

Ireneusz JABŁOŃSKI, Janusz MROCZKA

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA, KATEDRA METROLOGII ELEKTRONICZNEJ I FOTONICZNEJ

System akwizycji danych przerwaniowych do oceny mechaniki oddychania**dr inż. Ireneusz JABŁOŃSKI**

Adiunkt w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej. Jego zainteresowania badawcze lokują się w obszarze matematycznych problemów fizyki i techniki.



e-mail: ireneusz.jablonski@pwr.wroc.pl

prof. dr hab. inż. Janusz MROCZKA

Kierownik Katedry Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się metodologią obserwacji i eksperymentu, algorytmizacją problemu odwrotnego, modelowaniem matematycznym pól fizycznych, analizą spektralną i polaryzacyjną promieniowania rozproszonego, reprezentacjami czasowo-częstotliwościowymi w przetwarzaniu danych.



e-mail: janusz.mroczka@pwr.wroc.pl

Streszczenie

Artykuł zawiera opis sprzętowej i programowej konfiguracji stanowiska dedykowanego do pomiarów mechaniki oddychania techniką przerwaniową. Zainteresowanie pada tutaj na programowe rozwiązania dopuszczające elastyczne prace badawcze w obszarze kontroli układu oddechowego. Dla przedstawionego projektu wyznaczono dalsze kierunki rozwoju.

Słowa kluczowe: technika przerwaniowa, akwizycja danych, mechanika oddychania

Interrupter data acquisition system for the evaluation of respiratory mechanics**Abstract**

The paper shows the description of the hardware and software configuration of the station, dedicated to respiratory mechanics measurements by the interrupter technique. Interest is located here in programming solutions allowing for flexible research in the area of the respiratory system control. For the presented project, it has been suggested further directions of development.

Keywords: interrupter technique, data acquisition, respiratory mechanics

1. Wprowadzenie

Układ oddechowy jest jednym z podstawowych systemów gwarantujących stabilne funkcjonowanie całego ustroju człowieka w otoczeniu warunków konstytuujących stan podmiotu badanego określanego jako „zdrowy”. Stąd tak bardzo ważką kwestią jest poznanie tego obiektu, dalej transformowane w umiejętność jego diagnozowania i sterowania. Nietrywialność postawionego zadania zasadza się już w samej złożoności i naturze omawianego systemu, cechach charakterystycznych dla większości układów biologicznych.

Badanie mechaniki oddychania stanowi jedynie wycinek z całokształtu wysiłku podejmowanego przez środowiska medyczne i techniczne w kierunku opracowania skutecznej metody kompleksowego opisu stanu układu oddechowego, a dalej pacjenta. Poszczególne koncepcje sugerowanych tutaj technik diagnostycznych w dużej mierze koncentrują się wokół wykorzystywania różnorodnych sposobów pobudzania układu [[2], [3], [8], [17], [23], [24]] z jednoczesnym zachowaniem założenia o minimalnej inwazyjności konstruowanego testu. Niewątpliwie atrakcyjna w tym względzie jest technika przerwaniowa, która dzięki prostocie swej idei dopuszcza niewysoki stopień współpracy ze strony pacjenta, gwarantuje krótki czas pomiaru oraz niewielkie wymagania sprzętowe.

Zasadniczo, metoda przerwaniowa (ang. Interrupter Technique – IT) polega na dokonaniu manewru krótkotrwałego (ok. 100 ms) zamknięcia zaworu przy ustach pacjenta i pomiarze w ustniku spadającego do zera natężenia przepływu i narastającego ciśnienia. Problemem wciąż pozostaje opracowanie skutecznych algorytmów analizy rejestrowanych danych poprzzerwaniowych. Dotychczasowe wysiłki związane były z prostą interpretacją procesów zachodzących podczas okluzji w reżimie modelu jedno-ewentualnie dwuelementowego [[6], [16], [18]], co w konsekwencji znajdowało swoje odzwierciedlenie w istotnych niedokładnościach wyników pomiarów, a także niesatysfakcjonującej diagnostycznie ich powtarzalności [[1], [14], [18]]. W kilku ostatnich doniesieniach [[10], [11], [12]] zaproponowano autorskie modyfikacje klasycznych założeń IT, wykazując w drodze symulacji komputerowych potencjalną zdolność diagnostyczną zmodyfikowanej techniki przerwaniowej (ang. Enhanced Interrupter Technique - EIT). Kolejnym etapem prac ustanowiono eksperymenty na obiekcie rzeczywistym, co wymaga zbudowania stanowiska pomiarowego o stosownej konfiguracji sprzętowej i dużej elastyczności w sensie zdolności akwizycyjnych, przede wszystkim umożliwiających testowanie szerokiej gamy koncepcji dostępnych już metod analizy danych, jak również autorskich, ewolucyjnych algorytmów EIT. Przedkładany opis stanowi zatem raport z czynności ukierunkowanych na realizację takiego zadania.

