

Janusz GAJDA, Ryszard SROKA, Tadeusz ŻEGLEŃ  
ZAKŁAD METROLOGII AKADEMII GÓRNICZO-HUTNICZEJ W KRAKOWIE

## Pomiary parametrów dróg oddechowych metodą wymuszania ujemnych impulsów ciśnienia

Zdjęcia i notki biograficzne autorów w artykułach na stronie 5

### Streszczenie

W pracy przedstawiono metodę pomiaru parametrów mechanicznych dróg oddechowych polegającą na pomiarze i analizie przepływu oddechowego w trakcie sztucznie wywołanych stanów przejściowych. Proponowana metoda jest rozważana jako alternatywa dla stosowanej obecnie metody częstotliwościowej. Przedstawiono również system pomiarowy umożliwiający realizację tej metody, wyniki wstępnych badań, których celem było oszacowanie spodziewanej dokładności identyfikacji jak również wnikliwości diagnostycznej tej metody.

### Abstract

The paper deals with new measuring method of airducts mechanical parameters. This method is based on measurement and analysis of the breathing flow during artificially caused transient states. These transient states are caused by short-time negative pulses generated at outlet of patient airducts. This time – domain method is proposed as alternative to frequency method, used at present in clinical practice. The measuring system designed for the proposed method, results of first experiments allowing estimation of the expected identification accuracy, as well as diagnostic resolution are also presented in the paper.

### 1. Wstęp.

Z punktu widzenia właściwości mechanicznych układ oddechowy człowieka może być postrzegany jako system połączonych elementów pneumatycznych o elastycznych ścianach, których właściwości są scharakteryzowane przez takie parametry jak opór pneumatyczny, podatność oraz inertancja. Metody diagnozowania stanu układu oddechowego polegają między innymi na pomiarze tych parametrów i porównywaniu wyników pomiarów z wartościami należnymi lub na obserwowaniu skutków świadczących o istotnych zmianach wartości wybranych parametrów (np. osłuchiwanie, pukanie).

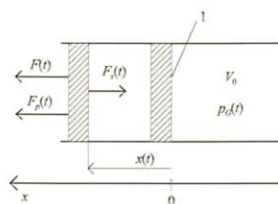
Praca dotyczy nowej metody pomiarowej, opracowanej w celu diagnozowania układu oddechowego. Metoda ta polega na pobudzeniu układu oddechowego krótkimi (50 ms), ujemnymi impulsami ciśnienia i pomiarze zmian przepływu powietrza w wylotu dróg oddechowych pacjenta, występujących w wywołanych w ten sposób dynamicznych stanach przejściowych. Wyniki pomiaru obu zmiennych (wymuszonego impulsu ciśnienia i zmiennego przepływu oddechowego) są podstawą identyfikacji diagnostycznych parametrów układu oddechowego.

Zbudowany system pomiarowy, umożliwiający realizację tej metody pomiarowej może być również wykorzystywany do pomiaru tzw. limitowania wydechu metodą ujemnych impulsów ciśnienia (Negative Expiratory Pressure – NEP). Różnice występujące pomiędzy obydwiema metodami pomiarowymi są stosunkowo niewielkie i polegają na stosowaniu w metodzie NEP dłuższych impulsów ciśnienia (w metodzie NEP impuls trwa ok. 2s), a wypracowanie samej diagnozy nie wymaga identyfikacji parametrów układu oddechowego. Podstawą diagnozy jest analiza przebiegu przepływu wydechowego rejestrowanego w trakcie trwania impulsu ciśnienia. Szczegółowy opis systemu został przedstawiony w [9].

