

## AUTOREFERAT

### 1. Dane personalne

Imię i Nazwisko: **Ireneusz Jabłoński**  
Data i miejsce urodzenia: 29 września 1974 r., Jawor

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

- Stopień naukowy: **Doktor Nauk Technicznych**  
Dyscyplina: Elektronika  
Specjalność: Metrologia elektryczna  
Jednostka: Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska  
Temat pracy: *Analiza metrologiczna techniki przerywanego przepływu powietrza w badaniach właściwości układu oddechowego*  
Data nadania: 11 lutego 2004 r. (z wyróżnieniem)  
Promotor: Prof. zw. dr hab. inż. Janusz Mroczka  
Recenzenci: *Prof. dr hab. inż. Janusz Gajda*  
Zakład Metrologii, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie  
  
*Prof. dr hab. inż. Ewaryst Rafajłowicz*  
Instytut Cybernetyki Technicznej, Politechnika Wroclawska  
  
*Dr hab. inż. Waldemar Tomalak, prof. nadzw. IGiChP*  
Instytut Gruźlicy i Chorób Płuc w Rabce-Zdroju
- Tytuł: **Magister inżynier**  
Kierunek: Elektronika i Telekomunikacja  
Specjalność: Aparatura medyczna  
Jednostka: Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska  
Temat pracy: *Analiza metrologiczna elektrycznego modelu zastępczego układu oddechowego w czasie przerywania przepływu*  
Data obrony: 21 czerwca 1999 r. (z wyróżnieniem)  
Promotor: *Dr inż. Adam Grzegorz Polak*  
Katedra Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej, Politechnika Wroclawska
- Tytuł: Technik mechanik
- Specjalność: Mechanik pojazdów samochodowych
- Szkoła: Technikum Samochodowe w Legnicy
- Data obrony: Czerwiec 1994

### 3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych

#### 3.1. Przebieg pracy zawodowej:

- Miejsce pracy: Katedra Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej (K-1), Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska  
Stanowisko: **Adiunkt**  
Okres zatrudnienia: od 1 października 2004 r. do obecnie
  
- Miejsce pracy: Katedra Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej (K-1), Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska  
Stanowisko: **Asystent naukowo-dydaktyczny**  
Okres zatrudnienia: od 1 lutego 2004 r. do 30 września 2004 r.
  
- Miejsce pracy: Katedra Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej (K-1), Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska  
Stanowisko: **Asystent (1/4 etatu)**  
Okres zatrudnienia: od 1 października 2001 r. do 30 września 2003 r.
  
- Miejsce pracy: Katedra Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej (K-1), Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska  
Stanowisko: **Asystent (1/4 etatu)**  
Okres zatrudnienia: od 1 października 2000 r. do 30 września 2001 r.

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

##### 4.1. Tytuł osiągnięcia naukowego

Moim osiągnięciem naukowym, stanowiącym znaczny wkład w rozwój dyscypliny naukowej Elektronika, jest cykl publikacji powiązanych tematycznie pt.:

### **Metody oraz narzędzia do pomiarów złożonych obiektów technicznych i medycznych**

## 4.2. Wyszczególnienie pozycji osiągnięcia naukowego

Cykl publikacji składa się z trzynastu prac naukowych, w tym jedna monografia, dziesięć artykułów w czasopismach z listy filadelfijskiej (w tym osiem posiadających *Impact Factor* w momencie ich opublikowania; aktualnie wszystkie czasopisma dotyczące wskazanego cyklu publikacji posiadają *Impact Factor*) oraz dwa rozdziały w książkach (jedna książka o zasięgu międzynarodowym oraz jedna książka o zasięgu krajowym).

[A1] **JABŁOŃSKI I.**, MROCZKA J., *A forward model of the respiratory system during airflow interruption*, Metrology and Measurement Systems, 2009, Vol. 16, No. 2, 219-232.

Punkty MNiSW (2010): **9**

Liczba cytowań (według Web of Science – bez autocytowań): **4**

Udział własny: 70%

[A2] **JABŁOŃSKI I.**, MROCZKA J., *Frequency-domain identification of the respiratory system during airflow interruption*, Measurement, 2009, Vol. 42, No. 3, 390-398.

Punkty MNiSW (2010): **27**, IF (2009): **0,761**

Liczba cytowań (według Web of Science – bez autocytowań): **9**

Udział własny: 70%

[A3] **JABŁOŃSKI I.**, MROCZKA J., *A distributed telemedical system for monitoring of the respiratory mechanics by enhanced interrupter technique*, [w:] *Wearable and autonomous biomedical devices and systems: new issues and characterizations*, pod red. Lay-Ekuakille A., Mukopadhyay S. C., Springer-Verlag, seria: Lecture Notes in Electrical Engineering, 2010, vol. 75, 75-95.

*Rozdział w książce*

Udział własny: 70%

[A4] **JABŁOŃSKI I.**, POLAK A. G., MROCZKA J., *A preliminary study on the accuracy of respiratory input interrupter measurement using the interrupter technique*, Computer Methods & Programs in Biomedicine, 2011, Vol. 101, No. 2, 115-125.

Punkty MNiSW (2012): **25**, IF (2011): **1,516**

Liczba cytowań (według Web of Science – bez autocytowań): **5**

Udział własny: 50%

[A5] **JABŁOŃSKI I.**, *Wearable interrupter module for home-based applications in a telemedical system dedicated to respiratory mechanics measurement*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011, Vol. 58, No. 3, 785-789.

Punkty MNiSW (2012): **30**, IF (2011): **2,278**

Udział własny: 100%

- [A6] **JABŁOŃSKI I.**, *Wspierane komputerowo projektowanie eksperymentu pomiarowego dla obiektów biomedycznych na przykładzie oceny procesu oddychania*, [w:] *Metrologia w medycynie. Wybrane zagadnienia*, pod red. A. Michalskiego, Warszawa: Wojskowa Akademia Techniczna, 2011, 127-166 .

*Zaproszony wykład i rozdział w książce*

Udział własny:100%

- [A7] **JABŁOŃSKI I.**, *Properties of occlusional devices in extended time-frequency analysis of post-interrupter respiratory signals*, IEEE Sensors Journal, 2012, Vol. 12, 504-511.

Punkty MNiSW (2012): **30**, IF (2012): **1,475**

Liczba cytowań (według Web of Science – bez autocytowań): **1**

Udział własny: 100%

- [A8] **JABŁOŃSKI I.**, *Computer assessment of indirect insight during an airflow interrupter maneuver of breathing*, Computer Methods & Programs in Biomedicine, 2013, Vol. 110, No. 3, 320-332.

Punkty MNiSW (2013): **25**, IF (2013): **1,093**

Liczba cytowań (według Web of Science – bez autocytowań): **2**

Udział własny: 100%

- [A9] **JABŁOŃSKI I.**, MROCZKA J., *The problem of measurement data complexity, for example of the general model of the central respiratory generator and recurrent plots analysis*, Metrology and Measurement Systems, 2008, Vol. 15, No. 4, 457-472.

Punkty MNiSW (2010): **9**

Liczba cytowań (według Web of Science – bez autocytowań): **3**

Udział własny: 70%

- [A10] **JABŁOŃSKI I.**, *Modern methods for description of complex couplings in neurophysiology of respiration*, IEEE Sensors Journal, 2013, Vol. 13, No. 9, 3182-3192.

Punkty MNiSW (2013): **30**, IF (2013): **1,852**

Udział własny: 100%

- [A11] **JABŁOŃSKI I.**, *Preliminary study on enhancement of WCDMA Technology with the SON functionality*, Measurement, 2013, Vol. 46, 3181-3191.

Punkty MNiSW (2013): **30**, IF (2013): **1,526**

Udział własny: 100%

[A12] **JABŁOŃSKI I.**, *Smart transducer interface – from networked on-site optimization of energy balance in research-demonstrative office building to smart city conception*, IEEE Sensors Journal, 2015, Vol. 15, No. 5, 2468-2478.

Punkty MNiSW (2014): **30**, IF (2014): **1,852**

Udział własny: 100%

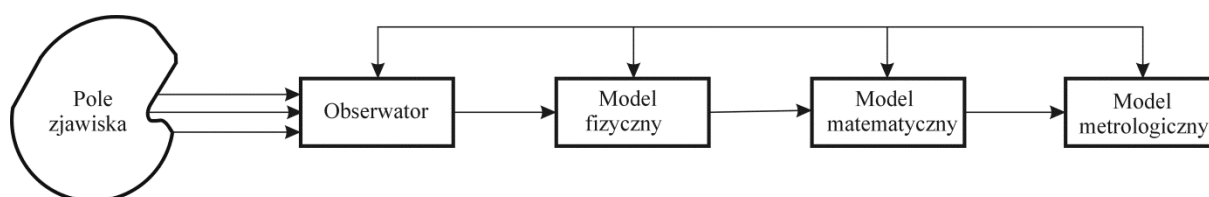
[A13] **JABŁOŃSKI I.**, *Sieci złożone jako narzędzie poznania w metrologii*, Monografia, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2015.

Udział własny: 100%

### 4.3. Omówienie celu naukowego prac i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania

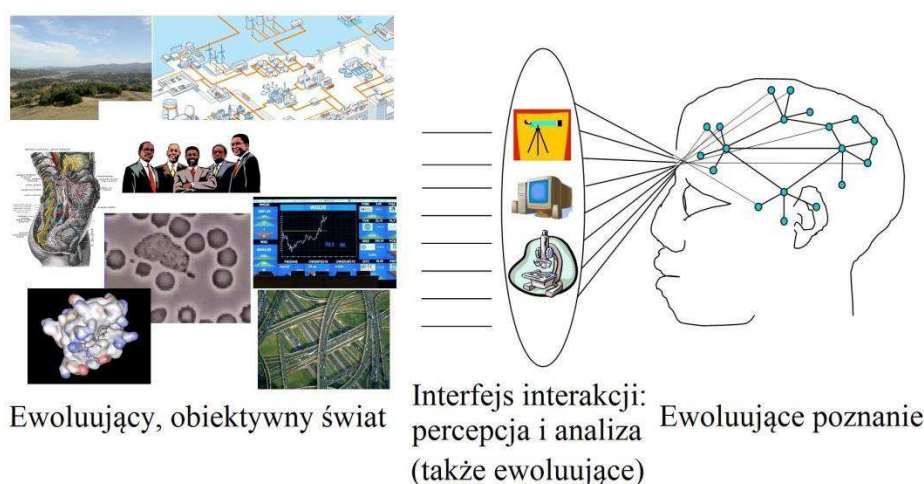
#### 4.3.1. Wprowadzenie

Obiekty otaczające człowieka nierzadko mają bardzo złożoną strukturę i cechują się wielowymiarowymi, nieliniowymi i dynamicznymi oddziaływaniami zachodzącymi między ich elementami składowymi [1, 2]. Pomiar jest aktem fundamentalnym dla naukowego poznania otaczającej rzeczywistości, to znaczy jest podstawowym narzędziem wnioskowania ilościowego na jej temat. Przy tym pomiar nie jest wyłącznie sformalizowanym zbiorem reguł i czynności niezbędnych do uzyskiwania obiektywnego opisu systemów, a wyrazem filozoficznego znaczenia rozwijanej przez człowieka nauki, eksponującego jego (człowieka) dążność do głębszego i pełniejszego zrozumienia rzeczywistości. Przykładem dowodzącym słuszności powyższego stwierdzenia jest zaproponowana w [3] specyfikacja procesu poznawczego w metrologii (Rys. 4.1), opisująca związek pomiędzy rzeczywistością badanego obiektu i światem abstrakcji wygenerowanym w świadomości obserwatora, zrealizowanym w kilkuetapowym przejściu pomiędzy modelami: fizycznym, matematycznym i metrologicznym. W tym rozumieniu, podstawowym zadaniem nauki o pomiarach staje się formułowanie schematów systematyzujących postrzeganie obiektów otaczających człowieka, otwierających nowe możliwości badania wewnętrznej struktury układów, zjawisk zachodzących w poszczególnych częściach i ostatecznie powiązania ze sobą struktury, zjawisk oraz obserwowanych zachowań obiektów. Trzeba przy tym zachować świadomość, że oryginalnym schematom myślowym zwykły towarzyszyć ograniczenia, wyznaczające dziedzinę dla wysiłku twórczego kolejnych pokoleń badaczy.



Rys. 4.1. Schemat procesu poznawczego w metrologii [3].

Fundamentalność aktu pomiarowego wyraża się także w tym, że jest on podstawą weryfikacji teorii naukowych, sformułowanych nierzadko w następstwie gromadzenia i umiejętnego zestawienia faktów na temat obiektów otaczających człowieka. Ów fakty zakodowane są w danych pomiarowych, stanowiących dziedzinę operowania metrologii. Gromadzone dane eksperymentalne są więc argumentem dla budowanych modeli, np. tak jak postulowano to na Rys. 4.1, przy czym modele te mogą się odnosić bezpośrednio do zbiorów danych, albo też do abstrakcyjnych analogów obserwowanych systemów. W tym rozumieniu, niejako w sprzężeniu zwrotnym, prowadząc pomiary człowiek uzyskuje nową wiedzę lokując ją w zastanym systemie myślowym, bądź też pod wpływem takich oryginalnych kontrybucji zdaje sobie sprawę z funkcjonowania niezidentyfikowanych wcześniej relacji, stąd reorganizuje swoje postrzeganie na temat otaczającego świata, nierzadko doskonaląc przy tym metody i narzędzia naukowego poznania – patrz sprzężenia zwrotne na Rys. 4.1 oraz reorganizacja faktów tworzących obraz otaczających obiektów jak na Rys. 4.2.



Rys. 4.2. Pomiar jako podstawowe narzędzie wnioskowania na temat otaczających obiektów.

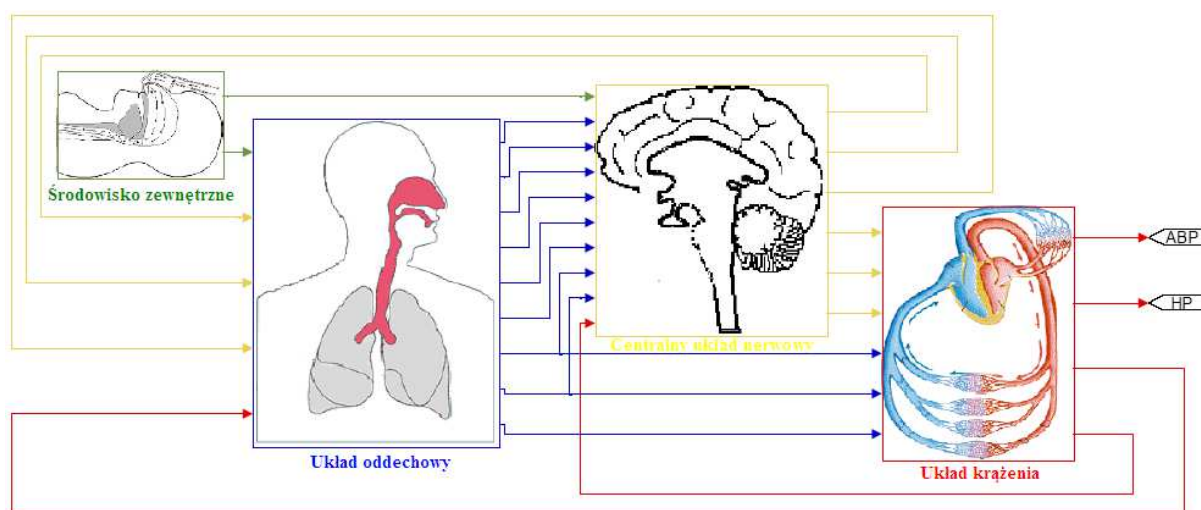
Formowanie się w świadomości badacza obrazu otaczającej rzeczywistości w postaci ogólnych praw (a zwłaszcza ich weryfikacja), to w dużej mierze następstwo czynności pomiarowych prowadzonych w ramach zadań szczegółowych. Można też powiedzieć, że jedną z metod naukowego poznania jest badanie przykładowych obiektów i wykorzystanie zdobywanej w ten sposób wiedzy do uogólnienia dokonanych spostrzeżeń. Korzyści z takiego postępowania są dwójakiego rodzaju. Po pierwsze, wskazana metoda przyczynia się do lepszego poznania wybranych układów, rozwijając procedury ich projektowania, monitorowania, predykcji, zarządzania, przy tym nierzadko przynosząc nowatorskie rozwiązania o potencjale wdrożeniowym. Po wtóre, naszkicowany schemat umożliwia identyfikację uniwersalnych reguł rządzących światem, wyrażając tym samym fundamentalny charakter prowadzonych badań. Z tego punktu widzenia, współczesna metrologia stoi przed nierozwiązanym zadaniem podstawowym związanym z opisem tzw. systemów złożonych. Ewolucja świadomości człowieka na temat złożoności obiektów jako ich wbudowanej właściwości, to wynik obserwacji układów wieloelementowych o nietrywialnych relacjach pomiędzy nimi, przynoszących mierzone na wyjściu przejawy, niepoddające się tradycyjnemu podejściu analityczno-redukcyjno-redukcyjnemu. Dobrym przykładem takich systemów są obiekty



medyczne, jak np. układ oddechowy (i należny mu proces oddychania) oraz techniczne, tj. bezprzewodowy system telekomunikacyjny, inteligentny dom efektywny energetycznie, itp. Należy przy tym zaznaczyć, że wskazane przykłady podlegają prawu skalowania: w dół – np. do poziomu subkomórkowego (układy biologiczne) czy układu ogrzewania (wybrany podsystem infrastruktury technicznej domu) oraz w górę – organizm człowieka ‘zanurzony’ w środowisku naturalnym, a z drugiej strony inteligentny dom jako element koncepcji inteligentnego miasta. Poza praktycznym wymogiem dokładności i wiarygodności projektowanych procedur pomiarowych, ważne są także ‘warunki graniczne’ przesądzające o ich użytkowej atrakcyjności, np. minimalizacja inwazyjności, uproszczenie proceduralne, konstrukcyjne, obsługi i serwisu, minimalizacja kosztów, itp.

