

**Marcin BUCZAJ**

POLITECHNIKA LUBELSKA, WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI I INFORMATYKI, KATEDRA INŻYNIERII KOMPUTEROWEJ I ELEKTRYCZNEJ

## Wykorzystanie systemu soczewek cieczowych FluidFocus i przetwarzania progowego THR do unowocześnienia badań gastroscopowych

mgr inż. Marcin BUCZAJ

Od 2001 asystent w Katedrze Inżynierii Komputerowej i Elektrycznej Politechniki Lubelskiej. Jego zainteresowania naukowe skupiają się na cyfrowych metodach rozpoznawania i analizy obrazu oraz technikach zabezpieczenia mienia.



e-mail: MBUCZAJ@elektron.pol.lublin.pl

### Streszczenie

Artykuł przedstawia propozycję wykorzystania systemu płynnej soczewki FluidFocus do pomiarów wielkości rzeczywistych. Przedstawione zostały założenia wykorzystania tego systemu do pomiarów wielkości geometrycznych w biomedycynie.

### Abstract

The paper presents a proposition of the FluidFocus System applications to measure real size. In the article presents how to use the FluidFocus System to measure geometric size in biomedicine.

**Słowa kluczowe:** cyfrowe przetwarzanie obrazu, diagnostyka medyczna

**Keywords:** digital image processing, medical diagnostic

### 1. Wstęp

W przypadku, gdy do wizualizacji badań wykorzystuje się kamery, powstaje problem oszacowania wielkości rzeczywistych obserwowanych obiektów. Wszystkie informacje, jakie możemy uzyskać z obserwowanego obrazu wyrażone są w pikselach. Szczególnie ważny jest to problem w ośrodkach zamkniętych o ograniczonej przestrzeni, gdzie trudne jest wprowadzenie miarodajnego wzorca wielkości. Jednocześnie ze względów objętościowych nie można pozwolić sobie na rozbudowę optycznego układu rejestrująco-pomiarowego. Z taką sytuacją mamy do czynienia przy pomiarach biomedycznych, gdzie do wizualizacji badanych części organizmu wykorzystuje się kamery endoskopowe. Są wyposażone przeważnie w stałogniskowe systemy optyczne, umożliwiające obserwację badanego obiektu. Ich wadą jest brak możliwości dokonywania pomiarów oraz zbliżeń obiektów przy nieruchomej końcówce endoskopu. Wydaje się, że problemy te mogą zostać rozwiązane poprzez wykorzystanie nowej generacji soczewek cieczowych.

W pracy została zawarta propozycja wykorzystania do analizy obrazów endoskopowych reguły THR. Zaproponowana metoda umożliwia identyfikację i oszacowanie pozornych (wyrażonych w pikselach) wielkości schorzeń wrzodowych występujących w układzie pokarmowym. W pracy przedstawiono również propozycję unowocześnienia obecnie stosowanej aparatury diagnostycznej wykorzystywanej do wizualizacji przewodu pokarmowego. Zaproponowano wykorzystanie systemu soczewek cieczowych FluidFocus w celu określania rzeczywistych wymiarów schorzeń.

### 2. Podstawowa aparatura do badań gastroscopowych

Obecnie do wizualizacji układu pokarmowego wykorzystywane są analogowe-cyfrowe i cyfrowe endoskopowe. Do ich podstawowych i najważniejszych elementów zalicza się: światłowodową końcówkę kamery endoskopowej wyposażoną w układ soczewek optycznych i źródło światła, moduł rejestrujący obraz kamery en-

doskopowej, procesor przetwarzający otrzymane dane wraz z oprogramowaniem, oraz karty rozszerzeń i układów wyjściowych umożliwiające prezentację i archiwizację obrazu, oraz transmisję danych do innych urządzeń.

