

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA
im. Stanisława Staszica w Krakowie

**WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI, AUTOMATYKI,
INFORMATYKI I ELEKTRONIKI
KATEDRA METROLOGII**

Autoreferat rozprawy doktorskiej

Badania modelowe właściwości metrologicznych układu
do pomiaru stężenia tlenu w gazie wydechowym
z zastosowaniem czujnika elektrochemicznego

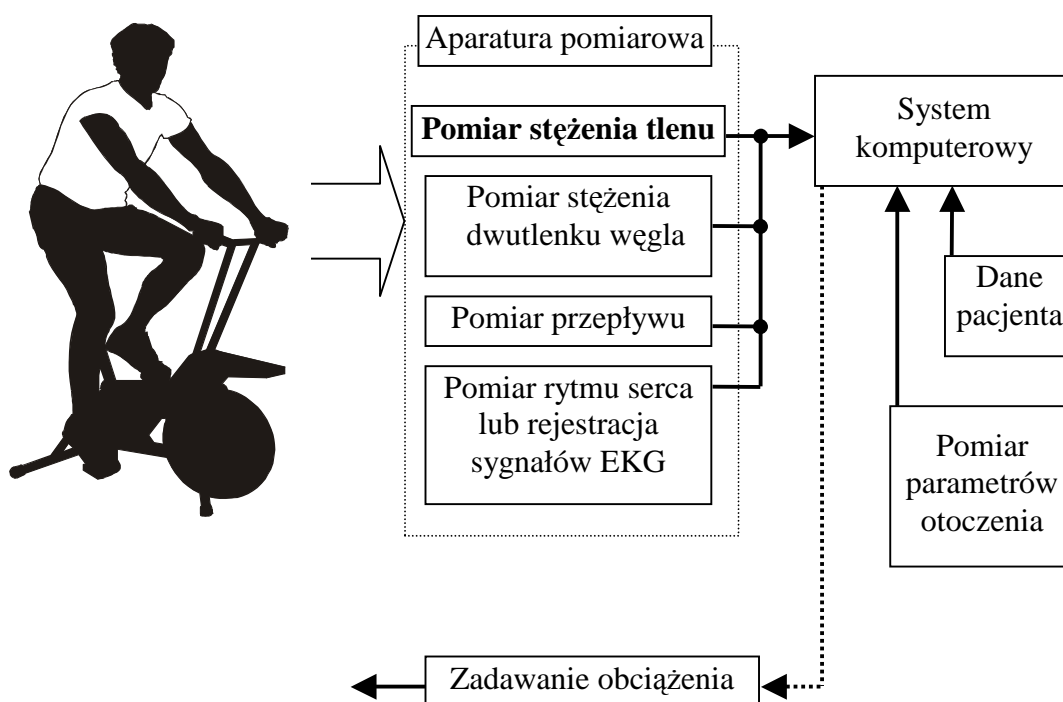
mgr inż. Tadeusz Przybyło

Promotor: prof. dr hab. inż. Michał Szyper

KRAKÓW 2009

1. Zarys koncepcji i sposób realizacji

W zastosowaniach medycznych pomiar stężenia tlenu wykonywany jest na potrzeby monitorowania stanu atmosfery (pomieszczenia, inkubatory, komory hiperbaryczne) lub w celach diagnostycznych. Jednym z pomiarów diagnostycznych jest pomiar stężenia tlenu w gazie wydechowym. Taki pomiar między innymi ma miejsce w testach wysiłkowych. Celem wykonywania testów wysiłkowych, jest ocena stopnia skuteczności mechanizmu wymiany gazowej tlenu na dwutlenek węgla u badanej osoby podczas wysiłku fizycznego. Skuteczność tego mechanizmu określa się mianem wydolności organizmu, istotnej w przypadku sportowców i ludzi pracujących w warunkach ekstremalnych np. nurkowie, strażacy, kosmonauci itp. Pomiary wydolności pozwalają na ocenę predyspozycji badanego organizmu do wykonywania danych czynności, jak również na ocenę skuteczności przeprowadzanego treningu. Tak więc obszary, gdzie można spotkać się z tego typu badaniami to zwykle trening sportowy, doskonalenie zawodowe lub rehabilitacja. Aparatura przeznaczona do badań wysiłkowych, może być realizowana w wersji stacjonarnej lub przenośnej, przeznaczonej do wykonywania badań w warunkach naturalnych. Schemat koncepcyjny ergospirometru przedstawia rysunek 1:



Rys.1. Schemat koncepcyjny systemu „ergospirometru” do pomiarów wysiłkowych

Precyzja przeprowadzenia pomiaru wysiłkowego w głównej mierze zależy od jakości pomiaru parametrów fali wydechowej stężenia tlenu i dwutlenku węgla w gazie wydechowym. Wymagania stawiane aparaturze pomiarowej służącej do pomiarów wysiłkowych w wersji przenośnej, sprawiają że konieczne jest stosowanie toru analizatora wraz z czujnikami o szczególnych właściwościach takich jak:

- liniowa charakterystyka statyczna,
- dobre właściwości dynamiczne,
- odporność na zakłócenia,
- małe gabaryty i ciężar,
- mały pobór energii ze źródła zasilania,
- odporność na wstrząsy.

Nowoczesne czujniki dwutlenku węgla bez trudu spełniają wymogi stawiane aparaturze przenośnej, natomiast w torze pomiaru stężenia tlenu wymaganiom tym odpowiadają w zasadzie czujniki elektrochemiczne będące elementami o złożonej charakterystyce dynamicznej. Sprawia to, że dynamika całego układu analizatora ma wpływ na jakość pomiaru, a przez to na precyzję wyznaczania parametrów biomedycznych u badanego pacjenta.

Istota analizy fali wydechowej w przeważającej większości pomiarów medycznych, ogranicza się do wyznaczania wartości szczytowej i wartości średniej za jeden oddech lub uśrednionej z kilku oddechów lub w jakimś interwale czasowym. Tego typu analiza przeprowadzana jest między innymi w pomiarach wysiłkowych. Niemniej jednak spotyka się analizę o bardziej złożonym charakterze, która wymaga precyzyjnego rejestrowania kształtu fali oddechowej (przebiegu stężenia tlenu lub dwutlenku węgla). Bardziej złożoną analizę można spotkać w obszarze leczenia klinicznego lub badań nad nowymi lekami np. prowokacyjnymi w leczeniu schorzeń typu astma [1]. Polega ona na wyznaczeniu stosunku kąta nachylenia fali w początkowej fazie wydechu do kąta w końcowej fazie. Uzyskane w ten sposób wartości są następnie porównywane pomiędzy sobą w trakcie podawania leku i w zależności od zmian stanowią podstawę decyzji, o jego dawkowaniu. Ten typ analizy wymaga stosowania aparatury o bardzo dobrej dynamice, takiej aby można było wiarygodnie wyznaczyć wartości kątów w szerokim zakresie częstotliwości oddechowych, uwzględnieniem szerokiego spektrum wieku badanych. Najszybsze dostępne czujniki o zastępczych stałych czasowych rzędu 100ms nie zapewniają dostatecznej dynamiki pomiaru. Uzasadnia to konieczność konstruowania aparatury pomiarowej wraz układami korygującymi błąd dynamiczny.