Podstawowym celem naukowym prac habilitanta było wprowadzenie do schematu poznawczego w metrologii narzędzi teoretycznych przydatnych w badaniu złożonych obiektów, umożliwiających ich bardziej dogłębne i pełniejsze zrozumienie. Realizacja tak postawionego zadania znajduje swoje odzwierciedlenie w osiągniętych celach częściowych, związanych z udoskonalonymi metodami monitorowania i zarządzania właściwościami oraz zachowaniem wybranych, przykładowych systemów medycznych i technicznych.

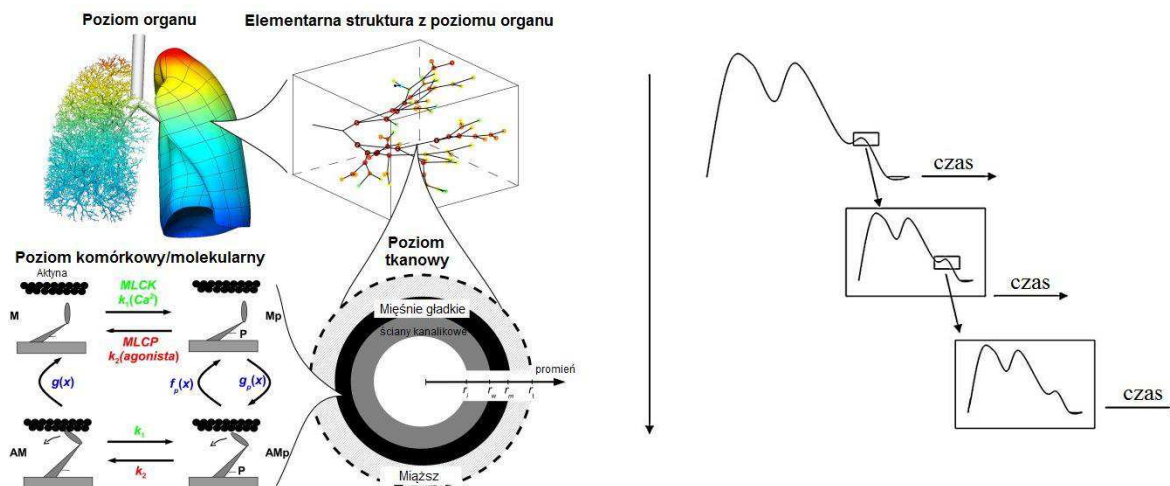
Oddychanie jest jednym z podstawowych procesów warunkujących życie oraz jego jakość. Choć zasadniczo funkcje oddechowe przypisywane są charakterystykom układu oddechowego, to faktycznie proces oddychania jest następstwem integralnego współdziałania wielu podsystemów organizmu człowieka i środowiska zewnętrznego (Rys. 4.3), włączając w to właściwości i procesy należne różnym skalom wglądu w zsynchronizowane relacje pomiędzy wyróżnionymi elementami złożonego obiektu (Rys. 4.4).



Rys. 4.3. Sieć wzajemnych powiązań pomiędzy podsystemami warunkująca funkcjonowanie organizmu w jego naturalnym środowisku – przykładowy schemat poglądowy dla wnioskowania w skali makro.

Upośledzenie oddychania wyraża się w różny sposób, znajdując swój wyraz w rozbudowanej klasyfikacji jednostek chorobowych i odpowiadających im wzorców patofenotypowych. Wzorce patofenotypowe wskazują także na pola zjawisk będące

nośnikiem informacji na temat ewolucji procesów oddechowych, a przy tym układu oddechowego zanurzonego w złożonej rzeczywistości organizmu żywego i otaczającego go środowiska naturalnego. Klasyczny schemat identyfikacji patologii w medycynie polega na wskazaniu tzw. dużego organu (np. płuca) odpowiedzialnego za rozwój procesów chorobowych, na sformułowaniu markerów chorobowych i – jeśli jest to uzasadnione i możliwe – ustaleniu skali należącej takim indeksom, wyrażającej zaawansowanie procesów patologicznych. W praktyce zadanie takie sprowadza się do oszacowania miar, zdefiniowanych dla wybranego pola zjawiska, oraz sklasyfikowania na ich podstawie badanego przypadku medycznego.



Rys. 4.4. Wieloskalowa natura formowania i transferu informacji w układzie oddechowym.

Do najpoważniejszych zaburzeń oddychania zalicza się choroby obturacyjne, zwłaszcza ich przewlekłe postacie, takie jak astma czy przewlekła obturacyjna choroba płuc (POCHP), oraz wciąż niedostatecznie poznane patologie związane z wystąpieniem krytycznych zdarzeń sennych, takich jak np. bezdech senny (obturacyjny, centralny, mieszany). Cechą charakterystyczną każdej z wymienionych jednostek chorobowych jest to, iż mogą one rozwijać się przez dłuższy czas, przyjmując postać nieuleczalną, a ostatecznie przyczyniając się do pogorszenia komfortu życia oraz przedwczesnych i nagłych zgonów. Skali problemu dowodzą statystyki i prognozy Światowej Organizacji Zdrowia (ang. *World Health Organization* – WHO), według której, np. obturacyjne choroby płuc są aktualnie jednym z czterech najpoważniejszych czynników pogorszenia jakości życia oraz zgonów na świecie i szacuje się, że do roku 2020 tego rodzaju zaburzenia wciąż będą lokować się wśród pięciu najważniejszych argumentów takiego zestawienia [4, E2]. Jednocześnie podkreśla się niezbędną rolę nadzoru diagnostyczno-medycznego i profilaktyki w ograniczeniu rozwoju wskazanej tendencji oraz w poprawie stanu zdrowia populacji ludzkiej.

Bezdiskusyjnym argumentem podczas projektowania metod pomiarowych operujących na organizmach żywych jest minimalizacja ich inwazyjności. Dąży się także przy tym do skrócenia czasu pomiaru. Udokumentowano, że z technicznego oraz społecznego punktu widzenia nadzór oraz zarządzanie przebiegiem chorób przewlekłych staje się szczególnie



efektywne w rozumieniu medycznym, gdy monitorowanie zdrowia prowadzone jest systematycznie, czemu sprzyjają badania w codziennym otoczeniu człowieka [5, 6]. Stan wiedzy i umiejętności w zakresie nauk podstawowych i stosowanych, a zwłaszcza postęp w obszarze technik komunikacyjnych i informacyjnych, pozwolił wypracować formułę systemu i usług telemedycznych. Te z kolei przynoszą nowe oczekiwania względem praktycznych narzędzi pomiaru, tj.:

- uproszczenie procedury pomiarowej,
- zredukowanie wymagań względem użytkownika (pacjenta), co do uczestniczenia w prowadzonej procedurze pomiarowej,
- prostota obsługi urządzenia,
- minimalizacja wymiarów urządzenia,
- dostępność i niski koszt wykonania, zakupu/wypożyczenia oraz serwisowania urządzenia diagnostycznego,
- mała awaryjność oferowanego sprzętu pomiarowego przystosowanego do pracy w systemie telemedycznym.

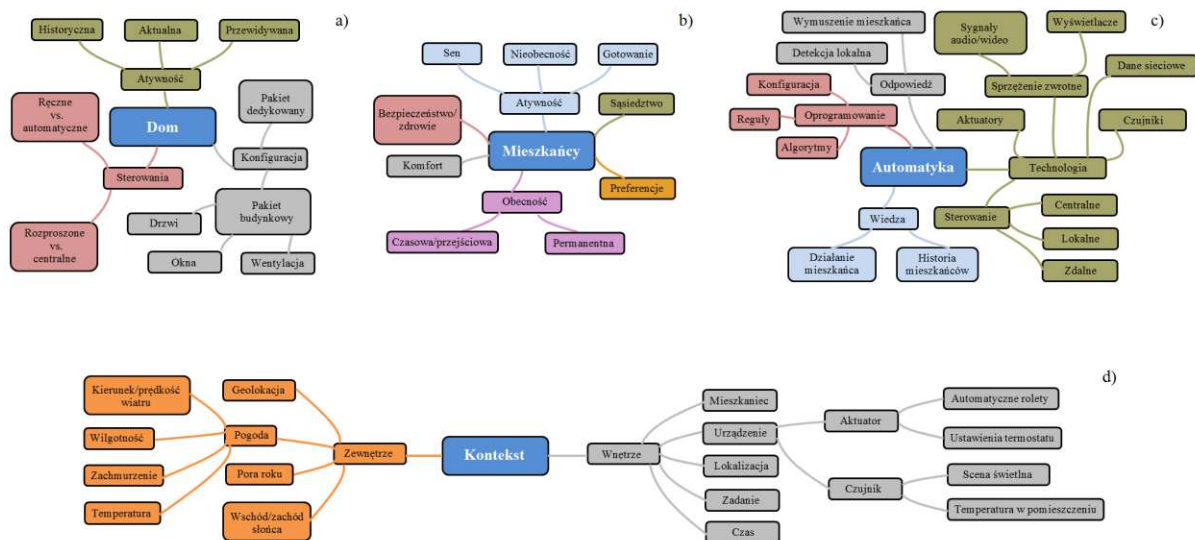
Rozwiązania telemedyczne wychodzą także naprzeciw obserwowanemu współcześnie problemowi starzejącego się społeczeństwa, co sprawia że funkcje pomiarowe urządzeń elektronicznych integrowane są w obrębie systemów technicznych wspierających funkcjonowanie osób starszych oraz osób z przewlekłym upośledzeniem podstawowych funkcji życiowych w ich warunkach domowych [7]. Nakreślona tendencja wskazuje także na rolę technologii komunikacyjnych i informacyjnych w kształtowaniu się pojęcia inteligentnego domu. Przykładem jest choćby wprowadzony w technologii 3G i 4G telekomunikacji bezprzewodowej standard femtokomórki (ang. *femtocell*), zapewniający użytkownikowi domowemu czy biurowemu bardziej niezawodny dostęp do usług, a przy tym emisję fal radiowych o obniżonym (w stosunku do tradycyjnych stacji bazowych operatora – BTS, ang. *Base Transceiver Station*) natężeniu, minimalizując przy tym ich szkodliwy wpływ na zdrowie mieszkańców. Pomysł z połączeniem femtokomórki z infrastrukturą operatora przez Internet wyznacza jeden z poziomów dla analiz bezpieczeństwa w sieci, ale przede wszystkim dla opracowania mechanizmów zarządzania strukturą i funkcjami sieci teleinformatycznej.

Dotychczasowe scenariusze zarządzania strukturą i funkcjami sieci telekomunikacyjnej zazwyczaj bazują na sterowaniu ręcznym, między innymi w oparciu o doświadczenie zdobyte w pracy z realnymi sieciami telekomunikacyjnymi czy na podstawie prowadzonych symulacji ich analogów [A11]. Jest to jednak podejście nieefektywne czasowo, finansowo, a także w odniesieniu do poziomu świadczonych przez operatorów usług. Stwierdzenie takie stało się motywacją dla implementacji w systemach technicznych algorytmów naśladujących zachowanie natury, np. jej samoorganizację i samoopptymalizację. Stąd wdrażany aktualnie standard 4G telekomunikacji bezprzewodowej uwzględnia między innymi mechanizmy samoinstalacji, samoorganizacji, samoopptymalizacji, samodiagnozy, samonaprawiania, itp., mieszczące się w koncepcji sieci technicznej samoorganizującej się (ang. *Self-Organized Network* – SON). Tym samym integralne podejście do zarządzania współczesną bezprzewodową siecią telekomunikacyjną (albo szerzej: teleinformatyczną) musi korzystać z

umiejętności zautomatyzowanego prowadzenia pomiarów, predykcji i synchronizacji niehomogenicznie sklastrowanych w obrębie BTS-ów elementów infrastruktury (zwykle niejednorodnych co do technologii i producentów), kontrolowanej generacji pożądanych lokalnie i globalnie profili charakterystyk pól fal radiowych niosących informację użyteczną, a w końcu udostępniania przez operatorów funkcjonalności żądanych przez użytkowników. Wszystkie takie czynności powinny uwzględniać minimalizację zużycia energii w sieci, co przekłada się na koszty jej operowania oraz przyjazność środowiskową. Rozległość i nieregularność granic analizowanego systemu, liczba jego elementów, możliwych zestawień strukturalno-funkcjonalnych, natury procesów, itd., czyni z opisywanego obiektu technicznego złożoną dziedzinę dla prac badawczych. Problem organizacji pracy sieci telekomunikacyjnych, prócz wskazanego aspektu poznawczego i rozwojowego, ma także wymiar czysto pragmatyczny, rynkowy. Mianowicie, pomimo że aktualnie wdraża się wspomnianą już technologię 4G, a pracuje nad kolejnymi jej ewolucjami, tj. programem bezprzewodowej komunikacji 5G, to wciąż eksploatowana infrastruktura bazuje na technologii GSM i WCDMA/HSPA. Inaczej mówiąc, mamy do czynienia z operowaniem na infrastrukturze sieciowej o zdefiniowanej niejednorodności technologicznej, uwarunkowanej sprzętowo (strukturalnie) i funkcjonalnie zarówno na poziomie systemowym (ang. *system level*) jak i połączenia (ang. *link level*). Biorąc pod uwagę fakt, iż stan ten będzie dotyczył co najmniej najbliższych kilku lat-dekady, konieczne jest opracowanie mechanizmów integracji i synchronizacji pomiędzy takimi elementami sieciowej infrastruktury i usług. Jedną z metod rozwiązania postawionego problemu stała się adaptacja funkcjonalności dostępnych w technologiach bardziej współczesnych, jak np. samoorganizacja (SON), do ich poprzedników [A11]. Przy tym zdobyte doświadczenie przekłada się na koncepcje rozwojowe aplikowane w kolejnych standardach zatwierdzanych przez 3GPP (ang. *3rd Generation Partnership Project*).

Projektowanie systemów telemedycznych czy komunikacyjnych ukierunkowane jest na poprawę komfortu funkcjonowania człowieka, a naturalną przestrzenią jego egzystencji jest dom. Współcześnie rozwijana koncepcja tzw. inteligentnego domu (ang. *smart house*), odnosi się przede wszystkim do obiektu wykorzystującego układy elektroniki w celu maksymalizacji efektywności energetycznej, a przy tym zabezpieczającego odpowiedni standard życia jego mieszkańcom. Z punktu widzenia metrologii, złożony obiekt inteligentnego domu ujawnia problem wielokontekstowości zadań pomiarowych, wynikającej zarówno z mnogości elementów infrastrukturalnych oraz funkcji zdefiniowanych w jego obrębie (Rys. 4.5). W tym rozumieniu, przykład pomiarów biomedycznych (telemedycznych) i warstwy komunikacyjnej, to wybrane elementy współczesnego domu, podlegające integracji i synchronizacji z innymi podukładami i funkcjonalnościami budynku, przy tym przynoszące wkład do jego chwilowego statusu. Zarządzanie inteligentnym budynkiem uwzględnia więc umiejętność wnioskowania o jego elementach składowych, które samodzielnie stanowią przedmiot prac poznawczych, np. energetyka źródeł odnawialnych (uwzględniająca badania materiałowe), systemy energetyczne (w tym inteligentne sieci energetyczne – ang. *smart grid*, rozwiązania *off grid* i *on grid*), akumulacja i zarządzanie energią, itd. Wyzwania sformułowane w przykładowych zadaniach szczegółowych przenoszą się na wyższy poziom analizy – inteligentny dom, wymagającej aplikacji schematów integracji i synchronizacji

podsystemów i funkcji, prowadząc dalej ku koncepcji inteligentnego miasta (ang. *smart city*) [A12, A13]. Trzeba przy tym wyraźnie podkreślić, że zarówno inteligentny dom jak i inteligentne miasto (z wielością swoich elementów infrastrukturalnych i funkcjonalnych) tracą sens bez jego podmiotu, tj. mieszkańca – człowieka, wymagającego do uzyskania odpowiedniego komfortu życia między innymi metod i narzędzi pomiaru jego zdrowia, zarządzania energią (szeroko rozumianą, tj. woda, ciepło, zimno, prąd, ścieki) oraz innymi właściwościami i procesami, np. bezpieczeństwo, sceny świetlne, multimedia, itp. Podana argumentacja wskazuje na obowiązywanie zamkniętego koła w dziedzinie pomiarów złożonych obiektów medycznych i technicznych. Jednocześnie w streszczonym opisie ujawnia się powtarzalność polegająca na wyróżnianiu w złożonych systemach elementów składowych (mogą nimi być zarówno podzespoły czy całe systemy techniczne i medyczne, ale też ich chwilowe stany, zdefiniowane funkcje, itp.) oraz zachodzących między nimi relacji.



