

Autoreferat

Załącznik nr 2

do wniosku dra Macieja Szkulmowskiego z dnia 21 maja 2014
o przeprowadzenie postępowania habilitacyjnego
w dziedzinie nauk fizycznych w dyscyplinie fizyka.

1. Imię i nazwisko.

Maciej Tomasz Szkulmowski

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe/artystyczne – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.

2003 - tytuł magistra fizyki, specjalność Fizyka Doświadczalna, Wydział Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu,

2004 - tytuł magistra fizyki, specjalność Fizyka Komputerowa, Wydział Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu,

2008 - stopień doktora nauk fizycznych w zakresie fizyki, Wydział Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu, rozprawa pt. „Numeryczne metody zwiększania jakości obrazów w spektralnej tomografii optycznej”.

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych/artystycznych.

Od 2008 - adiunkt naukowy, Wydział Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu.

4. Wskazanie osiągnięcia wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. nr 65, poz. 595 ze zm.).

Jako osiągnięcie naukowe wynikające z ustawy wskazuję monotematyczny cykl publikacji na temat opracowanej przeze mnie spektralno-czasowej tomografii optycznej OCT (STdOCT – ang. spectral and time domain optical coherence tomography) pod zbiorczym tytułem:

Spektralno-czasowa tomografia optyczna OCT (STdOCT)

W skład osiągnięcia wchodzi następujące publikacje (numeracja jak w Załączniku 3):

- IB.1. **M. Szkulmowski**, A. Szkulmowska, T. Bajraszewski, A. Kowalczyk, M. Wojtkowski, "Flow velocity estimation using joint Spectral and Time domain Optical Coherence Tomography", Optics Express 16 (2008) 6008-6025.
Impact factor: 3.880, liczba cytowań: 88, mój udział: 60%.
- IB.2. A. Szkulmowska, **M. Szkulmowski**, D. Szlag, A. Kowalczyk, M. Wojtkowski, "Three-dimensional quantitative imaging of retinal and choroidal blood flow velocity using joint Spectral and Time domain Optical Coherence Tomography", Optics Express 17(13) (2009) 10584-10598.
Impact factor: 3.278, liczba cytowań: 50, mój udział: 40%.
- IB.3. **M. Szkulmowski**, I. Grulkowski, D. Szlag, A. Szkulmowska, A. Kowalczyk, M. Wojtkowski, "Flow velocity estimation by complex ambiguity free joint Spectral and Time domain Optical Coherence Tomography", Optics Express 17(16) (2009) 14281-14297.
Impact factor: 3.278, liczba cytowań: 18, mój udział: 65%.
- IB.4. **M. Szkulmowski**, I. Gorczyńska, D. Szlag, M. Sylwestrzak, A. Kowalczyk, and M. Wojtkowski, "Efficient reduction of speckle noise in Optical Coherence Tomography", Optics Express 20(2) (2012) 1337-1359.
Impact factor: 3.587, liczba cytowań: 18, mój udział: 70%.
- IB.5. B. F. Kennedy, M. Wojtkowski, **M. Szkulmowski**, K. M. Kennedy, K. Karnowski, and D. D. Sampson, "Improved measurement of vibration amplitude in dynamic optical coherence elastography", Biomedical Optics Express 3(12) (2012) 3138-3152.
Impact factor: 2.333, liczba cytowań: 6, mój udział: 35%.
- IB.6. **M. Szkulmowski** and M. Wojtkowski, "Averaging techniques for OCT imaging", Optics Express 21(8) (2013) 9757-9773.
Impact factor: 3.587, liczba cytowań: 3, mój udział: 95%.
- IB.7. A. Bouwens, D. Szlag, **M. Szkulmowski**, T. Bolmont, M. Wojtkowski, and T. Lasser, "Quantitative lateral and axial flow imaging with optical coherence microscopy," Optics Express 21(15) (2013) 17711-17729
Impact factor: 3.587, liczba cytowań: 1, mój udział: 20%.

Spektralno-czasowa tomografia optyczna OCT (STdOCT – ang. spectral and time domain optical coherence tomography) jest metodą akwizycji i analizy danych możliwą do zastosowania w różnych odmianach tomografii optycznej OCT (ang. optical coherence tomography) z detekcją w dziedzinie Fourierowskiej (FdOCT – ang. Fourier domain optical coherence tomography), która w ramach jednego schematu obliczeniowego umożliwia uzyskanie dla badanej próbki informacji o strukturze, rozkładzie prędkości, oraz o własnościach elastycznych i spektroskopowych.

Tomografia optyczna OCT z detekcją w dziedzinie Fourierowskiej (FdOCT) jest interferometryczną techniką obrazowania struktury wewnętrznej obiektów prawie przezroczystych za pomocą światła częściowo spójnego [1, 2]. Najczęściej wykorzystywane w tym celu jest światło z zakresu bliskiej podczerwieni od ok. 700 do 1300 nm, co wynika z dostępności źródeł o szerokim zakresie spektralnym, który jest niezbędny do osiągnięcia rozdzielczości obrazowania rzędu pojedynczych mikrometrów. FdOCT wykorzystuje interferometr Michelsona, w którego jednym ramieniu znajduje się nieruchome zwierciadło referencyjne, a w drugim obrazowana próbka. Światło powracające z obu ramion jest składane w trzecim ramieniu, w którym następuje detekcja. Rejestrowane jest widmo światła, które w wyniku interferencji części pochodzących z różnych ramion jest zmodulowane prążkami widmowymi o częstości zależnej od różnicy dróg optycznych pomiędzy ramionami. W przypadku większej liczby warstw rozpraszających w jednym z ramion rejestrowany sygnał jest sumą prążków widmowych o różnych częstościach. Zastosowanie transformacji Fouriera pozwala na odtworzenie optycznej odległości warstw rozpraszających względem zwierciadła referencyjnego, a w konsekwencji struktury wewnętrznej badanej próbki.

W ramach FdOCT można wydzielić dwie główne techniki różniące się sposobem detekcji prążków widmowych. Pierwsza z nich zwana jest spektralną tomografią optyczną (SOCT – ang. spectral optical coherence tomography) i wykorzystuje szerokopasmowe źródło światła oraz spektrometr [3]. Druga wersja wykorzystuje szybko strojone źródło laserowe oraz fotodiodę rejestrującą prążki widmowe w czasie (SSOCT – ang. swept source optical coherence tomography) [4]. Obie techniki konkurują pod względem szybkości akwizycji danych, przy czym w pierwszej ograniczeniem jest szybkość umieszczonych w spektrometrze kamer CCD lub CMOS, a w drugim szybkość strojenia laserów. W chwili obecnej szybkość rejestracji widm w SOCT sięga setek tysięcy linii na sekundę [5], a SSOCT kilku milionów [6].

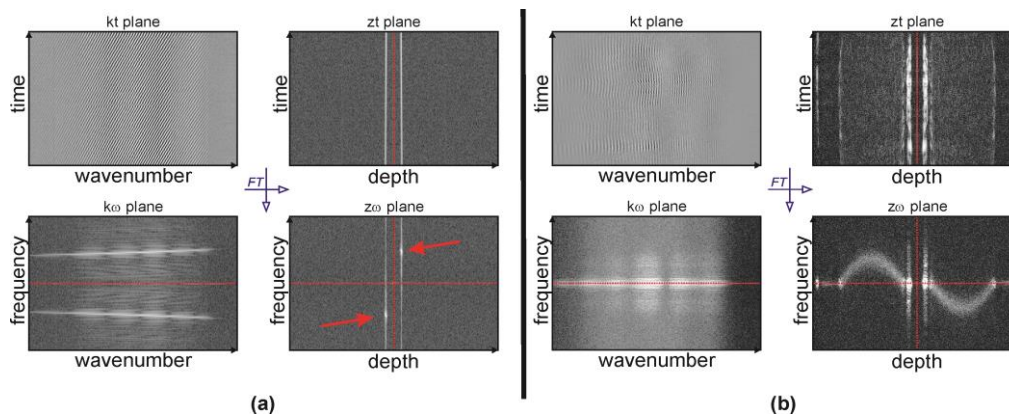
W technikach FdOCT szybkość akwizycji jest więc dwa do trzech rzędów wielkości większa niż w rozpowszechnionych niegdyś tomografach OCT działających w oparciu o detekcję w czasie (TdOCT – ang. time domain optical coherence tomography), w których fotodioda rejestrowała sygnał interferencyjny w trakcie mechanicznego przemieszczania zwierciadła referencyjnego. (ok. 4 tysiące linii na sekundę). Z uwagi na ogromną szybkość akwizycji danych, a co za tym idzie możliwość zbierania w krótkim czasie informacji o trójwymiarowej strukturze badanych próbek, a także na dużą czułość i duży zakres dynamiczny [7], tomografia FdOCT znalazła szerokie zastosowania w medycynie i biologii [2], a także w inspekcji dzieł sztuki i materiałów przemysłowych [8]. Na rynku pojawiło się też kilkanaście firm oferujących komercyjne urządzenia FdOCT do zastosowań w medycynie, w tym jedna firma polska: Optopol Technology S.A. (obecnie firma zależna Canon Inc.) wykorzystująca know-how Zespołu Fizyki Medycznej UMK, którego byłem w owym czasie członkiem. Tomografy SOCT Copernicus i Copernicus HR, były pierwszymi na świecie aparatami wykorzystującymi technikę FdOCT. Pragnę w tym miejscu zauważyć, że ta część oprogramowania, która zajmowała się w tych

tomografach rekonstrukcją obrazów tomograficznych z zarejestrowanych widm została napisana przeze mnie z wykorzystaniem moich autorskich algorytmów.