Zagadnieniem określenia wpływu właściwości dynamicznych aparatury do pomiarów stężenia gazów na wynik pomiaru poświęcono szereg publikacji. Zawierają one między innymi różne koncepcje budowania modeli [7] [9] [10] oraz sposoby uwzględniania nieliniowości, którymi charakteryzują się stosowane czujniki stężenia gazów [3] [4] [11]. Publikacja [4] zawiera koncepcję modelu odwrotnego czujników stężenia gazów, która stosowana jest także w niniejszej rozprawie. Publikacja [11] zawiera koncepcje systemu mikrokomputerowego współpracującego w czasie rzeczywistym z czujnikiem stężenia o nieliniowej dynamice. Jest ona również stosowana w niniejszej rozprawie. Mikrosystemy komputerowe współpracujące z czujnikami stężenia gazów są obecnie obszarem licznych prac badawczych [5] oraz aplikacji w aparaturze komercyjnej [13] [14].

Celem rozprawy było zbudowanie oraz zidentyfikowanie i przeanalizowanie modelu układu analizatora stężenia tlenu. Wyniki tych badań były podstawą dla oceny i korekcji właściwości metrologicznych takiego układu jako części składowej przenośnej aparatury medycznej do pomiaru parametrów wysiłkowych, w warunkach naturalnych. W pracy badano możliwości korekcji nieliniowych właściwości dynamicznych czujnika elektrochemicznego. Identyfikacja parametrów badanego modelu przeprowadzona została z wykorzystaniem metody *strojonego modelu*. Konieczne do tego celu wyniki pomiarów rzeczywistych przebiegów ciśnień, przepływów i zmian stężenia tlenu zarejestrowano w rzeczywistym układzie analizatora stężenia tlenu, któremu odpowiada badany model. Dla potrzeb badawczych został zbudowany układ analizatora złożony z części pneumatycznej i czujnika elektrochemicznego. Do konstrukcji tego układu zastosowano szybki czujnik elektrochemiczny stężenia tlenu typu FOS65 [12], ponieważ badany analizator może stanowić część przenośnej aparatury medycznej do pomiarów wysiłkowych.

Znajomość modelu analizatora z czujnikiem elektrochemicznym umożliwia:

- ocenę błędu pomiaru, podczas wzorcowania za pomocą stałej wartości wzorcowej stężenia tlenu w gazie kalibracyjnym,
- analizę czynników zewnętrznych i związanych z układem pomiarowym, które mają wpływ na jakość pomiaru,

- określenie możliwości korekcji dynamicznej analizowanego toru na drodze programowej *on line*, tj. z zastosowaniem szybkiego procesora (mikrokontrolera jednocukładowego).

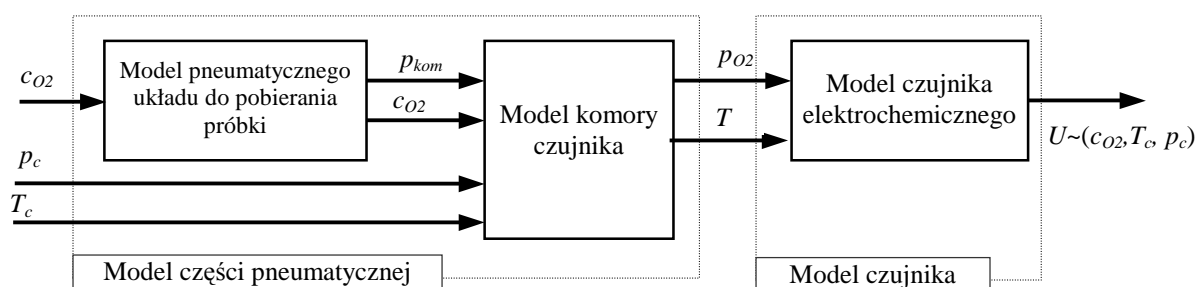
Przyjęto została następująca teza rozprawy:

Analiza oraz identyfikacja modelu złożonego układu do pomiaru stężenia tlenu w gazie wydechowym z czujnikiem elektrochemicznym umożliwiają efektywną korekcję błędów pomiaru, powodowanych przez właściwości dynamiczne elementów i statyczny sposób wzorcowania układu.

Dowód tezy oparto na przeprowadzeniu identyfikacji modelu układu analizatora oraz opracowaniu metody korekcji błędów statycznych i dynamicznych. Problem badawczy polegał na znalezieniu skutecznej metody korekcji sygnału stężenia tlenu o postaci przebiegu czasowego tzw. *fali wydechowej*, który jest sygnałem o zmiennym okresie, niestacjonarnym widmie i zróżnicowanych wartościach. Postuluje się możliwość, przynajmniej częściowego określenia i korekcji błędów wyników pomiaru fali wydechowej.

2. Wyniki modelowania

Pełny model układu analizatora stężenia tlenu w gazie wydechowym tworzą połączone ze sobą modele części pneumatycznej i model czujnika elektrochemicznego o parametrach odpowiadających szybkiemu czujnikowi typu FOS65. Schemat blokowy pełnego modelu analizatora przedstawia rysunek 2.



