

Agnieszka Skoczyła, Paweł Śliwiński

Zakład Diagnostyki i Leczenia Niewydolności Oddychania, Instytut Gruźlicy i Chorób Płuc w Warszawie
Kierownik: prof. dr hab. med. Paweł Śliwiński

Pletyzmografia optoelektroniczna — nowa technika pomiaru zmian objętości klatki piersiowej

Optoelectronic plethysmography — a new technic to measure changes of chest wall volume

Abstract

Optoelectronic plethysmography (OEP) is a new, noninvasive diagnostic tool that allows to measure changes of chest wall volume and its three compartments. Mathematical basis of the method, elements of the system and possibilities of combining OEP with other recording techniques used in pneumonology were discussed in details. OEP applications, results of the latest investigations and development perspectives were briefly presented.

Key words: optoelectronic plethysmography, chest wall volume changes, rib cage, spirometry, respiratory mechanics, diaphragm, respiratory muscles

Pneumonol. Alergol. Pol. 2007; 75: 81–87

Streszczenie

Pletyzmografia optoelektroniczna (OEP) jest nowym, nieinwazyjnym badaniem pozwalającym na określenie zmian objętości klatki piersiowej i jej trzech kompartmentów. Szczegółowo omówiono podstawy matematyczne pomiarów, składniki układu mierzącego i możliwości łączenia OEP z innymi technikami badawczymi w pneumonologii. Przedstawiono pokrótce główne zastosowania OEP i wyniki badań oraz perspektywy dalszego rozwoju tej metody diagnostycznej.

Słowa kluczowe: pletyzmografia optoelektroniczna, analiza ruchu, zmiany objętości klatki piersiowej, spirometria, mechanika oddychania, przepona, mięśnie oddechowe

Pneumonol. Alergol. Pol. 2007; 75: 81–87

Wstęp

Dla lekarza, nawet obeznanego ze specyfiką badań diagnostycznych w pneumonologii, termin „pletyzmografia optoelektroniczna” (OEP, *optoelectronic plethysmography*) jest najczęściej zupełnie obcy. Wspólny z pletyzmografią całego ciała pierwszy człon nazwy może mylnie sugerować pokrewieństwo tych dwóch badań, ale o ich odrębności decyduje przmiotnik „optoelektroniczna”. Optoelektronika skupia w sobie elementy chemii, fizyki, zwłaszcza fizyki ciała stałego, i elektroniki, a zajmuje się wykorzystaniem unikalnych własności

światła do pozyskiwania, gromadzenia, przesyłania, przetwarzania i prezentowania informacji. Optoelektronika jest tym, co łączy wyświetlacze plazmowe, holografię, napędy DVD i porty podczerwieni.

Termin pletyzmografia (lub bardziej poprawnie „pletysmografia”, od greckiego słowa *plēthysmós* — powiększenie, pomnożenie) oznacza rejestrację zmian objętości, na przykład narządu. Pletyzmografia optoelektroniczna jest zaś nieinwazyjną metodą pomiaru zmian objętości klatki piersiowej z wykorzystaniem promieniowania podczerwonego. W metodzie tej nie wykorzystuje się do pomiaru objętości pneumotachografu i pomiaru

Adres do korespondencji: Paweł Śliwiński, Instytut Gruźlicy i Chorób Płuc, Zakład Diagnostyki i Leczenia Niewydolności Oddychania, ul. Płocka 26, 01–138 Warszawa, tel.: (022) 431 21 35, 431 22 33; faks: (022) 431 22 33, e-mail: p.sliwinski@wp.pl

Praca wpłynęła do Redakcji: 21.12.2006 r.
Copyright © 2007 Via Medica
ISSN 0867–7077

wielkości przepływu powietrza przez drogi oddechowe, jak w tradycyjnym pletyzmografie kabinowym.

