

Barbara JUROSZEK

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA

Model pneumatyczno-hydrauliczny płuc. Badanie wpływu objętości zalegającej RV na kształt krzywej natężonego wydechu

Dr inż. Barbara Juroszek

ukończyła studia na Wydziale Elektroniki Politechniki Wrocławskiej o specjalności metrologia elektryczna. Obecnie jest adiunktem w Zakładzie Wydziałowym Pomiarowej i Medycznej Aparatury Elektronicznej - Wydziału Podstawowych Problemów Techniki - Politechniki Wrocławskiej. Prowadzi zajęcia dydaktyczne z zakresu aparatury elektromedycznej i eksperymentu pomiarowego w medycynie. Przedmiotem jej szczególnego zainteresowania jest modelowanie i pomiary układu oddechowego. W tej dziedzinie opublikowała blisko 40 prac w czasopiśmie i materiałach konferencyjnych - krajowych i zagranicznych. Brała udział w wielu pracach badawczych i jest autorem lub współautorem licznych opracowań niepublikowanych.



Streszczenie

W pracy przedstawiono pneumatyczno-hydrauliczny model płuc. Pokazano, że objętość zalegająca RV można określić na podstawie testu natężonego wydechu. Eksperymenty przeprowadzono na modelu a następnie zweryfikowano na grupie 98 pacjentów (z różnymi rodzajami schorzeń). Pozytywne wyniki badań wskazują na istotną zależność między objętością zalegającą i początkiem natężonego wydechu (odpowiednie współczynniki korelacji > 0,9).

Abstract

The airdraulic model of the respiratory system is presented. It is shown, that the residual volume RV can be determined on basis of the forced expiratory test analysis. The experiments were made in using the model and verified on a group of 98 patients (with different kind of disease). The positive results indicate on the essential dependence between residual volume and the beginning of the forced expiration (adequate correlation coefficient > 0,9).

OGÓLNA CHARAKTERYSTYKA PROBLEMÓW ZWIĄZANYCH Z IDENTYFIKACJĄ NIEKTÓRYCH PARAMETRÓW UKŁADU ODDECHOWEGO

Układ oddechowy decyduje o wymianie gazów O_2/CO_2 między organizmem a otoczeniem. Skuteczność tej wymiany jest uzależniona m.in. od tego, jaka objętość gazu dostaje się do płuc za każdym wdechem, a jaka wydostaje przy wydechu. Objętość ta stanowi jedynie część gazu, jaki mogą pomieścić płuca.

W budowie anatomicznej płuc wyróżnia się dwie składowe całkowitej objętości (TLC):

- objętość, którą zajmuje gaz wymieniany z otoczeniem; oznaczana diagnostycznie nazywana jest pojemnością życiową VC,
- objętość, którą zajmuje gaz zawsze pozostający w płucach lecz także uczestniczący w wymianie gazowej; oznaczana diagnostycznie nazywana jest objętością zalegającą RV.

Przy stałej całkowitej objętości płuc TLC wzrost objętości zalegającej RV powoduje automatycznie zmniejszenie objętości VC ($TLC = RV + VC$), co tym samym ogranicza sprawność wymiany gazowej. Tak więc w przypadku upośledzenia sprawności wentylacji objawiającej się w taki właśnie sposób (najczęściej jest to schorzenie typu restrykcyjnego) z płuc usuwana jest mniejsza porcja dwutlenku węgla a na jego miejsce wchodzi mniej tlenu, tym samym pogarsza się wentylacja pęcherzykowa [2].

Ocena objętości zalegającej RV jest istotnym wskaźnikiem diagnostycznym stanu zdrowia pacjenta. Jest ona trudno mierzalna (wyznaczana przez pośrednie metody pomiarowe) i wymaga stosowania drogiej i skomplikowanej aparatury (np. pletyzmografu), zapewnienia właściwych warunków pomiaru (oddychanie w układzie zamkniętym w przypadku stosowania metody ekwilibracji gazów, przy ściśle dozowanych gazach pomocniczych) [3, 4, 5]. Z punktu widzenia pacjenta jej wyznaczenie wiąże się ze specjalnym sposobem oddychania, co szczególnie w przypadku znacznego upośledzenia układu oddechowego jest swoistym szokiem oddechowym, którego pacjent się obawia. Z tego powodu jest wyznaczana rzadko i tylko w uzasadnionych przypadkach.