„Oczami“ każdej kamery endoskopowej (endoskopu) jest jego końcówka. Od kilkudziesięciu już lat stosowane są końcówki giętkie, wyposażone w zestaw manipulatorów mechanicznych do naprowadzania układu optycznego na badany obiekt. Wewnątrz końcówki endoskopowej znajdują się włókna światłowodowe umożliwiające przesył rejestrowanego obrazu do modułu digitalizującego obraz optyczny na obraz cyfrowy. Każde włókno światłowodowe przesyła informację o jednym punkcie obserwowanego obrazu. Najważniejszym elementem końcówki endoskopu jest jej układ optyczny, za pomocą którego możliwa jest wizualizacja wnętrza układu pokarmowego. Rodzaj zastosowanych elementów ma zasadniczy wpływ na jakość odbieranego obrazu. Obecnie w przeważającej większości układy optyczne oparte są na systemie soczewek wykonanych z materiałów stałych (zazwyczaj szklanych). Są to układy o stałej ogniskowej. Takie rozwiązanie ogranicza możliwość wykonywania zbliżeń lub powiększeń interesującego nas obszaru. Stosowane metody oparte na powiększaniu obrazu (oparte przeważnie na przetwarzaniu konwolucyjnym i aproksymacji obrazu) wpływają na pogorszenie jakości otrzymanego obrazu. Natomiast mechaniczna manipulacja końcówką endoskopu powoduje zwiększenie i tak już dużego dyskomfortu na jaki narażony jest pacjent podczas wykonywania badań diagnostycznych.

### 3. Identyfikacja i określanie pozornej (widzialnej) wielkości obserwowanego schorzenia

Aby określić pozorną, wyrażoną w ilości punktów obrazu (pikseli), wielkość badanego obiektu w pierwszej kolejności należy odseparować zidentyfikowany badany obiekt od otoczenia (tła). Następnie zliczyć ilość pikseli znajdującą się wewnątrz wyodrębnionego obszaru. Ze względu na różnice kontrastu i barwy występujące między badanym schorzeniem, a otaczającą go zdrową tkanką, do wyodrębnienia zauważonego na otrzymanym za pomocą endoskopu obrazie wykorzystano metodę progową THR (Threshold Rule).

Obrazem  $R$  w rozumieniu cyfrowym nazywamy tablicę pikseli (najmniejszych części obrazu) o wymiarach  $X \times Y$ :

$$R_{X \times Y(x,y)} = \begin{bmatrix} r_{0,0} & \cdots & r_{X-1,0} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{0,Y-1} & \cdots & r_{X-1,Y-1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

gdzie:  $x = 0, 1, \dots, X-1$ ,  $y = 0, 1, \dots, Y-1$  są współrzędnymi piksela.

Każdy z pikseli (punktów) tablicy  $R$  może być opisany za pomocą wektora  $k$  cech:

$$r_{(x,y)} = \begin{bmatrix} r_{1(x,y)} \\ r_{2(x,y)} \\ \vdots \\ r_{k(x,y)} \end{bmatrix} \quad (2)$$

W przypadku obrazów monochromatycznych ilość cech piksela możemy ograniczyć do  $k=1$ . Jedyną informacją potrzebną do opisanego tablicy obrazu będzie jasność piksela. Najczęściej spotykane skale jasności to 2, 16 i 256 odcieni.

W przypadku obrazów kolorowych ilość cech za pomocą których możemy określić kolor danego piksela zwiększa się do

$k=3$ . Ze względu na fakt, że dowolny odcień koloru opisujemy na podstawie addytywności trzech podstawowych barw czerwonej, zielonej i niebieskiej. Dla obrazu kolorowego wektor cech (2) przyjmuje postać:

$$r(x,y) = \begin{bmatrix} r_{R(x,y)} \\ r_{G(x,y)} \\ r_{B(x,y)} \end{bmatrix} \quad (3)$$

gdzie:

$r_{R(x,y)}$ ,  $r_{G(x,y)}$ ,  $r_{B(x,y)}$  - określają jasności poszczególnych składowych (czerwonej  $R$ , zielonej  $G$ , niebieskiej  $B$ ).

W celu określenia obszaru podczas badań wykorzystano regułę progową THR. Reguła THR umożliwia segregację danej cechy obrazu na podstawie zdefiniowanej wielkości progowej  $TH$ . W przypadku analizowania cech jasności pikseli, reguła progowa THR przyjmuje postać:

$$r(x,y) = \begin{cases} 1, & \text{gdy } r_{a(x,y)} > TH \\ 0, & \text{gdy } r_{a(x,y)} \leq TH \end{cases} \quad (4)$$

dla każdego piksela tablicy  $R$ .

Otrzymany w ten sposób binarny rozkład cech w zależności od ustalonego kryterium  $TH$  może być podstawą do identyfikacji elementów obrazu (obiekt lub tło).

