

AUTOREFERAT

1. Imię i Nazwisko:

Małgorzata Jędrzejewska-Szczerska

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

1.07.2008	Doktor nauk technicznych w zakresie Elektroniki nadany uchwałą Rady Wydziału Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej za pracę pt. „ <i>Niskokoherencyjne, interferometryczne metody pomiaru wybranych wielkości fizycznych</i> ”, wyróżnioną uchwałą Rady Wydziału Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej.
1.04.2002	Magister na kierunku Zarządzanie i Marketing, w zakresie Zarządzania Organizacją, Wydział Zarządzania i Ekonomii Politechniki Gdańskiej.
2.10.1998	Magister inżynier na kierunku Elektronika i Telekomunikacja, w zakresie Optoelektroniki, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej.

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych/artystycznych

2008-obecnie	Adiunkt Katedra Metrologii i Optoelektroniki, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Politechnika Gdańska.
2010-2011	Specjalista (1/2 etatu) Katedra Inżynierii Biomedycznej, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Politechnika Gdańska.
1999-2008	Asystent Katedra Metrologii i Optoelektroniki, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Politechnika Gdańska.

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

- a) Tytuł osiągnięcia naukowego/artystycznego:
Jako „osiągnięcie naukowe uzyskane po otrzymaniu stopnia doktora stanowiące znaczący wkład w rozwój określonej dyscypliny naukowej” wskazuję **cykl 11 publikacji** powiązanych tematycznie pod zbiorczym tytułem:

„Wytwarzanie i właściwości niskokoherencyjnych czujników światłowodowych stosowanych w badaniach obiektów biologicznych”

- b) Wykaz wybranego cyklu publikacji¹

- [1] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, 2008, Improved methods of signal processing used in low-coherent systems, *Acta Physica Polonica A*, 114(6A), A-127÷131. (IF=0,324)
- [2] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, Gnyba M., Kosmowski B., 2011, Low-Coherence Fibre-Optic Interferometric Sensors, *Acta Physica Polonica A*, 120(4), 621÷624. (IF=0,444)
- [3] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, Gnyba M., 2011, Optical Investigation of Hematocrit Level in Human Blood, *Acta Physica Polonica A*, 120(4), 642÷646. (IF=0,444)
- [4] Wierzba P., **Jędrzejewska-Szczerska M.**, 2013, Optimization of a Fabry-Perot Sensing Interferometer Design for an Optical Fiber Sensor of Hematocrit Level, *Acta Physica Polonica A*, 124 (3), 586÷588. (IF=0,444)
- [5] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, Gnyba M., Sobaszek M., Krystian E., 2013, Spectroscopic wireless sensor of hematocrit level, *Sensor and Actuators A: Physical*, 202, 8÷12. (IF=1,841)
- [6] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, 2013, Measurement of complex refractive index of human blood by low-coherence interferometry, *The European Physical Journal Special Topics*, 222(9), 2367÷2372. (IF=1,796)
- [7] Karpienko K., Wróbel M., **Jędrzejewska-Szczerska M.**, 2014, Determination of Refractive Index Dispersion Using Fiber-Optic Low-Coherence Fabry-Perot Interferometer: Implementation and Validation, *Optical Engineering*, 53(7), 077103-1÷8. (IF=0,958)
- [8] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, 2014, Response of a New Low-Coherence Fabry-Perot Sensor to Hematocrit Levels in Human Blood, *SENSORS*, 14(4), 6965-6976. (IF=2,245)

¹ W nawiasach podałam „Impact Factor” (IF) czasopisma w roku publikacji.

- [9] **Jędrzejewska-Szczerska M.**, Wierzba P., Abou Chaaya A., Bechelany M., Miele P., Viter R., Mazikowski A., Karpienko K., Wróbel M.S., 2015, ALD thin ZnO layer as an active medium in a fiber-optic Fabry-Perot interferometer, *Sensors and Actuators A – Physical*, 221, 88-94. (IF=1,903)
- [10] Wróbel M.S., **Jędrzejewska-Szczerska M.**, Galla S., Piechowski L., Sawczak M., Popov A.P., Bykov A.V., Tuchin V.V., Cenian A., 2015, Use of optical skin phantoms for pre-clinical evaluation of laser efficiency for skin lesion therapy, *Journal of Biomedical Optics*, 20(8), 20(8):085003. (IF=2,859)
- [11] Karpienko K., Gnyba M., Milewska D., Wróbel M.S., **Jędrzejewska-Szczerska M.**, 2015, Blood equivalent phantom vs. whole human blood, a comparative study, *Journal of Innovative Optical Healthcare* [zaakceptowany do druku]. (IF=1,110)

Oświadczenia wszystkich współautorów publikacji, potwierdzające ich indywidualny wkład w powstanie dorobku zostały umieszczone w załączniku 3.

Istotny autorski wkład do nauki w obszarze dyscypliny *elektronika* przedstawianego osiągnięcia obejmuje:

- opracowanie metody pozyskiwania informacji o wartości identyfikowanej wielkości na podstawie optycznego sygnału mierzonego, pochodzącego z interferometru niskokoherencyjnego, z analizą sygnału w dziedzinie widma [1],
- opracowanie i realizacja konstrukcji niskokoherencyjnych czujników światłowodowych do pomiarów współczynnika załamania światła w cieczy [2],
- opracowanie i realizacja konstrukcji światłowodowego, niskokoherencyjnego interferometru Fabry-Pérot do pomiarów dyspersji współczynnika załamania światła cieczy [7],
- opracowanie i realizacja niskokoherencyjnego światłowodowego czujnika temperatury gazów z wykorzystaniem cienkiej warstwy dielektrycznej osadzonej na czole światłowodu jednomodowego, wytworzonej w procesie ALD (*ang. Atomic Layer Deposition*); warstwa ALD została wykorzystana jako wnęka rezonansowa interferometru czujnikowego [9],
- opracowanie, realizacja i wykorzystanie niskokoherencyjnego, światłowodowego czujnika z interferometrem Fabry-Pérot do pomiarów zespolonego współczynnika załamania pełnej krwi ludzkiej* [6],
- opracowanie, realizacja i zastosowanie niskokoherencyjnego, światłowodowego czujnika z interferometrem Fabry-Pérot do pomiaru wartości hematokrytu pełnej krwi ludzkiej [4, 5, 8],
- opracowanie fantomów tkanek biologicznych i ich zastosowania do badań niskokoherencyjnych czujników światłowodowych [10, 11].

Mój dorobek naukowy uzyskał łącznie 120 cytowań, w tym 65 cytowań zewnętrznych. Wygłosiłam wykłady zaproszone na dwóch międzynarodowych konferencjach naukowych (Saratov Fall Meeting, Saratov, Rosja 2014; The 39th International Microelectronics and Packaging IMPAS 2015 Conference, Gdańsk, Polska). Jestem wielokrotną recenzentką artykułów publikowanych w wysoko notowanych czasopismach, znajdujących się w bazie JCR (np. Scientific Report, Nanotechnology). Wybrane badania prowadzone są we współpracy z prof. V.V. Tuchinem (autor i współautor ponad 156 artykułów i książek, liczba cytowań: 1109, indeks Hirscha: 17, źródło: *Web of Science*) oraz prof. P. Miele (autor i współautor ponad 378 artykułów, liczba cytowań: 8117, indeks Hirscha: 45, źródło: *Web of Science*), należących do światowej czołówki naukowej i zajmujących się poruszaną przeze mnie tematyką badawczą.