Możliwości OEP

Pletyzmografia optoelektroniczna w swoim obecnym kształcie może się stać jeśli nie alternatywą, to doskonałym uzupełnieniem dotychczas stosowanych badań czynnościowych płuc. Wykorzystanie pneumotachografu w pletyzmografie kabinowym wymaga ścisłego zachowania stałych warunków ciśnienia i temperatury podczas kalibracji i badania oraz wprowadza dodatkową przestrzeń martwą, co powoduje zawyżenie mierzonej objętości powietrza. Klips zamykający nozdrza i ustnik w ustach powodują koncentrację uwagi pacjenta na badaniu i zaburzą naturalny rytm oddychania. Niektórzy dorośli pacjenci nie są w stanie prawidłowo wykonać wymaganych przy tym badaniu manewrów oddechowych mimo wielokrotnego ich powtarzania. Pomiarów spirometrycznych nie można dokonać w przypadku braku współpracy badanego — u małych dzieci i niemowląt, przy prowadzeniu sztucznej wentylacji, u chorych nieprzytomnych albo w czasie snu. Pletyzmografia optoelektroniczna jest dobrym narzędziem do oceny układu oddechowego w sytuacjach, kiedy nie można mierzyć przepływu w drogach oddechowych lub pomiary te są utrudnione, jak na przykład u noworodków wentylowanych mechanicznie z powodu zespołu ostrej niewydolności oddechowej. Wykonanie poleceń badającego jest dla pacjenta łatwiejsze w trakcie OEP niż w czasie klasycznej spirometrii — odbiera on badanie jako mniej uciążliwe, co poprawia stopień współpracy. Pozwala na rejestrację zmian objętości klatki piersiowej nawet w czasie fonacji [1], śmiechu [2], kaszlu czy gania na flecie [3], a również w ciemności, co jest ważne w przypadku badań dotyczących zaburzeń oddychania w czasie snu. Nie ma znaczenia pozycja ciała pacjenta: wykazano doskonałą korelację z wynikami pomiarów pneumotachograficznych i spirometrycznych zarówno w pozycji stojącej, siedzącej, jak i leżącej [4–6]. Zaletą OEP jest możliwość prowadzenia długotrwałych pomiarów *breath by breath*, także w ruchu. Nie ma przeszkód, by łączyć ją z klasyczną ergospirometrią. Możliwe jest również prowadzenie równoległych pomiarów kilku sygnałów analogowych, np. EMG, ciśnienia w przełyku i żołądka z równoczesną analizą stężenia gazów w powietrzu wydychanym.

Zbieranie i opracowywanie danych

System pomiarowy składa się z układu 6 kamer video z przetwornikiem CCD (*charge coupled devi-*



Rycina 1. Kamera do pletyzmografii optoelektronicznej

Figure 1. Camera used for optoelectronic plethysmography

ce, półprzewodnik ze sprzężeniem ładunkowym) oraz współosiowych z nimi matryc diod elektroluminescencyjnych (LED, *light emitting diode*) (ryc. 1) i komputera z oprogramowaniem umożliwiającym analizę danych. Dodatkowo w skład wyposażenia wchodzi przetwornik sygnału analogowego.

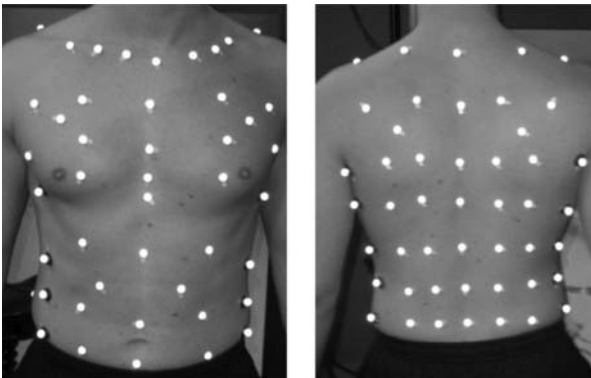
Kamery rozmieszcza się wokół ciała osoby badanej — 3 z przodu i 3 z tyłu (ryc. 2). Obserwują one mikroruchy 89 markerów umieszczonych na jego tułowiu w referencyjnych punktach kostnych za pomocą dwustronnego, samoprzylepnego, hipoalergicznego plastra (ryc. 3).

