

**Adam G. POLAK, Janusz MROCZKA**

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA, KATEDRA METROLOGII ELEKTRONICZNEJ I FOTONICZNEJ

## Badania symulacyjne wybranych algorytmów pomiaru mechanicznych właściwości płuc w czasie sztucznej wentylacji

Dr inż. Adam G. POLAK

Adiunkt w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się modelowaniem i identyfikacją obiektów złożonych oraz nieinwazyjnymi metodami pomiaru mechanicznych właściwości układu oddechowego.



e-mail: Adam.Polak@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

W referacie przedstawiono metodologię i wyniki prac mających na celu ocenę popularnych algorytmów numerycznych przeznaczonych do pomiaru mechanicznych właściwości układu oddechowego podczas sztucznej wentylacji. Badania miały charakter symulacyjny i wykorzystywały syntetyczne dane pomiarowe wygenerowane za pomocą nieliniowego modelu wentylacji mechanicznej. Szczególną uwagę zwrócono na najprostsz i na najbardziej złożony z liniowych modeli opisywanych w literaturze. Pierwszy z nich poprawnie określał jedynie wartości średnie parametrów, gdy tymczasem drugi potrafił uchwycić także charakter ich zmian w obrębie cyklu wentylacyjnego. Pokazano też, że obydwa algorytmy nadają się do śledzenia globalnych zmian mechaniki układu oddechowego.

**Słowa kluczowe:** sztuczna wentylacja, ocena mechaniki płuc, algorytmy numeryczne

### Simulation study on chosen algorithms for the measurement of lung mechanical properties during artificial ventilation

#### Abstract

In the paper a study concerning the evaluation of popular numerical algorithms used to measure mechanical properties of the respiratory system during artificial ventilation was presented. Synthetic measurement data generated from a simulation nonlinear model of mechanical ventilation were applied to this. Particular attention was paid both to the simplest and the most complex of linear models discussed in the literature. The former model was able to assess properly average values of the parameters, whereas the latter one could also catch a character of their variability. It has been shown that both algorithms are suitable for tracking the global changes of respiratory mechanics.

**Keywords:** mechanical ventilation, assessment of respiratory mechanics, numerical algorithms

## 1. Wprowadzenie

W sytuacji częściowej lub całkowitej niewydolności układu oddechowego stosuje się wspomaganie za pomocą urządzenia zwanego respiratorem. Respirator musi zapewniać wymianę gazową w płucach często przez wiele tygodni lub miesięcy. Opracowano różnorodne metody mechanicznego wspomagania układu oddechowego. Najczęściej stosowane wytwarzają dodatnie ciśnienie przy ustach pacjenta. [8]. Stosowane respiratory posiadają wiele nastaw, których optymalne położenie zależy m.in. od mechanicznych właściwości układu oddechowego [2], [9].

Do pośredniego pomiaru właściwości mechanicznych wykorzystywane są rejestrowane sygnały przepływu i ciśnienia wewnątrzchawiczego oraz modele matematyczne sztucznej wentylacji.

Układ oddechowy może zostać scharakteryzowany poprzez jego właściwości mechaniczne. Podstawowymi parametrami określającymi te właściwości są opór oraz podatność układu. Na opór składają się opory dróg oddechowych i tkanek. Efektem jest spadek ciśnienia powietrza na skutek tarcia w czasie jego przepływu przez drogi oddechowe. Na wartość oporów dróg oddechowych ma wpływ geometria oskrzeli i drzewa oskrzelowego, jak również rodzaj przepływu (laminarny lub turbulentny). Pod pojęciem podatności należy rozumieć zmiany objętości elementu elastycznego na skutek zmian panującego w nim ciśnienia. Na podatność układu oddechowego składają się przede wszystkim podatność klatki piersiowej oraz podatność płuc, a w mniejszym stopniu podatność dróg oddechowych.