### 2. Model dróg oddechowych dla wymuszeń nieokresowych.

Od wielu lat są znane i opisane w literaturze modele mechanicznych właściwości dróg oddechowych człowieka. Przykładami takich modeli są modele Mead'a, Otis'a lub model o sześciu współczynnikach [3]. Modele te są również wykorzystywane do interpretowania wyników identyfikacji mechanicznych właściwości dróg oddechowych częstotliwościowymi metodami pomiarowymi np. metodą wymuszonych oscylacji. Modele te jednak nie nadają się do interpretacji wyników pomiaru uzyskanych metodą czasową. Istotną różnicą pomiędzy metodami pomiarowymi należącymi do obu grup polega na sposobie pobudzania obiektu identyfikacji. W metodach częstotliwościowych wymuszenie ma postać okresowo zmiennego ciśnienia o stosunkowo małej amplitudzie, które to wymuszenie nie powoduje wypływu lub wtłoczenia do płuc pacjenta znaczącej objętości powietrza. Średnia objętość powietrza przepływającego w drogach oddechowych pod wpływem takiego wymuszenia jest z dobrym przybliżeniem równa zero. W metodach czasowych wymuszenie ma postać pojedynczego, aperiodycznego impulsu o względnie dużej amplitudzie. Wymuszenie takie powoduje wysanie (na ogół są stosowane impulsy ciśnienia o ujemnej amplitudzie) pewnej objętości powietrza, zależnej od amplitudy i czasu trwania wymuszenia. Klasyczne, poprzednio wymienione modele mechanicznych właściwości dróg oddechowych nie pozwalają na symulację tego zjawiska.

Zaproponowana w tej pracy modyfikacja modelu polega na uzupełnieniu wybranego modelu klasycznego modelem pneumatycznego zbiornika, w którym jest gromadzone powietrze wdychane przez pacjenta. Ściany tego zbiornika są elastyczne, mogą więc ulegać rozciągnięciu pod wpływem ciśnienia wzrastającego w wyniku napływu wdychanego powietrza. Równocześnie objętość tego zbiornika może się zmieniać w wyniku oddziaływania sił zewnętrznych generowanych przez mięśnie oddechowe. Wymienione zjawiska powodują, że we wnętrzu tego zbiornika panuje pewne ciśnienie  $p_G(t)$ , które może być interpretowane jako ciśnienie oddechowe. Przepływ powietrza przez drogi oddechowe scharakteryzowane przez występujące w nich oporności, inertancje i podatności, odbywa się pod wpływem różnicy pomiędzy ciśnieniem panującym u wylotu dróg oddechowych pacjenta a ciśnieniem  $p_G(t)$ . Obecnie zostanie przedstawiony tak zmodyfikowany model mechanicznych właściwości dróg oddechowych człowieka.



Rys. 1. Model zbiornika powietrza oddechowego. 1 – położenie tłoka odpowiadające objętości powietrza pozostającego w płucach po spokojnym wydechu.

Rozważania rozpoczniemy od modelu wspomnianego zbiornika powietrza. Jego schemat przedstawiono na rysunku 1. Zbiornik ten został zamodelowany jako zbiornik o sztywnych ścianach wyposażony w ruchomy tłok. Na tłok działają zmienne w czasie siły:  $F_s(t)$  wywołana sprężystością ścian klatki piersiowej, siła wywołana różnicą ciśnień panujących we wnętrzu i na zewnątrz zbiornika  $F_p(t)$  oraz  $F(t)$  – siła generowana przez mięśnie oddechowe. Brak równowagi pomiędzy tymi siłami powoduje odpowiedni ruch tłoka.

każ do osiągnięcia stanu równowagi. Stan równowagi może zostać zakłócony przez zewnętrzne wymuszenia działające na układ tj. zmianę siły mięśni oddechowych lub zmianę ciśnienia panującego u wylotu dróg oddechowych pacjenta. W przyjętym modelu pominięto bezwładność ścian klatki piersiowej, która może jednak zostać uwzględniona poprzez przyjęcie niezerowej masy poruszającego się tłoka. Wtłoczenie do zbiornika dodatkowej objętości powietrza powoduje w efekcie wzrost ciśnienia w zbiorniku i odpowiedni ruch tłoka. Ruch tłoka spowodowany zmianą siły mięśni oddechowych powoduje zmianę ciśnienia panującego we wnętrzu zbiornika (ciśnienia oddechowego). Związek pomiędzy tą zmianą ciśnienia (z uwzględnieniem ciśnienia panującego u wylotu dróg oddechowych) a przepływem oddechowym zależy od przyjętego modelu dróg oddechowych, współpracującego z modelem zbiornika. Wykorzystany może być każdy z klasycznych modeli opisywanych w literaturze.