Markery tworzą 7 poziomych rzędów na obwodzie tułowia, od obojczyków do kolców biodrowych przednich górnych, równocześnie układając się w 5 rzędów pionowych z przodu i tyłu, uzupełnionych o dodatkowe rzędy w linii pachowej środkowej. Orientacyjne punkty anatomiczne to poziomo: 1) linia obojczyków, 2) chrząstkozrost rękodości mostka, 3) brodawki sutkowe (5. żebro), 4) wyrostek mieczykowy, 5) dolny brzeg żeber (10. żebro w linii pachowej środkowej), 6) pępek, 7) kolce biodrowe przednie górne. Pionowo punkty orientacyjne stanowią: 1) linie środkowe, 2) linie pachowe przednie i tylne, 3) obustronnie linia leżąca w połowie odległości między linią środkową a linią pachową tylną, 4) linia pachowa środkowa. Dodatkowe 4 markery umieszczone są symetrycznie z przodu i z tyłu w górnej części klatki piersiowej, w połowie odległości między 2. a 3. rzędem,



Rycina 2. Pletyzmografia optoelektroniczna wykorzystywana jest także w analizie ruchu. System oparty na 6 kamerach (3 z przodu, 3 z tyłu) jest w tym przypadku wsparty 2 mniejszymi. Zdjęcie zaczerpnięto z materiałów BTS Spa., www.bts.it

Figure 2. Optoelectronic plethysmography is used for motion caption and analysis too. The system is based on 6 cameras (3 in front, 3 behind of the subject) is complemented with two smaller ones. A photo taken from BRS Spa brochures, www.bts.it



Rycina 3. Markery rozmieszczone są na klatce piersiowej w określonych punktach, 42 z przodu, 47 z tyłu. Do ich umocowania służy dwustronna samoprzylepna taśma. Na zdjęciach widoczne są 2 rodzaje markerów — małe półsfery i większe, kuliste (na czarnej podstawie)

Figure 3. Markers are positioned on the chest in defined points with the adhesive tape, 42 on the front and 47 on the back. There are two types of markers: small hemispheres and larger spheres (on the black base)

jeden zaś — w linii środkowej poniżej wyrostka mieczykowatego na wysokości brzegów dziesiętych żeber [5].

Markery mają kształt półsfery o średnicy 6 lub 11 mm i są pokryte specjalnym papierem odbijającym światło. Odbite od pojedynczego markera światło podczerwone jest odebrane przez co najmniej 2 kamery, rejestrujące je z częstotliwością 60 Hz,

i przetwarzane na impulsy elektryczne. Na tej podstawie program komputerowy wyznacza z dużą dokładnością położenie każdego punktu w 3 wymiarach i oblicza zmianę objętości klatki piersiowej jako funkcję położenia wszystkich markerów w zależności od czasu. Przeprowadzana jest również wizualizacja danych, także analogowych. Wszystkie operacje dokonują się w czasie rzeczywistym.

Pomiar objętości — piękno i prostota matematyki

Układ markerów tworzy siatkę trójkątów obejmującą cały tułów badanego, z przodu od obojczyków do kolców biodrowych przednich górnych, z tyłu od wyrostków krucznych łopatki do grzebieni biodrowych. Znajomość współrzędnych każdego wierzchołka umożliwia obliczenie pola powierzchni trójkąta bez znajomości jego wysokości (wzór Herona, ale znany już wcześniej Archimedesowi: $S = [p(p-a)(p-b)(p-c)]^{1/2}$, gdzie S jest powierzchnią trójkąta, p — połową obwodu, zaś a, b, c — długościami boków). Zastosowanie modelu wykorzystującego triangulację pozwala na obliczenie objętości przy wykorzystaniu twierdzenia Ostrogradskiego-Gaussa [6–8].

W opisywanym modelu objętość tułowia zamknięta jest dwoma powierzchniami. Twierdzenie Ostrogradskiego-Gaussa mówi, że jeżeli rozważa się całkowicie dowolnie wybrany wektor (funkcję), który posiada dywergencję (jest to rodzaj operatora matematycznego związanego z różniczkowaniem) w całej tej objętości, to istnieje matematyczny związek między całką powierzchniową a całką objętościową dywergencji tego wektora:

$$\int_S \vec{A} d\vec{S} = \int_V \text{div } \vec{A} dV$$

Ponieważ wektor można wybrać zupełnie dowolnie, byle spełniał matematyczne warunki istnienia dywergencji w każdym punkcie — w tym przypadku tułowia pacjenta, wybiera się taki, którego dywergencja jest równa 1. Ponieważ powierzchnia jest również wielkością wektorową, a wektor powierzchni jest do niej prostopadły, powyższy wzór upraszcza się do postaci:

$$\int_S \vec{A} \cdot \vec{n} dS = \int_V dV = V$$

gdzie n jest wektorem jednostkowym skierowanym w każdym punkcie powierzchni ciała na zewnątrz i prostopadle do niej. Przechodząc od

formy całkowej, czyli ciągłej, do dyskretniej, otrzymuje się:

$$\sum_{i=1}^K \vec{A} \cdot \vec{n}_i S_i = V$$

gdzie S_i jest polem powierzchni i -tego trójkąta, K — liczbą wszystkich trójkątów, \vec{A} — uprzednio wybranym wektorem, zaś \vec{n}_i — jednostkowym wektorem normalnym (prostopadłym) do powierzchni i -tego trójkąta. Najprostszym wektorem spełniającym warunek $\text{div } \vec{A} = 1$ jest $\vec{A} = \vec{x}$

Wówczas równanie powyższe przyjmie postać:

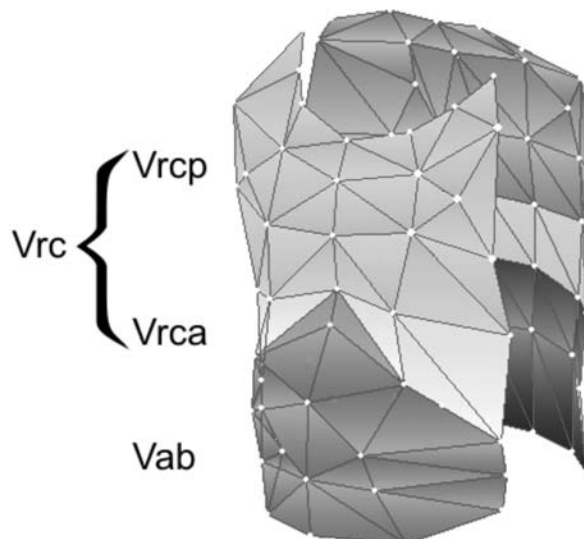
$$\sum_{i=1}^K S_i x_i \cos \alpha_i = V$$

gdzie x_i jest wartością współrzędnej x w punkcie zaczepienia wektora \vec{n} , zaś α_i jest kątem między wektorem \vec{n} a osią X . Obliczenie objętości klatki piersiowej sprowadza się do zsumowania iloczynów wyznaczonych wcześniej pól powierzchni każdego trójkąta przez pewną wartość skalarną.

Modele i zastosowania

Takie podejście umożliwia obliczanie objętości poszczególnych części klatki piersiowej. W ośrodkach wyposażonych w system pletyzmograficzny wykorzystuje się obecnie model trójkompartamentowy, zaproponowany przez Warda i MacKlema w 1992 roku [8], dzielący klatkę piersiową na trzy przedziały uwidaczniające jej różnice funkcjonalne. Wprowadza on nowe pojęcia w badaniach czynnościowych płuc. W modelu tym objętość klatki piersiowej V_{cw} (*chest wall volume*) rozumiana jest jako suma objętości jej części żebrowej V_{rc} (*rib cage volume*), dzielącej się na część płucną V_{rcp} (*pulmonary rib cage*) oraz brzuszną V_{rca} (*abdominal rib cage*), i brzucha V_{ab} (*abdomen volume*). Granica między V_{rca} i V_{rcp} przebiega na wysokości wyrostka mieczykowatego, natomiast granicę między objętością brzucha a objętością brzusznej części klatki piersiowej wyznacza od przodu brzeg łuków żebrowych, a od tyłu — linia łącząca ich najniższe punkty (ryc. 4). Podział części żebrowej klatki piersiowej jest uzasadniony funkcjonalnie: na zmiany V_{rca} wpływa jedynie czynność przepony, zaś na zmiany V_{rcp} wpływają głównie dodatkowe mięśnie wdechowe.