Rys. 4.5. Wybrane odwzorowania relacji pomiędzy różnymi czynnikami warunkującymi inteligentne reguły operowania w granicach domu efektywnie energetycznie – perspektywa: a) budynku, b) mieszkańców, c) automatyki, d) kontekstowa.

Prowadząc studia na poziomie ogólnym, w przytoczonej powtarzalności można odszukać analogie do opisu abstrakcyjnego obiektu grafu, a biorąc pod uwagę eksperymentalny rodowód podanych przykładów obiektów technicznych i medycznych, właściwą dla opisu takich systemów staje się teoria sieci złożonych. Przy tym pojęcie sieci nie odnosi się tutaj do fizycznie zrealizowanego układu o sieciowej naturze, a do konstrukcji abstrakcyjnej możliwej do zastosowania jako model w każdym systemie złożonym, w którym wyróżnia się elementy oraz zachodzące pomiędzy nimi relacje [A13]. Mierząc zatem charakterystyki sieci złożonej, pośrednio można wnioskować na temat właściwości obserwowanego obiektu. Zaletą sieci złożonych jest to, iż ich zmatematyzowana i poddająca się obliczeniom komputerowym natura napędzana jest dostępem do danych pomiarowych [A13]. Prócz zwyczajowo spotykanej, graficznej reprezentacji sieci złożonych, rozwija się podejście wykorzystujące postać macierzową (macierz sąsiedztwa jest podstawową reprezentacją algebraiczną sieci

złożonych) takiego obiektu, przyczyniając się do rozwoju algebry sieci złożonych, otwierającej nowe możliwości w zadaniach modelowania i symulacji obiektów poddających się sieciowej analizie oraz pomiaru ich charakterystyk. Nauka o sieciach złożonych korzysta z osiągnięć poprzedzających ją teorii, przynosząc oryginalny wkład w reprezentację danych pomiarowych oraz systemów [A13]. Uwzględnia przy tym, np. fuzję danych, techniki operowania na dużych zbiorach danych, itd. Zwykle metody te bada i stosuje się jako oddzielny mechanizm opisu złożonych systemów medycznych i technicznych, gdy tymczasem teoria sieci złożonych zaadaptowana do schematu poznawczego w metrologii (Rys. 4.1) pozwala zagregować różne narzędzia charakteryzacji takich obiektów w ramach spójnego reżimu dedykowanego do analizy jakościowej i ilościowej układów [A13]. Dodatkowo udostępnia opis w oparciu o podstawowe pojęcia teorii złożoności, niewytłumaczalne dla metod zindywidualizowanych, takie jak np.: układy wielu ciał, złamana symetria, hierarchia, relacje, umiejscowienie, scalanie, skomplikowane zachowanie, stabilność [A13].

#### **4.3.2. Pomiary złożonych obiektów medycznych na przykładzie oddychania**

##### *Minimalnie inwazyjna diagnostyka astmy oraz przewlekłej obturacyjnej choroby płuc*

Scharakteryzowana w rozdziale 4.3.1 skala problemu społecznego związanego z chorobami płuc takimi jak astma i przewlekła obturacyjna choroba płuc (POChP) przekłada się na intensywność wysiłku badawczo-rozwojowego, a także związanego z akcjami społecznymi na rzecz opracowania i rozpowszechnienia scenariuszów zapobiegania tego rodzaju patologiom, spowalniania ich przebiegu i minimalizowania wpływu na życie i jego komfort. Zasadnicze miejsce w tego rodzaju aktywności odgrywa umiejętność możliwie szybkiego i wiarygodnego wykrywania oraz klasyfikowania nieprawidłowości oddychania, co wiąże się z opracowaniem procedur pomiarowych. W przypadku astmy oraz POChP wnioskowanie bazuje na ocenie mechaniki oddychania, przy czym kolejne podejścia relacjonowane w literaturze różnią się sposobem pobudzenia systemu, rodzajem sygnałów wykorzystywanych do analizy, a także wnikliwością testów (liczba mierzonych parametrów o znaczeniu klinicznym oraz dokładność ich oszacowania) [8-11]. Układ oddechowy to złożony system fizjologiczny, którego chwilowe zachowanie warunkowane jest historią i bieżącym stanem wielości czynników obecnych na różnych poziomach analiz (subkomórkowy, tkankowy, organy, cały organizm, zewnętrzne czynniki środowiskowe). Każde uproszczenie opisu tak sformułowanego systemu prowadzi do utraty informacji, zatem podczas opracowywania oryginalnych metod pomiarowych należy poszukiwać konsensusu pomiędzy dokładnością i wiarygodnością uzyskiwanego wglądu, szybkością realizacji procedury (np. jej realizowalnością w trybie on-line), oraz innymi czynnikami determinującymi praktyczną przydatność algorytmu czy narzędzia pomiarowego (dziś zazwyczaj zrealizowanego w postaci urządzenia elektronicznego) go aplikującego. Dodatkowym wyzwaniem są przypadki kiedy wspomaganie badania przez mierzony obiekt jest utrudnione lub wręcz niemożliwe, np. niemowlęta, dzieci przedszkolne czy wczesnoszkolne oraz osoby z upośledzeniem funkcjonowania mięśni oddechowych.



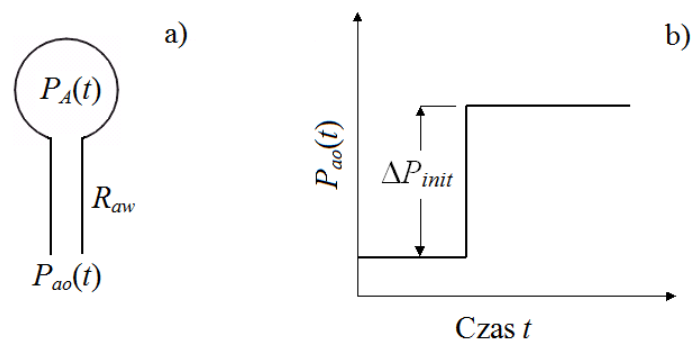
W początkowym okresie prac, nieinwazyjna ocena mechaniki oddychania bazowała na obserwacji czasowych trendów przepływu podczas manewru natężonego wydechu (ang. *forced expiration manoeuvre*) [8]. Pomimo upływu lat, a także mnogości propozycji nowych algorytmów, podejście to do dzisiaj jest uznawane za standardową (podręczną) procedurę selekcji patologicznych przypadków procesu oddychania, a także pełni ono rolę odniesienia dla analiz prowadzonych z wykorzystaniem oryginalnych narzędzi dedykowanych do opisu mechaniki oddychania [12]. Przeniesienie obserwacji do dziedziny częstotliwości związane było z naturalnym oczekiwaniem wyeksponowania cech systemu dla zdefiniowanych miar o charakterze nie- i parametrycznym, które nie są widoczne w trendach czasowych, podczas gdy jednocześnie ścisłym faktem takiej transformacji jest utrata pewnej porcji danych ‘na granicy’ tych dwóch wskazanych domen. Najbardziej popularnym reprezentantem drugiego podejścia jest technika oscylacji wymuszonych (ang. *forced oscillation technique* - FOT) [8], szacująca profil rezystancyjno-reaktancyjny płuc na podstawie zrekonstruowanych impedancyjnych charakterystyk oddychania dla różnych zakresów częstotliwościowych oscylacyjnych wymuszeń i odpowiedzi ciśnieniowo-przepływowych układu fizjologicznego. Pomimo istotnego wysiłku poznawczego i inżynierskiego metoda ta nie doczekała się wzmożonej aplikacji komercyjnej; dotychczas oferowane jest w sprzedaży zaledwie jedno rozwiązanie sprzętowo-programowe (i2m, Cosmed, Włochy) oferujące ograniczony zakres dostępnych testów i analiz uzyskanych wyników (cena zakupu urządzenia oscyluje w granicach 15.000 EUR).

Wśród nowych rozwiązań algorytmicznych projektowanych do oceny funkcji płuc, w ostatnich latach na szczególną uwagę zasługują rozwiązania pochodne względem FOT, tj. oscylometria impulsowa (ang. *impulse oscillometry* – IOS) [11], metoda ujemnego impulsu ciśnienia (ang. *negative expiratory pressure* – NEP) [10], czy też rozwiązanie wykorzystujące analizę fizyko-chemicznych mechanizmów transportu gazu w płucach – ang. *gas wash-out technique* [13]. Ostatnie wskazane podejście polega na ocenie szybkości i poziomu wypłukiwania odpowiednio dobranego gazu (najczęściej jest to azot lub hel), co przyczyniło się do postępu w obszarze nieinwazyjnej oceny niehomogeniczności oddychania.

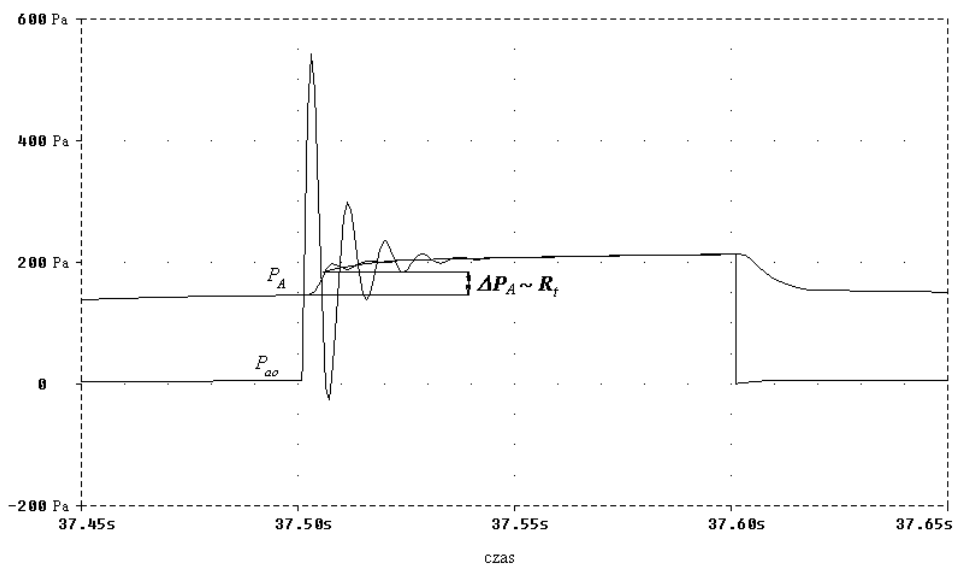
Bazując na założeniu o rodzaju komplementarnego dopełniania się informacji uzyskiwanych w wyniku zastosowania różnych procedur pomiarowych (różnych koncepcji obserwacji – wprost, pośrednia, różnych pobudzeń, realizacji sprzętowych i metod analizy danych eksperymentalnych), uzasadnionym kierunkiem prac jest unifikacja wybranych, korzystnych cech poszczególnych rozwiązań w postaci jednego testu oceniającego funkcjonowanie płuc. Z użytkowego punktu widzenia, zaproponowana w 1927 przez von Neergarda i Wirtza idea oceny oporu oddechowego podczas krótkotrwałego przerwania przepływu powietrza przy ustach pacjenta spełnia wymienione wcześniej założenia wstępne o minimalnej inwazyjności, prostocie konstrukcji i procedury pomiarowej czy niskich kosztów potencjalnej oferty komercyjnej. W badaniu, istotnym źródłem informacji o systemie fizjologicznym są wywołane sztucznie – przez krótkotrwałe (ok. 100 ms) zamknięcie zaworu okluzyjnego przy ustach – stany przejściowe, obserwowane zarówno w pookluzyjnych przebiegach ciśnienia jak i przepływu [F2].



Koncepcja leżąca u podstaw techniki przerywanego przepływu powietrza zakłada natychmiastowe wyrównywanie się poziomów ciśnienia u wyjścia dróg oddechowych ( $P_{ao}$ ) i pęcherzykowego ( $P_A$ ) po zamknięciu zaworu okluzyjnego (Rys. 4.6). W takich warunkach przybliżanie oporu dróg oddechowych  $R_{aw}$  oszacowaną wartością tzw. oporu przerwaniewego  $R_{int}$  jest uzasadnione, jednakże obserwacje eksperymentalne [14, 15] jak i symulacje komputerowe [8, B5, C2] pokazują, iż poczynione na wstępie założenie nie jest prawdziwe (Rys. 4.7). Rozbieżności zarejestrowane pomiędzy poziomami sygnałów  $P_{ao}$  i  $P_A$  na początku okluzji wynikają głównie z wkładu oporu klatki piersiowej i brzucha ( $R_t$ ) w obserwowaną odpowiedź ciśnieniową przy ustach, a dodatkowo z niejednorodnej dystrybucji gazu na skutek niehomogenicznej geometrii kanałków oddechowych, wiskoelastycznych właściwości materiału tkankowego i charakterystyki pracy mięśni oddechowych [A13, B5, C2].



Rys. 4.6. a) Liniowy model jednokompartamentowy układu oddechowego oraz b) jego odpowiedź na pseudoskokowe pobudzenie związane z symulacją pracy zaworu przerwaniewego.



Rys. 4.7. Wynik symulacji obrazujący źródła błędów w pomiarze oporu dróg oddechowych klasyczną odmianą techniki przerywanego przepływu powietrza.

Obiektywnym natomiast pozostaje fakt, że zarówno sygnał  $P_{ao}$  jak i  $P_A$  w warunkach krótkotrwałego (częściowego lub całkowitego) wstrzymania przepływu przy ustach wykazują

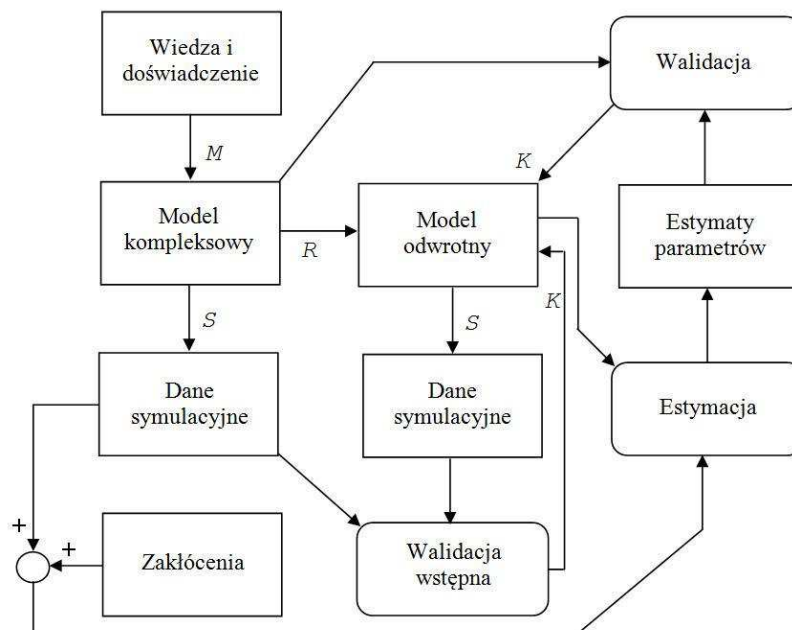
profil pseudoskokowy zawierający składową oscylacyjną właściwą dla układów wyższych rzędów. Dotychczasowe prace badawcze i eksperymentalne w minimalnym stopniu poświęcone były badaniu relacji pomiędzy wskazanymi, poprzzerwaniowymi charakterystykami przejściowymi a cechami strukturalno-materiałowymi układu oddechowego, determinującymi mechaniczny status płuc.

Druga istotna składowa błędu oszacowania mechaniki oddychania w klasycznym algorytmie IT związana jest ze stosowanym dotychczas zbyt uproszczonym modelowaniem fizyko-matematycznym systemu. Pośrednia ekstrakcja jego cech wymaga wyróżnienia znacznie większej, diagnostycznie istotnej liczby parametrów, aniżeli typowo szacowany w technice przerwaniowej opór  $R_{int} \cong R_{aw}$  czy reprezentacja dwuelementowa odnosząca się do całkowitego oporu ( $R_{rs}$ ) i podatności ( $C_{rs}$ ) płuc [8, 14].