*pełna krew ludzka – krew zawierająca elementy upostaciowione (krwinki czerwone, białe i płytki krwi) oraz osocze [Handin R, 2003]

- c) Omówienie celu naukowego/artystycznego ww. prac/pracy i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania²

Omówienie celu i wyników naukowych

Metody optoelektroniczne stosuje się w medycynie przede wszystkim w laboratoryjnych badaniach diagnostycznych, a także do obrazowania. Klasyczne techniki spektroskopowe (absorpcyjna i Ramana) są uznanymi metodami badawczymi w diagnostyce medycznej. Wykorzystanie tych metod pomiarowych jest kosztowne – wymaga użycia drogiego i specjalistycznego sprzętu pomiarowego oraz dodatkowych elementów niezbędnych do przeprowadzenia analizy (np.: odczynników, dedykowanych kuwet, sposobu przygotowania próbek materiałów biologicznych), a jego poprawne użycie jest możliwe tylko przy obsłudze przez wykwalifikowany personel. Istnieje potrzeba budowy relatywnie tanich i prostych w użyciu urządzeń pomiarowych, które mogą charakteryzować się gorszymi parametrami metrologicznymi niż sprzęt laboratoryjny, ale ze względu na niską cenę będą bardziej popularne. Przedstawione powyżej przesłanki spowodowały, że zainteresowałam się tym obszarem badawczym.

Wykorzystanie czujników światłowodowych, jako tanich urządzeń pomiarowych w biologii i medycynie, jest ciągle niewystarczające i ogromnie pożądane. Czujniki światłowodowe mają szereg zalet w porównaniu z czujnikami elektronicznymi tych samych wielkości. Ze względu na wykonanie z materiałów dielektrycznych są niewrażliwe na pole elektryczne i magnetyczne, które jest generowane przez urządzenia służące do diagnostyki i terapii medycznej. Dodatkowo są pasywne na czynniki chemiczne oraz promieniowanie jonizujące i jednocześnie nie stanowią źródła zakłóceń elektromagnetycznych. Czujniki światłowodowe mogą być realizowane z różnego rodzaju przetwornikami wielkości fizycznych i mogą być produkowane relatywnie tanio. Niewielkie wymiary takich czujników (poniżej setek mikrometrów) pozwalają uniknąć powstawania zakłóceń w badanym obszarze, umożliwiając realizację prawie punktowych pomiarów. Ponadto wykorzystanie interferometrii niskokoherencyjnej powoduje, że czujnik taki jest niewrażliwy na zmiany natężenia sygnału optycznego w układzie transmisji, gdyż cała informacja o wartości wielkości mierzonej jest zawarta w składowych częstotliwościowych widma sygnału pomiarowego [Grattan K.T.V., 2000; Lopez-Higurea J., 2002; Lee B., 2003;].

Głównym obszarem przedstawionych prac badawczych, prowadzonych po otrzymaniu stopnia doktora nauk technicznych, były konstrukcje nowych czujników światłowodowych, w szczególności interferometrycznych czujników niskokoherencyjnych. Czujniki wykorzystywano w pomiarach wielkości optycznych, za pomocą których charakteryzowano obiekty biologiczne.

² **Organizacja odniesień literaturowych:**

[1] do [11] – pozycje wybranego cyklu publikacji (str. 2 Autoreferatu)
[Nazwisko, Rok] – referencyjne pozycje literaturowe innych autorów

Opracowana, nowa klasa czujników światłowodowych charakteryzuje się istotnymi zaletami w stosunku do obecnie stosowanych czujników tych samych wielkości:

- krótszym czasem pomiarów (dla pojedynczego pomiaru rzędu 0,8–1,2 s);
- mniejszą wymaganą ilością substancji badanej (np. krwi na poziomie ułamków mikrolitrów zamiast mililitrów);
- brakiem konieczności dodatkowego przygotowania próbki biologicznej przed pomiarem;
- odpornością na zewnętrzne zakłócenia (elektromagnetyczne, naprężenia mechaniczne, itp.);
- możliwością stosowania do pomiarów innych obiektów ze względu na niskie koszty ekonomiczne.

Cel badań zrealizowano przez: (A) opracowanie nowych konstrukcji niskokoherencyjnych czujników światłowodowych i przedstawionych w wybranych pracach [1-9], (B) realizację fantomów tkanek o parametrach optycznych bliższych badanym obiektom biologicznym niż fantomów prezentowanych w literaturze [10, 11]. Wymienione dwa punkty opisano szczegółowo poniżej.

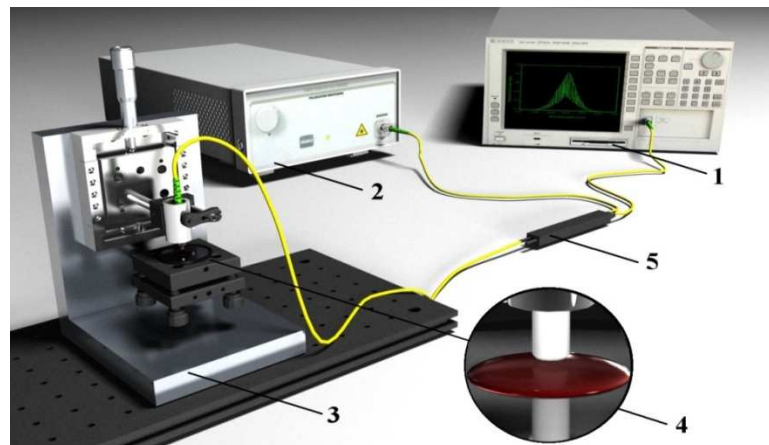
A. Opracowanie i konstrukcja niskokoherencyjnych czujników światłowodowych wybranych wielkości.

Głównym celem tych badań było opracowanie i wytworzenie nowych konstrukcji światłowodowych czujników niskokoherencyjnych do badania materiałów biologicznych, takich jak pełna krew ludzka. Dokonałam optymalizacji konstrukcji tych czujników w celu otrzymania największej wartości kontrastu optycznego sygnału pomiarowego, jak również sposobów przetwarzania danych pomiarowych w celu skrócenia czasu analizy widma sygnału rejestrowanego. W efekcie opracowałam grupę czujników wykonanych z łatwo dostępnych elementów światłowodowych, co zapewnia obniżenie kosztów ich wytwarzania.

Czujniki światłowodowe można realizować z wykorzystaniem różnego rodzaju specjalistycznych włókien światłowodowych (np. szafirowych, fotonicznych, utrzymujących stan polaryzacji) [Zhu Y.Z., 2005; Fu H.Y., 2008; Wu D.K.C., 2009]. Krytyczne dla uzyskania czujnika o niskich kosztach wytworzenia oraz umożliwiającego współpracę z istniejącymi sieciami telekomunikacyjnymi jest zapewnienie jego konstrukcji z powszechnie stosowanych elementów światłowodowych. W przypadku wytwarzania czujników służących do pomiarów parametrów materiałów biologicznych dodatkowym wyzwaniem jest równoczesne zapewnienie biokompatybilności głowicy pomiarowej. Wymaga to użycia do takiej konstrukcji materiałów, które nie wywołują stanów zapalnych, ostrych lub chronicznych reakcji tkanek biologicznych, a ponadto są nietoksyczne oraz odporne na środowisko tkanek i płynów ustrojowych [Williams A., 1987].