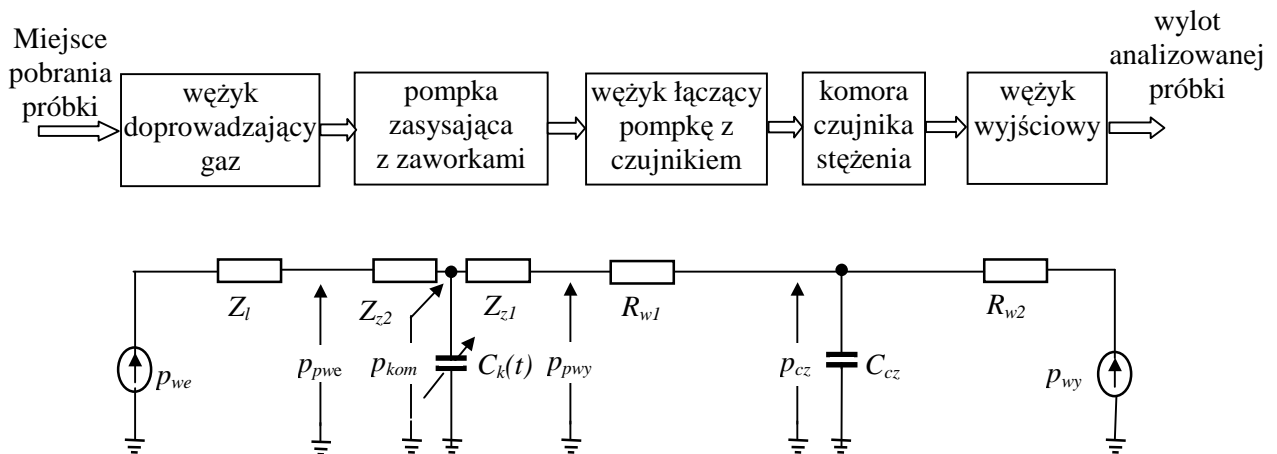
Rys.2. Schemat blokowy modelu analizatora stężenia tlenu w wydechowanym powietrzu

Model części pneumatycznej (układu pobierania próbki gazowej wraz z komorą czujnika) składał się z modeli cząstkowych:

- wężyka doprowadzającego gaz (próbkę gazową) do urządzenia,

- pompki membranowej wymuszającej przepływ gazu w układzie pneumatycznym,
- osuszacza płaszczonego eliminującego z pobranej próbki wilgoć (element ten jest niezbędny w medycznych zastosowaniach, gdzie analizowany jest gaz z wydechu; w innych zastosowaniach, gdzie gaz nie zawiera dużo wilgoci element ten nie jest konieczny),
- komory czujnika, będącej pojemnikiem o pewnej objętości, w której zamontowany jest „port wejściowy” czujnika,
- wężyków łączących komorę czujnika i osuszacz wraz z pompką oraz wężyków odprowadzających gaz z komory poza analizator lub do innych układów.

Schemat pneumatycznego układu pobrania próbki i odpowiadający mu analogiczny układ elektryczny przedstawia rysunek 3.



Rys. 3. Schemat blokowy pneumatycznego toru pobierania próbki i odpowiadający mu analog elektryczny

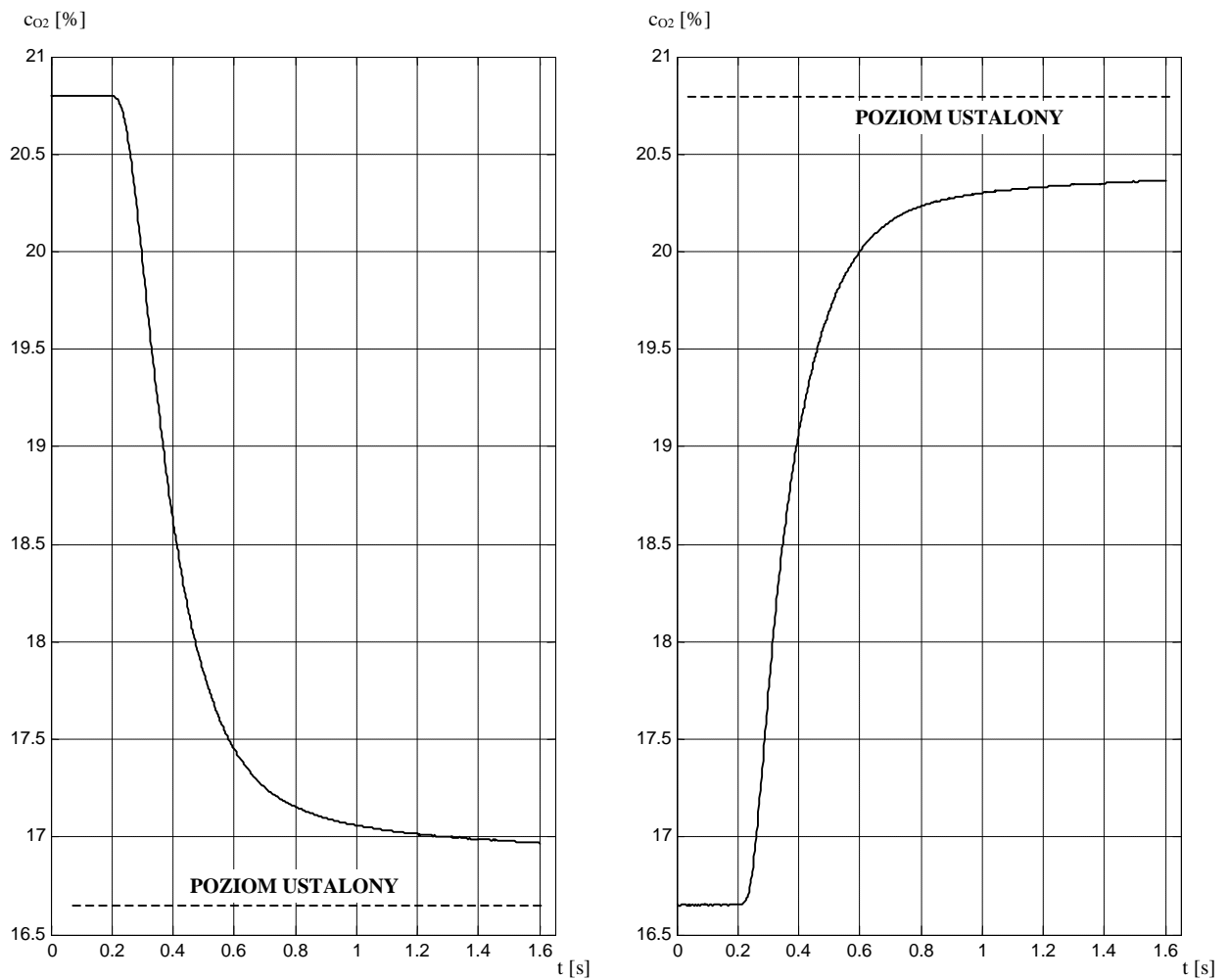
W pracy przeanalizowane zostały dwa sposoby modelowania elektrochemicznego czujnika stężenia. Pierwszy polega na zastosowaniu modelu fizycznego uproszczonego do jednowymiarowego zjawiska dyfuzji, co oddaje w przybliżeniu istotę zjawisk fizycznych zachodzących w czujniku. Taki sposób modelowania wykorzystywany jest powszechnie do analizy wpływu poszczególnych elementów czujnika na wyniki pomiarowe, [2], [8]. Model ten jest jednak trudno odwracalny analitycznie, ponieważ jest dwuargumentowy (czas i wymiar geometryczny), przez co nie nadaje się do budowy prostego, realizowanego numerycznie korektora.