Kontynuowanie prac nad rozwojem metody okluzyjnej związane jest z utrzymaniem pośredniego charakteru wnioskowania, gdzie parametry szacowane w modelu odwrotnym reprezentują jednoznaczny cechę opisywanego systemu fizjologicznego. Wzbogacenie podstawowego algorytmu IT polega zatem na włączeniu do procesu wnioskowania o układzie informacji zawartych w stanach przejściowych obserwowanych po okluzji, co wymaga:

- poprawy dokładności opisu mechanicznych właściwości płuc poprzez zaproponowanie klikuparametrowego, identyfikowalnego modelu metrologicznego [A3, A5, D6],
- wykorzystania czasowych i/lub częstotliwościowych charakterystyk układu [A5, A7, A8],
- zaprojektowania parametryczno-nieparametrycznej systematyki reprezentacji indywidualnych cech złożonego i zmiennego systemu [A5, A7, A8, D5, D6].

Analizując literaturę przedmiotu, wyraźnie widoczna jest dominacja eksperymentalnego podejścia (przede wszystkim środowisk medycznych) w realizowaniu stawianych koncepcji ewolucyjnych względem dostępnych już metod oceny mechaniki oddychania. Związane jest ono z wykonywaniem licznych studiów przypadków klinicznych (spontanicznych oraz sztucznie wyzwalanych, np. przez podanie środków farmakologicznych) i systematyzacją obserwowanych faktów w postaci korekt wprowadzanych do procedur pomiarowych i interpretacji uzyskiwanych wyników. Dostępność maszyn liczących oraz rozwój metod numerycznych pozwolił na włączenie do protokołu badawczego schematów komputerowego planowania eksperymentu. Z punktu widzenia metrologii, stanowią one platformę obiektywizacji poszczególnych etapów w klasycznym schemacie obserwacji pomiarowej (Rys. 4.1) [A2, A6], dla obszaru pomiarów biomedycznych umożliwiają tanie i nieinwazyjne metody operowania na strukturach i zmiennych niedostępnych lub trudnodostępnych w okoliczności etycznych uwarunkowań prac związanych z niszczącym działaniem na organizmach żywych. W odniesieniu do mechaniki oddychania nierzadko stosuje się podejście związane z modelowaniem przyczynowo-odwrotnym (Rys. 4.8) [16, A3, A6], w którym odtwarzane są warunki procesów fizycznych zachodzących dla zadanego pobudzenia i stanu początkowego układu, pojmowanego tutaj jako kompleks badanego obiektu fizjologicznego i sprzętowo-programowej warstwy wykorzystywanego w badaniu narzędzia pomiarowego.



Rys. 4.8. Schemat modelowania przyczynowo-odwrotnego:  $M$  – modelowanie,  $R$  – redukcja modelu,  $S$  – symulacja,  $K$  – korekcja modelu.

Poszukiwanie postaci adekwatnego do rzeczywistości modelu metrologicznego poprzedza się budową analogów szczegółowych, tj. modeli kompleksowych, względem których nie wymaga się identyfikowalności wszystkich parametrów. Brak tego rodzaju złożonych modeli dla metody IT stał się motywacją do prac zrelacjonowanych w [A1]. Ich celem było zbudowanie wieloparametrowej struktury zdolnej do rekonstrukcji zachowania rzeczywistego układu oddechowego poddanego krótkotrwałej okluzji przy ustach podczas spontanicznego oddychania. Założono przy tym, iż analog powinien przynosić wiarygodny wgląd w właściwości i przebieg procesów, opisywanych zarówno w dziedzinie czasu jak i częstotliwości. W badaniach posłużono się analogiami pomiędzy układami mechanicznymi i elektrycznymi, co ułatwiło implementację i symulację modelu w środowisku PSpice, typowo wykorzystywanym do projektowania i symulacji układów elektrycznych.

Zawierający przeszło 180 parametrów model kompleksowy, wyróżniał w swojej strukturze kilka charakterystycznych przedziałów: górne drogi oddechowe, drzewo oskrzelowe, tkanki płuc, klatkę piersiową i brzuch, a także elementy toru pomiarowego – tutaj przede wszystkim analog zaworu przerwaniowego, czujnika ciśnienia i przepływu. Wartości kolejnych współczynników analogu ustalono na podstawie relacjonowanych w literaturze badań eksperymentalnych, zarówno dla techniki przerwaniowej, jak i innych metod badania układu oddechowego. Poprawność działania modelu weryfikowano naśladując warunki spontanicznego oddychania oraz okluzji prowadzonej podczas spontanicznego wydechu oraz oceniając możliwość rejestracji danych: ciśnienia pęcherzykowego ( $P_A$ ), ciśnienia wewnątrzopłucnowego ( $P_{pl}$ ), przepływu ( $Q_{ao}$ ) i ciśnienia ( $P_{ao}$ ) powietrza przy ustach, widma gęstości mocy sygnału ciśnienia ( $PSD_{int}$ ), zbieżność kształtu i amplitudy wskazanych sygnałów, a także obserwując trend zmian charakterystycznych cech w zależności od ustawień parametrów modelu kompleksowego. W momencie opublikowania [A1],

zbudowany elektryczny, liniowy, złożony równoważnik układu oddechowego poddanego krótkotrwałemu przerwaniu przepływu powietrza przy ustach był najbardziej zaawansowaną (dokładność opisu parametrycznego, zdolność do odtwarzania różnych zachowań systemu) propozycją dostępną w międzynarodowej literaturze. Z perspektywy planowanych przez habilitanta prac poznawczych, umożliwiał on także generację syntetycznych danych trudnodostępnych w ramach pojedynczego (inwazyjnego) eksperymentu prowadzonego na obiekcie żywym, a przy tym nigdzie nieusystematyzowanych w sugerowany sposób. Należy także zauważyć, że zaproponowany model kompleksowy umożliwił definiowanie oryginalnych indeksów kwantyfikujących relacje pomiędzy właściwościami fizycznymi płuc i rejestrowanymi w procedurze IT charakterystykami, co ma znaczenie dla testowania przydatności (dokładność i powtarzalność wskazań) projektowanych metod pomiarowych w granicznych (patologie) warunkach działania systemu oddechowego.

Wyniki studiów poświęconych kompleksowemu modelowaniu układu oddechowego w technice IT przyniosły także istotne spostrzeżenie dla zaplanowanego wzbogacenia klasycznego algorytmu przerwaniowego, polegającego na wykorzystaniu informacji o obiekcie zawartych w stanach przejściowych obserwowanych po okluzji. Mianowicie, zbudowany analog potwierdził prawdziwość relacjonowanych w eksperymentach klinicznych [17, 18] związków pomiędzy strukturalnymi i fizycznymi właściwościami płuc i zawartego w nich gazu oddechowego, eksponowanych w zrekonstruowanym, poprzerwaniowym widmie sygnału ciśnienia. Szczególnie interesująca z punktu widzenia charakteryzacji mechaniki oddychania jest identyfikacja dwóch ekstremów w sygnale widma gęstości mocy  $PSD_{int}$ . Pierwsze z nich zlokalizowane jest na osi częstotliwości typowo pomiędzy 50-100 Hz i kojarzone z rezonansem tkankowym. Drugie ekstremum, przypadające na około 120-180 Hz wskazuje na występowanie akustycznego rezonansu ćwierćfalowego w drogach oddechowych. Okazuje się, że w zależności od wielkości płuc (co przekłada się na geometrię i cechy fizyczne materiału ścian i tkanek płucnych) może się zmieniać dominująca rola jednego z nich, włącznie z „ukryciem” rezonansu tkankowego w przypadku analizowania tzw. dużych dróg oddechowych, np. wybrane przypadki dorosłych ludzi [A2, A4, A5, 19]. Uzyskane wyniki wskazały na przydatność analiz częstotliwościowych dla procesu wnioskowania na temat mechaniki oddychania w technice przerwaniowej, przy czym konieczne w tym względzie było usystematyzowanie wiedzy na temat takiej reprezentacji, zarówno w sensie schematów przetwarzania poprzerwaniowych danych, jak i ich interpretacji w odniesieniu do cech fizycznych rozważanego systemu. Należy też zauważyć, że w momencie opublikowania [A1] poza eksperymentalnymi pracami Romero *i in.* [17] oraz Freya *i in.* [18], eksponującymi problem utraty porcji informacji zawartych w pookluzyjnym sygnale ciśnienia ( $P_{ao}$ ), w międzynarodowej literaturze nie dyskutowano możliwości wykorzystania częstotliwościowej reprezentacji takich danych do wnioskowania o układzie oddechowym.

Osiągnięcie naukowe przeprowadzonych w [A1] badań dotyczy rozwiązania jeszcze jednego problemu fundamentalnego dla techniki przerwaniowej badania oddychania. Lekarze i inżynierowie pracujący nad rozwojem i wykorzystaniem klasycznego podejścia IT kwantyfikującego opór przerwaniowy ( $R_{int}$ ), tj. obciążony estymator oporu dróg oddechowych

$R_{aw}$  [14, 15, C2], nie podali sposobu na rozdzielenie wkładu pochodzącego z części tkankowej i dróg oddechowych. Ze względu na brak rozbudowanych modeli układu oddechowego dla techniki przerwaniowej, studiowanie tego zagadnienia było utrudnione i sprowadzało się przede wszystkim do prób eksperymentalnych oraz standaryzacji badań. Dla przykładu, znaczący wysiłek poświęcono zniwelowaniu wpływu górnych dróg oddechowych (zwłaszcza podatności policzków) na wskazania w metodzie IT [20-22]. Tymczasem zbudowany w [A1] model przynosi nowe możliwości jak chodzi o symulacje i analizy różnych scenariuszy pracy układu, uwzględniając badanie jego wrażliwości strukturalnej i parametrycznej. Implementacja algorytmu rekonstrukcji  $PSD_{int}$  dowiodła, iż informacje pochodzące z częstotliwościowego reżimu analizy danych poprzzerwaniowych wzbogacają wiedzę na temat wkładu części tkankowej i dróg oddechowych do rejestrowanej odpowiedzi układu na pseudoskokowe pobudzenie związane z krótkotrwałym zamknięciem zaworu okluzyjnego.

Wyniki z [A1] zainspirowały habilitanta do eksploracji zagadnienia pośredniego pomiaru mechaniki oddychania z wykorzystaniem informacji zawartych w rekonstruowanych charakterystykach widmowych. Planując badania zwrócono uwagę na fakt, że przejście z reprezentacji w dziedzinie czasu (naturalnej dla próbek pomiarowych archiwizowanych w metodzie IT) do częstotliwości, choć pozwala wyekstrahować jedną porcję informacji na temat obserwowanego obiektu (np. poprzez dwa piki rezonansowe obserwowane w widmie oraz ich cechy), to jednocześnie prowadzi do utraty innej porcji informacji na granicy dziedzin czasu/dziedzina częstotliwości. Dodatkowo, w pracy [A1] symulowano rekonstrukcję charakterystyk widmowych oddychania tylko dla sygnału ciśnienia rejestrowanego przy ustach ( $P_{ao}$ ), analogicznie jak w [17] i [18]. Tymczasem dynamika zakodowana w sygnale przepływu  $Q_{ao}$  jest dodatkowym źródłem informacji o systemie, pomijanym w tego typu analizach, ale też w klasycznym (czasowym) schemacie IT. Powyższa argumentacja w sposób ogólny wskazuje zakres problematyki częstotliwościowych pomiarów IT, natomiast celem artykułu [A2] był opis związków pomiędzy rekonstruowanymi charakterystykami widmowymi, identyfikowalnością modelu i dokładnością estymacji jego parametrów, kwantyfikujących rzeczywiste właściwości oddychania.

Rozważania zrelacjonowane w [A2] przeprowadzono dla założeń upraszczających względem modelowania układu oddechowego oraz algorytmizacji transformacji czasowo-częstotliwościowej sygnałów pookluzyjnych. Ścisłej, podczas badań symulacyjno-estymacyjnych (ang. *forward-inverse modeling*), jako model wprost i model odwrotny mechaniki oddychania w projektowanej, częstotliwościowej metodzie IT przyjęto zmodyfikowany analog DuBoisa [9]. Wartości nominalne jego parametrów ustalono na podstawie doniesień literaturowych. Niedokładność opisu rzeczywistego systemu (mechaniczne właściwości płuc podczas krótkotrwałego przerwania przepływu powietrza przy ustach), wynikająca z adaptacji wskazanego modelu dla metody IT nie wpływa na identyfikowalność analogu w rozpatrywanej dziedzinie (częstotliwości). Zakładając tożsamość strukturalno-parametryczną modeli wprost i odwrotnego, w przeprowadzonym eksperymencie komputerowym wnioskowano o jakości identyfikacji modelu odwrotnego, sprowadzając problem do opisu związku pomiędzy cechami sygnałów i właściwościami algorytmów estymacji parametrów.



Pośredni pomiar mechanicznych właściwości oddychania w dziedzinie częstotliwości polega na dopasowaniu impedancji modelu do impedancji oddechowej  $Z_{rs}$ , estymowanej na podstawie sygnałów ciśnienia i przepływu zmierzonych przy ustach. W pracy [A2], wprowadzającej do zagadnień analizy metrologicznej techniki przerwaniowej (IT) i ukierunkowanej na zaprojektowanie wzbogaconej wersji tej metody (EIT – ang. *Enhanced Interrupter Technique*), do rekonstrukcji charakterystyk widmowych zaadaptowano algorytm wykorzystywany w technice oscylacji wymuszonych [23]. Obliczano także wartość funkcji koherencji, będącej miarą jakości estymacji impedancji  $Z_{rs}$ , a następnie wariancję estymatora impedancji dla każdej częstotliwości. Dla poprawy dokładności oszacowań parametrów prowadzonych w częstotliwościowej odmianie EIT, tj. FD-EIT (ang. *Frequency-Domain Enhanced Interrupter Technique*), istotne jest zminimalizowanie wpływu czasowo-zmiennego działania mięśni oddechowych, implikującego wkład do nieliniowej zmienności parametrów; zamodelowanie mięśni oddechowych stanowi problem natury poznawczej, przekładający się na techniczne trudności realizacji zadania pomiarowego polegającego na ocenie mechaniki oddychania. W proponowanej procedurze EIT założono, że krótkotrwałe przerwanie przepływu realizowane jest w fazie wydechu, gdzie mięśnie oddechowe są nieaktywne (lub ich aktywność jest pomijalnie mała). Aby zwiększyć dokładność estymacji impedancji, habilitant zaproponował uśrednienie estymat impedancji obliczonych dla czterech grup danych związanych z kolejno przeprowadzonymi przerwaniem (tutaj: na jednym cyklu wydechowym, ale np. w pracy [A5, B1] pokazano scenariusz i wyniki dla reżimu analizy zakładającego uśrednienie oszacowań dla danych rejestrowanych podczas okluzji przeprowadzonych w kolejnych, następujących po sobie cyklach oddechowych).

Dla przyjętych w pracy założeń, możliwe jest policzenie wejściowej impedancji oddechowej zmodyfikowanego modelu DuBoisa ( $Z_{in}$ ), który traktowany jako model wprost dostarczał syntetycznych danych naśladujących rzeczywisty system oddechowy o impedancji  $Z_{rs}$ . Identyfikacja modelu odwrotnego dla techniki przerwaniowej (w [A2] równoważnego strukturalnie i parametrycznie względem analogu wprost) w dziedzinie częstotliwości wymaga aplikacji algorytmów iteracyjnych. Wynikiem ich działania jest wektor estymatorów parametrów oraz estymator ich wariancji.

Z różnych powodów korzystną okazuje się ocena wariancji estymatorów przed utworzeniem algorytmów identyfikacyjnych. Zastosowanie w [A2] podejścia symulacyjno-estymacyjnego, implikującego znajomość struktury oraz wybranego wektora parametrów  $\theta_0$  modelu wprost, wyznaczyło cel dla procedury estymacyjnej:  $\hat{\theta} = \theta_0$ . Umożliwiło to oszacowanie wariancji otrzymanych estymatorów jako  $\Sigma(\theta_0)$ , a na jej podstawie wyliczono wektor względnych niepewności estymacji  $\mathbf{d}$ .

Wyniki badań zrelacjonowanych w [A2] kwantyfikują wgląd metody FD-EIT w mechaniczną naturę płuc, w odniesieniu do różnych postaci charakterystyk częstotliwościowych, tj. amplitudy i fazy wejściowej impedancji oddechowej oraz jej części rzeczywistej i urojonej, przynoszących odpowiednio informacje na temat właściwości opornościowych i reaktancyjnych rozpatrywanego obiektu fizjologicznego. Przy tym wektor danych wyjściowych do identyfikacji zestawiano w różnych konfiguracjach, np. zakładano wykorzystanie w pomiarach pośrednich tylko informacji zawartych w module impedancji

oddechowej, tylko w części rzeczywistej  $Z_{rs}$ , albo też wykorzystywano całą wiedzę o badanym systemie zakodowaną w zrekonstruowanej, zespolonej impedancji oddechowej. W zaprojektowanej w [A2] procedurze najkorzystniej jest wnioskować o systemie na podstawie kompletnej reprezentacji (część rzeczywista i część urojona) widmowej. Jednocześnie wystarczające jest prowadzenie obliczeń do około 120 Hz (a nawet 70 Hz), co wynika z dużej wrażliwości układu w tym zakresie i jednocześnie dużej wartości funkcji koherencji. Wynikiem prac było także stwierdzenie, iż kolinearność podatności  $C_g$  reprezentującej ściśliwość gazu pęcherzykowego z oporem tkankowym ( $R_t$ ) i oporem dróg oddechowych ( $R_{aw}$ ) w znaczący sposób pogarsza dokładność prowadzonych oszacowań. Z tego względu, w analogii do techniki oscylacji wymuszonych, zaproponowano wyłączenie  $C_g$  z procedury identyfikacyjnej i obliczanie jej na podstawie objętości gazu zawartego w płucach, mierzonej innymi metodami. Opisane obserwacje potwierdzono także na etapie badania wpływu szumu pomiarowego na dokładność pośredniego pomiaru płuc w technice FD-EIT [A2]. Wyniki tej części analiz stanowią przesłanki dla doboru czujników do budowy urządzeń implementujących projektowany algorytm.

