

Możliwość realizacji polifizjografii kardiologiczno-oddechowej z wykorzystaniem reopneumografii impedancyjnej

The possibility to realize the cardiological and respiratory poliphysiology with impedance reopneumography

Marcel Młyńczak

Instytut Metrologii i Inżynierii Biomedycznej, Wydział Mechatroniki, Politechnika Warszawska, ul. św. Andrzeja Boboli 8, 02-525 Warszawa, e-mail: marcel.mlynczak@gmail.com

Streszczenie

Celem niniejszej pracy jest przedstawienie stanu obecnego oraz najnowszych osiągnięć w dziedzinie reopneumografii impedancyjnej w kontekście jej zastosowania w badaniach kardiologicznych oraz układu oddechowego. W opracowaniu zawarto również propozycje, których celem jest poprawa dokładności, optymalizacja oraz automatyzacja badania przeprowadzanego w warunkach domowych bez kontroli personelu medycznego.

Słowa kluczowe: reopneumografia impedancyjna, badania bioimpedancyjne, badania typu holterowskiego, polifizjografia

Abstract

The purpose of this study is to present the current state and the latest achievements in impedance reopneumography in the context of its application in cardiological and respiratory system examinations. In the paper, we propose to improve an accuracy, optimize and automate the home-settled measurements carried without the presence of any medical staff.

Keywords: impedance reopneumography, bioimpedance researches, holter-like researches, poliphysiology

Wstęp

Spirometria stanowi złoty standard w pomiarach parametrów oddechowych. Zapewnia ona dokładne badanie wentylacji w warunkach szpitalnych. Istnieją jednak przypadki, które muszą być monitorowane w dłuższym okresie, w sposób nieinwazyjny i atraumatyczny dla pacjenta, bez jego aktywnego udziału i bez nadzoru personelu me-

dycznego. Spirometria, poprzez konieczność zakładania specjalnej maski, nie spełnia tych założeń, wpływając zarówno bezpośrednio, jak i pośrednio na naturalny rytm oddychania. Zmienia ona przestrzeń oddechową i stanowi realną przeszkodę w niewymuszonym funkcjonowaniu badanego w warunkach domowych. Z punktu widzenia badań o charakterze polisomnograficznym często jej wadą jest to, że uniemożliwia obranie typowej pozycji podczas snu. Może wywierać istotny wpływ na psychikę badanego, który odczuwając fakt przeprowadzania badania, może doprowadzić do nieświadomego rozsynchrozowania realnego rytmu oddechowego. Na podstawie przytoczonych argumentów można stwierdzić, że spirometria nie może być odpowiednią metodą długoterminowego badania wentylacji, w szczególności badania typu holterowskiego.

Istnieją dwie główne, alternatywne wobec spirometrii, metody nieinwazyjnego wyznaczania parametrów oddechowych (badań ilościowych), a także detekcji fazy oddechu (badań jakościowych). Pierwsza z nich, pletyzmografia oddechowa, opiera się na pomiarze zmian objętości klatki piersiowej pod wpływem oddychania. Druga, reopneumografia impedancyjna, wykorzystuje zmiany impedancji elektrycznej tkanek w obrębie klatki piersiowej pod wpływem zmian zawartości powietrza w płucach, co uwidoczniłoby się na wykresie zmian impedancji elektrycznej.

Na podstawie dotychczas przeprowadzanych doświadczeń i opisanych prób wydaje się, że reopneumografia impedancyjna lepiej spełnia założenia stawiane w kontekście badań typu holterowskiego. Zapewnia ona większą dokładność w stosunku do badania referencyjnego, a także umożliwia łączenie większej liczby badań w ramach jednej aplikacji. Opracowanie przedstawia stan obecny metody reopneumografii impedancyjnej oraz ukazuje możliwe drogi rozwoju ze szczególnym uwzględnieniem badań długoterminowych wykonywanych automatycznie.