Zaletą metody progowej THR jest możliwość szybkiego określenia obszaru zajmowanego przez obiekt na zdjęciu. Może być szczególnie przydatna przy określaniu obszarów obiektów o skomplikowanych i nieregularnych kształtach, gdzie określenie zależności matematycznej opisującej obiekt nie jest możliwe. Wadą jest analizowanie tylko jednej wybranej cechy z wektora  $k$  cech wg (2). Taką sytuację mamy w przypadku analizy zdjęć kolorowych ( $k=3$ ). Wprowadzenie jednej wielkości progowej  $TH$  dla wszystkich składowych barw skutkuje na ogół otrzymaniem trzech różnych rozkładów binarnych. Występuje, więc konieczność wprowadzenia jednego kryterium. Takim kryterium może być określenie zastępczej jasności piksela w oparciu stosowany w technikach wizyjnych algorytm zamiany obrazu RGB na obraz w odcieniach szarości. Nowy jedno-parametrowy wektor cech wyliczamy z zależności:

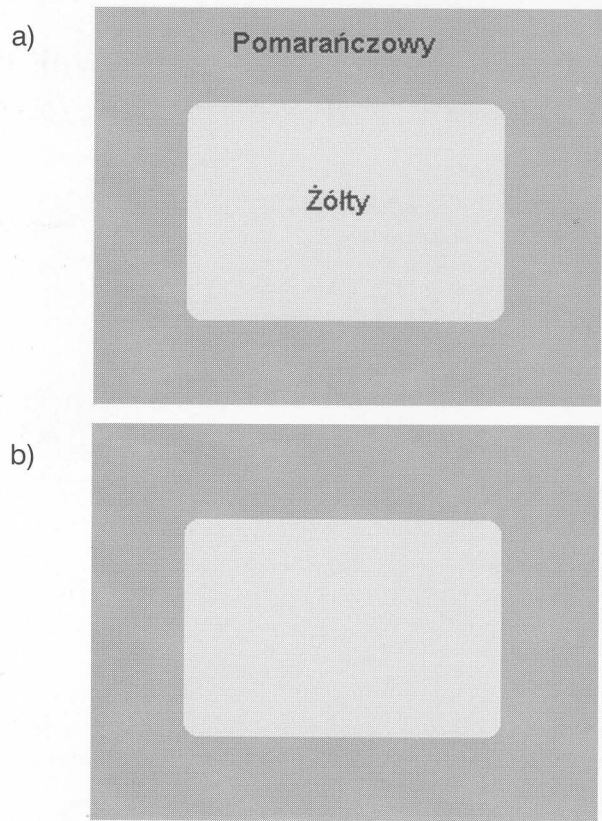
$$grey_{RGB(x,y)} = [0,3, 0,59, 0,11] \times \begin{bmatrix} r_{R(x,y)} \\ r_{G(x,y)} \\ r_{B(x,y)} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Do przedstawienia zalet i wad metody progowej THF został użyty obraz testowy (Rys. 1.a). Na obrazie znajduje się obiekt o parametrach  $R=255$ ,  $G=255$ ,  $B=0$  na tle o parametrach  $R=255$ ,  $G=128$ ,  $B=64$  w skali 256 odcieniach. Po obróbce obrazu testowego wg zależności (6) otrzymany został obraz (Rys. 1.b) o parametrach obiektu  $grey_{RGB}=227$  i tła  $grey_{RGB}=156$ . Jak można zauważyć w przypadku zdjęcia kolorowego opisanego trzema cechami  $R, G$  i  $B$  nie jest możliwe ustalenie jednego dla wszystkich współczynnika  $TH$ , który we wszystkich przypadkach umożliwiłby separację obiektu od tła. W przypadku jedno-wymiarowego wektora cech (obraz w odcieniach szarości) taka możliwość istnieje.

