

Gabriel BUCHAŁA, Janusz GAJDA, Ryszard SROKA, Tadeusz ŻEGLEŃ

ZAKŁAD METROLOGII
WYDZIAŁ EAIIE AGH w KRAKOWIE

System do pomiaru limitowania przepływu wydechowego metodą NEP

Mgr inż. Gabriel Buchała

Studia na Wydziale Elektrotechniki, Automatyki i Elektroniki na Akademii Górniczo-Hutniczej im. Stanisława Staszica w Krakowie. Dyplom z zakresu automatyki i metrologii w czerwcu 1996 roku. Obecnie jest zatrudniony na stanowisku asystenta w Zakładzie Metrologii Wydziału EAIIE. Główne zainteresowania naukowe to rozproszone systemy pomiarowe, transmisja danych, w tym z użyciem modemów i radiomodemów GSM, systemy wizualizacji i integracji procesów MMI/SCADA, pomiary wielkości nieelektrycznych metodami elektrycznymi. Dodatkowo zajmuje się pomiarem impedancji dróg oddechowych i identyfikacją ich modeli w zastosowaniach medycznych.



dr inż. Ryszard Sroka

Urodzony 4 listopada 1964 r. Ukończył studia na wydziale Elektrotechniki, Automatyki i Elektroniki AGH w Krakowie w 1989 r. W 1995 r. uzyskał stopień doktora na tym samym wydziale. Autor ponad 50 prac i współautor książki z zakresu pomiarów i modelowania systemów pomiarowych. Pracuje jako adiunkt w Zakładzie Metrologii AGH w Krakowie.



Prof. dr hab. inż. Janusz Gajda

Urodzony 21 maja 1954 r. Ukończył studia na Wydziale Elektrotechniki Górniczej i Hutniczej AGH w 1978 roku. W 1985 r. uzyskał stopień doktora a w 1992r stopień doktora habilitowanego. Obydwa stopnie uzyskał na Wydziale EAIIE AGH. W 2001 r. Prezydent RP nadał mu tytuł profesora nauk technicznych.

Autor ponad 80 prac, 1 monografii, współautor 2 książek z zakresu pomiarów, modelowania i badań symulacyjnych systemów pomiarowych, identyfikacji obiektów oraz przetwarzania sygnałów. Wypromował 2 doktorów. Od 1999 roku jest Kierownikiem Zakładu Metrologii AGH.



dr inż. Tadeusz Żegleń

Adiunkt w Zakładzie Metrologii Wydziału Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Specjalista z zakresu metrologii elektrycznej i komputerowych systemów pomiarowych.



STRESZCZENIE

W pracy przedstawiono komputerowy system pomiarowy skonstruowany w Zakładzie Metrologii AGH i przeznaczony do badania zjawiska limitowania przepływu wydechowego u dzieci z przewlekłymi chorobami układu oddechowego. Zastosowana metoda badania polega na pobudzaniu układu oddechowego ujemnymi impulsami ciśnienia (negative expiratory pressure pulses – NEP), generowanymi u wylotu dróg oddechowych pacjenta. Skonstruowany system umożliwia cyfrową rejestrację wymuszonych zmian ciśnienia oraz odpowiadających im zmian przepływu powietrza. Wyniki pomiaru są przetwarzane w celu wyznaczenia wartości parametrów kryterialnych jak również są prezentowane w postaci graficznej w celu ułatwienia procesu diagnostycznego.

ABSTRACT

The digital measurement system designed for investigation of the expiratory flow limitation phenomenon is presented in the paper. The presented system was assembled and programmed in Department of Instrumentation and Measurement University of Mining and Metallurgy. The applied measuring method depends on excitation of the tested respiratory system by negative expiratory pressure pulses - NEP, generated at outlet of patient airducts. The system allows acquisition of the measured data of forced pressure pulse and corresponding time course of the volumetric air-flow. The diagnostic parameters are estimated as the results of on-line data processing. The graphical presentation of the measuring results on the monitor screen increases effectiveness of the diagnostic process.