2. Materiały i metody**2.1. Konfiguracja sprzętowa modułu pomiarowego techniki przerwaniowej**

Zbudowany w Laboratorium Fizycznych Podstaw Pomiaru Katedry Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej moduł pomiarowy (Rys. 1) stanowi komplementarną część zaprojektowanego, wielozadaniowego „kombajnu pulmonologicznego”, wykonanego w postaci prototypowej do badań o charakterze rozwojowo-laboratoryjnym. Jego główne elementy to:

- mechaniczne czujniki przepływu i ciśnienia wraz z zastawką okluzyjną firmy Jaeger (Niemcy),
- karta akwizycji Keithley DAQ KPCI – 3108 (National Instruments, USA),
- moduł zasilania.

Stanowisko korzysta także z komputera klasy PC z zainstalowanym środowiskiem LabVIEW 6.1.

Na tym etapie prac przewidziano jedynie zasilanie sieciowe modułu.



Rys. 1. Stanowisko akwizycji danych przerywanych do oceny mechaniki oddychania

Fig. 1. The station for interrupter data acquisition for the evaluation of respiration mechanics.

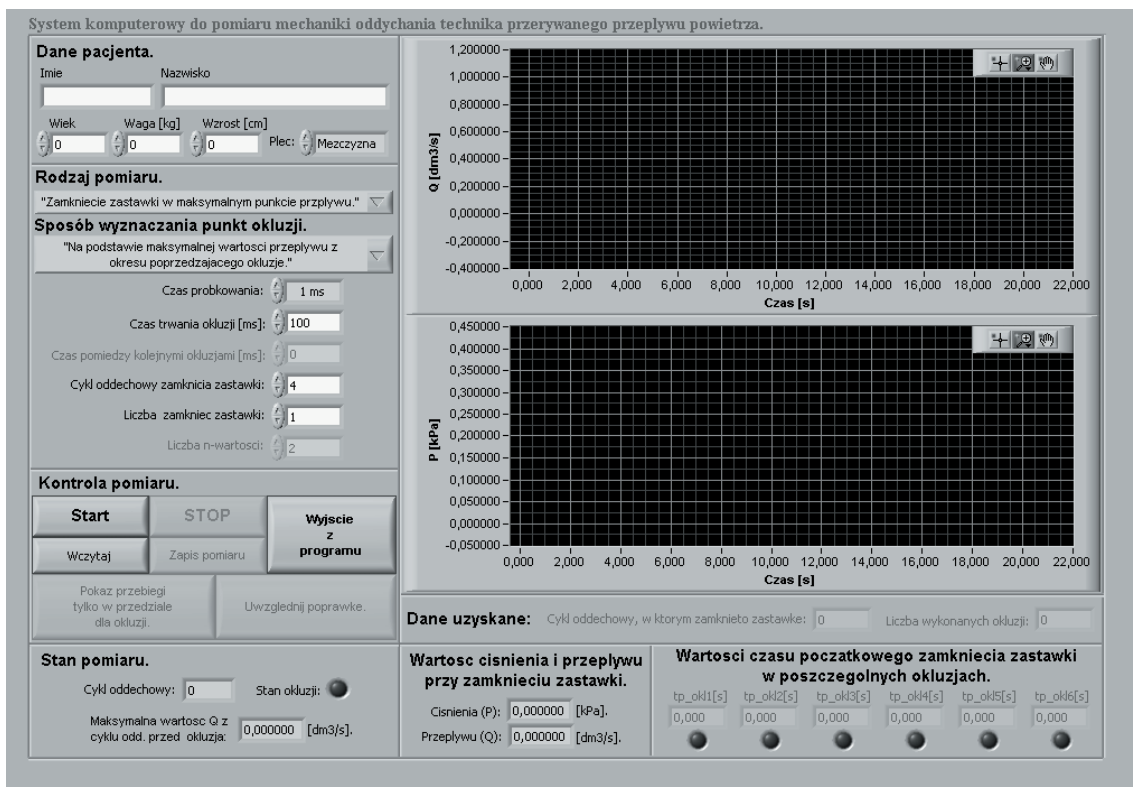
2.1. Programowa realizacja systemu akwizycji danych przerywanych

