Załącznik nr 2

Autoreferat przedstawiający opis dorobku i osiągnięć naukowych w języku polskim

AUTOREFERAT

1. Imię i Nazwisko: Zbigniew Opilski

2. Posiadane dyplomy i stopnie naukowe:

V 1979r. Dyplom Magistra Inżyniera Podstawowych Problemów Techniki na Wydziale Matematyczno-Fizycznym Politechniki Śląskiej, temat pracy: „Oddziaływanie powierzchniowej fali świetlnej z powierzchniową falą Rayleighe'a" - obroniona z wyróżnieniem,

V 2002r. Stopień Doktora Nauk Technicznych w Zakresie Fizyki Technicznej, temat pracy: „Rezonans plazmonowy w światłowodowej strukturze planarnej" - obroniona z wyróżnieniem.

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych.

1982 – 2009 - pracownik naukowo-dydaktyczny zatrudniony w Instytucie Fizyki, Wydziału Matematyczno Fizycznego, Politechniki Śląskiej,

2009 – nadal - pracownik naukowo-dydaktyczny zatrudniony na stanowisku adiunkta w Katedrze Optoelektroniki Wydziału Elektrycznego, Politechniki Śląskiej.

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. 2016 r. poz. 882 ze zm. w Dz. U. z 2016 r. poz. 1311.):

4.1. Tytuł osiągnięcia naukowego.

Jako „osiągnięcie naukowe uzyskane po otrzymaniu stopnia doktora stanowiące istotny wkład w rozwój określonej dyscypliny naukowej" wskazuję cykl 22 publikacji powiązanych tematycznie pod zbiorczym tytułem:

„Sensory i metody pomiarowe w metrologii biomedycznej i ochronie środowiska"

4.2. Wykaz wybranych publikacji wchodzących w skład osiągnięcia naukowego.

[A1] – G. Konieczny, **Z. Opilski**, T. Pustelny, E. Maciak; State of the work diagram of the artificial heart; Acta Phys. Pol. A, (2009), vol. 116, no. 3, pp. 344-347, IF=0.433, MNiSW=10, C=16.

[A2] – G. Konieczny, **Z. Opilski**, T. Pustelny, A. Gacek, P. Gibiński, R. Kustosz; Results of experiments with fiber pressure sensor applied in the polish artificial heart prosthesis; Acta Phys. Pol. A, (2010), vol. 118 no. 6, pp. 1183-1185, IF=0.467, MNiSW=13, C=10.

[A3] – G. Konieczny, **Z. Opilski**, T. Pustelny; Preliminary research concerning measurements of the POLVAD blood chamber volume based on Helmholtz's acoustic resonator principle; Acta Phys. Pol. A, (2011), vol. 120, no. 4, pp. 688-692,
IF=0.444, MNiSW=15, C=9.

[A4] – **Z. Opilski**, G. Konieczny, T. Pustelny, A. Gacek, R. Kustosz, M. Gawlikowski; Noninvasive acoustic blood volume measurement system for the POLVAD prosthesis; Bull. Pol. Acad. Sci., Tech. Sci. (2011), vol. 59, no. 4, pp. 429-433,
IF=0.966, MNiSW=30, C=10.

[A5] – G. Konieczny, **Z. Opilski**, T. Pustelny, M. Gawlikowski; Acoustic system for the estimation of the temporary blood chamber volume of the POLVAD heart supporting prosthesis; Biomed. Eng. Online, (2012), vol. 11, No. 72, pp. 1-13, IF=1.608, MNiSW=20, C=5.

[A6] – G. Konieczny, T. Pustelny, **Z. Opilski**, M. Gawlikowski; Acoustic system of determining the instantaneous volume of the blood part of the ventricular assist device POLVAD-EXT; Arch. Acoust., (2014), vol. 39, no. 4, pp. 541-548, IF=0.565, MNiSW=15, C=1.

[A7] – M. Darłak, M. Gawlikowski, R. Kustosz, **Z. Opilski**, T. Pustelny; Sposób i układ do pomiaru chwilowej objętości krwi w komorze wspomagania serca,

zwłaszcza w napędzanej pneumatycznie komorze wspomagania serca; **Patent PL208872**, Data zgłoszenia 19.12.2003; Data udzielenia patentu 30.06.2011,
MNiSW=25.

[A8] – T. Pustelny, **Z. Opilski**, E. Maciak, G. Konieczny, P. Gibiński; Akustyczne urządzenie do pomiaru chwilowej objętości krwi w komorze wspomagania serca; **Patent PL221894**, Data zgłoszenia 01.03.2011; Data udzielenia patentu 30.06.2016,
MNiSW=25.

[A9] – P. Gibiński, W. Kubica, T. Woźnica, **Z. Opilski**, E. Maciak, M. Urbańczyk, T. Pustelny, A. Sieroń; System do widmowej analizy promieniowania widzialnego, **Patent PL217916,** Data zgłoszenia 06.06.2007; Data udzielenia patentu 30.09.2014,
MNiSW=15.

[A10] – P. Gibiński, W. Kubica, T. Woźnica, **Z. Opilski**, E. Maciak, M. Urbańczyk, T. Pustelny, A. Sieroń; System do widmowej analizy promieniowania widzialnego, **Patent PL215334,** Data zgłoszenia 06.06.2007; Data udzielenia patentu 29.11.2013,
MNiSW=15.

[A11] - A. Sieroń, P. Gibinski, T. Pustelny, S. Kwiatek, **Z. Opilski**, A. Kawczyk-Krupka, T. Woznica, E. Maciak, W. Kubica, M. Urbańczyk, W. Latos, Optical biopsy using spectral camera in BCC and oral leukoplakia; Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2008), vol.5, pp. 271-275,
C=9.

[A12] - J. Ignac-Nowicka, T. Pustelny, **Z. Opilski**, E. Maciak, W. Jakubik, M. Urbańczyk, Examination of thin films of phthalocyanines in plasm on system for application in NO_2 sensors; Optical Engineering, (2003), vol.42, no. 10, pp. 2978-2986,
IF=0.877, C=25.

[A13] – T. Pustelny, J. Ignac-Nowicka, **Z. Opilski**, Experimental investigation of thin film metalphthalocyanine layers CuPc, PbPc, NiPc by plasmon resonance method to be applied in NO_2 – sensors; Optica Applicata, (2004), vol.XXXIV, No.2, pp. 249-264,
IF=0.308, C=20.

[A14] - T. Pustelny, J. Ignac-Nowicka, **Z. Opilski**, Optical investigations on layered metalphthalocyanine nanostructures affected by NO_2 applaying the surface plasmon resonance method; Optica Applicata, (2004), vol.XXXIV, No.4, pp. 565-572,
IF=0.308, C=22.

[A15] – E. Maciak, **Z. Opilski**, T. Pustelny, M. Bednorz, An optical detection NH_3 gas by means of a-WO_3 thin films based on SPR technique; J. Phys. IV France, (2005), vol. 129, pp. 131-136,
IF=0.389, C=23, MNiSW=10.

[A16] – T. Pustelny, E. Maciak, **Z. Opilski**, A. Piotrowska, E. Papis, K. Gołaszewska, Investigation of the ZnO sensing structure on NH_3 action by means of the surface plasmon resonance method; Eur. Phys. J. Special Topics, (2008), vol. 154, pp. 165-170,
IF=0.689, MNiSW= 10, C=12.

[A17] – M. Bednorz, A. Stolarczyk, E. Maciak, T. Pustelny, **Z. Opilski**, M. Urbańczyk, Influence of humidity variations on performance of Nafion based ammonia optical sensor; J. Phys. IV France, (2006), vol. 137, pp. 23-29,
IF=0.315, MNiSW=10, C=3.

[A18] - **Z. Opilski**, T. Pustelny, E. Maciak, M. Bednorz, A. Stolarczyk, M. Jadamiec, Investigation of optical interferometric structures applied in toxic gas sensors; Bulletin of the Polish Academy of Science, (2005), vol. 53, No. 2, pp. 151-156, MNiSW=6.

[A19] - E. Maciak, **Z. Opilski**, M.Urbańczyk, Pd/V_2O_5 fiber optic hydrogen gas sensor; J. Phys. IV France, (2005), vol. 129, pp. 137-141,
IF=0.389, MNiSW=10, C=12.

[A20] – E. Maciak, **Z. Opilski**, Hydrogen gas detection by means of a fiber optic interferometer sensor; J. Phys. IV France, (2006), vol. 137, pp. 135-140, IF=0.315, MNiSW=10, C=5.

[A21] - E. Maciak, Z**. Opilski**, Transition metal oxides covered Pd film for optical H_2 gas detection; Thin Solid Films, (2007), vol. 515, pp. 8351-8355, IF=1.693, MNiSW=24, C=38.

[A22] – E. Maciak, **Z. Opilski**, M. Urbańczyk, Światłowodowy czujnik i sposób pomiaru stężenia wodoru w różnych środowiskach; **Patent PL204016,** Data zgłoszenia 29.12.2003; Data udzielenia patentu 31.12.2009, MNiSW=25.

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

Sumaryczny Impact Factor prac: [A1], .. [A22], wchodzących w skład osiągnięcia naukowego wynosi IF = 9.766.
Sumaryczny ilość punktów MNiSW prac: [A1], ..[A22], wynosi MNiSW = 288 pkt.
Sumaryczna Ilość cytowań prac: [A1], ..[A22], wynosi 220.
Stan na dzień 12.06.2017.

W wykazie użyto następujących oznaczeń:

- IF - Impact Factor obowiązujący w roku publikacji,
- MNiSW - punkty przyznane za publikacje z listy Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego obowiązujące w roku publikacji,
- C - ilość cytowań za okres od 2002 do 2017 roku, wykazanych w bazie WoS.

4.3. Omówienie celu naukowego.

Tematyką rozprawy habilitacyjnej jest specjalistyczna metrologia wielkości nieelektrycznych.

Osiągnięciem naukowym przedstawionym jako rozprawa habilitacyjna, jest cykl publikacji i patentów dotyczących sensorów i metod pomiarowych, w aspekcie praktycznego ich zastosowania w metrologii biomedycznej oraz w ochronie środowiska.

Opracowane przez habilitanta sensory i układy pomiarowe są opracowaniami w pełni oryginalnymi. W zakresie naukowym i technicznym są nowością w szerokim, międzynarodowym zakresie.

W ramach przedstawienia osiągnięcia naukowego omówione zostaną następujące zagadnienia:

I. monitorowanie wybranych parametrów pracy komory sztucznego serca,
II. analiza spektralna luminescencji tkanek w diagnostyce stanów przednowotworowych i nowotworowych,
III. charakteryzacja warstw sensorowych w zastosowaniu do optoelektronicznych czujników wybranych gazów w procesie monitorowania środowiska.

W ramach tych zagadnień habilitant dokonał naukowych opracowań prowadzących do powstania metod pomiarowych wraz z aplikacyjnymi rozwiązaniami dotyczącymi:

Ia. opracowania metody nieinwazyjnego pomiaru ciśnienia w części krwistej komory wspomagania serca (rozdział 4.3.1.1),
Ib. opracowania metody nieinwazyjnego pomiaru chwilowej objętości krwi w komorze sztucznego serca (rozdział 4.3.1.2),
II. opracowania metody wykorzystania analizy spektralnej luminescencji tkanek w diagnostyce stanów przednowotworowych i nowotworowych (rozdział 4.3.2),
IIIa. charakteryzacji warstw sensorowych do detekcji NO_2 (rozdział 4.3.3.1),
IIIb. charakteryzacji warstw sensorowych do detekcji par amoniaku (rozdział 4.3.3.2),
IIIc. charakteryzacji warstw sensorowych do detekcji wodoru (rozdział 4.3.3.3).

4.3.1. Opracowanie metody monitorowania wybranych parametrów pracy komory sztucznej serca.

Motywacja podjęcia badań.

Zaangażowanie Katedry Optoelektroniki Politechniki Śląskiej w problematykę pomiaru wybranych parametrów pracy sztucznej komory serca powstało w trakcie współpracy z Fundacją Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Zbigniewa Religi w Zabrzu. Współpraca ta skupiała się przede wszystkim na rozwiązaniu problemu wyznaczania chwilowej wartości objętości części krwistej komory sztucznego serca. Poświęcono ją także pomiarowi fali ciśnienia w wybranych miejscach komory sztucznego serca. Początkowo współpraca ta polegała na realizacji prac inżynierskich oraz magisterskich, których tematyka powstała w uzgodnieniu z Fundacją Rozwoju Kardiochirurgii. Prace te realizowane były między innymi pod kierunkiem habilitanta. Właśnie wtedy, w trakcie realizacji tych prac, zdobyto doświadczenie pozwalające na wskazanie rokujących kierunków rozwiązywania postawionych problemów oraz dalszej współpracy.

Komora sztucznego serca przeznaczona jest do mechanicznego wspomagania serca w skrajnej jego niewydolności. Wspomaganie to wykorzystywane jest jako pomost do wyleczenia serca, jako pomost do transplantacji serca lub jako terapia docelowa.

W niektórych chorobach serca, np. w przebiegu zapalenia mięśnia sercowego, w przypadku, gdy pacjent w niedostatecznym stopniu reaguje na kurację lekową, konieczne może być zastosowanie mechanicznego wspomagania serca. Pozwala to choremu na przetrwanie ostrej fazy choroby i daje czas na jej leczenie. Odciążenie serca podczas wspomagania pozwala na zaistnienie procesów naprawczych w mięśniu sercowym. W tym czasie może nastąpić resorpcja obumarłych komórek mięśnia sercowego oraz poprawa funkcji skurczowej w komórkach, które przetrwały. Powyższe procesy mogą na tyle poprawić stan pacjenta, że zbędne stanie się dalsze wspomaganie serca i pacjent będzie mógł powrócić do normalnego życia.

Część pacjentów, ze względu na zaostrzenie niewydolności serca, zostanie zakwalifikowana do transplantacji serca. Mechaniczne wspomaganie serca daje im szansę na doczekanie do transplantacji. W tym czasie, oprócz oczekiwania na odpowiedniego dawcę serca, podejmuje się próby poprawy funkcji innych narządów oraz normalizację nadciśnienia płucnego.

W przypadku osób z ciężką niewydolnością mięśnia sercowego oraz z towarzyszącymi dodatkowo: niewydolnością nerek, utrwalonym nadciśnieniem

płucnym - niereagującymi na leczenie, dużą nadwagą, czy zaawansowanym wiekiem, mechaniczne wspomaganie serca może się okazać terapią docelową. Stosowane układy wspomagania serca powinny w tym przypadku zapewnić pacjentowi długoterminowe, jak najbardziej normalne funkcjonowanie w warunkach domowych.

Pierwsze sztuczne serce zostało opatentowane w roku 1963 przez Paula Witchella. Pierwszego wszczepienia sztucznego serca dokonano w USA w Klinice Uniwersyteckiej w Utah. Miało to miejsce 2 grudnia 1982r. Wszczepione zostało sztuczne serce Jarvik-7 skonstruowane przez dr Roberta Jarvika. Było to serce pulsacyjne zasilane pneumatycznie. Pacjent przeżył 112 dni. Serca tego samego typu były wszczepiane do początku lat 90. Program przerwano ze względu na występujące powikłania związane z zakrzepami tworzącymi się w komorze oraz infekcjami. Najdłuższe przeżycie z tą protezą serca to 2 lata w terapii docelowej oraz 670 dni, jako pomost do transplantacji [1].

Pierwsza w Polsce operacja transplantacji serca została przeprowadzona przez prof. Zbigniewa Religę 5 listopada 1985r w Śląskim Centrum Chorób Serca w Zabrzu. Dziesięć lat później w 1995r. - zostało wszczepione przez prof. Religę pierwsze Polskie Sztuczne Serce, które powstało w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu. Od tego czasu zostało ono użyte ponad 250 razy w Polsce oraz kilkakrotnie w Argentynie.

Na świecie stosuje się dwie zasadnicze konstrukcje komory wspomagania serca:

- konstrukcja pulsacyjna - obejmująca pompy membranowe,
- konstrukcja niepulsacyjna - obejmująca pompy rotacyjne: osiowe oraz odśrodkowe.

Obydwie konstrukcje obejmują komory pozaustrojowe umieszczane na zewnątrz ciała pacjenta oraz implantowane częściowo lub całkowicie. Oczywiście, implantowane komory stawiają przed ich konstruktorami znacznie większe wymagania.

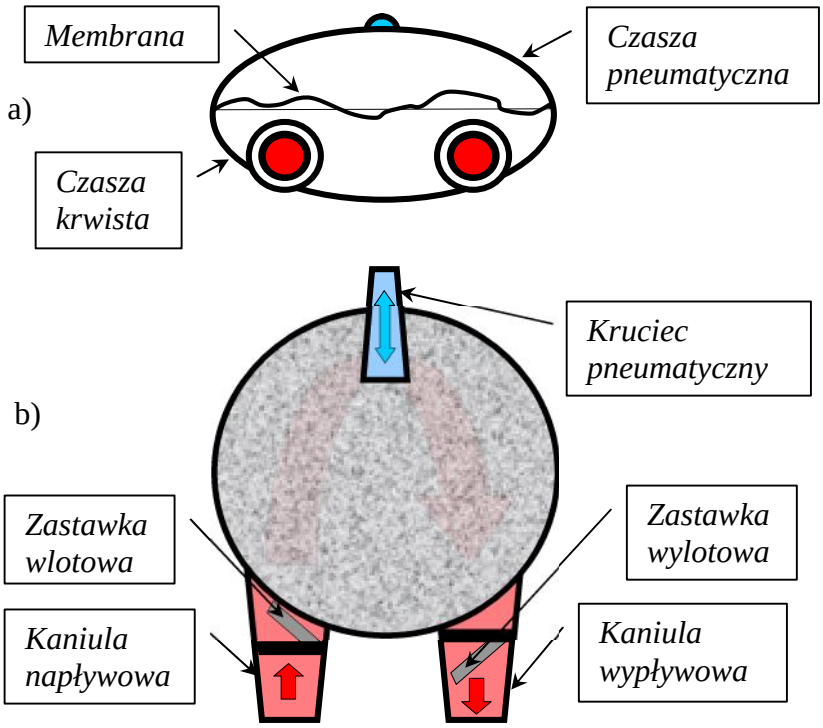
Komory pulsacyjne są rozwiązaniem bardziej fizjologicznym, gdyż wytwarzają, we wspomaganym organizmie pacjenta, pulsację ciśnienia identyczną jak naturalne serce. Za ich stosowaniem przemawia zdobyte dotąd większe doświadczenie związane z ich budową i aplikacją. Z komorami tymi wiążą się jednak problemy związane z wykrzepianiem krwi w okolicach zastawek oraz w miejscach, które są słabiej opłukiwane przez krew. Pewnym problemem jest większy rozmiar komory

oraz duży rozmiar pneumatycznego urządzenia sterującego. Komory tego typu stosowane są przede wszystkim jako pomost do wyleczenia lub do transplantacji.

Od pewnego czasu stosowane są także niepulsacyjne układy wspomagania serca. Stosowane są one najczęściej jako terapia docelowa. Ich zaletą jest mniejszy rozmiar, ponieważ nie zawierają komory pneumatycznej. Ważne jest także zmniejszenie problemu wykrzepiania krwi, ponieważ układ nie zawiera zastawek, a wirnik zawieszony jest w łożyskach magnetycznych, powodując że nie ma ruchomych elementów, które stykały by się ze sobą i powodowały tarcie. Wadą jest niefizjologiczny przepływ krwi, który nie wytwarza fali ciśnienia, eliminując pracę naturalnych zastawek serca oraz powodując zmniejszenie grubości ścian tętnic. Zjawisko to i jego skutki nie są do końca przebadane. Wadą komór tego typu jest także niszczenie, przez wirujący wirnik pompy, składników morfotycznych krwi.

Komora pulsacyjna przedstawiona na rys.1 zawiera część krwistą oraz pneumatyczną, oddzielone od siebie elastyczną membraną. Do części pneumatycznej podłączony jest precyzyjnie sterowany zadajnik ciśnienia powietrza. Wytworzone przez niego zmiany ciśnienia sterują położeniem membrany. Podczas jej ruchów oraz na skutek jednokierunkowej pracy zastawek znajdujących się w części krwistej komory, następuje pulsacyjne pompowanie krwi. Większość komór posiada przezroczystą obudowę. Pozwala to na wzrokową ocenę pracy komory przez lekarza. Chodzi tu szczególnie o ocenę, czy nie następuje wykrzepianie krwi w komorze. Wykrzepianie to jest skutkiem aktywacji układu krzepnięcia krwi po jej kontakcie z materiałami, z których wykonana jest komora wspomagania, i nasila się szczególnie w miejscach, gdzie krew ma niewielką prędkość.

Wzrokowo można ocenić amplitudę ruchu membrany, ale nie jest możliwa ocena innych ważnych parametrów, jak np. rzutu minutowego komory (ilości przepompowanej krwi w czasie minuty). Częstotliwość pulsacji komory oraz zakres ciśnień po stronie powietrznej mogą zostać zadane przez pneumatyczną jednostkę sterującą pracą komory. Parametry te nie zapewniają jednak pełnego panowania nad pracą komory, ponieważ wiele zależy od właściwości układu, z którym komora wspomagania współpracuje, czyli od systemu krwionośnego pacjenta. Opory przepływu krwi w układzie krwionośnym pacjenta zależą natomiast od wielu zmieniających się w czasie czynników, wynikających także z jego stanu zdrowia. Jak już wspomniano, w produkowanych do tej pory komorach wspomagania, ocena jej pracy po stronie krwistej sprowadza się przede wszystkim do oceny wzrokowej.



Rys.1. Idea działania pulsacyjnej komory wspomagania serca.

W chwili realizacji pracy znany był autorom tylko jeden przykład komory firmy Thorathec, która została zintegrowana z sensorami obydwu skrajnych położeń membrany. Zostało tu zastosowane bardzo proste, dwustanowe rozwiązanie oparte na mikroprzełącznikach, później na czujniku pola magnetycznego Halla. Brak rozwiązań zapewniających ciągły pomiar wybranych parametrów pracy komory po stronie krwistej wynika z ostrych wymogów bezpieczeństwa oraz konieczności izolowania sensorów od kontaktu z krwią pacjenta. Jednak możliwość integracji wybranych sensorów parametrów przepływu krwi z komorą wspomagania, pozwoliła by myśleć o budowie układu w pełni zautomatyzowanego i reagującego na zmieniające się warunki przepływu krwi w układzie krwionośnym pacjenta.