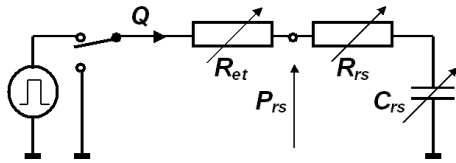
Zarówno opór jak i podatność oddechowa zmieniają swe wartości w czasie. Elementem tej zmienności jest cykliczne podążanie oporu i elastancji za sygnałami przepływu powietrza i ciśnień w układzie oddechowym, które nieliniowo wpływają na ich wartości [11]. Zaobserwować można również nieznaczny cykl dobowy zmian mechaniki układu oddechowego [10]. Jednak o wiele większe znaczenie mają zmiany wywołane procesami patologicznymi i obkurczaniem się oskrzeli. W szczególności opór dróg oddechowych może wtedy wzrosnąć nawet o kilkaset procent. Stąd pomiar wartości tych parametrów wykorzystywany jest również w celach diagnostycznych.

W pracy przeprowadzono badania symulacyjne algorytmów pomiaru mechanicznych właściwości płuc w czasie sztucznej wentylacji, które wybrano na podstawie literatury. Analizowane zagadnienie jest bardzo istotne, ponieważ daje możliwość określenia jakości poszczególnym modeli, na których bazują algorytmy numeryczne. Dzięki badaniom tego rodzaju możliwy jest wybór najlepszego modelu do estymacji parametrów układu oddechowego w określonej sytuacji.

## 2. Model symulacyjny

W badaniach symulacyjnych wykorzystano dwuelementowy model sztucznej wentylacji, zawierający całkowity opór  $R_{rs}$  i całkowitą podatność oddechową  $C_{rs}$  (Rys. 1) [7]. Model zaimplementowany został w środowisku Matlab. W jego strukturze uwzględniono tylko dwa wymienione elementy, gdyż posłużył on do generacji syntetycznych danych pomiarowych umożliwiających testowanie podstawowych algorytmów śledzących stan mechaniki układu oddechowego podczas

sztucznej wentylacji. Algorytmy te bazują właśnie na modelach opisanych całkowitym oporem i elastancją oddechową.



Rys. 1. Elektryczny schemat zastępczy sztucznej wentylacji z dwuelementowym modelem układu oddechowego.

Fig. 1. Electrical analogue of artificial ventilation including a two-element model of the respiratory system.

W modelu sztucznej wentylacji uzależniono wartość całkowitego oporu oddechowego zarówno od przepływu powietrza jak i objętości płuc [7]:

$$R_{rs}(Q, V_L) = \left( k_{s1} + \frac{k_{s2}}{V_L - k_{s3}} \right) (1 + k_q |Q|), \quad (1)$$

gdzie  $Q$  jest przepływem powietrza,  $V_L$  oznacza aktualną objętość płuc, a  $k_{s1}$ ,  $k_{s2}$ ,  $k_{s3}$  i  $k_q$  są skalarnymi współczynnikami proporcjonalności. Korzystając z eksponencjalnej zależności między objętością płuc i ciśnieniem pęcherzykowym uwzględniono w omawianym modelu także zależność całkowitej podatności oddechowej od objętości płuc [7]:

$$C_{rs}(V_L) = \frac{dV_L}{dP_A} = k_{v1}(V_L - V_m), \quad (2)$$

gdzie  $V_m$  jest objętością maksymalną,  $P_A$  oznacza ciśnienie pęcherzykowe, a  $k_{v1}$  jest współczynnikiem empirycznym. Odwrotność podatności,  $E_{rs}$ , zwana jest elastancją oddechową.

Model respiratora składa się ze źródła stałego przepływu wdechowego ( $0.5 \text{ dm}^3 \text{ s}^{-1}$ ), klucza przełączającego fazy wdechu (1 s) i wydechu (2.5 s) i sterującego pauzą końcowo-wdechową (0.5 s), oraz oporu rurki intubacyjnej. Opór ten, zależny od  $Q$ , opisany jest równaniem Rohrera:

$$R_{et} = k_{r1} + k_{r2} |Q|, \quad (3)$$

gdzie  $k_{r1}$  i  $k_{r2}$  są współczynnikami empirycznymi.