Sterowanie poszczególnymi elementami sprzętowymi systemu zgodnie z ideą techniki przerywowej i wymaganiami nakładanymi na okluzyjne metody pomiaru mechaniki oddychania [[6], [7]] zrealizowano w środowisku LabVIEW 6.1 firmy National Instruments. Przewidziano możliwość rejestracji poprzecznych danych ciśnienia i przepływu przy ustach pacjenta w reżimie wyznaczonym przez klasyczne algorytmy IT [[1], [14], [16], [20]] oraz pierwotną propozycję EIT [[9], [10]]. Niemniej jednak zadbano także o zapewnienie odpowiednio szerokiej opcjonalności konfiguracji czynników warunkujących diagnostykę okluzyjną, tak by możliwe było w przyszłości testowanie różnych koncepcji algorytmicznych analizy obserwowanych sygnałów.

Założono sprzętową oraz programową współpracę modułu z niezależnym blokiem statycznej kalibracji systemu. Dodatkowo przygotowano aplikację programową dla rejestracji historii układu oddechowego badanego pacjenta w 1-godzinny horyzoncie czasowym. Zebrane i zapisane w pliku dane mogą posłużyć operatorowi do niezależnych analiz.

Właściwa realizacja programowa systemu akwizycji danych przerywanych umożliwia ustalenie i zrealizowanie następujących zadań pomiarowo-akwizycyjnych, informacyjnych i archiwizacyjnych (obsługa poszczególnych funkcji następuje z poziomu panelu głównego przedstawionego na Rys. 2):

- *Dane pacjenta*: imię i nazwisko, wiek, waga, wzrost, płeć; prócz typowego przeznaczenia identyfikacyjnego, mogą posłużyć analizom wskaźnikowym w realizacji przyszłych badań.
- *Rodzaj pomiaru* – jest obiektem programowym w postaci rozwijalnego menu, umożliwiającego wybór jednego z trzech dostępnych rodzajów pomiaru: *Zamknięcie zastawki w maksymalnym punkcie przepływu*, *Zamknięcie zastawki podczas wydechu*, *Zamknięcie zastawki podczas wdechu*. W zależności od wyboru przez użytkownika jednej z powyższych opcji pomiaru ustalany jest stan kolejnego menu rozwijalnego, tzn. *Sposobu wyznaczania punktu okluzji* lub *Sposobu podania punktu okluzji*.
- *Sposób wyznaczania punktu okluzji* – pozwala na wybór sposobu wyznaczania punktu, w którym ma nastąpić manewr okluzyjny i jest aktywny tylko dla trybu pomiaru, gdzie zamknięcie zaworu przewidziano w maksymalnym punkcie wydychanego przepływu powietrza. Możliwe są dwa sposoby określenia punktu początkowego okluzji: *Na podstawie średniej arytmetycznej z maksymalnych wartości przepływu*, *Na podstawie maksymalnej wartości przepływu z okresu poprzedzającego okluzję*.
- *Sposób podania punktu okluzji* – umożliwia wybór sposobu w jaki zostanie zadany punkt zamknięcia zastawki: *Na podstawie podanej wartości przepływu*, *Na podstawie wybranego czasu*. Obiekt ten jest aktywny dla dwóch rodzajów pomiaru, tj.: *Zamknięcie zastawki podczas wydechu*



Rys. 2. Widok głównego panelu obsługi programu akwizycji danych przerywanych.

Fig. 2. The main panel of the program for interrupter data acquisition.

i Zamknięcie zastawki podczas wdechu.