W przypadku różnic między lewą i prawą połową klatki piersiowej, wynikających czy to z asymetrii czynności mięśni, czy też ze zmienionej podatności jej ścian (porażenie jednej z kopuł przepony, zeszywniające zapalenie stawów kręgosłupa, kyfoskolioza), możliwe jest obliczenie zmian objętości oddzielnie dla lewej i prawej połowy klat-

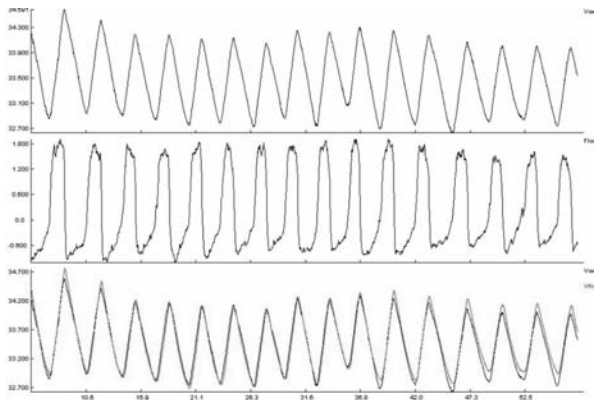


Rycina 4. Trójkompartamentowy model klatki piersiowej. Objętość klatki piersiowej (V_{cw}) jest sumą objętości jej części żebrowej (V_{rc}) i objętości jamy brzusznej (V_{ab} , powierzchnie ograniczające zaznaczono odcieniami ciemnoszarego). Objętość części żebrowej klatki piersiowej dzieli się na część płucną (V_{rcp} , szara) i brzuszną (przylegającą do przepony, V_{rca} , jasnoszara)

Figure 4. Three-compartmental model of the chest wall. Chest wall volume (V_{cw}) is a sum of the rib cage volume (V_{rc}) and abdomen volume (V_{ab} , marked with darkgrey colour). Rib cage volume is divided into pulmonary part (lung-apposed, V_{rcp} , grey) and abdominal part (diaphragm apposed, V_{rca} , lightgrey)

ki piersiowej. Pletyzmografia optoelektroniczna przeprowadzona u pacjentów z hemiplegią przez Lanini i wsp. [9] wykazała asymetrię w wentylacji strony porażonej i zdrowej w czasie hiperwentylacji i stymulacji dwutlenkiem węgla, czego nie obserwowano u osób zdrowych.

W czasie OEP badany może pozostawać w pozycji stojącej, siedzącej albo leżącej na plecach bądź na brzuchu. W pozycji leżącej markery umieszcza się jedynie na widocznej powierzchni, przyjmując, że druga jest usztywniona i nie podlega ruchom. Dystrybucja wentylacji w części żebrowej klatki piersiowej u pacjenta leżącego na brzuchu jest inna niż u leżącego na plecach, choć w obu przypadkach w generowaniu zmian objętości klatki piersiowej największy udział mają zmiany objętości jamy brzusznej. Wpływ na różnicę między wynikiem pomiaru spirometrycznego a OEP ma twardość powierzchni, na której leży badany: im lepsze oparcie ta powierzchnia stanowi, tym mniejsze rozbieżności [10]. Zmiany w dystrybucji objętości między poszczególnymi kompartamentami badano również u pacjentów oddziału intensywnej opieki medycznej wymagających wentylacji wspomaganą w opcji CPPV (*continous po-*



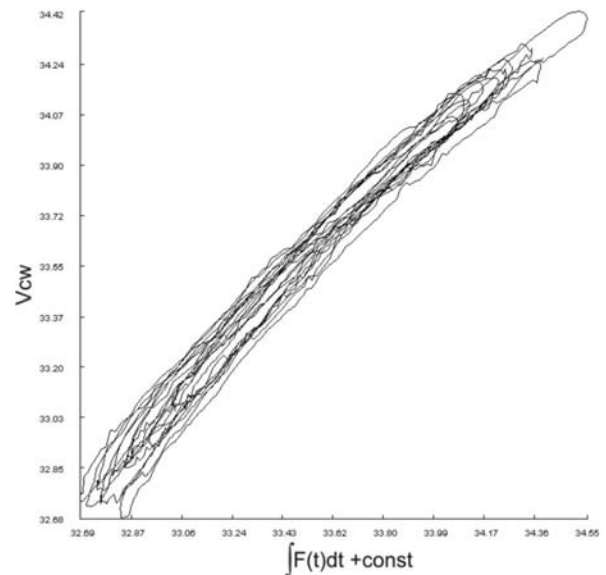
Rycina 5. Równoczesna rejestracja zmian objętości klatki piersiowej (Vcw, górny panel) i prędkości przepływu w drogach oddechowych (Flow, środkowy panel). Na dolnym wykresie nałożone na siebie krzywe Vcw i całki prędkości przepływu w czasie Vflow. Krzywą Vflow przesunięto o stałą wartość w celu lepszego uwidocznienia równoległości zmian