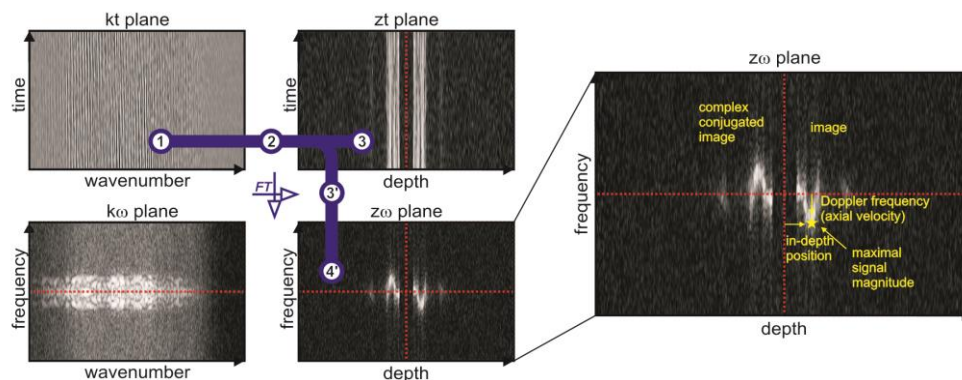
Z uwagi na bezkontaktowość oraz bezinwazyjność techniki FdOCT jest ona szczególnie predysponowana do obrazowania *in vivo* wrażliwych tkanek, takich jak np. oko ludzkie. Dlatego kolejnym etapem rozwoju techniki FdOCT stało się opracowanie metod obrazowania nie tylko struktury tkanek, ale również ich funkcji. Tak zwane funkcjonalne OCT umożliwia np. ilościowe wyznaczanie prędkości ruchu w funkcji głębokości [9], a w dalszej kolejności przestrzennego rozkładu współczynnika załamania i widma absorpcji w funkcji długości fali światła [10, 11]. Celem prac prowadzonych nad funkcjonalnym OCT jest opracowanie optycznej metody oceny stanu tkanki *in vivo*. W szczególności intensywne prace prowadzone są w dziedzinie wizualizacji prędkości przepływu krwi w dużych naczyniach krwionośnych oraz naczyniach włosowatych [12-14], co w przyszłości może dać informację o ukrwieniu tkanek. Istotną cechą tej metody jest brak konieczności stosowania zewnętrznych barwników fluorescencyjnych (jak fluoresceina czy zieleń indocyjaninowa), gdyż źródłem kontrastu naczyń krwionośnych jest ruch krwinek. Pomiaru ukrwienia w połączeniu z informacją o utlenowaniu krwi uzyskaną z pomiaru absorpcji umożliwią rozpoczęcie prac nad obrazowaniem procesów metabolicznych w tkankach. W ramach rozwoju technik funkcjonalnego FdOCT opracowano również metody wizualizacji własności mechanicznych tkanek [15] oraz rozkładu współczynnika załamania [16, 17]. Duże nadzieje związane są zwłaszcza z technikami obrazowania własności mechanicznych tkanek, gdyż np. zmiany sztywności tkanki często pojawiają się przy zmianach patologicznych.

Na fali zainteresowania metodami funkcjonalnego FdOCT w 2008 roku opracowałem nowatorską metodę wyznaczania rozkładu wartości rzutu prędkości na kierunek wiązki próbującej (prędkości wzdłużnej), którą nazwałem spektralno-czasową tomografią OCT (STdOCT – ang. spectral and time domain optical coherence tomography) [IB.1]. Dotychczasowe metody wyznaczania prędkości wzdłużnej opierały się na wyznaczeniu różnicy fazy początkowej pomiędzy dwoma zarejestrowanymi prążkami widmowymi. Różnica fazy jest proporcjonalna do zmiany różnicy dróg optycznych która nastąpiła pomiędzy akwizycjami obu widm. W praktyce technika polegała na wyznaczeniu różnic faz pomiędzy transformatami Fouriera widm, co w przypadku próbek złożonych z wielu warstw rozpraszających poruszających się z różną prędkością dawało rozkład zmiany drogi optycznej w funkcji głębokości. Następnie znając odstęp czasowy pomiędzy akwizycjami obu widm można było wyznaczyć rozkład prędkości wzdłużnej w funkcji głębokości. Problem zaczął pojawiać się w przypadku prób zwiększenia czułości pomiaru prędkości poprzez obserwację poruszającego się obiektu przez czas kilku akwizycji i uśrednianie obliczanych różnic faz. Uzyskiwane w ten sposób prędkości silnie zależały od stosunku sygnału do szumu oraz od bezwzględnej wartości prędkości. W celu rozwiązania tego problemu w miejsce obliczania różnic faz wykorzystałem podwójną transformację Fouriera zbioru prążków widmowych zebranych w kolejnych chwilach czasowych. W wyniku takiej operacji otrzymuje się obraz rozkładu prędkości wzdłużnej w funkcji głębokości w próbce. Metoda ta wykorzystuje informację zawartą we wszystkich zebranych prążkach widmowych i jednocześnie uwzględnia różny stosunek sygnału do szumu w każdym z widm. W efekcie technika ta charakteryzuje się większą czułością i z pozwala wyznaczyć prędkość wzdłużną z większą dokładnością niż poprzednio znane metody. W pracy [IB.1] wprowadziłem ponadto tzw. diagram STdOCT, który pokazuje wszystkie możliwości wykonania transformacji Fouriera na zebranych zbiorze prążków widmowych i jest wygodnym narzędziem do projektowania metod analizy danych dla funkcjonalnego FdOCT. Diagramy STdOCT dla prostych przypadków poruszającego się zwierciadła

oraz laminarnego przepływu cieczy w kapilarze pokazane są na Rys. 1, natomiast Rys. 2 pokazuje niezbędne kroki numeryczne potrzebne do uzyskania tomogramów metodą STdOCT oraz metodami klasycznymi.



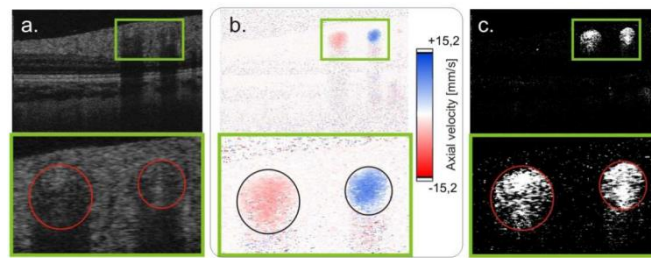
Rys. 1. Diagramy STdOCT. W lewym górnym rogu każdego diagramu znajdują się dane pomiarowe. Poziome przejścia pomiędzy panelami dokonywane są za pomocą transformacji Fouriera z dziedziny liczb falowych do dziedziny położenia, podczas gdy przejścia pionowe za pomocą transformacji Fouriera z dziedziny czasu do dziedziny częstości. W celach wizualizacji wyrysowywana jest amplituda otrzymywanych sygnałów zespolonych. Użyteczna informacja może być łatwo wydobyta z sygnału poddanego dwukrotnie transformacji Fouriera (panele w prawym dolnym rogu diagramów). Na tym panelu dla każdej głębokości w próbce (w ramach dostępnego zakresu pomiarowego) można odczytać natężenie światła rozproszonego oraz częstość zbudnień dopplerowskich związanych z ruchem centrów rozpraszających na tej głębokości (zobacz też Rys. 2). Na tym panelu obrazy są symetryczne względem centralnego punktu z uwagi na fakt, że pierwotne dane pomiarowe są dane liczbami rzeczywistymi. (a) Diagram STdOCT dla eksperymentu z poruszającym się zwierciadłem jako obiektem. Czerwone strzałki wskazują położenie obrazu zwierciadła i jego sprzężonego obrazu. Położenie punktu daje jednocześnie informację o położeniu i prędkości zwierciadła względem zwierciadła referencyjnego. (b) Diagram STdOCT dla pomiaru rozpraszającej cieczy poruszającej się laminarnie w szklanej kapilarze. Widoczny jest paraboliczny rozkład prędkości w funkcji głębokości. Rysunek pochodzi z pracy IB.3.