Charakterystyka metody reopneumografii impedancyjnej

Pomiary

Pomiarów reopneumograficznych dokonuje się z wykorzystaniem techniki tetrapolarnej. Elektrody aplikacyjne generują pobudzenie prądowe na poziomie $400 \mu\text{A} - 1 \text{mA}$ dla częstotliwości z zakresu $90 \text{kHz} - 100 \text{kHz}$. Mniejsze natężenie prądu jest korzystne z punktu widzenia oszczędności energii, jednak zmniejsza się w takiej sytuacji stosunek sygnału do szumu. Dobranie określonej wartości jest kompromisem tych dwóch zagadnień. Istotnym faktem jest także obserwacja, że dla niższych częstotliwości zmniejsza się możliwa maksymalna amplituda prądu pobudzenia.

W publikacjach zaprezentowano istnienie bardzo dużej korelacji pomiędzy zmianami zmierzonej impedancji oraz zmianami objętości powietrza wentylacji [1-3]. To stwierdzenie uprawnia do prowadzenia bardzo dokładnych (zależnie od przyjętego algorytmu przetwarzania sygnału) pomiarów o charakterze jakościowym takich parametrów, jak częstotliwość oddechu czy faza oddechu. Ponadto, zależność ta jest bardzo zbliżona do liniowej, co pozwala na użycie metody reopneumografii do badań ilościowych układu oddechowego. Konsekwencją tego faktu może być wyznaczanie, po zastosowaniu procedury kalibracyjnej, konkretnych parametrów pracy płuc (zarówno statycznych, jak i dynamicznych wielkości spirometrycznych).

Współczynniki kalibracji są zależne od osoby, pozycji oraz miejsca pomiaru, dlatego w przypadku badań ilościowych niezbędne jest wykonywanie indywidualnej kalibracji przed każdym badaniem [2, 3]. W następstwie tego, badanie może mieć jedynie charakter statyczny, co stanowczo ogranicza zastosowania metody dla badań długoterminowych. Przy założeniu automatyzacji badania, niezbędne wydaje się ustalenie wartości współczynników dla danej osoby i miejsca pomiaru dla różnych pozycji. Implikuje to również zastosowanie systemu detekcji aktualnej pozycji, a także systemu obsługującego proces kalibracji w fazach przejściowych. Kluczowa jest także obserwacja stwierdzająca istnienie dużej zależności pomiędzy aktualną pozycją a względną amplitudą oscylacji kardiologicznych [3].

Elektrody

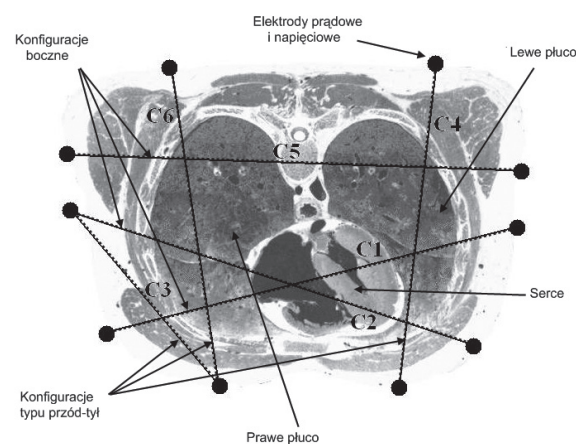
Stosowane w reopneumografii elektrody dzieli się umownie na punktowe i paskowe. Zwiększenie powierzchni efektywnej elektrody przynosi pozytywne skutki dla redukcji występowania artefaktów [4]. W testach uzyskano współczynniki korelacji pomiędzy reopneumografią impedancyjną a spirometrią na poziomie około 0.9 dla elektrod paskowych [1] i powyżej 0.8 dla elektrod punktowych [2]. Kluczową kwestią jest również zachowanie stabilnego połączenia pomiędzy powierzchnią elektrody i skóry podczas przemieszczeń organizmu, a także zapewnienie ochrony przed odczynami i irytacją skóry na nadmierną ekspozycję na sygnały elektryczne. Najczęściej stosowanymi elektrodami są elektrody Ag/AgCl ze specjalnym żelem przewodzącym [5] bądź elektrody paskowe typu *textile* [3, 6]. Niedoskonałością pierwszych w okolicznościach dłu-

gotrwałego pomiaru jest możliwość wysychania żelu, co może prowadzić do zakłócenia pomiaru. Wydaje się, że drugi rodzaj ma większe możliwości i jest atrakcyjniejszy dla badanego, jednakże jest niezbędne, aby zapewnić odpowiedni nacisk kontaktowy, mało wrażliwy na naturalne czynności fizjologiczno-motoryczne badanego [6].