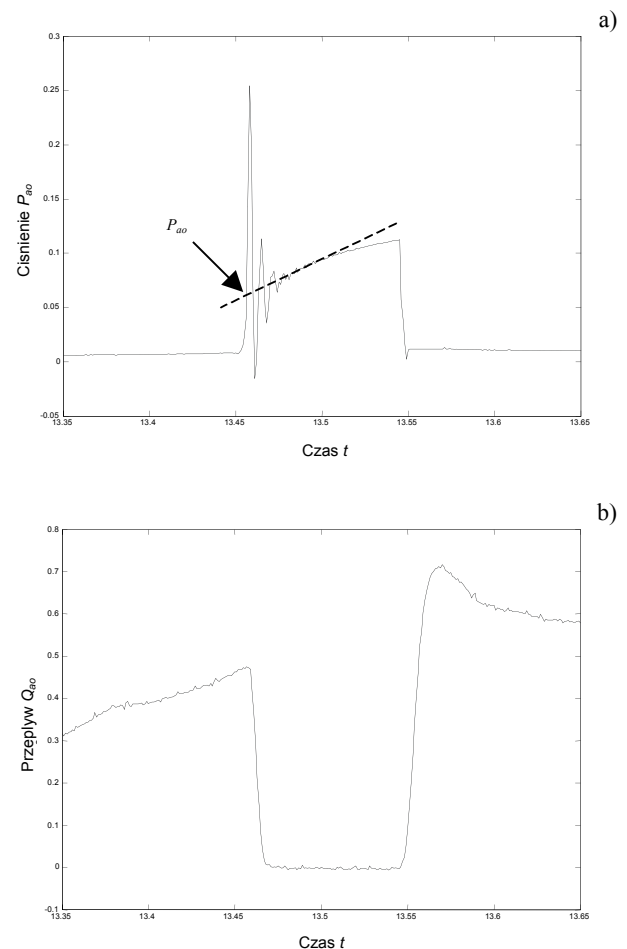
- *Czas próbkowania* – zadaje okres z jakim zbierane są próbki pomiarowe z czujnika ciśnienia i przepływu. Programowo dopuszczone są wartości tego parametru: 0.5 ms oraz od 1 ms do 10 ms z krokiem 1 ms.
- *Czas trwania okluzji* – definiuje długość przedziału czasowego, w którym zastawka jest zamknięta. Zakres tych wartości jest ograniczony od 50 do 180 ms podczas jednokrotnego zamknięcia zastawki w pomiarze lub od 50 ms do 100 ms, gdy żądana jest okluzja wielokrotna. Wartość parametru można modyfikować z krokiem 10 ms.
- *Czas pomiędzy kolejnymi okluzjami* – obiekt pozwalający na wybór czasu określającego przerwę pomiędzy kolejnymi okluzjami. Zostaje uaktywniony kiedy użytkownik ustali manewr wielokrotnego zamknięcia zaworu i jego zakres ograniczony jest od 50 ms do 200 ms. W przypadku okluzji jednokrotnej parametrowi zostaje przypisana wartość 0 i obiekt nie jest aktywny.
- *Cykl oddechowy zamknięcia zastawki* – ustala numer cyklu oddechowego (zliczanie od momentu rozpoczęcia pomiaru), w którym nastąpi zamknięcie zastawki. Programowo dopuszcza się manewr w cyklach oddechowych od 3 do 50.
- *Liczba zamknięć zastawki* – definiuje liczbę manewrów okluzyjnych w pomiarze.
- *Liczba n-wartości* – wielkość wejściowa określająca liczbę n punktów odpowiadających maksymalnym wartościom przepływu z kolejnych cykli oddechowych poprzedzających cykl z żądaniem okluzji, wykorzystywanych do ustalenia początkowego punktu przerwania przepływu na podstawie średniej wartości tego parametru za n kolejnych cykli. Obiekt ten dostępny jest w opcji zamknięcia zastawki w maksymalnym punkcie przepływu na podstawie średniej arytmetycznej (w pozostałych przypadkach nie jest aktywny).
- *Czas po którym zamknąć zastawkę* – opcja aktywna dla pomiaru przy zamknięciu zastawki podczas wydechu lub wdechu oraz określeniu punktu początkowego okluzji na podstawie podanego czasu. Ustala czas (liczony od początku fazy: wdech, wydech), po upływie którego następuje okluzja.
- *Wartość Q wywołania okluzji* – w tym obiekcie wejściowym określa się wartość przepływu, dla której ma nastąpić zamknięcie zaworu. Opcja ta zostaje uaktywniona, gdy żądany jest pomiar przy zamknięciu zastawki podczas wydechu lub wdechu i początkowy punkt okluzji ma być zdeterminowany dla pewnej wartości przepływu zewnętrznie przez operatora. Zakres tej wartości określony jest w zależności od rodzaju pomiaru programowo.
- *Kontrola pomiaru* – pole zawierające obiekty wejściowe w postaci przycisków przeznaczonych do kontroli pomiaru oraz graficznej prezentacji zebranych sygnałów: *Start*, *STOP*, *Wczytaj*, *Zapis pomiaru*, *Wyjście z programu*, *Prezentuj wyniki w przedziale dla okluzji*. Ich użytkowanie ukierunkowano programowo, dbając o stosowne uaktywnienie/blokowanie poszczególnych opcji w procesie pomiarowym.
- *Stan pomiaru* – pole skonfigurowane obiektami wyjściowymi informującymi o postępach i aktualnym stanie procedury pomiarowej: *Cykl oddechowy*, *Stan okluzji*, *Wartość średniej arytmetycznej z maksymalnych wartości Q* , *Maksymalna wartość Q z cyklu oddechowego przed okluzją*.
- *Dane uzyskane* – pole zawierające dwa obiekty wyjściowe informujące o faktycznie zrealizowanych zadaniach: *Cykl oddechowy, w którym zamknięto zastawkę*, *Liczba wykonanych okluzji*.
- *Wartość ciśnienia i przepływu przy zamknięciu zastawki* – pole zawierające dwa obiekty wyjściowe (*Ciśnienie*, *Przepływ*) informujące użytkownika o wartościach