Drugi sposób polega na zastosowaniu modelu matematycznego, który stanowi uproszczony opis właściwości dynamicznych czujnika za pomocą sklejanych równań różniczkowych. Model ten jest odwracalny analitycznie. Idea modelu sklejonego zaproponowana przez *prof. M. Szypera* szczegółowo opisana [6], polega na sklejaniu operatorów np. równań różniczkowych, wzdłuż ich trajektorii rozwiązań w punktach (początkach przedziałów czasu), w których zmieniają się ich współczynniki oraz warunki początkowe.

Założenia do budowy takiego modelu są następujące:

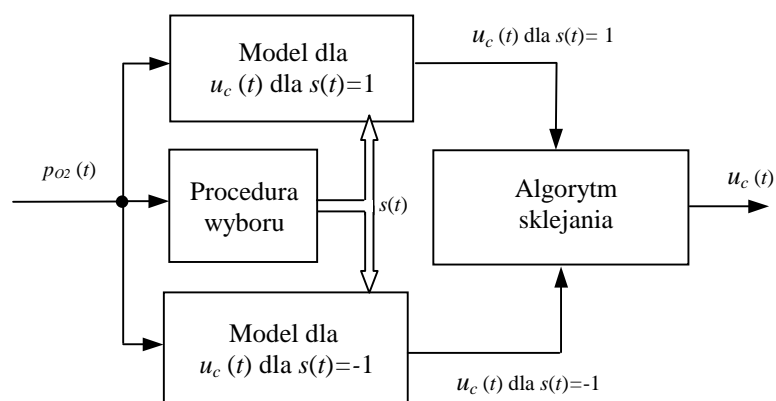
- modelowany czujnik zastąpiony został tzw. modelem o stałych skupionych,
- czujnik zamodelowany został za pomocą równań różniczkowych minimalnego rzędu,
- model ma zmienne współczynniki zależne od znaku pochodnej zmiennej wejściowej, co odwzorowuje nieliniowy charakter dynamiki modelowanego czujnika,
- przyjęto, że model dla każdego kierunku zmian stężenia tlenu będzie liniowy dynamicznie i skalarny,
- zgodnie z deklaracją producenta przyjęto, że czujnik jest liniowy statycznie (w stanach ustalonych) co potwierdzono zostało eksperymentalnie, wpływ temperatury jest z dobrym przybliżeniem skompensowany elektrycznie, zaś wpływ innych sygnałów wejściowych może być pominięty,
- algorytm sklejania zapewnia ciągłość sygnału wyjściowego i jego pierwszej pochodnej dla różnych kierunków zmian ciśnienia parcjalego tlenu,
- sygnał wyjściowy jest ciągły dla każdej wartości argumentu (czasu); wartości współczynników modelu są ustalone w ograniczonych przedziałach argumentu, w których sygnał ciśnienia parcjalego tlenu jest funkcją monotoniczną, ale mogą być różne w zależności od znaku pochodnej tego sygnału, przy czym współczynniki te można wyznaczyć eksperymentalnie.

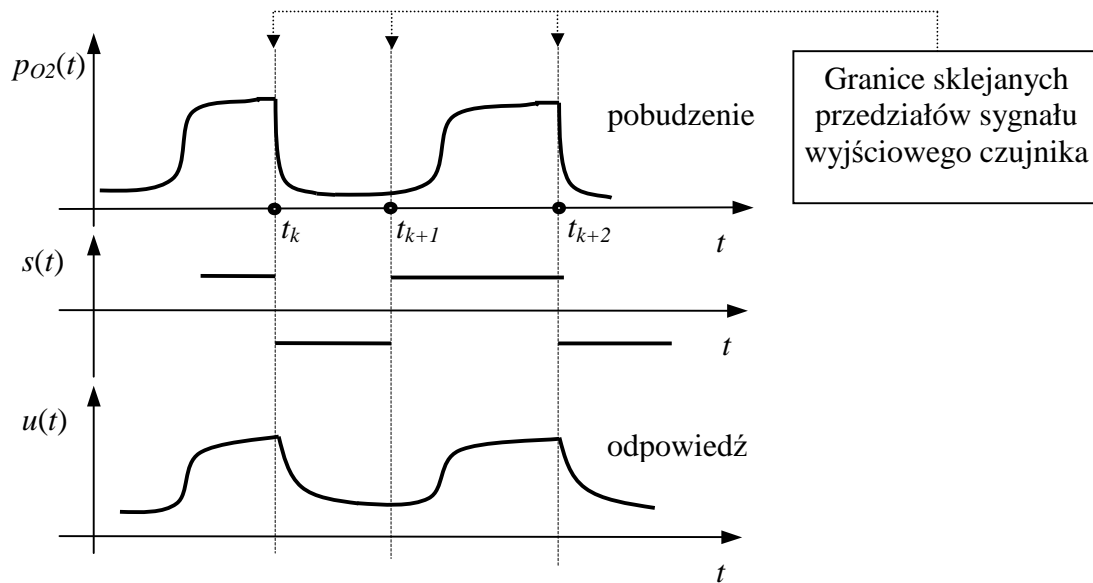
Koncepcja zastosowania modelu o szczególnej postaci, który nazwany został modelem sklejonym jest uzasadniona wspomnianą wyżej zmiennością współczynników modelu, okresowością sygnału stężenia tlenu w sygnale wyjściowym, a także monotonicznością tego sygnału w ograniczonych przedziałach argumentu, tj. czasu. Właściwości dynamiczne czujników elektrochemicznych są różne dla rosnących i malejących sygnałów wejściowych. Przedstawiają to rejestracje rzeczywistych początkowych faz odpowiedzi czujnika na zmiany stężenia tlenu pomiędzy wartościami 20.8% a 16.6%, przedstawia rysunek 4:



Rys. 4. Zarejestrowane rzeczywiste odpowiedzi na skokowe zmiany stężenia tlenu

Czujnik elektrochemiczny opisany został z dobrym przybliżeniem za pomocą układu równań różniczkowych zwyczajnych. Koncepcję działania i strukturę modelu czujnika przedstawia rysunek 5:





Rys. 5. Schemat blokowy modelu sklejanego i jego zasada zasady funkcjonowania

Działanie modelu polega na realizacji algorytmu sklejanego zmiennej $u(t)$ (sygnał wyjściowy), składa się on z następującego ciągu operacji wykonywanych na zmiennych $p_{O_2}(t)$ (sygnał wejściowy) oraz $u(t)$:

1. wyznaczenie zmiennej $s(t)$ (funkcja wyboru) oraz wartości jej argumentów t_k tworzących ciąg przedziałów $(t_k; t_{k+1})$,
2. całkowanie modeli (układów równań różniczkowych) w kolejnych przedziałach $(t_k; t_{k+1})$ dla $p_{O_2}(t)$ oraz $\{u^{(i)}(t_k)\}$,
3. wyznaczenie kolejnych wartości warunków początkowych t_k w przedziałach całkowania,
4. Sklejenie przedziałami określonej zmiennej $u(t)$ w punktach t_k .