Konfiguracje elektrod

Jednym z podstawowych zadań dla badań oddechu jest znalezienie lokalizacji elektrod w celu uzyskania jak największej dokładności pomiaru i kształtu przebiegu w stosunku do sygnału referencyjnego. W szczególności istnieją konfiguracje umożliwiające dostatecznie dokładny pomiar dwóch, bądź nawet trzech modalności. Przez modalność rozumie się charakterystykę układu oddechowego, charakterystykę pracy serca, a także charakterystykę płynów ustrojowych w rejonie klatki piersiowej, która może być uwidoczniła przez składową stałą sygnału reograficznego. Nie będzie to jednak dalszym przedmiotem niniejszej pracy.

Dzięki zastosowaniu specjalnej opaski z większą ilością elektrod można testować konfiguracje miejsc odbioru sygnału najlepszej jakości [3, 7]. Szkic zbadanych przez Sep-pą i in. [3, 7] połączeń zaprezentowano na rysunku 1.



Rys. 1. Reprint schematu połączeń elektrod w poszukiwaniu optymalnych konfiguracji

Źródło: [3, 7].

Jedno kółko symbolizuje miejsce przyłączenia dwóch elektrod, po jednej aplikacyjnej i odbiorczej. Linia z kolei łączy dwie pary elektrod, kompletując zestaw tetrapolarny. Konfiguracje boczne (C1, C2, C5) okazują się dokładniejsze i stabilniejsze od tych typu „przód-tył” (C3, C4, C6). W warunkach statycznego pomiaru uzyskano współczynnik korelacji w zakresie 0.957-0.997 [7]. Najmniej zakłóceń zarejestrowano dla konfiguracji C2. Fakt przewagi konfiguracji bocznych jawi się jako bardzo korzystny zarówno dla kobiet z punktu widzenia miejsca dokonywania pomiarów, jak i dla mężczyzn, z uwagi na możliwość występowania owłosienia na przedniej części klatki piersiowej.

Zastosowane urządzenie

Urządzenie przeznaczone do badań reopneumograficznych może być koncepcyjnie identyczne jak te dedykowane

do pomiarów czynności serca, jednakże należy uwzględnić w nim konieczność zastosowania mniejszego wzmocnienia w torze sygnałowym oraz korekcji pasma przenoszenia wzmacniacza wejściowego do częstotliwości podstawowej, która w przypadku układu oddechowego waha się w granicach 0.1 Hz – 0.5 Hz. Nie musi następować zmiana typowych sygnałów wyjściowych, do jakich należą: składowa stała Z , składowa zmienna ΔZ , pochodna zmian impedancji dZ/dt oraz sygnał EKG (*Electrocardiography*).

Filtracja oscylacji kardiologicznych

W nieprzetworzonym przebiegu można zaobserwować oscylacje pochodzenia kardiologicznego. Ważnym zagadnieniem jest odseparowanie poszczególnych komponentów sygnału. Jednak zastosowanie filtra liniowego dolno-przepustowego nie rozwiązuje tego problemu, ponieważ pasma sygnałów nachodzą na siebie. W przeciwieństwie do artefaktów charakteryzujących się stochastycznym charakterem, które usunąć można jedynie poprzez techniki uśredniające, oscylacje w sygnale pochodzące od pracy serca są w dużej mierze zdeterminowane i regularne. Istnieją natomiast techniki pozwalające na stłumienie sygnału kardiologicznego, bądź na jego adaptacyjną filtrację, zaproponowane przez Seppä i in. [3, 8].