1. WSTĘP

W przewlekłych chorobach układu oddechowego może dochodzić do zmian funkcjonalnych w układzie oddechowym, prowadzących

w efekcie do wystąpienia zjawiska limitowania przepływu wydechowego (*expiratory flow limitation – EFL*). Zjawisko to polega na ograniczeniu przepływu wydychanego powietrza na pewnym maksymalnym poziomie, osiąganym już podczas spokojnego wydechu. Dalszy wzrost różnicy ciśnień pomiędzy pęcherzykami płucnymi a wylotem dróg oddechowych nie powoduje w takim przypadku wzrostu przepływu. W przypadku wystąpienia zjawiska EFL związek pomiędzy przepływem powietrza a różnicą ciśnień staje się mocno nieliniowy.

W połowie lat dziewięćdziesiątych została zaproponowana nowa, stosunkowo prosta metoda badania zjawiska EFL [1, 2]. Polega ona na generowaniu u wylotu dróg oddechowych pacjenta, krótkich ujemnych impulsów ciśnienia (*negative expiratory pressure pulses – NEP*) o niewielkiej amplitudzie wynoszącej ok. 5 cmH₂O. Impulsy te rozpoczynają się kilkadziesiąt milisekund po rozpoczęciu swobodnego wydechu i trwają do jego zakończenia. Przedmiotem analizy jest zarejestrowana podczas takiego badania krzywa przedstawiona w układzie przepływ – objętość. U pacjentów, u których nie występuje zjawisko EFL podanie ujemnego impulsu ciśnienia powoduje wzrost przepływu ponad poziom występujący podczas swobodnego wydechu. Wzrost przepływu lub jego brak jest wyraźnie widoczny na rejestrowanej krzywej przepływu – objętości.

Metoda NEP stosowana w diagnozowaniu i badaniu limitowania przepływu wydechowego posiada kilka istotnych zalet, do których w pierwszej kolejności należy zaliczyć:

- ▶ brak konieczności wykonywania przez badanych pacjentów forsownych manewrów oddechowych,
- ▶ umożliwia wykonanie pomiarów przyłóżkowych, a więc w pozycji leżącej,
- ▶ pozwala na obiektywizację wyników badań polegającą na uniezależnieniu ich od motywacji pacjenta do wykonania manewrów oddechowych wymaganych w innych badaniach (np. manewr natężonego wydechu).

W pracy przedstawiono system pomiarowy umożliwiający realizację metody NEP. System ten został zbudowany w Zakładzie Metrologii AGH przy współpracy z Instytutem Gruźlicy i Chorób Płuc, ZP w Rabce. Opisano podstawowe właściwości metrologiczne i użytkowe zbudowanego systemu. Zaprezentowano przykładowe wyniki pomiarów przeprowadzonych przy jego użyciu.

2. OPIS SYSTEMU POMIAROWEGO

Schemat oraz zdjęcie systemu pomiarowego przedstawia rysunek 1. Jego zasadniczymi elementami są: czujnik ciśnienia wydechanego powietrza (1), przepływomierz (2), aparat Venturiego umożliwiający generowanie impulsów NEP (3), układy kondycjonowania sygnałów pomiarowych (4) oraz komputer wraz z kartą pomiarową i oprogramowaniem (5). System zawiera tor pomiaru ciśnienia oraz tor pomiaru objętościowego przepływu oddechowego. Ciśnienie jest mierzone różnicowym (pomiar względem ciśnienia atmosferycznego) czujnikiem serii MP45-871 o zakresie pomiarowym 88,0 cmH₂O, firmy Validyne. Do pomiaru przepływu oddechowego zastosowano pneumatometr typ 3700A firmy Hans Rudolph Inc. (odpowiednik Fleisch 2), współpracujący z różnicowym czujnikiem ciśnienia serii MP45-871 o zakresie pomiarowym 2.25 cmH₂O. Parametry zastosowanych czujników zestawiono w tabelach 1 i 2.

