

Barbara JUROSZEKWYDZIAŁ PODSTAWOWYCH PROBLEMÓW TECHNIKI POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ
ZAKŁAD INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ I POMIAROWEJ**Przetworniki spirometryczne – normalizacja warunków pomiaru parametrów oddechowych**

Dr inż. Barbara JUROSZEK

Adiunkt w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej. Zajmuje się pomiarami w medycynie. Z tego zakresu prowadzi wykłady dla studentów Wydziału PPT, na kierunku Fizyka, specjalność – Inżynieria Biomedyczna. Szczegółne zainteresowania: modelowanie i pomiary układu oddechowego. Autorka ponad 75 publikacji krajowych i zagranicznych.



e-mail: barbara@pwr.wroc.pl

Streszczenie

Parametry charakteryzujące działanie układu oddechowego związane są z objętością i prędkością wydychanego powietrza. Powietrze zawarte w płucach jest ciepłe i wilgotne. Mierzone jest na zewnątrz układu oddechowego, gdzie temperatura jest znacznie niższa. To powoduje zmniejszenie się objętości wydychanego powietrza, zgodnie z prawami fizyki. W celu uniknięcia błędów pomiarowych wynikających ze zmiany warunków fizycznych zaleca się stosowanie stałego współczynnika korekcyjnego. Taki sposób postępowania nie jest słuszny w odniesieniu do przepływowych przetworników spirometrycznych, które obecnie są najchętniej i najczęściej stosowane. W niniejszej pracy przeanalizowano wpływ otoczenia na wyniki pomiarów parametrów układu oddechowego różnymi przetwornikami. Oszacowano wartości błędów pomiaru wynikających z zastosowania przetworników w różnych sytuacjach pomiarowych. Szeroko przeanalizowano warunki pracy spirometrycznych przetworników przepływowych typu zwężkowego.

Abstract

The conditions of the spirometric parameters measurements depend to a different degree on both air features and the surroundings (temperature, pressure, humidity). The conversion coefficient K_K allows for these influences. It gives the possibility to normalize all respiratory parameters that were measured in *ATPS* conditions and to present in *BTPS*, that are inside the lungs. The most substantial influence is ambient temperature, always lower than the temperature of expired air. The other factors (ambient pressure, humidity and patient body temperature) can be neglected. Main attention should be paid to the bell transducer. Air flowing into it changes its temperature. Coefficient K_K that is used is a function of the time and changes its value too. Steady-state temperature at the end of forced expiration depends on material features and also on air amount which is inside the bell at the very beginning. The influences discussed above can be avoided when the flow type spirometric transducer is used. The purposefully heated reducing pipe, recommended by some producers, gives stabilization of thermal conditions of spirometric measurements. As a result, total cross-section surface and flow resistance remain the same. The temperature has, however, substantial influence on air viscosity (inspired and expired). Simulations show that when one patient is tested independently of others it is better to use an unheated spirometric transducer, because the temperature influence shows a lower error. A similar conclusion can be reached after analyzing the changes of transducer flow resistance, being the result of air viscosity changes.

1. Niektóre cechy fizyczne powietrza oddechowego

Powietrze oddechowe znajdujące się w płucach (tab. 1) jest ciepłe i ma temperaturę $+37^\circ\text{C}$. Wydostając się na zewnątrz do otoczenia ochładza się znacznie. Ostatecznie objętość wydychanego powietrza jest zawsze mierzona w zmienionym, na skutek wpływu otoczenia, ciśnieniu, temperaturze i wilgotności. Dlatego w przypadku diagnostyki układu oddechowego dokonuje się normalizacji obliczeniowej, przeliczając wszystkie wyniki pomiarów parametrów wydechowych w taki sposób, aby ich wartości odpowiadały warunkom fizycznym panującym w płucach, stan-

dardowym dla wszystkich pacjentów. Oznaczenia warunków pomiaru (najczęściej używane skróty) są następujące:

- ATPS* – temperatura i ciśnienie otoczenia, nasycenie powietrza parą wodną; to cechy powietrza wydychanego i mierzonego na zewnątrz płuc,
BTPS – temperatura $+37^\circ\text{C}$, ciśnienie otoczenia normalne, tj. 101,3 kPa, nasycenie parą wodną; to warunki, w których powietrze pozostaje w płucach.