Pierwsza z nich została przedstawiona w publikacji [3]. Na początku występuje standardowa procedura liniowych filtracji dolno- i górnoprzepustowych, następnie natomiast znajduje się część nieliniowa, oparta na wygładzającym filtrze Savitzky'ego-Golaya [9] z parametrami wyznaczonymi na drodze eksperymentalnej. Cyfrowy filtr adaptacyjny [8] wykorzystuje z kolei modyfikację pierwowzoru zastosowanego pierwotnie do badania ciśnienia w przełyku [10]. Metoda jest pokrótce podzielona na dwie części. W wyniku pierwszej otrzymuje się estymatę kardiologicznego komponentu w przebiegu oryginalnym. Wykorzystywany jest również sygnał EKG w celu dokonania segmentacji zespołów oscylacji. Te zespoły są rozdystrybuowane na cztery części, tzw. kosze. Następnie, w drugiej fazie, wyznaczane są średnie wartości z każdego kosza i dodawane w inwersji do oryginalnego sygnału w momencie wystąpienia załamka R w przebiegu EKG, który może odgrywać rolę wyzwalacza [8]. Wynik filtracji wykazuje najbliższą reprezentację w stosunku do badania referencyjnego. Na dodatek zachowane są wyższe składowe harmoniczne sygnału oddechowego, które mogłyby zostać utracone przez zastosowanie konwencjonalnej filtracji sygnału [8].

Zastosowanie metody w polifizjografii

Ograniczenia techniczne reopneumografu

Urządzenie przeznaczone do badań polifizjograficznych o charakterze holterowskim musi być bezprzewodowe, wskutek czego projektant takiego sprzętu może napotkać na pewne problemy natury konstrukcyjnej. Należą do nich przede wszystkim: zużycie energii, dokładność, bezpieczeństwo, sposób akwizycji danych i ich rodzaj czy forma komunikacji.

Zużycie energii jest głównie uwarunkowane wyborem rodzaju karty pamięci (napięcie potrzebne do jej zasilenia) bądź rodzaju transmisji radiowej, a także typem oscyła-

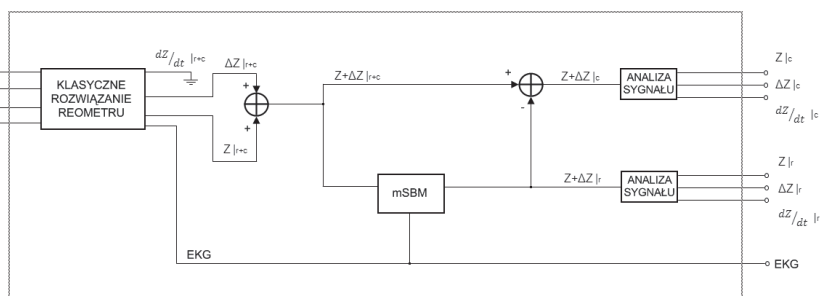
tora generującego pobudzenie prądowe oraz rodzajem przyjętego interfejsu. Dokładność jest trudna do obiektywnej analizy. Można wpływać na nią poprzez dobranie odpowiednich parametrów toru przetwarzania sygnału, a także dzięki przeprowadzeniu dokładnej kalibracji. W kontekście badań dynamicznych istotny jest również automatyczny dobór współczynnika kalibracji w zależności od obecnie przyjętej przez podmiot badany pozycji ciała. Bezpieczeństwo jest szczególnie istotne w momencie doboru rodzaju elektrod oraz sposobu ich przyłączenia na skórze i parametrów pobudzenia prądowego. Współpracę użytkownika z urządzeniem definiuje sposób akwizycji zebranych danych. Niezbędne jest, aby stworzony system dostarczał jak najwięcej użytecznych informacji, a jego użytkowanie było dla obsługującego jak najbardziej intuicyjne. Możliwe sposoby komunikacji urządzenia zostały przedstawione w następnym podpunkcie.