### 3. Algorytmy pomiarowe

Numeryczne algorytmy pośredniego pomiaru właściwości mechanicznych układu oddechowego bazują na komputerowych implementacjach modeli sztucznej wentylacji zwanych modelami odwrotnymi. Do wyznaczenia parametrów mechanicznych wykorzystują one rejestrowane sygnały przepływu  $Q$  i ciśnienia wewnątrzchawiczowego  $P_{rs}$ . W niniejszej pracy analizowane były wybrane na podstawie literatury modele parametryczne bazujące na dwuelementowym modelu pokazanym na Rys. 1. Ta prosta struktura ma następujący opis matematyczny:

$$P_{rs}(t) = Q(t)R_{rs}(t) + \int_0^t Q(\tau)E_{rs}(\tau)d\tau + P_0, \quad (4)$$

gdzie  $t$  jest czasem rejestracji sygnałów, a  $P_0$  oznacza spadek ciśnienia na  $C_{rs}$  w chwili rozpoczęcia pomiarów ( $t=0$ ). Pod względem poszukiwanej elastancji jest to równanie całkowe Volterry pierwszego rodzaju.

Najczęściej stosowane podejście parametryczne zakłada stałość  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$  w całym okresie rejestracji sygnałów ciśnienia i

przepływu lub w okresie jednego cyklu wentylacji. W szczególności stała wartość elastancji pozwala wyciągnąć ją przed znak całki i ostatecznie przekształcić równanie (4) do postaci dyskretnej:

$$\mathbf{p}_{rs} = R_{rs} \mathbf{q} + E_{rs} \mathbf{v} + P_0, \quad (5)$$

gdzie  $\mathbf{p}_{rs}$  jest wektorem spróbkowanego ciśnienia,  $\mathbf{q}$  to wektor przepływu powietrza, a  $\mathbf{v}$  jest wektorem objętości powietrza wprowadzonej do płuc (obliczonym przez całkowanie przepływu). Ta postać modelu wielokrotnej regresji liniowej pozwala wyznaczyć estymaty parametrów metodą najmniejszych kwadratów [5], [6], [12]:

$$\begin{aligned} [\hat{R}_{rs}, \hat{E}_{rs}, \hat{P}_0]^T &= (\mathbf{X}_3^T \mathbf{X}_3)^{-1} \mathbf{X}_3^T \mathbf{p}_{rs}, \\ \mathbf{X}_3 &= [\mathbf{q}, \mathbf{v}, \mathbf{1}]. \end{aligned} \quad (6)$$

Założenie o stałości oporu i elastancji oddechowej podczas cyklu oddechowego nie odpowiada rzeczywistości [11], co powoduje, że rezydua uzyskane po dopasowaniu modelu (5) do danych pomiarowych mają wyraźny komponent systematyczny. Szczególnie jest to widoczne u osób cierpiących na schorzenia układu oddechowego [6]. Dlatego też zaproponowano szereg modeli parametrycznych uwzględniających zależność  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$  od przepływu powietrza i objętości płuc.

W pierwszej kolejności uwzględnić można zależność oporu oddechowego od przepływu powietrza, która dana jest równaniem Rohrera. Wtedy model odwrotny sztucznej wentylacji przyjmuje postać [3], [12]:

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{rs} &= (k_{r1} + k_{r2} |\mathbf{q}|) \circ \mathbf{q} + E_{rs} \mathbf{v} + P_0 = \\ &= k_{r1} \mathbf{q} + k_{r2} |\mathbf{q}| \circ \mathbf{q} + E_{rs} \mathbf{v} + P_0, \end{aligned} \quad (7)$$

gdzie operator „ $\circ$ ” oznacza mnożenie odpowiadających sobie elementów wektorów. W analogiczny sposób równanie (5) można rozbudować o wpływ objętości płuc na elastancję oddechową. Przyjmując liniową zależność  $E_{rs}$  od aktualnej objętości powietrza wprowadzonej do płuc podczas wentylacji uzyskuje się [4], [12]:

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{rs} &= R_{rs} \mathbf{q} + (k_{e1} + k_{e2} \mathbf{v}) \circ \mathbf{v} + P_0 = \\ &= R_{rs} \mathbf{q} + k_{e1} \mathbf{v} + k_{e2} \mathbf{v} \circ \mathbf{v} + P_0. \end{aligned} \quad (8)$$

Średnica dróg oddechowych, w szczególności peryferyjnych, zależy pośrednio od objętości płuc, tym samym objętość powietrza wprowadzonego przez respirator w czasie wdechu ma wpływ na ich opór. Uwzględniając liniową formę tego powiązania w modelu podstawowym [11], uzyskuje się następujące równanie [12]:

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{rs} &= (k_{r1} + k_{r3} \mathbf{v}) \circ \mathbf{q} + E_{rs} \mathbf{v} + P_0 = \\ &= k_{r1} \mathbf{q} + k_{r3} \mathbf{v} \circ \mathbf{q} + E_{rs} \mathbf{v} + P_0. \end{aligned} \quad (9)$$

Zawierając w modelu odwrotnym wszystkie trzy opisane uprzednio zależności oporu i elastancji od przepływu i objętości powietrza uzyskuje się rozbudowany model odwrotny sztucznej wentylacji opisany 6 parametrami:

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{rs} &= (k_{r1} + k_{r2} |\mathbf{q}| + k_{r3} \mathbf{v}) \circ \mathbf{q} + (k_{e1} + k_{e2} \mathbf{v}) \circ \mathbf{v} + P_0 = \\ &= k_{r1} \mathbf{q} + k_{r2} |\mathbf{q}| \circ \mathbf{q} + k_{r3} \mathbf{v} \circ \mathbf{q} + k_{e1} \mathbf{v} + k_{e2} \mathbf{v} \circ \mathbf{v} + P_0. \end{aligned} \quad (10)$$

Jest to nadal model liniowy pod względem parametrów, w związku z czym do estymacji ich wartości można wykorzystać metodę najmniejszych kwadratów, analizując zarejestrowane sygnały ciśnienia i przepływu w zakresie kolejnych cykli oddechowych. Estymatory dane są wtedy równaniem:

$$\begin{bmatrix} \hat{k}_{r1}, \hat{k}_{r2}, \hat{k}_{r3}, \hat{k}_{e1}, \hat{k}_{e2}, \hat{P}_0 \end{bmatrix}^T = (\mathbf{X}_6^T \mathbf{X}_6)^{-1} \mathbf{X}_6^T \mathbf{p}_{rs}, \quad (11)$$

$$\mathbf{X}_6 = [\mathbf{q}, |\mathbf{q}| \circ \mathbf{q}, \mathbf{q} \circ \mathbf{v}, \mathbf{v} \circ \mathbf{v}, \mathbf{1}].$$

#### 4. Badania symulacyjne

Ponieważ nie istnieją metody pozwalające na określenie prawdziwych wartości oporu i elastancji oddechowej w obiekcie rzeczywistym, badania przeprowadzono wykorzystując syntetyczne dane pomiarowe wygenerowane za pomocą opisanego wcześniej modelu symulacyjnego. Zaletą tego podejścia jest dokładna znajomość wartości parametrów obiektu z którego pochodzą dane używane podczas identyfikacji, w tym przypadku znajomość przebiegów oporu i elastancji oddechowej. Dzięki zastosowaniu modelu o dwuelementowej strukturze wyeliminowano skutki różnicy struktury modelu symulacyjnego (obiekt identyfikowany) i odwrotnego, zatem różnice między estymowanymi i prawdziwymi wartościami parametrów wynikać będą jedynie z przyjętych założeń odnośnie zmienności parametrów oraz z właściwości zastosowanych algorytmów numerycznych.

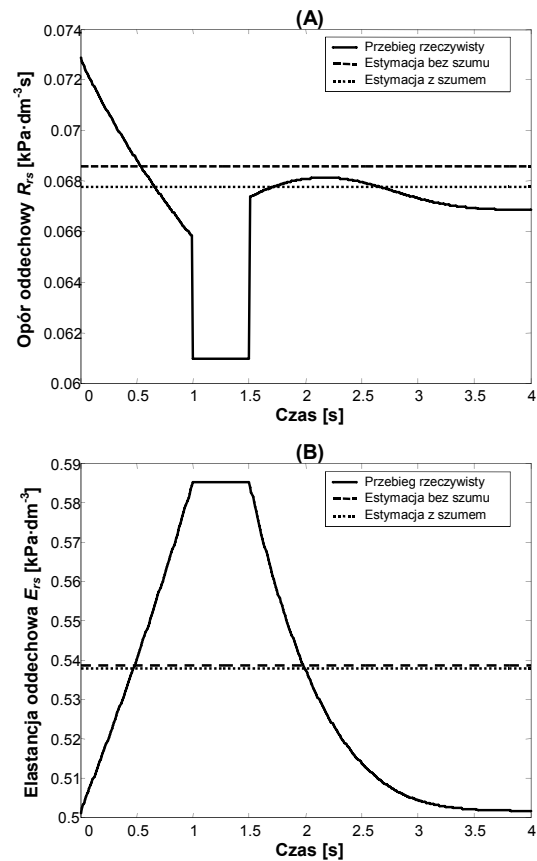
Przebadano wszystkie opisane powyżej modele odwrotne, zwracając szczególną uwagę na model najprostszy (z 2 parametrami) i najbardziej rozbudowany (z 6 parametrami). Dane syntetyczne generowane były w obrębie jednego cyklu wentylacyjnego obejmującego 4 s co 0.01 s (daje to 401 próbek każdego z sygnałów:  $Q$ ,  $P_{rs}$ ,  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$ ). Sygnały przepływu i ciśnienia zsumowano następnie z wygenerowanymi ciągami szumu białego o odchyleniu standardowym na poziomie 0.5% zakresów stosowanych czujników.