Szczegółowy opis rozwiązań i dyskusja

Moje badania koncentrowały się na opracowaniu niskokoherencyjnego czujnika światłowodowego wybranych wielkości fizycznych, rejestrowanych równolegle podczas tego samego pomiaru. Zainteresowanie tego typu czujnikami wynikało przede wszystkim z oferowanych zalet, takich jak: wysoka czułość i rozdzielczość pomiaru oraz możliwość pomiaru wartości bezwzględnych (pomiaru bezwzględnej różnicy dróg optycznych interferujących wiązek promieniowania optycznego). Te czujniki uzyskują czułość i rozdzielczość pomiarów porównywalną z uzyskiwanymi w interferometrii klasycznej. Zaprojektowałam i zrealizowałam niskokoherencyjne czujniki światłowodowe do pomiarów temperatury, współczynnika załamania (zastosowanego następnie do pomiarów poziomu hematokrytu pełnej krwi) oraz dyspersji współczynnika załamania. Czujniki były stosowane w układzie pomiarowym, składającym się ze źródła promieniowania optycznego, procesora optycznego oraz interferometru czujnikowego (rys. 1). Zmiany w widmie sygnału optycznego odpowiadały zmianom wielkości mierzonej i są wykrywane przez procesor optyczny.



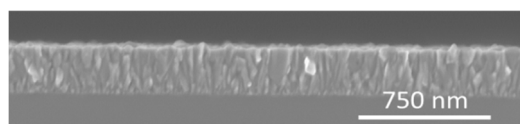
Rys. 1. Schemat niskokoherencyjnego czujnika: (1) procesor optyczny; (2) źródło światła; (3) układ mikromechaniczny; (4) głowica pomiarowa; (5) światłowód [8].

Jako szczególnie interesujący z punktu widzenia przyszłych zastosowań czujnikowych uznałam światłowodowy interferometr Fabry-Pérot, ze względu na wiele oferowanych zalet w porównaniu do innych interferometrów (np. interferometru Michelsona) [Grattan K.T.V., 2000; Lopez-Higurea J., 2002; Rao Y.J., 2006]. Porównanie właściwości poszczególnych rozpatrywanych interferometrów zostało przedstawione w mojej pracy [2]. Światłowodowy interferometr Fabry-Pérot charakteryzuje się względnie prostą budową przy porównywalnym błędzie pomiarów jak przy użyciu interferometru Michelsona. Ponadto w konstrukcji interferometru Fabry-Pérot nie trzeba stosować dodatkowych elementów światłowodowych, a sam interferometr nie jest źródłem zakłóceń dla innych czujników. Jego małe rozmiary oznaczają pomijalną inercję cieplną, co jest ważne przy pomiarach temperatury. W celu uzyskania prawidłowych wyników pomiarów należy dążyć do uzyskania maksymalnego kontrastu prążków spektralnych, co jest możliwe głównie przez dobór wymiarów geometrycznych rezonatora Fabry-Pérot oraz jakości zastosowanych lusterek.

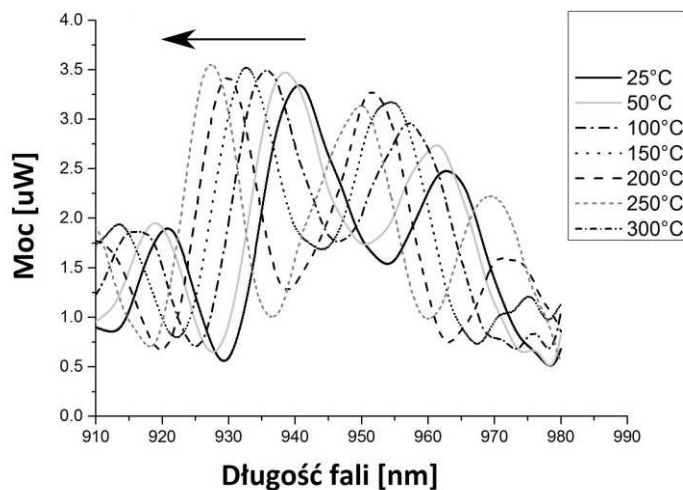
W opracowanych czujnikach wykorzystywałam światłowód jednomodowy, co wymagało uwzględnienia w konstrukcji interferometrów rozbieżności wiązki promieniowania optycznego w wyniku zjawiska dyfrakcji. Jest to efektem małej średnicy rdzenia takiego włókna, porównywalnej z długością fali wykorzystywanego promieniowania optycznego. W takiej sytuacji analiza pracy interferometru Fabry-Pérot opierała się na założeniu, że poprzeczny rozkład amplitudy wiązki promieniowania, propagowanej w interferometrze, może być przybliżony funkcją Gaussa, co zostało przedstawione w pracy [4]. W celu uzyskania maksymalnego kontrastu prążków spektralnych zaprojektowałam interferometr tak, aby współczynnik odbicia jego drugiego lustra przyjmował największą możliwą wartość. W takim przypadku, przy wybranej wartości współczynnika odbicia pierwszego lustra, możliwe jest określenie optymalnej szerokości wnęki rezonansowej. Zrealizowane interferometry są niskoodbiciowymi interferometrami Fabry-Pérot pracującymi w modzie odbiciowym, w których dzięki procesowi optymalizacji konstrukcji uzyskano bardzo wysokie wartości kontrastu prążków spektralnych, dochodzącego nawet do wartości 0,99 [3, 4, 7].

W zrealizowanym czujniku temperatury interferometrem pomiarowym jest cienkowarstwowy interferometr Fabry-Pérot, pracujący w modzie odbiciowym. Rezonator Fabry-Pérot był ograniczony powierzchniami granicznymi: światłowód – materiał półprzewodnikowy osadzony na czole światłowodu (rys. 2a) oraz materiał półprzewodnikowy – powietrze. Nawiązanie współpracy z grupą z Université Montpellier 2 (Francja) umożliwiło wykonanie cienkowarstwowego czujnika światłowodowego w konfiguracji Fabry-Pérot dzięki zastosowaniu techniki *Atomic Layer Deposition*. Pozwoliło to na wytworzenie bardzo cienkiej warstwy o grubości 250 nm tlenku cynku (ZnO), osadzonej na czole światłowodu jednomodowego SMF-28 (rys. 2a). W nielicznych pracach, prezentowanych w literaturze przedmiotu na temat wykorzystania cienkich warstw ZnO w połączeniu z elementami światłowodowymi, przedstawiono wykorzystanie takich warstw w układach światłowodów planarnych [Struk P., 2013] oraz w połączeniu ze światłowodem specjalnym – szafirowym [Cai P., 2010]. W opisywanej konstrukcji czujnika zastosowano konwencjonalny światłowód jednomodowy (SMF-28) o średnicy rdzenia 8 μm . Sygnał pomiarowy pozyskano z warstwy o grubości 250 nm, wytworzonej na czole światłowodu. Zgodnie z aktualnym stanem wiedzy jest to pierwsza konstrukcja czujnika światłowodowego z wykorzystaniem tak cienkiej warstwy ZnO i światłowodu jednomodowego, stosowanej do pomiarów temperatury, co pozwoliło na opracowanie głowicy pomiarowej o bardzo małych wymiarach.