Zastosowanie urządzenia bezprzewodowego

Idea przenośnego uniwersalnego urządzenia przeznaczonego do odbioru sygnałów EKG i bioimpedancji została przedstawiona w pracy Vuorela i in. [11]. Przedstawiono w niej dwie koncepcje komunikacji urządzenia z komputerem. Pierwszą z nich jest bezprzewodowa komunikacja z komputerem PC (*Personal Computer*) w czasie rzeczywistym z wykorzystaniem połączenia radiowego ANT (najmniejsza konsumpcja energii). Zapewnia ona brak połączenia galwanicznego z siecią (zasilanie bateryjne), wskutek czego nie występują zjawiska związane z ekspozycją toru pomiarowego na przewody z częstotliwością 50 Hz. Dzięki temu wpływ zakłóceń innych niż artefakty ruchowe nie ma oddziaływania na zmniejszenie wypadkowego współczynnika sygnału do szumu. Jednakże transmisja w czasie rzeczywistym posiada kluczowe ograniczenie w kwestii prędkości przesyłu danych i w konsekwencji możliwą do zastosowania częstotliwość próbkowania sygnału w trakcie przetwarzania analogowo-cyfrowego. We wspomnianym urządzeniu prototypowym [11] częstotliwość ta była ograniczona do 125 Hz, co w przypadku sygnału oddechowego wydaje się być wartością wystarczającą, jednak konieczność stosowania sekwencyjnego próbkowania dla większej ilości sygnałów może stanowić naruszenie twierdzenia Nyquista poprzez nieosiągnięcie częstotliwości niezbędnej do poprawnej konwersji wszystkich obsługiwanych kanałów.

W drugim zaprezentowanym rozwiązaniu transmisja radiowa w czasie rzeczywistym została zastąpiona przez zapis danych na kartę pamięci i ich transfer do komputera po przeprowadzeniu sesji pomiarowej [11]. W tej koncepcji jedynym ograniczeniem częstotliwości próbkowania są możliwości mikrokontrolera, gdyż pojemność obecnie dostępnych kart pamięci pozwala na zapis danych nawet bez zastosowania kompresji danych. Przykładowo, dla 24 h pomiaru dla trzech kanałów próbkowanych z częstotliwością 250 Hz o rozdzielczości 16 bitów, jest to plik o rozmiarze około 123.6 MB. Oczywiście późniejsze przechowywanie takiego pliku wymagałoby zastosowania odpowiednich metod kompresji danych, ale korzystanie z nieprzetworzonego zapisu umożliwia dokonywanie analizy zebranych sygnałów już na poziomie mikrokontrolera tak, aby lekarz dokonujący

transferu pomiędzy kartą pamięci a komputerem mógł uzyskać dane po obróbce w najbardziej korzystnej dla siebie formie prezentacji. Oprócz tego, brak konieczności bezpośredniego przesyłu danych do komputera pozwala na odseparowanie dwóch kanałów (prądowego i napięciowego), skutkiem czego eliminuje się możliwość efektu *cross talk* [11].



Rys. 2. Schemat blokowy polifizjografu kardiologiczno-oddechowego

Udoskonalenie urządzenia w celu możliwości detekcji pozycji

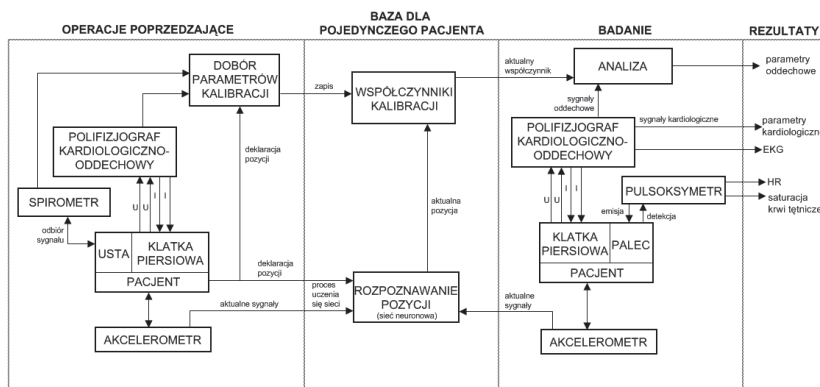
W zaprezentowanych rozwiązaniach nie było opisane zachowanie się urządzenia podczas badania w warunkach dynamicznych. Przeprowadzenie takich badań jest warunkiem koniecznym w przypadku konstruowania sprzętu typu holterowskiego. Rozwinięciem poprzednich urządzeń jest aplikacja przedstawiona w pracy Seppä i in. [6]. Według zamysłu konstruktorskiego urządzenie dokonuje pomiaru EKG, bioimpedancji (w szczególności impedancji tkanek w okolicy klatki piersiowej według odpowiedniej konfiguracji elektrod omówionej w poprzednim punkcie) oraz aktywności użytkownika (poprzez zastosowanie trójosiowego sensora przyspieszenia). To udoskonalenie może odgrywać istotną rolę w analizie aktualnie obranej przez badanego pozycji i dobrania odpowiedniego do niej współczynnika kalibrującego.