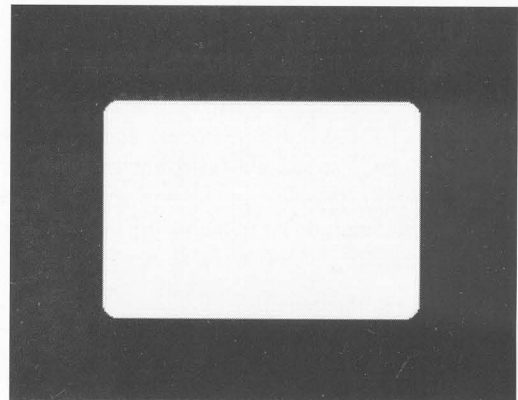
Rezultat zastosowania reguły progowej THR w przypadku zdjęcia testowego umożliwiającego oddzielenie obiektu od tła przedstawiono na Rys. 2. Obszar badanego obiektu (wyrażony w pikselach) można obliczyć jako sumę wszystkich pikseli, dla których spełniony jest warunek granicznej jasności.

Wykorzystanie tej metody do wyznaczania obszaru patologicznego na podstawie zdjęcia endoskopowego zostało przedstawione na Rys. 3 i Rys. 4.

Tak wyliczona wielkość schorzenia wyrażona jest w pikselach. Umożliwia to tylko na oszacowanie wielkości patologii na podstawie ilości punktów na zdjęciu. Jednak znajomość wielkości scho-

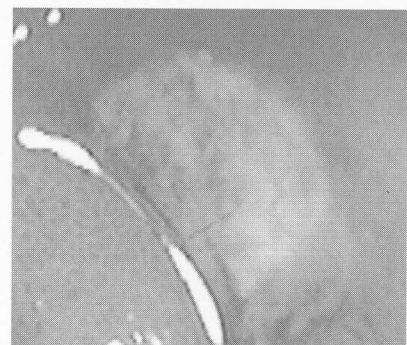


Rys. 1. Obraz testowy przed a) i po b) zamianie na obraz w odcieniach szarości

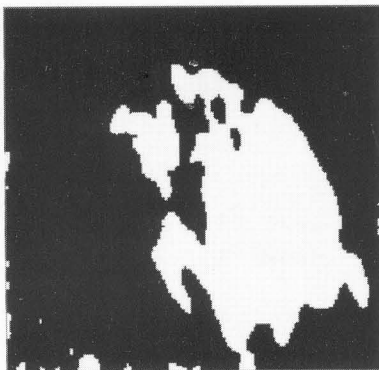


Rys. 2. Separacja obszaru obiektu od tła na podstawie reguły progowej THR

zenia wyrażona w pikselach jest niezbędna do obliczenia rzeczywistej powierzchni schorzenia. Wyznaczenie rzeczywistej wielkości badanego obiektu na podstawie metody określającej jego pozorne wielkości (wyrażone w pikselach) opiera się na analizie zdjęcia i wielkości geometrycznych układu optycznego. Zdjęcia do badań można wykonać wykorzystując końcówkę endoskopu wyposażoną w układ optyczny umożliwiający regulację jego ogniskowej. Wykonanie co najmniej dwóch zdjęć, przy różnych ogniskowych, pozwoli na znaczne zmniejszenie występującego błędu pomiarowego. W wyniku tych zabiegów



Rys. 3. Obraz patologii

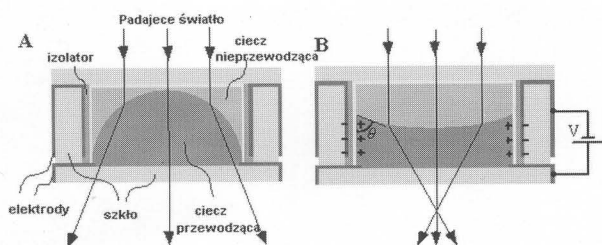
Rys. 4. Separacja obszaru patologicznego przy  $TH=139$  [4]

zostaną otrzymane obrazy, w których badany obiekt będzie zajmował inny obszar na zdjęciu. Jako układu optycznego o zmiennej ogniskowej można zastosować nowoczesny system soczewek cieczowych FluidFocus firmy Philips [5].

#### 4. Zastosowanie soczewek FluidFocus do określenia rzeczywistych wymiarów schorzeń

FluidFocus to nowy system optyczny, w którym zamiast soczewek wykonanych z materiałów stałych (szkło, plastik) zostały zastosowane soczewki płynne. Układ płynnej soczewki wykorzystuje zjawisko powstawania napięcia powierzchniowego pomiędzy cieczą przewodzącą a ściankami naczynia, w którym się znajduje. System ten umożliwia zmianę ogniskowej soczewki pod wpływem przyłożonego napięcia sterującego.

Zasada działania płynnej soczewki FluidFocus została przedstawiona na Rys. 5.