ZNACZENIE TESTU NATĘŻONEGO WYDECHU

Najczęściej wykorzystywany w praktyce diagnostycznej jest test natężonego wydechu (zwany też testem dynamicznym, ponieważ uwzględnia się w nim szybkość z jaką pacjent wydech gaz). Polega on na tym, że badany nabiera do płuc maksymalną objętość gazu, chwilę przetrzymuje go, a następnie wydmuchuje z największą siłą i szybkością, co trwa zwykle 4÷6 sekund. Natężony wydech dostarcza całej gamy parametrów, które występują w postaci wartości chwilowych objętości oraz chwilowych, bądź średnich prędkości przepływu gazu [3, 5].

Na podstawie uzyskanego zestawu parametrów spirometrycznych oblicza się inne, pochodne [1].

Należy zwrócić uwagę, że zdecydowana większość podanych parametrów jest obserwowana „z zewnątrz”, gdy pacjent wydmuchuje powietrze z płuc lub je wciąga. Spirometryczny test natężonego wydechu to najczęściej stosowany sposób oceny czynności układu oddechowego. Wprawdzie stanowi on specyficzny sposób oddychania, to jednak pacjent może być przyuczony i po kilku próbach wykonuje go poprawnie, a uzyskane rezultaty są powtarzalne i wysoce wiarygodne. Test jest łatwy do wykonania przez pacjenta nawet ze znacznym upośledzeniem układu oddechowego. Jego mankamentem jest to, że podczas testu nie można wyznaczyć objętości zalegającej RV, która stanowi istotny dowód potwierdzający istnienie schorzenia typu restrykcyjnego.

Prace prowadzone nad poszukiwaniem związku pomiędzy parametrami spirometrycznymi a objętością zalegającą RV [6, 7, 8] nasunęły spostrzeżenie, iż należałoby poszukiwać powiązania pomiędzy objętością RV a dynamicznymi parametrami oddechowymi.

Dlatego w niniejszej pracy podjęto próbę symulacji działania układu oddechowego i zbadania zależności odpowiednich wskaźników. Badania zostały przeprowadzone na modelu pneumatycznym płuc.

CYLINDER Z RUCHOMYM TŁOKIEM JAKO MODEL PŁUC

Przybliżeniem, które prowadzi do wskazania właściwego opisu parametrów pneumatycznych płuc może być model w postaci cylindra/zbiornika z ruchomym tłokiem.

Przyjęto następujące oznaczenia:

- minimalna objętość gazu znajdująca się w cylindrze odpowiada objętości zalegającej RV,
- objętość gazu, która wchodzi do cylindra odpowiada objętości VC (lub FVC),
- maksymalna pojemność cylindra odpowiada pojemności życiowej płuc TLC.

Zakłada się, że na zewnątrz zbiornika panuje ciśnienie p_o , równe ciśnieniu barometrycznemu p_B ($p_o = p_B$), które równocześnie występuje przy objętości gazu równej RV.

Wtłoczenie z zewnątrz dodatkowej objętości gazu V do zbiornika sprawi, iż wewnątrz wzrośnie ciśnienie do wartości $p_o + p$. To spowoduje swobodny ruch tłoka umożliwiając tym samym zwiększenie objętości gazu w cylindrze. Następnie w momencie wymuszonego nagłego ruchu tłoka w kierunku przeciwnym, usuwającego gaz z cylindra - co symuluje natężony wydech - nastąpi wypływ gazu na zewnątrz. W dalszej części rozważań przyjęto następujące oznaczenia:

RV, p_o - początkowa objętość gazu w cylindrze i jego gęstość pod ciśnieniem $p_o = p_B$,

RV + V, p - odpowiednio parametry przy zwiększonej objętości gazu tj. pod ciśnieniem $p_o + p$.