Przydatność obu modeli odwrotnych wypróbowano także w sytuacji stosunkowo szybkich zmian mechanicznych właściwości układu oddechowego, jakie zachodzą np. podczas obkurczania się oskrzeli spowodowanego czynnikami zewnętrznymi. W tym celu zasymulowano 8 cykli wentylacyjnych z uwzględnieniem skurczu oskrzeli (ze stałą czasową 5 s charakteryzującą zmiany parametrów  $k_{s1}$  i  $k_{v1}$  modelu symulacyjnego), który rozpoczął się od trzeciego cyklu i ostatecznie spowodował dwukrotny wzrost oporu i elastancji oddechowej.

#### 5. Wyniki symulacji i ich analiza

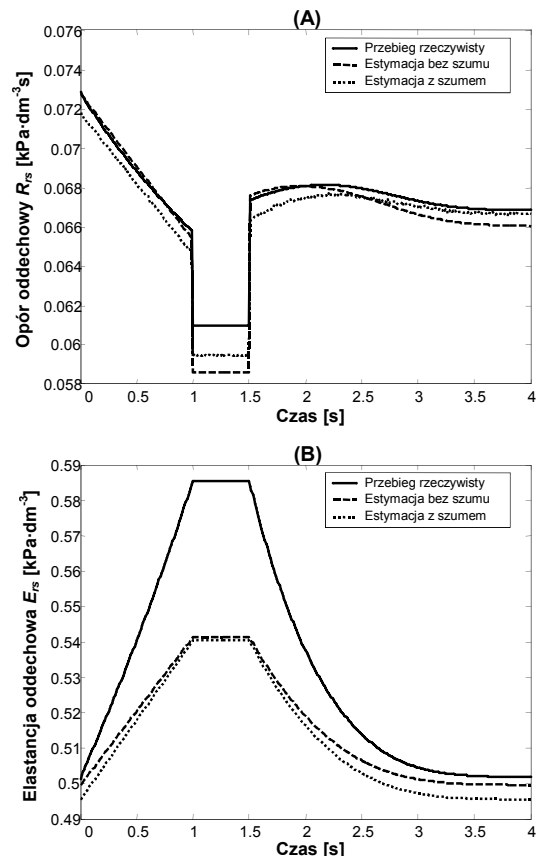
Jak należało się spodziewać, estymaty uzyskane za pomocą modelu z 2 parametrami oszacowują uśrednione wartości  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$  (Rys.2). Uwidoczniała się też większa wrażliwość estymatora oporu oddechowego na szum pomiarowy w porównaniu z estymatorem elastancji.

Efekt estymacji  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$  za pomocą modelu z 6 parametrami pokazany jest na Rys. 3. Model ten miał nie tylko taką samą strukturę co model symulacyjny, lecz również uwzględnił te same wpływy sygnałów oddechowych na opór i elastancję. Jedyną różnicą tkwiła w założeniu liniowości tych zależności w modelu odwrotnym, gdy tymczasem w modelu symulacyjnym są one nieliniowe. Dodatkowa wada omawianego podejścia polega na uproszczeniu modelu matematycznego przez wyciągnięcie elastancji oddechowej przed znak całki, co byłoby prawidłowym zabiegiem jedynie w przypadku stałej wartości tego parametru. Efektem estymacji jest odpowiedni charakter oszacowanych zmian parametrów przy jednocześnie wyraźnych błędach systematycznych (widocznych jako różnica między rzeczywistymi przebiegami  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$  i estymatami uzyskanymi z danych nie zawierających szumów).