Tab. 1. Ciśnienia parcjalne gazów oddechowych, w kPa, wg [1]

Tab. 1. Partial pressures of different gases, in kPa, [1]

Rodzaj gazu	Faza wdechu	Powietrze pęcherzykowe	Faza wydechu
Para wodna	–	6,3	6,3
CO ₂	0,04	5,3	4,2
O ₂	21,2	14,0	15,5
N ₂ (i inne śladowe)	80,1	75,7	75,3
Razem	101,3	101,3	101,3

Wpływ otoczenia ujawnia się z różną siłą zależnie od rodzaju stosowanego przetwornika spirometrycznego [2]. Producenci spirometrów zalecają użytkownikowi wprowadzenie odpowiednich korekt. Jednak nie zawsze jest to realizowane w sposób właściwy. Producenci zapewniają, że oferowany przez nich przyrząd realizuje procedurę normalizacji *BTPS* automatycznie i bez ingerencji użytkownika. Czasem algorytm pracy spirometru oczekuje na wprowadzenie aktualnej temperatury otoczenia.

Generalnie pomijany jest fakt momentu, w którym należy zrealizować korektę obliczeniową. Standardem pracy ze spirometrem stała się czynność przeprowadzania kontroli poprawności wskazań (kalibracji) za pomocą wzorcowej strzykawki (najczęściej jednolitrowej), będącej na wyposażeniu nabywanego urządzenia. Istotne jest, w którym momencie taka kalibracja zostanie przeprowadzona i kiedy po niej nastąpi właściwe badanie pacjenta. Dlatego poniżej przedstawiono analizę błędów wynikających ze zmiennych warunków pomiaru.

2. Wpływ warunków otoczenia na wartość mierzonej objętości wydychanego powietrza

Wartości objętości V wydychanego powietrza, które określa parametry spirometryczne przelicza się w następujący sposób [3]:

$$V_{BTPS} = V_{ATPS} \cdot \frac{310}{273 + T_O} \cdot \frac{P_A - P_{H_2O}}{P_A - 6,26} \quad (1)$$

gdzie: V_{BTPS} , V_{STPD} – objętość powietrza w odpowiednich warunkach otoczenia, P_{H_2O} – prężność nasyconej pary wodnej odpowiadająca temperaturze otoczenia T_O , P_A – aktualne ciśnienie otoczenia. Uwzględnienie tych warunków pozwala na wyznaczenie wartości współczynnika przeliczeniowego K_K , gdzie $K_K = V_{BTPS} / V_{ATPS}$. Umożliwia on skorygowanie wartości każdego parametru spirometrycznego mierzonego w zewnętrznych i zmiennych warunkach otoczenia *ATPS* i podanie go w postaci unormowanej czyli uwzględniającej warunki *BTPS*.

Podczas pomiaru objętości wydychanego powietrza nie tylko obniża się jego temperatura (z temperatury $+37^\circ\text{C}$ do np. $+20^\circ\text{C}$). Także zmienia się ciśnienie i wilgotność (wilgotność powietrza zawartego w płucach jest równa 100%), co nie pozostaje bez

wplywu na wartość współczynnika K_K . Wtedy wzór (1), a w konsekwencji współczynnik przeliczeniowy K_K , przyjmuje bardziej złożoną postać:

$$K_K = \frac{273 + T_p}{273 + T_o} \cdot \frac{P_A - \frac{W}{100} P_{H_2O}(T_o)}{P_A - P_{H_2O}(T_p)} \quad (2)$$

gdzie: T_p – temperatura ciała pacjenta, $P_{H_2O}(T_p)$ – prężność nasyconej pary wodnej zawartej w powietrzu znajdującym się w płucach badanego pacjenta, którego temperatura jest równa T_p , $P_{H_2O}(T_o)$ – prężność nasyconej pary wodnej odpowiadająca temperaturze otoczenia T_o , W – wilgotność względna powietrza w przetworniku, w którym przeprowadzane są pomiary.