ciśnienia i przepływu, przy których nastąpiło pierwsze zamknięcie zastawki.

- *Wartości czasu początkowego zamknięcia zastawki w poszczególnych okluzjach* – pole zawierające obiekty wyjściowe informujące o realizacji kolejnych (maksymalnie 6) manewrów okluzyjnych i chwilach czasowych ich rozpoczęcia.

3. Przykładowe wyniki

Na rysunku poniżej (Rys. 3) zaprezentowano przebiegi ciśnienia P_{ao} i przepływu Q_{ao} zarejestrowane przy ustach pacjenta z wykorzystaniem przygotowanej aplikacji. Uzyskane dane pozwalają na prowadzenie analiz charakterystyk poprzerwaniowych zarówno tradycyjnymi technikami ekstrapolacyjnymi, jak również w reżimie przygotowanej metody EIT [[9], [12]].



Rys. 3. Przykładowe przebiegi ciśnienia P_{ao} (a) i przepływu Q_{ao} (b) zarejestrowane podczas manewru okluzyjnego przy ustach pacjenta.

Fig. 3. Example plots of pressure P_{ao} (a) and flow Q_{ao} (b) acquired in patient during occlusion maneuver at the airway opening.

4. Podsumowanie

W artykule streszczono charakterystykę autorskiego stanowiska dedykowanego do pomiarów mechaniki oddychania techniką bazującą na pobudzeniu systemu krótkotrwałym przerwaniem (jedno- lub wielokrotnym) przepływu powietrza dokonywanym za pomocą zaworu mechanicznego. Opisano sprzętową konfigurację układu, a także założenia programowe ukierunkowane na prace badawcze związane z przygotowaniem ewolucyjnego algorytmu IT, tj. EIT. Zasadniczo, realizacja układowo-programowa dopuszcza testowanie najistotniejszych,

dotychczas relacjonowanych w literaturze procedur pomiarowych oraz śledzenie odpowiedzi układu w różnych warunkach pobudzenia i akwizycji sygnałów. Przewidziano możliwość archiwizacji zarejestrowanych danych celem ich dalszej analizy.

Przyszłe kierunki rozwoju opisywanego technicznego zaplecza badawczego dotyczą przede wszystkim włączenia w tor pomiarowy zaworu przerwaniowego o krótszym niż w niniejszej konstrukcji czasie zamknięcia/otwarcia przepływu, co nie pozostaje bez znaczenia dla rozważań prowadzonych zarówno w dziedzinie czasu [[13], [22]] jak i częstotliwości [[4], [5]].