Niezwykle trudno jest spełnić jednocześnie wszystkie wymagania dotyczące bezpieczeństwa związanego z wykonywaniem pomiarów: koniecznością izolowania sensorów od kontaktu z krwią pacjenta, odpornością na zakłócenia zewnętrzne, niezawodnością oraz z wymaganiem dotyczącym niepewności pomiarów. Dlatego mogą tu znaleźć zastosowanie sensory, których niepewność pomiarowa wynosi nawet 10%, pod warunkiem, że spełniają one pozostałe wymagania.

Bardzo istotnym pomiarem jest, między innymi, pomiar chwilowych wartości ciśnienia w wybranych miejscach komory wspomagania. Chodzi tu o pomiar w kaniuli napływowej (przed zastawką), we wnętrzu komory krwistej (pomiędzy zastawkami), oraz w kaniuli wypływowej (za zastawką). Znajomość tych ciśnień umożliwia ocenę

procesu wspomagania oraz wykrywanie incydentów niebezpiecznych dla pacjenta, np. przekroczenia wartości bezpiecznych. Drugim istotnym parametrem, który należy mierzyć, jest chwilowa objętość krwi znajdującej się w komorze. Znając tę wielkość oraz zakładając poprawną pracę zastawek, można wyznaczyć wartość rzutu minutowego komory, a więc stopnia, w jakim wspomagany pacjent ma zapewnione zaopatrzenie w tlen. Do oceny tego parametru może być także wykorzystany pomiar przepływu krwi przez kaniule: napływową oraz wypływową.

Aktualny stan badań na świecie.

Pomiar chwilowej objętości części krwistej komory próbowano rozwiązać na świecie m.in. poprzez:

a) kontrolę ciśnienia w części pneumatycznej [2],
b) pomiar ciśnienia i przepływu gazu po stronie pneumatycznej [3],
c) pomiar przepływu krwi przepływomierzem ultradźwiękowym [4],
d) pomiar impedancji krwi mierzony pomiędzy metalowymi gniazdami zastawek [5].

Dokładność metody b), a szczególnie metody a), jest ograniczona przez ściśliwość powietrza oraz zmieniające się opory przepływu krwi w organizmie pacjenta. Dokładność metody c) ograniczają: niejednorodność prędkości krwi w jej przekroju poprzecznym oraz turbulentność przepływu. Podczas wykonywania pomiaru d), impedancja mierzona jest po przyłożeniu napięcia do metalowych gniazd zastawek. Wynik pomiaru tą metodą zależy od wartości hematokrytu. Przyczyną odrzucenia tej metody jest przede wszystkim jednak kontakt elektrod z krwią.

Stan badań w Polsce.

Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii (FRK) w Zabrzu od dłuższego czasu próbowała rozwiązać problem pomiaru chwilowej objętości części krwistej komory wspomagania. Habilitantowi wiadomo o próbach budowy m.in.: pojemnościowego układu pomiarowego, wykorzystaniu metody impedancyjnej oraz zastosowaniu metody ultradźwiękowej. Porównanie właściwości metrologicznych powyższych metod oraz metody akustycznej zawarto w pracy [6].

W metodzie pojemnościowej, dwie okładki kondensatora stanowiły czasze: krwista oraz pneumatyczna. Pojemność takiego kondensatora zależy od stopnia wypełnienia krwią części krwistej oraz od składu krwi, która przecież może zawierać leki. Zbadany został także układ, w którym jedną z okładek stanowiła ruchoma membrana, a drugą czasza pneumatyczna. W tym układzie mierzono pojemność

elektryczną komory pneumatycznej. Niestety, układ pomiarowy w obydwu przypadkach był bardzo wrażliwy na zewnętrzne zakłócenia.

Metoda impedancyjna polega na pomiarze impedancji krwi znajdującej się w części krwistej komory, a mierzonej pomiędzy metalowymi kołnierzami zastawek [7]. Pomiary takie przeprowadzano z wykorzystaniem prądu przemiennego o częstotliwościach w zakresie 10 kHz – 250kHz. Wyniki pomiarów były zachęcające, ale kontakt elektrod z krwią eliminuje tę metodę z praktycznego jej stosowania.

Jak już wspomniano, podjęto także próbę pomiaru objętości chwilowej części krwistej za pomocą ultradźwiękowego pomiaru odległości pomiędzy ruchomą membraną, a czaszą krwistą komory. Taki pomiar jest jednak trudny przede wszystkim ze względu na fakt, że membrana podczas swojego ruchu układa się różnie, utrudniając jednoznaczny pomiar czasu powrotu ultradźwiękowego echa do detektora. Ponadto, zmieniające się położenie komory wspomagania serca względem wektora przyspieszenia ziemskiego, będzie dodatkowo komplikować ruch membrany. Taki pomiar był by obciążony dużą niepewnością pomiarową podczas poruszania się pacjenta z komorą.

Oprócz wymienionych powyżej metod, w FRK podjęte zostały jeszcze dwie próby. Pierwsza z nich to pomiar objętości chwilowej części krwistej komory wspomagania za pomocą analizy zmieniającego się obrazu membrany z naniesionymi znacznikami [8]. Wyniki przeprowadzonych wstępnych prób wskazują na akceptowalną niepewność pomiarową metody (rzędu 10%). Metoda wymaga dużej mocy obliczeniowej oraz bardzo małych kamer z bardzo krótką ogniskową. W drugiej metodzie wykorzystano deformacje komory wspomagania mierzone za pomocą sensorów przyspieszenia liniowego oraz sensorów żyroskopowych, do pomiaru ciśnienia części krwistej oraz przepływu krwi [9]. Wykazano, że możliwe jest wyznaczanie fali ciśnienia krwi z akceptowalną niepewnością i bez ingerencji w część krwistą komory.

Wszystkie powyższe działania nie rozwiązały w sposób zadawalający problemów pomiaru ciśnienia oraz wartości chwilowej objętości części krwistej komory wspomagania. Pomiar tych parametrów pozwolił by na precyzyjne sterowanie procesem pompowania krwi w cyklu automatycznym tak, aby uwzględnić zmieniające się warunki przepływu krwi w organizmie pacjenta oraz zapewnić wymagany w aktualnych warunkach rzut minutowy krwi.

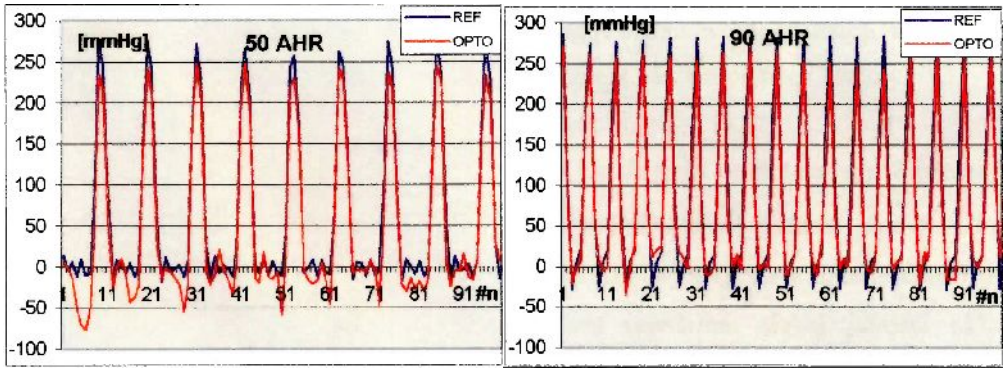
Badania wstępne.

W roku 2003, na Wydziale Matematyczno-Fizycznym w porozumieniu z Fundacją Rozwoju Kardiochirurgii, zostały zrealizowane dwie prace dyplomowe magisterskie. Obydwie prace powstały w pracowni habilitanta, na podstawie jego pomysłów oraz przy jego istotnym udziale. Habilitant był promitorem jednej z prac.

a)

Rys.2. a) Widok komory z przyklejonym do czaszy krwistej światłowodowym sensorem ciśnienia.

b)



Rys.2. b) Zarejestrowane zmiany ciśnienia za pomocą sensora światłowodowego (OPTO), oraz referencyjnego (REF), przy prędkościach 50 i 90 skurczów na minutę. Zaczerpnięto z pracy [10].

Praca [10] dotyczyła próby pomiaru fali ciśnienia w kaniulach wlotowej i wylotowej oraz w komorze krwistej. Zastosowany w rozwiązaniu sensor, w swym działaniu, opierał się o modulację stopnia transmisji światła w światłowodowym czujniku przemieszczenia, umieszczonym na sprężystych elementach komory wspomagania (wykonanej z poliuretanu). Przebadany został także, wygodniejszy w zastosowaniach, układ z sensorem odbiciowym. W pracy przedstawiono szczegóły budowy sensorów, zmierzono statyczne charakterystyki ciśnieniowe.

Przeprowadzono pomiary ciśnienia podczas dynamicznych jego zmian, a także porównano wyniki działania zbudowanych sensorów, z wynikami uzyskanymi z sensorów odniesienia. Otrzymane wyniki uznano za zachęcające do dalszych prac. Promotorem omawianej pracy był habilitant. Według rozeznania autora pracy, były to pierwsze na świecie próby zastosowania sensorów światłowodowych do pomiaru ciśnienia w wybranych miejscach komory wspomagania serca. Rysunek 2 przedstawia umocowany do czaszy krwistej światłowodowy sensor ciśnienia oraz zarejestrowane przez niego zmiany ciśnienia (OPTO), w porównaniu ze zmierzonymi przez sensor referencyjny (REF), przy różnych prędkościach skurczów.

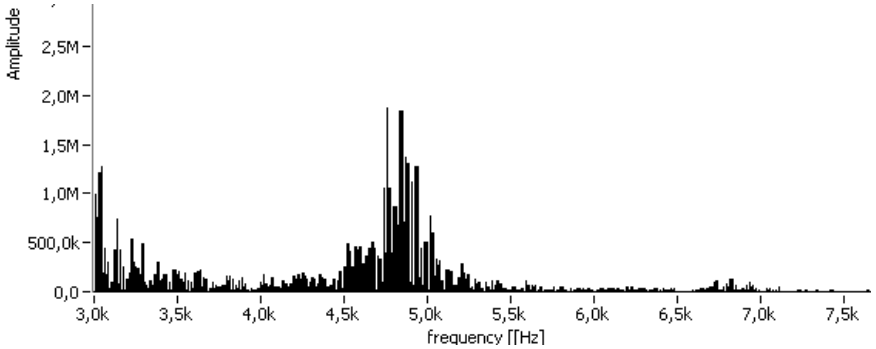
Praca [11] dotyczy pomiaru objętości chwilowej części krwistej komory wspomagania serca. Praca ta zawierała dwie zupełnie różne próby realizacji tego pomiaru. Pierwsza z nich, optoelektroniczna, polegała na pomiarze ilości światła odbitego od membrany. Na powierzchni czaszy pneumatycznej rozmieszczone zostały: dioda oświetlająca LED oraz kilka (jeden do trzech) odpowiednio rozmieszczonych fototranzystorów. Niestety, zmierzona zależność pomiędzy sygnałem wyjściowym, a objętością części krwistej komory wspomagania, nie była ani liniowa ani powtarzalna a ponadto widoczna była na tej charakterystyce histereza. Wymienione problemy wynikały z faktu, że podczas swojego ruchu, membrana układała się za każdym razem trochę inaczej. Jej ułożenie zależy od prędkości pompowania oraz od orientacji komory względem wektora przyspieszenia ziemskiego. Obydwa czynniki mają wpływ na proces tworzenia się różnych wirów w komorze krwistej.

W drugiej części tej pracy, realizowanej według oryginalnego pomysłu, pod kierunkiem i z udziałem habilitanta, zrealizowany został pomysł akustycznego pomiaru chwilowej objętości krwi w komorze wspomagania. Zauważono, że część pneumatyczna komory, po przyłożeniu do ucha, szumi różnie w zależności od objętości części krwistej (tak jak muszla znad morza). Zjawisko to, oraz fakt że suma objętości krwistej i pneumatycznej jest stała, wykorzystano do pomiaru w sposób przedstawiony poniżej.

W komorze pneumatycznej umieszczono miniaturowy głośnik oraz mikrofon. Głośnik zasilano szumem białym w paśmie akustycznym, jakie był on w stanie przenieść (tzn. od kilkuset Hz do kilkunastu kHz), natomiast mikrofon rejestrował sygnał jaki do niego docierał, po akustycznym „przefiltrowaniu” przez komorę pneumatyczną. Sygnał ten poddawano następnie analizie Fouriera, aby wydobyć z niego informację o częstotliwościach, które w najmniejszym stopniu są tłumione

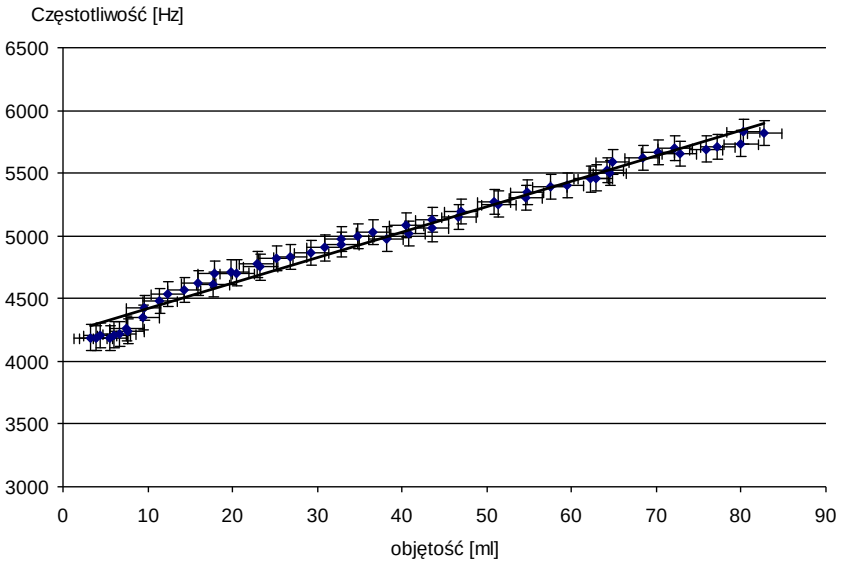
przez komorę. Z przeprowadzonych pomiarów wynikało, że najbardziej jednoznaczne wyniki osiągano, gdy mikrofon i głośnik umieszczano w możliwie dużej odległości od siebie w komorze pneumatycznej. Wtedy to, komora w największym stopniu wpływała na falę akustyczną, filtrując ją. Okazało się, że istnieje jednoznaczna zależność wiążąca objętość części krwistej komory z częstotliwościami o maksymalnej amplitudzie, wskazanymi przez analizę Fouriera. Charakterystykę tę przedstawiono na rysunku 3b.

a)



Rys.3. a) Charakterystyka widmowa sygnału zarejestrowanego przez mikrofon z widoczną częstotliwością odpowiadającą maksymalnej amplitudzie.

b)



Rys.3. b) Zależność częstotliwości o maksymalnej amplitudzie, części krwistej komory wspomagania, a jej objętością. Wyniki zaczerpnięto z pacy [11].

Rysunek 3a przedstawia natomiast charakterystykę widmową zarejestrowanego przykładowego sygnału z widocznym wyraźnym maksimum. Część uzyskanych wyników przedstawionych zostało także w pracy [A3]. Oryginalność przedstawionego sposobu pomiaru została potwierdzona udzielonym patentem [A7] (Patent RP nr PL208872).

Należy wspomnieć o niedogodności takiego pomiaru, mającej miejsce dla najmniejszych objętości komory pneumatycznej (mniejszych niż 5ml). Niedogodność ta polega na zaniku sygnału akustycznego na skutek wyłożenia się membrany na czaszę pneumatyczną i zatkaniu kanałów prowadzących do mikrofonu oraz głośnika.

Efekt ten można jednak wykorzystać do detekcji faktu wyłożenia się membrany na czaszę pneumatyczną, a więc do detekcji jednego ze skrajnych położeń membrany. Z drugiej strony, możliwe jest zwiększenie o ok. 5ml objętości komory pneumatycznej i takie sterowanie jej pracą, aby nie doprowadzać do zaniku sygnału akustycznego. Cel ten można także osiągnąć zmieniając kształt komory pneumatycznej tak, aby nie dochodziło do zatkania kanałów prowadzących do mikrofonu i głośnika.

Powyższa metoda wymaga przy każdym pomiarze, kosztownej czasowo analizy Fouriera zarejestrowanego sygnału.

Prace realizowane w ramach Programu Zamawianego Polskie Sztuczne Serce 2007-2012.

W roku 2007 rozpoczęła się realizacja Wieloletniego Programu Zamawianego „Polskie Sztuczne Serce 2007-2012”. Program był finansowany przez: Ministra Zdrowia, Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego oraz Narodowe Centrum Badań i Rozwoju. Koordynatorem programu została Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii im. Zbigniewa Religi w Zabrzu. Wynikało to z wcześniej zdobytego przez Fundację doświadczenia podczas budowy, w latach 1994-1996, pierwszego polskiego systemu wspomagania serca POLCAS (Polish Cardiac Assist System). Program Polskie Sztuczne Serce składał się z pięciu przedsięwzięć grupujących 29 zadań badawczych oraz wdrożeniowych. Przedsięwzięcie P02 przewidywało stworzenie nieinwazyjnych metod pomiaru następujących parametrów: saturacji krwi, ciśnienia krwi w części krwistej komory wspomagania, ciśnienia powietrza w części pneumatycznej, chwilowego wypełnienia części krwistej komory wspomagania. Katedra Optoelektroniki Politechniki Śląskiej została zaangażowana w prace związane z pomiarem ciśnienia w części krwistej, ale przede wszystkim z pomiarem chwilowego stopnia wypełnienia części krwistej komory. W pracach tych aktywnie uczestniczył habilitant.

W szczególności habilitant był promotorem pomocniczym pracy doktorskiej mgr inż. Grzegorza Koniecznego, zatytułowanej: „Nowe metody pomiarowe wyznaczania objętości chwilowej części krwistej w pulsacyjnej komorze wspomagania serca”. Praca została obroniona w 2013 roku.

4.3.1.1. Nieinwazyjny pomiar ciśnienia w części krwistej komory wspomagania serca.

Podstawowym zagadnieniem, które należało rozwiązać, był pomiar ciśnienia w komorze krwistej sztucznego serca oraz w kaniulach napływowej i wypływowej. Pomiar powinien odbywać się w sposób nieinwazyjny, tzn. bez kontaktu z krwią. Mierzone ciśnienia powinny się zawierać w przedziale od -100 mmHg do +400 mmHg, natomiast maksymalna rejestrowana prędkość zmian ciśnienia nie powinna być mniejsza niż 5 mmHg/ms.

Komora wspomagania wykonana jest z poliuretanu. Materiał ten posiada właściwości sprężyste i podczas pracy, w sposób zauważalny, ulegał cyklicznym deformacjom.

Podczas rozwiązywania problemu pomiaru ciśnienia, jako pierwszy sprawdzono pomysł integracji ścianek komory z piezolaminatem, który pod wpływem deformacji ścianek komory falą ciśnienia powinien generować proporcjonalne napięcie elektryczne. Zbudowane zostało stanowisko pomiarowe, przystosowane do pomiaru napięć generowanych przez piezolaminat, zawierające wzmacniacz pomiarowy o bardzo małym wejściowym prądzie niezrównoważenia wynoszącym 2 fA. Stanowisko to umożliwiało także zadawanie znanych ciśnień, w sposób kontrolowany, za pomocą referencyjnego pomiaru ciśnienia. Napięcie wyjściowe ze wzmacniacza pomiarowego rejestrowano z wykorzystaniem komputera. Przebadane zostały trzy rodzaje folii: laminowanej o grubości 28 μm oraz nielaminowanych o grubościach 28 μm i 58 μm. Okazało się, że użyte piezolaminaty wykazują wrażliwość nie tylko na deformacje, ale także na zmiany temperatury oraz oświetlenia. Wyniki tych badań zostały zamieszczone w pracy [A1]. Były one na tyle mało powtarzalne, że w konsekwencji zrezygnowano z dalszych badań idących w tym kierunku.

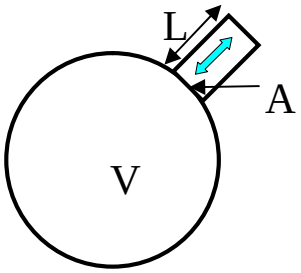
W dalszych badaniach zdecydowano się wykorzystać deformacje poliuretanowej membrany zintegrowanej od strony wewnętrznej z komorą krwistą serca. Membrana, o grubości 0.35 mm, powinna spełniać rolę bariery pomiędzy częścią krwistą z jednej strony, a niewielką komorą wypełnioną olejem, w której znajduje się sensor ciśnienia. Dodatkową rolą membrany jest przekazanie ciśnienia krwi do środowiska olejowego. Do badań wytypowany został komercyjny, światłowodowy sensor ciśnienia firmy FISO. Jest to sensor ciśnienia bezwzględnego, działający w oparciu o interferometr Fabry-Perot, umieszczony na końcu światłowodowej sondy pomiarowej. Zaletą tego rozwiązania są bardzo małe rozmiary sondy pomiarowej (średnica sondy $\Phi \approx 1$ mm) oraz niewrażliwość sensora na zakłócenia. W pracach [A1] i [A2] przedstawione

zostały wyniki badań samego sensora, ale także wpływu obecności poliuretanowej membrany na wyniki pomiaru ciśnienia. Obecność membrany powoduje redukcję poziomu ciśnienia po jej drugiej stronie o stały współczynnik. Jest to wynikiem naprężeń, jakie powstają w membranie. Podczas badań, oprócz wartości tego współczynnika, wyznaczona została także maksymalna prędkość rejestrowanych zmian ciśnienia układu zawierającego sensor oraz membranę. Wielkość ta wyniosła 9 mmHg/ms, jest więc prawie dwa razy większa niż wymagana. Został także zbudowany model kaniuli wraz ze zintegrowaną z nią membraną, komorą pomiarową oraz sensorem. Kaniula została podłączona do symulatora ludzkiego układu krążenia, znajdującego się w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu. Za pomocą sterownika pneumatycznego zasymulowano falę ciśnienia, która była rejestrowana przez badany oraz referencyjny układ pomiaru ciśnienia. Badania wykazały poprawność pracy zbudowanego układu pomiarowego oraz jego przydatność do dalszego stosowania.