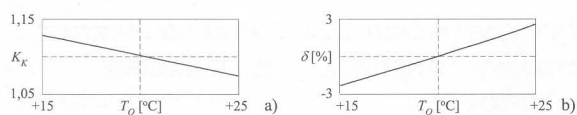
Aby zbadać jak wartość współczynnika K_K zależy od wszystkich tych czynników, do analizy wyrażenia (2) przyjęto zakresy wartości: $T_o = +(15 \div 25)^\circ\text{C}$, $P_A = (98 \div 104)$ kPa, $W = (30 \div 100)$ %, $T_p = +(37 \div 39)^\circ\text{C}$. Zależność (2) jest złożona, dlatego zmienność wartości współczynnika K_K przeanalizowano wybiórczo, dla pojedynczego parametru wpływającego (temperatury, ciśnienia lub wilgotności), przy ustalonej i stałej wartości pozostałych (tab. 2).

Tab. 2. Względne wartości rozrzutów współczynnika przeliczeniowego K_K w zmiennych warunkach pomiarowych, w odniesieniu do $K_{K0} = 1,102$ (współczynnik odniesienia K_{K0} obliczono dla warunków, które nazwano standardowymi i wtedy: $T_o = +20^\circ\text{C}$, $T_p = +37^\circ\text{C}$, $P_A = 101,3$ kPa, $W = 100$ %), wg [4]

Tab. 2. Dispersion of relative values of K_K coefficient in different measuring conditions, in relation to $K_{K0} = 1,102$ (relative coefficient K_{K0} calculated for standard conditions, when: $T_o = +20^\circ\text{C}$, $T_p = +37^\circ\text{C}$, $P_A = 101,3$ kPa, $W = 100$ %), [4]

Rodzaj parametru	Zakres zmienności parametru	Maksymalny rozrzut parametru [%]	Zakres zmienności K_K	Maksymalny rozrzut K_K [%]
T_o [°C]	+15 ÷ +25	±25	1,128 ÷ 1,074	±2,5
T_p [°C]	+36 ÷ +39	±5,4	1,095 ÷ 1,117	±1,0
P_A [kPa]	98 ÷ 104	±3,3	1,103 ÷ 1,101	±0,1
W [%]	30 ÷ 100	-70	1,102 ÷ 1,120	-1,6

Z obliczeń wynika [4], że współczynnik K_K jest najbardziej czuły na zmiany temperatury otoczenia i jego wartość maleje wraz ze wzrostem T_o (rys. 1).



Rys. 1. Zależność współczynnika K_K od temperatury otoczenia (a) oraz jego zmienność względna (b); współczynnik odniesienia K_{K0} wyliczono dla warunków: $T_o = +20^\circ\text{C}$, $P_A = 101,3$ kPa, $T_p = +37^\circ\text{C}$, $W = 100$ %

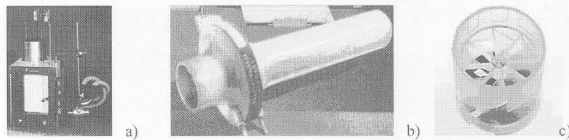
Fig. 1. The relation between coefficient K_K ambient temperature (a) and its relative changeability (b); the basis value K_{K0} was calculated for conditions $T_o = +20^\circ\text{C}$, $P_A = 101,3$ kPa, $T_p = +37^\circ\text{C}$, $W = 100$ %

Równocześnie wartość K_K maleje ze wzrostem wilgotności W oraz ciśnienia atmosferycznego P_A , zaś rośnie ze wzrostem temperatury pacjenta T_p . Zmienność K_K jest różna, w zależności od rodzaju parametru i nie przekracza 1%.

3. Wpływ parametrów otoczenia na dokładność pomiaru objętości za pomocą różnych przetworników spirometrycznych

Do pomiaru objętości wydychanego powietrza stosowane są różne przetworniki spirometryczne (rys. 2). Można je podzielić na dwie zasadnicze grupy uwzględniające sposób przetwarzania sygnału: 1- objętościowe (wykonane najczęściej w formie zbiornika, którego górna pokrywa porusza się wraz ze zmianą objętości powietrza zawartego w zbiorniku), 2- przepływowe (wykonane

zwykle w formie zwężki, gdzie przewężenie ma postać gęstego sitka lub pęku kapilar).