Kalibrowany zakres przepływu	0 - 2.666 l/s
Objętość (martwa) pomiędzy końcówkami pneumatometru	14.16 ml
Różnicowe ciśnienie odpowiadające określonemu przepływowi	16 mmH ₂ O/160 l/min
Współczynnik kalibracji	0.10
Błąd wyznaczenia współczynnika kalibracji	<1%
Oporo pneumatyczny	0.3 cmH ₂ O/16 l/min
	2.2/80
	7.0/160

Tab 1. Parametry pneumatometru firmy Rudolph Inc. typ 3700 A

Zakres pomiarowy	2.25 cmH ₂ O	88.0 cmH ₂ O
Maksymalny błąd pomiaru	+/- 0.5% zakresu	
Histeresa	0.25%	
Maksymalne dopuszczalne ciśnienie	200% zakresu lub 200 cmH ₂ O	
Zakres temperatury	0 °C - 85 °C	
Temperaturowy wsp. zera	0.02% zakresu / °C	
temperaturowy wsp. wzmocnienia	0.04% / °C	
objętość pomiarowa czujnika	0.16 cm ³	

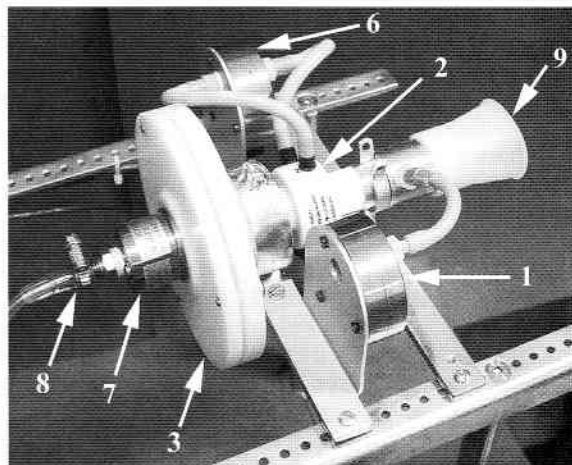
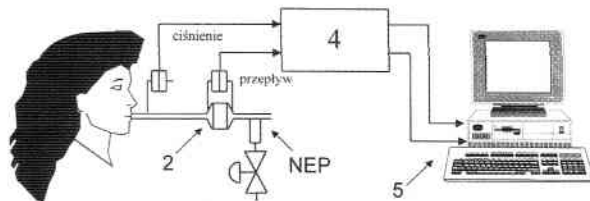
Tab 2. Parametry czujników ciśnienia firmy Validyne Eng. Corp., serii MP45-871

Po załączeniu zasilania system wymaga nagrzewania przez okres 20-30 min. Zapewnia to stabilizację warunków pracy czujników oraz współpracujących z nimi układów kondycjonowania. Oprogramowanie sterujące systemem oraz zbierające i przetwarzające dane pomiarowe może być uruchomione po tym okresie. Oprogramowanie to pracuje w środowisku DOS i jego uruchomienie następuje poprzez wywołanie nazwy pliku. Zerowanie obydwu torów pomiarowych (toru pomiaru ciśnienia i przepływu) odbywa się automatycznie. Decyzję o ewentualnym kalibrowaniu obu torów podejmuje operator. Kalibrowanie toru pomiaru ciśnienia wymaga użycia kalibratora ciśnienia i polega na podaniu ustalonej

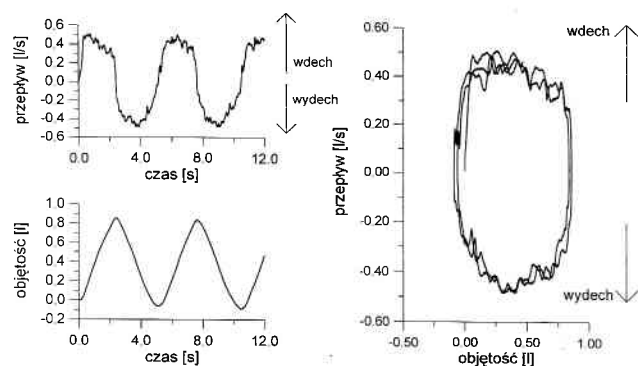
wartości ciśnienia na wejście czujnika (czujnik 1 na rys. 1). Kalibrację toru pomiaru przepływu przeprowadza się przy użyciu wzorcowej pompki o objętości równej 1l. Pompowanie należy przeprowadzić dwukrotnie (jeden wdech i jeden wydech) potwierdzając każdorazowo na klawiaturze poprawność wykonania manewru. Na tej podstawie zostają wyznaczone współczynniki przeliczeniowe pozwalające przyporządkować wartościom napięcia wyjściowego układów kondycjonowania sygnałów w obu torach pomiarowych, odpowiednio jednostek ciśnienia cmH₂O oraz jednostek przepływu l/s. System jest gotowy do pracy.