Proces identyfikacji współczynników przeprowadzono metodą polegającą na minimalizacji odległości (różnicy) pomiędzy rzeczywistą odpowiedzią zarejestrowaną w rzeczywistym układzie oraz odpowiadającą jej odpowiedzią w modelu. Identyfikacja przeprowadzona została etapami. W pierwszej kolejności zostały zidentyfikowane współczynniki układu pneumatycznego, a następnie czujnika. Do tego celu zostały opracowane metody i układy do pobudzania rzeczywistych elementów analizatora. Do oceny jakości modeli a także do wyznaczania odległości w procesie identyfikacji zastosowano kryterium średnio kwadratowe:

$$\delta_{RMS\%} = \frac{1}{u_{\max}} \sqrt{\int_0^{t_{\max}} [u(t) - u^*(t)]^2 dt} \cdot 100 [\%]$$

- u_{\max} - maksymalna wartość sygnału wejściowego
- t_{\max} - maksymalny czas ustalania się wartości różnicy $u(t) - u^*(t)$
- $u(t)$ - odpowiedzi czujnika
- $u^*(t)$ - odpowiedzi modelu
- $t = n \cdot T_S, n=0,1,2,\dots$
- T_S - okres próbkowania

Przeskalowane zmienne $u(t)$ i $u^*(t)$, to odpowiadające sobie wartości próbek sygnałów zarejestrowanych na obiekcie i wygenerowanych przez modele, w odpowiadających sobie chwilach czasowych. Przyjęte w pracy kryterium obejmuje zarówno ocenę jakości modelu w stanie ustalonym, jak również w stanie przejściowym.

Kryterium to zastosowano również do wyznaczenia prezentowanej w tabeli 1 oceny jakości całego modelu. Do oceny jakości brane były przebiegi zmiennych odpowiedzi układu i modelu o tej samej liczbie okresów.

Zastosowane zostały pobudzenia okresowe prostokątne o zmiennym okresie i o parametrach przedstawionych w tabeli 2:

Okres pobudzenia	Odpowiadająca pobudzeniu częstotliwość oddechu BF	Jakość modelu dla pobudzenia I [Tab.12]	Jakość modelu dla pobudzenia II [Tab.12]	Jakość modelu dla pobudzenia III [Tab.12]
[s]	[1/min]	[%]	[%]	[%]
1	60	0.86	0.81	0.74
1.5	40	0.63	0.63	0.69
2	30	0.67	0.57	0.68
2.5	24	0.40	0.51	0.40
3	20	0.54	0.49	0.48
3.5	17,14	0.60	0.51	0.52
4	15	0.31	0.49	0.14
5	12	0.27	0.38	0.13
6	10	0.10	0.32	0.03
7	*	0.55	0.66	0.40
8	*	0.57	0.67	0.50
9	*	0.76	0.96	0.82
10	*	0.76	0.88	0.84
11	*	0.77	0.82	0.84
12	*	0.70	0.86	0.68
13	*	0.76	0.96	0.65
14	*	0.80	0.80	0.88
15	*	0.84	1.00	0.69
16	*	0.76	0.85	0.73
17	*	0.77	0.97	0.82

*nieprawdopodobny (z punktu widzenia częstotliwości oddychania w badaniach wysiłkowych) zakres częstotliwości oddechu, rejestracje wykonane z powodu uzyskiwania wartości ustalonej w przebiegu wyjściowym czujnika.

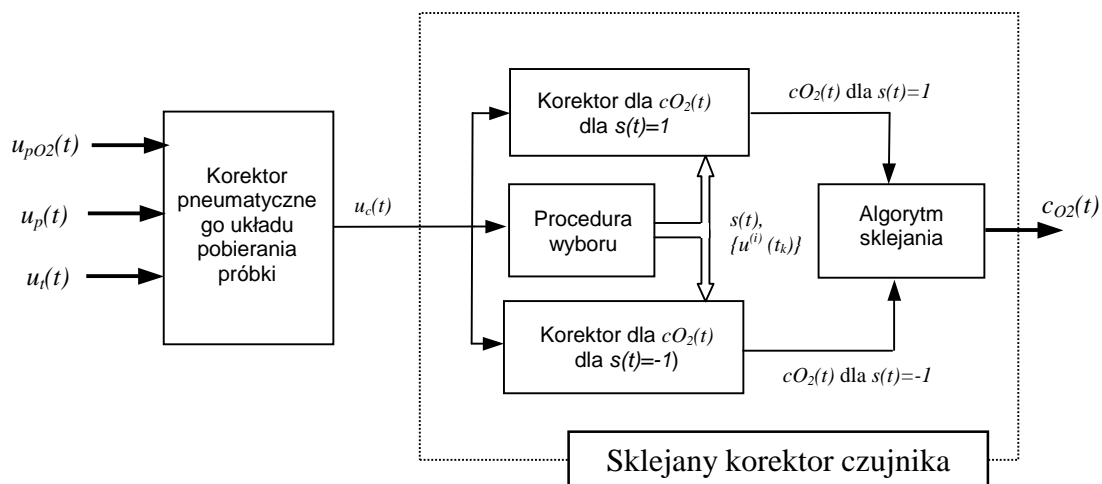
Tab.1. Ocena jakości modelu łącznego układu analizatora wykonana za pomocą sygnałów o parametrach tabeli 1

Pobudzenie I	Zmiana stężenia z tlenu 20.8% (powietrze atmosferyczne) na 15.1% (mieszanka wzorcowa).
Pobudzenie II	Zmiana stężenia tlenu z 20.8% (powietrze atmosferyczne) na 17.6% mieszanka wzorcowa zmieszana z powietrzem.
Pobudzenie III	Zmiana stężenia tlenu z 20.8% (powietrze atmosferyczne) na 19.4% mieszanka wzorcowa zmieszana z powietrzem.