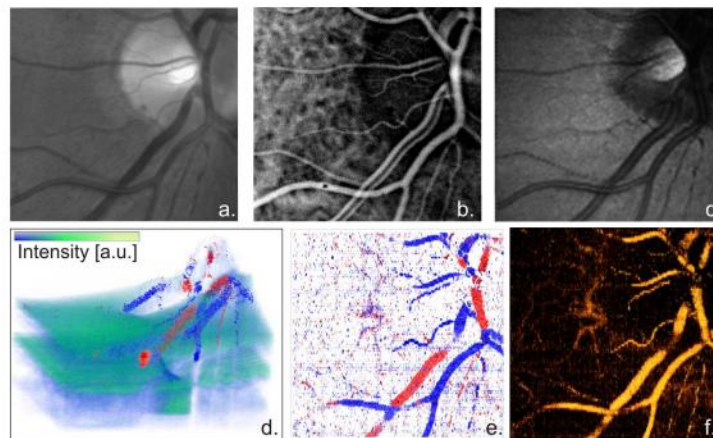
Rys. 2. Diagram STdOCT dla danych uzyskanych z siatkówki oka ludzkiego. Na diagramie zaznaczona jest kolejność działań potrzebnych do uzyskania obrazów tomograficznych metodą STdOCT. 1. Obliczenia wstępne (odejmowanie artefaktów pomiarowych, interpolacja sygnału pomiarowego do dziedziny liczb falowych, numeryczna kompensacja dyspersji). 2. Transformacja Fouriera sygnału z dziedziny liczb falowych do dziedziny położenia. 3. Klasyczne metody uzyskania tomogramów strukturalnych i funkcjonalnych (uśrednianie amplitud transformatów w celu uzyskania obrazów strukturalnych i uśrednianie różnic faz transformatów w celu uzyskania map prędkości wzdłużnych). 3'. Transformacja Fouriera sygnału z dziedziny czasu do dziedziny częstości. 4'. Tworzenie obrazów w metodzie STdOCT. Dla każdego położenia znajdujemy rozkład sygnału w dziedzinie częstości. Wartość centralna rozkładu jest proporcjonalna do prędkości wzdłużnej i wykorzystywana jest do tworzenia map prędkości, a wysokość proporcjonalna jest do natężenia światła rozproszonego i używana jest do tworzenia tomogramów strukturalnych. Rysunek pochodzi z pracy IB.6.

Pokazałem również ilościowe różnice w jakości estymacji prędkości pomiędzy STdOCT, a poprzednio używanymi metodami analizy fazy [9] oraz udowodniłem, że możliwe jest ilościowe wyznaczenie prędkości wzdłużnej w oku ludzkim *in vivo* przy czasach ekspozycji detektora rzędu 1 μ s. Z uwagi na

te obiecujące własności metody STdOCT w połączeniu z dużą szybkością akwizycji danych oferowaną przez FdOCT, w kolejnym roku pokazałem jej zastosowanie w trójwymiarowym obrazowaniu strukturalnym i funkcjonalnym siatkówki oka ludzkiego *in vivo* [IB.2]. W tej pracy zaprezentowano trójwymiarowe mapy prędkości wzdluznej okolic tarczy nerwu wzrokowego i plamki żółtej. Wyniki te pokazane są na Rys. 3 i Rys. 4 poniżej. Opracowano również technikę kasowania niepożądanego wpływu ruchu całej próbki (co jest nie do uniknięcia w przypadku obrazowania oka ludzkiego *in vivo*) przy wykorzystaniu informacji dostarczanej przez STdOCT. Pokazano również, że poza ilościową informacją o rozkładzie prędkości wzdluznej w dużych i średnich naczyniach krwionośnych oka można uzyskiwać jakościowe mapy angiograficzne pokazujące z dużą czułością bardzo słabo kontrastujące naczynia włosowate.



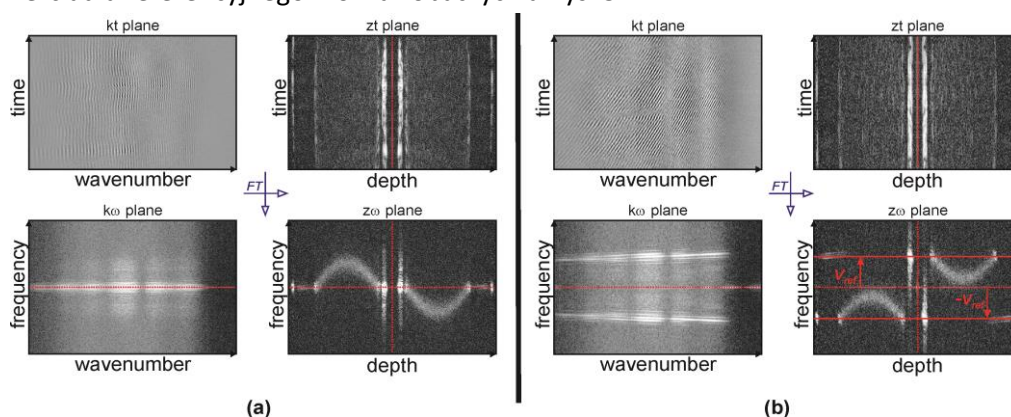
Rys. 3. Wykorzystanie metody STdOCT do obrazowania oka ludzkiego *in-vivo*. W dolnym rzędzie znajdują się wycinki obrazów z górnego rzędu powiększone 2.5x. Okręgi określają położenie dużych naczyń krwionośnych. Każda pionowa linia tomogramów powstaje w sposób pokazany na Rys. 2. (a) Tomogram strukturalny. Natężenie proporcjonalne jest do zdolności rozpraszającej obiektu. (b) Mapa prędkości. Kierunek prędkości jest zawsze równoległy do wiązki próbki (światło pada na obiekt od góry obrazu) Kolorami określono zwrot ruchu krwi (niebieski oznacza ruch od tomografu, a czerwony w kierunku tomografu). Nasycenie koloru jest proporcjonalne do szybkości ruchu. (c) Tomogram z wysegmentowanymi naczyniami krwionośnymi. Wykorzystywana jest informacja z obrazów a. i b. Zachowane są jedynie te punkty z tomogramu strukturalnego (a), dla których szybkość odczytana z mapy prędkości (b) jest większa od zadanego progu.
Rysunek pochodzi z pracy IB.2.



Rys. 4. Naczynia krwionośne w otoczeniu tarczy nerwu wzrokowego oka ludzkiego *in-vivo*. Obszar obrazowania 5mm na 5mm. (a) Fotografia w świetle bezczerwieni (red-free fundus photography). (b) Angiografia z wykorzystaniem zieleni indocyjaninowej (ICG angiography). (c) Obraz dna oka uzyskany z trójwymiarowych danych SOCT (punkt obrazu otrzymywany przez zsumowanie całkowitego rozproszenia światła w pojedynczej linii tomogramu SOCT, Rys. 3(a)), do stworzenia obrazu wykorzystano 100 tomogramów po 2200 linii każdy. (d) Złożenie trójwymiarowych danych strukturalnych i informacji o rozkładzie prędkości uzyskanych z danych STdOCT, Rys. 3(a-b). (e) Mapa dna oka z oznaczonymi prędkościami wzdluznymi. Punkt mapy powstaje z pojedynczej linii mapy prędkości STdOCT, Rys. 3(b). (f) Mapa dna oka z oznaczonymi naczyniami (angiografia SOCT). Punkt mapy powstaje z pojedynczej linii mapy z wysegmentowanymi naczyniami, Rys. 3(c).
Rysunek pochodzi z pracy IB.2.

Dowiedzenie celowości zastosowania tej metody w praktycznych badaniach okulistycznych zaowocowało szeregiem prac i artykułów pokonferencyjnych, w których została ona zastosowana [IIA.21, IIC.2, IIC.15, IIC.17, IIC.20, IIC.23-IIC.25, IIC.27, IIC.30-IIC.32, IIC.39, IIC.42]. Z powodzeniem zastosowano ją również do oceny przepływu krwi w mózgu gryzoni *in vivo* [IIA.24, IIC.33, IIC.34] oraz w mikrokanałach [IIA.27, IIC.21, IIC.25, IIC.28, IIC.38]. Łączona była również z technikami wyznaczania całkowitej prędkości przepływów oraz metodami wyznaczania absorpcji [IIC.19, IIC.21, IIC.29]. Metoda STdOCT w zastosowaniu do wyznaczania przepływu krwi w oku ludzkim została skomercjalizowana i przekazana do wdrożenia partnerowi przemysłowemu [IIIQ.3].