Warunek równowagi sił działających na tłok jest opisany zależnością (1).

$$F(t) = F_s(t) - F_p(t) \quad (1)$$

gdzie:

$F_p(t) = S \cdot [p_G(t) - p_o]$  – siła spowodowana różnicą ciśnień pomiędzy ciśnieniem oddechowym  $p_G(t)$  i ciśnieniem atmosferycznym  $p_o$ ,  
 $S$  – pole powierzchni tłoka, na który działa różnica ciśnień

$[p_G(t) - p_o]$ ,

$F_s(t) = k_s \cdot x(t)$  – siła sprężystości,

$k_s$  – współczynnik sprężystości,

$x(t)$  – przemieszczenie.

Przy założeniu gazowej przemiany izotermicznej ciśnienie oddechowe opisują równania (2).

$$p_G(t) \cdot V_{ob}(t) = V_p(t) \cdot p_o \quad (2)$$

$$V_{ob}(t) = V_o + x(t) \cdot S \quad (2a)$$

$$V_p(t) = V_o + \int_0^t \dot{V}(\tau) d\tau \quad (2b)$$

gdzie:

$V_{ob}(t)$  – aktualna pojemność zbiornika wynikająca z położenia tłoka, (aktualna pojemność płuc wynikająca ze stopnia ich rozciągnięcia),

$V_p(t)$  – objętość powietrza zgromadzonego aktualnie w płucach,

$V_o$  – objętość powietrza pozostająca po swobodnym wydechu.

Zakłada się, że chwila odpowiada stanowi po swobodnym wydechu,

$V(t)$  – przepływ oddechowy.

Przekształcając zależności (2) otrzymuje się zależność (3), opisującą zmienność ciśnienia oddechowego, spowodowaną wypadkowym wpływem siły mięśni oddechowych, sprężystości ścian, i przepływem oddechowym.

$$p_G(t) = p_o \cdot \frac{V_o + \int_0^t \dot{V}(\tau) d\tau}{V_o + x(t) \cdot S} \quad (3)$$

Warunek równowagi sił prowadzi natomiast do zależności (4).

$$F(t) = k_s \cdot x(t) - S \cdot p_o \left[ \frac{\int_0^t \dot{V}(\tau) d\tau - x(t) \cdot S}{V_o + x(t) \cdot S} \right] \quad (4)$$

Układ równań (3) – (4) pozwala, dla zadanych współczynników modelu oraz znanego przebiegu siły  $F(t)$ , wyliczyć zmienność przemieszczenia  $x(t)$  oraz ciśnienia oddechowego  $p_G(t)$ . Układ ten musi być jednak uzupełniony dodatkowym równaniem, opisującym zależność pomiędzy ciśnieniem oddechowym i objętościowym przepływem oddechowym. Wykorzystując w tym celu znane z literatury modele dróg oddechowych, to dodatkowe równanie zapisane

dla uproszczenia w dziedzinie zmiennej zespolonej ma postać (5).

$$[p_{in}(s) - p_G(s)] = \dot{V}(s) \cdot Z(s) \quad (5)$$

gdzie:

$p_{in}$  – ciśnienie u wylotu dróg oddechowych, które ze względu na generowane sztucznie wymuszenia identyfikacyjne może być różne od ciśnienia  $p_o$ ,

$Z(s)$  – impedancja wejściowa dróg oddechowych opisana przyjętym modelem tych dróg. Współczynniki tej impedancji, odpowiadające parametrom dróg oddechowych są poszukiwane w procesie identyfikacji.

W najprostszym przypadku, gdy model dróg oddechowych uwzględnia jedynie ich oporność tj.  $Z(s) = R_{aw}$ , zależność (5) upraszcza się do postaci (5a).

$$\dot{V}(t) = \frac{p_{in}(t) - p_G(t)}{R_{aw}} \quad (5a)$$

W przedstawionym modelu przyjęto, że dodatni przepływ oddechowy odpowiada wdechowi.

Na rysunku 2 przedstawiono przykładowe odpowiedzi modelu (3) – (5), w którym impedancja pneumatyczna  $Z(s)$  odpowiada sześcioczęściowemu modelowi dróg oddechowych. Model ten (rysunek 3) charakteryzuje się dostatecznie dobrą zgodnością z wynikami eksperymentalnymi. Względny błąd skuteczny aproksymacji wyników pomiaru wyliczoną odpowiedzią modelu nie przekracza 3%.