Tab.2. Zestawienie parametrów sygnałów testowych

Przedstawione w tabeli 1 wyniki weryfikacji łącznego modelu badanego układu analizatora wskazują, że łączny błąd odwzorowania analizatora w modelu z uwzględnieniem stanów dynamicznych nie przekracza 1%. Wyniki te zatem świadczą o dość dobrym przybliżeniu przez model rzeczywistego układu. Częstotliwości pobudzenia zostały tak dobrane, aby w części odpowiadały zakresowi częstotliwości oddychania.

Struktura układu korektora powtarza strukturę pełnego modelu analizatora, przedstawia ją rysunek 6.

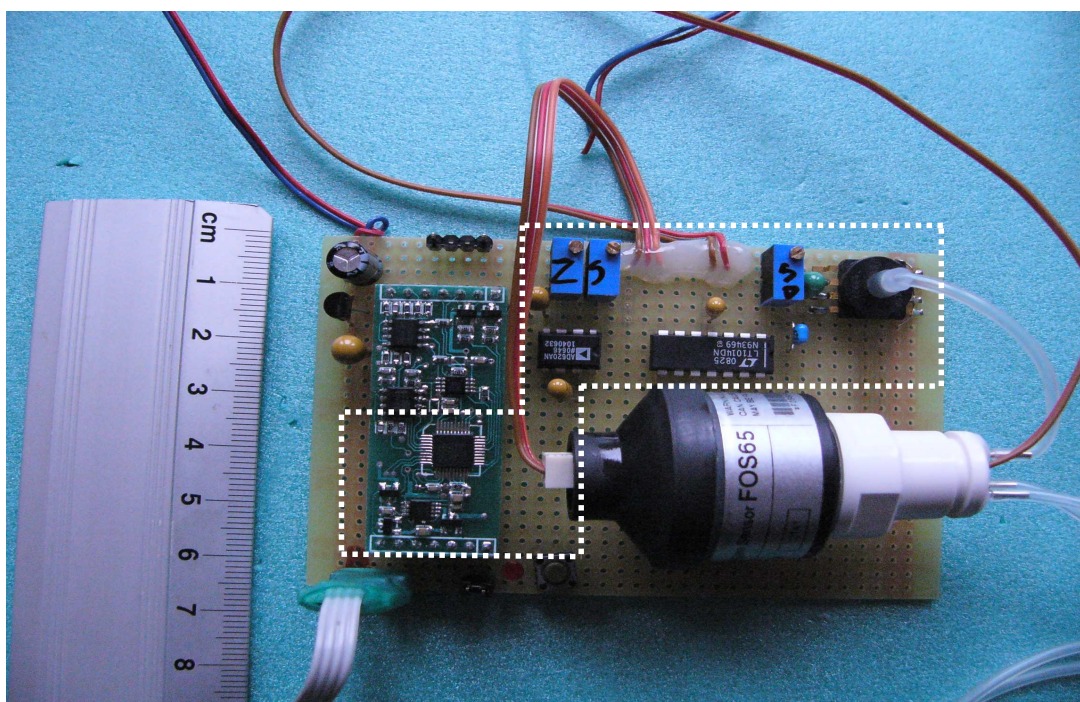


Rys.6. Schemat blokowy układu korektora, w którym zastosowano odwrotny model sklejany czujnika

Na wejściu algorytmu korektora znajduje się moduł realizujący korekcję wpływu układu pneumatycznego. Do modułu tego wchodzi wszystkie sygnały wejściowe, tzn. $u_{pO_2}(t)$ - sygnał z czujnika stężenia tlenu, $u_p(t)$ - sygnał ciśnienia w komorze czujnika i $u_t(t)$ - sygnał temperatury w komorze czujnika. Moduł ten realizuje również korekcję statyczną polegającą na przeskalowaniu liniowym sygnału wyjściowego. Sygnałem wyjściowym z tego bloku jest sygnał stężenia $u_c(t)$ nie skorygowany dynamicznie. Sygnałem tym pobudzany jest algorytm

korektora, będący strukturalnym odzwierciedleniem przyjętego modelu sklejonego czujnika. Korektor czujnika składa się z dwóch identycznych bloków będących modułami korekcji dynamicznej, realizujących korekcję w oparciu o dwa zestawy współczynników. Jest to model odwrotny do sparametryzowanego modelu sklejonego czujnika. Tak samo jak w modelu, korektor ma procedurę wyboru grupy współczynników w zależności od znaku pochodnej sygnału wejściowego $u_c(t)$. Ostatnim elementem w układzie korektora jest algorytm sklejania. Algorytm ten odpowiedzialny jest za odpowiednie sklejenie uzyskanych sygnałów z modułów dynamicznych. Program korektora zawiera dodatkowo na wejściu i wyjściu filtry cyfrowe ograniczające pasmo sygnału wejściowego i wyjściowego w celu wygładzenia tych sygnałów.

Algorytm korektora został zaprojektowany w Matlabie oraz zaimplementowany w jednocukłowym mikrokontrolerze typu ADUC7020 produkcji Analog Devices. Zaproponowane rozwiązanie sprzętowe ma na celu zbudowanie całego toru analogowego i cyfrowego korektora w maksymalnie zwartej, miniaturowej postaci, tak żeby można było go zintegrować z czujnikiem, w efekcie czego uzyskany został przetwornik stężenia tlenu o nowych właściwościach pomiarowych. Zbudowany korektor uwzględnia ponadto właściwości dynamiczne, pneumatycznego układu pobierania próbki. Prototyp tego układu przedstawiają fotografie na rysunku 7.



Rys.7. Fotografia prototypu układu złożonego z czujnika FOS65 współpracującego z cyfrowo zrealizowanym korektorem uwzględniającym sklejaną model czujnika.