Zakłada się ([4, 9]), że:

$$p = K \cdot V \quad (1)$$

oraz

$$p = r \cdot Q + R^2 \quad (2)$$

gdzie: K - pewna zmienna wielkość związana z poślizgiem tłoka na ściankach cylindra (odpowiada elastyczności płuc); r , R - wielkości związane z oporami przepływu (wypływu gazu na zewnątrz cylindra, co odpowiada oporom oddechowym); Q - strumień objętości gazu.

Z równania stanu gazu można podać że:

$$\frac{p_o}{p_o} = \frac{p_o + p}{p} = RT \quad (3)$$

skąd wynika:

$$dp = \frac{p_o}{p_o} \cdot dp \quad (4)$$

Na podstawie wzorów (1) i (3) można wyznaczyć:

$$dp = (V \cdot K' + K) dV \quad (5)$$

$$dp = \frac{p_o}{p_o} \cdot (V \cdot K' + K) dV \quad (6)$$

gdzie K' to pochodna cząstkowa (por. wzór (1)). Zbilansowanie masy pozwala na zapis:

$$(RV + V_{\max}) \cdot \rho_{\max} - \int_0^t \dot{m} dt = (RV + V) \cdot \rho \quad (7)$$

Uwzględnienie wzorów (6), (7) oraz poniższej zależności:

$$\dot{m} = Q \cdot \rho \quad (8)$$

(gdzie: m - masa gazu, \dot{m} - szybkość zmian masy) pozwala na końcowy zapis:

$$K \cdot V = -r \cdot \left[1 + \frac{RV + V}{p_o} \cdot (V \cdot K' + K) \right] \frac{dV}{dt} + R \cdot \left[1 + \frac{RV + V}{p_o} \cdot (V \cdot K' + K) \right]^2 \left(\frac{dV}{dt} \right)^2 \quad (9)$$

co słuszne jest przy założeniu nieznaczącej zmiany gęstości gazu czyli wtedy, gdy spełniony jest warunek (10):

$$\left| \frac{p - p_o}{p_o} \right| \ll 1 \quad (10)$$

Jeśli przyjąć uproszczenie, że $K = \text{const.} = K_o$ i $R = 0$ to równanie (9) sprowadzi się do postaci (11):

$$K \cdot V = -r \cdot \left(1 + K_o \cdot \frac{RV + V}{p_o} \right) \cdot \frac{dV}{dt} \quad (11)$$

Jest to równanie różniczkowe I rzędu z warunkiem początkowym $t=0$, $V=V_{\max}$, będące pierwszym przybliżeniem zjawiska wypływu gazu z płuc. W kolejnym, lepszym przybliżeniu należy uwzględnić fakt iż:

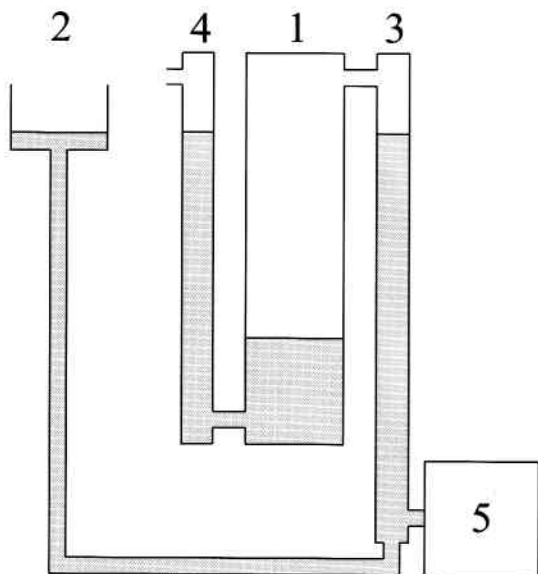
- równanie (2) ma postać nieliniową zgodnie z sugestiami zawartymi w pracach [3, 9],
- elastyczność ukryta we wzorze (1) ma postać nieliniową zgodnie z równaniem Langevina [9].

Z przedstawionego wzoru (9) wynika jednak istnienie powiązania pomiędzy objętością zalegającą RV i objętością V wchodzącą bądź wychodzącą z płuc. W celu stwierdzenia tych współzależności dalsze rozważania przeprowadzono w oparciu o analizę zbudowanego modelu pneumatycznego.