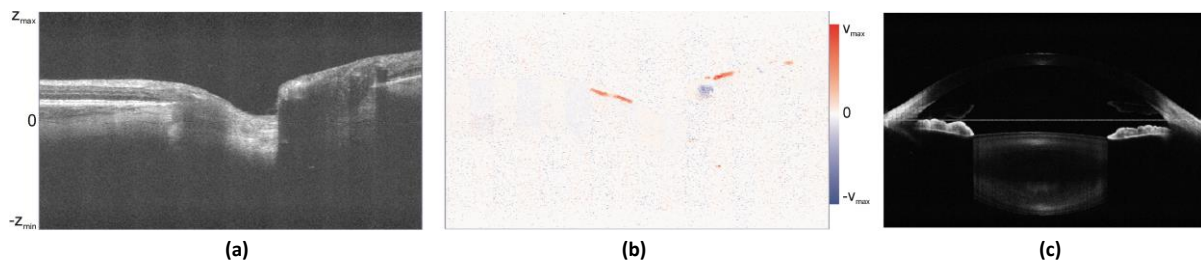
W kolejnym kroku rozwoju metody wykorzystałem diagram STdOCT do takiego jej udoskonalenia, aby wraz z oceną wartości prędkości wzdłużnej, rozwiązać problem ograniczenia zakresu obrazowania typowy dla FdOCT [IB.3]. Ograniczenie zakresu obrazowania związane jest z faktem, że rejestrowane prążki widmowe mają wartości rzeczywiste. Z tego powodu ich transformata Fouriera zawiera składowe symetryczne („lustrzane”) względem punktu odpowiadającego równości dróg optycznych. Standardowa praktyka pomiarowa polega więc na takim umiejscowieniu badanej próbki względem położenia zwierciadła referencyjnego, że lustrzany obraz znajduje się w całości po stronie położenia ujemnych względem położenia obrazu właściwego, co powoduje, że obrazy nie nakładają się. Odbywa się to jednak kosztem ograniczenia do połowy dostępnego zakresu pomiarowego. Rozwiązanie tego problemu było znane i polegało na wprowadzeniu dodatkowej prędkości wzdłużnej za pomocą optycznej linii opóźniającej np. ruchomego zwierciadła referencyjnego [18]. W wyniku wprowadzenia konkretnych i ściśle zdefiniowanych opóźnień dla kolejnych pomiarów prążków widmowych można było wyciszyć zespoloną postać prążków widmowych pozbawioną składowych lustrzanych. Wadą tych algorytmów była konieczność wprowadzania precyzyjnych opóźnień fazowych. Nie było również możliwości jednoczesnego szacowania prędkości wzdłużnej. W zaproponowanej przeze mnie metodzie bazującej na STdOCT również wykorzystuje się dodatkową prędkość wzdłużną, lecz nie musi być ona precyzyjnie określona. Korzysta się z faktu, że prędkość wzdłużna całego obiektu powoduje przesunięcie jego obrazu na osi prędkości w kierunku przeciwnym do przesuwania się jego obrazu lustrzanego. Zmianę w diagramach STdOCT w wyniku wprowadzenia ruchu zwierciadła referencyjnego można zobaczyć na Rys. 5.



Rys. 5. Diagramy STdOCT dla cieczy rozpraszającej płynącej w szklanej kapilarze. (a) dane zebrane w standardowej konfiguracji z nieruchomym zwierciadłem referencyjnym; (b) z dodatkową prędkością v_{ref} zadaną przez zwierciadło w ramieniu referencyjnym. Dodatkowa prędkość powoduje rozsuniecie się obrazów wzdłuż osi częstotliwości i umożliwia łatwe oddzielenie, nawet w przypadku gdy przekrywają się częściowo bądź w całości zakresem położenia. Rysunek pochodzi z pracy IB.3.

Na diagramach przedstawionych na Rys. 5 widać, że lustrzane obrazy zostają rozsunięte w dziedzinie prędkości i nie zachodzą na siebie w dziedzinie położenia przestrzennych. Jeżeli przyłożony ruch ma

szybkość równą połowie maksymalnej szybkości rejestrowanej przez układ FdOCT, to składowe prędkości pochodzące od próbki (np. ruch krwi w oku) są również odseparowane od odpowiednich składowych z obrazu lustrzanego. Uzyskuje się więc jednocześnie podwojenie zakresu obrazowania oraz dostęp do informacji o prędkości wzdłużnej wewnątrz próbki. Metoda została zastosowana do obrazowania siatkówki oka ludzkiego *in vivo* [IB.3], jak również w obrazowaniu wyłącznie strukturalnym i zaowocowała pierwszym w świecie obrazem całego odcinka przedniego oka ludzkiego *in vivo* (od tylnej ściany soczewki do filmu łzowego na rogówce) uzyskany standardowym tomografem SOCT [IIA.19]. Oba przykłady zaprezentowane są na Rys. 6.



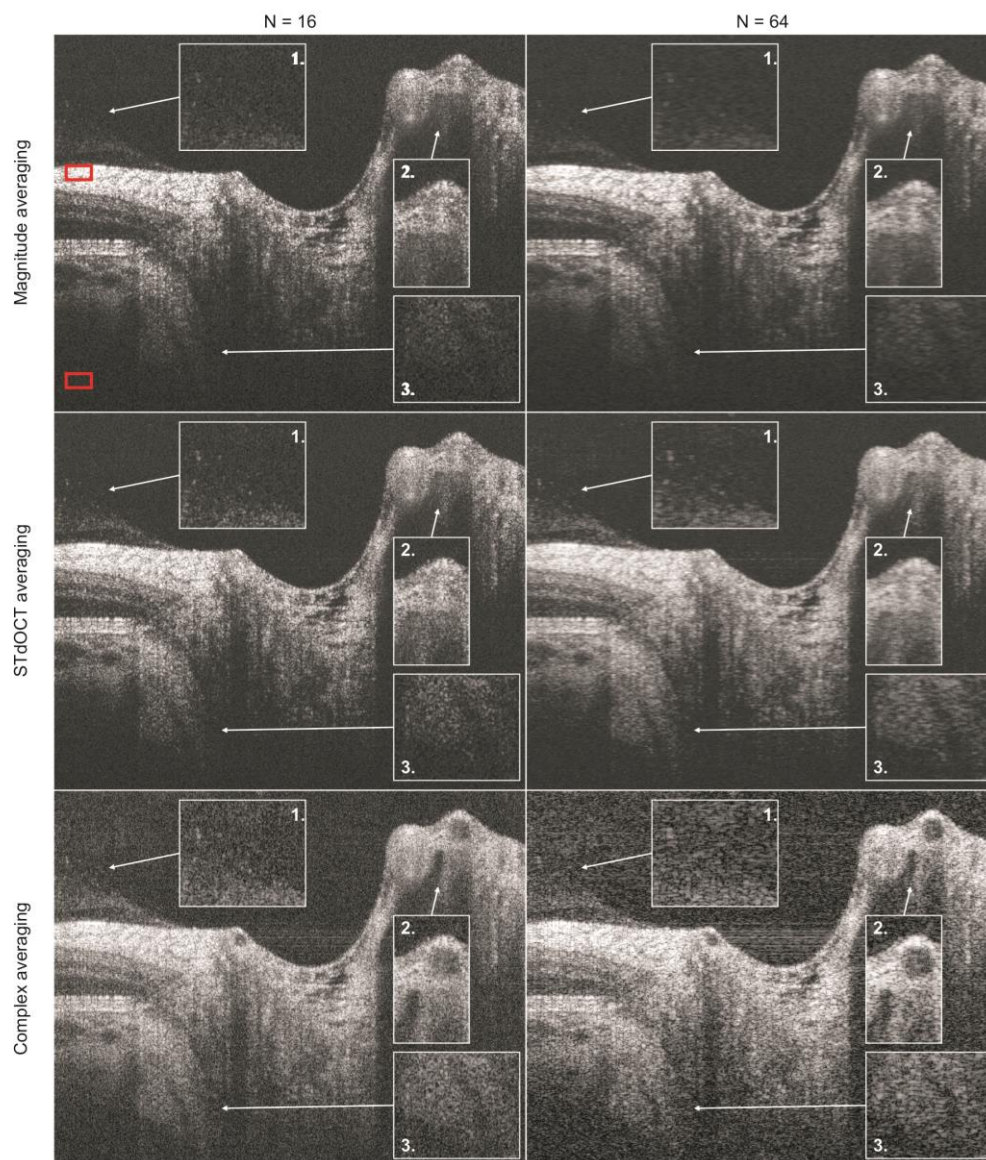
Rys. 6. Obrazy oka ludzkiego *in vivo* z obrazem lustrzanym usuniętym metodą STdOCT. (a) Tomogram strukturalny okolic tarczy nerwu wzrokowego; (b) mapa prędkości odpowiadająca tomogramowi z obrazu a. (c) Tomogram strukturalny całej komory przedniej oka ludzkiego *in vivo*. Widoczna jest cała komora od przedniej warstwy rogówki do tylnej ściany soczewki.

Rysunki a i b pochodzą z pracy IB.3, rysunek c. z pracy IIA.19.

Wyniki prac nad tym zastosowaniem metody STdOCT zostały skomercjalizowane przez przekazanie ich partnerowi przemysłowemu Optopol Technology S.A. [IIIQ.2]. Przedstawiona w publikacji linia opóźniająca otrzymała ochronę patentową [IIB.1], a sama metoda pomiaru prędkości wzdłużnej w pełnozakresowej FdOCT została przedstawiona do ochrony w formie zgłoszenia patentowego [IIB.5].