4.3.1.2. Nieinwazyjny pomiar chwilowej objętości krwi w komorze sztucznego serca z wykorzystaniem rezonatora Helmholtza.

Przystępując do realizacji drugiego zadania, postawionego przed Katedrą Optoelektroniki przez Wieloletni Program Zamawiany „Polskie Sztuczne Serce 2007-2012”, a dotyczącego nieinwazyjnego pomiaru chwilowego stopnia wypełnienia części krwistej komory wspomagania, posiadaliśmy już pewne doświadczenie wynikające z wcześniejszej współpracy z FRK. Bazując na tym doświadczeniu, habilitant zaproponował nowe podejście do rozwiązywanego problemu. Mankamentem poprzedniego rozwiązania [11], przedstawionego powyżej, a także w zarysie w pracy [A3] oraz przyznanym patencie [A7], była konieczność poddawania kosztownej obliczeniowo analizie Fouriera sygnału, który rejestrował mikrofon. Habilitant zaproponował - oryginalne w skali światowej - rozwiązanie przedstawione w pracy [A3]. Opiera się ono na wykorzystaniu idei rezonatora Helmholtza, przedstawionego na rysunku 4. Sam rezonator, w najprostszym przypadku to pewna objętość *V* wypełniona gazem, z wylotem o polu przekroju poprzecznego *A* i długości *L*. Zawarty w tej objętości oraz w szyjce wylotowej gaz, po pobudzeniu do drgań, będzie drgał na częstotliwości rezonansowej f_R wyrażonej przez objętość pojemnika, parametry geometryczne szyjki oraz prędkość dźwięku *c* w gazie:

$$f_R = \frac{c}{2 \cdot \pi} \sqrt{\frac{A}{L \cdot V}};$$

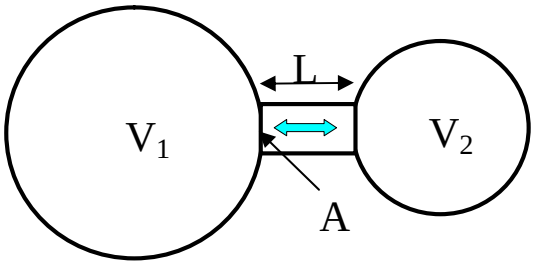


Rys. 4. Rezonator Helmholtza.

Powyższy związek wskazuje na, co prawda nieliniową ale jednak, bezpośrednią zależność pomiędzy pojemnością V, a częstotliwością rezonansową f_R układu. Wynika stąd, że za pomocą pomiaru częstotliwości rezonansowej f_R części pneumatycznej komory wspomagania można mierzyć pośrednio pojemność części pneumatycznej komory. Należy jeszcze zauważyć, że suma objętości części krwistej i pneumatycznej jest stała, aby mieć związek pomiędzy mierzoną częstotliwością rezonansową f_R a objętością części krwistej komory wspomagania.

Przedstawiony powyżej układ pomiarowy jest tylko ideą, której bezpośrednio nie da się zaimplementować, gdyż wymaga ona otwartej części pneumatycznej. Przedstawiony na rysunku 4 układ Helmholtza, w sposób niejawny, składa się z dwóch objętości po obydwu stronach szyjki (o długości L i polu przekroju poprzecznego A): jednej V oraz drugiej o pojemności nieskończonej. Aby układ pomiarowy mógł być zaimplementowany do komory sztucznego serca, właśnie ta druga nieskończona objętość, musi zostać ograniczona do wartości V_2. Po takiej operacji układ pomiarowy będzie wyglądał jak na rysunku 5. Natomiast jego częstotliwość rezonansowa f_R wyrazi się, jak to pokazano w pracy [A3], poprzez obydwie objętości V_1 i V_2, następująco:

$$f_R = \frac{c}{2 \cdot \pi} \sqrt{\frac{A}{L}\left(\frac{1}{V_1} + \frac{1}{V_2}\right)}; \quad (1)$$



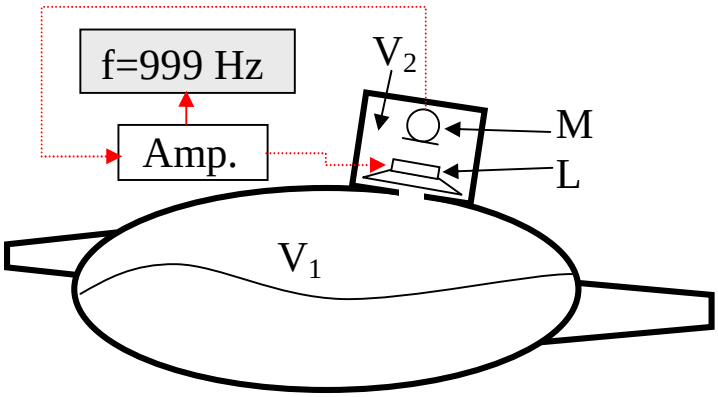
Rys. 5. Dwukomorowy układ rezonatora Helmholtza.

W przypadku, kiedy mamy do czynienia z bardziej złożonym układem akustycznym zawierającym więcej objętości z gazem lub zawierających większą ilości szyjek łączących te objętości, analizę można przeprowadzić z wykorzystaniem odpowiednio zbudowanych zastępczych modeli elektrycznych [A6] i ich analizy

numerycznej. Do tej analizy można wykorzystać jeden z wielu dostępnych na rynku programów.

Jedna objętość dwukomorowego układu Helmholtza musi być stała, żeby można było, na podstawie pomiaru częstotliwości rezonansowej f_R takiego układu, wyznaczyć drugą zmieniającą się objętość. Załóżmy, że V_1 jest zmieniającą się objętością części pneumatycznej komory wspomagania, natomiast V_2 jest stałą objętością, specjalnie dobudowanej niewielkiej komory połączonej kanałem akustycznym, o długości L i polu przekroju A, z objętością V_1, tak jak to przedstawiono na rysunku 6.

W dobudowanej komorze o objętości V_2 znajduje się miniaturowy głośnik L oraz mikrofon M. Głośnik i mikrofon połączone są ze sobą układem elektronicznym, którego zadaniem jest zapewnienie warunków koniecznych do generacji fali akustycznej w układzie. Dzieje się tak dzięki dodatniemu sprzężeniu zwrotnemu w pętli zawierającej wzmacniający układ elektroniczny oraz tor akustyczny zawierający rezonator Helmholtza. Częstotliwość, na której wzbudzi się układ, będzie aktualną częstotliwością Helmholtza zależną od chwilowej objętości części krwistej komory wspomagania.



Rys.6. Idea działania układu do pomiaru objętości chwilowej części krwistej komory sztucznego serca.
V_1 – objętość części pneumatycznej,
V_2 – objętość komory pomiarowej (o stałej objętości),
M – miniaturowy mikrofon, L – miniaturowy głośnik, Amp. – wzmacniacz, f=999 Hz – częstościomierz.

Należy zwrócić uwagę, że zaproponowany sposób pomiaru wymaga dostępu jedynie do części pneumatycznej komory wspomagania, nie ingerując w jej część krwistą. W tym sensie, jest więc pomiarem nieinwazyjnym. Ważną cechą

zaproponowanego rozwiązania jest fakt, że w układzie mierzona jest objętość części pneumatycznej, a więc wielkość niezależna od sposobu, w jaki marszczy się membrana podczas pracy komory. Ponadto, w układzie generowana jest częstotliwość rezonansowa f_R i w związku z tym zupełnie zbędna jest analiza Fouriera. Aby zmierzyć aktualną objętość części krwistej komory wspomagania, wystarczy zmierzyć aktualnie generowaną w układzie częstotliwość rezonansową i posłużyć się wielomianem skalującym lub tablicą przeliczeniową. Wszystkie opisane czynności mogą być przeprowadzone bez angażowania dużych mocy obliczeniowych, a więc w stosunkowo prostym układzie elektronicznym oraz szybko (praktycznie w czasie rzyczywistym). Rozwiązanie to uzyskało ochronę patentową [A8] (Patent RP nr PL221894).

Układ działający według przedstawionej powyżej zasady został zbudowany i przedstawiony w pracy [A3]. W rozwiązaniu tym dodatkowa komora, w kształcie walca, została przymocowana do ścianki komory pneumatycznej. Dobierając do objętości komór, wymiary szyjki łączącej komory (parametry A, L), można mieć wpływ na zakres częstotliwości rezonansowych oraz na dobroć takiego rezonatora Q [12]:

$$Q = 2 \cdot \pi \sqrt{V\left(\frac{L'}{A}\right)^3} \; ; \quad (2)$$

$$L' = L + \frac{16}{3 \cdot \pi} r \; ;$$

gdzie: r – promień szyjki rezonatora.

Niestety, z wzorów (1) i (2) wynika, że jednocześnie nie można spełnić żądania dużego zakresu zmian częstotliwości (dużej czułości) oraz dużej dobroci akustycznej (wąskiej krzywej rezonansowej). W budowanym układzie skupiono się na maksymalizacji czułości układu, godząc się z małą dobrocią układu powodującą straty w układzie, które kompensowano większym wzmocnieniem wzmacniacza pracującego w pętli dodatniego sprzężenia zwtotnego.

Zmierzono charakterystyki statyczne układu i na tej podstawie wyznaczono parametry wielomianu wiążącego zmierzoną częstotliwość rezonansową f_R z objętością części krwistej komory wspomagania. W układzie elektronicznym niezbędne okazało się zastosowanie układu automatycznej regulacji wzmocnienia ARW, aby zapewnić stały poziom sygnału niezależny od chwilowej objętości komory w jak najszerszym zakresie. Za pomiar częstotliwości rezonansowej w układzie, jej przeliczenia na objętość części krwistej komory, prezentację wyników oraz ich

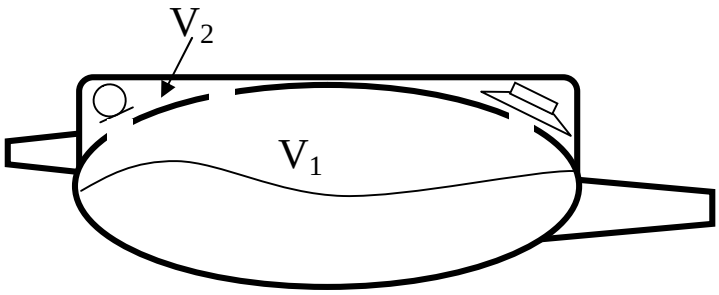
udostępnianie na zewnątrz za pomocą łącza RS232C, odpowiedzialny był układ mikrokontrolera. Wyniki pomiarów przesyłano do komputera PC, gdzie były prezentowane i archiwizowane.

Tak przygotowany układ został poddany badaniom dynamicznym na stanowisku pomiarowym przygotowanym w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu. Podczas tych badań okazało się, że praca metalowych zastawek zintegrowanych z komorą wspomagania serca jest na tyle głośna, że zakłóca pracę badanego układu, wprowadzając go, po każdym uderzeniu zastawki, w stan przesterowania, a tym samym zawieszając chwilowo (na około 100 ms) jego pracę. Sygnał docierający do mikrofonu został zarejestrowany i poddany analizie Fouriera. Wyniki analizy, zawarte w pracy [A4], wskazały, że widmo sygnału zakłócającego zawiera się w przedziale do około 100 Hz z maksimum w okolicach kilku Hz. Stało się to przyczyną zastosowania w układzie elektronicznym filtru górno-przepustowego typu Sallen-Key o częstotliwości granicznej 500 Hz. Ze względu na małą dobroć rezonatora Helmholtza (szeroką krzywą rezonansową) postanowiono także ograniczyć wzmacniane pasmo od góry. W tym celu użyty został filtr dolno-przepustowy o częstotliwości granicznej 1600 Hz. Ponieważ pojawiające się przesterowanie dotyczyło pierwszego stopnia wzmacniacza zintegrowanego z mikrofonem, do którego nie było dostępu, dlatego, zamiast mikrofonu, użyty został w układzie miniaturowy głośnik. Taki miniaturowy głośnik bardzo słabo przenosi najniższe częstotliwości, dlatego dodatkowo filtruje częstotliwości mniejsze niż 200 Hz, co w tym przypadku okazało się cechą bardzo pożądaną.

Tak przebudowany układ ponownie poddano badaniom statycznym i na tej podstawie wyznaczono krzywą kalibracyjną. Ponowne próby dynamiczne przeprowadzone zostały na hybrydowym modelu systemu krwionośnego [13], w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrzu. Model ten umożliwia wytworzenie w torze krwistym warunków panujących w układzie krążenia człowieka, uwzględniając opory wewnętrzne oraz właściwości żył i tętnic. Przede wszystkim, badania wykazały brak wrażliwości układu na hałas generowany przez pracujące zastawki komory wspomagania. Wykazały także, że zbudowany układ pozwala na ciągły pomiar w warunkach dynamicznych, podczas zmieniających się: pneumatycznego ciśnienia sterującego oraz oporów wewnętrznych symulowanych przez model hybrydowy.

Przed dalszymi badaniami należało zmodyfikować konstrukcję komory tak, aby możliwe było jej stosowanie kliniczne. Głównym problemem była obecność oraz nieakceptowalny kształt dodatkowej pneumatycznej komory pomiarowej przedstawionej na rys.6. Przedsięwzięcie P02 Programu przewidywało stworzenie -

zintegrowanych z komorą - nieinwazyjnych metod pomiaru: saturacji krwi, ciśnienia krwi w części krwistej oraz stopnia chwilowego wypełnienia części krwistej. Wszystkie te metody wymagały zintegrowania z komorą niezbędnej elektroniki. Objętość przewidzianą na pomieszczenie tej niezbędnej elektroniki postanowiono wykorzystać także jako pneumatyczną komorę pomiarową, umieszczając w niej odbiornik i nadajnik fali akustycznej. Jej kształt i umiejscowienie na komorze przedstawiono na rysunku 7.



Rys.7. Umieszczenie dodatkowej pneumatycznej komory pomiarowej, gdzie: V_1 – objętość części pneumatycznej komory pomiarowej, V_2 - objętość pneumatycznej komory pomiarowej.

Model takiej komory wspomagania serca został wykonany i przebadany statycznie. Aby poprawić kształt charakterystyk, a przede wszystkim zwiększyć zakres zmian częstotliwości generowanych w układzie, wykonano dodatkowe dwa otwory pomiędzy komorami o objętościach V_1 i V_2, przedstawionych na rysunku 7. Takie postępowanie uzasadnione jest wnioskami płynącymi z wzoru (1). Przeprowadzone pomiary pozwoliły na wyznaczenie krzywej kalibracyjnej i umieszczenie jej w pamięci mikrokontrolera. Kolejne próby dynamiczne, przeprowadzono na hybrydowym modelu systemu krwionośnego, w FRK w Zabrzu. W układzie mierzono jednocześnie: objętość chwilową krwi, ciśnienie krwi w komorze krwistej oraz ciśnienie powietrza w części pneumatycznej. Wynik tych badań przedstawiono szerzej w pracy [A4]. Badania wykazały, że sensor jest w stanie dostarczać wyniki chwilowej objętości krwi w czasie niemal rzeczywistym. Opóźnienie pojawiających się wyników wynosi ok. 15 ms. Ten czas opóźnienia wynika z czasu pomiaru, wynoszącym ok. 3 ms, oraz czasu jego obróbki i transmisji wyniku do komputera. Otrzymane wyniki pomiaru objętości chwilowej krwi, w skojarzeniu z wynikami pomiaru ciśnienia krwi w komorze wykazały, że możliwa jest obserwacja poprawności pracy zastawek i oceny, czy i kiedy następuje ich pełne zamknięcie.

Celem dalszych prac badawczych, opisanych w pracy [A5], było zbudowanie modelu komory wspomagania POLVAD-EXT w technologii druku 3D oraz wytworzenie warunków jej pracy, jak najbardziej odpowiadających docelowym warunkom jej pracy. Objętość części krwistej komory wyniosła 80 ml, a objętość pneumatycznej części pomiarowej 35ml. Po wypełnieniu jej elektroniką o objętości ok. 12 ml, objętość pneumatycznej komory pomiarowej powinna wynieść ok. 23 ml. Dlatego w trakcie dalszych badań, w pomiarowej komorze pneumatycznej, umieszczano elementy, w przybliżeniu o kształcie i objętości układów elektronicznych, które zostaną umieszczone w komorze. Do badań, zamiast krwi, używano roztworu o parametrach reologicznych jak najbardziej zbliżonych do niej. Zastosowany roztwór zawierał 60% wody, w której rozpuszczono glicerynę oraz aldehyd benzoesowy. Po kalibracji układu pomiarowego, w warunkach statycznych, przeprowadzono gruntowne badania dynamiczne na hybrydowym modelu systemu krwionośnego. W układzie, oprócz chwilowej objętości części krwistej komory, mierzono jednocześnie prędkość przepływu krwi w kaniuli napływowej oraz wypływowej. Na podstawie pomiarów przepływu wyznaczano, w celach porównawczych, objętość chwilową części krwistej komory wspomagania. Do pneumatycznego napędu komory użyty został standardowy sterownik pneumatycznych komór wspomagania serca POLPDU-402 (Polish Pneumatic Drive Unit). Badania przeprowadzono w szerokim zakresie wartości ciśnienia: skurczowego, rozkurczowego oraz różnych częstotliwościach wspomagania. Układ pomiarowy poprawnie mierzy objętość części krwistej komory w zakresie od 0 do 75 ml. Natomiast w zakresie od 75 ml do 80 ml sygnał akustyczny zanika. Dzieje się tak dlatego, że w tym zakresie objętość części pneumatycznej V_1 jest mniejsza niż 5 ml i membrana zasłania kanały akustyczne łączące objętości V_1 i V_2 z rysunku 7, „rozpinając” pętlę dodatniego sprzężenia zwrotnego i uniemożliwiając generację fali akustycznej. Istnieją dwa sposoby rozwiązania tego problemu. Pierwszy z nich to zwiększenie objętości części pneumatycznej V_1 komory o brakujące 5 ml, do 85 ml, i takie sterowanie pracą komory, aby pracowała w zakresie od 0 do 80 ml. Drugą możliwością jest podawanie ostatniego zmierzonego poprawnie wyniku w czasie, gdy układ przestał generować sygnał akustyczny. Spowoduje to udostępnienie na wyjściu urządzenia wyniku różniącego się od rzeczywistego o ok. 7 %, co jest wielkością do zaakceptowania przez personel medyczny. W praktyce wybrane zostało to drugie rozwiązanie.

W pracy [A5] podjęto próbę określenia niepewności wyznaczanych wyników przez układ pomiarowy podczas statycznych pomiarów. Wykonano serię 25

statycznych pomiarów w pełnym zakresie mierzonych objętości. Niepewność wyznaczana była, jako odchylenie standardowe średniej arytmetycznej. W zakresie objętości do 75 ml niepewność ta była mniejsza niż 5% zakresu pomiarowego.

W pracach [A5] i [A6] przedstawiono próbę określenia niepewności pomiarowej podczas pomiarów dynamicznych przy różnej częstotliwości wspomagania serca wynoszących: 50, 70, 100 bpm (beats per minute). Pomiarami porównawczymi były pomiary wykonane za pomocą przepływomierza ultradźwiękowego, którego głowice pomiarowe umieszczono na kaniuli wlotowej i wylotowej. Przepływomierz, jakim dysponowano, to Transonic 11PLX o niepewności pomiarowej ±5 %. Wyniki pomiarów przepływu w kaniulach przeliczono następnie na stopień wypełnienia komory. Korzystając z wyników pomiarów przeprowadzonych metodą akustyczną, wyliczono średnią maksymalną objętość części krwistej w 5 kolejnych cyklach jej napełniania i opróżniania. Z tych wyników wyznaczano następnie składową niepewności standardowej szacowaną metodą typu A. Jego wartość odniesiona do zakresu pomiarowego nie była większa niż 10 %, przy dobrej zgodności wyznaczanych objętości obiema metodami.

Zgodnie ze wzorem (1), na wynik pomiaru częstotliwości ma wpływ prędkość dźwięku w powietrzu c. Przyjmując model gazu doskonałego można wykazać, że zmieniające się ciśnienie nie ma wpływu na prędkość dźwięku. Wynika to z faktu, że zależy ona od stosunku ciśnienia do gęstości powietrza, a te dwie wielkości zmieniają się w tym samym kierunku i stopniu, co powoduje, że zależność od ciśnienia upraszcza się. Prędkość dźwięku w powietrzu zależy jednak od temperatury. Zależność ta jest słaba i przy zmianie temperatury o 10 ºC prędkość zmienia się o około 1.8 %. W tym samym stopniu zmieni się generowana przez układ częstotliwość. Biorąc pod uwagę, że urządzenie będzie pracować w warunkach pokojowych, temperatura nie powinna wpływać istotnie na wyniki. Jednak, gdyby zaistniała taka potrzeba, istnieje możliwość uwzględnienia temperatury na drodze numerycznej.

Podsumowując, zbudowane urządzenie do pomiaru stopnia wypełnienia części krwistej komory wspomagania charakteryzuje się następującymi cechami:

- jest pomiarem nieinwazyjnym,
- wynik pomiaru nie zależy od historii układu (tak jest np. przy korzystaniu z przepływomierzy ultradźwiękowych do pomiaru stopnia wypełnienia komory),

- ma walor pomiaru niemal natychmiastowego (opóźnienie związane z wykonaniem pomiaru i jego analizą wynosi ok. 5 ms),
- możliwość pracy przy różnych częstotliwościach wspomagania, od 0 do 180 bpm,
- możliwość pracy przy zmieniającym się w szerokim zakresie obciążeniu komory,
- możliwość pracy przy różnych stopniach wypełnienia i opróżnienia komory
- niepewność pomiaru mieszcząca się w założonych ramach, tzn. 10 % zakresu pomiarowego.