SZCZEGÓŁOWA REALIZACJA MODELU

Jak wspomniano wcześniej płuca można przedstawić w postaci cylindra z tłokiem. Aby zminimalizować tarcia, jakie występują między tłokiem i ściankami cylindra zbudowano układ, w którym tłok wraz z naturalnym uszczelnieniem stanowi woda w naczyniu, jak to przedstawiono na rys. 1.

Wartość objętości RV ustalana została przez zmianę ilości wody w zbiorniku 1. Naczynie 2 jest źródłem stałego skoku ciśnienia (wynikającego z przemieszczenia znajdującej się tam wody). Podczas obniżania naczynia 2 następuje zmiana poziomu wody w naczyniu 3. Tym samym zostaje zainicjowany przepływ wody między zbiornikiem 1 i 4. Miarą ilości powietrza w naczyniu 1 jest ilość wody w naczyniu 3 określana



Rys. 1. Układ testowania modelu płuc: 1- model płuc w postaci zbiornika, w którym zmieniający się poziom wody pełni funkcję tłoka, 2 - naczynie służące do wytwarzania skoku ciśnienia (generator sygnału pobudzającego), 3 - naczynie pomocnicze do kontroli sygnału pobudzającego przepływ gazu w modelu płuc, 4 - naczynie wyrównawcze do skompensowania dynamiki układu, 5 - blok kontroli ciśnienia. (Pojemność naczyń ustalono na podstawie [2]: $VC = 500 \text{ cm}^3$, $RV = 0 \div 300 \text{ cm}^3$, zmieniana skokowo co 100 cm^3)

przez wysokość słupa wody kontrolowanego przez blok pomiaru ciśnienia 5.

Opis eksperymentu

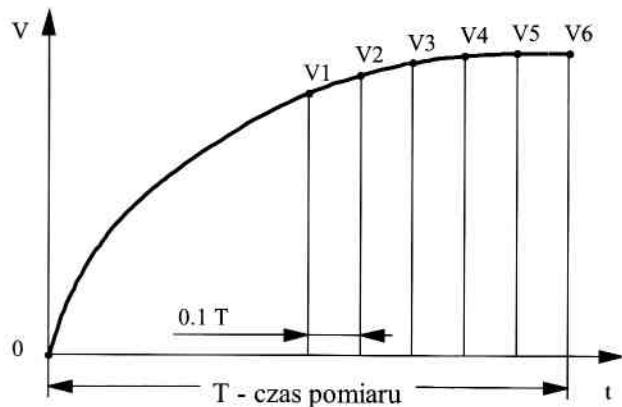
Wartość objętości RV ustalano przez zmianę ilości wody w naczyniu głównym 1. Naczynie 3 stanowiło źródło stałego ciśnienia (odpowiednik siły działającej na tłok); tzn. przy zmianie wysokości różnica ciśnień między poziomem wody w naczyniu 1 i 2 jest stała (średnice obu naczyń są takie same). Obniżając naczynie 2, powoduje się przepływ wody z naczynia 3. Ponieważ poziom wody i średnica naczynia 3 i 4 są takie same, dlatego do naczynia 1 wpłynie tyle wody, ile wypłynie z 3, a powietrze zostanie przepompowane z 1 do 3. To spowoduje proporcjonalną do słupa wody w 3 zmianę ciśnienia. Miarą ilości powietrza jest ciśnienie słupa wody w naczyniu 3.

Eksperyment polegał na kontroli kształtu krzywej $V(t)$ zmian objętości gazu wychodzącego z cylindra w zależności od wielkości objętości gazu pozostającego w cylindrze. Przeprowadzony został w warunkach skokowego ruchu tłoka, co miało symulować natężony wydech.