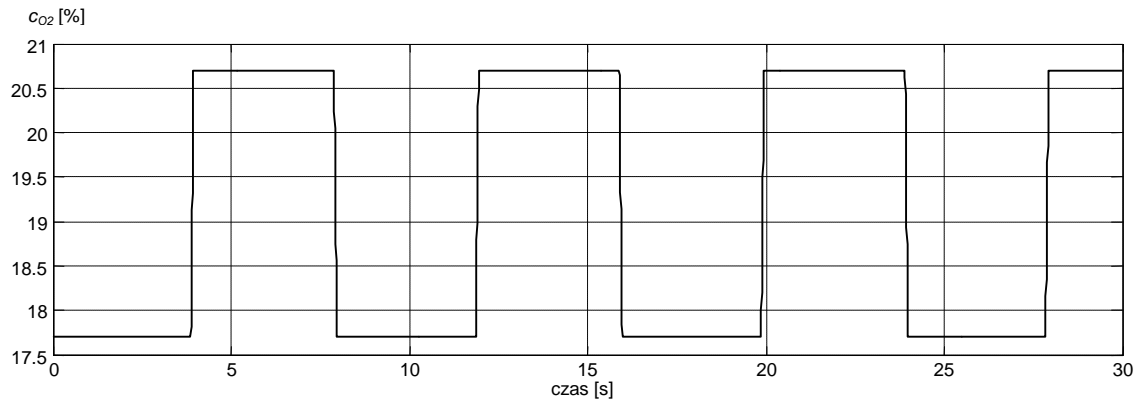
Jakość działania korektora z modelem sklejanym czujnika została porównana w badaniach modelowych z jakością działania następujących innych korektorów:

- korektora uwzględniającego model o postaci równania różniczkowego wyższego rzędu (takiego samego jak w modelu sklejanym), ale bez operacji sklejenia,
- korektora uwzględniającego model pierwszego rzędu, o stałej czasowej 100[ms], podawanej w danych katalogowych czujnika stężenia tlenu [12].

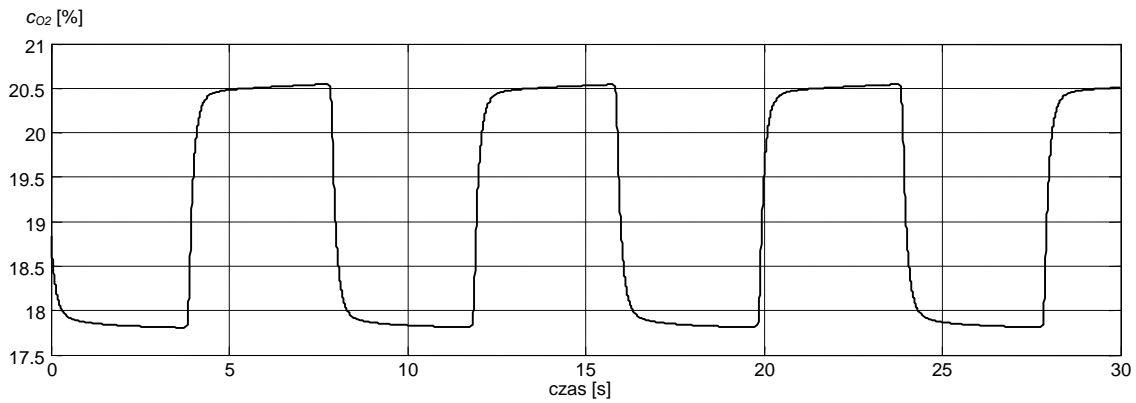
Uzyskane wyniki badań modelowych zostały przedstawione na rysunku 8 i porównane z efektem działania korektora zaimplementowanego w wybranym mikrokontrolerze. Opracowano także sposób pobudzania rzeczywistego układu analizatora falą stężenia zbliżoną do fali prostokątnej o znanych wartościach ustalonych.

Układ z korektorem zaimplementowanym w mikrokontrolerze przed oceną jakości działania, został statycznie skalibrowany dla dwóch stężeń tlenu. Jedno stężenie tlenu pochodziło z powietrza atmosferycznego, drugie było z mieszanki kalibracyjnej o znanym stężeniu tlenu. Do pozostałych symulacji w pakiecie Matlab, wykorzystane zostały pobudzenia o takich samych amplitudach stężenia tlenu i częstotliwościach jak w pomiarach rzeczywistego układu analizatora z korektorem sklejanym. Do oceny jakości zastosowano kryterium średniokwadratowe przedstawione powyżej. Wyznaczone miary jakości działania analizatora z elektrochemicznym czujnikiem stężenia tlenu i zaproponowanym korektorem uwzględniającym sklejaną model czujnika zrealizowane w pakiecie Matlab i mikrokontrolerze zostały odniesione do wyników działania korektorów porównawczych. Uzyskane wyniki zostały przedstawione w tabeli 3:

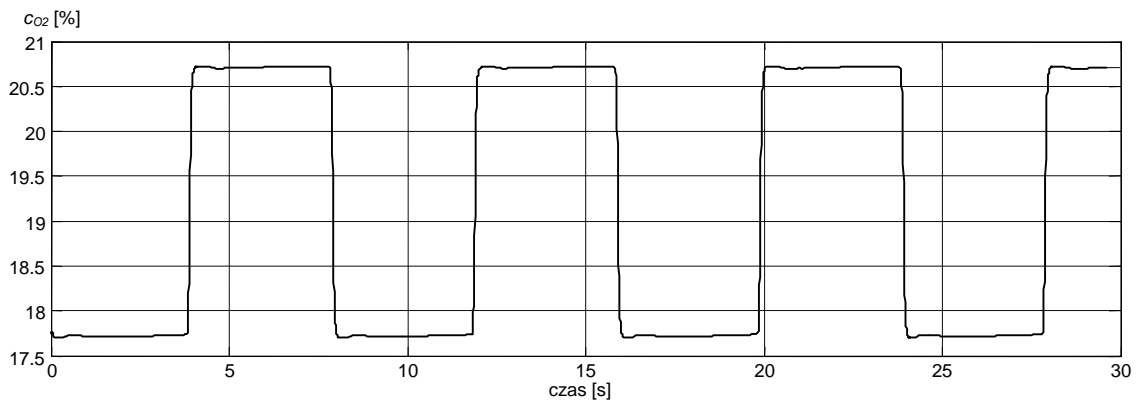
Skuteczność korekcji sprawdzono dla takich samych pobudzeń modelu i układu rzeczywistego. Uzyskane wyniki zostały zaprezentowane na rysunku 8.