Za istotny wkład do nauki w ramach omawianego zagadnienia habilitant uznaje:

- autorstwo idei oraz badania nowatorskiej w skali światowej metody nieinwazyjnego pomiaru stopnia wypełnienia części krwistej komory serca z wykorzystaniem analizy Fouriera sygnału szumu białego po oddziaływaniu z komorą pneumatyczną - **patent RP nr PL208872**,
- opracowanie i udział w realizacji metody i układu służącego do obróbki elektronicznej i analizy sygnału pozwalającej, za pomocą analizy Fouriera wyekstrahować informację o chwilowej objętości części krwistej komory wspomagania serca, w układzie opisanym m.in. w patencie RP nr PL208872,
- autorstwo idei oraz badania nowatorskiej w skali światowej metody nieinwazyjnego pomiaru stopnia wypełnienia części krwistej komory serca z wykorzystaniem rezonatora Helmholtza pracującego w pętli dodatniego sprzężenia zwrotnego – **patent RP nr PL221894**,
- opracowanie i udział w badaniach metody analizy sygnału pozwalającej, w mało wymagający sposób, wyekstrahować informację o chwilowej objętości części krwistej komory wspomagania serca, z wykorzystaniem rezonatora Helmholtza, w czasie rzeczywistym, w układzie opisanym m.in. w patencie RP nr PL221894,
- udział w badaniach nad opracowaniem i realizacją elektronicznego układu pomiarowego współpracującego z rezonatorem Helmholtza,
- autorstwo algorytmów oraz oprogramowania mikrokontrolera współpracującego z rezonatorem Helmholtza oraz oprogramowania na komputer PC, zbierającego i prezentującego wyniki pomiarów objętości chwilowej komory sztucznego serca.

4.3.2. Opracowanie metody wykorzystanie analizy spektralnej luminescencji tkanek w diagnostyce stanów przednowotworowych i nowotworowych.

Motywacja podjęcia badań.

Spektroskopia fluorescencyjna zastosowana do badania tkanek in vivo budziła i budzi nadzieje w środowisku medycznym jako technika, która może służyć do przeprowadzania biopsji optycznej [14], [15]. W biopsji optycznej chodzi o takie badanie tkanek, z wykorzystaniem technik optycznych, które w sposób nieinwazyjny może dostarczać wyniki pozwalające wskazać i różnicować obszary tkanek: zdrowych, zmienionych dysplastycznie, a także zmienionych nowotworowo. Wstępne badania dotyczące powyższej tematyki zostały przeprowadzone w Ośrodku Diagnostyki i Terapii Laserowej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Bytomiu m.in. przez prof. Aleksandra Sieronia oraz dr. Jakuba Adamczyka. Zachęcające wyniki tych badań spowodowały, że na początku 2005 roku zebrał się zespół trzech jednostek: Instytut Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu, Ośrodek Diagnostyki i Terapii Laserowej Śląskiej Akademii Medycznej w Bytomiu oraz Instytut Fizyki Wydziału Matematyczno-Fizycznego Politechniki Śląskiej w Gliwicach, które postanowiły współdziałać w uzyskaniu i realizacji projektu badawczego pt.: „*Wykorzystanie analizy spektralnej w diagnostyce stanów przednowotworowych i nowotworowych*”. Projekt ten został przyznany pod koniec tego samego roku i trwał do połowy roku 2008. Głównym wykonawcą projektu był Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w Zabrzu. Kierownictwo grantu zostało powierzone habilitantowi.

Zadaniem zespołu Instytutu Fizyki Politechniki Śląskiej, w którym aktywnie uczestniczył habilitant, było zaprojektowanie oraz zbudowanie urządzenia do wykonywania in vivo, analizy spektralnej luminescencji tkanek. Układ pomiarowy miał być przystosowany do pomiarów tkanek dostępnych z zewnątrz oraz znajdujących się w jamach ciała. Idea budowy urządzenia, w przedstawionym poniżej kształcie, jest w głównej mierze dorobkiem habilitanta.

Stan badań na świecie.

Na początku XX wieku miały miejsce pierwsze badania prowadzące do powstania diagnostyki fotodynamicznej. W 1933 roku Sutro [16] zapoczątkował w Nowym Yorku badania autofluorescencji tkanek. Umieszczone w świetle lampy

Wooda (promieniującej światło w zakresie ultrafioletu λ=320-400nm), usunięte chirurgicznie, tkanki sutka emitowały światło czerwone – gdy była to tkanka sutka zmieniona nowotworowo lub zielone – gdy była to tkanka zdrowa. Pozwoliło to później budować urządzenia, które wzbudzały luminescencję światłem lasera helowo-kadmowego (λ=442nm), a mierzyły stosunek natężenia fluorescencji światła czerwonego do zielonego. Stosunek ten był następnie miarą zmian nowotworowych, jakie zaszły w tkance [17]. Luminescencja tkanek wynika z obecności w tkankach endogennych (występujących w sposób naturalny w organizmie) fotouczulaczy, które w większym stopniu gromadzą się w komórkach zmienionych dysplastycznie lub nowotworowo. Dlatego też, analiza natężenia luminescencji w odpowiednio wybranym zakresie widmowym daje możliwość wykrywania tkanek nowotworowych. Badanie tego typu nazywane jest laserowo wzbudzaną fluorescencją (Laser Induced Fluorescence – LIF) [18], [19].

Badanie takie może być poprzedzone podaniem, w postaci kremu lub dożylnym, określonej dawki fotouczulacza [20], [21]. Takie postępowanie nazywane jest diagnostyką fotodynamiczną (PhotoDynamic Diagnosis - PDD). W tym przypadku, obserwowane widmo luminescencji zawiera widmo autoluminescencji oraz silniejsze widmo egzogennego (dostarczonego z zewnątrz) fotouczulacza.

Pierwszy handlowy fotouczulacz powstał w latach 60. ubiegłego wieku. Był to skutek opracowania przez Lipsona syntezy różnych pochodnych porfirynowych pod handlową nazwą HpD (Hematoporphyrin Derivative). Obecnie najczęściej używanymi fotouczulaczami są: ester dihematoporfiryny - Photofrin II oraz prekursor protoporfiryny IX (PpIX) - kwas delta-aminolewulinowy. Obydwa fotouczulacze charakteryzują się dużą wydajnością kwantową i mają pasmo absorpcji dla światła o długości fali około 400nm oraz widmo emisyjne w zakresie barwy czerwonej [22].

Nagromadzenie się w tkance fotoczulacza nie jest zależnie od tego, w jaki sposób znalazł się on w organizmie, świadczyć może natomiast o wejściu komórek na szlak karcenogenezy i o stopniu zaawansowania procesu nowotworowego.

Kluczowe znaczenie w tej metodzie ma fakt, że koncentracja fotouczulacza w tkankach nowotworowych może być nawet kilkunastokrotnie większa niż w otaczających je tkankach zdrowych. Selektywny mechanizm gromadzenia się fotouczulacza w tkankach nowotworowych można w bardzo uproszczony sposób przedstawić następująco: cząsteczki fotouczulacza mają w roztworach wodnych charakter hydrofobowy i w związku z tym mają tendencję do gromadzenia się w obszarach o podwyższonej koncentracji lipoprotein niskiej gęstości (LDL) i cholesterolu. Obszary takie występują w komórkach nowotworowych, a wynika to z

ich szybkiego namnażania się i zwiększonego w związku z tym zapotrzebowania na materiał do budowy błon komórkowych, których budulcem jest właśnie LDL oraz cholesterol. Jednocześnie, upośledzone krążenie krwi w takiej tkance utrudnia proces wydalania fotouczulacza z tkanki nowotworowej. W związku z powyższym, diagnostyka fotodynamiczna umożliwia znaczne zwiększenie czułości wykrywania ognisk nowotworowych [23], [24].

Metodę diagnostyki fotodynamicznej stosuje się między innymi do badania tkanek skóry, do których dostęp jest bezpośredni [25], ale także do badania jamy ustnej [26], [27], [28], a po zastosowaniu endoskopu do badania np.: płuc [29], [30], pęcherza moczowego [31], chorób laryngologicznych [32], chorób ginekologicznych [33], przełyku Barretta [34] oraz w zastosowaniu do badań kolonoskopowych [35], [36].

Rozwinięciem przedstawionych powyżej systemów diagnostycznych jest użycie do detekcji luminescencji tkanki analizy spektralnej, a nie jedynie detekcji natężeniowej w wybranych zakresach widma. System taki pozwoli na poszerzenie możliwości dotychczasowych fluorescencyjnych systemów diagnostycznych, które ograniczają się jedynie do stwierdzenia występowania zmian nowotworowych. Przedstawiony poniżej system umożliwia pomiar i prezentację widma emitowanego światła przez każdy punkt analizowanego obrazu tkanki w trakcie badania.

Budowa układu pomiarowego.

Badania spektralne powinny odbywać się w krótkim czasie, w którym możliwe jest stabilne obserwowanie wybranego obszaru in vivo. Podstawowym problemem jest konieczność przetwarzania bardzo słabego sygnału emitowanego przez pobudzoną tkankę. Sygnał ten jest dodatkowo osłabiany przez elementy układu optycznego oraz straty powstające w układzie spektralnym. Do elementu światłoczułego dociera zatem niewielki procent analizowanego światła. Nie bez znaczenia jest także zakłócający wpływ silnego pobudzenia ultrafioletowego, które nie jest przecież ściśle monochromatyczne. Wszystko to powoduje powstanie ograniczeń rozdzielczości przestrzennej oraz widmowej budowanego systemu diagnostycznego. Konieczne było zatem ustalenie akceptowalnych poziomów: czasu naświetlania, rozdzielczości przestrzennej, rozdzielczości widmowej, które nie degradowały by przydatności klinicznej systemu. Idea działania budowanego systemu pomiarowego została przedstawiona w zarysie w pracy [B1] oraz w szczegółach poniżej.

Budowa oświetlacza.

Do wzbudzenia luminescencji potrzebne jest źródło światła, którego widmo emisyjne posiada maksimum w zakresie długości fal, w którym badana tkanka, zawierająca hematoporfiryny, posiada maksimum absorpcyjne. Maksimum to przypada na długość fali ok. $\lambda = 405$ nm i jest stosunkowo szerokie, bo wynosi ok. $\Delta\lambda = 40$ nm. Źródła półprzewodnikowe o wymaganej charakterystyce widmowej dostępne są aktualnie na rynku. Problemem może być jedynie ich moc, która powinna być na tyle duża, aby efektywnie wzbudzać luminescencję tkanek. Dlatego w przedstawianym rozwiązaniu użyto zespołu pięciu diod LED typu LED405-66-60. Każda z diod to matryca sześćdziesięciu struktur półprzewodnikowych wykonanych z InGaN w obudowie TO-66, o łącznej mocy ok. 300 mW. Moc rozpraszana do otoczenia przez taki emiter to ok. 4 W, dlatego konieczne było zastosowanie w układzie odpowiedniego radiatora. Wspomniana dioda promieniuje światło fioletowe o długości fali 405 nm i widmowej szerokości połówkowej 20 nm, energię świetlną promieniuje w kąt połówkowy wynoszący ok. 60º. Oświetlacz wraz z radiatorami został zbudowany wokół obiektywu rejestrującego obraz luminescencyjny. Ponieważ widmo użytych fioletowych diod LED zawiera niewielką składową światła czerwonego, dlatego też w układzie oświetlacza zastosowano filtry blokujące światło o długości większej niż ok. 470 nm. Obecność tych filtrów okazała się konieczna ze względu na dużą czułość układu odbiorczego w zakresie powyżej długości fali 550 nm.

Budowa układu rejestrującego luminescencję.

Zadaniem spektralnego układu rejestrującego luminescencję jest akwizycja wielu obrazów badanej tkanki, przy czym każdy z nich zarejestrowany jest dla innej długości fali, w pożądanym zakresie widmowym. W związku z tym, przed kamerą rejestrującą obraz, powinien znajdować się pasmowo-przepustowy przestrajany filtr optyczny, nastawiany przed każdym kolejnym „zdjęciem” na inną długość fali.

Początkowo w urządzeniu planowano zastosowanie, jednego z niewielu dostępnych w czasie realizacji grantu rozwiązań, filtru pasmowo-przepustowego zbudowanego w oparciu o ciekłe kryształy, firmy PerkinElmer typu VariSpec [37]. Z uwagi na ograniczenia finansowe, rozwiązanie to okazało się nieosiągalne. Autorzy, próbując poradzić sobie z tymi ograniczeniami, zaprojektowali budowę filtru przestrajanego elementami piezoelektrycznymi, zbudowanego w oparciu o etalon

Fabry-Perot. Filtru takiego, o stabilnych parametrach, nie udało się zrealizować w praktyce w sposób możliwy do zastosowania praktycznego w budowanym urządzeniu. Technologia jego budowy okazała się poważnym problemem. Rozwiązanie to jednak zostało opatentowane i jest chronione [A9] (Patent RP nr PL217916).

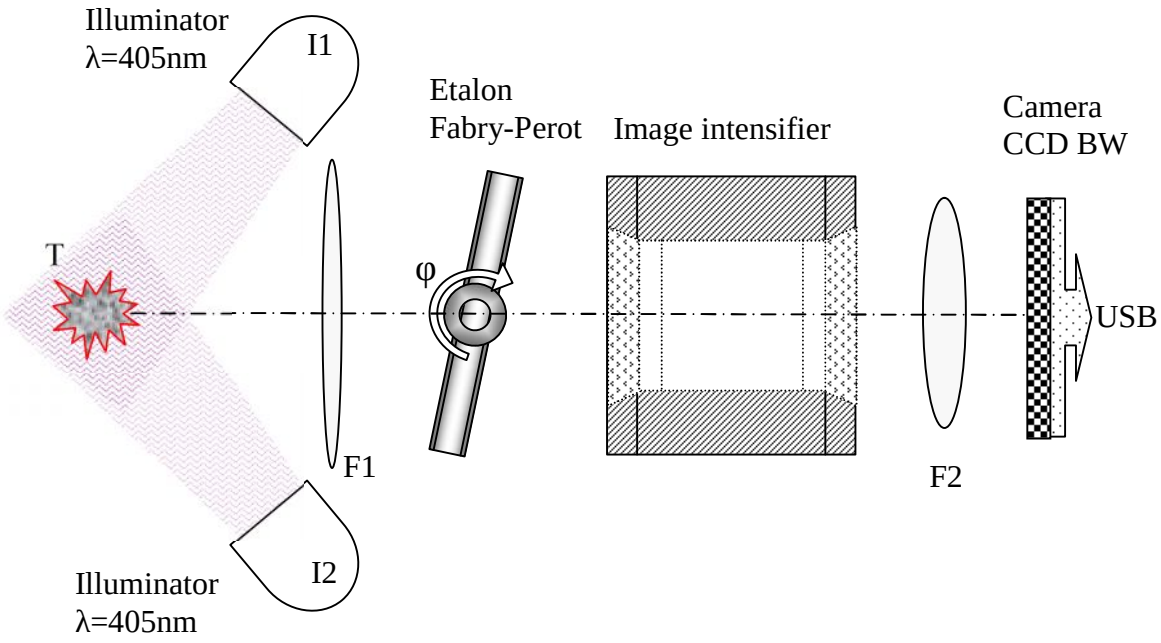
W urządzeniu zastosowano rozwiązanie, w którym przestrajany filtr pasmowo-przepustowy został zrealizowany przez umieszczenie przed kamerą etalonu Fabry-Perot. Etalon ten przed każdym kolejnym zdjęciem przestrajano na wybraną długość fali, poprzez jego pochylanie o odpowiedni kąt względem osi optycznej układu rejestrującego. Wykonany na potrzeby pracy etalon Fabry-Perot charakteryzował się szerokością połówkową ok. 5 nm. Pochylanie go względem osi optycznej układu przestrajało filtr w zakresie długości fal od 575 nm do 645 nm. Filtr ten znajdował się na osi serwomechanizmu sterowanego przez komputer sterujący pomiarem. Rozwiązanie to jest chronione patentem [A10] (Patent RP nr PL215334).

Detektorem obrazu w omawianym układzie jest niskoszumowa czarno-biała kamera CCD typu C9260-901 firmy Hamamatsu Photonics. Kamera charakteryzuje się dużą rozdzielczością przestrzenną 1344(H) x 1024(V), niewielką prędkością rejestracji wynoszącą - przy pełnej rozdzielczości - 4 ramki/s, natomiast przy zastosowaniu binningu 4x4 - prędkość rejestracji wzrasta do 18 ramek/s. Szumy kamery są niewielkie i wynoszą 8 elektronów/pixel/s, natomiast pojemność pixela to 18000 elektronów. Istotną cechą jest możliwość regulacji czasu naświetlania w zakresie od 5 ms do 20 s. Kamera wyposażona jest w przetwornik analogowo-cyfrowy o rozdzielczości 12 bitów oraz interface USB 2.0.

Ze względu na niewielką ilość światła, która dociera do kamery, układ został wyposażony we wzmacniacz obrazu typu XX2050AH, wykonany w technologii XD-4 firmy PHOTONIS-DEP, standardowo stosowany w noktowizorach wojskowych. Wzmacniacz ten charakteryzuje się użyteczną średnicą fotokatody 17.5 mm, rozdzielczością 55 linii/mm oraz wzmocnieniem luminancji 7500 cd/m²/lx. Układ został wyposażony w wejście napięciowe, które reguluje wielkość wzmocnienia.

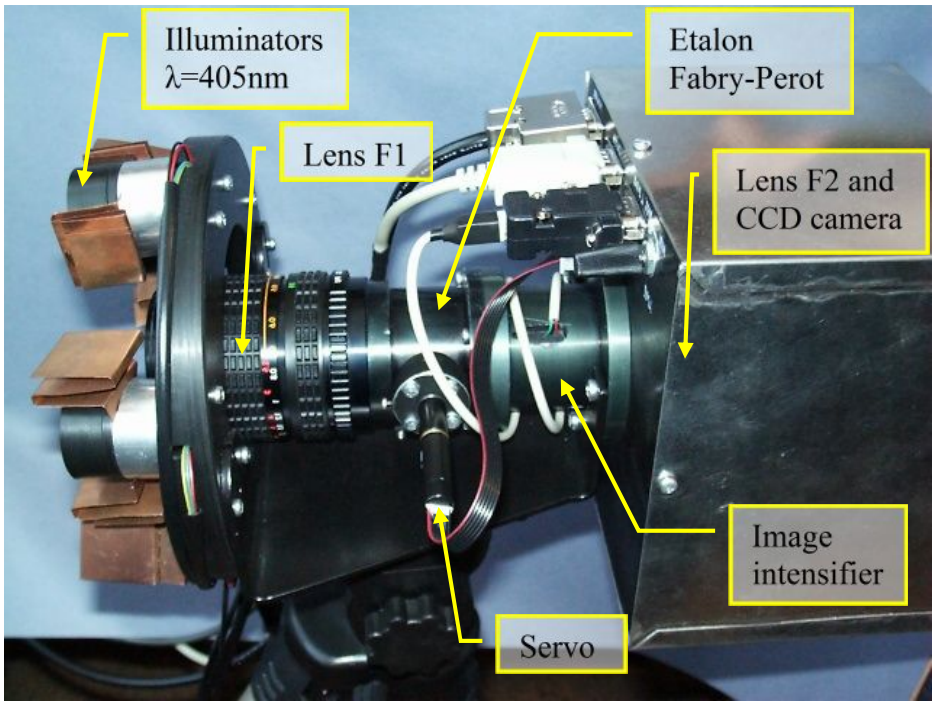
Budowę układu rejestrującego luminescencje przedstawiono na rysunku 8. Znajdująca się na osi optycznej układu badana tkanka T, oświetlana jest pięcioma strumieniami światła pochodzącymi z rozmieszczonych symetrycznie wokół osi optycznej oświetlaczy (I1…I5). Oświetlacze te promieniują światło fioletowe o długości fali 405 nm. Pobudzona tym promieniowaniem hematoporfiryna, zawarta w tkance, świeci luminescencyjnie światłem o barwie czerwonej. Świecenie to ma

niewielkie natężenie. Obraz tkanki formowany jest przez obiektyw F1 na fotokatodzie wzmacniacza obrazu. Światło przed dotarciem do fotokatody wzmacniacza obrazu przechodzi przez etalon Fabry-Perot działający jako przestrajany filtr optyczny. Jest on pochylany o odpowiednio dobrany kąt φ względem osi optycznej tak, aby przepuszczał promieniowanie o wybranej długości fali λ_F. Położenie filtru zmieniane jest za pomocą serwomechanizmu. Tak przefiltrowany obraz tkanki pada na fotokatodę wzmacniacza obrazu. Po wzmocnieniu, wytworzony na jego wyjściu obraz formowany jest za pomocą układu soczewek F2 na powierzchni światłoczułej czarno-białej kamery CCD. Podczas rejestracji widma tkanki, rejestrowane są kolejno obrazy powstające przy zmieniających się położeniach φ etalonu Fabry-Perot, tzn. dla różnych długości fali λ_F przestrajanego filtru.



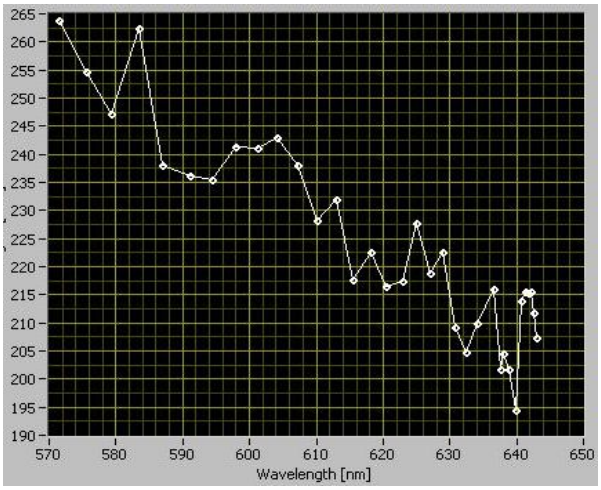
Rys.8. Budowa układu wzbudzającego i rejestrującego widmową luminescencję tkanek.