Dalszym etapem pracy było wykorzystanie STdOCT do zwiększenia jakości obrazowania strukturalnego. W najprostszym i najpowszechniejszym podejściu pojedyncza linia tomogramu strukturalnego jest obliczana jako moduł transformaty prążków widmowych [19]. Z uwagi na fakt, że współczesne techniki FdOCT charakteryzują się ogromną szybkością zbierania prążków widmowych, to naturalną tendencją jest próba zmaksymalizowania jakości uzyskiwanych obrazów tomograficznych poprzez uśrednienia uzyskanych danych pomiarowych. Najczęściej wykonywane jest to poprzez uśrednianie transformat prążków przed, lub po obliczeniu modułu (odpowiednio uśrednianie zespolone lub amplitudowe). W ramach prac nad STdOCT pokazano, że może być ona rozpatrywana jako ważone uśrednianie prążków widmowych. Jakościowe porównanie techniki STdOCT z innymi technikami uśredniania informacji OCT zaprezentowałem na konferencji [IIJ.6] i w materiałach pokonferencyjnych [IIC.32]. W pracy [IB.6] zaprezentowałem od strony teoretycznej i eksperymentalnej, że najlepszy stosunek kontrastu do szumu (CNR – ang. contrast-to-noise ratio) w obrazach tomograficznych, w porównaniu do wyników uzyskanych uśrednianiem zespolonym i amplitudowym, można uzyskać tworząc obrazy strukturalne z wartości natężenia sygnału po dwóch transformacjach Fouriera, czyli tak jak to jest robione w metodzie STdOCT. Wyzaczyłem rozkłady natężenia sygnału OCT po uśrednieniu różnymi metodami, przeanalizowałem dla każdej metody zależność jakości obrazu (mierzonej za pomocą kontrastu, stosunku kontrastu do szumu, stosunku sygnału do szumu i zakresu dynamicznego) od liczby uśrednionych prążków widmowych. Wynikiem pracy było pokazanie przewagi podejścia opartego na STdOCT nad innymi uśrednieniami dla obu typu obiektów spotykanych w OCT: odbijającego oraz rozpraszającego. Na Rys. 7 pokazana jest zwiększona jakość obrazów otrzymanych metodą STdOCT dla oka ludzkiego *in vivo*. Pokazałem również, że

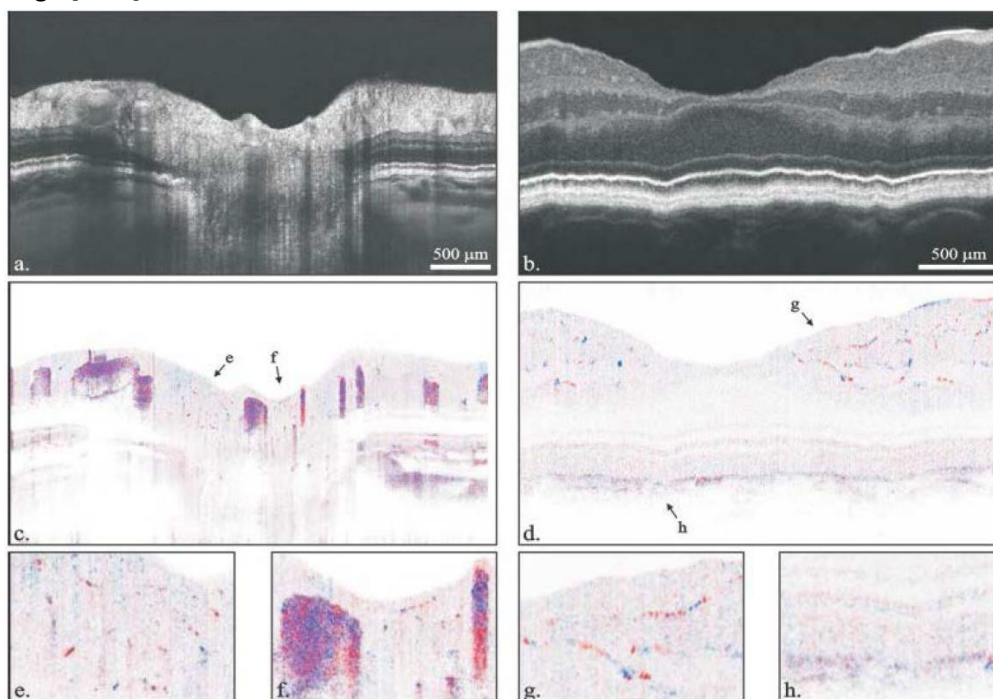
uzasadnione jest zastosowanie STdOCT do uśredniania obrazów wykonywanego w procedurach uśredniania szumu plamkowego, w których całkowicie zawodzi np. uśrednianie zespolone.



Rys. 7. Porównanie metod uśredniania danych pomiarowych w OCT z detekcją fourierowską na przykładzie tomogramu okolic tarczy nerwu wzrokowego oka ludzkiego *in vivo*. Porównywane są klasyczne metody uśredniania danych pomiarowych (uśrednianie zespolonych transformant lub ich amplitud – odpowiednio *complex* i *amplitude averaging*) z uśrednianiem metodą STdOCT (*STdOCT averaging*). Patrz też Rys. 2. Wstawki są powiększone 1,7x i pokazują odpowiednio: 1. ciało szkliste; 2. duże siatkówkowe naczynie krwionośne; 3. Naczyniówkę. Rysunek pochodzi z pracy IB.6.

Problematyce uśredniania szumu plamkowego poświęcona jest w całości praca [IB.4]. Najczęściej problem zmniejszania kontrastu szumu plamkowego rozwiązywany jest w OCT poprzez uśrednienie zbioru obrazów tomograficznych zebranych z prawie identycznej pozycji w próbce, ale przesuniętych o odległość porównywalną ze średnicą wiązki próbkującej [20, 21]. Przy założeniu, że elementy obrazowanej struktury są większe niż rozmiar plamki, uśrednianie takich obrazów pozostawia detale strukturalne oraz zmniejsza kontrast szumu plamkowego. Istotnym problemem takiego podejścia w obrazowaniu *in vivo* są artefakty ruchowe. W wyniku ruchów oka poszczególne tomogramy są względem siebie przesunięte w stopniu większym niż wymagany, co prowadzi do drastycznego niekiedy spadku rozdzielczości. Techniki uśredniania tomogramów są tak czułe na ruch próbki, gdyż

odstęp czasowy pomiędzy uśrednianymi liniami jest równy czasowi ekspozycji całego tomogramu złożonego niekiedy z tysięcy linii, czyli niekiedy nawet kilkadziesiąt lub kilkaset milisekund. Częściowo artefaktom ruchowym można zaradzić stosując korekcję numeryczną obrazów, lecz nie zawsze daje to wystarczające rezultaty, a zawsze prowadzi do istotnego wydłużenia czasu generacji wynikowego tomogramu. W pracy [IB.4] zaproponowałem nowatorskie podejście do sposobu akwizycji danych w OCT, w którym problem artefaktów ruchowych został praktycznie całkowicie wyeliminowany. W tej metodzie odstęp czasowy pomiędzy akwizycją prążków widmowych wykorzystywanych do uśrednienia został zminimalizowany i uśredniane są linie zbierane w następujących po sobie aktach akwizycji. Innymi słowy, przed rozpoczęciem zbierania informacji niezbędnej do wytworzenia kolejnej linii uśrednionego tomogramu zebrana jest cała informacja potrzebna do linii poprzedniej. Podejście to nie wymaga praktycznie żadnych numerycznych korekt zebranych obrazów, więc jest na tyle szybkie, że pokazano jego zastosowanie w obrazowaniu w czasie rzeczywistym oka ludzkiego *in vivo*. Brak ingerencji numerycznej w obraz oraz brak artefaktów ruchowych umożliwia zastosowanie techniki STdOCT, co prowadzi do dwóch dodatkowych zalet: zwiększona jest jakość uzyskiwanych obrazów strukturalnych (zgodnie z wynikami uzyskanymi w pracy [IB.6]) oraz możliwa jest ocena prędkości wzdłużnej [IB.1, IB.2, IB3], co jest niewykonalne przy innych znanych technikach zmniejszania kontrastu szumu plamkowego w FdOCT. Przykład jednoczesnego obrazowania prędkości wzdłużnej ze zmniejszaniem kontrastu szumu plamkowego przedstawiona jest na Rys. 8. Warto wspomnieć, że technika ta została skomercjalizowana [IIIQ.4] i jest przedmiotem zgłoszenia patentowego [IIB.9].

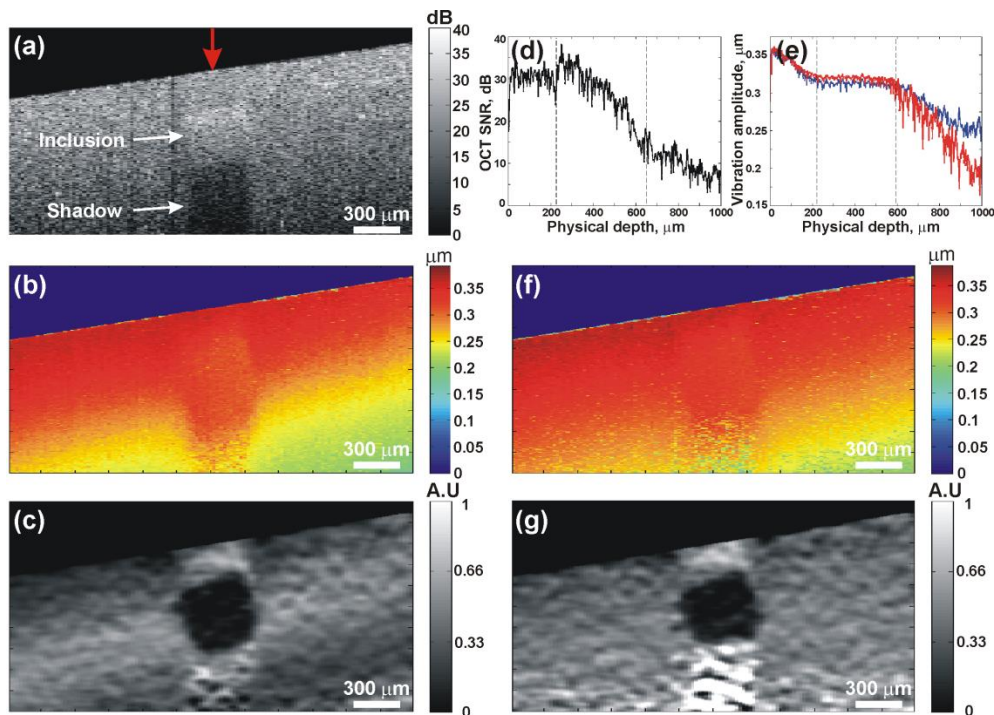


Rys. 8. Uśrednianie szumu plamkowego z jednoczesnym tworzeniem map prędkości wzdłużnej. (a) Tomogram strukturalny okolic tarczy nerwu wzrokowego oka ludzkiego *in vivo*. Zakres obrazowania 7 mm. (b) Tomogram strukturalny okolic plamki żółtej oka ludzkiego *in vivo*. Zakres obrazowania 3 mm. (c) Mapa prędkości wzdłużnej dla tomogramu a.; (d) Mapa prędkości wzdłużnej dla tomogramu b. (e-f) Powiększenia obszarów z c. (g-h) Powiększenia obszarów z d.