Wydaje się niezwykle użyteczne zastosowanie sztucznych sieci neuronowych do detekcji pozycji. Proces zmiany pozycji przez różne osoby może się od siebie różnić w sposób znaczny. W takiej sytuacji trudnym zadaniem byłoby znalezienie uniwersalnego algorytmu do przełożenia sygnałów akcelerometrycznych, a przede wszystkim ich skorelowanych zmian, na podjęcie decyzji o doborze określonego współczynnika. Również relatywnie duża zmienność wewnątrzosobnicza mogłaby wpływać na występowanie znacznej ilości błędów. Jeżeli w badaniach długoterminowych konieczne jest przeprowadzenie sprawdzianu odpowiedzi systemu reograficznego i spirometrycznego, można je zsynchronizować z procesem uczenia się interpretacji konkretnych sygnałów przez sieć neuronową.

czenia, posiadać korzyść wynikającą z umożliwienia dokonywania pomiarów o charakterze reograficznym układu oddechowego oraz serca w jednym czasie z jednego ustawienia elektrod. Schemat blokowy toru sygnałowego umożliwiającego separację componentów bazowego sygnału wykorzystującego cyfrowy filtr adaptacyjny zsynchronizowany sygnałem EKG (opisany w pkt. 2.5.) przedstawiono na rysunku 2.

Propozycja systemu do badania polifizjograficznego

Omówiony w poprzednim podpunkcie pomysł polega na skorzystaniu z jednego zestawu elektrod i jednej odpowiedzi na podane pobudzenie prądowe. Można także wyobrazić sobie pobranie innych parametrów, których całodobowy pomiar, również w kontekście rezultatów uzyskanych przez urządzenie bazowe do polifizjoelektrografii, może mieć istotną interpretację kliniczną. Do takich pomiarów można zaliczyć pomiar tętna bądź pomiar saturacji krwi (za pomocą pulsoksymetru). Wówczas pełny system polifizjograficzny przeznaczony do badań ilościowych mógłby być koncepcyjnie zbudowany jak zaprezentowano na schemacie blokowym (rys. 3).



Rys. 3. Schemat koncepcyjny systemu do badań polifizjograficznych

Separacja komponentów składowych sygnału reopneumograficznego

Innym zagadnieniem jest łączenie kilku badań w jednym czasie, co jest sednem rozważań o zastosowaniu metody reopneumografii w badaniach polifizjograficznych, w szczególności – polifizjoelektrograficznych. Wspomniane w poprzednim punkcie metody usuwania oscylacji kardiologicznych mogą, oprócz swojego pierwotnego zna-

Podsumowanie

Przedstawione zagadnienia prezentują możliwość wykorzystania metody reopneumografii impedancyjnej w realizacji badań polifizjograficznych. Przeprowadzone wcześniej badania i eksperymenty, a także skonstruowane urządzenia wytyczają dalszą drogę rozwoju wykorzystania tej koncepcji w badaniach klinicznych. Część kwestii wymaga dal-

szych badań. Należą do nich przede wszystkim: implementacja sieci neuronowej, algorytmy przeprowadzania operacji poprzedzających (w tym głównie doboru współczynników kalibracji dla danych pozycji, a także w fazie przejściowej), znalezienie odpowiedniej konfiguracji dla badań o charakterze oddechowym i kardiologicznym, zagadnienia dystrybucji energii i jej konsumpcji, a także redukcja występowania artefaktów, algorytmy ich efektywniejszej detekcji oraz osłabienie ich negatywnego wpływu na pomiary.