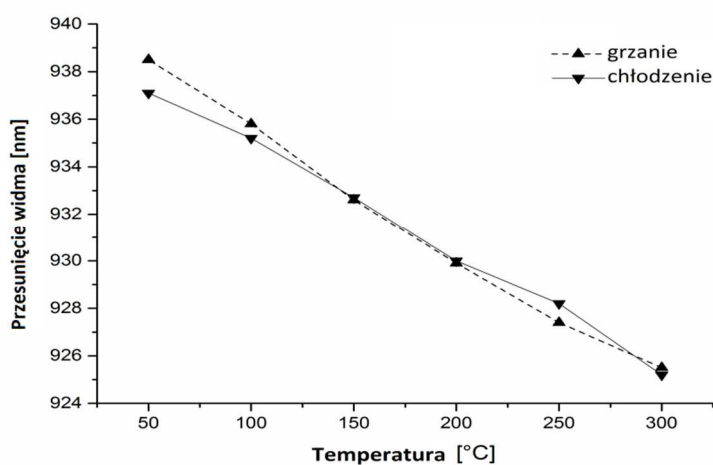
(a)



(b)



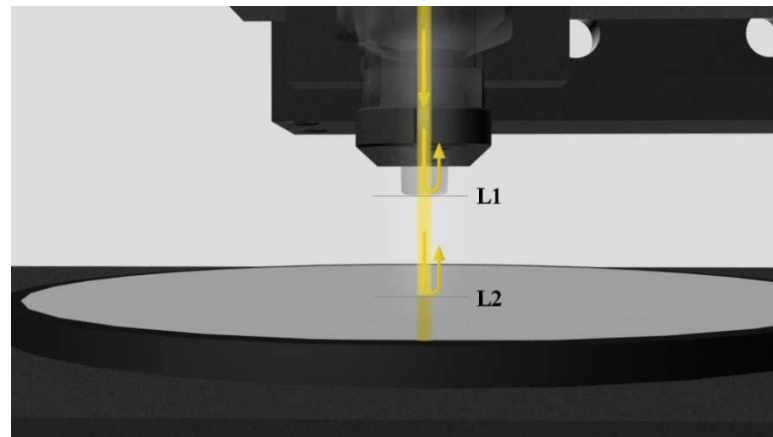
(c)



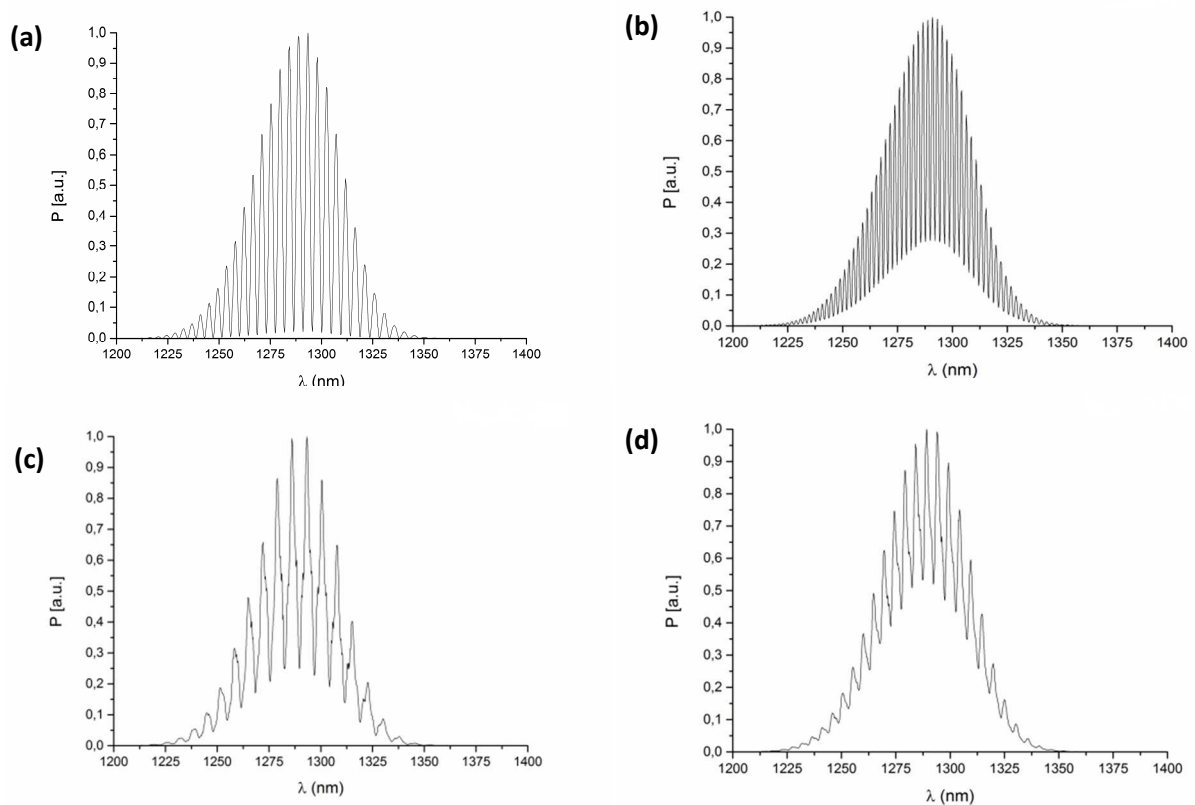
Rys. 2. (a) Widok warstwy ZnO naniesionej na czoło światłowodu; (b) zmiany widma sygnału pomiarowego, powodowane zmianami temperatury; (c) zależność przesunięcia widma sygnału pomiarowego od temperatury [9].

Każda zmiana temperatury powodowała zmianę współczynnika załamania materiału, z którego wykonano wnękę, a w konsekwencji zmianę różnicy dróg optycznych interferujących wiązek promieniowania optycznego. Wpływało to na różnicę faz tych wiązek, co obserwowano w widmie sygnału pomiarowego (rys. 2b), przesuwającego się ku krótszym długościom fal wraz ze wzrostem temperatury lub dłuższym przy jej obniżaniu, co przedstawia zależność z rys. 2c [9].