Przed przystąpieniem do badania operator przeprowadzający badanie ustawia parametry eksperymentu pomiarowego, który zamierza przeprowadzić. Parametrami wymagającymi ustawienia są:

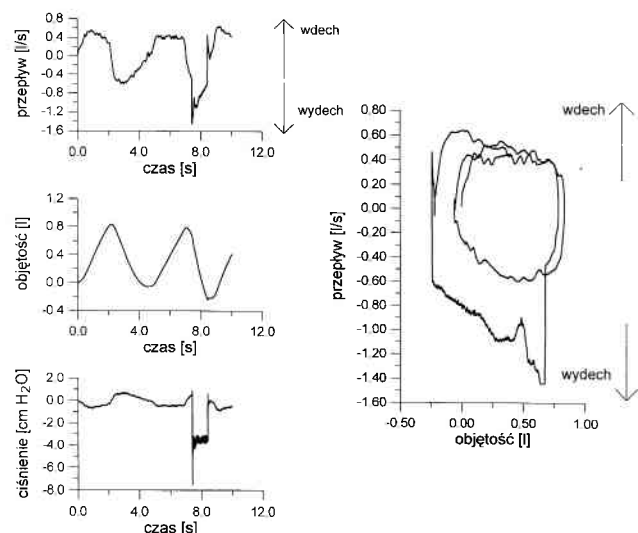
- czas obserwacji T_{ob} oznaczający czas akwizycji danych pomiarowych. Czas ten może być zmieniany w przedziale od 4s-16s. Ponieważ liczba próbek każdego z rejestrowanych sygnałów (ciśnienie i przepływ) jest stała i wynosi 16 000 (zapewnia to stałą długość ciągów danych niezależną od parametrów eksperymentu) to zmiana czasu obserwacji powoduje odpowiednią zmianę częstotliwości próbkowania. Najwyższa częstotliwość próbkowania odpowiada najkrótszemu czasowi obserwacji i wynosi 4kHz/kanał.
- czas trwania impulsu NEP - t_{NEP} . Parametr ten może być zmieniany w przedziale 200ms-2,0s. O momencie wyzwolenia impulsu NEP decyduje operator na podstawie obserwacji zmiennego w czasie przepływu oddechowego pacjenta. Po naciśnięciu przycisku wyzwalającego sterowanie impulsem NEP przejmuje komputer, który otwiera zawór doprowadzający sprężone powietrze do aparatu Venturiego na czas t_{NEP} . Amplitudę impulsu reguluje się poprzez nastawienie ciśnienia doprowadzanego powietrza. System umożliwia regulację amplitudy impulsów NEP w zakresie do 10 cmH₂O. Czas narastania impulsu NEP zależy od charakterystyki użytego elektrozaworu i w zbudowanym systemie nie przekracza 5 ms.



Rys. 1. Schemat oraz zdjęcie stanowiska pomiarowego do pomiaru limitowania przepływu wydechowego metodą NEP. 1 - czujnik ciśnienia wydechanego powietrza, 2 - przepływomierz, 3 - aparat Venturiego umożliwiający generowanie impulsów NEP, 4 - układy kondycjonowania sygnałów pomiarowych, 5 - komputer wraz z kartą pomiarową i oprogramowaniem, 6 - czujnik ciśnienia współpracujący z pneumatometrem, 7 - elektrozawór sterujący przepływem sprężonego powietrza, 8 - doprowadzenie sprężonego powietrza, 9 - ustnik.



Rys. 2a. Przykładowe wyniki pomiarów przepływu oddechowego - osobniczy wzorzec oddechowy.



Rys. 2b. Przykładowe wyniki pomiaru przepływu oddechowego - charakterystyka NEP

Badanie pacjenta rozpoczyna się od wpisania danych identyfikacyjnych - numeru pacjenta i informacji o pacjencie - imię i nazwisko, data urodzenia, krótka informacja o historii choroby. Dane te są przechowywane w tworzonej bazie danych, w której jest również zawarta informacja o nazwach zbiorów danych zawierających wyniki badań. Nazwy te są nadawane przez przeprowadzającego badania. Dane identyfikacyjne pacjenta są dopisywane jako nagłówek do zbioru danych pomiarowych zarejestrowanych podczas badania.