Zarejestrowane kolejne obrazy przesyłane są do komputera sterującego pomiarem za pośrednictwem złącza USB 2.0. Rys.9 przedstawia wykonane urządzenie. Do sterowania pomiarem oraz do analizy otrzymanych wyników zostało napisane, w środowisku LabVIEW, dedykowane, oryginalne oprogramowanie. Algorytm sterowania pomiarem oraz oprogramowanie, w całości zostało napisane przez habilitanta. Podczas pomiaru oprogramowanie korzysta z wcześniej przeprowadzonej kalibracji, która wiąże położenie serwomechanizmu z długością fali przepuszczanej przez filtr Fabry-Perot.

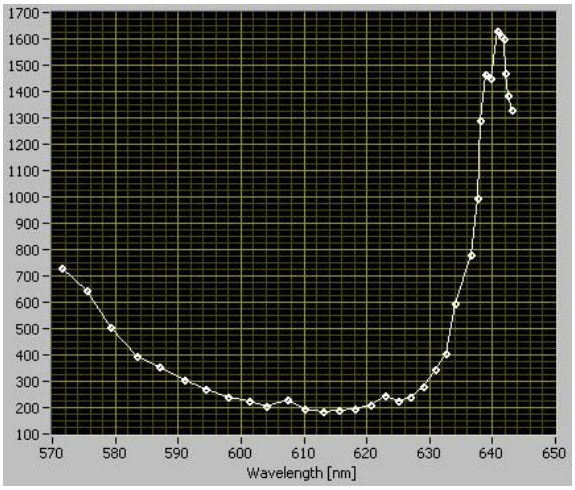


Rys.9. Widok wykonanego urządzenia do wzbudzania i rejestracji widmowej luminescencji tkanek.

W celu zmniejszenia szumów, oprogramowanie może dokonywać akwizycji obrazów powstałych z zastosowaniem binningu 4x4, który polega na scalaniu w jeden - sygnałów pochodzących z kwadratowego obszaru pikseli o rozmiarach 4x4. Tak zebrany obraz ma mniejszą rozdzielczość przestrzenną, jednak charakteryzuje się istotnie mniejszym szumem. Po zebraniu wielu obrazów, dla długości fal λ_F zmieniających się co 2-5 nm, pochodzących z zakresu 575 nm – 645 nm, są one zapamiętywane i mogą zostać następnie poddane analizie spektralnej. Podczas akwizycji obrazów badana tkanka powinna pozostawać nieruchoma. Analizie spektralnej może zostać poddany każdy wskazany myszką prostokątny obszar o powierzchni od jednego piksela do całego obrazu. W celu wyznaczenia charakterystyki spektralnej - tak wskazanego obszaru - oblicza się średnią wartość wszystkich pikseli znajdujących się we wskazanym obszarze, kolejno na wszystkich obrazach zarejestrowanych dla różnych długości fal λ_F. Tak wyznaczona charakterystyka widmowa może być zaprezentowana przez opracowane oprogramowanie. Na rys.10a przedstawione zostało widmo luminescencyjne tkanki zdrowej, natomiast na rys.10b widmo tkanki zmienionej nowotworowo. Widoczna jest istotna różnica kształtu charakterystyk spektralnych obydwu tkanek.

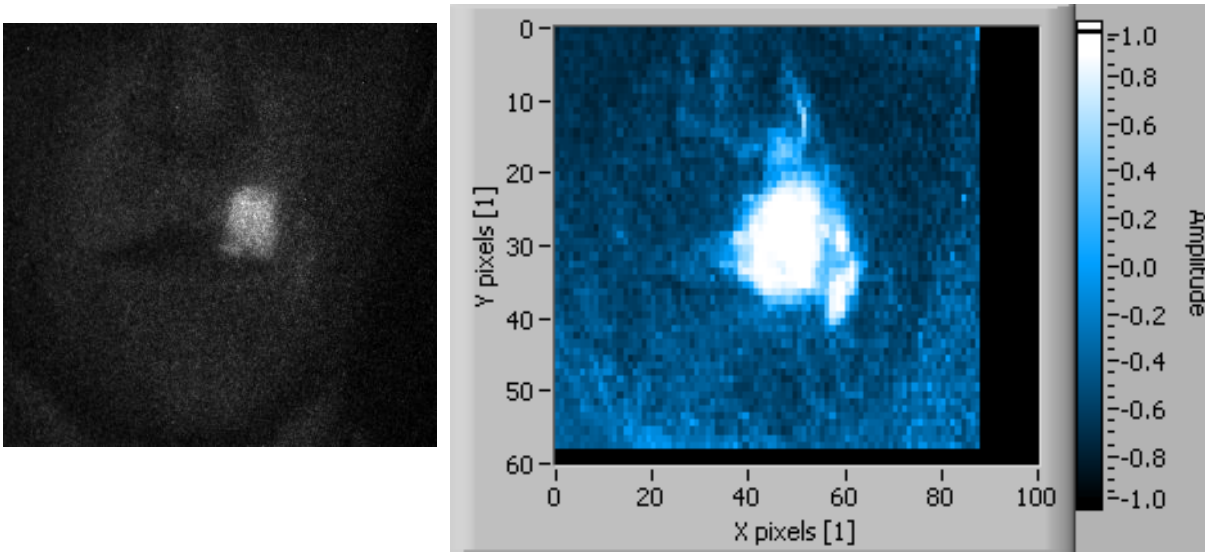


Rys.10a. Widmo luminescencyjne zdrowej tkanki.



Rys.10b. Widmo luminescencyjne tkanki zmienionej nowotworowo.

Zaletą oprogramowania jest możliwość dokonania analizy porównawczej kształtu widma badanej tkanki z kształtem widma tkanki wzorcowej. Tymi wzorcami mogą być zebrane wcześniej widma tkanek w różnych stadiach wybranych chorób nowotworowych. W porównaniu tym, pod uwagę brany jest stopień podobieństwa widm: wzorcowego i badanego. Dwa widma są do siebie podobne, jeżeli jedno z nich można przekształcić w drugie za pomocą przekształcenia liniowego (tzn. jedno z nich można przekształcić w drugie, przez pomnożenie przez stałą i dodanie stałej). Liczbowa ocena stopnia podobieństwa widm odbywa się przez wykorzystanie współczynnika korelacji Pearsona. Korelacja ta wyznaczana jest dla każdego punktu obrazu badanej tkanki. Efektem tych obliczeń jest mapa stopnia korelacji widma punktów tkanki, z widmem przyjętego wzorca. Mapę taką można zaprezentować z wykorzystaniem mapy jasności, pseudokoloru lub jako obraz pseudotrójwymiarowy. Tak zaprezentowana mapa wskazuje obszary o zwiększonym stopniu podobieństwa widma fluorescencyjnego badanej tkanki z wybranym wzorcem widmowym tkanki zmienionej nowotworowo. Na rys.11 przedstawiono przykładowy wynik takiej analizy porównawczej, wskazujący na jej użyteczność w analizie wielkości i stopnia zmian, jakie zaszły w tkance. Obszary, których trzecia współrzędna przedstwiona z boku rysunku 11b jest bliska jedności, są obszarami, których stopień podobieństwa widma do widma tkanki zmienionej nowotworowo jest największy.



a) b)

Rys.11a. Zdjęcie wykonane dla jednej długości fali λ = 640 nm, na którym widoczna jest zmiana dysplastyczna na górnej wardze.

Rys.11b. Mapa korelacji widma badanej tkanki z wzorcowym widmem tkanki zmienionej nowotworowo. Widoczny ten sam obszar co na rys. 11a.

Przeprowadzone zostały także próby przystosowania urządzenia do współpracy z endoskopem. O ile podłączenie obrazowodu endoskopu do układu detekcji obrazu omawianego urządzenia nie stanowiło problemu, o tyle problem pojawił się podczas prób wykorzystania toru oświetlającego endoskopu do pobudzania badanej tkanki falą świetlną o długości λ=405 nm. Standardowy tor oświetlający endoskopu charakteryzuje się dużym tłumieniem światła o tej długości fali.

Rys. 12. Widok zbudowanego urządzenia gotowego do pracy.

Niestety, podczas realizacji pracy nie udało się zdobyć dostępu do endoskopu, którego światłowodowy tor oświetlacza posiadał by wystarczająco niskie tłumienie dla fali λ=405 nm. Rysunek 12 przedstawia urządzenie przygotowane do badań skóry oraz jamy ustnej w warunkach klinicznych.

Przeprowadzono próby zbudowanego urządzenia, najpierw laboratoryjne, później kliniczne. Wyniki badań klinicznych omówiono w pracy [A11]. Opracowane wyniki tych prób wskazują na dużą przydatność przedstawionego urządzenia w badaniach skóry oraz jamy ustnej, dając mniej fałszywych sygnałów, niż metody nie posługujące się analizą widmową.

W opinii środowiska medycznego przedstawiony system pomiarowy pozwala na:

- szybkie diagnozowanie zmian dysplastycznych i nowotworowych powierzchni ciała pacjenta o różnych rozmiarach, od dużych jak plecy, do małych jak powieka czy skrzydełko nosa,
- bezinwazyjne badanie w czasie rzeczywistym, poprawiając komfort pacjenta (w odróżnieniu od metod histopatologicznych),
- wielokrotne powtarzanie badania tego samego obszaru, umożliwiając ocenę rozwoju zmian w obszarach zagrożonych, a także ocenę skuteczności terapii,
- wskazanie miejsc, z których należy pobrać próbki tkanki do dalszych badań histopatologicznych,
- ograniczenie ilości wyników sugerujących stan chorobowy w nieuzasadnionych przypadkach, szczególnie w przypadku blizn pooperacyjnych i stanów zapalnych.

Uzyskane nagrody.

Zbudowane urządzenie zostało zaprezentowane na Międzynarodowych Targach EUREKA w Brukseli w 2007 r. i zostało nagrodzone:

- Grand Prix Jury na 56. Targach BRUSSELS EUREKA!, 22-25 Nov. 2007, Bruksela, za "Spektrometryczny system do wczesnego wykrywania i diagnostyki raka" - nagroda zespołowa, przyznana przez Jury Targów BRUSSELS EUREKA! 2007, 22-25 Nov. 2007. – nagroda zespołowa dla: Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej ITAM, Instytutu Fizyki Politechniki

Śląskiej, Ośrodka Diagnostyki i Terapii Laserowej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego,

- Złotym Medalem z Wyróżnieniem na 56. Targach BRUSSELS EUREKA!, 22-25 Nov. 2007, Bruksela, za "Spektrometryczny system do wczesnego wykrywania i diagnostyki raka" - nagroda zespołowa, przyznana przez Jury Targów BRUSSELS EUREKA! 2007, 22-25 Nov. 2007. – nagroda zespołowa dla: Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej ITAM, Instytutu Fizyki Politechniki Śląskiej, Ośrodka Diagnostyki i Terapii Laserowej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego,
- Dyplomem Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego na XV Giełdzie Polskich Wynalazków, nagrodzonych na światowych targach i wystawach wynalazczości w 2007r., za projekt pod nazwą „Spektrometryczny system wczesnego wykrywania i diagnostyki nowotworów" – nagroda zespołowa dla twórców z: Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej ITAM, Kliniki Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego oraz Instytutu Fizyki Wydziału Matematyczno-Fizycznego Politechniki Śląskiej.

<u>Za istotny wkład do nauki w ramach omawianego zagadnienia habilitant uznaje:</u>

- zasadniczy udział w opracowaniu idei zbudowanego urządzenia do spektralnych pomiarów i analizy luminescencji tkanek,
- istotny wkład w projekt, budowę oraz badania parametrów urządzenia,
- istotny udział w projekcie oraz budowie układów przestrajanych filtrów w układzie rejestracji obrazu - **patent RP nr PL217916** oraz **patent RP nr PL215334**,
- wyłączny udział w opracowaniu algorytmów oraz budowie oprogramowania sterującego pomiarem,
- wyłączny udział w opracowaniu algorytmów oraz budowie oprogramowania do analizy zebranych danych pomiarowych,
- zaproponowanie sposobu określania stopnia podobieństwa widm w oparciu o współczynnik korelacji Pearson'a oraz jego aplikacja w oprogramowaniu służącym do analizy zebranych danych pomiarowych.

4.3.3. Charakteryzacja warstw sensorowych w zastosowaniu do optoelektronicznych czujników wybranych gazów w procesie monitorowania środowiska.

Emisja gazów toksycznych do atmosfery, spowodowana przemysłową działalnością człowieka, powoduje stałe zainteresowanie monitorowaniem środowiska naturalnego oraz opracowaniem urządzeń do tego służącymi. Wynika z tego stałe zainteresowanie poszukiwaniem warstw sensorowych i badaniem ich parametrów metrologicznych, mającym na celu wytworzenie sensorów gazów o jak najlepszych cechach metrologicznych, tj. o dużej czułości, selektywności oraz stabilności parametrów metrologicznych. Bardzo pożądaną cechą jest także zdolność do szybkiej regeneracji warstwy, najlepiej w temperaturze pokojowej.

4.3.3.1. Charakteryzacja warstw sensorowych do detekcji NO_2.

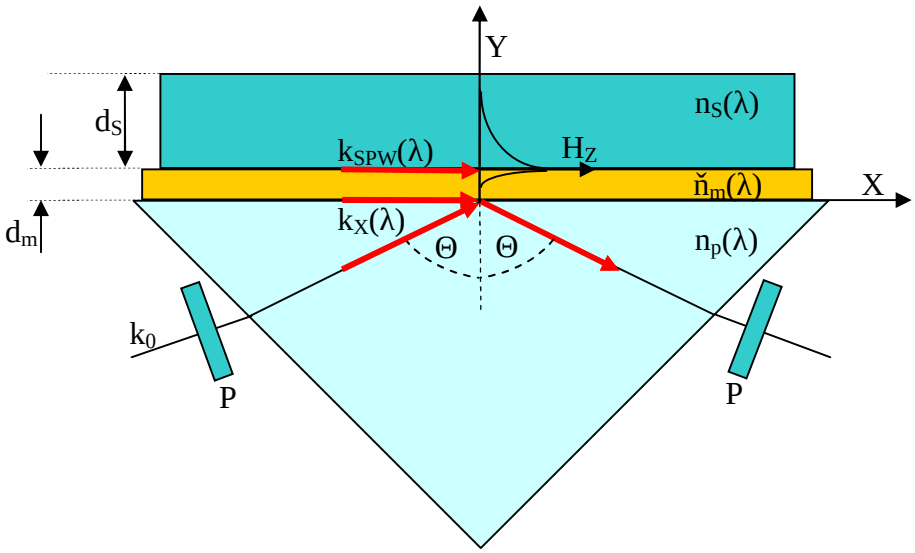
Praca doktorska habilitanta, zakończona publiczną obroną w maju 2002 r., dotyczyła badania zjawiska rezonansu plazmonowego w światłowodowej strukturze planarnej. Wynikało z niej, że zjawisko powierzchniowego rezonansu plazmonowego (Surface Plasmon Resonance - SPR) bardzo dobrze nadaje się do badań właściwości optycznych cienkich warstw oraz monitorowania ich zmian w czasie. Dlatego postanowiono wykorzystać zdobyte doświadczenie, do charakteryzacji warstw sensorowych i do budowy układów sensorowych. Planowano zastosowanie zjawiska powierzchniowego rezonansu plazmonowego do opracowania sensorów gazów, m.in. ditlenku azotu NO_2. W wyniku badań własnych, jako warstwę sensorową wytypowano cienkie warstwy ftalocjaniny ołowiowej, miedziowej oraz niklowej. Ftalocjaniny znane są od 1907 roku i były wcześniej używane w przemyśle, jako barwniki organiczne oraz do budowy ogniw fotowoltaicznych. Zainteresowanie detekcją ditlenku azotu wyniknęło z faktu, że jest jednym z groźniejszych składników zanieczyszczających atmosferę, a za jego powstawanie odpowiedzialne są w dużej mierze wszelkie procesy spalania.

Celem badań habilitanta było określenie właściwości optycznych warstw ftalocjanin: ołowiowej PbPc, miedziowej CuPc i niklowej NiPc oraz wyznaczenie czułości tych warstw w odniesieniu do stężenia 100ppm NO_2 w powietrzu. Badania miały ponadto określić możliwości regeneracji właściwości sensorowych takich warstw. Ponieważ warstwy, w założeniu, miały pracować w układzie, w którym

wzbudzano plazmony powierzchniowe, dlatego też należało określić optymalne, w tym aspekcie, parametry warstwy sensorowej oraz warunki ich wytwarzania. W badaniach realizowanych w pracowni habilitanta, istotny udział miała Pani Jolanta Ignac-Nowicka i niektóre z wyników tych badań stały się przedmiotem jej rozprawy doktorskiej pt.: „*Badania właściwości optycznych warstw ftalocjanin metodą rezonansu plazmonowego dla zastosowań w sensorach* NO_2”, obronionej w 2004r.

Rezonans plazmonowy.

Na granicy pomiędzy ośrodkami o różnych stałych dielektrycznych, np. na granicy pomiędzy metalem i dielektrykiem, może się w ogólności propagować powierzchniowa fala elektromagnetyczna. Po obydwu stronach granicy fala ta zanika eksponencjalnie z różnymi stałymi zaniku [B2]. Wynika to z równań Maxwella oraz warunków brzegowych. Dla fali o polaryzacji p (TM), tzn. takiej której wektor pola elektrycznego leży w płaszczyźnie padania wiązki optycznej i jest prostopadły do kierunku propagacji, będziemy mieli do czynienia z nieciągłością składowej normalnej pola elektrycznego na granicy pomiędzy ośrodkami. Musi się to wiązać z obecnością ładunków powierzchniowych na granicy rozdziału. Propagująca się wzdłuż granicy fala elektromagnetyczna jest przyczyną zmian gęstości ładunku powierzchniowego i jednocześnie jest ściśle z tymi zmianami powiązana. To właśnie jest przyczyna powiązania tej fali z granicą pomiędzy ośrodkami i stąd jej powierzchniowy charakter. Takie wzajemne wzbudzenie fali gęstości ładunku powierzchniowego oraz związanej z nim fali elektromagnetycznej, zanikającej eksponencjalnie wraz ze wzrostem odległości od granicy, nazywane jest powierzchniową falą plazmonową. W przypadku prostych układów można stosunkowo łatwo napisać równania charakterystyczne opisujące propagującą się falę plazmonową. Jednak ich rozwiązanie, poza trywialnymi układami, możliwe jest jedynie z wykorzystaniem metod numerycznych [B3]. Z taką sytuacją mamy do czynienia w przypadku klasycznego układu Kretschmann’a-Raether’a [38], [39], [40] przedstawionego na rys. 13, służącego do wzbudzania plazmonów powierzchniowych.



Rys. 13. Układ Kretschmann'a-Raether'a,
gdzie: H_Z – natężenie składowej Z pola magnetycznego plazmonu powierzchniowego,
P – polaryzator.

Układ zawiera pryzmat o współczynniku załamania n_p, na który naniesiono warstwę metaliczną o zespolonym współczynniku załamania $\check{n}_m$ i grubości d_m, a na niej z kolei znajduje się warstwa sensorowa o wsp. załamania n_s i grubości d_s. Światło padając na granicę pomiędzy powierzchnią pryzmatu a warstwą metaliczną, przy niewielkiej jej grubości d_m (w porównaniu z długością fali λ), może wzbudzić powierzchniową falę plazmonową po drugiej stronie warstwy metalicznej, na granicy z warstwą sensorową. Warunkiem koniecznym do wzbudzenia plazmonu jest zrównanie długości wektora falowego plazmonu powierzchniowego $k_{SPW}(\lambda)$ z długością rzutu wektora falowego padającego światła k_0 na kierunek osi X, tzn. z k_x. Długość wektora falowego $k_{SPW}(\lambda)$ jest funkcją parametrów warstwy metalicznej oraz sensorowej, tzn. $k_{SPW}(\lambda) = f(\check{n}_m(\lambda), d_m, n_s(\lambda), d_s)$. Długość rzutu wektora falowego padającego światła, na kierunek osi X, zależy od kąta padania Θ oraz współczynnika załamania pryzmatu $n_p(\lambda)$ i wynosi: $k_x(\lambda) = k_0 \cdot n_p(\lambda) \cdot \sin(\Theta)$. Dobierając odpowiednio kąt padania Θ światła na granicę pomiędzy pryzmatem a warstwą metaliczną, lub dobierając długość fali świetlnej λ, można doprowadzić do zrównania się wektorów falowych i do wzbudzenia plazmonu powierzchniowego. Mówimy wtedy o rezonansie plazmonowym. Powierzchniowa fala plazmonowa charakteryzuje się niezwykle dużym tłumieniem, rzędu od kilkudziesięciu do kilkuset tysięcy dB/cm. Tłumienie to jest tak duże, że zasięg propagacji plazmonu powierzchniowego jest rzędu kilku mikrometrów i mniej. Po przebyciu takiej odległości cała energia plazmonu zostaje

rozproszona na ciepło w strukturze warstwowej. Fakt, że plazmon powierzchniowy uległ wzbudzeniu w układzie, manifestuje się tym, że zanika całkowicie fala odbita od granicy pomiędzy pryzmatem a warstwą metaliczną. Dzieje się tak dlatego, że energia fali odbitej w całości zostaje zużyta na wzbudzenie plazmonu, a w ostatecznym efekcie rozproszona na ciepło.

Głębokość penetracji warstwy sensorowej przez falę plazmonową jest rzędu części długości użytej fali świetlnej. Jeżeli warstwa sensorowa jest podobnej grubości, to większość energii fali oddziaływuje z warstwą sensorową. Jest to przyczyną bardzo dużej czułości długości wektora falowego plazmonów powierzchniowych $k_{SPW}(\lambda) = f(\check{n}_m(\lambda), d_m, n_s(\lambda), d_s)$ na zmiany parametrów warstwy sensorowej lub metalicznej. Zmiana długości tego wektora falowego powoduje, że rezonans plazmonowy zostanie wzbudzony pod innym kątem Θ_{SPR} lub przy innej długości fali λ_{SPR} [B4].

Użyte w układach plazmonowych warstwy metaliczne muszą charakteryzować się szczególnymi relacjami materiałowymi wiążącymi część rzeczywistą i urojoną stałej dielektrycznej. W zakresie fal widzialnych, na warstwę metaliczną nadają się tylko niektóre metale, są to: miedź, srebro oraz złoto. Ze względu na stałość parametrów optycznych, w układach pomiarowych najczęściej wykorzystuje się warstwy wykonane ze złota.