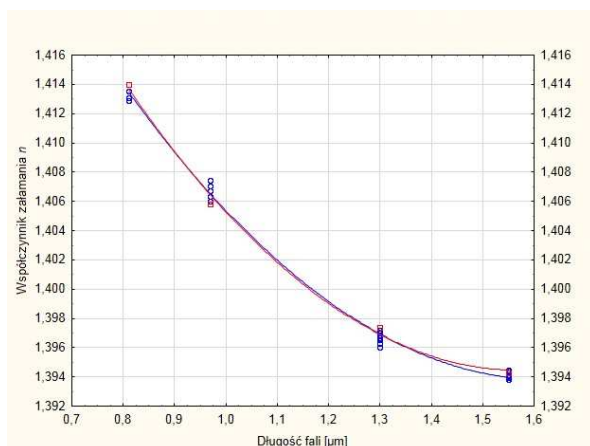
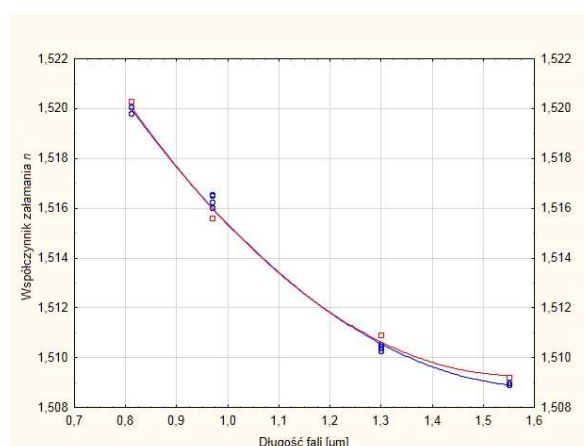
W czujnikach współczynnika załamania [2, 3, 6, 8] oraz jego dyspersji wykorzystywałam zaprojektowany interferometr Fabry-Pérot, którego lustra utworzono na granicy ośrodków światłowodów – badana substancja oraz badana substancja – lustro (rys. 3). Zmiany współczynnika załamania we wnętrzu rezonansowej interferometru powodowały zmiany różnicy faz interferujących wiązek i były obserwowane jako modulacja widma sygnału pomiarowego (rys. 4). Detekcja tych zmian pozwoliła na określenie zależności między widmem sygnału pomiarowego a wielkością mierzoną. Przykładowe wyniki pomiarów dyspersji współczynnika załamania przedstawiono na rys. 5.



Rys. 3. Konstrukcja światłowodowego czujnika Fabry-Pérot [8].



Rys. 4. Przykładowe widma sygnału pomiarowego: (a) referencyjnego, (b) soli fizjologicznej, (c) pełnej krwi ludzkiej z poziomem hematokrytu HCT = 38,3%, (d) HCT = 40,3% [8].

(a)**(b)**

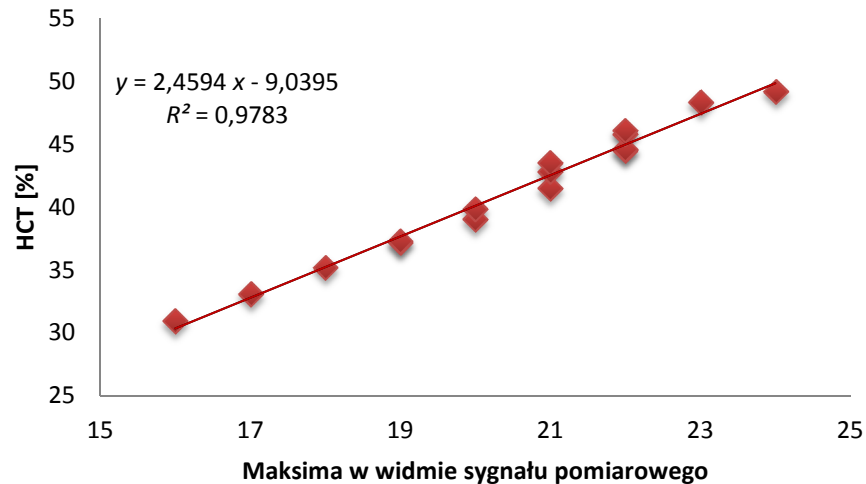
Rys. 5. Dyspersja współczynnika załamania: (a) glikolu etylenu, (b) salicylanu metylu; okręgami (kolor niebieski) oznaczono pomiary wykonane czujnikiem, a kwadratami (kolor czerwony) wartości podawane w literaturze [7].

W interferometrach niskokoherencyjnych istnieje możliwość wykorzystania dwóch metod przetwarzania sygnału pomiarowego: w dziedzinie czasu lub dziedzinie częstotliwości. We wszystkich zrealizowanych czujnikach wykorzystałam analizę sygnału tylko w dziedzinie częstotliwości, ze względu na dwie podstawowe zalety takiego rozwiązania: brak konieczności użycia elementów mechanicznych zapewniających precyzyjne przesuwu w procesorze optycznym oraz niewrażliwość na zmiany transmisji sygnału optycznego w torze pomiarowym (np. pod wpływem zmian temperatury, nacisku, itp.). Dzięki temu uzyskałam niezależność wyników pomiarów od szeregu zewnętrznych czynników zmieniających tłumienie toru optycznego, ponieważ informacja o wielkości mierzonej jest zakodowana w zmianach częstotliwościowych widma sygnału pomiarowego [1, 2, 7, 8, 9].

Opracowane czujniki zostały wykorzystane do optycznego charakteryzowania składników krwi, pochodzącej od ludzi. Czujniki pozwalają na pomiary bez konieczności dodatkowego przygotowania próbek krwi. Ponadto, ilość krwi niezbędna do pomiarów jest znikoma (poniżej pojedynczych mikrolitrów). Czas pomiarów nie przekraczał sekund. Uzyskane, przykładowe wyniki pomiarów poziomu hematokrytu w pełnej krwi ludzkiej przedstawiono w pracy [8]. Wyniki wykazały wysoką zgodność z metodą referencyjną, którą była fluorescencyjna cytometria przepływowa. Badania referencyjne były wykonywane przy pomocy analizatora laboratoryjnego XS-1000i firmy SYSMEX. W badaniach wartość hematokrytu HTC pełnej krwi ludzkiej definiowano według literatury [Handin R., 2003], jako stosunek objętości erytrocytów do całkowitej objętości badanej próbki krwi. Przykładowe wyniki, ilustrujące zależność między poziomem hematokrytu a częstotliwością, z jaką jest modulowane mierzone widmo, przedstawiono na rys. 6.

W prowadzonych badaniach, aby wyeliminować ewentualny wpływ na dokładność pomiarów różnic między badanymi próbkami krwi (w wyniku niejednorodności badanej substancji, ewentualnych różnic temperatur i zachodzących procesów starzeniowych),

przeprowadzono w tym samym czasie równoległe pomiary metodą referencyjną w laboratorium i metodą wykorzystującą czujnik bezprzewodowy. Badania potwierdziły, że parametry próbki nie ulegają istotnym zmianom w ciągu kilku godzin od pobrania krwi [5].



Rys. 6. Zależność odległości między częstotliwością modulacji widma sygnału pomiarowego a poziomem hematokrytu HTC [6]; zmiany częstotliwości określano przez zliczanie liczby maksimów w mierzonym widmie w ustalonym paśmie.

Wszystkie badane próbki krwi ludzkiej pochodziły od ochotników i zostały pobrane w Regionalnym Centrum Krwiodawstwa i Krwiolecznictwa w Gdańsku. Każda próbka była analizowana w akredytowanym laboratorium analitycznym i znane były jej parametry hematologiczne. Przed badaniami uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym w Lublinie na ich przeprowadzenie (uchwała Komisji numer KE-0254/293/2012 wydana w dniu 20 grudnia 2012 r.).

B. Opracowanie i wykorzystanie optycznych fantomów wybranych tkanek biologicznych do badania przydatności urządzeń optoelektronicznych dedykowanych do zastosowań biomedycznych i ich przedklinicznego testowania.