### 3. Identyfikacja parametrów dróg oddechowych metodą krótkotrwałych, ujemnych impulsów ciśnienia.

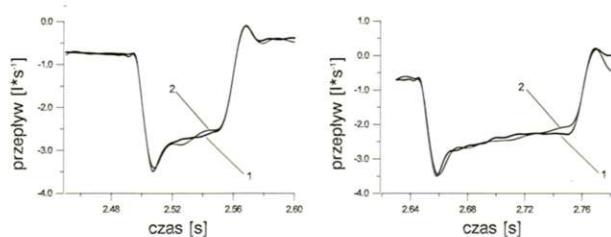
Proponowaną metodę pomiarową zastosowano do badania ochotników – konstruktorów systemu. Przeprowadzone eksperymenty polegały na identyfikacji tą metodą pięciu podstawowych parametrów układu oddechowego tj. oporu i inertancji dróg oddechowych ( $R_{aw}$ ,  $L_{aw}$ ) oraz oporu, inertancji i podatności części tkankowej ( $R_t$ ,  $L_t$ ,  $C_t$ ). Podatność gazu pęcherzykowego założono jako znaną i równą  $C_g = 0.00416 l \cdot cm H_2 O^{-1}$ .

Eksperyment przeprowadzono w ten sposób, że dla każdego badanego pacjenta eksperyment pomiarowy powtórzono 30-krotnie. Eksperymenty 1 – 10 zostały przeprowadzone w warunkach normalnych tj. bez ingerencji we właściwości obiektu pomiarów. W eksperymentach 21 – 30 pomiędzy wylotem dróg oddechowych pacjenta a ustnikiem układu pomiarowego dołączono dodatkowy, kalibrowany opornik pneumatyczny o stałej wartości równej odpowiednio  $2.0 cm H_2 O \cdot l^{-1} \cdot s$  (eksperymenty 11 – 20) oraz  $5.0 cm H_2 O \cdot l^{-1} \cdot s$  (eksperymenty 21 – 30). Łącznie przeprowadzono 120 takich eksperymentów na 4 pacjentach – ochotnikach. Celem przeprowadzonych eksperymentów było ocenienie zdolności badanej metody pomiarowej do wykrywania zmian wartości parametrów układu oddechowego (symulowanego wzrostu oporu dróg oddechowych).

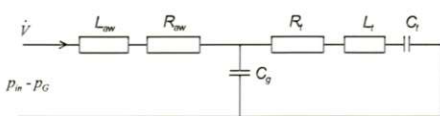
Uzyskane dla 4 pacjentów wyniki identyfikacji pięciu parametrów układu oddechowego przedstawiono w tabelach 1a – 1d.

Na rysunku 4 przedstawiono wyniki identyfikacji oporu pneumatycznego dróg oddechowych  $R_{aw}$ , uzyskane w kolejnych 30 eksperymentach. W wynikach tych jest wyraźnie widoczny wpływ dołączania dodatkowego oporu. Powoduje to przyrost wyznaczonej wartości oceny tego parametru o wartość równą, z dobrym przybliżeniem, dołączonemu oporowi. Zaczernięte z literatury wartości tego parametru, przeciętne dla zdrowej populacji ludzi mieszczą się w większości przypadków w obszarach  $\pm 3\sigma$  wyznaczonych wokół wartości średnich. Odchylenia standardowe wartości średnich wyznaczonych dla każdych 10 eksperymentów są ok. 10 – 30 razy mniejsze od tych wartości. Wyznaczone wartości średnie z 10-ciu eksperymentów należy więc uznać za statystycznie uzasadnione.

Dla wybranego pacjenta eksperyment pomiarowy, bez dołączania dodatkowego oporu pneumatycznego, przeprowadzono 20-



Rys. 2. Przebiegi czasowe zmierzonego przepływu oddechowego (krzywe 1) wywołanego wymuszonymi impulsami ciśnienia o czasach trwania 50ms i 100ms oraz wliczonych odpowiedzi modelu (6) - (8) na to samo wymuszenie (krzywe 2).