Rejestrowane przebiegi czasowe ciśnienia i przepływu są wizualizowane na bieżąco na dwóch ekranach graficznych, na jednym każda z wielkości w funkcji czasu na drugim w układzie współrzędnych przepływ - objętość. W pamięci komputera zostają zapisane ciągi danych w postaci kolejnych próbek ciśnienia, przepływu i objętości wydychanego powietrza. Efektem każdego badania są dwa takie zbiory. Jeden zawiera wymienione przebiegi zarejestrowane podczas spokojnego oddechu pacjenta - zbiór ten stanowi tzw. wzorzec osobniczy. Drugi zbiór zawiera przebiegi czasowe tych samych wielkości uzyskane w przypadku, gdy w wybranej fazie oddechu został wygenerowany impuls NEP o zadanych parametrach. Przykładowe wyniki pomiaru obu charakterystyk przedstawiono na rysunkach 2a i 2b.

Zebrane wyniki pomiarowe są przetwarzane w celu wyznaczenia następujących parametrów diagnostycznych:

- czasu wdechu T_i [s], rozumianego jako długość interwału czasowego, w którym jest obserwowany dodatni przepływ powietrza u wylotu dróg oddechowych pacjenta,
- czasu wydechu T_e [s], rozumianego przez analogię jako długość

interwału czasowego, w którym występuje ujemny przepływ oddechowy,

- średniego przepływu wdechowego V_i [l/s], rozumianego jako całkowita objętość V_i powietrza wdychanego w jednym cyklu oddechowym podzielona przez czas T_i tj. $V_i = V_i/T_i$,
- maksymalnego przepływu wydechowego $\dot{V}_{e,max}$, rozumianego jako minimalna (ujemna) wartość przepływu zarejestrowana podczas wydechu,
- czasu $T_{e,max}$ osiągnięcia maksymalnego przepływu wydechowego $\dot{V}_{e,max}$, liczonego od chwili rozpoczęcia fazy wydechu. Z diagnostycznego punktu widzenia istotna jest wartość ilorazu $T_{e,max}/T_e$.

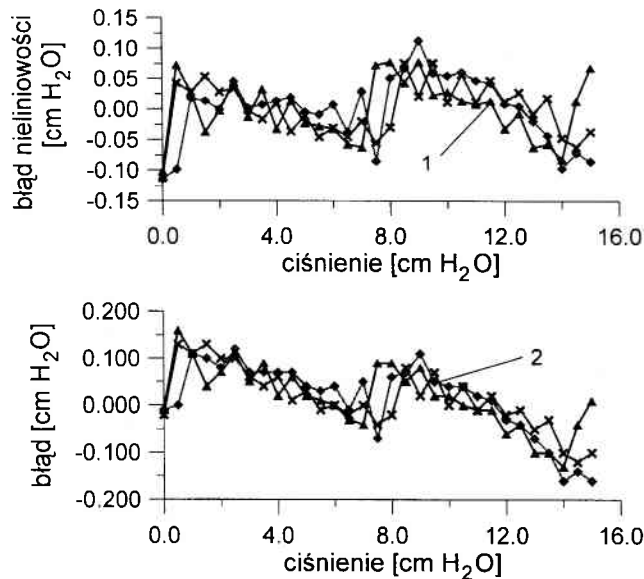
Wszystkie powyższe wymienione parametry są wyliczane na podstawie wyników pomiarowych uzyskanych podczas swobodnego oddechu i charakteryzują tzw. osobniczy wzorzec oddechowy. Wyniki pomiarów przeprowadzonych po wymuszeniu NEP służą do wyznaczenia parametrów czasowych T_i i T_e oraz różnicy w średnim przepływie wydechowym pomiędzy wzorcem oddechowym i cyklem, w którym został wymuszony NEP.