Figure 5. Simultaneous acquisition of the chest wall changes (Vcw, upper panel) and flow in airways (Flow, middle panel). In the lower panel – chest wall volume changes (Vcw) in relation to integrated flow in time (Vflow). The chart was moved for a constant to show better the parallel changes

sitive pressure support ventilation) lub PSV (pressure support ventilation) [5].

W większości przypadków zmiany objętości klatki piersiowej uzyskane za pomocą OEP są niemal identyczne jak zmiany objętości gazu w płucach obliczone za pomocą całki przepływu (ryc. 5, 6). W przypadku znacznych zmian ciśnień w układzie oddechowym, na przykład w czasie wentylacji mechanicznej czy w czasie wysiłku u pacjentów z przewlekłą obturacyjną chorobą płuc (POChP), dochodzi do znacznych przesunięć krwi krążącej między klatką piersiową a kończynami i kompresji bądź dekompresji gazu w układzie oddechowym. Różnica objętości mierzonych tymi dwoma metodami pozwala na wykrycie przesunięć krwi [4, 5] i ocenę wielkości powrotu żylnego.

Najwięcej uwagi poświęca się obecnie zastosowaniu OEP w badaniach wysiłkowych zwłaszcza u chorych na POChP, ale także i u osób zdrowych. Wykazano, że ograniczenie wielkości przepływu wydechowego w czasie wysiłku u osób zdrowych za pomocą specjalnej zastawki prowadzi do gwałtownej rekrutacji mięśni wydechowych brzucha ze znacznym wzrostem ciśnień w klatce piersiowej i przesunięciem krwi z klatki piersiowej na obwód, co w konsekwencji zmniejsza wymianę gazową i może wyjaśniać narastanie stężenia dwutlenku węgla u chorych z POChP [11, 12]. Jedną



Rycina 6. Analiza *breath by breath* zmian objętości klatki piersiowej (Vcw) mierzonej w czasie pletyzmografii optoelektronicznej i zmian objętości powietrza obliczonej jako całka przepływu powietrza w drogach oddechowych w spoczynku

Figure 6. Breath by breath analysis of the chest wall volume changes (Vcw) measured during OEP and exhaled air volume changes as an integral of the air flow in the respiratory tract at rest

z głównych przyczyn upośledzonej tolerancji wysiłku w zaawansowanych stadiach tej choroby jest dynamiczne rozdęcie płuc. W 2004 roku Aliverti i wsp. [13] wykazali, że część pacjentów w trakcie wysiłku o wzrastającym natężeniu na cykloergometrze zwiększała końcowo-wydechową objętość klatki piersiowej (hiperinflatorzy), część zaś próbowała utrzymać ją na tym samym poziomie lub nawet zmniejszyć (euwolumicy). Nieoczekiwanie euwolumicy osiągnęli jednak mniejsze obciążenia i ich wysiłek trwał krócej niż w grupie hiperinflatorów. Według tych autorów może to dowodzić odmiennych sposobów aktywacji mięśni oddechowych (zwłaszcza wydechowych) w tych dwóch grupach i jednocześnie wskazywać, że hiperinflacja nie jest jedyną przyczyną obniżenia tolerancji wysiłkowej. Tymczasem już rok później Vogiatzis i wsp. [14] przedstawili dwa odmienne wzorce narastania dynamicznego rozdęcia płuc. U części hiperinflatorów dynamiczne rozdęcie płuc pojawiało się już na początku wysiłku (hiperinflacja wczesna) i narastało w miarę jego trwania. U innych natomiast pojawiło się dopiero na poziomie około 2/3 obciążenia maksymalnego (hiperinflacja późna). Zarówno rola tych typów zachowań, jak i ich przyczyny nie zostały jeszcze określone. Istnieją pewne sugestie, że można na nie wpływać poprzez odpowiednią rehabilitację, ale wymaga to dalszych

badania. Osobną dziedziną, w której OEP zaczyna być używana, jest farmakologia leków pneumonologicznych i ich wpływ na wysiłek fizyczny. Zwiastunem jest niedawno opublikowane badanie dotyczące wpływu salbutamolu na objętości poszczególnych kompartmentów klatki piersiowej [15].