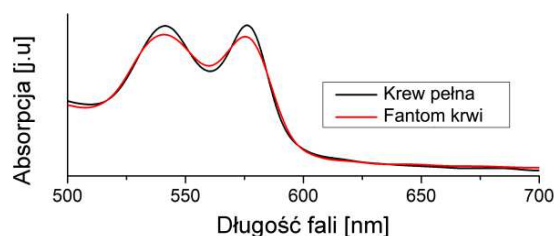
*Celem badań było wytworzenie oraz pomiary parametrów optycznych fantomów tkanek biologicznych do zastosowania w trakcie testowania niskokoherencyjnych czujników światłowodowych. W szczególności skupiono się na opracowaniu fantomów krwi oraz skóry ludzkiej do pomiarów *in-vitro* i pomiarów nieinwazyjnych.*

Zastosowanie fantomów o kontrolowanych parametrach umożliwia weryfikację poprawności działania, kalibrację oraz dalszy rozwój systemów optycznych, bez konieczności pomiarów na żywych tkankach. Obecnie metody kalibracji stosują tkanki pochodzące z uboju, bądź pomiary *in vivo* z wykorzystaniem zwierząt. Przeszkodą w stosowaniu tkanek *ex vivo* do kalibracji urządzeń jest zmienność ich parametrów na skutek szerokiej gamy czynników, takich jak: dehydracja, zmiana stopnia ukrwienia, zmiany biochemiczne powstałe w czasie przechowywania próbek, zmiany zależne od sposobu ich zabezpieczenia (cykl zamrażania – rozmrażania, zawieszenie w formalinie/wosku). Natomiast w przypadku pomiarów *in vivo* są to koszty ekonomiczne hodowania zwierząt i problemy etyczne. Z tych względów istnieje potrzeba opracowania coraz doskonalszych fantomów tkanek, które miałyby kontrolowane parametry optyczne, modyfikowalne do poszczególnych pomiarów kalibracyjnych. Dodatkową zaletą fantomów jest możliwość modyfikacji ich struktury wewnętrznej, co umożliwia przykładowo symulacje zmian patologicznych. Fantomy dają również możliwość symulowania sieci naczyń krwionośnych i pomiarów parametrów krwi różnymi rozwijanymi metodami optycznymi. Wśród prezentowanych w literaturze propozycji takich fantomów nie przedstawiono rozwiązań, których parametry optyczne (współczynnik absorpcji, zredukowany współczynnik rozpraszania) odpowiadałyby wartościom charakteryzującym tkanki biologiczne i jednocześnie posiadałyby odpowiednie parametry mechaniczne, umożliwiające ich wykorzystanie do testów przedklinicznych [Pogue B., 2006; Lamouche G., 2012].

Szczegółowy opis rozwiązań i dyskusja

Odpowiednio zaprojektowany fantom tkanki biologicznej może symulować jej optyczne parametry (np. skóry ze znamionami, skóry z nadmiarem lub niedoborem pigmentu, krwi o różnych poziomach hematokrytu). Podczas prowadzonych badań opracowałam procedurę wytwarzania fantomów krwi [11] oraz skóry ludzkiej [10]. Taki fantom składa się z nośnika, zwanego również matrycą, barwnika oraz elementów dodatkowych. Nośnik ma za zadanie utrzymanie wszystkich komponentów fantomu w całości. Materiał, z którego jest wytworzony, powinien charakteryzować się odpowiednią formą i parametrami mechanicznymi (np. giętkość, sprężystość). Pożądane jest tworzenie fantomów w takiej postaci, aby było możliwe ich formowanie w celu odzwierciedlenia geometrii symulowanych tkanek oraz ich wzajemnego układu (np. skóry i naczyń krwionośnych). Nośnik musi być optycznie

przezroczysty w wymaganym zakresie długości fal oraz mieć współczynnik załamania światła zbliżony do symulowanej tkanki biologicznej, zazwyczaj w zakresie $n = 1,35 \div 1,45$. Zadaniem barwników jest absorpcja światła w pożądanym zakresie widma, nie powodując przy tym zjawiska rozpraszania promieniowania optycznego. Poprzez odpowiedni dobór barwników można uzyskać absorpcje w szerokim zakresie długości fal promieniowania optycznego lub wyłącznie w wybranych zakresach. Elementy dodatkowe w fantomie są tworzone za pomocą nanocząstek o wybranych właściwościach optycznych. Użycie elementów dodatkowych pozwala na modyfikację parametrów optycznych fantomów. Właściwy dobór rodzaju nanocząstek (np. Al_2O_3 , TiO_2 , ZnO) oraz ich parametrów (wymiar, stężenie) pozwala na uzyskanie pożądanego współczynnika rozpraszania. Ważne jest, aby elementy dodatkowe nie absorbowały promieniowania optycznego w wybranym zakresie długości fal oraz aby ich właściwości optyczne i mechaniczne były stabilne w czasie i wybranym zakresie temperatur. Odpowiednia kombinacja barwników i elementów dodatkowych umożliwia kształtowanie współczynników rozpraszania i absorpcji w szerokim zakresie wartości.

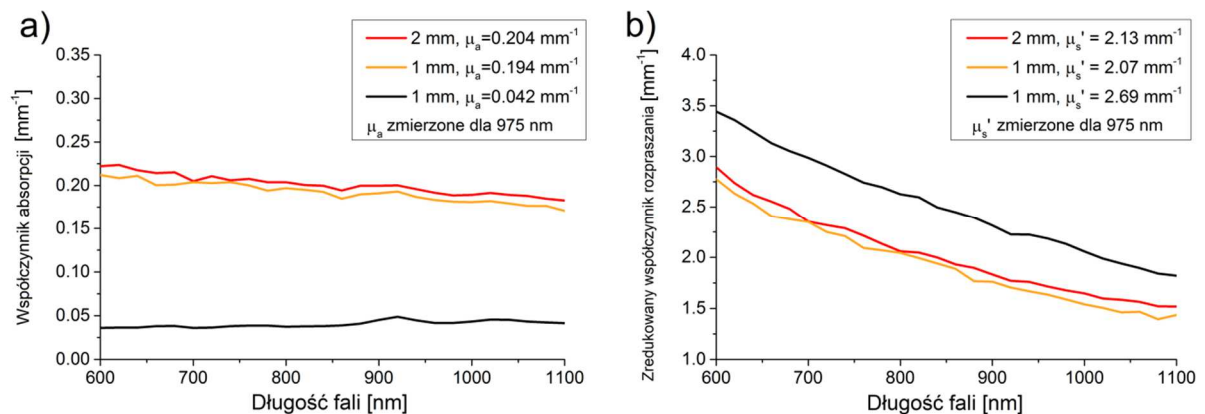


Rys. 7. Widma absorpcji pełnej krwi ludzkiej (czarna linia) oraz opracowanego fantomu krwi (czerwona linia) [11].

Opracowany przez mnie fantom krwi ludzkiej [11] charakteryzuje się bardzo dobrymi parametrami optycznymi (rys. 7). Ten fantom został wykorzystany do określenia poprawności działania czujnika hematokrytu, pracującego w wybranych warunkach. W połączeniu z fantomem skóry pozwolił na wstępne badania dotyczące nieinwazyjnych pomiarów parametrów krwi niskokoherencyjnym czujnikiem.