Rys. 5. Zasada działania soczewki FluidFocus [5]

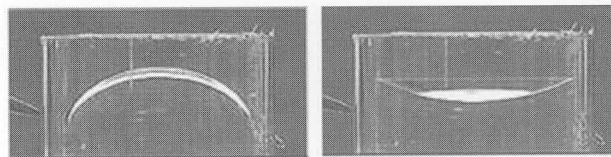
Układ wykorzystuje zjawisko załamania się promieni świetlnych na granicy dwóch ośrodków. W przeciwieństwie do tradycyjnej soczewki, gdzie jednym ośrodkiem jest ciało stałe, w tym układzie oba ośrodki, w których występuje propagacja światła są nie mieszalnymi ze sobą cieczami. Obiektyw takiej soczewki składa się z walcowej obudowy, na której umieszczone są elektrody. Wewnątrz znajdują się dwie nie mieszające się ze sobą ciecze o różnym współczynniku załamania światła, z czego jedna z tych cieczy jest przewodnikiem prądu elektrycznego, a druga izolatorem.

Jak podają producenci tego systemu, firma Philips[1], wymiary geometryczne prezentowanego systemu wynoszą 3 mm średnicy - 2,2 mm grubości. Zakres możliwych do ustawienia ogniskowych zawiera się w przedziale od 5 cm do nieskończoności. Natomiast czas reakcji soczewki na zmianę napięcia nie przekracza 10 ms.

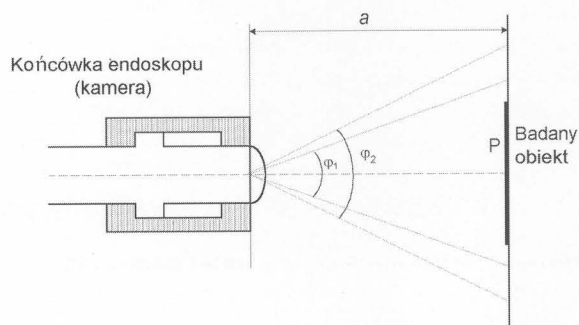
Zmiany ogniskowych (promieni krzywizny pomiędzy dwoma cieczami) pod wpływem napięcia zostały przedstawione na Rys. 6.

Do wyznaczenia rzeczywistej powierzchni badanego obiektu opracowana została metoda polegająca na analizie pozornej wielkości powierzchni schorzenia i danych układu optycznego. Idea metody pomiarowej została przedstawiona na Rys. 7.

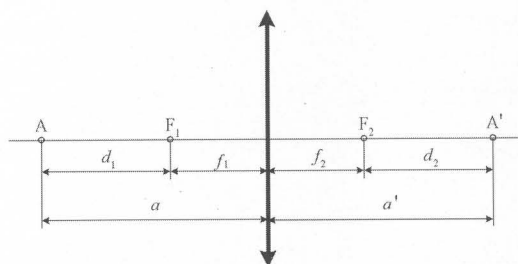
Do budowy końcówki endoskopu wykorzystać należy dwie soczewki cieczowe. taka konstrukcja umożliwia, przy zmianach ogniskowych, otrzymywanie obrazów o różnej wielkości. Zmiana ogniskowych spowodowana jest zmianą napięcia przyłożonego do danej soczewki i nie powoduje przesunięć w układzie optycznym.



Rys. 6. Zmiana promienia ogniskowej soczewki pod wpływem przyłożonego napięcia zasilającego [5]



Rys. 7. Pomiar wielkości geometrycznych schorzenia na podstawie zmiany ogniskowej układu optycznego



Rys. 8. Układ optyczny końcówki endoskopu

Powstały układ optyczny (Rys. 8.) można opisać równaniem Newtona [6]:

$$d_1 d_2 = f_1 f_2 \quad (6)$$

gdzie:

$d_1$  - odległość obiektu od ogniska pierwszej soczewki,

$d_2$  - odległość obrazu od ogniska drugiej soczewki,

$f_1, f_2$  - ogniskowe soczewek.