Wyniki badań.

Do przeprowadzenia badań został przygotowany w pracowni habilitanta układ pomiarowy opisany w pracach [A12] i [A13]. W jego opracowanie oraz budowę, czynnie zaangażowany był habilitant. Układ pomiarowy, w którym wzbudzano plazmony powierzchniowe, był klasycznym układem Kretschmanna-Raether'a, ze zmodyfikowanym pryzmatem. Źródłem światła białego był szerokopasmowy oświetlacz halogenowy, natomiast detektorem - spektrometr światłowodowy o zakresie spektralnym 350-850 nm. Przebieg pomiarów oraz akwizycja wyników sterowane były w pełni przez komputer z dedykowanym do tego celu algorytmem oraz oprogramowaniem, w całości autorstwa habilitanta. Wynikiem pomiarów była trójwymiarowa zależność zarejestrowanego natężenia światła odbitego od podstawy pryzmatu $I(\lambda, \Theta)$, w funkcji długości fali λ oraz w funkcji kąta padania światła na podstawę pryzmatu Θ.

Podczas pomiarów, przez komorę pomiarową przepływały, ze stałą prędkością (1000ml/min) i w określonym stężeniu, wybrane mieszaniny gazów. W tym celu wykorzystany został zbudowany wcześniej, „skomputeryzowany” serwer gazowy. Pozwalał on, w uprzednio zaprogramowanej sekwencji czasowej, kontrolować: skład, wilgotność oraz wielkość przepływu dozowanych mieszanek gazowych, pochodzących z pięciu butli ciśnieniowych.

Wszystkie omówione poniżej wyniki dotyczą próbek wykonanych na podłożach ze szkła BK-7. Na podłoże naniesiono próżniowo kolejno: adhezyjną warstwę chromu o grubości ok. 2 nm, na niej plazmonową warstwę złota o grubości ok. 45 nm [B3]. Dopiero na tak przygotowaną próbkę nanoszono próżniowo sensorową warstwę badanej ftalocjaniny. Jeżeli nie określono tego inaczej, to proces parowania próżniowego odbywał się na podgrzane do 100ºC podłoże.

W pracy [A12] zostały przedstawione wyniki pomiaru wrażliwości tak przygotowanego układu warstwowego, wystawionego na ekspozycję 100 ppm NO_2 w funkcji grubości warstwy ftalocjaniny ołowiowej, o długości fali λ oraz kącie padania światła Θ. Przebadane zostały układy warstwowe z warstwą sensorową o sześciu grubościach, z przedziału od 0 do 100 nm. Wniosek jaki został wyciągnięty z uzyskanych wyników wskazuje, że największą wrażliwość, na poziomie 68%, posiada układ, którego warstwa ftalocjaniny ołowiowej ma grubość 30 nm. Taką wrażliwość można zaobserwować, gdy światło pada na dno pryzmatu pod kątem Θ = 37.25 deg i ma długość fali λ = 681 nm.

W tej samej pracy podjęto próbę odpowiedzi na pytanie o możliwość regeneracji właściwości sensorowych warstwy po jej wcześniejszej ekspozycji na NO_2 w stężeniu 100 ppm. Okazuje się, że warstwy ftalocjanin po regeneracji w temperaturze ok. 100ºC nie odzyskują w pełni swoich właściwości sensorowych. Może to świadczyć o tym, że cząsteczki NO_2 najpierw zostają zaadsorbowane na powierzchni, a następnie ulegają dyfuzji do objętości warstwy ftalocjaniny. Proces wygrzewania był w stanie oczyścić tylko powierzchnię ftalocjaniny, pozostawiając cząsteczki NO_2 w jej objętości.

Następne badania dotyczyły wyznaczenia właściwości warstw ftalocjaniny ołowiowej nanoszonej próżniowo na podłoże o podniesionej temperaturze do 170 ºC. Maksimum czułości tak otrzymanej warstwy przypada nadal dla grubości ok. 30 nm, natomiast sama wartość wrażliwości wzrasta do 95% i przypada, jak poprzednio, dla światła z zakresu czerwieni. Wyniki dotyczące możliwości regeneracyjnych nie odbiegają od tych, jakie uzyskano dla warstw naniesionych na chłodniejsze podłoża.

W dalszym ciągu nie można mówić o pełnej regeneracji właściwości sensorowych warstwy.

Badania, przedstawione w pracy [A13] oraz w formie syntetycznej poniżej, dotyczą pomiaru i porównania właściwości sensorowych ftalocjanin, w których zastąpiono centralny atom ołowiu - PbPc innym metalem, np.: miedzią - CuPc lub niklem - NiPc.

Ftalocjaninę miedziową CuPc nanoszono na podłoże z warstwą złota techniką parowania próżniowego, ze źródła o temperaturze 300 ºC, na podłoże o temperaturze 27 ºC. Maksimum wrażliwości układu warstwowego na ekspozycję 100 ppm NO_2 wynosi 40% i ma miejsce przy grubości warstwy sensorowej wynoszącej ok. 40 nm, przy kącie padania światła na dno pryzmatu wynoszącym $\Theta = 36.75$ deg i przy długości fali $\lambda = 750$ nm. Przeprowadzono także badanie możliwości regeneracji właściwości sensorowych ftalocjaniny miedziowej. Okazuje się, że ftalocjanina CuPc charakteryzuje się znacznie większymi możliwościami regeneracji, niż poprzednio badana ftalocjanina ołowiowa PbPc, nie zapewnia jednak pełnej regeneracji swoich właściwości fizyko-chemicznych.

Zmierzone zostały także właściwości ftalocjaniny miedziowej CuPc nanoszonej na podłoże znajdujące się w temperaturze 170 ºC. Maksymalna wartość wrażliwości wynosi 47% i ma miejsce dla długości fali $\lambda = 669$ nm, gdy światło pada na dno pryzmatu pod kątem $\Theta = 37.25$ deg.

W tej samej pracy przedstawiono właściwości ftalocjaniny niklowej NiPc parowanej na podłoże znajdujące się w temperaturze 27 ºC. Optymalną, ze względu na czułość, okazała się warstwa o grubości 30 nm. Maksymalna wartość wrażliwości wynosi ok. 45% i ma miejsce dla długości fali $\lambda = 609$ nm, gdy światło pada na dno pryzmatu pod kątem $\Theta = 38.25$ deg. Właściwości regeneracyjne takiej warstwy okazały się niezadowalające. Ponieważ właściwości warstw osadzanych na podłożach znajdujących się w wyższych temperaturach (170 ºC) okazywały się gorsze, niż te osadzane na podłożach chłodniejszych (27 ºC), postanowiono wykonać warstwę ftalocjaniny NiPc osadzanej na oziębionym podłożu do temperatury - 10 ºC. Tak wytworzona warstwa miała maksimum swojej wrażliwości na poziomie 28% przy grubości 40 nm, dla fali o długości $\lambda = 625$ nm, gdy światło pada na dno pryzmatu pod kątem $\Theta = 38.0$ deg. Tak przygotowane warstwy wykazywały bardzo dobre zdolności regeneracyjne.

Przedstawione powyżej wyniki, były pierwszymi tak wszechstronnymi badaniami wpływu NO_2 na właściwości optyczne warstw ftalocjanin metodą rezonansu plazmonowego, przedstawionymi w literaturze światowej.

Celem dalszych badań było m.in. określenie wpływu adsorpcji NO_2 na właściwości optyczne cienkowarstwowych struktur metaloftalocjanin, w szczególności współczynnika załamania (jego części rzeczywistej oraz urojonej). Badania te zostały przedstawione w pracy [A14].

Wyniki współczynników załamania warstwy sensorowej otrzymano poprzez wzajemne dopasowanie: zmierzonego współczynnika odbicia światła od dna pryzmatu w funkcji kąta padania, do modelu układu warstwowego, w którym wzbudzano plazmony powierzchniowe. W modelu uwzględniono grubości oraz zależności dyspersyjne współczynnika załamania wszystkich elementów układu warstwowego, tzn. pryzmatu ze szkła SF-14, podłoża wykonanego ze szkła BK-7, warstwy złota o grubości 45 nm oraz warstwy sensorowej ftalocjaniny o poszukiwanym współczynniku załamania. Parametry ostatniej warstwy (sensorowej) były dobierane w taki sposób, aby wyliczony współczynnik odbicia od dna pryzmatu jak najbardziej odpowiadał temu, który został zmierzony. Do oceny jakości dopasowania użyto odpowiednio zdefiniowanej funkcji błędu χ^2. Procedura dopasowania parametrów warstwy sensorowej polegała na minimalizowaniu funkcji błędu χ^2 metodą Levenberga-Marquarda. Takie dopasowanie wykonywano dla każdej długości fali, dla której zmierzono współczynnik odbicia. Metoda, algorytmy oraz niezbędne oprogramowanie do przeprowadzenia obliczeń zostały w całości opracowane i przygotowane przez habilitanta.

W przedstawiony powyżej sposób wyznaczono zespolone widmowe współczynniki załamania następujących warstw sensorowych dla światła z zakresu 450 - 800 nm:

- ftalocjaniny miedziowej CuPc o grubości 13 nm, przed i po ekspozycji warstwy na NO_2 o stężeniu 100 ppm,
- ftalocjaniny miedziowej CuPc o grubości 62 nm, przed i po ekspozycji warstwy na NO_2 o stężeniu 100 ppm,
- ftalocjaniny ołowiowej PbPc o grubości 20 nm, przed i po ekspozycji warstwy na NO_2 o stężeniu 100 ppm.

4.3.3.2. Charakteryzacja warstw sensorowych do detekcji par amoniaku.

Amoniak ma duże znaczenie przemysłowe. Stosuje się go do produkcji nawozów sztucznych. Jest półproduktem do produkcji kwasu azotowego, materiałów wybuchowych, tkanin syntetycznych, jest także używany jako czynnik chłodniczy w przemysłowych urządzeniach chłodniczych. Amoniak jest jednocześnie gazem silnie toksycznym, działającym drażniąco na skórę i błony śluzowe.

Wcześniejsze wyniki badań wskazują na potencjalną możliwość wykorzystania warstw WO_3 [41], ZnO [B5] oraz Nafionu [B6], jako warstw sensorowych do pomiarów stężenia NH_3.

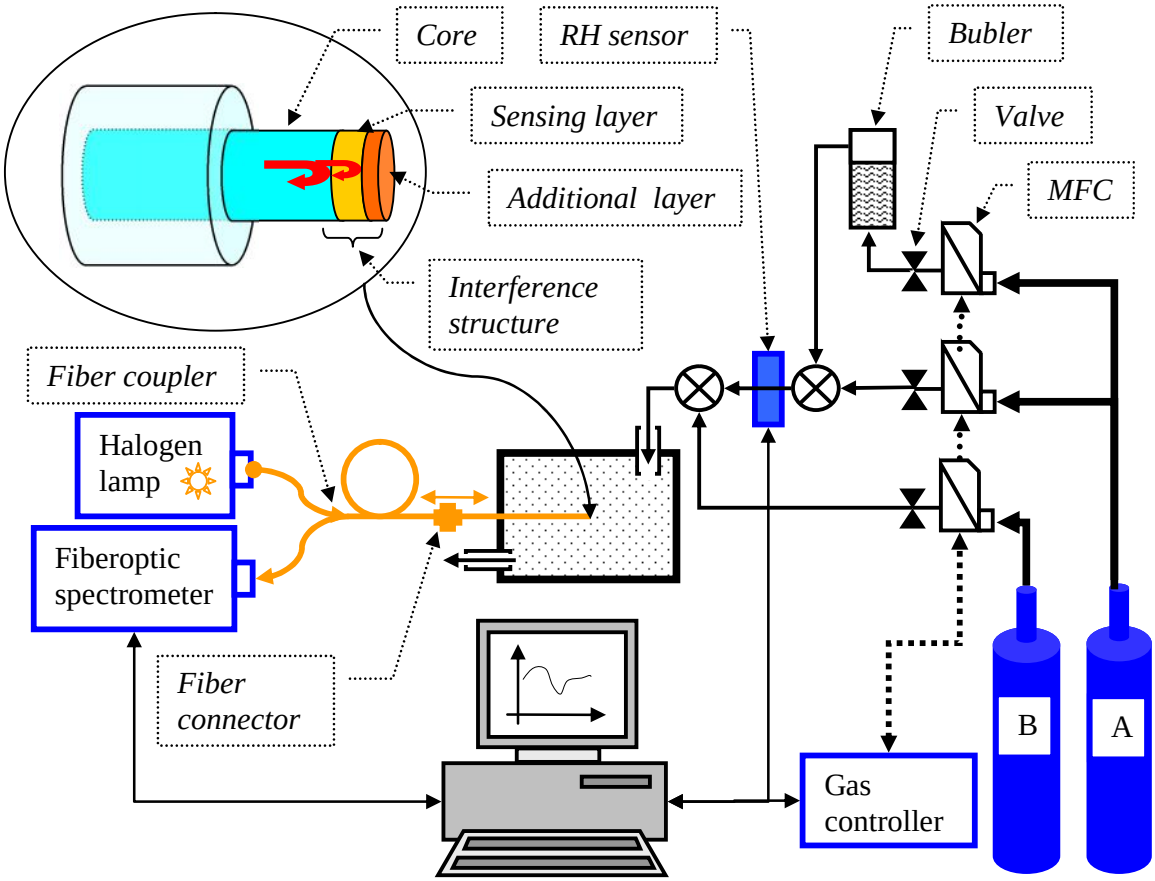
W pracy [A15] zostały przedstawione wyniki badań dotyczących możliwości sensorowych cienkiej warstwy trójtlenku wolframu WO_3 do detekcji amoniaku NH_3, w temperaturze pokojowej. Badania przeprowadzono w opisanym wcześniej układzie pomiarowym, w którym wzbudzano plazmony powierzchniowe. W założeniu, miały być mierzone także właściwości dynamiczne warstwowego układu pomiarowego, dlatego w układzie zastosowano spolaryzowane źródło laserowe. W związku z tym, detekcja odbywała się tylko dla jednej długości fali $\lambda = 685$ nm, pod optymalnym dla warstwy sensorowej WO_3 o grubości $d_s = 27$ nm, kątem padania wynoszącym $\Theta_{SPR} = 40.65$ deg. Jest to synchroniczny kąt padania, pod którym następuje wzbudzenie plazmonów powierzchniowych. Rejestracji podlegało napięcie na detektorze oświetlonym przez wiązkę odbitą od dna pryzmatu sprzęgającego. W trakcie pomiarów, sensorowy układ warstwowy eksponowany był na mieszaninę gazów składającą się z syntetycznego powietrza i rozpuszczonego w nim amoniaku, o zmieniającym się cyklicznie stężeniu w granicach od 0 do 5000 ppm. Przeprowadzone badania wykazały możliwość rejestracji stężeń NH_3 mniejszych niż 30 ppm w atmosferze powietrza. Układ warstwowy szybko odpowiada na wzrost stężenia NH_3, czas reakcji układu oszacowano na 30 s, natomiast czas regeneracji na ok. 3 min, w temperaturze pokojowej. Odpowiedź warstwy nie jest liniowa, ponieważ, wraz ze wzrostem stężenia NH_3, mierzony sygnał coraz wolniej się zmienia. Ponadto warstwa ulega starzeniu, co manifestuje się dryfem odpowiedzi.

Praca [A16] została poświęcona badaniom sensorowych właściwości cienkiej warstwy ZnO na ekspozycję amoniaku. Plazmonowy układ pomiarowy był taki sam, jak w poprzedniej pracy. Jedyna różnica polegała na użyciu halogenowego źródła światła białego oraz spektrometru do pomiarów składu widmowego światła odbitego

od dna pryzmatu sprzęgającego. Plazmonowa warstwa metaliczna była wykonana ze złota o grubości d_m = 30 nm, natomiast sensorowa warstwa ZnO posiadała grubość d_s = 25 nm. Pomiary zostały wykonane dla trzech wybranych kątów padania: Θ_{SPR} = 44.1, 45.2, 49.2 deg i szeregu wybranych długości fali. Próbka znajdowała się w atmosferze powietrza syntetycznego, w którym cyklicznie rozpuszczano amoniak w stężeniu od 0 do 200 ppm. Wszystkie pomiary odbywały się w temperaturze pokojowej. Wykonane pomiary sugerują możliwość budowy, na bazie cienkich warstw ZnO, sensorów amoniaku o czułości ok. 10 ppm. Odpowiedź warstwy jest nieliniowa, ponieważ, wraz ze wzrostem mierzonego stężenia, maleją przyrosty sygnału wyjściowego. Czas reakcji warstwy wynosi ok. 2 min, natomiast czas regeneracji ok. 10 min. Wstępne badania wskazują także, że zmiany wilgotności nie wpływają istotnie na odpowiedź warstwy sensorowej.

Celem pracy [A17] była ocena możliwości zastosowania warstwy Nafionu, jako warstwy sensorowej. Nafion jest polimerem, który nadaje się do detekcji cząsteczek polarnych, a więc np. wody czy amoniaku. Zamysłem autorów było położenie na warstwie Nafionu innej warstwy, która była by nieprzepuszczalna dla wilgoci, a przepuszczalna do amoniaku. Jako warstw izolujących od wilgoci, zdecydowano się użyć warstw: polietylenu, poli(metakrylanu metylu) - PMMA, poli(isobutylenu) – PIB, poli(octan winylu) – PVAC oraz chitozanu.

Pomiary przeprowadzono w układzie zawierającym światłowodowy interferometr Fabry-Perot, przedstawiono na rysunku 14. Interferometr wytwarzano na końcu włókna światłowodowego poprzez nałożenie na rdzeń cienkiej warstwy sensorowej (np. Nafionu). Jeżeli granica pomiędzy rdzeniem a warstwą sensorową jest równoległa do granicy pomiędzy warstwą sensorową a powietrzem, i jeżeli na każdej z tych granic mamy do czynienia z kontrastem współczynnika załamania, to takie granice będą tworzyć zwierciadła interferometru Fabry-Perot. Współczynnik odbicia od takich zwierciadeł nie jest duży, wynosi od kilku do kilkudziesięciu procent. Takie wartości współczynnika odbicia zapewniają jednak wystarczający do pomiarów kontrast prążków interferencyjnych w dziedzinie długości fali. Zazwyczaj układ warstw ma grubość od kilkunastu do kilkudziesięciu nanometrów. Jest to tak mała grubość, w porównaniu z długością używanego światła, że przy tego rzędu różnicach dróg optycznych, światło pochodzące z całego zakresu widzialnego, pozostaje względem siebie koherentne. W związku z tym w układzie można używać światła białego.



Rys. 14. Światłowodowy interferometr Fabry-Perot wraz z układem pomiarowym, gdzie: A – syntetic air cylinder, B – tested gas cylinder, RH sensor – Relative Humidity sensor, MFC – Mass Flow Controller..

Ponadto, światło padające ze światłowodu na warstwę sensorową niewiele odbiega od padania prostopadłego, dlatego też użyty światłowód nie musi być jednomodowy, zupełnie wystarczy tu, znacznie prostszy w zastosowaniach, wielomodowy światłowód telekomunikacyjny. Z tego samego powodu nie ma potrzeby używania w układzie światła spolaryzowanego. Wszystko to powoduje istotne uproszczenie układu pomiarowego. Zaproponowana struktura sensora ma szereg zalet, są to m.in.: niezwykle małe rozmiary sensora, odporność na zakłócenia elektromagnetyczne, niewielka moc światła doprowadzona do sensora, niewielka powierzchnia dielektryczna, iskrobezpieczność, elastyczność światłowodowego włókna transmisyjnego. Idea budowy omówionego stanowiska pomiarowego oraz jego realizacja praktyczna wraz z oprogramowaniem jest w istotnej mierze dorobkiem habilitanta.

Warstwy sensorowe można nanosić na czoło światłowodu metodami próżniowymi. W wielu przypadkach, np. Nafionu, można to zrobić poprzez zanurzenie włókna w ciekłym roztworze materiału warstwy w rozpuszczalniku, a następnie odparowaniu rozpuszczalnika (tzw. dip-coating).

Przeprowadzone badania wykazały, że położenie maksimum interferencyjnego zmienia swoje położenie przy ekspozycji zarówno na amoniak, jak i na wilgotność. Zmiany wywołane stężeniem 5000 ppm NH_3, wynoszą około 4.5 nm, natomiast na skutek zmiany wilgotności względnej z 4 do 50 %, wynoszą 13 nm. Ponadto, otrzymane wyniki wskazały, że wyniki pomiaru stężenia zależą od tego, przy jakiej wilgotności odbywa się pomiar. Od wilgotności zależało także, czy w wynikach pojawiał się dryf, czy też go nie było (jak dla suchego powietrza).

Przeprowadzono próby układów sensorowych zawierających dodatkową warstwę mającą izolować Nafion od wpływu wilgotności, jednocześnie przepuszczając cząsteczki amoniaku. Najlepszymi właściwościami blokowania pary wodnej cechuje się warstwa polietylenu. Bardzo słabymi możliwościami izolowania charakteryzowały się warstwy: PMMA, PIB oraz PVAC. Następnie przebadano możliwość przenikania cząsteczek amoniaku przez warstwę izolującą. Polietylen okazał się nieprzezroczysty dla amoniaku, natomiast warstwy PMMA oraz PIB przezroczyste. Warstwa chitozanu zachowuje się podobnie jak Nafion, dlatego nie ma sensu stosowania jej jako warstwy izolującej. Jak widać, żadna z rozważanych warstw nie posiada jednocześnie obydwu pożądanych cech, tzn.: nieprzenikalności dla pary wodnej i jednocześnie przenikalności dla amoniaku. W dalszych badaniach, ukierunkowanych na opracowanie układu, który mógłby zostać praktycznie wykorzystany do detekcji amoniaku, należy skupić się na poszukiwaniu warstwy izolującej lub osuszaniu gazu przed pomiarem, tak aby badany gaz nie zawierał wilgoci.