3. BADANIA EKSPERYMENTALNE.

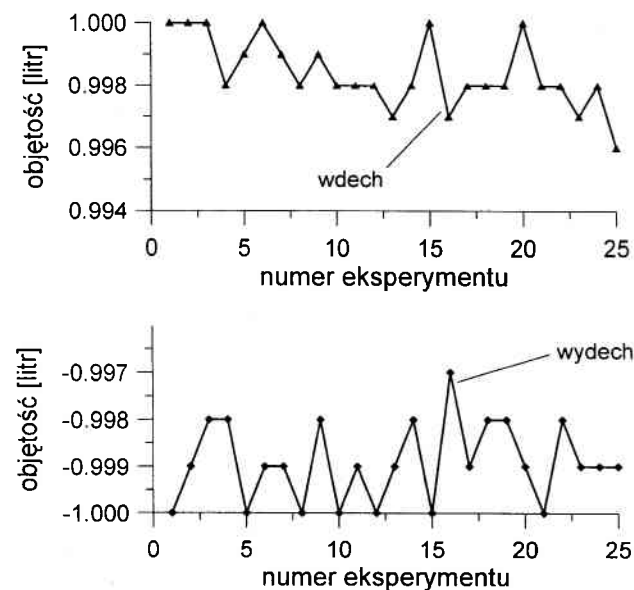
W celu określenia podstawowych właściwości metrologicznych zbudowanego systemu pomiarowego przeprowadzono badania eksperymentalne obu torów pomiarowych. Badania te obejmowały wyznaczenie:

- charakterystyk statycznych toru pomiaru ciśnienia. Charakterystyki te zostały wyznaczone kilkakrotnie po uprzednim przeprowadzeniu zerowania i kalibracji toru pomiarowego. Zakres pomiaru ciśnienia oddechowego został ustalony na 15 cmH₂O. W tym zakresie tor pomiaru ciśnienia ma liniową charakterystykę statyczną. Całkowity błąd pomiaru ciśnienia nie przekracza w całym zakresie wartości 0,15 cmH₂O. Składa się na niego błąd zero a wartości nie większej niż 0,10 cmH₂O oraz błąd nieliniowości o wartości maksymalnej nie przekraczającej 0,11 cmH₂O. Na rysunku 3 przedstawiono trzy pomiarowo wyznaczone realizacje błędów pomiaru ciśnienia (całkowitego i nieliniowości) w całym zakresie pomiarowym.
- błędów przypadkowych pomiaru wzorcowej objętości przepływającego powietrza. Błędy te wyznaczono powtarzając wielokrotnie pomiar wzorcowej objętości (1l), po uprzednim wyzerowaniu i wykalibrowaniu toru pomiaru przepływu. Wyniki pomiaru dla obu kierunków przepływu powietrza „wdech/ wydech” przedstawiono na rysunku 4. Wartości średnie wyniku pomiaru dla obu kierunków przepływu powietrza wynoszą odpowiednio 0,9984 l oraz -0,9989 l, odchylenia standardowe są natomiast równe 11,0•10⁻⁴ l oraz 8,6•10⁻⁴ l. W przeprowadzonych eksperymentach używano ręcznej pompy. Na tym poziomie dokładności pomiaru istotne znaczenie mają ruchy pompy względem pneumatometru, które generują przypadkowe zmiany zadawanej objętości.
- krótkoterminowej (10h) i długoterminowej (10 dni) zmienności współczynnika kalibracji toru ciśnienia. Charakterystyki te pozwalają ocenić dopuszczalną długość interwałów czasowych pomiędzy kolejnymi kalibracjami toru. Obserwowane zmiany współczynnika kalibracji mają charakter przypadkowy. Odchylenie standardowe charakteryzujące intensywność tych zmian wynosi odpowiednio 0,019 cmH₂O/V dla okresu obserwacji 10h i 0,030 cmH₂O/V dla 10 dni. Błąd pomiaru spowodowany zmiennością parametrów toru pomiaru ciśnienia ma również charakter przypadkowy. Jego maksymalna wartość wyznaczona dla obu okresów obserwacji systemu wynosi 1.1% zakresu pomiarowego (rysunek 5).
- krótkoterminowej (10h) i długoterminowej (10 dni) zmienności współczynnika kalibracji toru pomiaru przepływu. Podobnie jak w przypadku toru pomiaru ciśnienia charakterystyki te po-