Rys. 3. Struktura sześcioelementowego modelu dróg oddechowych.  $R_{mw}$  - rezystancja dróg oddechowych,  $L_{mw}$  - inercyjność dróg oddechowych,  $R_t$  - rezystancja tkanek,  $C_t$  - podatność tkanek,  $L_t$  - inercyjność tkanek,  $C_g$  - podatność gazu pęcherzykowego charakteryzująca tzw. czynnościową objętość gazu zalegającego, tj. objętość gazu pozostającego w płucach po spokojnym wydechu.

krotnie. Pozwoliło to ocenić losową zmienność wyników identyfikacji każdego z pięciu parametrów układu oddechowego. Względne odchylenia standardowe (odniesione do wartości średnich) ocen tych parametrów przedstawiono na rysunku 5. Cztery spośród poszukiwanych parametrów tj.  $R_{aw}$ ,  $L_{aw}$ ,  $R_t$ ,  $C_t$  charakteryzują się podobnym poziomem niepewności identyfikacji. Względne odchylenia standardowe ich ocen zawierają się w przedziale 20% - 30%. Zdecydowanie gorzej jest identyfikowalna inercyjność części tkankowej. Względne odchylenie standardowe ocen tego parametru przekracza 70%. Uzyskana niepewność identyfikacji jest porównywalna z tą jaką jest osiągana w metodach częstotliwościowych.

Tabela 1a.

dodatkowy opór pneumatyczny [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	Parametr układu oddechowego									
	$R_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$R_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$C_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	
	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe
0.0	2.5	0.3	0.022	0.003	1.29	0.2	0.011	0.002	0.026	0.003
2.0	4.0	0.1	0.019	0.002	0.57	0.2	0.005	0.002	0.042	0.005
5.0	7.1	0.3	0.037	0.004	0.64	0.2	0.008	0.002	0.033	0.006

Wyniki identyfikacji parametrów układu oddechowego metodą czasową, poprzez generowanie krótkotrwałych impulsów ciśnienia - pacjent 1.

Tabela 1b.

dodatkowy opór pneumatyczny [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	Parametr układu oddechowego									
	$R_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$R_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$C_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	
	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe
0.0	1.95	0.15	0.027	0.002	3.64	0.4	0.012	0.004	0.037	0.003
2.0	4.13	0.27	0.029	0.004	2.47	0.5	0.007	0.004	0.043	0.006
5.0	6.70	0.09	0.048	0.001	2.56	0.1	0.0	--	0.048	0.005

Wyniki identyfikacji parametrów układu oddechowego metodą czasową, poprzez generowanie krótkotrwałych impulsów ciśnienia - pacjent 2.

Tabela 1c.

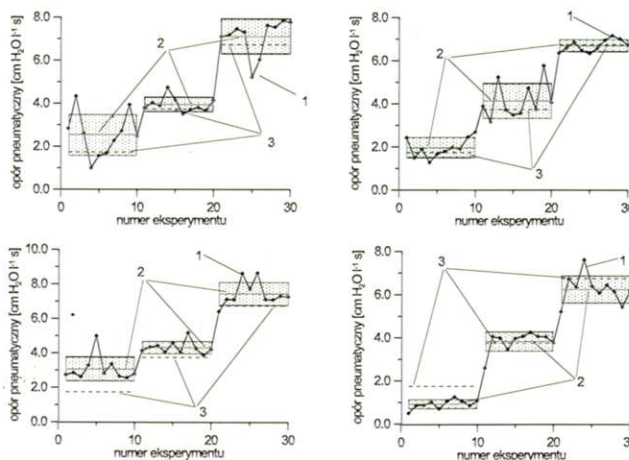
dodatkowy opór pneumatyczny [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	Parametr układu oddechowego									
	$R_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$R_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$C_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	
	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe
0.0	0.91	0.07	0.025	0.001	4.01	0.3	0.011	0.007	0.045	0.01
2.0	3.82	0.15	0.017	0.002	0.57	0.3	0.002	0.0005	0.031	0.001
5.0	6.23	0.21	0.036	0.003	1.77	0.3	0.0006	0.0004	0.048	0.006

Wyniki identyfikacji parametrów układu oddechowego metodą czasową, poprzez generowanie krótkotrwałych impulsów ciśnienia - pacjent 3.