Wytworzono również fantom skóry o parametrach optycznych zbliżonych do tych charakteryzujących tkanki biologiczne [Tuchin V.V., 2005; Tuchin V.V., 2015]. Opracowane fantomy mają właściwości mechaniczne bliskie rzeczywistym tkankom, co jest ich istotną zaletą. Na rys. 8 przedstawiono zmierzony współczynnik absorpcji i zredukowany współczynnik rozpraszania wytworzonych fantomów skóry. Zredukowany współczynnik rozpraszania dla długości fali 975 nm, znajduje się w zakresie od $2,09 \text{ mm}^{-1}$ do $2,69 \text{ mm}^{-1}$, w zależności od rodzaju fantomu (rys. 8b). Są to wartości, które mieszczą się w zakresie, jaki może przybierać współczynnik rozpraszania naskórka skóry zdrowej osoby [Bashkatov A., 2011; Jacques S., 2013]. Wartości absorpcji skóry są znacznie bardziej zróżnicowane w populacji ludzkiej, w zależności od koloru skóry, ilości melatoniny i używanych kosmetyków. Otrzymana absorpcja na poziomie $0,2 \text{ mm}^{-1}$ mieści się w zakresie, jaki może posiadać skóra zdrowej osoby (rys. 8a). Parametry fantomów były optymalizowane

dla długości fali 975 nm, ponieważ źródło o tej długości fali było wykorzystane w prowadzonych eksperymentach.



Rys. 8. Wyniki pomiarów optycznych parametrów opracowanych fantomów skóry: (a) współczynnika absorpcji, (b) zredukowanego współczynnika rozpraszania; właściwości każdego z fantomów dla długości fali 975 nm podano w legendzie [10].

Literatura

Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V., *Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: a review*, JOURNAL OF INNOVATIVE OPTICAL HEALTH SCIENCE **04**, 9–38, 2011

Cai P., Zhen D., Xu X., et al., *A novel fiber-optic temperature sensors based on high temperature-dependent optical properties of ZnO film on sapphire fiber-ending*, MATERIAL SCIENCE ENGINEERING B **171**, 116-119, 2010

Fu H.Y. et al., *Pressure sensor realized with polarization-maintaining photonic crystal fiber-based Sagnac interferometer*, APPLIED OPTICS **47(15)**, 2835-2839, 2008

Grattan K.T.V., Meggitt B.T., *Optical Fiber Sensor Technology*, Kluwer Academic Publisher, Boston, 2000

Handin R., Lux S., Stossel T., *Blood: Principles & Practice of Hematology*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2003

Jacques S. L., *Optical properties of biological tissues: a review*, PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY **58(11)**, R37-61, 2013

Lamouche G., et al., *Review of tissue simulating phantoms with controllable optical, mechanical and structural properties for use in optical coherence tomography*, BIOMEDICAL OPTIC EXPRESS **3**, 1381–1398, 2012

Lee B., *Review of the present status of optical fiber sensors*, OPTICAL FIBER TECHNOLOGY **9(2)**, 57-79, 2003

Lopez-Higurea J. [ed], *Handbook of Optical Fiber Sensing Technology*, Wiley, New York, 2002

Pogue B. W., Patterson M. S., *Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry*, JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS **11(4)**, 041102, 2006

- Tuchin V.V., Handbook of Optical Biomedical Diagnostics, Spie Press, Washington 2002
- Tuchin V.V., Optical Clearing of Tissues and Blood, Spie Press, Washington 2005
- Tuchin V. V. Tissue Optics, Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnostics, Third Edition Spie Press, Washington 2015
- Rao Y.J. Recent progress in fiber-optic extrinsic Fabry-Perot interferometric sensors, OPTICAL FIBER TECHNOLOGY **12(3)**, 227-237, 2006
- Struk P., Pustelny T., Gut K., et al., Planar Optical Waveguides Based on Thin ZnO layers, ACTA PHYSICA POLONICA A **116**, 414-418 2013
- Wojdyla M., Raj S., Petrov D., *Absorption spectroscopy of single red blood cells in the presence of mechanical deformations induced by optical traps*, JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS **17(9)**, 97006-97006-1, 2012
- Williams A.D.F. (ed.), Definitions in Biomaterials, Elsevier, Amsterdam, 1987
- Wilson B., Advances in Biophotonics, IOS Press, Amsterdam 2005
- Wu D.K.C., Kuhlmeiy B.T., Eggleton B.J., *Ultrasensitive photonic crystal fiber refractive index sensor*, OPTICS LETTERS **34(3)**, 322-324, 2009
- Zhu Y.Z., Huang Z.Y., Shen F.B., Wang A.B., *Sapphire-fiber-based white-light interferometric sensor for high-temperature measurements*, OPTICS LETTERS **30(7)**, 711-713, 2005

Podsumowanie

Podsumowując moje dokonania w zakresie budowy i wykorzystania czujników światłowodowych, w szczególności niskokoherencyjnych czujników obiektów biologicznych, pragnę wymienić:

- opracowanie nowych konstrukcji światłowodowych czujników niskokoherencyjnych (współczynnika załamania oraz jego dyspersji) wykorzystujących popularne na rynku elementy techniki światłowodowej,
- opracowanie nowych konstrukcji światłowodowych czujników niskokoherencyjnych z wykorzystaniem nowych materiałów (cienkich warstw ZnO, nanodiamentów),
- wykorzystanie niskokoherencyjnych czujników światłowodowych do badania parametrów fizycznych obiektów biologicznych, takich jak zespolony współczynnik załamania oraz poziom hematokrytu pełnej krwi ludzkiej,
- opracowanie, wykonanie i charakteryzacja optycznych fantomów tkanek biologicznych (krew, skóra ludzka),
- wykorzystanie optycznych fantomów tkanek biologicznych do badań testujących działanie opracowanych czujników.

Wyniki badań przedstawiono w pracach, które tworzą cykl jedenastu wybranych publikacji naukowych. Wszystkie prace zostały opublikowane w czasopiśmie indeksowanym w bazie ISI Journal Citation Reports. Trzy z tych prac zostały opracowane przeze mnie samodzielnie. Wybrane do oceny artykuły opublikowano w czasopiśmie sklasyfikowanym tematycznie w bazie JCR jako: „Engineering, Electrical & Electronic”, „Optics”, „Instruments & Instrumentation”, „Physics, Multidisciplinary”.

W publikacjach [1, 2, 4, 7, 9] zaprezentowano rezultaty prac związanych z projektowaniem i wytwarzaniem konstrukcji światłowodowych czujników niskokoherencyjnych. W publikacjach [3, 5, 6, 8] przedstawiono wyniki pomiarów tych czujników. Natomiast w artykułach [10, 11] przedstawiono opracowane fantomy wybranych tkanek biologicznych, służące do kalibracji urządzeń optoelektronicznych podczas zastosowań medycznych.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych³

Poza jednotematycznym cyklem publikacji, moje osiągnięcia naukowo-badawcze obejmują dwa zgłoszenia patentowe, inne publikacje (w tym sześć z listy JCR), dwa rozdziały w monografiach oraz prezentacje konferencyjne. Dotyczą wykorzystania interferometrii niskokoherencyjnej w metrologii, konstrukcji elektronicznego układu wspierającego terapię behawioralną dzieci autystycznych, badania biokompatybilności nowych materiałów optycznych z tkankami biologicznymi oraz możliwości wykorzystania optycznych fantomów tkanek biologicznych do kalibracji urządzeń optoelektronicznych.