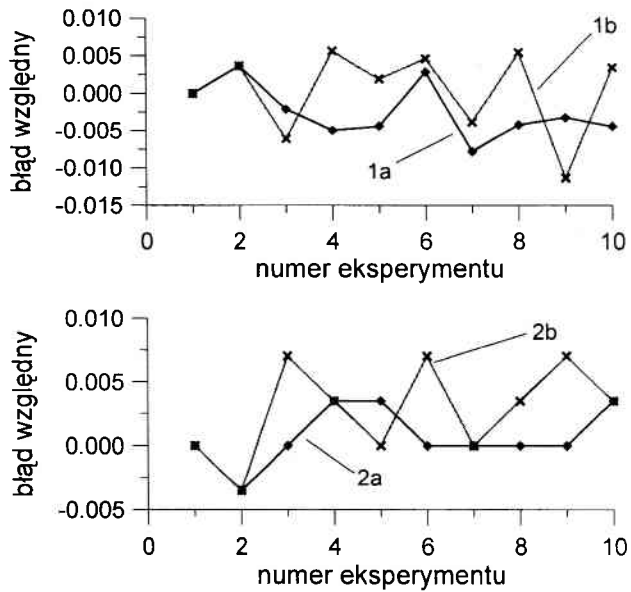
zwalają na określenie maksymalnej, dopuszczalnej przerwy pomiędzy kolejnymi kalibracjami toru pomiaru przepływu. Również obserwowana zmienność parametrów toru pomiaru przepływu ma charakter przypadkowy. Odchylenia standardowe tych zmian wynoszą $6,32 \cdot 10^{-4} // V$ dla okresu obserwacji 10h oraz $10,0 \cdot 10^{-4} // V$ dla okresu obserwacji 10 dni. Maksymalna wartość błędu pomiaru przepływu, spowodowanego tą zmiennością wynosi 0,70 % zakresu pomiarowego (rysunek 5).



Rys. 3. Zależność błędów pomiaru ciśnienia oddechowego od wartości wielkości mierzonej. 1 - kolejne realizacje błędu nielineowości, 2 - kolejne realizacje błędu całkowitego.



Rys. 4. Wyniki pomiaru wzorcowej objętości równej 1 litr uzyskane w 25 kolejnych powtórzeniach eksperymentu, dla obu kierunków przepływu powietrza.



Rys. 5. Krótkoterminowa i długoterminowa zmienność błędów pomiaru ciśnienia i przepływu. 1a i 1b - błędy względne (odniesione do zakresu pomiarowego) w trakcie kolejnych eksperymentów powtarzanych w odstępach 1h (1a) i 24h (1b), 2a i 2b - błędy względne pomiaru stałej objętości powietrza równej 1,0 w trakcie kolejnych eksperymentów powtarzanych w odstępach 1h (2a) i 24h (2b).

W efekcie przeprowadzonych badań zmienności parametrów obu torów pomiarowych nie stwierdzono występowania, w okresie czasu objętym badaniami, zdeterminowanego trendu. Obserwowane zmiany mają charakter przypadkowy. Analogiczne badania zostaną przeprowadzone również w dłuższym okresie czasu w celu wyznaczenia maksymalnego dopuszczalnego odstępu czasowego pomiędzy kolejnymi kalibracjami systemu.

4. PODSUMOWANIE

Zbudowany system pomiarowy jest pierwszym w Polsce systemem do badania zjawiska limitowania przepływu wydechowego u dzieci. Przeprowadzone badania potwierdziły osiągnięcie założonych właściwości metrologicznych zarówno w odniesieniu do dokładności pomiaru jak również stabilności parametrów systemu. Międzynarodowe wytyczne dopuszczają w tego typu badaniach maksymalny błąd pomiaru objętości równy 3%. W następnym etapie system będzie testowany w Instytucie Gruźlicy i Chorób Płuc, ZP w Rabce. Celem tych badań będzie weryfikacja działania systemu a szczególnie jego oprogramowania z punktu widzenia funkcjonalności zastosowanych rozwiązań.

Praca została wykonana w ramach projektu badawczego nr 8 T10C 008 17 finansowanego przez Komitet Badań Naukowych.

LITERATURA

- [1] Koulouris NG., Valta P., Lavoie A. i inni: A simple method to detect expiratory flow limitation [GB1] during spontaneous breathing, Eur. Respir. J., 1995, nr 8, pp. 306 - 313.
- [2] P., Corbeil C., Lavoie A. i inni: Detection of expiratory flow limitation during mechanical ventilation, Am. J. Respir. Crit. Care. Med. 1994, nr 150, pp. 1311 - 1317.