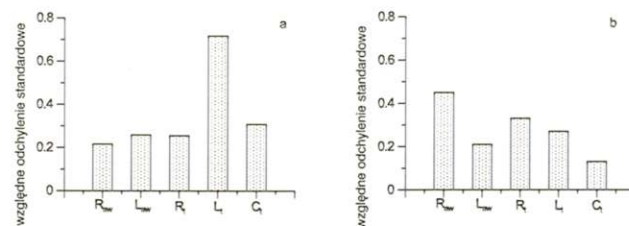
Tabela 1d.

dodatkowy opór pneumatyczny [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	Parametr układu oddechowego									
	$R_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_{aw}$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$R_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]		$L_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s <sup>2</sup> ]		$C_t$ [cm H <sub>2</sub> O · l <sup>-1</sup> · s]	
	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe	średnia	odchylenie standardowe
0.0	3.06	0.23	0.025	0.001	5.08	0.4	0.022	0.004	0.020	0.002
2.0	4.31	0.12	0.036	0.0006	5.42	0.2	0.039	0.003	0.024	0.001
5.0	7.43	0.22	0.057	0.002	5.43	0.1	0.049	0.008	0.027	0.003

Wyniki identyfikacji parametrów układu oddechowego metodą czasową, poprzez generowanie krótkotrwałych impulsów ciśnienia - pacjent 4.



Rys. 4. Wyniki pomiaru oporności dróg oddechowych  $R_{aw}$  metodą czasową, poprzez wymuszanie krótkotrwałych impulsów ciśnienia. 1 - wyniki pomiarów, 2 - wartości średnie dla kolejnych grup eksperymentów pomiarowych, 3 - wartości przeciętne dla populacji (zaczepnięte z literatury z uwzględnieniem dołączonego oporu pneumatycznego), zacięzionymi prostokątami zaznaczono obszary wokół wartości średniej.



Rys. 5. Względne odchylenia standardowe ocen pięciu parametrów układu oddechowego wyznaczanych (a) metodą czasową (b) metodą częstotliwościową [3].

### 4. Podsumowanie

Zbudowany system pomiarowy jest obecnie testowany w Instytucie Gruźlicy i Chorób Płuc Oddział Pediatriczny w Rabce. Przeprowadzone, wstępne eksperymenty pomiarowe wskazują na jego pełną funkcjonalność sprzętową i programową. W Polsce nie było dotychczas systemu pomiarowego, umożliwiającego diagnostykę układu oddechowego metodą NEP. Przeprowadzone eksperymenty potwierdzają również, zdaniem autorów, możliwość wykorzystania czasowej metody pomiarowej, polegającej na wymuszaniu krótkotrwałych impulsów ciśnienia, jako metody diagnostycznej w badaniach układu oddechowego.

### Literatura

[1] Otis A. B., McKenow C. B., Bartlett R. A., Mead J., McIlroy M. B., Selverstone N. J., Radford E. P., „Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation”, *Journal of Applied Physiology*, No. 8, 1956;  
 [2] Mead J., „Contribution of compliance of airways to frequency-dependent behaviour of lungs”, *Journal of Applied Physiology*, No. 26, 1969;  
 [3] Tomalak W., „Modele układu oddechowego do interpretacji oddechowej impedancji skrośnej”, materiały Sympozjum MiSSP98, Krynica G. 1998;  
 [4] Nagels J., Landser F. J., Van der Linden L., Clement J., Van de Woestijne K. P., „Mechanical properties of lungs and chest wall during spontaneous breathing”, *Journal of Applied Physiology*, No. 49, 1980;  
 [5] Du Bois A. B., Brody A. W., Lewis D. H., Burgess B. F., „Oscillation mechanics of the lung and chest in humans”, *Journal of Applied Physiology*, No. 8, 1956;  
 [6] Peslin R., Papon J., Duvivier C., Richalet J., „Frequency response of the chest: modelling and parameter estimation”, *Journal of Applied Physiology*, No. 35, 1975;  
 [7] Peslin R., Duvivier C., Gallina C., „Total respiratory transfer and input impedances in humans”, *Journal of Applied Physiology*, No. 59, 1985;  
 [8] Lutchen K. R., „Sensitivity analysis of respiratory parameter uncertainties: impact of criterion function form constrains”, *Journal of Applied Physiology*, No. 69, 1990;  
 [9] Buchała G., Gajda J., Sroka R., Żęgleń T., „System do pomiaru limitowania przepływu wydechowego metodą NEP”, *PAK*, nr 7/8, 2001, str. 18 - 21.