Za najbardziej istotne osiągnięcie poznawcze pracy [A2] należy uznać wykazanie możliwości rozdzielenia w metodzie FD-EIT informacji pochodzącej od dróg oddechowych oraz części tkankowej. Nie jest to możliwe w przypadku klasycznej procedury IT, a uzyskany wynik zrównał możliwości pomiarowe projektowanego algorytmu z techniką FOT, oferując jednocześnie prostszą, szybszą, mniej inwazyjną, o mniejszych rozmiarach i gabarytach, a także tańszą, praktyczną realizację układową. Przy tym błąd estymacji  $R_{aw}$  i  $R_t$  nie przekracza odpowiednio ~6.5 i 14%.

Na potrzeby wykazania właściwości metrologicznych wzbogaconej techniki przerwaniowej, jej praktycznej realizowalności i przydatności, w [A3] zbudowano telemedyczny system realizujący przerwaniowe pomiary mechaniki oddychania w reżimie czasu oraz częstotliwości. Zaimplementowano także elastyczny zbiór konfiguracji pomiarowych, tak by umożliwić dalsze prace symulacyjne i eksperymentalne nad rozwojem projektowanej metody diagnostycznej. Uwzględniono przy tym obsługę różnych podzespołów sprzętowych, np. zestawów zaworów przerwaniowych (firmy Jaeger, Micro Medical oraz Eco Medics), krytycznych dla pomiarów EIT [A7, B3, B4]. W końcu, zaprezentowano możliwą architekturę warstwy sprzętowej i programowej (włączając bazę danych) współczesnego, zminiaturyzowanego, przenośnego modułu do przerwaniowych pomiarów oddychania.

Artykuł [A4] rozwiązał problem rekonstrukcji wejściowej impedancji oddechowej ( $Z_{in}$ ) we wzbogaconej technice przerwaniowej. Główne pytania jakie postawił w tym zakresie habilitant dotyczyły:

- wyboru danych pomiarowych do analizy,
- wstępnego przetworzenia sygnałów,
- optymalizacji szerokości i położenia okna czasowego analizy danych w metodzie FD-EIT pod kątem zmaksymalizowania wiarygodności odtwarzanych charakterystyk częstotliwościowych,
- związku pomiędzy częstotliwością próbkowania i zakresem oraz dokładnością pomiaru wejściowej impedancji oddechowej w algorytmie FD-EIT,

- wpływu szumu pomiarowego na dokładność rekonstrukcji  $Z_{in}$ ,
- przydatności zaproponowanej procedury przetwarzania danych do pomiaru wejściowej impedancji oddechowej w szerokim zakresie patologii mechaniki oddychania, tj. zbadano dokładność rekonstrukcji charakterystyk widmowych w warunkach imitujących status płuc człowieka zdrowego, pacjenta z różnym stopniem zwężenia oskrzelowego (astma, POChP), a także w przypadku zmiany parametrów podatnościowych, zwłaszcza elastyczności policzków, krytycznej dla dokładności oszacowań w technice przerwaniowej.

Na potrzeby badań zbudowano i zaimplementowano w środowisku Matlab-Simulink złożony model wprost (zawierający ponad 180 parametrów), dla którego korzystając z praw obwodów elektrycznych obliczono teoretyczną impedancję oddechową w zakresie 10-400 Hz. Badania prowadzono z wykorzystaniem metodologii modelowania symulacyjno-estymacyjnego, osiągnięć poznawczych z [A2] oraz prowadząc analizy Monte Carlo, wspierające wnioskowanie na temat dokładności rekonstrukcji wejściowej impedancji oddechowej w częstotliwościowej odmianie wzbogaconego algorytmu przerwaniowego.

Wynikiem prac zrelacjonowanych w [A4] jest oryginalny algorytm estymacji wejściowej impedancji oddechowej dla techniki EIT oraz wytyczne charakteryzujące uwarunkowania pomiaru  $Z_{in}$  w projektowanej metodzie diagnostycznej. Z metrologicznego punktu widzenia, wytyczne te przynoszą wiedzę na temat wkładu niedokładności rozważanego etapu w całkowitej niedokładności pośredniego pomiaru mechaniki oddychania. Ścisłej mówiąc, w realnym pomiarze metodą EIT błędy estymacji parametrów wskazywane w [A2] akumulują składową związaną z niedokładnością rekonstrukcji  $Z_{in}$ . Dodatkowo, w pracy [A4] habilitant wykazał możliwość rozszerzenia zakresu częstotliwościowego pomiaru EIT do około 150 Hz, co zwiększa wiarygodność obserwacji dwóch pików rezonansowych w rejestrowanych charakterystykach widmowych, związanych z właściwościami dróg oddechowych i tkankowych, a dalej bardziej wiarygodnej estymacji parametrów w procedurze pomiaru pośredniego. Choć dla wyższych częstotliwości jakość rekonstrukcji ulega istotnemu pogorszeniu, to biorąc pod uwagę rozkład energii pobudzenia w metodzie EIT i FOT [24, A4], rozpatrywane przez habilitanta rozwiązanie stanowi przesłankę wskazującą na korzystniejsze właściwości pomiarowe techniki okluzyjnej.

Zaprojektowany algorytm jest oryginalną procedurą pomiaru charakterystyk widmowych układu oddechowego w metodzie przerwaniowej, nie wymagającą modyfikacji sprzętowych modułów diagnostycznych dostępnych na rynku. Tym samym jego wdrożenie nie pociąga za sobą konieczności ingerencji w ich warstwę sprzętową, a tylko wymaga uaktualnienia oprogramowania. W literaturze odnaleźć można propozycję szacowania  $Z_{in}$  w tzw. szybkiej metodzie przerwaniowej (ang. *High-Speed Interrupter Technique* – HIT), przy czym zakłada ona wykorzystanie wirującej tarczy jako zaworu okluzyjnego oraz sygnałów ciśnienia zarejestrowanych w dwóch różnych punktach rurki będącej przedłużeniem ustnika [24, 25]. HIT zaproponowano tylko w wersji częstotliwościowej, implementując procedurę wyznaczania impedancji akustycznej układu oddechowego. Pomimo upływu prawie dwóch dekad od tego momentu, algorytm nie został skomercjalizowany, a technika przerwaniowa realizowana jest w klasycznej konfiguracji sprzętowej, zgodnie z założeniami habilitanta we wzbogaconej technice przerwaniowej.

Artykuł [A5] przynosi dalszą ewolucję techniki EIT, tzn. rozszerza reżim analizy danych o odmianę czasową wzbogaconej metody przerwaniowej TD-EIT (ang. *Time-Domain Enhanced Interrupter Technique*), a dalej proponuje czasowo-częstotliwościową fuzję danych w projektowanym schemacie pomiaru mechaniki oddychania. Oprócz tego, celem prac badawczo-rozwojowych była implementacja algorytmów w systemie telemedycznym zaprezentowanym w [A3], a w konsekwencji udowodnienie praktycznej realizowalności czasowo-częstotliwościowego, okluzyjnego pomiaru mechaniki oddychania autorską techniką EIT. Na potrzeby analiz habilitant zaprojektował oraz wykonał mobilny moduł przerwaniowy MIM (ang. *Mobile Interrupter Module*), oferujący szeroki i elastyczny zakres ustawień i warunków pracy – nie stwierdzono dostępności na świecie analogicznego urządzenia ani w wersji komercyjnej, ani laboratoryjnej. Co więcej, [A5] relacjonuje pierwsze wyniki eksperymentów rzeczywistych oraz ich interpretację w odniesieniu do klasycznej procedury IT, a także algorytmu oscylacji wymuszonych. Przy tym habilitant korzysta tutaj z wyników badań na temat redukcji modelu wprost do jego uproszczonej, identyfikowalnej postaci [A3, D6] oraz z obserwacji dotyczących projektowania efektywnego algorytmu estymacji parametrów w czasowej metodzie TD-EIT [D5, F2].

[A6] jest rozdziałem w książce poświęconym przeglądowi zagadnień wykorzystania narzędzi modelowania matematycznego i symulacji komputerowych w projektowaniu eksperymentu pomiarowego. Praca powstała jako forma towarzysząca wykładowi zamawianemu, wygłoszonemu podczas IX Szkoły-Konferencji „Metrologia Wspomagana Komputerowo”. Zawarte w niej treści omówiono na przykładzie procesu oddychania, wskazując na aktualny stan wiedzy i wkład habilitanta w zakresie pomiarów mechanicznych właściwości płuc metodą przerywanego przepływu powietrza oraz jej wzbogaconą wersją – EIT, a także na problem monitorowania bezdechu sennego z wykorzystaniem analizy złożoności i zmienności systemów oraz zbiorów danych. W tym rozumieniu odniesiono się do dwóch strategii projektowania metod pomiarowych dedykowanych dla systemów złożonych, tj. modelowania przyczynowo-skutkowego oraz analizy danych pomiarowych w postaci szeregów czasowych. Przedstawiono w niej szczegóły budowy i wykorzystania autorskich modeli przykładowego systemu (tutaj: układu oddechowego) do wnioskowania o układzie złożonym, wskazując na wieloskalowe i zhierarchizowane strukturalnie i funkcjonalnie uwarunkowania pracy obiektów fizjologicznych – np. zmodyfikowany model PNEUMA do detekcji krytycznych zdarzeń sennych. W [A6] scharakteryzowano także narzędzia analizy danych, tak dla wzbogaconej czasowo-częstotliwościowej techniki przerywanego przepływu powietrza, jak i zalgorytmizowane i zaimplementowane w postaci biblioteki COMPASS Toolbox uniwersalne procedury opisu ilościowego i jakościowego złożonych systemów i zbiorów danych, których przydatność udokumentowano w odniesieniu do problemu detekcji, predykcji i klasyfikacji krytycznych zdarzeń sennych. Jednocześnie [A6] podsumowuje etap badań autora w dwóch wskazanych ścieżkach tematycznych, odnoszących się do prac zestawionych jako pozycje osiągnięcia naukowego, tj. pomiar mechaniki oddychania [A1-A5], ocena złożoności i zmienności systemów i zbiorów danych na przykładzie pomiarów krytycznych zdarzeń sennych [A9, A10, A13], ale także do innych publikacji habilitanta, nieuwzględnionych w cyklu publikacji powiązanych tematycznie, odpowiednio np. [B2, B5,



C3, C4, D3, E2, E5] i [E3, E6, E9]. Całość natomiast ukazuje logicznie spójny wkład habilitanta w prace poznawcze dedykowane pomiarom złożonych obiektów medycznych.

Wyniki badań zawarte w [A2, A4, B3, E2] oraz dostępność modułu MIM zainspirowały habilitanta do eksperymentalnej weryfikacji wpływu charakterystyk zaworów przerwaniowych na użytkowe właściwości zaprojektowanej, czasowo-częstotliwościowej techniki przerywanego przepływu powietrza. Dodatkową motywacją była potrzeba ustalenia czy oferowane komercyjnie zawory przerwaniowe (EcoMedics) lub głowice przerwaniowe integrujące zawór okluzyjny i czujnik ciśnienia (Jaeger, Micro Medical) oferują parametry użytkowe wystarczające do przeprowadzenia diagnostyki oddychania na zasadzie pomiaru EIT, czy też może konieczne będzie w przyszłości zaprojektowanie i zbudowanie własnej konstrukcji takiego elementu toru pomiarowego. Tak zakreślony cel i plan badawczy zrealizowano, a następnie zrelacjonowano w [A7]. Na potrzeby pomiaru zbudowano stanowisko do badania szczelności zaworów oraz jej związku z dokładnością oszacowań w autorskiej, czasowo-częstotliwościowej, wzbogaconej metodzie przerwaniowej.

Przeprowadzone próby wykazały różne problemy natury konstrukcyjnej w kolejno testowanych rozwiązaniach – firmy Jaeger, Micro Medical oraz Eco Medics; należy przy tym nadmienić, iż w momencie przeprowadzenia badań były to jedyne propozycje takich podzespołów montowanych w komercyjnie dostępnym sprzęcie. Stwierdzone problemy dotyczyły szybkości operowania zaworu przerwaniowego, nieuszczelności zaworów oraz indukowania szumów mechanicznych w konstrukcji mechanicznej głowicy pomiarowej. Zestawione w [A7] charakterystyki wskazują, iż dostępne komercyjnie podzespoły realizujące krótkotrwałe przerwanie przepływu powietrza przy ustach nie są wystarczające do uzyskania wymaganej dokładności pomiarów EIT. Co więcej, uzyskane wyniki pokazują, że oszacowania oporu dróg oddechowych ( $R_{aw}$ ) prowadzone w ramach klasycznych algorytmów IT realizowanych w komercyjnie dostępnych modułach obciążone są istotnymi niedokładnościami pochodzącymi od charakterystyk sprzętowych głowic przerwaniowych. Przy tym, niektóre z opisanych zjawisk pasożytniczych nie mają charakteru powtarzalnego, co dodatkowo utrudnia wnioskowanie diagnostyczne w metodzie IT, zniechęcając ostatecznie do jej upowszechnienia w praktyce lekarskiej.

Warunkiem kompletności zaprojektowanej przez habilitanta wzbogaconej techniki przerwaniowej pomiaru mechaniki oddychania był opis formalny uwarunkowań należnych realizacji czasowej odmiany takiego testu – TD-EIT (ang. *Time-Domain Enhanced Interrupter Technique*). Analogicznie do [A2] i [A4], bazując na metodologii modelowania symulacyjno-estymacyjnego w [A8] zbadano jakość identyfikacji modelu układu oddechowego dla techniki przerwaniowej, uwzględniając kwestie:

- doboru danych pomiarowych do analizy (różne konfiguracje sygnałów w wektorze wyjść używanym do estymacji parametrów modelu),
- optymalizacji szerokości i lokalizacji okna czasowego danych do analizy w celu minimalizacji niepewności estymacji parametrów,
- wpływu charakterystyki pracy zaworu okluzyjnego na wgląd we właściwości obiektu fizjologicznego w projektowanej metodzie pomiarowej,



- oceny wpływu szumu pomiarowego na dokładność pomiaru parametrów diagnostycznych mechaniki oddychania.

Korzystając z doświadczeń zdobytych podczas rozważań z [A5], w drugiej części pracy [A8] zaprojektowano efektywny algorytm szacowania wartości parametrów w technice TD-EIT, wykorzystujący sztuczne sieci neuronowe. Prócz złożoności (algorytmicznej i czasowej) procedury z [A5], utrudniającej realizację pomiaru EIT w trybie *on-line*, istotną motywacją podjętego kierunku badań było spostrzeżenie o sieciowej naturze układu oddechowego, implikującej osobliwą niehomogeniczność ewolucji tego obiektu w warunkach patologii, a dalej problemy klasycznych algorytmów identyfikacji w wykrywaniu takich niejednorodności. Na potrzeby weryfikacji właściwości tworzonych narzędzi, zrealizowano eksperyment polegający na wygenerowaniu syntetycznych danych w modelu wprost układu oddechowego poddanego krótkotrwałemu przerwaniu przepływu powietrza przy ustach, a następnie na identyfikacji bazy (dwóch) modeli odwrotnych – tzw. zmodyfikowanego modelu Peslina oraz zmodyfikowanego modelu DuBoisa. Zaproponowano przy tym reguły agregacji parametrów struktury rozbudowanej modelu wprost dla dwóch wskazanych analogów pomiarowych, wykorzystane na etapie uczenia sztucznych sieci neuronowych. Ostatecznie skwantyfikowano względny błąd pośredniego pomiaru parametrów mechaniki oddychania dla przypadku zdrowego człowieka, patologii objawiającej się zwężeniem dróg oddechowych (np. astma, POChP) czy zmiennością podatnościowych cech układu. Wyniki zestawiono z estymatami  $R_{int}$  oporu dróg oddechowych ( $R_{aw}$ ) uzyskanymi podczas zastosowania klasycznego algorytmu przerwaniowego (IT) do danych zasymulowanych dla trzech wyróżnionych warunków. Zrealizowanie takiego protokołu badań dowiodło, że zaproponowana i opracowana przez habilitanta czasowa wersja wzbogaconego algorytmu przerwaniowego, prócz większego wglądu w mechaniczną naturę obiektu (większa liczba mierzonych parametrów) przynosi większą dokładność i powtarzalność oszacowań wybranych indeksów diagnostycznych, aniżeli jest to w klasycznej metodzie IT. Przy tym TD-EIT zachowuje korzystne cechy użytkowe, np. zastosowanie sztucznych sieci neuronowych umożliwia jednokrokowe wnioskowanie o wartościach parametrów definiujących status rozważanego, złożonego systemu fizjologicznego.