Rys. 2. Przykłady przetworników stosowanych w spirometrii: a) objętościowy („dzwonowy”), b) przepływowy zwężkowy, c) przepływowy wiatraczkowy (turbinkowy)

Fig. 2. The examples of spirometric transducers: a) volumetric (“bell”), b) tube, c) turbine

Każdy z nich w inny sposób przyczynia się do zmiany parametrów fizycznych powietrza. Pomiar powietrza za pomocą przetwornika objętościowego odbywa się dłużej i to powoduje schłodzenie go. Przy zastosowaniu przetwornika przepływowego pomiar następuje szybciej, zanim jego temperatura obniży się w sposób znaczący.

3.1. Pomiary parametrów spirometrycznych za pomocą przetwornika dzwonowego – ocena wpływu temperatury

Może się wydawać, że tak duży gabarytowo przetwornik objętościowy (jego objętość może dochodzić nawet do 10 dm³) powinien być wyparty przez nowoczesne, małe przetworniki przepływowe. Jednak jest on używany nadal, szczególnie gdy celem jest wyznaczenie „trudno dostępnej” objętości powietrza zalegającej w płucach.

W natężonym wydechu kontroluje się objętość powietrza, która narasta wykładniczo, przez około 6 sekund. W takim czasie następuje zmiana warunków termicznych pod dzwonem. Ponieważ pomiarowi podlegają objętości w różnych momentach czasu (np. w połowie sekundy – $FEV_{0,5}$, w pierwszej sekundzie – FEV_1), więc stosowanie stałego współczynnika K_K , jak to jest zwykle zalecane, jest źródłem błędów pomiarowych [5].

Aby przeanalizować sposób ustalania się temperatury pod dzwonem i wynikające stąd błędy, przyjęto następujące założenia:

- 1) temperatura powietrza wychodzącego z płuc jest równa $+37^\circ\text{C}$,
- 2) czas ustalania się wspólnej temperatury powietrza i dzwonu przy wejściu każdej małej porcji powietrza ΔV jest stały i bardzo krótki (bliski zeru),
- 3) nie ma wypromieniowania ciepła ze ścianek dzwonu do otoczenia,
- 4) odbiornikiem ciepła powietrza jest cała powierzchnia dzwonu,
- 5) pomija się chłodzący wpływ przewodów doprowadzających powietrze pod dzwon.

Z bilansu cieplnego wynika, że: $Q_g^c = Q_d^c$, gdzie: Q_g^c , Q_d^c – oznaczają ilość ciepła odpowiednio dla powietrza (g) i dzwonu (d). Ciepło to można wyliczyć według następujących zależności: $Q_g^c = m_g c_g (37 - T_x)$, $Q_d^c = m_d c_d (T_x - T_o)$ przy czym $m_g = \rho_g \pi r_d^2 h_d$, $m_d = 2 \pi r_d \rho_d g_d (r_d + h_d)$ gdzie indeksy g , d – określają własności fizyczne powietrza i dzwonu, m – masa, c – ciepło właściwe, ρ – gęstość, r_d – promień dzwonu, h_d – wysokość dzwonu, g_d – grubość folii, z której wykonano dzwon, T_o – temperatura otoczenia, T_x – temperatura po ustaniu wymiany ciepła między powietrzem i dzwonem.

W każdym momencie dostaje się do dzwonu porcja powietrza o objętości $\Delta V = \pi r_d^2 \Delta h_d$. Można zapisać, że zachodzi równość:

$$\rho_g \pi r_d^2 \Delta h_d (37 - T_i) = 2 \pi r_d \rho_d g_d [r_d + (i-1) \Delta h_d] (T_i - T_{i-1}) + 2 \pi r_d \rho_d g_d \Delta h_d (T_i - T_o) + \pi r_d^2 \rho_d (i-1) \Delta h_d (T_i - T_{i-1}) \quad (3)$$

gdzie T_i – temperatura, która ustaliła się w i -tej chwili.

Postać różniczkowa powyższego równania jest następująca:

$$A r_d [37 - T(t)] dh_d = 2B g_d [r_d + h_d(t)] dT + 2B g_d [T(t) - T_o] dh_d + A r_d h_d(t) dT$$

gdzie $A = \rho_g c_g$, $B = \rho_d c_d$, $c_g = c_d = c = 1$.