Rysunek pochodzi z pracy IB.4.

W przeciwieństwie do klasycznych metod oceny prędkości wzdłużnej w FdOCT, dzięki technice STdOCT otrzymujemy całe widmo częstości Dopplera, a nie jedynie jego wartość średnią. Pozwala to na rozszerzenie zakresu pomiarów funkcjonalnych dostępnych za pomocą FdOCT. W pracy [IB.5] we

współpracy z naukowcami z University of Western Australia pokazaliśmy, że za pomocą STdOCT można z większą niż dotychczas czułością wyznaczyć częstotliwość i amplitudę mechanicznych wibracji w funkcji głębokości w próbce. Wykorzystaliśmy fakt, że widmo częstotliwości prążków widmowych modulowanych w czasie wskutek ruchu oscylacyjnego może być przedstawione w sposób równoważny jako suma kolejnych harmonicznych częstotliwości modulującej. Amplitudy tych harmonicznych zależą od funkcji Bessela pierwszego rodzaju z argumentem zależnym od amplitudy ruchu oscylacyjnego. W wymienionej pracy zaproponowaliśmy metodę wyznaczenia amplitudy i częstotliwości drgań w funkcji głębokości w próbce na podstawie widma Dopplerowskiego obliczanego za pomocą STdOCT. W analizowanym przypadku widmo Dopplera jest zbiorem pików odpowiadających kolejnym harmonicznym częstotliwości wzbudzenia, co pozwala na wyznaczenie amplitudy drgań w funkcji głębokości. Analizując zmianę wyznaczonej amplitudy drgań wyznaczyliśmy rozkład sztywności badanych próbek: fantomu o znanych właściwościach mechanicznych oraz tkanki zwierzęcej *ex vivo*. W pracy pokazaliśmy, że dla obu przypadków podejście oparte o technikę STdOCT jest czulsze niż tradycyjne metody oparte o analizę fazy prążków widmowych i pozwala na uzyskanie miarodajnych wyników w przypadku niskiego stosunku sygnału do szumu. Wyniki uzyskane dla fantomu pokazane są na Rys. 9.



Rys. 9. Zastosowanie techniki STdOCT do pomiaru elastyczności próbki: (a) Strukturalny tomogram OCT; (b) Mapa amplitudy wibracji uzyskana metodą STdOCT. (c) Elastogram – mapa własności elastycznych próbki (ciemny kolor oznacza dużą sztywność) uzyskana metodą STdOCT; (d) pojedyncza linia tomogramu a. z pozycji oznaczonej strzałką. (e) Amplitudy wibracji dla tej linii uzyskane metodą STdOCT (kolor niebieski) oraz klasyczną metodą fazową (kolor czerwony). (f) Mapa amplitudy wibracji uzyskana klasyczną metodą fazową oraz (g) elastogram uzyskany z f. Rysunek pochodzi z pracy IB.5.

Następnym wykorzystaniem techniki STdOCT jest pokazana wspólnie z naukowcami z École Polytechnique Fédérale de Lausanne ze Szwajcarii metoda wyznaczania prędkości poprzecznej do kierunku padania wiązki światła [IB.7]. Metody wyznaczania prędkości wzdłużnej są dla FdOCT znane i stosowane od ponad 10 lat. Problemem jest wyznaczenie składowej ruchu prostopadłej do wiązki światła (prędkości poprzecznej). Powszechnie wiadomo było, że o ile wartość średnia widma Dopplera jest proporcjonalna do prędkości wzdłużnej, to do prędkości poprzecznej proporcjonalne jest poszerzenie tego widma [22, 23]. W pracy [IB.7] stworzyliśmy model teoretyczny, który łączy

poszerzenie widma Dopplera z prędkościami wzdłużną i poprzeczną oraz z parametrami optycznymi wiązki próbki i ośrodka. Model został eksperymentalnie potwierdzony w kontrolowanych warunkach na szklanych kapilarach z dokładnie określonymi prędkościami przepływu cieczy. Jak wspomniano wcześniej, technika STdOCT daje obraz widma Dopplera dla każdej głębokości w próbce i została wykorzystana do eksperymentalnego znalezienia parametrów widma Dopplera, na podstawie których wyznaczano obie składowe prędkości. Model teoretyczny w połączeniu z STdOCT okazał się poprawny dla dwóch konfiguracji pomiarowych FdOCT: standardowego z oświetleniem próbki wiązką gaussowską oraz w układzie z oświetleniem próbki za pomocą wiązki Bessela.

Podsumowując, metoda STdOCT jest uniwersalnym narzędziem do generacji tomogramów w FdOCT. W ramach jednego paradygmatu obliczeniowego pozwala na otrzymanie tomogramów strukturalnych o jakości wyższej niż innymi metodami, jak i tomogramów mapujących prędkości przepływów wzdłużne i poprzeczne oraz własności mechaniczne. Pozwala również na uzyskiwanie tych wyników równocześnie z procedurą podwajania zakresu obrazowania. Prace nad rozwojem techniki STdOCT trwają nadal. Nieopublikowane jeszcze wyniki dowodzą, że możliwe jest jej zastosowanie do oceny widma ekstynkcji światła w funkcji głębokości w próbce, a także do oceny rozkładu przestrzennego współczynnika załamania światła. Potencjał techniki STdOCT do wysokiej jakości obrazowania struktury i funkcji w FdOCT zaowocował 12 publikacjami w czasopiśmie recenzowanych, 18 zgłoszeniami konferencyjnymi oraz dwoma zgłoszeniami patentowymi i trzema komercjalizacjami. W chwili obecnej w końcowej fazie edycji znajduje się przeglądowa publikacja książkowa z dziedziny tomografii optycznej OCT, w której technice STdOCT poświęcony jest fragment rozdziału dotyczący metod pomiaru przepływów w oku ludzkim, którego jestem współautorem [IID.1].

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo - badawczych (artystycznych).

Moje główne zadania badawcze związane były z analizą danych uzyskiwanych przez tomografy optyczne OCT. Do momentu uzyskania stopnia doktora zajmowałem się rozwojem wydajnych procedur przetwarzających rejestrowane prążki widmowe do linii gotowych tomogramów. Opracowałem szereg algorytmów, które rozwiązują w wydajny sposób problemy pojawiające się w FdOCT. Pierwszym z nich jest dramatyczny spadek rozdzielczości wzdłużnej spowodowany nieliniową rejestracją prążków widmowych w funkcji liczby falowej. W celu otrzymania maksymalnej rozdzielczości konieczne jest znalezienie dokładnej zależności łączącej punkty pomiarowe z liczbą falową światła, wykorzystując jedynie światło próbki OCT. Metody muszą być na tyle szybkie i proste, żeby dało się je wykonać w warunkach laboratoryjnych w czasie pojedynczych minut. Opracowałem uniwersalną procedurę obliczeniową, która może wykorzystywać dane otrzymane w wyniku różnych procedur pomiarowych. Została z sukcesem zastosowana zarówno do układów SOCT jak i SSOCT [IIA.2, IIA.20]. Po rozwiązaniu tego problemu opracowałem ścieżkę obliczeniową transformującą prążki widmowe do linii tomogramu, która składa się z usunięcia artefaktów związanych z refleksami w interferometrze, korekcji nieliniowości pomiaru, korekcji nieskompensowanej dyspersji w ramionach interferometru i transformacji Fouriera. Wszystkie kroki zostały dopracowane pod kątem ilości niezbędnych obliczeń i pozwalają na przeliczanie około 40 tysięcy prążków widmowych na sekundę na jednym rdzeniu CPU. To rozwiązanie zostało skomercjalizowane [IIIQ.1] i tomografy optyczne SOCT Copernicus i SOCT Copernicus HD oferowane przez polską firmę Optopol Technology S.A. generują tomogramy w oparciu o opracowane przeze mnie algorytmy. Ponadto są stosowane w codziennej praktyce laboratoryjnej w Zespole Optycznego

Obrazowania Biomedycznego UMK, w którym pracuję, oraz w badaniach okulistycznych prowadzonych przez współpracujących z Zespołem lekarzy [IIA.6-IIA.8, IIA.11, IIA.14-IIA.23, IIA.28, IIC.6-IIC.9, IIC.13-IIC.14, IIC.16, IIC.22, IIC.41] i materiałowych [IIA.9, IIC.10-IIC.12]. Moje algorytmy zaimplementowane są również w oprogramowaniu tomografu optycznego SOCT zbudowanego dla współpracowników z madryckiego Instituto de Óptica "Daza de Valdés" [IIA.24]. Z uwagi na łatwość skalowania i zrównoleglenia obliczeń w tych algorytmach przystosowaliśmy je do wykonywania na kartach graficznych GPU, co pozwoliło osiągnąć prędkości obliczeń rzędu miliona linii na sekundę [IIA.26, IIC.26, IIC.36, IIC.40].