W pracy [A18], podjęto próbę rozwiązania problemu regeneracji warstwy sensorowej w odmienny sposób, zabudowując mechanizm regeneracji bezpośrednio w układzie warstwowym. Zaproponowany układ warstwowy składa się z naprzemiennie ułożonych cienkich warstw: Nafionu oraz polianiliny (PANi), umiejscowionych na czole światłowodu, tworząc strukturę interferencyjną. Obydwa typy warstw wytwarzane są na czole światłowodu metodą dip-coatingu. Nafion jest polimerem odpornym chemicznie na wiele substancji, ponadto zawiera grupę sulfonową, której kwaśny odczyn odgrywa ważną rolę w warstwowym układzie sensorowym, będąc źródłem protonów. Warstwa PANi jest polimerem, którego właściwości elektryczne i optyczne zależą od obecności gazów redukujących - takich

jak np.: NH_3, H_2S – mających wpływ na proces jej deprotonowania. Procesy protonowania i deprotonowania warstwy PANi zachodzą jednocześnie w stopniu zależnym od stężenia mierzonych gazów redukujących, odpowiedzialnych za deprotonowanie i skuteczności protonowania przez warstwę Nafionu. Wytwarza się więc pewien poziom dynamicznej równowagi, stopnia uprotonowienia warstwy PANi, a więc i jej właściowości optycznych mierzonych w układzie interferencyjnym. Jak widać, warstwa Nafionu jest odpowiedzialna, w układzie warstwowym, za proces regeneracji warstwy PANi.

Odpowiedni dobór grubości warstw oraz ich kolejności ma wpływ na czułość oraz czasy reakcji i regeneracji układu warstwowego. Chcąc dobrać parametry interferencyjnego układu optycznego zbudowano jego model matematyczny. Z symulacji wynikło, że grubość warstwy Nafionu ma niewielki wpływ na parametry układu interferencyjnego. Jest to podyktowane małym kontrastem współczynnika załamania w stosunku do rdzenia światłowodu. Grubość Nafionu może być dość swobodnie dobierana, mając przede wszystkim na uwadze jego regeneracyjną rolę w układzie. Do dalszych badań przyjęto grubość warstwy PANi $d_P = 690nm$. Podczas badań doświadczalnych przebadane zostały układy warstwowe o różnej ilości warstw i ich kolejności. Najlepszym, pod względem metrologicznym, okazał się układ zawierający kolejno, licząc od powierzchni czoła rdzenia światłowodu: dwie warstwy PANi, o łącznej grubości $d_P = 690nm$, oraz jedną warstwę Nafionu. W układzie pomiarowym, sygnałem wyjściowym były zmiany położenia jednego z maksimów interferencyjnych w dziedzinie długości fali. Układ sensorowy charakteryzował się dużą szybkością odpowiedzi w reakcji na ekspozycję na amoniak, w stężeniach od 78 ppm do 5000 ppm w powietrzu. Czasy reakcji oraz regeneracji układu mieściły się w przedziale kilkudziesięciu do około stu sekund. Przebadana została także reakcja układu na ekspozycję na NO_2, wykazując około sześćdziesięciokrotnie mniejszą czułość.

4.3.3.3. Charakteryzacja warstw sensorowych do detekcji wodoru.

Wodór jest gazem coraz częściej stosowanym w bezpośrednim otoczeniu człowieka oraz w przemyśle:

- jako czyste źródło energii, np. w motoryzacji,
- jako czynnik chłodzący do chłodzenia turbogeneratorów (zastosowanie to wynika z: bardzo dużego ciepła właściwego i przewodności cieplnej wodoru oraz małej jego gęstości),
- w przemyśle spożywczym, np. do utwardzania tłuszczy,
- w przemyśle chemicznym.

Niestety, wodór w powietrzu - w zakresie stężeń (objętościowych) od 4% do 75% - jest silnie wybuchowy, dlatego pomiar jego koncentracji jest bardzo istotny ze względu na bezpieczeństwo.

W badaniach warstw sensorowych, przeznaczonych do sensora wodoru, używano układu pomiarowego oraz warstwowego interferometru Fabry-Perot, który został przedstawiony na rysunku 14. Modyfikacji uległ układ warstw tworzących interferometr.

W pracy [A19] zbadane zostały możliwości użycia pięciotlenku wanadu V_2O_5, w roli warstwy sensorowej. Nałożona próżniowo na czoło światłowodu warstwa V_2O_5 posiadała grubość 322nm i tworzyła wnękę rezonansową interferometru. Granica pomiędzy czołem światłowodu a warstwą V_2O_5 pełniła rolę pierwszego zwierciadła interferometru. Bezpośrednio na warstwę sensorową nałożono warstwę palladu o grubości 16nm. Rolą palladu było spowodowanie katalitycznej dysocjacji wodoru cząsteczkowego H_2 na wodór atomowy. Dodatkową rolą warstwy palladu było utworzenie drugiego zwierciadła interferometru. Wodór, posiadając najmiejszy promień wśród pierwiasków, może efektywnie dyfundować do warstwy V_2O_5, tworząc brąz wanadowy $H_XV_2O_5$, który charakteryzuje się inną barwą niż V_2O_5. Musi się to wiązać ze zmianami części rzeczywistej i urojonej jego współczynnika załamania. Zmiany te rejestrowane były w układzie interferometru Fabry-Perot.

Badania przeprowadzono zmieniając stężenie wodoru w powietrzu syntetycznym w granicach o 0% do 3%. Pomiary spektrometryczne pozwoliły wskazać długości fal, dla których zarejestrowane względne zmiany były największe (tzn. sygnał zmierzony w obecności wodoru w odniesieniu do sygnału zmierzonego w obecności powietrza). Ponadto, okazało się, że dla wybranych długości fal: 482 nm i 610 nm, zmiany te zachodzą w przeciwnych kierunkach. Dzieląc przez siebie sygnały zarejestrowane dla tych długości fal, otrzymujemy unormowany sygnał o większej dynamice zmian,

niż wynoszą zmiany każdego sygnału z osobna. Zmiana stężenia wodoru z 0% do 3% powoduje zmianę tak wyznaczonego sygnału o ok. 17%. Ponadto sygnał ten jest niezależny od zmian natężenia światła oświetlacza, czy zmieniających się strat na złączach światłowodowych. Biorąc pod uwagę niewielką spektralną odległość pomiędzy użytymi falami, w dużym stopniu układ uniezależnia się także od zmian w stratach mikrozgięciowych w światłowodzie transmisyjnym. Ponadto, uproszczeniu ulega układ detekcyjny, gdyż nie musi on już zawierać spektrometru, a jedynie dwie fotodiody z filtrami transmitującymi wybrane długości fali.

Zmierzone zostały właściwości dynamiczne układu warstwowego w temperaturze pokojowej. Wyznaczony czas odpowiedzi na skokową zmianę stężenia wodoru wynosi mniej niż 1min, natomiast czas regeneracji jest mniejszy niż 2min. Niezwykle ważne jest także to, że regeneracja następująca w tym układzie warstwowym jest pełna. Wynika to z obecności tlenu, który na powierzchni palladu łączy się z wodorem dyfundującym z objętości warstwy sensorowej [42].

Pracę [A20] poświęcono przebadaniu, w tym samym układzie pomiarowym, innego układu warstwowego tworzącego interferometr Fabry-Perot. Wnękę rezonansową tworzyła warstwa dwutlenku tytanu TiO_2 o grubości 145 nm. Na wnęce znajdowała się warstwa palladu Pd o grubości 10 nm. Role tych warstw są takie same, jak opisane w pracy [A19]. Aby spowodować większą odporność warstwy palladu na gazy reaktywne, takie jak np.: CO, NO_2, H_2S, na warstwę palladu nałożono dodatkową warstwę zabezpieczającą, wykonaną z polimeru TPX (polimetylopentenu) o grubości 50 nm. Badania warstw przeprowadzono bez obecności warstwy zabezpieczającej TPX oraz w jej obecności, tak by móc porównać jej wpływ na parametry metrologiczne układu warstwowego. Po przeprowadzeniu pomiarów spektralnych, wybrano po dwie długości fal, dla których zarejestrowany względny sygnał zmieniał się w największym stopniu w reakcji na ekspozycję na wodór w stężeniu 3%. Sygnałem wyjściowym z sensora był stosunek zarejestrowanych natężeń światła, dla wybranych długości fal. Sensor nie zawierający zabezpieczającej warstwy charakteryzował się czasem reakcji ok. 3 min. Warstwa zabezpieczająca powodowała znaczny jego wzrost. Natomiast sygnał wyjściowy układu warstwowego zawierającego warstwę ochronną ulegał zmianie o 23% podczas zmiany stężenia wodoru o 3%. Obecność warstwy TPX nie wydłużała czasu regeneracji. Regeneracja w obydwu przypadkach była pełna.

W artykule [A21] przedstawiono wyniki, jakie zostały zarejestrowane w układzie warstwowym zawierającym sensorową warstwę NiO_X o grubości 155 nm oraz warstwę palladu. Wyniki te porównano z tymi, jakie osiągnięto w przypadku opisanej

powyżej warstwy TiO_2. Cykl badań był podobny do opisanego w pracy [A20]. Otrzymane wyniki wskazują na większy udział zmian części rzeczywistej współczynnika załamania warstwy NiO_X, niż miało to miejsce w przypadku TiO_2, czy też V_2O_5. Zarejestrowane względne zmiany sygnału są także większe. Odpowiedź sensora nie jest jednak liniowa, ponieważ powyżej 2% stężenia wodoru, sygnał wyjściowy stopniowo nasyca się. Zmierzony został także czas reakcji t_{95} i wynosi on około 30 s. Natomiast czas regeneracji wynosi 40 s. Obydwa czasy są najkrótsze spośród wszystkich przebadanych warstw.

W oparciu o zebrane doświadczenie oraz po wyciągnięciu wniosków z przeprowadzonych badań, zaproponowano czterowarstwowy układ interferometru Fabry-Perot, umieszczony na czole światłowodu, przeznaczony do pomiaru stężenia wodoru. Rola poszczególnych warstw w działaniu sensora jest następująca:

a) pierwsze zwierciadło interferometru – warstwa wykonana z materiału dielektrycznego, metalicznego lub granica z kontrastem współczynnika załamania pomiędzy materiałem rdzenia a warstwą sensorową,
b) wastwa sensorowa spełniająca jednocześnie rolę wnęki rezonansowej interferometru - wykonana z materiału chemochromicznego,
c) warstwa katalityczna dysocjująca wodór cząsteczkowy na atomowy, jednocześnie spełniająca rolę drugiego zwierciadła – wykonana z palladu lub platyny,
d) warstwa ochronna, chroniąca warstwę katalityczną przed zatruciem innymi gazami – wykonana np. z TPX. Może tu także zostać użyta cienka warstwa aluminium, która zewrze pole elektryczne fali świetlnej, powodując brak czułości układu warstw na zmiany współczynnika załamania materiału otoczenia ośrodka (w przypadku cieczy).

Rozwiązanie powyższe jest oryginalne w skali światowej. Zostało ono zgłoszone do opatentowania i uzyskało ochronę patentową [A22] - patent PR PL 204016.

Uzyskane nagrody.

W trakcie realizacji grantu, pt.: *„Opracownie prototypów optoelektronicznych oraz akustoelektrycznych systemów pomiarowych do detekcji i pomiaru stężenia wodoru w zakresie przedwybuchowym”*, zbudowano urządzenie do pomiaru stężenia wodoru w oleju transformatorowym [B7], które zostało nagrodzone:

- MEDALEM AMAT VICTORIA CURAM dla Katedry Optoelektroniki Politechniki Śląskiej przez Zarząd Międzynarodowych Targów Katowickich za Światłowodowy System Monitoringu Wodoru TraFOSens-500 podczas I Międzynarodowych Targów Optoelektroniki i Fotoniki OPTON 2010.

Za istotny wkład do nauki w ramach omawianego zagadnienia habilitant uznaje:

- udział w uzyskanych wynikach badań charakteryzacji warstw sensorowych służących do detekcji wybranych gazów,
- istotny udział w opracowaniu oraz budowie stanowiska pomiarowego przeznaczonego do badania właściwości warstw sensorowych służących do pomiarów z użyciem plazmonów powierzchniowych w sensorach gazów,
- wyłączny udział w opracowaniu algorytmu oraz budowie oprogramowania służącego do modelowania właściwości optycznych układów warstwowych z plazmonami powierzchniowymi,
- wyłączny udział w opracowaniu algorytmu oraz budowie oprogramowania sterującego pracą stanowiska pomiarowego,
- wyłączny udział w opracowaniu algorytmu oraz budowie oprogramowania służącego do wyznaczania parametrów warstw sensorowych na podstawie wyników spektralnych pomiarów współczynnika odbicia w funkcji kąta padania światła w układach plazmonowych,
- istotny udział w opracowaniu idei budowy światłowodowego warstwowego sensorowego układu interferometru Fabry-Perot wykonanego na końcu rdzenia światłowodu - **patent RP nr PL 204016**,
- istotny udział w opracowaniu oraz budowie stanowiska pomiarowego, przeznaczonego do badania parametrów warstw sensorowych gazów, zbudowanych z użyciem światłowodowego warstwowego interferometru Fabry-Perot,
- wyłączny udział w opracowaniu algorytmu oraz budowie oprogramowania służącego do modelowania właściwości optycznych warstwowego interferometru Fabry-Perot.

Za najistotniejszy wkład do nauki w ramach rozprawy habilitacyjnej pt.: „Sensory i metody pomiarowe w metrologii biomedycznej i ochronie środowiska” habilitant uznaje:

- Autorstwo idei dwóch nowatorskich w skali światowej metod nieinwazyjnego pomiaru stopnia wypełnienia części krwistej komory serca, udział w budowie sensorów i ich badaniach oraz opracowanie metod analizy sygnału.
  Metody chronione są dwoma patentami:
  - RP nr PL208872,
  - RP nr PL221894.

- Zasadniczy udział w opracowaniu idei urządzenia, do pomiarów spektralnych i analizy luminescencji tkanek w diagnostyce stanów przednowotworowych i nowotworowych. Udział budowie układu pomiarowego i jego badaniach.
  Szczegóły budowy urządzenia chronione są dwoma patentami:
  - RP nr PL217916,
  - RP nr PL215334.

- Istotny udział w badaniach i otrzymanych wynikach dotyczących charakteryzacji warstw sensorowych oraz w opracowaniu idei budowy światłowodowego warstwowego sensorowego układu interferometru Fabry-Perot wykonanego na końcu rdzenia światłowodu. Udział w budowie układu pomiarowego, w którym taki sensor działał oraz badaniach układu pomiarowego.
  Rozwiązanie to chronione jest patentem:
  - RP nr PL 204016.

Analiza bibliometryczna prac habilitanta za lata 2002 – 2017 (po doktoracie).

Przeprowadzona analiza bibliometryczna publikacji habilitanta w oparciu o bazę Web of Science, wykazała:

- 44 prace indeksowane w tej bazie,
- 284 cytowań obcych
- 335 cytowań (w tym 51 autocytowań),
- średnia ilość cytowań przypadających na pracę = 7.61,
- indeks Hirscha H = 11.

Przeprowadzona analiza bibliometryczna publikacji habilitanta w oparciu o bazę Journal Citation Reports, wykazała:

- 31 prace indeksowane w tej bazie,
- sumaryczny Impact Factor IF = 23.931.

W bazie patentowej Urzędu Patentowego RP znajduje się 6 przyznanych patentów, których habilitant jest współautorem.

Analizę przeprowadzono dnia 12.06.2017.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych.

Poza głównymi tematami badawczymi, które są przedmiotem rozprawy habilitacyjnej i zostały dotąd przedstawione, habilitant zajmował się m.in. zagadnieniami z zakresu emisji akustycznej. W ramach tych prac, w latach 2010-2012, habilitant był głównym wykonawcą Projektu NCBiR pt.: *„Zaprojektowanie i zbudowanie komputerowego systemu pomiarowego nowej generacji do lokalizacji i opisu wyładowań niezupełnych w transformatorach energetycznych olejowych metodą emisji akustycznej metodą on-line”*; brał istotny udział w projektowaniu urządzenia, jego budowie oraz uruchamianiu ośmiokanałowego urządzenia do rejestracji sygnałów emisji akustycznej wyładowań niezupełnych w transformatorach dużej mocy [B8]. Wyłącznym habilitanta udziałem w ramach niniejszego projektu było:

- opracowanie algorytmu oraz oprogramowania mikrokontrolera sterującego pracą urządzenia rejestrującego,
- opracowanie algorytmu oraz oprogramowania komputera PC sterującego pracą rejestracji sygnałów emisji akustycznej,
- opracowanie algorytmu oraz oprogramowania służącego do analizy zarejestrowanych sygnałów emisji akustycznej.

Przeprowadzone zostały badania laboratoryjne zbudowanego urządzenia, a następnie habilitant brał udział w badaniach komercyjnych transformatorów dużej mocy [B9], [B10]. W ramach prac nad analizą sygnałów emisji akustycznej powstały wnioski, a następnie procedura badawcza. Badania te miały w wielu aspektach charakter nowości naukowej i technicznej.

Procedura badawcza została zgłoszona do Urzędu Patentowego. Postępowanie patentowe zakończone zostało przyznaniem **patentu RP PL 223605** [B11].

Powyższe badania komercyjne wykonywane były przez czteroosobowy zespół, w którego pracach habilitant aktywnie uczestniczył. Doświadczenie zdobyte przez grupę badawczą, podczas realizowanych zadań, zaowocowało zatrudnieniem członków zespołu w Urzędzie Dozoru Technicznego. Powierzone zadania obejmowały:

- zbudowanie od podstaw większego zespołu badawczego do realizacji badań dopuszczeniowych instalacji ciśnieniowych oraz do badań zbiorników stokażowych - narzędziami emisji akustycznej,

- zorganizowanie mobilnego laboratorium emisji akustycznej, w tym: wybór aparatury pomiarowej, przeprowadzenie przetargów na nią, odbycie niezbędnych szkoleń, uzyskanie niezbędnych certyfikatów.

Zgodnie z wymogami, habilitant odbył trzytygodniowe intensywne szkolenie, zakończone międzynarodowym egzaminem, i uzyskaniem międzynarodowego certyfikatu kompetencji, w zakresie badań nieniszczących metodą emisji akustycznej, zgodnego z europejską normą EN ISO 9712:2012, certyfikat nr: 3197-CERT-NDT-0228-15 na poziomie 2.

Habilitant ukończył także szkolenia:

- „Obsługa systemu do badań emisji akustycznej AMSY 6 firmy Vallen" – przeprowadzone przez przedstawiciela firmy EC Test Systems, Poznań 26.11.2015,
- „Zaawansowane szkolenie z zakresu emisji akustycznej" – przeprowadzone przez przedstawiciela firmy Vallen Systeme GmbH, Gliwice, 8-11 grudnia 2015.

Habilitant jest członkiem jednego z czterech zespołów w Polsce, które posiadają kompetencje i uprawnienia do przeprowadzania badań dopuszczeniowych instalacji ciśnieniowych metodą emisji akustycznej.

Inną grupą zagadnień, w zakresie zainteresowań habilitanta, były zagadnienia związane z charakteryzacją układów warstwowych za pomocą badań elipsometrycznych, mikroskopii elektronowej, spektroskopii luminescencyjnej, spektroskopii Ramana [B12], [B13], [B14], [B15], [B16], [B17], [B18], [B19].

W ramach tych działań, elipsometr spektralny SE850 firmy Sentech – o zakresie spektralnym od 280 nm do 2500 nm – został rozbudowany przez habilitanta o komorę pomiarową, przystosowaną do pomiaru parametrów warstw w stabilizowanej temperaturze, która może przyjmować wartości z przedziału od pokojowej do temperatury 300^{o}C. Komora ta pozwala także przeprowadzać pomiary w kontrolowanej atmosferze mieszanek różnych gazów. Skład mieszanek gazowych, ich wilgotność oraz temperatura, może być zmieniana w trakcie pomiarów w sposób kontrolowany przez sterownik komputerowy, zgodnie z wcześniej przygotowanym harmonogramem. W rezultacie, możliwe jest wyznaczanie dynamicznych zmian grubości warstw oraz współczynnika załamania – części rzeczywistej i urojonej w funkcji długości fali - spowodowanych zmianami: temperatury, składu atmosfery gazowej oraz jej wilgotności.

W latach 2012-2014, habilitant brał udział w badaniach nad możliwościami zastosowania grafenu w sensorach wybranych gazów. Badania prowadzono w rezystancyjnym układzie pomiarowym. Sprawdzono czułość rezystancyjną warstwy grafenu na zmiany wilgotności [B20]. Zbadana została czułość warstwy grafenu na wodór oraz ditlenek azotu w temperaturze 50ºC i 120ºC. Podobne badania przeprowadzono po nałożeniu na warstwę grafenu katalitycznej warstwy palladu [B21]. Podobne badania, jak wyżej, zostały przeprowadzone dla warstwy tlenku grafenu [B22]. W pracy [B23] przedstawione zostały wyniki charakteryzacji warstwy grafenu przed oraz po ekspozycji warstwy na wodór.

Warstwa tlenku grafenu została przebadana także w układzie z powierzchniową falą akustyczną. W pracy [B24] skupiono się na detekcji wodoru oraz ditlenku azotu. Badania przeprowadzono w temperaturach: 40ºC i 120ºC. Układ pomiarowy zawiera dwie, zbudowane w oparciu o powierzchniową falę akustyczną, linie opóźniające. Jedna z nich jest linia odniesienia, natomiast na drugiej linii – sensorowej – znajduje się warstwa tlenku grafenu. Obydwie linie pracują w układzie dodatniego sprzężenia zwrotnego wzmacniacza, odpowiadając za częstotliwości, na których wzbudzą się tak zbudowane generatory. Częstotliwości te zależą od prędkości akustycznych fal powierzchniowych, za które odpowiedzialne są m.in. parametry warstw znajdujących się na powierzchni linii opóźniających. Sygnałem wyjściowym z układu pomiarowego jest częstotliwość różnicowa obydwu generatorów. Zależy ona od zjawisk, które zachodzą na powierzchni sensorowej linii opóźniającej na skutek adsorpcji gazu.

Za czułość warstw sensorowych na gazy, odpowiedzialne jest m.in. rozwinięcie powierzchni warstwy sensorowej. W pracy [B25] przedstawione zostały technologie wytwarzania oraz wyniki charakteryzacji nanocząsteczek ZnO oraz TiO_2 za pomocą: mikroskopii elektronowej, mikroskopii konfokalnej oraz spektroskopii Ramana. Przedstawiono także wyniki zastosowania tych warstw w rezystancyjnym sensorze ditlenku azotu w temperaturze 115ºC, przy wilgotności względnej RH=5% oraz RH=50%.