Przy założeniu, że odległość między obrazem a układem optycznym  $a' = \text{const}$  ( $f_2$  i  $d_2$  są stałe dla danego pomiaru) otrzymuje się zależność na odległość badanego obiektu od układu optycznego:

$$a = d_1 + f_1 = f_1 \left( 1 + \frac{f_2}{d_2} \right) \quad (7)$$

W celu wyznaczenia rzeczywistej wielkości schorzenia, w oparciu o jego obraz pozorny, należy znać kąt widzenia obiektywu kamery  $\varphi$ , (Rys. 6.). W ogólnym przypadku kąt widzenia kamery może być różny dla składowej pionowej  $\varphi_Y$  i poziomej  $\varphi_X$ . Jednostkowe długości odpowiadające wielkości jednego piksela można wyliczyć z zależności:

$$m = x \cdot y \quad (8)$$

$$x = \frac{2a \cdot \operatorname{tg} \frac{\varphi_X}{2}}{X} \quad (9)$$

$$y = \frac{2a \cdot \operatorname{tg} \frac{\varphi_Y}{2}}{Y} \quad (10)$$

gdzie:

$m$  - rzeczywista wielkość jednostkowa piksela obrazu,

$x$  - rzeczywista pozioma długość piksela,

$y$  - rzeczywista pionowa długość piksela,

$X, Y$  - rozdzielczość obrazu pozioma i pionowa.

Rzeczywistą wielkość badanego schorzenia  $P$  możemy określić jako iloczyn pozornej wielkości schorzenia  $P'$ , wyznaczonej na podstawie metody progowej THR i jednostkowej rzeczywistej wielkości pojedynczego piksela  $m$ :

$$P = P \cdot m \quad (11)$$

W celu zmniejszenia błędu pomiarowego proponuje się wykonanie do obliczeń co najmniej dwóch zdjęć wykonanych przy różnej ogniskowej układu optycznego.

## 5. Wnioski

Przedstawiona metoda polegająca na określeniu obszaru i separacji badanego obiektu (schorzeń) poprzez zastosowanie reguły progowej THR umożliwia szybką identyfikację i jest pomocna przy określaniu wielkości rzeczywistej badanego schorzenia.

Wykorzystanie do badań endoskopowych układów optycznych, w których istnieje możliwość zmiany wielkości ogniskowej układu za pomocą regulacji napięciowej, daje możliwość budowy kamer endoskopowych umożliwiających dokonywanie pomiarów rzeczywistych wielkości schorzeń.

Układy optyczne oparte na zastosowaniu idei soczewki FluidFocus umożliwiają zwiększenie możliwości diagnostycznych urządzeń (po-

przez umożliwienie wyznaczanie wielkości geometrycznych badanych obiektów), przy znacznym zmniejszeniu wymiarów ich części rejestrującej.

## 6. Literatura

- [1] Jahne B.: Digital Image Processing, Springer 2002, ss. 585.
- [2] Kropatsch W. G., Bischof H.: Digital Image Analysis, Springer 2001, ss. 505.
- [3] Lyons R., G.: Wprowadzenie do cyfrowego przetwarzania sygnału, WKiŁ, Warszawa 2003, ss. 462.
- [4] Zdjęcia schorzeń żołądka, Archiwum Instytutu Medycyny Wsi w Lublinie.
- [5] www.philips.com - strona internetowa
- [6] Jeżewski M.: Fizyka, PWN, Warszawa 1970, ss. 810.

**Title:** Application of the FluidFocus System and the threshold processing THR to update gastroscopic examinations

Artykuł recenzowany

## RECENZJE

# Fault Diagnosis. Models, Artificial Intelligence, Applications

J. Korbicz, J. M. Kościelny, Z. Kowalczyk, W. Cholewa (Eds.)

Springer-Verlag, 2004, 920 p., ISBN: 3-540-40767

Obserwowany w ostatnich latach znaczny wzrost wymagań dotyczących bezpieczeństwa i niezawodności systemów dynamicznych w instalacjach przemysłowych stanowi główną podstawę rozwoju teorii i praktyki diagnostyki technicznej, w tym szczególnie diagnostyki procesów. Dynamiczny rozwój tej dyscypliny naukowej, będącej na pograniczu automatyki, informatyki i diagnostyki technicznej, formalnie trwa od początku lat dziewięćdziesiątych ubiegłego stulecia, kiedy to w ramach międzynarodowej federacji automatyki - IFAC powołano komitet techniczny oraz rozpoczęto organizację sympozjów pod nazwą *Fault Detection, Supervision and Safety for Technical Processes, SAFPROCESS*. Z kolei w kraju z ogromnym powodzeniem od 1996 roku organizowane są krajowe konferencje naukowo-techniczne pt. *Diagnostyka Procesów Przemysłowych, DPP* (przy wsparciu Komitetu Automatyki i Robotyki PAN), będące ważnym forum wymiany doświadczeń i integracji środowiska naukowego automatyków, informatyków, mechaników i elektryków. Istotnym i ważnym osiągnięciem tego środowiska, w skali międzynarodowej, jest książka pt. *Fault Diagnosis. Models, Artificial Intelligence, Applications* wydana przez Springer-Verlag w 2004 roku.