Wydaje się, że głównym przeznaczeniem zaprezentowanego systemu są badania o charakterze profilaktycznym (diagnostyczne, polisomnograficzne, sportowe), a także kontrolnym (np. wykrywanie obturacyjnego bezdechu podczas snu [12]). Ciekawym pomysłem jest również wykorzystanie wyników badania reograficznego do treningu typu *Biofeedback*. Za jego pomocą można zapobiegać atakom astmy bądź występowaniu syndromu HSV poprzez wytworzenie poprawnych nawyków do eliminacji przywyknień natury psychologicznej [13]. Grishin i in. [13] zaproponowali następujące parametry kontrolne dla takiej aplikacji: częstotliwość oddychania, czas wdechu, czas wydechu oraz czas trwania pauzy.

Głównymi cechami, jakie premiuje reopneumografię impedancyjną w stosunku do pletyzmografii oddechowej są m.in. możliwości uzyskania dużej prostoty urządzenia i ergonomii, zarówno dla obsługującego, jak i badanego. Oprócz tego, urządzenie nie wymaga dużej ilości energii, może być zasilane bateryjnie, umożliwiając całodobowy pomiar. Możliwe jest także połączenie badania układu oddechowego z badaniem pracy serca, z wykorzystaniem jednego zestawu elektrod. Istotną uwagą i ciągle przeszkodą tej techniki jest relatywnie duża podatność na występowanie artefaktów. ■

Literatura

1. J.M. Ernst, D.A. Litvack, D.L. Lozano, J.T. Cacioppo, G.G. Bernstein: *Impedance pneumography: Noise as signal in impedance cardiography*, *Psychophysiology*, vol. 36, 1999, s. 333-338.
2. J.H. Houtveen, P.F.C. Groot, E.J.C. de Geus: *Validation of the thoracic impedance derived respiratory signal using multilevel analysis*, Elsevier, vol. 59, 2006, s. 97-106.
3. V.-P. Seppä, J. Viik, J. Hyttinen: *Assessment of pulmonary flow using impedance pneumography*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57(9), 2010, s. 2277-2285.
4. A.V. Sahakian, W.J. Tompkins, J.G. Webster: *Electrode motion artifacts in electrical impedance pneumography*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32(6), 1985, s. 448-451.
5. V.-P. Seppä, J. Väisänen, P. Kauppinen, J. Malmivuo, J. Hyttinen: *Measuring respiratory parameters with a wearable bioimpedance device*, *ICEBI 2007 IFMBE Proceedings*, vol. 17, 2007, s. 663-666.
6. T. Vuorela, V.-P. Seppä, J. Vanhala, J. Hyttinen: *Design and implementation of a portable long-term physiological signal recorder*, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, 2010, s. 718-725.
7. V.-P. Seppä, J. Viik, A. Naveed, J. Väisänen, J. Hyttinen: *Signal waveform agreement between spirometer and impedance pneumography of six chest band electrode configurations*, *IFMBE Proceedings*, vol. 25(7), 2009, s. 689-692.
8. V.-P. Seppä, J. Hyttinen, J. Viik: *A method for suppressing cardiogenic oscillations in impedance pneumography*, *IOP Publishing Physiological Measurement*, vol. 32, 2011, s. 337-345.
9. A. Savitzky, M.J.E. Golay: *Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures*, *Analytical Chemistry*, vol. 36(8), 1964, s. 1627-1639.
10. T.F. Schuessler, S.B. Gottfried, P. Goldberg, R.E. Kearney, J.H.T. Bates: *An adaptive filter to reduce cardiogenic oscillations on esophageal pressure signals*, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 26, 1998, s. 260-267.
11. T. Vuorela, V.-P. Seppä, J. Vanhala, J. Hyttinen: *Two portable long-term measurement devices for ECG and bioimpedance*, *Proc. 2th Int. Conf. Pervasive Comput. Technol. Healthcare*, 2008, s. 4-10.
12. R. Chazan, T. Przybyłowski, J. Balcerzak, K. Niemczyk: *Obturacyjny bezdech podczas snu – podstawy rozpoznawania*, *Otolaryngologia*, vol. 3(4), 2004, s. 133-139.
13. O.V. Grishin, V.G. Grishin, M.I. Zinchenko: *The application of pneumography for BFB treatment of asthma*, *IEEE Region 8 Sibercon*, 2008, s. 225-226.

otrzymano/received: 07.02.2012
zaakceptowano/accepted: 20.04.2012