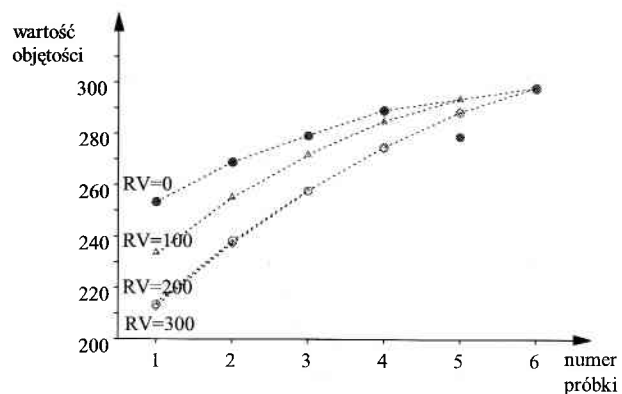
Objętość zalegająca RV przyjmowała cztery wartości: $0, 100 \text{ cm}^3, 200 \text{ cm}^3, 400 \text{ cm}^3$. Wytłaczana objętość V pozostała stała i równa 500 cm^3 . Dla każdej objętości zalegającej RV powtarzano eksperyment czterynastokrotnie. Z każdego kompletu z zarejestrowanych krzywych wybrano po sześć próbek, odpowiadających takim samym chwilom czasowym t_i (rys. 2A).

Wyniki pomiarów modelu

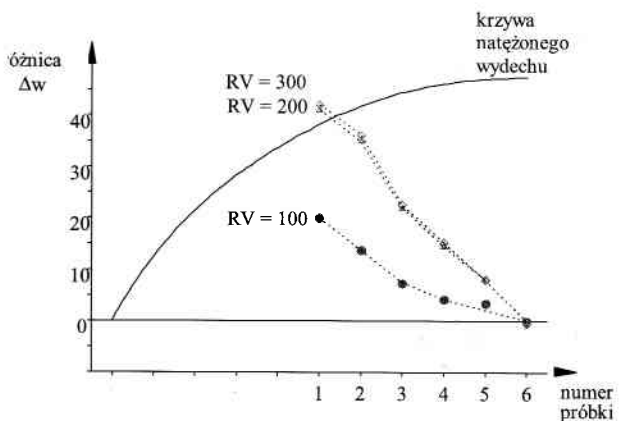
Zebrano wyniki dla 14 serii pomiarowych i dla sześciu próbek objętości V_i ($i = 1 \dots 6$).



Rys. 2A. Rozmieszczenie próbek na krzywej $V(t)$



Rys. 2B. Zmienność krzywych natężonego wydechu zależnie od wartości objętości zalegającej RV



Rys. 2C. Zmienność różnic Δw zależności od miejsca pobrania próbki na tle krzywej natężonego wydechu

Postępując według opisanego wyżej algorytmu, zebrano dane dla czterech różnych wartości objętości zalegającej: $RV_0 = 0 \text{ dm}^3$, $RV_1 = 100 \text{ dm}^3$, $RV_2 = 200 \text{ dm}^3$, $RV_3 = 300 \text{ dm}^3$.

Na tej podstawie można wskazać tę część krzywej $V(t)$, na którą objętość zalegająca RV ma największy wpływ. W tym celu wyznaczono różnice między odpowiednimi próbkami w sto-

sunku do tych, które dotyczą objętości zalegającej $RV = 0$ według poniższego wzoru:

$$\Delta_j^i = V_i(0) - V_i(RV_j) \quad (12)$$

gdzie: Δ_j^i - różnica pomiędzy wartościami próbek, j - wartość objętości zalegającej RV : $j = 100, 200, 300$; i - numer próbki: $i = 1 \div 6$; $V_i <0>$ - wartość próbki wyznaczonej przy objętości zalegającej $RV = 0$; RV_j - objętość zalegająca odpowiednio o wartościach 100, 200, 300 dm^3 ; $V_i <RV_j>$ - wartość i -tej próbki wyznaczonej przy objętości zalegającej RV_j .

Wnioski

Przed wyciągnięciem ostatecznych wniosków należy zwrócić uwagę, iż analiza danych przeprowadzona została przy następujących założeniach:

- przepływ wody przy skoku ciśnienia dla kolejnych powtórzeń eksperymentu pozostawał niezmienny w obrębie całego czasu trwania obserwacji,
- zmiany ciśnienia spowodowane były tylko wysokością słupa wody, pominięte zostały natomiast efekty związane z prężnością przepompowywanego powietrza.
- dokładność (powtarzalność) pobierania próbek do analizy (co 0,1 T) nie miała wpływu na ostateczne wyniki.