Wady

Pletyzmografia optoelektroniczna jest ciągle mało rozpowszechnionym badaniem, przede wszystkim ze względu na duży koszt instalacji, i jako metoda nowa ma zastosowanie głównie w pracach badawczych. Sprzęt nie wymaga specyficznych zabiegów konserwacyjnych, ale — ze względu na dużą wrażliwość systemu na zmiany położenia kamer — każde badanie powinno być poprzedzone kalibracją. Dostępne są nowoczesne statywy stabilizujące kamery oraz zestawy mocujące, które ułatwiają kontrolę jakości badania. Z doświadczenia autorów wynika, że okresowej wymiany wymagają markery. Ich powłoka odbijająca światło jest bardzo wrażliwa na urazy mechaniczne, a poza tym stopniowo utlenia się, co sprawia, że zmniejsza się ilość światła odbitego, a wzrasta — rozproszonego; marker taki jest gorzej widoczny dla systemu pomiarowego.

Kolejnym utrudnieniem jest przygotowanie do badania. Czas, w jakim technik umieszcza markery na tułowiu badanego, skraca się wraz z nabywaniem przez niego doświadczenia i wynosi około 5–15 minut. Niezwykle istotne jest zachowanie symetrii i określonego położenia markerów, gwarantujące nie tylko wiarygodność badania, ale i ułatwiające późniejszą analizę.

Czas zakładania markerów ogranicza możliwości zastosowania omawianej techniki u dzieci. Wydaje się, że można będzie zmniejszyć liczbę wykorzystywanych markerów, jednak obecnie nie istnieje dziecięcy model klatki piersiowej — prawdopodobnie konieczne będzie stworzenie kilku, do zastosowania w różnych przedziałach wiekowych.

Osobną kwestią pozostaje wykonanie OEP u niemowląt i małych dzieci. Jako metoda testowa, choć nieinwazyjna, zapewne będzie budzić opory matek. Konieczność nalepienia na ciało dziecka dużej ilości plastrów, ryzyko przypadkowego połknięcia markera czy niemożność pozostawiania dziecka w ścisłym kontakcie z matką w trakcie badania będą zniechęcać i opiekunów, i diagnostów. Wydaje się, że w tym zakresie OEP można znacznie udoskonalić poprzez uczynienie jej bardziej przyjazną dla małego pacjenta.

Głównym źródłem trudności u dorosłych wydaje się otyłość. Duża ilość tkanki tłuszczowej u niektórych osób uniemożliwia uwidocznienie

(w pozycji siedzącej) najniższej linii markerów, zwłaszcza w czasie ruchu. Dotyczy to także markerów na linii oddzielającej część brzuszną klatki piersiowej od części żebrowej u kobiet z obfitym biustem. W pracy z systemem automatycznej analizy danych zjawisko to może nie być aż tak istotne. Do tej pory autorzy pracowali z systemem pół-automatycznym, kiedy konieczna jest weryfikacja rekonstrukcji trójwymiarowej. Efekt znikania pojedynczego markera powodował znaczne wydłużenie czasu analizy danych, zwłaszcza zapisów przy submaksymalnym i maksymalnym obciążeniu w czasie testu wysiłkowego.

Wymienione wyżej wady w przekonaniu autorów nie dyskwalifikują OEP jako metody diagnostycznej. System jest stale rozwijany i należy oczekiwać, że ograniczenia te będą stopniowo usuwane. Jako nowość technika ta wymaga dalszych badań.