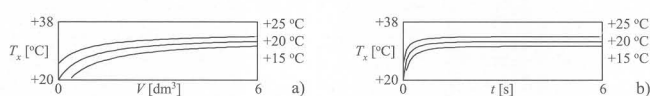
Dla wyznaczenia funkcji opisującej zmiany temperatury powietrza w czasie natężonego wydechu założono, że objętość powietrza wchodzącego do dzwonu zmienia się z upływem czasu t ($t \in \langle 0, t_{mv} \rangle$), gdzie t_{mv} – czas trwania natężonego wydechu) zgodnie z zależnością:

$$V(t) = FVC [1 - \exp(-t/\tau)] \quad (4)$$

gdzie: FVC – maksymalna objętość wydychanego powietrza, τ – hipotetyczna stała czasowa układu oddechowego.

Dla przykładowych obliczeń przyjęto, że: $A = 0,0222$ B, $r_d = 11$ cm, $g_d = 0,03$ cm, oraz warunki brzegowe: $T_0 = 20^\circ\text{C}$, $h_{d0} = 0$.

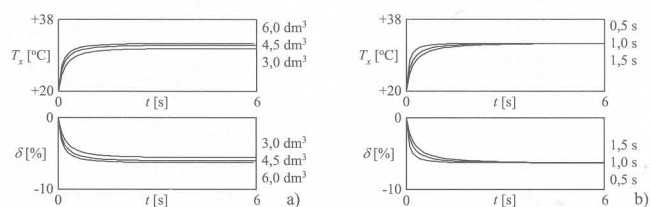
Można zauważyć, że temperatura powietrza pod dzwonem zmienia się wraz ze wzrostem objętości powietrza wchodzącego do jego środka, zaś szybkość tych zmian w czasie uzależniona jest od szybkości przyrostu objętości powietrza (rys. 3).



Rys. 3. Sposób ustalania się temperatury pod dzwonem podczas wchodzenia ciepłego powietrza ($+37^\circ\text{C}$) dla różnej temperatury otoczenia: a) zmiana temperatury w funkcji objętości, b) zmiana temperatury w funkcji czasu

Fig. 3. The temperature changes in the bell during forced expiration (air temperature at its input $+37^\circ\text{C}$) for ambient temperature: a) the temperature changes in the bell in volume function, b) the temperature changes over time

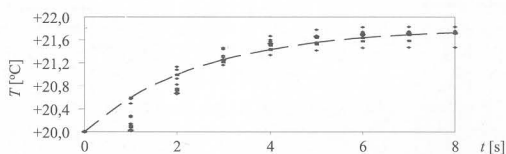
Tak więc współczynnik K_K zmienia swoją wartość, a zaniedbanie tego faktu jest źródłem błędu (rys. 4).



Rys. 4. Wpływ parametrów natężonego wydechu: FVC oraz stałej czasowej układu oddechowego τ na sposób ustalania się temperatury powietrza pod dzwonem i wynikające stąd błędy ($T_0 = +20^\circ\text{C}$): a) zmienna wartość FVC , b) zmienna wartość τ

Fig. 4. The influence of some respiratory system parameters: forced vital capacity FVC and time delay τ on physical conditions in the bell and resulting errors ($T_0 = +20^\circ\text{C}$): a) FVC influence, b) τ influence

Przeprowadzono odpowiedni eksperyment z przetwornikiem objętościowym wykonanym w postaci gumowego rękawa, który stanowił boczną ściankę. Jego górne, ruchome wieko zmieniało swoje położenie wraz z wchodzącym/wychodzącym powietrzem. Warunki pomiaru: $FVC \approx 3,5$ dm³, $T_0 = +20^\circ\text{C}$. Zmiany temperatury w czasie natężonego wydechu przedstawia rys. 5.



Rys. 5. Zmiany temperatury wewnątrz suchego przetwornika objętościowego w czasie natężonego wydechu, gdy $FVC \approx 3,5$ dm³

Fig. 5. The temperature changes inside dry volumetric transducer during forced expiration, when $FVC \approx 3,5$ dm³

3.2. Pomiary parametrów spirometrycznych za pomocą przetworników przepływowych

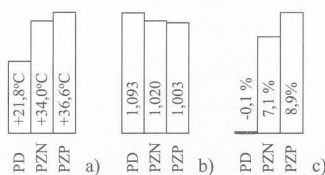
Spirometryczne przetworniki przepływowe to: zwężka, turbinka, przepływomierz termoanemometryczny, ultradźwiękowy,

wirowy. Szczegółowy opis własności wymienionych przetworników można znaleźć w pracach [6, 7].