W ramach poszukiwań technik numerycznych poprawiających jakość obrazów OCT podjąłem próbę zastosowania do obrazów tomograficznych dekonwolucji w celu zwiększenia rozdzielczości powyżej limitu narzucanego przez długość spójności stosowanego światła [IIA.2, IIC.3]. W tym celu opracowałem technikę, która w przypadku danych OCT korzysta ze specyficznych symetrii macierzy dekonwolucji i używa transformacji Fouriera w miejsce mnożenia macierzy. W efekcie radykalnie zwiększyłem szybkość obliczeń, co doprowadziło do ówczynie najszybszej na świecie metody dekonwolucji w zastosowaniach w OCT.

Kolejnym obszarem zainteresowań było opracowanie technik zwiększenia zakresu pomiarowego w obrazowaniu FdOCT. Partycypowałem w rozwoju technik bazujących na znanych z holografii metod wieloklatkowych [IIA.1, IIA.3, IIC.1, IIC.4, IIC.5] i opracowałem uniwersalną technikę usuwania resztkowych artefaktów z obrazów otrzymanych metodami wieloklatkowymi [IIA.5]. Zwieńczeniem prac w tej dziedzinie było opracowanie opisanego wcześniej wariantu metody STdOCT, który umożliwia połączenie podwajania zakresu z obrazowaniem strukturalnym i funkcjonalnym [IB.3, IIA.19].

Niezależnie od prac nad techniką STdOCT do obrazowania prędkości przepływów rozwijałem istniejące metody korzystające z różnicy faz prążków widmowych. W [IIA.13] pokazaliśmy metodę korzystniejszego uśredniania danych, która daje poprawne wyniki oszacowania prędkości dla niższych wartości stosunku sygnału do szumu oraz pozbawiona jest artefaktów pojawiających się wcześniej dla wartości prędkości zbliżających się do maksymalnej teoretycznej prędkości rejestrowanej przez układ. Wspierałem również prace zespołu nad rozwojem technik wizualizacji naczyń krwionośnych przy wykorzystaniu zarówno informacji fazowej jak i natężeniowej [IIC.35, IIC.37].

Innym problemem rozwiązany przeze mnie w ramach pracy nad zwiększaniem jakości obrazów tomograficznych było opracowanie metody korekcji zniekształceń geometrycznych obrazowanych obiektów wynikających z refrakcji światła na powierzchniach oddzielających objętości w próbce o różnych współczynnikach załamania. Linie, składające się na obraz OCT pokazują granice kolejnych struktur wzdłuż wiązki próbkującej. Promienie załamane widoczne są jako linie proste, a odległości są odległościami optycznymi. Opracowałem metodę, która na podstawie znajomości współczynników załamania ośrodków, w których przemieszcza się wiązka, odtwarza kąty załamania wiązki na granicach pomiędzy obszarami i tak przekształca tomogram, by obraz odpowiadał faktycznym rozmiarom geometrycznym obrazowanej próbki. Otrzymana metoda została wykorzystana do korekcji obrazów okulistycznych [IIA.3], jak i w badaniach materiałowych [IIC.11]. Opracowałem też metodę reorientacji trójwymiarowych obrazów przedniej oka ludzkiego w oparciu o oś prostopadłą do płaszczyzny źrenicy. Metoda została wykorzystana do tworzenia ilościowych map grubości i map topograficznych rogówki oka ludzkiego [IIA.23].

W 2007 roku opracowałem technikę półautomatycznej segmentacji warstw siatkówki do celów ilościowej oceny progresji chorób oka. Metoda została opisana w pracy [IIA.10], a następnie stosowana w badaniach klinicznych [IIA.14, IIA.16, IIA.18, IIA.22, IIC.18].

W sumie opublikowałem 78 prac, w 15 z nich byłem pierwszym autorem. Według bazy Web of Science, moje prace były cytowane ponad 760 razy (620 razy bez autocytowań), a współczynnik Hirsha wynosi 17.

Od 2005 roku uczestniczyłem w dziewięciu grantach badawczych w tym dwa razy jako kierownik [IIH.1-IIH.9]. W roku 2011 kierowałem grantem MNiSW „luventus Plus” [IIH.8], a w chwili obecnej (w latach 2013-2015) jestem kierownikiem grantu w Programie Badań Stosowanych Narodowego Centrum Badań i Rozwoju [IIH.9, IIIE.1], który realizowany jest przez konsorcjum, w skład którego wchodzi pięć jednostek naukowo-badawczych: Uniwersytet Mikołaja Kopernika, Politechnika Poznańska, Instytut Biologii Doświadczalnej im. Nenckiego PAN, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu oraz Uniwersytet Warszawski.

Od ukończenia doktoratu w 2008 moje zatrudnienie na uczelni finansowane jest wyłącznie z grantów badawczych. W związku z tym praca dydaktyczna ogranicza się do okresu studiów doktoranckich, w którym prowadziłem ćwiczenia do wykładu z zaawansowanych metod analizy danych oraz pracownię przyrządów wirtualnych [IIII.1, IIII.2]. Mimo braku obowiązku dydaktycznych wynikających z zatrudnienia na etacie adiunkta naukowego, byłem opiekunem naukowym jednego studenta przygotowującego pracę inżynierską [IIII.1], recenzentem 5-ciu prac magisterskich [IIII.2] oraz pracy licencjackiej [IIII.3]. Byłem również promotorem pomocniczym w jednym przewodzie doktorskim, w którym doktorant zajmuje się zastosowaniem metody STdOCT do wydobywania informacji o niejednorodnych optycznie cieczach [IIIK.1]. Praca doktorska została obroniona z wyróżnieniem.

W całym okresie aktywności naukowej od 2004 roku do chwili obecnej prezentowałem wyniki swoich prac na arenie krajowej i międzynarodowej. Aktywnie uczestniczyłem w 10-ciu konferencjach międzynarodowych w USA [IIIB.1-IIIB.8, IIIB.10, IIIB.11] i dwóch w Polsce [IIIB.9, IIIB.12] wygłaszając 7 referatów i prezentując 5 plakatów. Czterokrotnie otrzymałem wsparcie finansowe na wyjazdy na konferencje [IIID.1-IIID.4], w tym raz stypendium konferencyjne FNP dla młodych naukowców.

Prowadzę współpracę naukową z ośrodkami w Polsce i za granicą. Od roku 2003 do chwili obecnej, wspólnie z okulistami z Collegium Medicum UMK, prowadzę prace nad zastosowaniem OCT do obrazowania strukturalnego i funkcjonalnego przedniego i tylnego odcinka oka. Współpraca zaowocowała szeregiem prac i artykułów pokonferencyjnych [IIA.6-11, IIA.14-18, IIA.20, IIA.22-23, IIA.29, IIC.6-7, IIC.9, IIC.13, IIC.18, IIC.22, IIC.42] oraz zgłoszeniem patentowym [IIB.8]. W latach 2008-2009, uczestniczyłem we współpracy z Visual Optics and Biophotonics Lab, Instituto de Óptica “Daza de Valdés” (Madryt, Hiszpania). Współpraca dotyczyła zaprojektowania i zbudowania tomografu OCT do badań przedniego odcinka oka ludzkiego, a w szczególności rogówki. Moim wkładem było stworzenie i zaimplementowanie metod rekonstrukcji obrazów z danych pomiarowych. We wrześniu 2009 roku w trakcie pobytu w Madrycie [IIII.1] zbudowane urządzenie zostało uruchomione i służy do dnia dzisiejszego. Owocem tej współpracy był szereg publikacji w tym dwie z moim udziałem [IIA.19, IIA.24]. Od 2011 roku współpracuję z naukowcami z The Optical+Biomedical Engineering Laboratory, University of Western Australia (Perth, Australia). Tematem współpracy jest rozwój metod elastografii optycznej z wykorzystaniem opracowanej przeze mnie techniki STdOCT. Owocem współpracy jest publikacja w recenzowanym czasopiśmie zagranicznym [IB.5]. Od 2012 roku

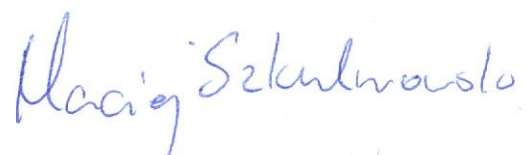
współpracuję z badaczami z Laboratoire d'Optique Biomedicale, École Polytechnique Fédérale de Lausanne (Lozanna, Szwajcaria). Tematem współpracy jest rozwój metod pomiaru całkowitego przepływu za pomocą techniki STdOCT. Współpraca zaowocowała pobylem w EPFL w październiku 2012 roku [IIIL.2] w celu przedstawienia możliwości techniki STdOCT i zaplanowania wspólnych projektów badawczych. Efektem tej współpracy jest publikacja w międzynarodowym recenzowanym czasopiśmie dotycząca wykorzystania metody STdOCT do wyznaczania całkowitego przepływu w cieczy w próbkach [IB.7]. Uczestniczę również we współpracy z badaczami z Instytutu Biologii Doświadczalnej im. Nenckiego PAN przy badaniu zastosowań techniki STdOCT do analizy przepływów krwi w naczyniach mózgowych gryzoni. Współpraca zaowocowała szeregiem wspólnych publikacji [IIA.25, IIC.33, IIC.34] i jest obecnie kontynuowana w ramach wspólnego grantu NCBR [IIH.9, IIIE.1].