Historia i przyszłość

Pletyzmografia optoelektroniczna zrodziła się na Wydziale Bioinżynierii Politechniki w Mediolanie w połowie lat 80. ubiegłego wieku. W ciągu 20 lat wyodrębnił się mający te same korzenie system analizy chodu stosowany z powodzeniem u dzieci w klinikach ortopedycznych i w treningach sportowych. Początkowa wersja, ELITE, z 4 kamerami i zestawem tetrahedronów [16] została zastąpiona 6 kamerami i modelem trójkątów. Opracowano optymalne modele triangulacji klatki piersiowej, zmniejszyła się częstość zapisywania informacji, pojawiły się udogodnienia w postaci programów komputerowych pozwalających nie tylko na sprzężenie pomiarów objętości z pomiarami innych wielkości, takich jak przepływ, ciśnienie, stężenie tlenu, ale na ich analizę w czasie rzeczywistym. Trudno przecenić możliwości tej pięknej i prostej metody w pneumonologii. Jako badanie całkowicie nieinwazyjne, bezpieczne i pozostające w doskonałej korelacji z uznanymi metodami, takimi jak spirometria i pletyzmografia kabinowa, jest wspaniałym narzędziem do diagnostyki chorób układu oddechowego u małych dzieci (nawet wobec wymienionych wyżej wad). Jest także świetnym narzędziem badawczym we wszystkich stanach, w których z różnych powodów nie można lub trudno zastosować metody rutynowe: u pacjentów nieprzytomnych wentylowanych mechanicznie, u kobiet ciężarnych, w czasie snu, w zniekształceniach klatki piersiowej. Jest unikalnym narzędziem do badania mechaniki oddychania w czasie wysiłku. Prawdopodobnie znajdzie zastosowanie we wszystkich tych obszarach pneumonologii i jej popularność będzie coraz większa.

Piśmiennictwo

1. Binazzi B., Lanini B., Bianchi R. i wsp. Breathing pattern and kinematics in normal subjects during speech, singing and loud whispering. *Acta Physiol. (Oxf.)* 2006; 186: 233–246.
2. Filippelli M., Pellegrino R., Iandelli I. i wsp. Respiratory dynamics during laughter. *J. Appl. Physiol.* 2001; 90: 1441–1446.
3. Cossette I. Respiratory mechanics in professional flautists. *Rev. Mal. Respir.* 2002; 19: 197–206.
4. Iandelli I., Rosi E., Scano G. The ELITE System. *Monaldi Arch. Chest Dis.* 1999; 54: 498–501.
5. Aliverti A., Dellaca R., Pelosi P. i wsp. Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2000; 161: 1546–1552.
6. Aliverti A., Pedotti A. Opto-electronic plethysmography. *Monaldi Arch. Chest Dis.* 2003; 59: 1, 12–16.
7. Fichtenholz G.M. Rachunek różniczkowy i całkowity. T. 3. Warszawa 1995; 275–278.
8. Ward M.E., Ward J.W., Macklem P.T. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. *J. Appl. Physiol.* 1992; 72: 1338–1347.
9. Lanini B., Bianchi R., Romagnoli I. i wsp. Chest wall kinematics in patients with hemiplegia. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2003; 168: 109–113.
10. Aliverti A., Dellaca R., Pelosi P. i wsp. Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by optoelectronic plethysmography. *Ann. Biomed. Eng.* 2001; 29: 60–70.
11. Iandelli I., Aliverti A., Kayser B. i wsp. Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow limitation. *J. Appl. Physiol.* 2002; 92: 1943–1952.
12. Aliverti A., Iandelli I., Duranti R. i wsp. Respiratory muscle dynamics and control during exercise with externally imposed expiratory flow limitation. *J. Appl. Physiol.* 2002; 92: 1953–1963.
13. Aliverti A., Stevenson N., Dellaca R.L. i wsp. Regional chest wall volumes during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 2004; 59: 210–216.
14. Vogiatzis I., Georgiadou O., Golemati S. i wsp. Patterns of dynamic hyperinflation during exercise and recovery in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 2005; 60: 723–729.
15. Aliverti A., Rodger K., Dellaca R.L. i wsp. Effect of salbutamol on lung function and chest wall volumes at rest and during exercise in COPD. *Thorax* 2005; 60: 916–924.
16. Ferrigno G., Carnevali P., Aliverti A. i wsp. Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *J. Appl. Physiol.* 1994; 77: 1224–1231.