Eksperymenty przeprowadzono z przetwornikiem zwężkowym z obudową metalową (opór przepływu stanowiło gęste sitko) [4]. Średnia temperatura powietrza na wejściu przetwornika była równa $+34,2^\circ\text{C}$. Gdy pacjent wykonywał natężony wydech do zimnego przetwornika, pozostawionego wcześniej w temperaturze otoczenia ($+22^\circ\text{C}$), to powietrze ochłodziło się do temperatury $+33,8^\circ\text{C}$. Gdy zaś przetwornik został podgrzany do temperatury $+41^\circ\text{C}$ (zgodnie z ustawieniami fabrycznymi spirometru), co miało zapobiec osadzaniu się cząsteczek pary wodnej z wydychanego powietrza na sitku, to temperatura na wyjściu przetwornika była równa $+36,2^\circ\text{C}$.

Przeprowadzone obserwacje wykazały, że podczas pomiarów parametrów spirometrycznych z użyciem przetworników przepływowych następuje zmiana temperatury powietrza lecz nie ochładza się ono tak mocno jak w przetworniku objętościowym [8]. Dzięki podgrzewaniu sitka oporowego zwężki, temperatura powietrza wydychanego praktycznie nie ulega zmianie. Na tej podstawie oszacowano wartości współczynnika K_K (rys. 6).

Jeśli pacjent wydycha powietrze do zimnego przetwornika (rys. 6, oznaczenie PZN) to na wyjściu ustala się nieco wyższa temperatura. Jest ona znacznie wyższa wtedy, gdy przetwornik jest celowo podgrzewany (rys. 6, oznaczenie PZP). Widać więc, że stosowana korekcja warunków fizycznych pomiaru jest słuszna tylko dla przetwornika dzwonowego. Stosowanie jej w przypadku użycia przetwornika przepływowego prowadzi do wystąpienia dodatkowego i znacznego błędu. Jego wartość może ulec zmianie ponieważ przed badaniem pacjenta przeprowadza się obowiązkową kalibrację spirometru za pomocą wzorcowej strzykawki. Dlatego poniżej rozważono przypadki, z jakimi można się spotkać podczas pomiarów spirometrycznych.



Rys. 6. a) aktualna temperatura powietrza w przetworniku, b) wartości współczynnika K_K (gdy $T_0 = +22^\circ\text{C}$), c) błąd wynikający z zastosowania współczynnika K_K wg wzoru (1); oznaczenia: PD – przetwornik dzwonowy, PZN – przetwornik zwężkowy niepodgrzewany, PZP – przetwornik zwężkowy podgrzewany, wg [8]

Fig. 6. a) actual air temperature in transducer, b) coefficient K_K value (when $T_0 = +22^\circ\text{C}$), c) the error resulting from K_K calculated according to formula (1); remarks: PD – volumetric transducer, PZN – flow transducer not heated, PZP – flow heated transducer, [8]

W badaniach pacjentów mogą mieć miejsce przykładowe cztery sytuacje pomiarowe, gdy:

- 1) pierwszy pacjent dmucha do zimnego przetwornika o temperaturze otoczenia,
- 2) pierwszy pacjent dmucha do przetwornika celowo podgrzewanego,
- 3) pacjent dmucha do przetwornika podgrzanego indywidualnie przez poprzednio badanego pacjenta,
- 4) pacjent dmucha do przetwornika podgrzewanego celowo, ale także podgrzanego indywidualnie przez poprzedniego badanego pacjenta.

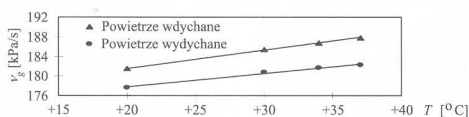
Urządzenie jest kalibrowane za pomocą wzorcowej strzykawki najczęściej jednolitrowej w dowolnej chwili, na życzenie osoby przeprowadzającej badanie, to znaczy przed badaniem pierwszego pacjenta albo w trakcie badań tuż przed badaniem kolejnego pacjenta (gdy zachodzi konieczność ponownego sprawdzenia wskazań urządzenia). Oznacza to, że kalibrowany może być przetwornik zimny lub ciepły, podgrzany celowo bądź incydentalnie. W ten sposób połączenie jednej z wymienionych wyżej czterech zaaranżowanych sytuacji pomiarowych oraz momentu przeprowadzonej kalibracji stwarza sześć oddzielnych zdarzeń, co przedstawia tabela 3.