Jest to obszerna monografia zbiorowa pod redakcją profesorów Józefa Korbicza (Uniwersytet Zielonogórski), Jana M. Kościelnego (Politechnika Warszawska), Zdzisława Kowalczyka (Politechnika Gdańska) oraz Wojciecha Cholewy (Politechnika Śląska) - uznanych naukowców w kraju i na świecie. Monografia liczy 920 stron i jest podzielona na trzy części: *Methodology, Artificial Intelligence* oraz *Applications*. Autorzy 23 rozdziałów książki, reprezentujący głównie zespoły badawcze kierowane przez redaktorów, przedstawili całościowo i spójnie różne metody badawcze - metody analityczne teorii sterowania wykorzystujące modele matematyczne, metody sztucznej inteligencji oraz przykłady zastosowań przemysłowych, jak również systemy monitoringu i diagnostyki.

W części pierwszej obejmującej siedem rozdziałów omawia się przede wszystkim podstawowe struktury i zadania układów diagnostyki oraz ogólną metodologię z wydzieleniem istotnych jej elementów, jak modelowanie, detekcja i lokalizacja uszkodzeń oraz monitorowanie stanu obiektu. W rozdziałach 5, 6 i 7 omawia się najczęściej stosowane metody sterowania w projektowaniu ukła-

dów diagnostycznych, a mianowicie metodę przestrzeni parzystości, obserwatory stanu typu Luenbergera dla układów deterministycznych oraz typu Kalmana dla układów stochastycznych, jak również obserwatory odporne na nieokreśloność modeli matematycznych.

Uwzględniając ograniczenia metod analitycznych, w części drugiej składającej się z 10-ciu rozdziałów omawia się możliwości zastosowania metod sztucznej inteligencji w układach diagnostyki z modelem, umożliwiające modelowanie na podstawie danych pomiarowych oraz wiedzy jakościowej i ilościowej o diagnozowanym procesie. Omawia się zastosowania metod sztucznych sieci neuronowych o różnych strukturach (rozd. 9 i 10), logiki rozmytej (rozd. 11), systemów ekspertowych (rozd. 15, 16 i 17), jak również algorytmów ewolucyjnych (rozd. 8 i 13), programowania genetycznego (rozd. 12), oraz technik rozpoznawania obrazów (rozd. 14).

W ostatniej części książki (rozd. 18-23) przedstawiono przede wszystkim systemy monitorowania złożonych obiektów dynamicznych, wybrane systemy diagnostyczne znanych producentów światowych, ale również rozwiązania własne - system DIAG z Politechniki Warszawskiej. Ciekawe i szczególnie interesujące są rozdziały poświęcone konkretnym zastosowaniom przemysłowym. Między innymi są to systemy detekcji i lokalizacji wycieków w rurociągach (rozd. 21), wykrywanie uszkodzeń ciągu parowego turbozespołu energetycznego, czy wykrywanie uszkodzeń w stacji wyparnej cukrowni (rozd. 22).

Omawiana monografia jest ważną pozycją wydawniczą i stanowi istotny wkład polskich zespołów badawczych w dynamicznie rozwijającą się dyscyplinę naukową, jaką jest diagnostyka procesów w wymiarze międzynarodowym. Jest ona rozszerzonym i uzupełnionym tłumaczeniem książki wydanej przez WNT w 2002 roku pt. *Diagnostyka procesów. Modele, Metody sztucznej inteligencji, Zastosowania*, która ukazała się w serii wydawniczej *Monografie Komitetu Automatyki i Robotyki PAN*, tom 3.

Prof. dr hab. inż. Piotr Tatjewski  
Instytut Automatyki i Informatyki Stosowanej  
Politechniki Warszawskiej