Prace [A1]-[A8] są zatem zapisem odzwierciedlającym wkład habilitanta w projektowanie efektywnego i minimalnie inwazyjnego testu diagnostycznego chorób płuc objawiających się zmianą ich mechaniki.

Wyniki badań zrelacjonowane w [A9] kontynuują zainteresowanie habilitanta eksploracją procesów oddychania przynależnych pracy systemu oddechowego zanurzonego w złożonej i wieloskalowej rzeczywistości organizmu żywego oraz otaczającego go środowiska, przy czym metodologicznie odchodzi on (habilitant) tutaj od podejścia związanego z pomiarami pośrednimi na rzecz analizy szeregów czasowych, rozszerzając przy tym wgląd także poza mechaniczną naturę tak zdefiniowanego obiektu. Zainicjowane w okresie podoktorskim rozważania (patrz np. [C4, E6, E8, E9]) operują na praktycznym przykładzie krytycznych zdarzeń sennych, takim jak np. syndrom bezdechu sennego (ang. *Sleep Apnea Syndrome* – SAS). Z punktu widzenia dynamicznej ewolucji systemu postrzeganej przez pryzmat rejestrowanych w nim danych, problemem poznawczym natury technicznej jest opracowanie

narzędzi dedykowanych do rozplotu strumienia danych złożonego z mnogości składowych kodujących unikalne cechy rozpatrywanego systemu. Mając natomiast na względzie eksplorację systemu biologicznego, istotne jest kontynuowanie uzupełniania wiedzy na temat niepoznanego w zupełności zjawiska bezdechu sennego.

Spostrzeżenia z [C4, E6, E8] zainspirowały habilitanta do zrealizowania eksperymentu komputerowego, który w [A9] teoretycznie udowodnił funkcjonowanie mechanizmu o podłożu szumowym, zdolnego do profilowania reżimów pracy modelu centralnego generatora oddechowego, np. do inicjowania zaburzeń implikujących wystąpienie zdarzenia centralnego bezdechu sennego. Z kolei, w układzie stochastycznych równań różniczkowych modelu Bonhoeffer-van der Pola, naśladującego pracę centralnego generatora oddechowego, wygenerowano zbiór sygnałów o różnym stopniu zmienności i złożoności. Były one przedmiotem analizy jakościowej i ilościowej ukierunkowanej na identyfikację osobliwych wzorców zachowań na podstawie tekstur oraz miar ilościowych zdefiniowanych dla grafów rekurencyjnych (ang. *Recurrence Plot* – RP). Zastosowanie takiego narzędzia wynikało ze zbieżności właściwości (złożoność, zmienność) zarejestrowanych danych i wykorzystywanego do ich analizy narzędzia (tj. RP są dedykowane do pracy ze złożonymi i fluktuującymi danymi). Należy sprecyzować, że podjęta w [A9] próba badawcza choć związana była z operowaniem na sygnałach zredukowanych (w sensie ich złożoności i zmienności), to ostatecznie przyniosła pozytywną odpowiedź na możliwość zastosowania w praktyce zaproponowanej strategii opisu złożonego systemu fizjologicznego w celu detekcji krytycznych zdarzeń sennych.

Kolejny wkład habilitanta w kształtowanie sformułowanego we wniosku osiągnięcia naukowego związany był ze spostrzeżeniem, iż układ oddechowy w sensie strukturalnym i funkcjonalnym jest obiektem złożonym o wyróżnionych właściwościach i zachodzących między nimi relacjach. W tym rozumieniu uzasadnionym jest stosowanie do jego opisu narzędzi o rodowodzie w teorii sieci złożonych [A6]. Aby dowieść słuszności takiego stanowiska, w pracy [A10] analizie podano złożone uwarunkowania neurofizjologiczne oddychania podczas snu. W badaniach korzystano z funkcjonalności zaimplementowanych w autorskiej bibliotece programowej COMPASS Toolbox, np. obliczano wartości miar entropijnych (entropii aproksymowanej i entropii próbkowanej), współczynnik klasteryzacji i gronowania. Skorzystano także z najnowszych wyników prac [26-28], transformując reprezentację RP do systematyki (rekurencyjnych) sieci złożonych, prócz jakościowych tekstur oceniając wartości zbioru indeksów zdefiniowanych dla takich obiektów. W wyniku realizacji zaproponowanego w [A10] protokołu badań udowodniono możliwość detekcji krytycznych zdarzeń sennych. Przy tym udokumentowano eksperymentalnie, iż wystąpienie bezdechów należy uzasadnić reorganizacją sieciowych uwarunkowań procesu oddychania, widzianych na przykład przez pryzmat zmiany wartości współczynnika gronowania i klasteryzacji.

#### 4.3.3. Zarządzanie złożonymi obiektami technicznymi na przykładzie bezprzewodowej sieci telekomunikacyjnej oraz inteligentnego domu efektywnego energetycznie

Obserwowane w przyrodzie zdolności adaptacyjne, szczególnie widoczne w przypadku złożonych systemów o charakterze sieciowym, współcześnie stają się inspiracją podczas projektowania i budowy licznych systemów technicznych, a także narzędzi ich analizy. Dotyczy to między innymi bezprzewodowych systemów komunikacji. Na przykład bezprzewodowa sieć telekomunikacyjna czwartej generacji z założenia implementuje funkcjonalność samoorganizacji (ang. *Self-Organized Networks*). Tymczasem sieci telekomunikacyjne wyspecyfikowane dla starszych technologii, np. GSM czy WCDMA, nie są dostosowane do obsługi procedur samoinstalacji, samodiagnozy, samonaprawiania czy samooptymalizacji, podczas gdy wciąż stanowią trzon wykorzystywanej w praktyce infrastruktury. Tego rodzaju niekompatybilność pomiędzy podstrukturami sieciowymi zrealizowanymi w różnych technologiach utrudnia ich zsynchronizowane działanie, co uniemożliwia dostarczenie użytkownikom usług o wymaganej jakości. Innym faktem jest to, że zarządzanie tak dużymi systemami, jak np. bezprzewodowa sieć telekomunikacyjna, (niehomogeniczna w sensie strukturalnym, technologicznym, dostępnych usług, itd.), jest zadaniem nietrywialnym, a próby automatyzacji takiego zadania wymagają między innymi zastosowania wysublimowanych narzędzi analizy danych pomiarowych.

Postawiony powyżej problem staje się jeszcze bardziej wymagającym, zważywszy na fakt, iż sieci komunikacyjne stanowią tylko jedną z warstw współczesnego domu zrealizowanego w standardzie tzw. inteligentnego domu efektywnego energetycznie. Infrastruktura techniczna zlokalizowana w tego rodzaju budynku, zwyczajowo zarządzana jest z poziomu dedykowanej platformy sprzętowo-programowej BMS (ang. *Building Management Systems*), która śledząc uwarunkowania wewnętrzne i zewnętrzne powinna profilować swoją złożoną dynamikę tak, by zapewnić możliwie najwyższy komfort użytkownikom obiektu przy zminimalizowanych kosztach eksploatacji. Wątek ten koresponduje także z badaniami habilitanta zrelacjonowanymi w punkcie 4.3.2. Mianowicie, jedną z funkcjonalności współczesnego, inteligentnego domu jest telemedycyna, uwzględniająca także systemy wspierania funkcjonowania osób starszych, co pozostaje w zgodzie z aktualnie zgłaszanymi potrzebami w tzw. starzejących się społeczeństwach. W tym rozumieniu można mówić o zatarciu linii podziału pomiędzy systemami technicznymi i medycznymi, a efekt skali zwraca uwagę badaczy i inżynierów dalej, ku koncepcjom tzw. inteligentnego osiedla, miasta (ang. *Smart City*) czy w końcu Internetu rzeczy (ang. *Internet of Things – IoT*).

Celem projektu zrealizowanego przez habilitanta w ramach kooperacji z podmiotem przemysłowym było opracowanie symulatora poziomu systemowego bezprzewodowej sieci telekomunikacyjnej zrealizowanej w technologii WCDMA z zaimplementowaną funkcjonalnością SON. Wykonanie zadania zrelacjonowanego w [A11], prócz walorów poznawczych w obrębie mechanizmów funkcjonowania rozważanego obiektu, dostarczyło także metod symulacji dużych i złożonych systemów technicznych. Praktyczne znaczenie symulatora IRSON dotyczy możliwości integracji usług telekomunikacyjnych w sieciach niejednorodnych technologicznie, a także zautomatyzowania zadań sterowania takim

systemem, wcześniej realizowanego przede wszystkim w trybie ręcznym. Prace prowadzone w systemie rzeczywistym, jak również studia modelowe pokazały trudności w przewidywaniu zachowań i sterowaniu rozległymi strukturami sieciowymi, ze względu na osobliwą dynamikę węzłów sieci oraz ustanowionych między nimi połączeń. Z tego powodu do planowania, konfiguracji oraz analizy funkcjonowania złożonych, bezprzewodowych sieci telekomunikacyjnych uzasadnionym jest wykorzystanie narzędzi o rodowodzie w teorii sieci złożonych.

Skala problemu wzrasta w przypadku projektowania, budowy, a następnie zarządzania inteligentnym domem efektywnym energetycznie. W [A12] zrealizowano tak postawione zadania dla przykładowego budynku biurowego spełniającego funkcje badawczo-demonstracyjne. Projekt o charakterze otwartym integruje i synchronizuje w pracy bogaty zbiór systemów energetycznych zarządzanych z poziomu serwisu centralnego BMS. Zainstalowane na stacji układy opomiarowania eksponują właściwości pojedynczych elementów pracujących w budynku oraz funkcjonalności dostępne w ramach jego przestrzeni, których efektywność wyraża skuteczność zastosowanych narzędzi analizy danych i procedur sterowania. [A12] wprowadza także w problemy układów wielkoskalowych, np. inteligentne miasto, również z perspektywy sieci czujników pomiarowych i standardów komunikacji (jak np. ISO/IEC/IEEE 21451).

#### **4.3.4. Zarządzanie dużymi, złożonymi i niejednorodnymi systemami**

W nauce i technice operowanie na dużych systemach i zbiorach danych (ang. *Big Data*) stanowi wyzwanie dwójakiego rodzaju. Po pierwsze, samo gromadzenie danych pomiarowych a następnie prowadzenie efektywnych obliczeń na tego rodzaju strukturach jest zadaniem oryginalnym poznawczo o znaczeniu teoretycznym i aplikacyjnym. Po wtóre, nie istnieje spójna metoda opisu układów złożonych z punktu widzenia pomiarowego i systemowego, co utrudnia eksplorację właściwości i zachowań rzeczywistych obiektów, przekładając się dalej na nieumiejętność zarządzania nimi.

Doświadczenia habilitanta w pracy z przykładami tego rodzaju systemów i zarejestrowanych w nich zbiorów danych przywiodły do sformułowania ogólnej metody opisu obiektów złożonych, co wiąże się ze zmodyfikowaniem schematu poznawczego w metrologii [A13] (Rys. 4.1). Tezy postawione przez habilitanta dotyczą wykorzystania abstrakcyjnego obiektu sieci złożonych jako wzorca kwantyfikującego cechy rzeczywistych systemów, niejednorodnych kontekstowo, strukturalnie i funkcjonalnie. Praca [A13] streszcza i klasyfikuje właściwości sieci złożonych jako narzędzia przystosowanego do charakteryzacji czasowo-przestrzennych uwarunkowań systemów złożonych, wskazując także na oryginalną, odwracalną transformację szereg czasowy-sieć złożona. W zestawieniu z podanymi przykładami zastosowań, zaproponowana sieciowa systematyka opisu układów prowadzi do konkluzji uogólnionych, dotyczących np. redefinicji pojęcia stanu chorobowego oraz metod jego diagnostyki i zarządzania patologiami.



#### 4.3.5. Omówienie możliwości wykorzystania wyników prowadzonych badań naukowych

Wątkom poznawczym prowadzonych przez habilitanta badań towarzyszą możliwości zastosowania opracowanych przez niego rozwiązań w praktyce. Każdą z autorskich koncepcji rozwinięto w stopniu umożliwiającym jej komercjalizację – np. wzbogacona technika przerywanego przepływu powietrza, automatyzacja detekcji krytycznych zdarzeń sennych, systemy wspierające zarządzanie bezprzewodową siecią telekomunikacyjną w technologii WCDMA z wbudowaną funkcjonalnością SON, procedury zarządzania inteligentnym domem efektywnym energetycznie. Jednocześnie, każde z omówionych rozwiązań będzie przedmiotem dalszej aktywności badawczo-rozwojowej habilitanta.

- Nieinwazyjne pomiary mechaniki oddychania wzbogaconą techniką przerwaniową. Opracowany algorytm EIT stanowi alternatywę dla innych sposobów diagnostyki stanu układu oddechowego, np. technika oscylacji wymuszonych, przewyższając je funkcjonalnie, szczególnie jeśli chodzi o zastosowanie u niemowląt, dzieci przedszkolnych i wczesnoszkolnych oraz u pacjentów z upośledzeniem pracy mięśni oddechowych. W dobie intensywnego wzrostu objawów alergicznych w populacji ludzkiej, przekładającej się na progresję liczby zachorowań na astmę czy przewlekłą obturacyjną chorobę płuc, wzbogacona technika przerwaniowa może pełnić rolę taniego i wiarygodnego testu przesiewowego, swego rodzaju ‘stetoskopu’ dedykowanego do detekcji patologii oddychania warunkowanych zmianą mechanicznych właściwości płuc. Oprócz możliwości poprawy efektywności (tj. dokładności pomiaru oraz szybkości jego prowadzenia w metodzie EIT), związanej m.in. z zastosowaniem technik fuzji danych, istotne pole badawcze (a dalej aplikacyjne) otwiera się dla wykorzystania opracowanego narzędzia w celu udowodnienia prawdziwości sformułowanej w [A13] sieciowej definicji stanu chorobowego, a dalej jej wdrożenia. Prostota zbudowanego prototypu MIM [A5] stanowi przesłankę do jego zastosowania w systemach telemedycznych, np. stanowiących podsystem inteligentnego domu. Dystrybucji opracowanej technologii towarzyszyć będzie gromadzenie bardzo dużych zbiorów danych, niosących informacje o stanie zdrowia pojedynczych osób (medycyna spersonalizowana), ale także całych społeczności. Projektowanie i aplikacja procedur ekstrakcji użytecznych informacji z takich zbiorów danych, to żywy przedmiot zainteresowania, tak świata nauki jak i biznesu. Przede wszystkim chodzi w nich o przesunięcie granicy wczesnego wykrywania nieprawidłowości w funkcjonowaniu organizmu żywego.
- Charakteryzacja krytycznych zdarzeń sennych. Pierwszym przejawem praktycznego znaczenia projektowanych narzędzi charakteryzacji krytycznych zdarzeń sennych, jak np. bezdech senny, jest uzupełnienie brakującej wiedzy na temat takiego zjawiska. Inny rodzaj potrzeb wiąże się z automatyzacją detekcji i klasyfikacji bezdechów przez urządzenia techniczne. Następnym krokiem projektowanych przez habilitanta narzędzi jest ich adaptacja do zadań predykcji krytycznych zdarzeń sennych. Tego rodzaju wiedza i umiejętność stanowi krok w kierunku projektowania procedur sterowania systemem fizjologicznym, tak by uniknąć występowania bezdechów. Dotychczasowe zaawansowanie prac habilitanta w rozpatrywanym zakresie tematycznym uzasadnia



wdrożenie przygotowanych przez niego procedur w monitorach snu, które mogą być elementem systemu telemedycznego.