Niewątpliwie, jednoznacznie niewielka złożoność konstrukcyjna systemu może przekładać się na jego minimalną awaryjność, niemniej zamierzenie autorów skupiające się na zbudowaniu w przyszłości przenośnego urządzenia (m.in. o zasilaniu bateryjnym) realizującego pomiar techniką okluzyjną wymagać będzie zastąpienia modułu czujnik ciśnienia-zawór przerwaniowy firmy Jaeger znacznie oszczędniejszym jeśli chodzi o pobór prądu rozwiązaniem (pomijając wymaganą dla niego szybkość zamykania/otwierania). Tymczasem, na badawczo-rozwojowym etapie prac problemem wciąż pozostają algorytmy analizy danych. Wykorzystując wiedzę z [[4], [5]], prócz metody czasowej, dostrzega się szansę na postęp w domenie częstotliwościowej zwłaszcza, że skokowy charakter pobudzenia okluzyjnego posiada większą amplitudę w szerszym paśmie częstotliwości (korzystniejszy stosunek sygnał/szum) aniżeli ma to miejsce w przypadku pobudzenia przewidywanego założeniami techniki wymuszonych oscylacji (FOT) [[19]]. Dzięki temu, co wstępnie pokazują wyniki rozważań grupy Freya [[4], [5]], istnieją przesłanki, by klasyczną technikę IT rozszerzyć do jej częstotliwościowej opcji – FIT (Frequency Interrupter Technique), uzyskując tym samym porównywalną wiedzę o badanym systemie (tutaj: układzie oddechowym) przy znacząco zminimalizowanych wymaganiach sprzętowych w stosunku do FOT (zasadniczo, rozwiązania konstrukcyjne dla techniki wymuszonych oscylacji, to przede wszystkim stacjonarny sprzęt pomiarowy – głównie z powodu wymiarów i masy głośników wykorzystywanych do generacji sygnału pobudzającego; odnaleźć można pojedyncze propozycje urządzeń mobilnych, jak np. produkowane w technologii i2m przez firmę ChessMT czy ciągle jeszcze prototypowe z raportu [[21]]).

Przewiduje się weryfikację opisywanego w artykule systemu akwizycji z wykorzystaniem urządzenia porównawczego MicroRint firmy Micro Medical Ltd., tak dla będącego na wyposażeniu Katedry Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej mechanicznego analogu układu oddechowego jak i obiektów fizjologicznych z przejawami wybranych jednostek chorobowych.

Istotną kwestią wymagającą rozwiązania może okazać się eliminacja niejednoznaczności pochodzących z wpływu górnych dróg oddechowych. Niewykluczone, iż konieczna będzie standaryzacja warunków badań, np. przez stosowanie specjalnych masek (np. na wzór testowanych w [[15]]), zamiast uciekania się do bardziej nieoznaczonego zabiegu podtrzymywania policzków; możliwe też są rozwiązania poprawiające dokładność i powtarzalność oszacowań skupiające się wokół teoretycznych narzędzi analizy danych.