Tab. 3. Zaaranżowane sytuacje pomiarowe podczas badań spirometrycznych z uwzględnieniem procedury kalibracyjnej
Tab. 3. The arranged measuring situations during spirometric tests when calibration is taken into consideration

Temperatura przetwornika	Moment kalibracji przed wykonaniem badania		
	Pierwszego pacjenta	Kolejnego pacjenta	Ostatniego pacjenta
Zimny	a	b	c
Podgrzewany	d	e	f

Kalibracja w sześciu wymienionych przypadkach wymaga uwzględnienia różnorodnych warunków termicznych. Kierowanie się jedynie temperaturą otoczenia (w rozważanym przypadku $+22^{\circ}\text{C}$) i obliczenie współczynnika K_K wg wzoru (2) (dla temperatury otoczenia $+22^{\circ}\text{C}$, $K_K = 1,092$) wprowadza dodatkowy błąd. Spirometr kalibrowany objętością powietrza równą 1 dm^3 w rzeczywistości rejestruje inną objętość.

Wyniki kalibracji zależą z od temperatury medium, która jest zależna nie tylko od temperatury otoczenia ale także od temperatury przetwornika. Fakt ten powoduje zmiany lepkości ν_g powietrza [2, 9] (por. rys. 7).



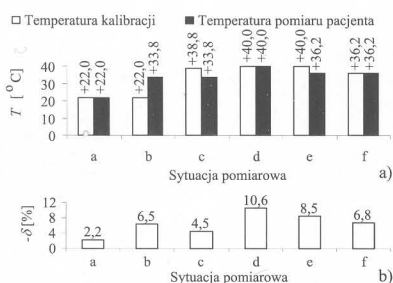
Rys. 7. Zmiany lepkości powietrza oddechowego w funkcji temperatury, wg [10]
Fig. 7. Air viscosity as a function of the temperature, [10]

Określenie temperatury oraz rodzaju powietrza (powietrze wdychane lub powietrze wydychane) pozwala na określenie rzeczywistej wartości objętości rejestrowanego powietrza z uwzględnieniem poniższego współczynnika K_{KL} :

$$K_{KL} = \frac{\nu_{g\text{wy}T_g}}{\nu_{g\text{wd}T_g}} \cdot \frac{273+T_0}{273+T_g} \cdot K_{KT_g} \quad (5)$$

gdzie $\nu_{g\text{wy}T_g}$, $\nu_{g\text{wd}T_g}$ – lepkość wydychanego lub wdychanego powietrza, którego temperatura jest równa T_g , T_0 – temperatura otoczenia, K_{KT_g} – współczynnik obliczony dla temperatury T_g .

Dlatego też podanie współczynnika przeliczeniowego K_K dla przetwornika przepływowego o wartości stałej i takiej jak dla przetwornika objętościowego może być źródłem znacznego błędu (por. rys. 8).



Rys. 8. Zmienność temperatury kalibracji i temperatury pomiarów pacjenta (a) oraz wynikające stąd błędy pomiaru (b), w zależności od sytuacji pomiarowej przedstawionej w tabeli 3

Fig. 8. The temperature changeability during calibration and patient's measurement (a) and measuring errors (b), dependently on measuring situation defined in table 3

Objętość powietrza ulega zmniejszeniu na skutek wpływu temperatury i lepkości. Unormowanie wyniku do warunków *BTPS* poprzez uwzględnienie współczynnika K_K powoduje zwiększenie wartości mierzonej objętości, gdyż przyjmuje się że powietrze zostało ochłodzone do temperatury otoczenia. W ten sposób należy liczyć się z rozbieżnościami dochodzącymi nawet do 10%.

4. Wnioski

Warunki pomiaru objętości powietrza wydychanego do przetwornika spirometrycznego zależą w różnym stopniu od parametrów powietrza oddechowego oraz od parametrów otoczenia, tj. od temperatury, ciśnienia i wilgotności. Współczynnik K_K uwzględnia wszystkie te wpływy. Pozwala on na sprowadzenie wyników pomiarów, wykonanych w aktualnych warunkach otoczenia *ATPS*, do warunków *BTPS* jakie panują w płucach i powszechnie uznanych za normę. Największy wpływ wykazuje temperatura otoczenia, która jest zawsze niższa od temperatury wydychanego powietrza. Wpływ innych czynników takich jak wilgotność i ciśnienie otoczenia oraz temperatura pacjenta może być pominięty.