- Zarządzanie systemami telekomunikacji bezprzewodowej. Celem prac habilitanta nad symulatorem warstwy systemowej WCDMA z wbudowaną funkcjonalnością SON jest opracowanie narzędzia przystosowanego do wspierania zarządzania złożonymi systemami telekomunikacyjnymi, wykazującymi zdolność inteligentnej współpracy z infrastrukturą sprzętowo-programową zrealizowaną w innych technologiach. Implementacja procedury zalgorytmizowanej wiąże się z możliwością migracji od zarządzania „ręcznego” ku zautomatyzowanemu operowaniu na takim niejednorodnym systemie złożonym. Według wiedzy habilitanta, producenci oraz użytkownicy (operatorzy) infrastruktury bezprzewodowych sieci telekomunikacyjnych aktualnie pracują nad wdrożeniem powyżej scharakteryzowanego rozwiązania, m.in. korzystają z metod *data mining* i *machine learning* w zastosowaniach do dużych zbiorów danych.
- Zarządzanie inteligentnym budynkiem efektywnym energetycznie. Realizowane przez habilitanta zadania badawcze, zogniskowane wokół pojęcia inteligentnego domu mają bezpośrednie znaczenie aplikacyjne, przy czym dotyczą eksploracji właściwości wybranych podsystemów jakie można wyróżnić w strukturze inteligentnego domu (np. optymalizacja pracy układów energii elektrycznej, cieplnej, implementacja usług telemedycznych, itp.) oraz umiejętności zsynchronizowanego zarządzania nimi, tak by zminimalizować wynikowy bilans energetyczny budynku. Prócz poprawy uzysku energetycznego gospodarstwa domowego, optymalizacja pracy układów uwzględnia także inne kryteria, np. obniżenie kosztów funkcjonowania budynku, zwiększenie komfortu jego mieszkańców, ochrona środowiska.
- Metody zarządzania złożonymi systemami. Każde ze scharakteryzowanych powyżej zadań, choć stanowi samodzielną część poznawczą o znaczeniu praktycznym, w istocie może być przedmiotem opracowania polegającego na integracji w ramach struktury o wyższym rzędzie organizacji, tj. inteligentne osiedle, inteligentne miasto, Internet rzeczy. Praktycznym problemem w takim przypadku jest umiejętność zarządzania wymienionymi, przykładowymi systemami, wieloskalowymi i niejednorodnymi w sensie wielowymiarowym, np. strukturalnym, technologicznym, funkcjonalnym, semantycznym, itd. Pomiar w ten sposób zdefiniowanych systemów złożonych stanowią element (a zarazem zadanie) schematu zarządzania nimi, który docelowo będzie podlegał algorytmizacji na rzecz automatyzacji w kierunku samodzielności ich pracy. Zaproponowana w [A13] koncepcja sieciowego opisu rozległych i niejednorodnych systemów złożonych w zamierzeniu habilitanta uzyska status praktycznej procedury zintegrowanego zarządzania jego podsystemami na rzecz zsynchronizowanej i zoptymalizowanej ich pracy.

#### 4.3.6. Podsumowanie

Głównym celem badań prowadzonych przez habilitanta było pogłębienie wiedzy na temat możliwości pomiarów i zarządzania złożonymi systemami o różnej naturze (np. medycznej,

technicznej), w tym dopuszczającymi ich samodzielną koegzystencję w ramach integralnego układu. Jednocześnie wyróżnić można zadania cząstkowe, związane ze zrealizowanymi wątkami poznawczymi w obrębie obiektów szczegółowych, np. opis właściwości układu oddechowego oraz jakościowa i ilościowa charakteryzacja procesów oddychania, sieci komunikacyjne z wbudowaną właściwością samoorganizacji i samooptymalizacji, inteligentny dom efektywny energetycznie. W ocenie habilitanta, do najważniejszych wyników badań opisanych w publikacjach stanowiących osiągnięcie naukowe w rozumieniu art. 16 ust.2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. nr 65, poz. 595 z późn. zm.), stanowiących jednocześnie istotny wkład autorski do nauki w obszarze dyscypliny naukowej elektronika, należą:

- opracowanie metody modelowania i symulacji złożonych układów sieciowych o topologii drzewiastej – jako przykład omówiono budowę kompleksowego modelu mechaniki oddychania [A1, A13],
- zaprojektowanie metody czasowo-częstotliwościowej fuzji danych pomiarowych do oceny sieciowej funkcji płuc wzbogaconą techniką przerywanego przepływu powietrza (EIT) [A2, A4, A5, A7, A8],
- implementację sztucznej sieci neuronowej w zadaniu efektywnego (szybkiego, wieloparametrowego, dokładnego i powtarzalnego) wnioskowania na temat mechaniki oddychania w metodzie EIT [A8],
- opracowanie sprzętowego modułu MIM do oceny mechaniki oddychania wzbogaconą metodą przerwaniową, przystosowanego do pracy w sieci systemu telemedycznego [A3, A5],
- udowodnienie złożonej, sieciowej natury mechanizmu generacji sygnałów oddechowych w układzie centralnego generatora oddechowego oraz zaproponowanie metody jego jakościowej i ilościowej oceny [A9],
- wykazanie wrażliwości indeksu wykładnika prawa potęgowego na detekcję stanów chorobowych płuc; współczynnik ten porównano z innymi miarami stosowanymi do charakteryzacji systemów złożonych, np. wykładnikiem Lapunowa, wymiarem pojemnościowym, wymiarem korelacyjnym, indeksem  $\alpha$  w algorytmie beztrendowej analizy fluktuacyjnej (DFA), entropią aproksymowaną (*AppEn*) i entropią próbkowaną (*SampEn*), dla wybranych spośród nich projektując tryb pracy z przesuwym oknem [A6],
- udokumentowanie złożonej, bezskalowej natury procesów oddychania w otoczeniu krytycznych zdarzeń sennych [A6, A13],
- opracowanie metody detekcji i wskazanie przesłanek do predykcji krytycznych zdarzeń sennych, wykorzystujących sieciowe narzędzia charakteryzacji sygnałów rejestrowanych podczas polisomnografii [A10, A13],
- interpretację mechanizmu generacji krytycznych zdarzeń sennych w kontekście dynamicznej reorganizacji sieciowej struktury połączeń układu oddechowego jako podsystemu organizmu człowieka [A10],
- zaprojektowanie i zrealizowanie biblioteki programowej COMPASS Toolbox, dedykowanej do pomiaru charakterystyk systemów złożonych z wykorzystaniem

- zweryfikowanych algorytmów i przystosowanej do operowania na dużych zbiorach danych pomiarowych [A6],
- opracowanie ogólnej koncepcji monitorowania progresji patologii organizmu człowieka, personalizującej pomiary i wnioskowanie medyczne w drodze zastosowania sieciowych reguł charakteryzacji systemów złożonych [A13],
  - specyfikacja wymagań technicznych dotyczących wbudowania funkcjonalności samoorganizacji sieci (SON) do bezprzewodowej sieci telekomunikacyjnej WCDMA [A11],
  - zbudowanie systemowego symulatora bezprzewodowej sieci telekomunikacyjnej WCDMA z wbudowaną funkcjonalnością SON na potrzeby automatyzacji zarządzania jej strukturą i funkcjami, wykorzystującego informacje o zmierzonych warunkach propagacji sygnału radiowego w wybranej lokalizacji [A11],
  - zbudowanie i optymalizacja inteligentnego systemu zarządzania budynkiem efektywnym energetycznie, wyposażonego w sieciową infrastrukturę techniczną pomiarowo-komunikacyjno-kontrolną [A12],
  - opracowanie ogólnej koncepcji pomiarów sieciowych, wykorzystujących adaptację teorii sieci złożonych do schematu poznawczego w metrologii, możliwej do zastosowania w pomiarach i zarządzaniu złożonymi obiektami o różnej naturze [A13].

#### **Bibliografia do rozdziału 4 (pozostałe cytowania jak w Załączniku 4)**

1. VENKATESH S. R., DAHLEH M. A., *On system identification of complex systems from finite data*, IEEE Transactions on Automatic Control, 2001, 46, 235-257.
2. ZHANG W.-B., *Theory of complex systems and economic dynamics*, Nolin. Dynam. Psych. Life, Scien., 2002, 6, 83, 83-101.
3. MROCZKA J., *Metrologia – nowe wyzwania*, [w:] *Metrologia wczoraj, dziś, jutro*, pod red. J. Mrocзки, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997, 14–52.
4. <http://www.who.int/respiratory/en/> (dostęp: 17.05.2015 r.).
5. BRUDERMAN I., ABOUD S., *Telespirometry: novel system for home monitoring of asthmatic patients*, Telemed. J., 1997, Vol. 3, 127–133.
6. TURA A., SANTINI P., LONGO D., QUARENI L., *A telemedicine instrument for home monitoring of patients with chronic respiratory diseases*, *Ann. Ist. Super Sanita*, 2007, vol. 43, 101–109.
7. CHAN M., CAMPO E., ESTÉVE D., FOURNIOLS J. –Y., *Smart homes – current features and future perspectives*, *Maturitas*, 2009, Vol. 64, 90-97.
8. FREY U., MERCUS P. J. F. M. (pod red.), *Paediatric lung function*, European Respiratory Society Monograph, 2010. Vol. 47.
9. DUBOIS A. B., BRODY A. W., LEWIS D. H., BURGESS B. F. JR., *Oscillation mechanics of lungs and chest in man*, *Journal of Applied Physiology*, 1956, Vol. 8, 587-594.
10. GAJDA J., PIWOWAR P., *Identification of the human respiratory system during experiment with negative pressure impulse excitation*, *Metrology and Measurement Systems*, 2009, Vol. 16, No. 4, 569-582.
11. VOGEL J., SMIDT U., *Impulse oscillometry. Analysis of lung mechanics in general practice and the clinic, epidemiological and experimental research*, pmi Verlagsguppe GmbH, Frankfurt am Main 1994.
12. MILLER M. R., HANKINSON J., BRUSASCO V., BURGOS F., CASABURI R., COATES A., CRAPO R., ENRIGHT P., GRINTEN C. P. M. VAN DER, GUSTAFSSON P., JENSEN R., JOHNSON D. C., MACINTYRE N., MCKAY R., NAVAJAS D., PEDERSEN O. F., PELLEGRINO, VIEGI G., VANGER J., *Standardisation of spirometry*, [w:] *Series “ATS/ERS task force: standardisation of lung function testing”*, pod red. Brusasco V., Crapo R., Viegi G., *European Respiratory Journal*, 2005, Vol. 26, No. 2, 319-338.

13. GUSTAFSSON P.M., Inert gas washout in preschool children, *Pediatric respiratory Reviews*, Vol. 6, No. 4, 239-245.
14. LIISTRO G., STĂNESCU D., RODENSTEIN D., VERITER C., *Reassessment of the interruption technique for measuring flow resistance in humans*, *Journal of Applied Physiology*, 1989, Vol. 67, 933-937.
15. JACKSON A. C., MILHORN H. T. JR., NORMAN J. R., *A reevaluation of the interrupter technique for airway resistance measurement*, *Journal of Applied Physiology*, 1974, Vol. 36, 264-268.
16. LUTCHEN K. R., COSTA K. D., *Physiological interpretations based on lumped element models fit to respiratory impedance data: use of forward-inverse modeling*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1990, Vol. 37, 1076-1086.
17. ROMERO P., SATO J., SHARDONOFKY F., BATES J.H.T., *High frequency characteristics of respiratory mechanics determined by flow interruption*, *Journal of Applied Physiology*, 1990, Vol. 69, 1682-1688.
18. FREY U., KRAEMER R., *Interrelationship between postocclusion pressure transients and standard lung function in healthy and asthmatic children*, *Pediatric Pulmonology*, 1995, Vol. 19, 379-388.
19. HABIB R. H., CHALKER R. B., SUKI B., JACKSON A. C., *Airway geometry and wall mechanical properties estimated from subglottal input impedance in humans*, *Journal of Applied Physiology*, 1994, 441-451,
20. JAEGER M.J., *Effect of the cheeks and the compliance of alveolar gas on the measurement of respiratory variables*, *Respiratory Physiology*, 1982, Vol. 47, 325-340.
21. BATES J.H.T., SLY P.D., KOCHI T., MARTIN J.G., *The effect of a proximal compliance on interrupter measurements of resistance*, *Respiratory Physiology*, 1987, Vol. 70, 301-312.
22. CHILD F., CLAYTON S., DAVIES S., FRYER A.A., JONES P.W., LENNEY W., *How should airways resistance be measured in young children: mask or mouthpiece?*, *European Respiratory Journal*, 2001, Vol. 7, 1244-1249.
23. LUTCHEN K. R., JACKSON A.C., *Reliability of parameter estimates from models applied to respiratory impedance data*, *Journal of Applied Physiology*, 1987, Vol. 62, No. 2, 403-413.
24. FREY U., SUKI B., KRAEMER R., JACKSON A.C., *Human respiratory input impedance between 32 and 800 Hz, measured by interrupter technique and forced oscillations*, *Journal of Applied Physiology*, 1997, Vol. 82, No. 3, 1018-1023.
25. FREY U., SILVERMAN M., KRAEMER R., JACKSON A. C., "High-frequency respiratory input impedance measurements in infants assessed by the high speed interrupter technique" *Eur. Respir. J.*, vol. 12, pp. 148-158, July 1998.
26. MARWAN N., ROMANO M. C., THIEL M., KURTHS J., *Recurrence plots for the analysis of complex systems*. *Physics Reports*, 2007, Vol. 438, No. 5-6, 237-329.
27. MARWAN N., DONGES J. F., ZOU Y., DONNER R. V., KURTHS J., *Complex network approach for recurrence analysis of time series*, *Physics Letters A*, 2009, Vol. 373, 4246-4254
28. DONNER R. V., SMALL M., DONGES J. F., MARWAN N., ZOU Y., XIANG R., KURTHS J., *Recurrence-based time series analysis by means of complex network methods*, *International Journal of Bifurcation and Chaos*, 2011, Vol. 21, No. 4, 1019-1046.

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

Przebieg działalności naukowej habilitanta podzielono na dwa etapy. Pierwszy dotyczy okresu przed uzyskaniem stopnia doktora, natomiast drugi to przedział czasu rozpoczynający się po uzyskaniu stopnia doktora. Dla każdego etapu przedstawiono główną tematykę badań, w które zaangażowany był habilitant oraz listę wybranych publikacji związanych z tą tematyką.

## 5.1. Działalność prowadzona przed uzyskaniem stopnia doktora

Początek mojej działalności naukowej przypada na ostatnie lata edukacji w ramach jednolitych, stacjonarnych studiów magisterskich na kierunku „Elektronika i Telekomunikacja” (Wydział Elektroniki, Politechnika Wroclawska). Pierwszy podjęty problem badawczy dotyczył stworzenia narzędzia programowego do symulacji właściwości układu oddechowego i zachodzących w nim procesów, gdy przepływ przy ustach pacjenta podlega krótkotrwałemu przerwaniu. Przeprowadzone prace pozwoliły mi sformułować zbiór przesłanek, których spełnienie jest niezbędne dla budowy złożonego modelu układu oddechowego w warunkach okluzji. Uzyskane wyniki zrelacjonowałem w pracach [H7, H8], a przygotowana pod opieką dr inż. Adama Grzegorza Polaka praca dyplomowa magisterska zdobyła Nagrodę Rektora w konkursie na najlepszą pracę dyplomową. Studia magisterskie ukończyłem z wynikiem bardzo dobrym i wyróżnieniem w czerwcu 1999 r.

Komentarze na temat wyników z [H7, H8], uzupełnione o zdobyte przeze mnie wiedzę i doświadczenie, pozwoliły mi sformułować tezy, których dowodzenie stało się głównym zadaniem realizowanym w okresie edukacji na stacjonarnych studiach doktoranckich, odbywanych w latach 1999-2003 pod merytoryczną opieką prof. Janusza Mroczki – Katedra Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej, Wydziału Elektroniki Politechniki Wroclawskiej. W obronionej z wyróżnieniem (luty 2004 r.) pracy doktorskiej, wykazałem możliwość zbudowania adekwatnych do rzeczywistości, fizyko-matematycznych modeli (kompleksowego i uproszczonego) układu oddechowego podczas przerwania przepływu powietrza, a dalej ich wykorzystania do wiarygodnej oceny mechaniki oddychania. Wyniki studiów rzutowały na moje dalsze wybory ścieżek badawczych. W tym względzie ważny dla mnie wkład, co do sposobu postrzegania i opisu obiektów przyniosło uczestnictwo w „Short Course on Mathematical Biology” (Department of Mathematics, University of Manchester, 2002), organizowanego przez London Mathematical Society (LMS) oraz Engineering and Physical Sciences Research Council (EPSRC). W jego trakcie zaprezentowano matematyczne problemy tworzenia i reprezentacji wzorców w naukach biologicznych (ang. *pattern formation*). Pierwszy etap mojego rozwoju naukowego, tj. okres działalności naukowej przed uzyskaniem stopnia doktora, streszczają prace [H1-H8]. Są one zapisem moich rozważań na temat problemów szczegółowych, niemniej istotny nacisk położyłem na teoretyczne i praktyczne poznawanie narzędzi analizy systemów oraz zbiorów danych. Zbudowana baza kompetencji umożliwiła mi ukierunkowanie działalności naukowej w okresie podoktorskim na badania o charakterze podstawowym i znaczeniu praktycznym, związanym z operowaniem na wybranych przykładach systemów rzeczywistych.