Wyniki moich prac były prezentowane na konferencjach naukowych z zakresu elektroniki, optoelektroniki i fotoniki. W przypadku znaczącej większości prezentacji ustnych (w tym dwa referaty zaproszone) i plakatowych byłam pierwszym i jednocześnie prezentującym autorem. W przypadku kilku międzynarodowych konferencji pełniłam funkcję członka komitetu programowego i organizacyjnego. W ramach prowadzonych prac badawczych otrzymałam wsparcie umożliwiające uczestnictwo w międzynarodowych konferencjach naukowych – grant konferencyjny Fundacji na rzecz Nauki Polskiej oraz grant międzynarodowej sieci naukowej Photonika-LV. Zostałam również wyróżniona Nagrodą Indywidualną Rektora Politechniki Gdańskiej dla „Młodych Pracowników Nauki” w 2008 oraz dwukrotnie Nagrodą Rektora Politechniki Gdańskiej II stopnia za indywidualną wyróżniającą się działalność naukową (2013, 2014).

Kilka z osiągnięć technicznych, których byłam współtwórcą zostały zaprezentowane na wystawach wynalazków. Jeden z nich „*System wsparcia terapii behawioralnej dzieci autystycznych*” zdobył złoty medal Targów Technikon Innowacje 2015 w Gdańsku oraz Nagrodę Polskiej Sieci Kobiet w V edycji konkursu „*Innowacja jest kobietą*” w 2015. Prace nad tym systemem zostały docenione na forum międzynarodowym, czego efektem było zaproszenie mnie do uczestniczenia w *Management Committee European Cooperation in Science and Technology COST Action Play for Children with Disabilities* (LUDI) [TD 1309] jako przedstawiciel Polski.

Prowadzone badania naukowe były finansowane z różnych agencji. Otrzymałam finansowanie w ramach konkursu SONATA (II edycja, Narodowe Centrum Nauki, realizacja w latach 2012-2016). Wsparcie to pozwoliło mi na zorganizowanie zespołu naukowego, zajmującego się opisywaną problematyką. Jestem laureatką pierwszej edycji konkursu INTER, organizowanego przez Fundację na rzecz Nauki Polskiej na realizację badań interdyscyplinarnych (2013-2014) oraz laureatką pierwszej edycji konkursu eNgage Fundacji na rzecz Nauki Polskiej na realizację prac upowszechniających wyniki badań naukowych (2014-2015). W ramach tych projektów była rozwijana i jest nadal kontynuowana tematyka światłowodowych czujników niskokoherencyjnych. Wsparcie finansowe pozwoliło na powstanie Laboratorium Optycznych Pomiarów Medycznych na Wydziale Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej. Od otrzymania stopnia naukowego

³ od uzyskania stopnia doktora nauk technicznych

doktora kierowałam trzema i uczestniczyłam w realizacji dwóch innych projektów badawczych. Aktualnie jestem zaangażowana w realizację dwóch projektów badawczych (kierownik projektu, wykonawca).

Realizacja prowadzonych badań była możliwa tylko dzięki współpracy z wieloma ośrodkami naukowymi. W kraju współpracuję ze specjalistami z różnych dziedzin, z wielu krajowych ośrodków naukowych. Pragnę wymienić przede wszystkim zespoły z *Wydziału Medycyny Weterynaryjnej Szkoły Głównej Gospodarstwa Wiejskiego, Wydziału Farmaceutycznego z Oddziałem Analityki Medycznej oraz II Wydziału Lekarskiego z Oddziałem Anglojęzycznym Uniwersytetu Medycznego w Lublinie, Instytutu Maszyn Przepływowych PAN w Gdańsku, Wydziału Nauk o Zdrowiu Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego, Katedry Inżynierii Oprogramowania WETI PG, Instytutu Mechatroniki, Nanotechnologii i Techniki Próżniowej Politechniki Koszalińskiej*). W ramach prowadzonych prac badawczych współpracuję także z naukowcami z zagranicznych ośrodków, takich jak: *Department of Oncology, Johns Hopkins University (USA), Faculty of Information Technology and Electrical Engineering, Oulu University (Finlandia), Institute of Atomic Physics and Spectroscopy, University of Latvia (Łotwa), Experimental Physics Department, Odessa National I.I. Mechnikov University (Ukraina)*). Szczególnie cenna moim zdaniem jest współpraca z prof. V.V. Tuchinem z *Research-Educational Institute of Optics and Biophotonics, Saratov State University (Rosja)*, światowym autorytetem w dziedzinie biofotoniki oraz z prof. P. Miele z *Institut Européen des Membranes, Université Montpellier 2 (Francja)*, specjalistą wywarzania nanomateriałów dla optoelektroniki.

Od wielu lat jestem zaangażowana w działalność związaną z popularyzacją nauki wśród osób spoza uczelni. Jestem współorganizatorką szeregu akcji popularyzujących naukę i organizowanych w Politechnice Gdańskiej oraz w szkołach i przedszkolach województwa pomorskiego (Bałtycki Festiwal Nauki, Akademia ETI, Dni Otwarte, Dziewczyny na Politechniki). Jestem laureatką konkursu eNgage Fundacji na rzecz Nauki Polskiej na prowadzenie działalności mającej na celu popularyzację nauki. Jestem przedstawicielem Politechniki Gdańskiej odpowiedzialnym za kontakty z trzema szkołami ponadgimnazjalnymi z obszaru województwa pomorskiego. Jako opiekun Optical Society of American Student Chapter oraz koła naukowego Studentów Politechniki Gdańskiej BioFoton kieruję projektami, które są realizowane z inicjatywy studentów przy finansowaniu ze środków Politechniki Gdańskiej oraz zewnętrznych.

Odrębną grupę mojej aktywności stanowią zagadnienia związane z komercjalizacją wyników badań naukowych. Udział w programie ENTERPRISERS organizowanym przez Cambridge University pozwolił mi na zaangażowanie się w problematykę transferu technologii z uczelni do przemysłu. Jestem autorką dwóch zgłoszeń patentowych oraz trzech rozwiązań innowacyjnych. Jedno z moich rozwiązań innowacyjnych „*System wsparcia terapii behawioralnej dzieci autystycznych*” został wdrożony niekomercyjnie w Zespole Szkół nr 5 im. ks. Jana Twardowskiego w Rypinie. Otrzymał bardzo pozytywne rekomendacje od użytkowników. Kolejne niekomercyjne wdrożenie tego systemu nastąpiło w Ośrodku Rehabilitacyjno-Edukacyjno-Wychowawczego Polskiego Stowarzyszenia na Rzecz Osób z Upośledzeniem Umysłowym w Działdowie.

W celu dalszego rozwijania moich umiejętności i wiedzy w zakresie kierowania zespołem oraz komercjalizacji wynalazków rozpocząłem w 2015 roku studia Master of Business and Administration na Wydziale Zarządzania i Ekonomii Politechniki Gdańskiej.