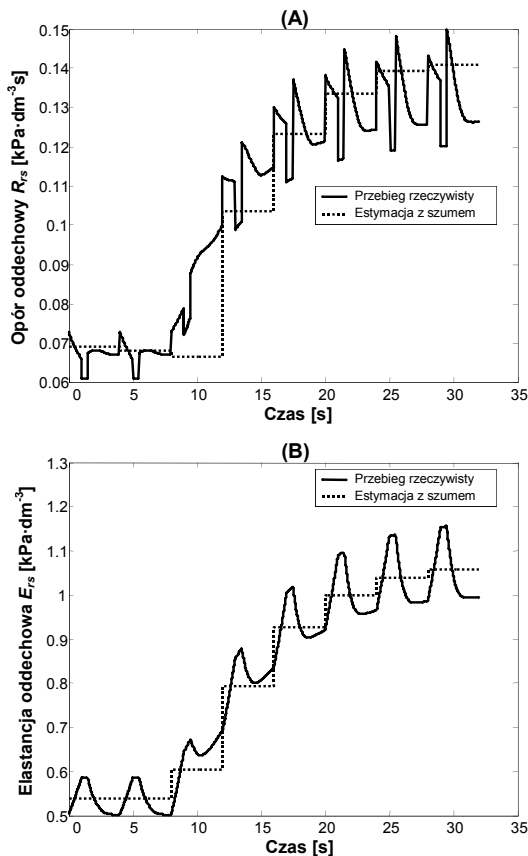
Rys. 2. Rzeczywiste i estymowane za pomocą modelu z 2 parametrami przebiegi oporu (A) i elastancji oddechowej (B).

Fig. 2. True and estimated (using the 2-parameter model) trajectories of respiratory resistance (A) and elastance (B).



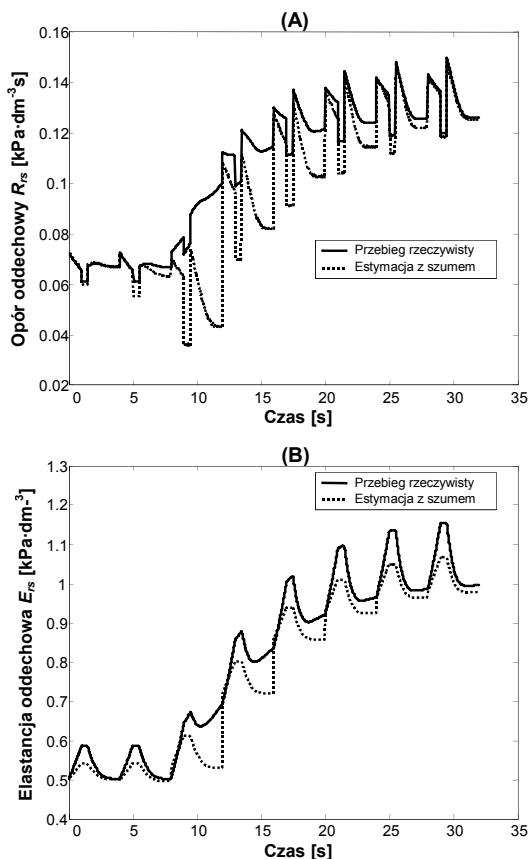
Rys. 3. Rzeczywiste i estymowane za pomocą modelu z 6 parametrami przebiegi oporu (A) i elastancji oddechowej (B).

Fig. 3. True and estimated (using the 6-parameter model) trajectories of respiratory resistance (A) and elastance (B).



Rys. 4. Efekt śledzenia zmian oporu (A) i elastancji oddechowej (B) za pomocą modelu z 2 parametrami.

Fig. 4. Effect of tracking respiratory resistance and elastance by means of the 2-parameter model.



Rys. 5. Efekt śledzenia zmian oporu (A) i elastancji oddechowej (B) za pomocą modelu z 6 parametrami.

Fig. 5. Effect of tracking respiratory resistance and elastance by means of the 6-parameter model.