## 5.2. Działalność prowadzona po uzyskaniu stopnia doktora

Przedstawione w rozprawie doktorskiej tezy oraz wyniki badań stały się podstawą mojej aplikacji w konkursie ogłoszonym przez zespół organizatorów kursu „Assessment and Interpretation of Infant Lung Function”, działających pod auspicjami European Respiratory Society. Pozytywny wynik oceny konkursowej był równoznaczny z przyznaniem mi stypendium upoważniającego do uczestnictwa w tym wydarzeniu. Wiązało się to z podwyższeniem kwalifikacji, a zwłaszcza ze sposobnością uzyskania niezależnej i krytycznej



weryfikacji koncepcji stanowiących podstawę zaplanowanej przeze mnie ścieżki badawczej dotyczącej projektu wzbogaconej techniki przerwaniowej oraz zastosowania narzędzi dynamiki nieliniowej do opisu ewolucji układu oddechowego jako przykładu systemu złożonego.

*Wzbogacona metoda przerwaniowa w ocenie mechaniki oddychania.* Bazując na wiedzy i doświadczeniu zdobytym podczas studiów doktoranckich, w okresie podoktorskim zaproponowałem realizację pośredniego pomiaru mechaniki oddychania wzbogaconą techniką przerwaniową [C2]. Koncepcja bazowała na wykorzystaniu informacji zawartych w stanach przejściowych obserwowanych podczas operowania zaworem przerwaniowym. W odróżnieniu od spotykanych w literaturze pojedynczych prób parametryzacji sygnału ciśnienia mierzonego przy ustach i poszukiwania związków definiowanych indeksów z fizycznymi właściwościami układu oddechowego, skupiłem się na rozwiązaniu problemu odwrotnego dla uproszczonego modelu fizyko-matematycznego reprezentującego mierzony obiekt oraz elementy toru pomiarowego.

Zasadniczym osiągnięciem naukowym w omawianym zakresie było wykazanie możliwości separacji informacji na temat wielkości kwantyfikujących właściwości dróg oddechowych i części tkankowej. Wynik taki wiąże się z możliwością określenia większej niż dotychczas (w klasycznym algorytmie IT wykorzystywano opis jednoelementowy, w rzadszych przypadkach dwuelementowy) liczby parametrów diagnostycznych. Wykazałem także, że wnioskowanie w metodzie IT w dziedzinie czasu i częstotliwości (a tym bardziej w połączonej domenie czasowo-częstotliwościowej) prowadzi do poprawy dokładności i powtarzalności metody pomiarowej, co pozwoliło sformułować podstawy wzbogaconej techniki przerywanego przepływu powietrza. Dla takiego zadania:

- opracowałem metodę automatycznej generacji i symulacji bardzo dużych, niejednorodnych strukturalnie i parametrycznie modeli o topologii drzewiastej [D1],
- zaproponowałem identyfikowalne modele uproszczone układu oddechowego w czasie przerwania przepływu powietrza [A5, D5, D6],
- zaprojektowałem dedykowane procedury estymacji parametrów modeli odwrotnych w dziedzinie czasu i częstotliwości (uwzględniając iteracyjną nieliniową metodę najmniejszych kwadratów oraz sieci neuronowe) [A5, A7, A8, D5],
- opisałem symulacyjnie i eksperymentalnie związki pomiędzy charakterystykami toru pomiarowego i jakością identyfikacji [A2, A7, A8],
- opracowałem prototyp stanowiska laboratoryjnego oraz przenośnego modułu realizującego przerwaniowy pomiar mechaniki oddychania (zdolnego do pracy w systemie telemedycznym) [A3, A5, B3],
- wykazałem praktyczną realizowalność zaprojektowanej procedury pomiarowej [A5, B1],
- a także zrelacjonowałem otrzymane w ten sposób wyniki [A5, A7].

Zaprojektowana przeze mnie metoda pomiarowa jest dotychczas najmniej inwazyjnym sposobem oceny mechaniki oddychania, możliwym do zrealizowania także w przypadku ograniczonej współpracy ze strony pacjenta (niemowlęta czy osoby z upośledzeniem pracy mięśni oddechowych).

*Monitorowanie krytycznych zdarzeń sennych.* Studia prowadzone przeze mnie na przykładowym obiekcie układu oddechowego ujawniły problemy na poziomie fundamentalnym, związane ze złożonością strukturalną i funkcjonalną systemu [C4, E6, E9]. Wnioskowanie w takich przypadkach jest o tyle niełatwe, że struktura i funkcje pozostają ze sobą w korelacji, przy czym nie istnieją uniwersalne metody wnioskowania o systemach złożonych. Przykładem jest wciąż niepoznane zjawisko bezdechu sennego, którego mechanizmy mogą mieć podłoże w mechanicznych procesach prowadzących do obturacji górnego segmentu dróg oddechowych (bezdech obturacyjny), mogą wynikać z osobliwej pracy centralnego układu nerwowego (bezdech centralny), albo też obserwuje się jednocześnie występowanie czynników pierwszego i drugiego rodzaju (bezdech mieszany). Techniczny scenariusz operowania na wskazanym przykładowym systemie przewiduje możliwość automatycznej detekcji takich krytycznych zdarzeń sennych, w dalszym kroku ich predykcji, a w końcu sterowania obiektem, tak by minimalizować ryzyko wystąpienia anomalii.

Sformułowane powyżej zadania będą możliwe do zrealizowania dopiero wówczas, gdy zidentyfikujemy i opisujemy wszystkie mechanizmy determinujące chwilowy status układu oddechowego. Przykładem studiów, które podjąłem we wskazanym zakresie jest praca [A9] dowodząca roli procesów fluktuacyjnych w kształtowaniu się cyklu regularnych lub nieregularnych impulsów na poziomie centralnego generatora oddechowego (CGO), odpowiedzialnego za pobudzenie do pracy mięśni oddechowych. Wykazałem w niej, że niewielkie zmiany względne wartości parametrów analogu CGO w postaci układu stochastycznych równań różniczkowych mogą być przyczyną zróżnicowania dynamicznej ewolucji systemu w przestrzeni stanów. Posługując się syntetycznymi danymi z modelu CGO, dowiodłem możliwości zastosowania grafów rekurencyjnych do jakościowej i ilościowej charakteryzacji złożonego zachowania obiektu. Pracę tę kontynuowałem w [A6, A10, D2, E3] tworząc najpierw bibliotekę programową COMPASS Toolbox, dedykowaną do identyfikacji anomalii w złożonych systemach i zbiorach danych, a następnie stosując ją do eksploracji właściwości układu oddechowego w czasowym otoczeniu krytycznych zdarzeń sennych oraz do detekcji i klasyfikacji takich patologicznych procesów. W [A10] udowodniłem sieciową naturę układu oddechowego, egzystującego jako jeden z poziomów w wieloskalowej organizacji złożonych systemów fizjologicznych. Wykazałem przydatność miar, tj. współczynnik gronowania oraz współczynnik klasteryzacji w detekcji bezdechu centralnego. Na bieżącym etapie prowadzonych przeze mnie studiów, za podsumowanie omawianego wątku należy uznać sformułowanie koncepcji sieciowej definicji stanu chorobowego [A13], gdzie znajdujący się w stanie nierównowagowym układ biologiczny jest zdolny do znaczącej reorganizacji swojego zachowania wskutek działania procesów o charakterze szumowym, tj. pobudzeń niedostrzegalnych na poziomie tzw. dużych organów. Jednocześnie, zakładając sieciową naturę takich obiektów, wskazałem na potrzebę projektowania i stosowania narzędzi analizy danych, dedykowanych do opisu tego rodzaju złożonych interrelacji strukturalno-funkcjonalnych [A13].

*Automatyzacja zarządzania pracą bezprzewodowej sieci telekomunikacyjnej.* Kolejny wątek mojej aktywności naukowej w okresie podoktorskim dotyczył analiz złożonego systemu telekomunikacyjnego. Prace przeprowadziłem w ramach projektu stażowego

„Zielony transfer”, do realizacji którego zostałem zakwalifikowany na podstawie procedury konkursowej. Program „Zielony transfer” zakładał współpracę środowisk akademickich i biznesu na rzecz wzbogacenia portfolio produktów firm działających na terenie województwa dolnośląskiego. Badania przeprowadziłem w oparciu o dane rzeczywiste udostępnione przez firmę Nokia Siemens Networks, tj. przyjmującego na staż, koncentrując się na opracowaniu zasad budowy systemowego symulatora sieci zrealizowanej w technologii WCDMA, implementującej funkcjonalność samoorganizacji i samoopimalizacji (SON).

Wynik zrealizowanego zadania w postaci złożonego symulatora WCDMA z wbudowaną funkcjonalnością SON, stanowiący moje oryginalne osiągnięcie naukowe, po zakończeniu okresu stażowego był wykorzystywany i dalej rozwijany przez firmę Nokia Solutions & Networks na potrzeby optymalizacji pracy bezprzewodowych sieci telekomunikacyjnych kolejnych generacji, w tym do synchronizacji pracy złożonych układów sieciowych niejednorodnych technologicznie.

*Zarządzanie inteligentnym domem efektywnym energetycznie.* Kolejnym wątkiem badawczym o znaczeniu przemysłowym, podjętym przeze mnie w okresie podoktorskim, był problem zarządzania złożoną i niejednorodną (pod względem topologicznym, technologicznym, świadczonych usług, itd.) infrastrukturą inteligentnego domu efektywnego energetycznie. Prace zrealizowałem na stanowisku badawczo-demonstracyjnym eksperymentalnego budynku biurowego Centrum Technologii Energetycznych (CTE) w Świdnicy. Od lutego 2012 r. do chwili obecnej współpracuję jako wolontariusz z pozarządową organizacją typu non-profit „Stowarzyszenie Wolna Przedsiębiorczość” w Świdnicy, którego jedną z inicjatyw jest biurowiec CTE. W tym czasie pełniłem funkcję głównego specjalisty Centrum Technologii Energetycznych do spraw pomiarów i układów automatyki. Efektem współpracy jest system automatyki oraz opomiarowania zainstalowany na stanowisku badawczo-demonstracyjnym w Świdnicy, a wyniki mojej aktywności o charakterze inżynierskim i badawczym opublikowałem w [A12, E1]. Głównym osiągnięciem badawczym była w tym przypadku integracja pracy podsystemów infrastruktury inteligentnego domu efektywnego energetycznie, wykorzystująca metody fuzji danych oraz sztucznej inteligencji na rzecz poprawy komfortu osób korzystających z budynku. Zadanie takie dotyczyło także problemów cząstkowych, polegających na zbadaniu właściwości wybranych układów generacji energii, co zrelacjonowano w [A12, A13]. Wybrane prace z omawianego zakresu wykonałem w ramach realizacji projektu stażowego „Kumulacja Kompetencji”, którego beneficjentem zostałem wybrany w drodze konkursowej. Przede wszystkim dotyczyły one teoretycznych zagadnień oceny uzysku energetycznego budynku ze źródeł pasywnych (patrz Załącznik 4).

Doświadczenia zgromadzone przeze mnie w pracy badawczo-rozwojowej zachęciły mnie do dalszego rozwoju umiejętności związanych z komercjalizacją wyników badań naukowych, innowacyjnością, przywództwem, przedsiębiorczością oraz wykorzystaniem w pracy badawczej tzw. umiejętności miękkich. Było to możliwe dzięki uczestniczeniu w programie Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego – „Top 500 Innovators”, do którego zostałem wyłoniony w drodze procedury konkursowej. Program zrealizowano w roku 2012 w formule wykładów na University of California, Berkeley oraz wizyt studyjnych (połączonych z

rozwiązywaniem zadań problemowych) w wiodących firmach światowych z branży IT, zlokalizowanych w tzw. Dolinie Krzemowej.

*Sieci złożone jako narzędzie poznania w metrologii.* Różnorodne doświadczenia w pracy badawczej i rozwojowej zgromadzone przeze mnie podczas studiów doktoranckich oraz w okresie podoktorskim, przywiodły mnie do sformułowania ogólnych zasad pomiaru obiektów złożonych. Autorska koncepcja omówiona w [A13] zakłada adaptację teorii sieci złożonych do procesu poznawczego w metrologii. Ścisłej, w [A13] udowodniłem, że abstrakcyjne pojęcie sieci złożonej wbudowane w teorię pomiaru dotyczy wszystkich układów, w których można wyróżnić elementy składowe oraz zachodzące między nimi relacje. Tym samym, metrologia i miernictwo operując abstrakcyjnym pojęciem sieci w obrębie systemu złożonego powinny odszukiwać elementów struktury, relacji pomiędzy nimi, identyfikować wyniki z tego funkcje, kwantyfikując ich charakterystyki.

W [A13] wskazałem także na naturalną zgodność podstaw nauki o sieciach złożonych z teorią pomiaru, mającą swój wspólny początek w operowaniu na danych pomiarowych, ponadto przejawiającą się w ich interdyscyplinarności, zmatematyzowanej i zalgorytmizowanej naturze. Metody i narzędzia zaproponowane przeze mnie dla zadań pomiarowych odnoszą się do ogólnie rozumianych systemów złożonych, które w proponowanej systematyce mogą być reprezentowane w postaci graficznej i/lub algebraicznej (macierz sąsiedztwa). Co wartościowe, sieci złożone wykazują podporządkowanie ogólnym prawom o znaczeniu fizycznym, możliwym do wykorzystania w zoptymalizowanym projektowaniu, budowie, monitorowaniu, predykcji i zarządzaniu złożonymi systemami rzeczywistymi. Dla metrologii, wprowadzona przeze mnie koncepcja oznacza także możliwość operowania na danych wielokontekstowych w obrębie pojedynczego zadania pomiarowego. W końcu, w pracy [A13] wskazałem na jednoznaczność transformacji pomiędzy danymi pomiarowymi w postaci szeregów czasowych i konstrukcjami sieci złożonych, otwierając nowe pole badawcze dla analizy metrologicznej systemów złożonych.

## 6. Podsumowanie dorobku naukowego

Zestawienie dorobku naukowego w Tabeli 1 wykonano na podstawie formalnego dokumentu wydanego przez Centrum Wiedzy i Informacji Naukowo-Technicznej Politechniki Wrocławskiej (Załącznik 10 do Wniosku). Dodatkowo uwzględniono pracę [A13], nie zarejestrowaną dotychczas w bazie Centrum Wiedzy i Informacji Naukowo-Technicznej Politechniki Wrocławskiej, a wchodzącą w skład dorobku habilitanta.

Zawartą w Tabeli 3 informację na temat liczby cytowań (bez autocytowań) oraz wartości indeksu Hirscha (*h-index*) ustalono na podstawie formalnego dokumentu wydanego przez Centrum Wiedzy i Informacji Naukowo-Technicznej Politechniki Wrocławskiej, stanowiącego Załącznik nr 8 do Wniosku.

Tabela 1. Zestawienie dorobku naukowego.

Kategoria	Liczba publikacji		
	Przed doktoratem	Po doktoracie	Razem
Publikacje z tzw. „listy filadelfijskiej”, w tym:	0	15	<b>15</b>
• artykuły z bazy Journal Citation Reports (JCR):	0	15	15
○ autor	0	6	6
○ współautor	0	9	9
Artykuły w czasopismach spoza listy filadelfijskiej:	2	4	<b>6</b>
Książki (monografie) wydane w języku polskim:	0	1	<b>1</b>
Rozdziały w książkach:	0	4	<b>4</b>
• w języku polskim	0	2	2
• w języku angielskim	0	2	2
Referaty konferencyjne: w tym:	6	16	<b>22</b>
• publikowane w IEEE Xplore	0	6	6
• publikowane w IFAC Proceedings	0	1	1
• pozostałe	6	9	15
<b>Podsumowanie:</b>	<b>8</b>	<b>40</b>	<b>48</b>

Tabela 2. Informacje o publikacjach czasopiśmiennych z bazy JCR

Czasopismo	Impact Factor ( <i>IF</i> ) (rok publ.)	<i>IF</i> <sub>średni</sub> (5 lat) (rok publ.)	Punkty MNIŚW (z 2014 r.)	Udział [%]	Liczba publ.	Rok publ.
IEEE Sensors Journal	1,852	1,76	30	100	1	2015
	1,852	1,932	30	100	1	2013
	1,475	1,758	30	100	1	2012
Measurement	1,526	1,339	30	100	1	2013
	0,761	0,933	30	70	1	2009
Computer Methods and Programs in Biomedicine	1,093	1,483	25	100	1	2013
	1,516	1,531	25	50	1	2011
IEEE Transactions on Biomedical Engineering	2,278	2,597	30	100	1	2011
Przegląd Elektrotechniczny	0,244	b.d. przyjęto 0,244	10	50	1	2011



c. d. Tab. 2

Metrology and Measurement Systems	0,587	0,564	15	10	1	2010
	---	---	15	70	1	2009
	---	---	15(x2)	70(x2)	2	2008
	---	---	15(x2)	70(x2)	2	2007
Podsumowanie	13,184	14,141	330	Średnio: ~75%	15	---

Tabela 3. Liczba cytowań (bez autocytowań) moich prac oraz  $h$ -index (patrz Załącznik nr 8).

Baza danych	$h$ -index	Liczba cytowań
Web of Science (z dn. 15.05.2015 r.)	5	43

23.06.2015 r.

Trencus Jabłoński