Prace [B26], [B27] przedstawiają budowę oraz zasadę działania czterokanałowego sensora gazu działającego w oparciu o scalony elektroniczny sensor koloru. Każdy z czterech kanałów sensora składa się z szerokopasmowego źródła światła, interferencyjnej warstwy sensorowej oraz scalonego detektora koloru. Sensor wykorzystuje odbicie światła od warstwowego układu interferencyjnego naniesionego na płytkę szklaną. W każdym z kanałów może znajdować się inna

warstwa receptorowa. Zaadsorbowany w układzie warstwowym gaz zmienia współczynnik załamania i/lub grubość warstw. Obydwie zmiany muszą wpływać na rozkład prążków interferencyjnych w dziedzinie długości fali. Grubości warstw są tak dobrane, aby zmiany szerokości prążków interferencyjnych oraz ich położenia były łatwo mierzalne za pomocą sensora koloru, który wyznacza współrzędne barwowe. Pracą urządzenia steruje mikrokontroler. W projekcie i budowie urządzenia czynny udział brał habilitant. Algorytm oraz oprogramowanie urządzenia jest wyłącznym udziałem habilitanta. W zbudowanym układzie przetestowane zostały m.in. układy warstw o następujących parametrach:

- (WO_3, d=108nm) + (Pd, d=9nm) na wodór, ditlenek azotu oraz amoniak,
- (WO_3, d=98nm) + (Pd, d=9nm) na wodór, ditlenek azotu oraz amoniak,
- (CuPc, d=93nm) na amoniak,
- (CuPc, d=93nm) + (Pd, d=5nm) na amoniak.

Wszystkie warstwy testowano w stosunkowo niskiej temperaturze wynoszącej 70ºC. Zaproponowany wielokanałowy sensor jest oryginalnym rozwiązaniem, a jego przydatność została potwierdzona wynikami badań.

Podsumowanie.

Badania, realizowane poza głównym nurtem zainteresowań habilitanta, opisane w rozdziale 5 autoreferatu, zostały zaprezentowane w: 13 pracach indeksowanych w bazie Web of Science, 6 pracach o zasięgu krajowym oraz 1 udzielonym patencie.

Wyniki badań były prezentowane również na międzynarodowych i krajowych konferencjach naukowych. Według bazy Dorobek Politechniki Śląskiej, habilitant, z uwzględnieniem materiałów konferencyjnych, jest autorem lub współautorem 126 prac, zaindeksowanych w okresie od 2002 do 2017 roku (po doktoracie).

Cytowane prace własne.

[B1] **Z. Opilski**, E. Maciak, T. Pustelny, M. Urbańczyk, P. Gibinski, T. Woznica, A. Sieron, Optical method of the detection of some tumors, Molecular and Quantum Acoustics, vol.28, (2007), 217-222, MNiSW=6.

[B2] **Z.Opilski**, Analysis of Surface Plasmons in the Optical Planar Waveguide with Spectral Detection, Acta Physica Polonica A; (2010), vol. 118, No. 6, pp. 1209-1214, IF=0.467, MNiSW=13, C=2.

[B3] **Z.Opilski**, Analysis of Surface Plasmons in a Planar Waveguide System with Spectral Detection – Results of Model Investigation, Acta Physica Polonica A; (2010), vol. 118, No. 6, pp. 1215-1220, IF=0.467, MNiSW=13, C=3.

[B4] **Z.Opilski**, Analysis of Surface Plasmons in a Planar Waveguide with Spectral Detection – Experimental Results, Acta Physica Polonica A; (2010), vol. 118, No. 6, pp. 1221-1228, , IF=0.467, MNiSW=13, C=1.

[B5] A. Piotrowska, E. Papis, E. Kamińska, K. Gołaszewska, T. Pustelny, E. Maciak, **Z. Opilski**, ZnO sensing structure for NH_3 detection; Eur. Phys. J. Special Topics, (2008), vol.154, pp. 149-152, IF=0.689, MNiSW=10, C=3.

[B6] E. Maciak, **Z. Opilski**, T. Pustelny, Effect of humidity on NH_3 gas sensitivity of Nafion/WO_3 sensing structure of SPR sensor; Molecular and Quantum Acoustics, (2006), vol. 26, pp. 205-2015, MNiSW=4.

[B7] E. Maciak, M. Urbańczyk, T. Buchacz, **Z. Opilski**, Badania możliwości wykorzystania optycznej detekcji koncentracji wodoru rozpuszczonego w izolacji olejowej do diagnostyki transformatora; Elektronika, (2008), nr. 6, str. 196-198, MNiSW=6.

[B8] F. Witos, G. Szerszeń, M. Setkiewicz, **Z. Opilski**, Z. Gacek, M. Urbańczyk, Komputerowy system pomiarowy sygnałów emisji akustycznej 8EA-WNZ dedykowany do badań wyładowań niezupełnych; Przegląd Elektrotechniczny, (2012), vol. 88, no. 11b, MNiSW=15.

[B9] F. Witos, Z. Gacek, **Z. Opilski**, Testing of Partial Discharges in Generator Coil Bars with the Help of Calibrated Acoustic Emission Method; Acta Physica Polonica, (2008), vol.114, No. 6-A, pp. A-249 – A-257, IF=0.321, MNiSW=10, C=7.

[B10] F. Witos, Z. Gacek, **Z. Opilski**, Location of PD sources within the bars assigned for generators coils by means of acoustic emission; Molecular and Quantum Acoustics, (2003), vol. 24, pp. 237-248, MniSW=4.

[B11] F. Witos, **Z.Opilski**, Patent RP PL 223605, Sposób lokalizacji źródeł wyładowań niezupełnych zwłaszcza w transformatorze energetycznym olejowym w oparciu o mapy deskryptorów emisji akustycznej w dziedzinie częstotliwości"; Data zgłoszenia 14.08.2012; Data udzielenia patentu 31.10.2016, MNiSW=25.

[B12] W. Walke, Z. Paszenda, T. Pustelny, **Z. Opilski**, S. Drewniak, M. Kościelniak-Ziemniak, M. Basiaga, Evaluation of physicochemical properties of SiO_2-coated stainless steel after sterilization; Material Science and Engineering C, (2016), vol. 63, pp. 155-163, IF=3.42, C=2, MNiSW=30 za rok 2015, (brak inormacji za rok 2016).

[B13] W. Walke, M. Basiaga, Z. Paszenda, A. Kajzer, W. Kajzer, J. Szewczenko, T. Pustelny, S. Drewniak, **Z. Opilski**, C. Krawczyk, Influence of surface modification on physico-chemical properties of Ti_6Al_7Nb alloy; Surface & Coatings Technology, (2016), vol.307, pp. 753-760, IF=2.139, C=0, MNiSW=35 za rok 2015, (brak inormacji za rok 2016).

[B14] M. Basiaga, M. Staszczuk, W. Walke, **Z. Opilski**, Mechanical properties of atomic layer deposition (ALD) TiO_2 layers on stainless steel substrates, Mat.-wiss. u. Werkstofftech. (2016), vol.47, No. 5-6, pp. 512-520, IF=0.393, C=9, MNiSW=15 za rok 2015, (brak inormacji za rok 2016).

[B15] A. Piotrowska, E. Papis, E. Kamińska, K. Gołaszewska, T. Pustelny, E. Maciak, **Z. Opilski**, ZnO sensing structure for NH_3 detection; The European Physical Journal Special Topics, (2008), vol. 154, pp. 149-152, IF=0.689, MNiSW=10, C=3.

[B16] K. Gut, **Z. Opilski**, Spectropolarimetric analyses of optical single mode SU8 waveguide layers; Biulletin of Polish Academy of Sciences, (2015), vol.63, No. 2, pp. 349-352, IF=1.087, C=1, MNiSW=20.

[B17] P. Struk, T. Pustelny, **Z. Opilski**, Researches on the Spectral Transmittance of Zinc Oxide ZnO Semiconductor Layers; Acta Physica Polonica A, (2010), vol. 118, pp. 1239-1241, IF=0.467, C=12, MNiSW=13.

[B18] K. Gut, **Z. Opilski**, Broad-band difference interferometer as a temperature sensor; Photonics Letters of Poland, (2014), vol. 6, pp. 121-123, MNiSW=10.

[B19] T. Herzog, K. Gut, **Z. Opilski**, P. Kałużyński, SU-8 polymer based waveguides on different substrates; Proc. of SPIE, (2016), vol. 10034, pp. M-1 – M-5.

[B20] T. Pustelny, M. Setkiewicz, S. Drewniak, E. Maciak, A. Stolarczyk, M. Procek, M. Urbańczyk, K. Gut, **Z. Opilski**, I. Pasternak, W. Strupiński, The Influence of Humidity on the Resistance Structures with Graphene Sensors Layer; Acta

Physica Polonica A, (2012), vol. 122, No. 5, pp. 870-873, IF=0.531, C=8, MNiSW=15.

[B21] T. Pustelny, M. Setkiewicz, S. Drewniak, E. Maciak, A. Stolarczyk, M. Urbańczyk, M. Procek, K. Gut, **Z. Opilski**, I. Pasternak, W. Strupiński, The sensibility of resistance sensor structures with graphene to the action of selected gaseous media; Biulletin of Polish Academy of Sciences, (2013), vol.61, No. 2, pp. 293-300, IF=1.000, C=9, MNiSW=25.

[B22] T. Pustelny, S. Drewniak, M. Setkiewicz, E. Maciak, M. Urbańczyk, M. Procek, K. Gut, **Z. Opilski**, J. Jagiello, L. Lipińska, The sensitivity of sensor structures with oxide graphene exposed to selected gaseous atmospheres; Biulletin of Polish Academy of Sciences, (2013), vol.61, No. 3, pp. 705-710, IF=1.000, C=8, MNiSW=25.

[B23] S. Drewniak, T. Pustelny, W. Strupiński, I. Pasternak, **Z. Opilski**, Metody charakteryzacji grafenu wykorzystywanego w sensorowych układach rezystancyjnych; Elektryka, (2014), zeszyt 2-3, str. 63-71, MNiSW=6.

[B24] S. Drewniak, T. Pustelny, W. Setkiewicz, E. Maciak, M. Urbańczyk, M. Procek, **Z. Opilski**, J. Jagiello, L. Lipińska, Investigation of SAW Structures with Oxide Graphene Layer to Detection of Selected Gases; Acta Physica Polonica A, (2013), vol. 124, No. 3, pp. 402-405, IF=0.604, C=3, MNiSW=15.

[B25] T. Pustelny, M. Procek, E. Maciak, A. Stolarczyk, S. Drewniak, M. Urbańczyk, M. Setkiewicz, K. Gut, **Z. Opilski**, Gas sensors based on nanostructures of semiconductors ZnO and TiO_2; Bulletin of the Polish Academy of Sciences, (2012), vol. 60, No. 4, pp. 853-859, IF=0.98, C=20, MNiSW=30.

[B26] E. Maciak, **Z. Opilski**, T. Pustelny, M. Urbańczyk, Wielokanałowy, optoelektroniczny system do pomiaru stężenia gazów; PAK, (2010), vol. 65, nr 7, str 799-802, MNiSW=7.

[B27] E. Maciak, T. Pustelny, **Z. Opilski**, The optoelektronic ammonia gas sensor system based on Pd/CuPc interferometric nanostructures; Procedia Engineering, (2012), vol.47, pp. 738-741, C=1.

Sumaryczny Impact Factor prac: [B1] .. [B27], wchodzących w skład pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych wynosi **IF = 14.721**.

Sumaryczny ilość punktów MNiSW prac: [B1] .. [B27], wynosi **MNiSW = 375 pkt**.

Sumaryczna Ilość cytowań prac: [B1] .. [B27], wynosi **C = 92**.

W wykazie przyjęto oznaczenia IF, MNiSW, C, jak na stronie 6 autoreferatu.

Cytowane prace obce.

[1] M. Sobieszczańska-Małek, T. Zieliński, J. Korewicki; Machaniczne wspomaganie: czy tylko pomost do przeszczepu serca?; Kardiologia Polska; 2012; 70; 11: 1182-1186.

[2] United States Patent, nr 4,808,088, Feb. 28, 1989; „Pneumatic drive circuit for an artificial ventricle including systolic pressure control"; William A., Missfeldt, Ambler,Pa; Temple University of the Commonwelth System of Higher Education, Philadelphia, Pa.; Sep. 25, 1986], [William J. Shaw; Georgi M. Pantalos; Scott Everett; Don B. Olsen; "Factors Influencing the Accuracy of the Cardiac Output Monitoring and Diagnostic Unit for Pneumatic Artificial Hearts"; ASAIO Transaction; July/September 1990.

[3] Seong Min Kang, Keun Her, Seong Wook Choi; Outflow monitoring of pneumatic ventricular assist device using external pressure sensors; BioMedical Engineering OnLine; 2016; 15:100, pp 1-12.

[4] http://www.transonic.com/applications/oem/ventricular-assist-devices.

[5] Sasaki E., Nakatani T., Taenaka Y., Noda H., Tatsumi E., Akagi H, Masuzawa T., Goto M., Sasaki M., Matsuo Y., et al. Continuous monitoring of artificial heart pump performance. ASAIO Trans. 1991 Jul-Sept.; 37(3): M429-30.

[6] Gawlikowski M., Pustelny T., Kustosz R., Darłak M.; Noninvasive blood volume measurement in pneumatic venticular assist device POLVAD; Molecular and Quantum Acoustics vol.27, 2006, pp 97-106.

[7] A. Sobotnicki, A. Gacek, T. Pałko, J. Mocha, G. Badura, M Czerw; Determination of stroke volume of the ventricular assist device using bioimpedance method; Journal of Medical Informatics & Technologies; vol. 22; 2013; pp 235-241.

[8] Gawlikowski M., Komorowski D.; Preliminary Investigation Regarding the Blood Volume Estimation in Pneumatically Controlled Ventricular Assist Device by Pattern Recognition. Computer Recognition Systems 2, Advances in Soft Computing, vol. 45, 2007, pp 558-565.

[9] Komorowski D., Pietraszek S., Darłak M.; Pressure and Output Flow Estimation of Pneumatically Controlled Ventricular Assist Device (VAD) with the help of Both Acceleration and Gyro Sensors.; IFMBE Proceedings Volume 14, 2007, pp 719-722.

[10] Wojciech Bujok, Nieinwazyjny czujnik ciśnienia krwi w sztucznej komorze serca POLVAD; praca Dyplomowa Magisterska, promotor Z. Opilski, Gliwice, wrzesień 2003r.

[11] Maciej Darłak, Badania nad możliwością zastosowania metod optycznych i akustycznych do monitorowania komory wspomagania serca; praca Dyplomowa Magisterska; Gliwice, 2003.

[12] L.E. Kinsler, A.R. Frey, A.B. Coppens, J.V. Sanders; Fundamentals of acoustics; New York: Wiley, 2001], [E.S. Webster, C.E. Davies; The Use of Helmholtz Resonance for Measuring the Volume of Liquids and Solids; Sensors, 2010,10, 10663-10672.

[13] Kozarski M., Ferrari G., Clemente F., Górczyńska K., De Lazzari C., Darowski M., Mimmo R., Tosti G., Guaragno M.; A hybrid mock circulatory system: development and testing of an electro-hydraulic impedance simulator, International Journal of Artificial Organs, 2003, vol. 26, 1, 53-63.

[14] Irving J. Bigio, Judith R. Mourant, "Optical Biopsy", Encyklopedia of Optical Engineering, Marcel Dekker, Inc, 270 Madison Avenue, New York 10016, 2003, 1577-1593.

[15] R. Alfano, Y. Pu; Chapter 11 "Optical biopsy for cancer detection" in Laser for medical applications – Diagnostics, therapy and surgery; Edited by Helena Jelinkowa; Woodhead Publishing Series in Electronic and Optical Materials: Number 37, 2013, 325-367.

[16] C.J. Sutro, M.S. Butman, Examination of pathologic tissue by filtered ultraviolet radiation, Archives of Pathology, 1933, 16, 346-349.

[17] Taichiro Ishizumi, Stephen C.T. Lam, The Utilization of Autofluorescence in Flexibile Bronchoscopy, Chapter 12; Flexibile Bronchoscopy; Editors: Ko-Pen Wang, Atul C. Mehta, J.Francis Turner Jr.; Wiley-Blackwell, 3rd edition; 2011.

[18] L. Wei, Z. XiaoHe, L KunPing, Z. SiDa, D. YiXiang, Laser-induced fluorescence: Progress and prospective for in vivo cancer diagnosis, Chinese Science Bulletin, 2013, vol. 58, (17), 2003-2016.

[19] B. Mayinger, M. Jordan, T. Horbach, P. Horner, C. Gerlach, S. Mueller, W. Hohenberger, E. G. Hahn, Evaluation of in vivo endoscopic autofluorescence spectroscopy in gastric cancer, Gastrointestinal Endoscopy, (2004), 59, 2, 191-198.

[20] J. Piskorz, M. Nowak, T. Gośliński, Terapeutyczne i diagnostyczne zastosowanie kwasu 5-aminolewulinowego, Farm Pol, vol.65, (7), 2009, 476-482.

[21] A. Kawczyk-Krupka, A. Ledwoń, J. Karpe, M. Simon-Sieroń, A. Sieroń; Terapia fotodynamiczna (PDT) w chorobach skóry - co nowego?, JecolHealth, vol. 15, nr 1, styczeń-luty 2011, 28-34.

[22] Nowak-Stępniowska, P. Pergoł, A. Padzik-Graczyk, Metoda fotodynamiczna diagnostyki i leczenia nowotworów – mechanizmy i zastosowania, Postępy Biochemii, vol. 59, (1), 2013, 53-63.

[23] Zarys fotodynamicznej diagnostyki i terapii nowotworów, pod redakcją Aleksandra Sieronia, α-medica press, 1997.

[24] A. Graczyk, „Fotodynamiczna metoda w zastosowaniach onkologicznych", rozdział 10.4, str. 471-510, w Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000 pod redakcją M. Nałęcza, Tom 9 Fizyka Medyczna, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2002.

[25] Ron R. Allison, Claudio H. Sibata, Photodiagnosis for cutaneous malignancy: A brief clinical and technical review, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2008), 5, 247-250.

[26] D.C.G De Veld, M.J.H. Witjes, H.J.C.M. Sterenborg, J.L.N. Roodenburg, The status of in vivo autofluorescence spectroscopy and imaging for oral oncology, Oral Oncology (2005), 41, 117-131.

[27] Chih-Yu Wang, Huihua Kenny Chiang, Chin-Tin Chen, Chun-Pin Chiang, Ying-Shiung Kuo, Song-Nan Chow, Diagnosis of oral cancer by light-induced autofluorescence spectroscopy using double excitation wavelengths, Oral Oncology, (1999), 35, 144-150.

[28] A. Sieroń, A. Kościarz-Grzesiok, J. Waśkowska, A. Kawczyk-Krupka, A. Misiak, R. Koszowski, S. Kwiatek, K. Sieroń-Stołtny, The role of autofluorescence diagnostics in the oral mucosa diseases, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2008), 5, 182-186.

[29] H. Zeng,A. McWilliams, S. Lam, Optical spectroscopy and imaging for early lung cancer detection: a review, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2004), 1, 111-122.

[30] D. Huttenberger, T. Gabrecht, G. Wagnieres, B. Weber, C. Lidner, H. J. Foth, L. Freitag, Autofluorescence detection of tumors in the human lung – Spectroscopical measurements in situ, in an in vivo model and in vitro, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2008), 5, 139-147.

[31] P.Jichlinski, D. Jacqmin, Photodynamic Diagnosis in Non-Muscle-Invasive Bladder Cancer, European Urology Supplements, (2008), 7, 529-535.

[32] M. Zargi, I. Fajdiga, L. Smid, Autofluorescence imaging in the diagnosis of laryngeal cancer, Eur Arch Otorhinolaryngol (2000), 257, 17-23.

[33] R.R Allison, R. Cuenca, G.H. Downie, M.E. Randall, V.S. Bagnato, C.H. Sibata, PD/PDT for gynecological disease: A clinical review, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2005), 2, 51-63.

[34] H. Barr, C. Kendall, N. Stone, The light solution or Barrett's oesophagus Photodiagnosis and photodynamic therapy for columnar-lined oesophagus, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2004), 1, 75-84.

[35] Lina Liu, Yingbin Nie, Lisheng Lin, Weihua Li, Zheng Huang, Shusen Xie, Buhong Li, Pattern recognition of multiple excitation autofluorescence spectra for colon tissue clasification, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2013), 10, 111-119.

[36] W. Latos, A. Kawczyk-Krupka, A. Ledwoń, K. Sieroń Stołtny, A. Sieroń, Solitary rectal ulcer syndrome – The role of autofluorescence colonoscopy, Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, (2007), 4, 174-183.

[37] http://www.spectralcameras.com/varispec.

[38] E. Kretschmann, H. Raether, Radiative Decay of Non Radiative Surface Plasmons Excited by Light; Z. Naturforsch, (1968), vol. 23a, p. 2135-2136.

[39] H. Raether, Surface plasmons on smooth and rough surface and on gratings, Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, (1988), p 11.

[40] G. J. Ashwell, M. P. S. Roberts, Highly selective plasmon resonance sensor for NO_2; Electronics Letters, (1996), vol. 32, No. 22, pp. 2089-2091.

[41] K. Gelatsis, Y.X. Li, W Wlodarski, E. Comini, G. Sberveglieri, C. Cantalini, S. Santucci, M. Passacantando, Comparison of single and binary oxide MoO_3, TiO_2 and WO_3 sol–gel gas sensors; Sensors and Actuators, (2002), vol. B 83, pp. 276-280.

[42] S.-H. Lee, H. M. Cheong,P. Liu, D. Smith, C. E. Tracy, A. Mascanrenhaus, L. R. Pitts, S. K. Deb, Gasochromic mechanism in a-WO3 thin films based on Raman spectroscopic studies; Journal of Applied Physics, (2000), vol. 88, No. 5, pp. 3076-3078.