5. Literatura

- [1] Bates J.H.T., Abe T., Romero P.V., Sato J.: Measurement of alveolar pressure in closed-chest dogs during flow interruption. *J. Appl. Physiol.* 67, 1989, 488-492.
- [2] Bates J.H.T., Baconnier P., Milic-Emili J.: A theoretical analysis of interrupter technique for measuring respiratory mechanics. *J. Appl. Physiol.* 64, 1988, 2204-2214.
- [3] Buchała G., Gajda J.: Identyfikacja impedancji wejściowej dróg oddechowych metodą czasową - badania symulacyjne. Materiały I Sympozjum Modelowanie i Pomiary w Medycynie, Krynica Górská, 19-23 kwietnia 1999 r., 36-45.
- [4] 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.* 10, 1998, 148-158.
- [5] 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. *J. Appl. Physiol.* 82, 1997, 1018-1023.
- [6] Gappa M., Colin A.A., Goetz I., Stocks J.: Passive respiratory mechanics: the occlusion techniques. *Eur. Respir. J.* 17, 2001, 141-148.
- [7] Goetz I., Hoo A.F., Loom S., Stocks J.: Assessment of passive respiratory mechanics in infants: double versus single occlusion. *Eur. Respir. J.* 17, 2001, 449-455.
- [8] Green J., Chiang S.T., Yang Y.C.: Improved computation of respiratory resistance as measured by transiently increased resistance. *Med. Biol. Eng. Comput.* 28, 1990, 50-53.
- [9] Jabłoński I., Mrocza J.: Analiza metrologiczna techniki przerywanego przepływu w badaniach właściwości układu oddechowego. Kongres Metrologii KM, Materiały Kongresowe, Wrocław, 6-9 września 2004, 595-598.
- [10] Jabłoński I., Mrocza J.: Computer aided evaluation of a new interrupter algorithm in respiratory mechanics measurement. *Biocyb. & Biomed. Eng.* 26, 2006, 33-47.
- [11] Jabłoński I., Mrocza J.: Introduction to respiratory mechanics measurement by enhanced interrupter method. IMEKO XVIII World Congress and IV Brazilian Congress of Metrology, Dokument elektroniczny, Rio de Janeiro, 17-22 September 2006.
- [12] Jabłoński I., Polak A.G., Mrocza J.: Metody identyfikacji modelu układu oddechowego w czasie przerywania przepływu powietrza. *Pomiary Automatyka Kontrola* 8, 2000, 18-22.
- [13] Jabłoński I., Polak A.G., Mrocza J.: Wpływ czasu przerywania przepływu na dokładność estymacji parametrów modelu układu oddechowego. III Sympozjum „Modelowanie i Pomiary w Medycynie”, Krynica Górská, 7-11 maja 2001, 53-61.
- [14] Jackson A.C., Milhorn H.T. Jr., Norman J.R.: A reevaluation of the interrupter technique for airway resistance measurement. *J. Appl. Physiol.* 36, 1974, 264-268.
- [15] Latawiec W., Tomalak W., Radliński J.: Metodyka pomiaru impedancji pozatorakalnych dróg oddechowych. Materiały VI Sympozjum „Modelowanie i Pomiary w Medycynie”, Krynica Górská 2004.
- [16] Liistro G., Stănescu D., Rodenstein D., Veriter C.: Reassessment of the interruption technique for measuring flow resistance in humans. *J. Appl. Physiol.* 67, 1989, 933-937.
- [17] Lutchen K.R., Jackson A.C.: Confidence bounds on respiratory mechanical properties estimated from transfer versus input impedance in humans versus dogs. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 39, 1992, 644-651.
- [18] Mead J., Whittenberger J.L.: Evaluation of airway interruption technique as a method for measuring pulmonary air-flow resistance. *J. Appl. Physiol.* 6, 1954, 408-416.
- [19] Oostveen E., MacLeod D., Lorino H., Farré R., Hantos Z., Desager K., Marschal F.: The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. *Eur. Respir. J.* 22, 2003, 1026-1041.
- [20] Phagoo S.B., Wilson N.M., Silverman M.: Evaluation of a new interrupter device for measuring bronchial responsiveness and response to bronchodilator in 3 year old children. *Eur. Respir. J.* 9, 1996, 1374-1380.
- [21] Rigau J., Farré R., Roca J., Marco S., Herms A., Navajas D.: A portable forced oscillation device for respiratory home monitoring. *Eur. Respir. J.* 19, 2002, 146-150.
- [22] Romero P.V., Sato J., Shardonofsky F., Bates J.H.T.: High frequency characteristics of respiratory mechanics determined by flow interruption. *J. Appl. Physiol.* 69, 1990, 1682-1688.
- [23] Schmidt M., Foitzik B., Hochmuth O., G. Schmalisch.: In vitro investigations of jet-pulses for the measurement of respiratory impedance in newborns. *Eur. Respir. J.* 14, 1999, 1156-1162.
- [24] Vogel J., Schmidt U.: Impulse oscillometry: analysis of lung mechanics in general practice and the clinic, epidemiological and experimental research. pmi-Verl.-Gruppe, Frankfurt am Main 1994.

Praca współfinansowana ze środków Fundacji na rzecz Nauki Polskiej.