Można zatem zauważyć, że przedstawiony układ we właściwy sposób odzwierciedla procesy wymiany gazu pomiędzy płucami i otoczeniem. Jego niewątpliwą zaletą jest minimalne tarcie „wodnego tłoka” o ścianki cylindra jakie występuje podczas transportu gazu. Na uwagę zasługuje fakt, iż:

- wartość objętości zalegającej RV ma wpływ na kształt modelowanej krzywej natężonego wydechu,
- efekty wpływu objętości zalegającej uwidaczniają się najsilniej w początkowej fazie trwania natężonego wydechu i zanikają w miarę zbliżania się do końca wydechu,
- wzrost objętości RV powoduje spłaszczenie wykresu, co w rzeczywistych przypadkach może sugerować wzrost oporów oddechowych albo zmniejszenie rozciągliwości płuc, bądź też oba te przypadki razem.

WERYFIKACJA WYNIKÓW EKSPERYMENTU MODELOWEGO

Badania eksperymentalne grupy pacjentów

Badaniami objęto 98 osób zdrowych i chorych (zdrowi - 15 osób, schorzenie typu obturacyjnego - 43 osoby, schorzenie typu restrykcyjnego - 22 osoby, schorzenie typu mieszanego - 18 osób) [10]. Dla każdego z nich określono pełny zestaw parametrów spirometrycznych w próbie natężonego wydechu. Objętość zalegającą RV wyznaczono metodą helową. Następnie badano relacje pomiędzy interesującymi parametrami. Ze względu na to, iż w dynamicznym teście natężonego wydechu wszystkie parametry kojarzone są z czasem, dlatego przed ustaleniem właściwych zależności zdefiniowano w oparciu o wartość objętości RV nowy parametr, jak to pokazuje powyższy wzór:

$$v_{kRV} = \frac{V(t_k) = k \cdot RV}{t_k} \quad (13)$$

gdzie $V(t_k)$ oznacza taki punkt na krzywej natężonego wydechu, dla którego objętość równa jest k -tej części objętości zalegającej RV , zaś t_k - skojarzona z objętością V chwila czasowa; $k \leq 1$. Parametr v_{kRV} odpowiada średniej (za czas t_k) prędkości przepływu gazu.

Zauważono, że zgodnie z wynikami uzyskanymi podczas badań modelowych istnieje silny związek między prędkością v_{kRV} (wzór (13)), w wartości której zawarta jest informacja o objętości zalegającej RV , a parametrami natężonego wydechu. Obliczenia przeprowadzono dla trzech wartości k : 1 - 0,5 - 0,25. Współczynnik korelacji (tab. 1, rys. 3A) i parametry odpowiedniej prostej regresji wyznaczono oddzielnie dla każdej grupy pacjentów.

Należy zauważyć, iż podobnie jak w przypadku badań modelowych najsilniejsza korelacja występuje między parametrami spirometrycznymi wyznaczanymi w początkowej części krzywej natężonego wydechu (por. rys. 2C i rys. 3A). Największy współczynnik korelacji jest dla parametru $FEV_{0,5}$.