Od roku 2007 dokonałem recenzji ponad 40-stu publikacji w dziesięciu czasopismach krajowych i międzynarodowych o wskaźniku IF od 1.4 do 4.3 [IIIP.1-IIIP.10] oraz jednego grantu Fundacji na rzecz Nauki Polskiej [IIIO.1].

Moja aktywność na polu naukowym została doceniona szeregiem nagród i stypendiów [III.1-III.10], a w szczególności stypendium MNiSW dla wybitnych młodych naukowców, dwukrotnie stypendium FNP „START”, nagrodą indywidualną Rektora UMK pierwszego stopnia oraz dwukrotnie nagrodą zespołową Rektora UMK.

Poza pracą naukową uczestniczyłem również w komercjalizacji badań naukowych. W roku 2006 uczestniczyłem w przekazaniu partnerowi przemysłowemu, polskiej firmie OPTOPOL Technology S.A. know-how dotyczącego tomografu optycznego SOCT. Tomograf został wdrożony do produkcji i w kolejnych wersjach sprzedawany jest do dnia dzisiejszego. Procedury numeryczne prowadzące do utworzenia tomogramów z danych pomiarowych w tych urządzeniach są w całości mojego autorstwa. W okresie od 2006 do 2008 roku wspierałem rozwój tych urządzeń łącząc studia doktoranckie z pracą w biurze badawczo-rozwojowym firmy OPTOPOL Technology S.A. Współpraca ta zaowocowała dwoma patentami i pięcioma zgłoszeniami patentowymi dotyczącymi techniki SOCT [IIB.3-IIB.7]. Po zakończeniu pracy w biurze badawczo-rozwojowym utrzymywałem współpracę z firmą OPTOPOL Technology S.A. uczestnicząc w komercjalizacjach rozwiązań technicznych dotyczących techniki SOCT, w szczególności przekazując know-how dotyczące wykorzystania metody STdOCT do wyznaczania całkowitego przepływu cieczy w próbkach [IIIQ.3], redukcji szumu plamkowego w obrazowaniu SOCT [IIB.9, IIIQ.4] oraz numerycznej korekcji dystorsji fazy [IIB.10, IIIQ.6]. Uczestniczyłem również w komercjalizacji wyników badań we współpracy z lekarzami okulistami w projekcie dotyczącym optycznego pomiaru ciśnienia wewnątrzgałkowego [IIB.8].

W roku 2011 razem z członkami Zespołu Fizyki Medycznej: prof. dr. hab. Andrzejem Kowalczykiem, dr. hab. Maciejem Wojtkowskim, dr Anną Szkulmowską i dr Iwoną Gorczyńską założyłem spółkę spin-off AM2M sp. z o.o. sp. k. zajmującą się komercjalizacją wyników naukowych uzyskiwanych w Zespole. W 2013 roku spółka uzyskała tytuł Lidera Innowacji województwa kujawsko-pomorskiego w kategorii mikroprzedsiębiorstw.



Literatura:

1. A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp, and S. Y. Elzaiat, "Measurement of Intraocular Distances by Backscattering Spectral Interferometry," *Opt Commun* **117**, 43-48 (1995).
2. M. Wojtkowski, "High-speed optical coherence tomography: basics and applications," *Appl Optics* **49**, D30-D61 (2010).
3. M. Wojtkowski, R. Leitgeb, A. Kowalczyk, T. Bajraszewski, and A. F. Fercher, "In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography," *J Biomed Opt* **7**, 457-463 (2002).
4. M. A. Choma, M. V. Sarunic, C. H. Yang, and J. A. Izatt, "Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography," *Opt. Express* **11**, 2183-2189 (2003).
5. B. Potsaid, I. Gorczynska, V. J. Srinivasan, Y. L. Chen, J. Jiang, A. Cable, and J. G. Fujimoto, "Ultrahigh speed Spectral/Fourier domain OCT ophthalmic imaging at 70,000 to 312,500 axial scans per second," *Opt. Express* **16**, 15149-15169 (2008).
6. W. Wieser, B. R. Biedermann, T. Klein, C. M. Eigenwillig, and R. Huber, "Multi-Megahertz OCT: High quality 3D imaging at 20 million A-scans and 4.5 G Voxels per second," *Opt. Express* **18**, 14685-14704 (2010).
7. R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, and A. F. Fercher, "Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography," *Opt. Express* **11**, 889-894 (2003).
8. P. Targowski, M. Iwanicka, L. Tyminska-Widmer, M. Sylwestrzak, and E. A. Kwiatkowska, "Structural examination of easel paintings with optical coherence tomography," *Accounts of chemical research* **43**, 826-836 (2010).
9. R. A. Leitgeb, L. Schmetterer, W. Drexler, A. F. Fercher, R. J. Zawadzki, and T. Bajraszewski, "Real-time assessment of retinal blood flow with ultrafast acquisition by color Doppler Fourier domain optical coherence tomography," *Opt. Express* **11**, 3116-3121 (2003).
10. R. Leitgeb, M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, C. K. Hitzenberger, M. Sticker, and A. F. Fercher, "Spectral measurement of absorption by spectroscopic frequency-domain optical coherence tomography," *Optics letters* **25**, 820-822 (2000).
11. F. E. Robles, C. Wilson, G. Grant, and A. Wax, "Molecular imaging true-colour spectroscopic optical coherence tomography," *Nature Photonics* **5**, 744-747 (2011).
12. B. R. White, M. C. Pierce, N. Nassif, B. Cense, B. H. Park, G. J. Tearney, B. E. Bouma, T. C. Chen, and J. F. de Boer, "In vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical Doppler tomography," *Opt. Express* **11**, 3490-3497 (2003).
13. L. An and R. K. Wang, "In vivo volumetric imaging of vascular perfusion within human retina and choroids with optical micro-angiography," *Opt Express* **16**, 11438-11452 (2008).
14. A. Szkulmowska, M. Szkulmowski, D. Szlag, A. Kowalczyk, and M. Wojtkowski, "Three-dimensional quantitative imaging of retinal and choroidal blood flow velocity using joint Spectral and Time domain Optical Coherence Tomography," *Opt. Express* **17**, 10584-10598 (2009).
15. B. F. Kennedy, S. H. Koh, R. A. McLaughlin, K. M. Kennedy, P. R. Munro, and D. D. Sampson, "Strain estimation in phase-sensitive optical coherence elastography," *Biomed Opt Express* **3**, 1865-1879 (2012).
16. G. Min, W. J. Choi, J. W. Kim, and B. H. Lee, "Refractive index measurements of multiple layers using numerical refocusing in FF-OCT," *Opt Express* **21**, 29955-29967 (2013).
17. J. Binding, J. Ben Arous, J. F. Leger, S. Gigan, C. Boccara, and L. Bourdieu, "Brain refractive index measured in vivo with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy," *Opt Express* **19**, 4833-4847 (2011).
18. M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb, and A. F. Fercher, "Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging," *Optics letters* **27**, 1415-1417 (2002).
19. P. H. Tomlins and R. K. Wang, "Digital phase stabilization to improve detection sensitivity for optical coherence tomography," *Measurement Science & Technology* **18**, 3365-3372 (2007).
20. T. M. Jorgensen, J. Thomadsen, U. Christensen, W. Soliman, and B. Sander, "Enhancing the signal-to-noise ratio in ophthalmic optical coherence tomography by image registration - method and clinical examples," *J Biomed Opt* **12**, - (2007).
21. R. J. Zawadzki, B. Cense, Y. Zhang, S. S. Choi, D. T. Miller, and J. S. Werner, "Ultrahigh-resolution optical coherence tomography with monochromatic and chromatic aberration correction," *Opt. Express* **16**, 8126-8143 (2008).
22. D. Q. Piao, L. L. Otis, and Q. Zhu, "Doppler angle and flow velocity mapping by combined Doppler shift and Doppler bandwidth measurements in optical Doppler tomography," *Optics letters* **28**, 1120-1122 (2003).
23. S. G. Proskurin, Y. He, and R. K. Wang, "Determination of flow velocity and spectrum broadening with vector based on Doppler shift optical coherence tomography," *Optics letters* **28**, 1227-1229 (2003).