Wyniki śledzenia szybkich, globalnych zmian oporu i elastancji oddechowej pokazano na Rys. 4 i 5. Estymaty uzyskane za pomocą modelu z 2 parametrami poprawnie podążały za średnimi zmianami oporu i elastancji (Rys. 4). Podobnie śledzenie zmian tych właściwości za pomocą modelu z 6 parametrami dało ogólnie dobre efekty, dostarczając dodatkowo przybliżonych informacji o zakresie zmian oporu i elastancji w obrębie poszczególnych cykli oddechowych (Rys. 5). W obu przypadkach najmniej dokładne oszacowanie śledzonych trendów uzyskuje się w czasie najszybszych zmian oporu i elastancji.

## 6. Podsumowanie

W referacie przedstawiono metodologię i wyniki prac mających na celu ocenę algorytmów numerycznych przeznaczonych do pośredniego pomiaru mechanicznych właściwości układu oddechowego podczas sztucznej wentylacji. Algorytmy te wykorzystują mierzone sygnały przepływu i ciśnienia oraz modele matematyczne wiążące je z oporem i elastancją oddechową. Szczególną uwagę zwrócono w badaniach na najprostsz i na najbardziej złożony z liniowych modeli opisywanych w literaturze. Model z 2 parametrami poprawnie określał jedynie wartości średnie  $R_{rs}$  i  $E_{rs}$  w obrębie cyklu wentylacyjnego, gdy tymczasem model z 6 parametrami potrafił uchwycić także charakter zmian tych parametrów. Różnice między przebiegami rzeczywistymi i estymowanymi wynikają z uproszczenia dynamiki systemu i zastosowania modelu liniowego. Obydwa algorytmy nadają się też do śledzenia globalnych zmian mechaniki układu oddechowego.

## 7. Literatura

- [1] Avanzolini G., Barbini P., Cappello A., Cevenini G.: Influence of flow pattern on the parametric estimates of a simple breathing mechanics model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 42, 1995, 394-402.
- [2] Darowski M.: Sterowanie sztuczną wentylacją płuc. WKiŁ, Warszawa 1994.
- [3] Eberhard A., Carry P.-Y., Perdrix J.-P., Fargnoli J.-M., Biot L., Baconnier P.F.: A program based on a 'selective' least-squares method for respiratory mechanics monitoring in ventilated patients. *Comput. Methods Programs Biomed.* 71, 2003, 39-61.
- [4] Jandre F.C., Carvalho A.R., Pino A.V., Giannella-Neto A.: Effects of filtering and delays on the estimates of a nonlinear respiratory mechanics model. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 148, 2005, 309-314.
- [5] Kessler V., Guttman J., Newth C.J.: Dynamic respiratory system mechanics in infants during pressure and volume controlled ventilation. *Eur. Respir. J.* 17, 2001, 115-121.
- [6] Peslin R., da Silva J.F., Chabot F., Duvivier C.: Respiratory mechanics studied by multiple linear regression in unsedated ventilated patients. *Eur. Respir. J.* 5, 1992, 871-878.
- [7] Polak A.G., Mroczka J.: Model symulacyjny sztucznej wentylacji pacjenta. Kongres Metrologii KM 2004, Wrocław, 6-9 września 2004, 603-606.
- [8] Rondio Z., Darowski M., Rudowski R., Michnikowski M., Grabowski J., Kramarz R.: Wspomaganie układu oddychania, w: Nałęcz M. (red.): Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, t. III Sztuczne narządy, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2001.
- [9] Rossi A., Brandolese R., Milic-Emili J., Gottfried S.B.: The role of PEEP in patients with chronic obstructive pulmonary disease during assisted ventilation. *Eur. Respir. J.* 3, 1990, 818-822.
- [10] Tomalak W., Elbousefi A., Kurzawa R., Doniec Z.: Diurnal variations of respiratory system resistance and compliance derived from input impedance in asthmatic children. *Respir. Physiol.* 123, 2000, 101-108.
- [11] Tomalak W., Peslin R., Duvivier C.: Variations in airways impedance during respiratory cycle derived from combined measurements of input and transfer impedances. *Eur. Respir. J.* 12, 1998, 1436-1441.
- [12] Vassiliou M.P., Amygdalou A., Psarakis C.J., Dalavanga Y., Vassiliou P.M., Mandragos K.E., Constantopoulos S.H., Behrakis P.K.: Volume and flow dependence of respiratory mechanics in mechanically ventilated COPD patients. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 135, 2003, 87-96.