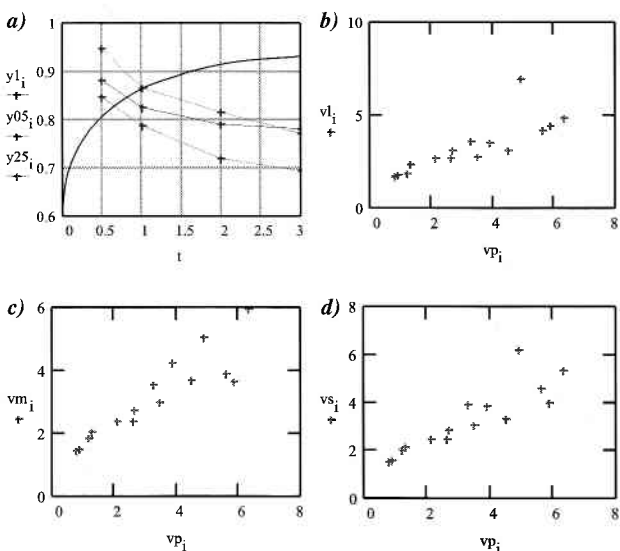
Badania sprawdzające

W celu sprawdzenia opisanej metody przeprowadzono odpowiednie obliczenia dla grupy 15 pacjentów (tab. 2). Ze względu na to, że najsilniejsza korelacja występuje między parametrami $v_{0,5RV}$ oraz $FEV_{0,5}$ [10] dlatego do dalszych obliczeń wykorzystano tylko jedną zależność regresyjną (por. tab. 1 - wyniki wyróżnione tłustym drukiem).

Dla każdego z pacjentów odczytano wartość $v_{0,5RV}$ ze spiogramu, a następnie wyznaczono teoretycznie odpowiednią wartość prędkości. Współczynniki a , b prostej regresji dobrano zgodnie z danymi zawartymi w tabeli 2. Przy ocenie rezultatów (rys. 3BCD) pacjentów sklasyfikowano na trzy sposoby:

Tabela 1. Przykładowe wartości współczynników korelacji liniowej między v_{kRV} i parametrami grupy FEV_T

Rodzaj parametru	Prędkość v_{kRV}	Wartość współczynnika korelacji				
		Liczebność grupy n i rodzaj schorzenia				Średnia (ważona) w całej grupie
		Norma $n = 15$	Obturacja $n = 43$	Restrykcja $n = 22$	Mieszany $n = 18$	
$FEV_{0,5}$	v_{1RV}	0,853	0,897	0,936	0,801	0,881
	$v_{0,5RV}$	0,942	0,968	0,950	0,903	0,948
	$v_{0,25RV}$	0,738	0,891	0,876	0,802	0,848
FEV_1	v_{1RV}	0,752	0,885	0,887	0,669	0,825
	$v_{0,5RV}$	0,689	0,927	0,875	0,855	0,866
	$v_{0,25RV}$	0,681	0,843	0,793	0,739	0,788
FEV_2	v_{1RV}	0,623	0,854	0,827	0,825	0,792
	$v_{0,5RV}$	0,594	0,864	0,792	0,912	0,815
	$v_{0,25RV}$	0,584	0,792	0,725	0,649	0,719
FEV_3	v_{1RV}	0,610	0,803	0,805	0,851	0,783
	$v_{0,5RV}$	0,551	0,803	0,769	0,888	0,772
	$v_{0,25RV}$	0,553	0,759	0,723	0,614	0,693



Rys. 3A. Zmienność współczynnika korelacji (wartość średnia ważona dla całej grupy pacjentów) między objętością zalegającą RV (przedstawioną w postaci prędkości v_{KR}) a parametrami grupy FEV_T dla $T=0,5-1-2-3$ s, na tle krzywej natężonego wydechu; **B, C, D**, zależności między prędkościami $v_{0,5RV}$ dla różnych sposobów klasyfikacji pacjentów (opis w tekście; vp - prędkość wyznaczona z krzywej natężonego wydechu (wg wzoru (13))

- 1) według rodzaju schorzenia zgodnego z opinią lekarza (v_l) - na podstawie znajomości wszystkich parametrów spirometrycznych, (rys. 3B),
- 2) według klasyfikacji zgodnej z diagramem Millera* [3, 11] (vm), (rys. 3C),
- 3) nie rozróżniano typów schorzeń; do wyznaczenia $v_{0,5RV}$ posłużono się wzorem uśrednionym (vs), (rys. 3D; patrz także: średnia ważona - tab. 2).

Ostateczne obliczenia „teoretycznej” wartości objętości zalegającej RV jest tu możliwe, jednak przy nie automatycznym sposobie odczytu danych z wykresu (a taki był zastosowany w niniejszej pracy) błędy odczytu powodowały powstanie bardzo dużego błędu ΔRV (dalsze badania zostaną przeprowadzone automatycznie i będą opublikowane w kolejnej części pracy).