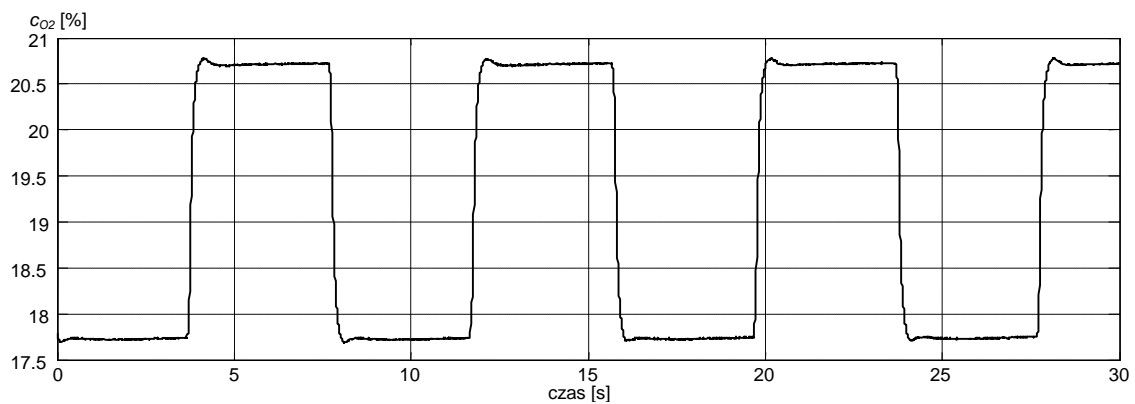
a) Fala zmian stężenia pobudzająca model



b) Fala zmian stężenia pobudzająca korektor, generowana przez sklejany model czujnika zrealizowany w Matlabie



c) Fala zmian stężenia odtworzona przez korektor zrealizowany w Matlabie



d) Fala zmian stężenia odtworzona przez korektor zrealizowany w mikrokontrolerze

Rys.8. Przykładowe przebiegi zmian stężenia zarejestrowane w układzie z korektorem zrealizowanym w Matlabie i mikrokontrolerze

Częstotliwość sygnału testowego	I	II	III	IV	V
[1/s]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
0.1	0.59	0.34	0.34	0.34	0.39
0.33	0.76	0.34	0.34	0.39	0.48
0.5	0.96	0.43	0.49	0.48	0.67
0.66	1.07	0.53	0.52	0.55	0.87
1	1.5	0.63	0.65	0.66	1.11
1.33	2.34	0.77	0.90	1.01	1.59
1.5	2.97	0.92	1.11	1.20	1.88
1.66	3.67	1.16	1.45	1.54	2.22
2	5.07	1.59	1.74	2.17	3.43

Tab.3. Porównanie miary jakości działania zaproponowanego korektora zrealizowanego w Matlabie (II) i w mikrokontrolerze (III) zestawione z wynikami korekcji układami uwzględniającymi modele czujnika w postaci pierwszego rzędu (V) i wyższego rzędu (IV) oraz z modelem analizatora bez korekcji (I).

3. Podsumowanie

W pracy wykazano że elementem decydującym o właściwościach dynamicznych analizatora stężenia tlenu jest czujnik elektrochemiczny. Wykazano ponadto, że czujniki te charakteryzuje nieliniowa dynamika, a przebieg odpowiedzi na skokowe pobudzenie szybkiego czujnika elektrochemicznego składa się z szybkiej fazy narastania i wolniejszej fazy stabilizacji. Wykazano w badaniach modelowych, że przyjmowanie podawanego przez producentów czasu T_{10-90} jako parametru zastępczego modelu liniowego (pierwszego rzędu) jest błędne. Nieliniowa dynamika czujnika, a w konsekwencji dynamika całego układu analizatora stężenia tlenu, zostały uwzględnione w strukturze sklejonego modelu czujnika i w strukturze korektora.

Uzyskane wyniki korekcji mierzonego sygnału stężenia tlenu są zadowalające o czym świadczą wyniki zawarte w tabeli 3. Należy podkreślić, że zbudowany analizator wraz z korektorem jest układem o skorygowanej nieliniowej dynamice elektrochemicznego czujnika. Zastosowana metoda korekcji nieliniowej dynamiki wykorzystuje algorytm odwrotny do sparametryzowanego modelu sklejonego [6].

W ramach rozprawy korektor taki został zbudowany i zaimplementowany w pojedynczym układzie mikroprocesorowym przedstawionym na fotografii rys.7. W przekonaniu autora rozprawy podobny sposób korekcji właściwości dynamicznych można zastosować do innych czujników elektrochemicznych.

Możliwe jest również stosowanie skorygowanego układu analizatora z elektrochemicznym czujnikiem stężenia gazu (niekoniecznie tlenu) w innych dziedzinach niż medycyna np. w przemyśle, ochronie środowiska lub rolnictwie.

4. Literatura

- [1] Arnold, John H., Stenz, Rudiger I., Thompson, John E., Arnold, Lucy W.: Noninvasive determination of cardiac output using single breath CO sub 2 analysis. *Clinical Care Medicine* Volume 24(10), October 1996, pp 1701-1705
- [2] Kawalec – Pietrenko B., Pietrenko W., Chachulski B.: Sygnał amperometrycznego czujnika tlenu w strumieniu powietrza domieszkowanego parami substancji organicznych. *PAK*, 10/1999.
- [3] Nakat S., Tekamura K., Neya K.: Chemical Sensor Based on Nonlinearity: Principle and Application. *Analytical Sciences* Vol.17 2001.
- [4] Pardo A., Marco S., Samitier J.: Nonlinear inverse dynamic models of gas sensing systems based on chemical sensor arrays for quantitative measurements. *IEEE Transactions*, Vol. 47, 1998.
- [5] Pisarkiewicz T.: Mikrosensory gazów. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne AGH, Kraków 2007.
- [6] Przybyło T., Szyper M.: Sklejany model właściwości dynamicznych elektrochemicznego czujnika tlenu. *Kongres Metrologii*, Kraków 2007. Wydawnictwo PAK.
- [7] Sunl Y., Huang X., Mengl F., Liu1 J.: Study of Influencing Factors of Dynamic Measurements Based on SnO2 Gas Sensor. *Sensors*, 2004, 4, 95-104.
- [8] Tai-Jim Kian: Simultaneous determination of oxygen transport characteristics of six membranes by hexagonal dissolved oxygen sensor system. *Sensors and Actuators*, B72 (2001) 11-20.
- [9] Warburton P. R., Scott Sawtelle R., Wtson A., Wang A. Q.: Failure prediction a galvanic oxygen sensor. *Sensors and Actuators*, B72 (2001) 197-203.

- [10] Wiora A., Wior J., Kozyra A.: Dynamic Models of ion-selective electrodes with their electronic interface. *Metrology and Measurement Systems*, vol. XIII 4/2006.
- [11] Yo K., Toshiharu M.: A real-time intelligent gas sensor system using a nonlinear dynamic response. *Sensors and Actuators, B, Chemical* ISSN 0925-4005, 2007, vol. 120.

Materiały firmowe

- [12] Materiały firmowe: FOS65 Oxygen Sensor. International Technologies Doctor Gambert GmbH.