Na szczególną uwagę zasługują objętościowe przetworniki spirometryczne. Przy ich wykorzystaniu temperatura mierzonego powietrza zmienia się wraz z szybkością wchodzenia powietrza pod dzwon. Jest to spowodowane wymianą ciepła między zimnym dzwonem a ciepłym powietrzem wydychanym. Stosowany współczynnik K_K jest także funkcją czasu i zmienia swoją wartość. Temperatura ustalona pod koniec natężonego wydechu zależy od właściwości fizycznych materiału, z którego wykonany jest dzwon, a także od objętości powietrza, które na początku znajdowało się w jego wnętrzu. Największa zmiana temperatury powietrza ma miejsce w początkowej fazie natężonego wydechu, tzn. tam, gdzie mierzone są parametry $FEV_{0,5}$, FEV_1 .

Wymienionych wyżej wpływów unika się przy stosowaniu przepływowych przetworników spirometrycznych. Podgrzewanie zwężki, zalecane przez niektórych producentów, zapewnia ustabilizowanie termicznych warunków pomiaru parametrów spirometrycznych i tym samym zapobiega osadzaniu się na jej ściankach (na pęku kapilar bądź w oczkach gęstego sitka) cząsteczek pary wodnej. Dzięki temu nie zmienia się sumaryczna powierzchnia przekroju wewnętrznego, a także opór przepływu przetwornika pozostaje stały. Jednak temperatura ma znaczny wpływ na lepkość powietrza, którego skład jest inny dla fazy wdechu i wydechu.

Badania symulacyjne wskazują, że jeśli pacjent jest badany niezależnie od innych (nie w grupie) to lepiej jest stosować przetwornik nie podgrzewany ze względu na to, że błąd pomiaru wynikający ze zmiany temperatury wydychanego powietrza jest najmniejszy.

5. Literatura

- [1] J.D. Bronzino (ed.): The biomedical engineering, Handbook, Boca Raton, CRC Press New York 1995.
- [2] W.H. Perks, T. Sopwith, D. Brown, C. Jones, M. Green: Effects of temperature on Vitalograph spirometer readings, Thorax 1983, 38, 8, 592–594.
- [3] R.M. Gardner, J.L. Hankinson, J.L. Clausen, R.O. Crapo, R.L. Johnson, G.R. Epler: Standardization of spirometry—1987 update, Am. Rev. Respir. Dis. 1987, 136, 1285–1298.
- [4] B. Juroszek: Warunki pomiaru parametrów spirometrycznych, Metrol. Syst. Pomiar. 1996, 3, 2, 121–137.
- [5] I. Madan, P. Bright, M.R. Miller: Expired air temperature at the mouth during a maximal forced expiratory manouvre, Eur. Respir. J. 1993, 6, 7, 1556–1562.
- [6] C.H. Buess, U. Boutellier, E.A. Koller: Pneumotachometers, W: Encyclopedia of medical devices and instrumentation, (Webster J.G.) vol. 4, Willey New York 1988, 2319–2324.
- [7] J.L. Hankinson, J.O. Viola: Dynamic BTPS correction factors for spirometric data, J. Appl. Physiol. 1983, 55, 4, 1354–1360.
- [8] B. Juroszek: Evaluation of temperature influence in pneumotachometric transducer, HMD 18–th Metrology Symposium, Dubrovnik, Croatia, 8–10 October 2001, 160–163.
- [9] Z. Turney, W. Blumenfeld: Heated Fleisch pneumotachometer: a calibration procedure, J. Appl. Physiol. 1973, 34, 1, 117–121.
- [10] P.H. Quanjer, G.J. Tammeling, J.E. Cotes, O.F. Pedersen, R. Peslin, J.C. Yernault: Lung volumes and forced ventilatory flows, Eur. Respir. J. 1993, 6, suppl. 16, 5–40.

Title: Spirometric transducers - normalization of the measuring conditions during expiratory parameters measurements