Tabela 2. Współczynniki prostej regresji dla zależności typu $v_{0,5RV} = a FEV_{0,5} + b$

Typ schorzenia	Norma	Obturacja	Restrykcja	Mieszany	Średnio (średnia ważona) dla całej grupy
Współczynnik	1,944	2,976	2,369	2,656	2,623
	0,120	-0,635	-0,392	-0,592	-0,4569

* Zgodnie z diagramem Millera główne typy schorzeń wyróżnia się na podstawie znajomości zmierzonych (z) i należnych (n) wartości parametrów spirometrycznych. Obturacja: $FEV_{1z}/VC_z \div 70\%$. Restrykcja: $VC_z/VC_n \leq 70\%$. Typ mieszany: oba warunki spełnione.

Wnioski

Na podstawie wyników badań stwierdzono, że wyznaczone prędkości v są ze sobą skorelowane ze współczynnikiem korelacji wyższym od 0,8.

Należy zauważyć, że najlepsze rezultaty (najwyższy współczynnik korelacji) uzyskuje się przy klasyfikacji zgodnej z diagramem Millera*. A to oznacza, że diagram ten jako wstępny i najprostszy sposób klasyfikacji może prowadzić już do wskazania właściwego rodzaju schorzenia.

PODSUMOWANIE

Z powyższych rozważań wynika, że istnieje zależność między pojemnością zalegającą RV a parametrami natężonego wydechu. Zależność ta istnieje w postaci złożonej. Uwzględnia ona nowo zdefiniowane parametry (wzór (13)) o podobnym charakterze (średnia prędkość przepływu wydechowego gazu) jak większość dynamicznych parametrów spirometrycznych.

Parametry skorelowane są ze sobą liniowo. Najwyższy współczynnik korelacji obejmuje te parametry, które wyznaczane są w początkowym etapie natężonego wydechu.

Ślusność niniejszych wniosków potwierdzają zarówno eksperymenty modelowe, jak i badania rzeczywistych wyników.

LITERATURA

1. W. B. BLESSER: A systems approach to biomedicine. McGraw-Hill B. C. New York 1969.
2. E. J. CAMPBELL: Terminology and symbols used in respiratory physiology. *British Journal of Anaesthesiology* 1957, no 29, p. 534-539.
3. J. COTES: Czynność płuc. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1969.
4. II. FORSTER et al.: The lung. Yer Book Med. Publ. Chicago - London 1986.
5. K. JELONEK et al.: (Über weitere Versuche der Bestimmung des Lungenresidualvolumens RV durch die Analyse der Spirogramme. W: Rechnergestützte Diagnosefindung in der Lungendiagnostik. Wrocław, 22-25 listopada 1983. s. 156-160. Prace Naukowe Instytutu Metrologii Elektrycznej Politechniki Wrocławskiej 1983 nr 23, Konferencje nr 9.
6. K. JELONEK et al.: Ein Versuch der Bestimmung des Lungenresidualvolumens RV durch die Analyse der Spirogramme. Wiss. Beitr. Ingenieurhochsch. Dresden 1982 H. 5, s. 43 - 45.
7. K. JELONEK et al.: Ein Versuch quantitativer Auswertung des Lungenresidualvolumens (RV) durch die Analyse der Spirogramme. W: Rechnergestützte Diagnosefindung in der Lungendiagnostik. Wrocław, 22-25 listopada 1983. s. 78 - 85. Prace Naukowe Instytutu Metrologii Elektrycznej Politechniki Wrocławskiej 1983 nr 23, Konferencje nr 9.
8. B. JUROSZEK: Metrologiczna ocena metod pomiaru płuc. W: XXVI-II Międzyuczelniana Konferencja Metrologów. MKM '96. Materiały konferencyjne. Częstochowa, 22 - 25 września 1996. T. 1. Częstochowa: Wydaw. P. Częst. 1996. s. 273 - 279. Konferencje - Politechnika Częstochowska, nr 13.
9. B. JUROSZEK: The possibilities to determine the residual volume RV on the basis of forced expiration process analysis. *Biocybern. Biomed. Eng.* 1988, vol. 8, no. 1 - 4, s. 31 - 44.
10. J.F. NUNN: Kliniczna fizjologia oddychania. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1981.
11. S. PAWELSKI, S. MAJ: Normy i diagnostyka chorób wewnętrznych. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1993.