

Małgorzata Krajnik¹, Iwona Damps-Konstańska², Mieczysław Grabowski³,
Przemysław Pozański³, Ewa Jassem²

¹Katedra i Zakład Opieki Paliatywnej *Collegium Medicum* w Bydgoszczy, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu

²Klinika Alergologii Katedry Pneumonologii i Alergologii, Gdański Uniwersytet Medyczny

³Ośrodek Badawczo-Rozwojowy Centrum Techniki Morskiej S.A. w Gdyni

Ocena dźwięków i drgań generowanych w czasie kaszlu za pomocą Wibroakustycznego Systemu Rejestracji Kaszlu MEPIM (MEPIM VSCR)

Przedrukowano za zgodą z: *Advances in Palliative Medicine* 2008; 7: 1: 3–8

Streszczenie

Wstęp. Mimo że kaszel to jeden z najczęstszych objawów przewlekłych chorób i nowotworów złośliwych układu oddechowego, to nadal nie jest dostępna żadna praktyczna i dokładna metoda służąca obiektywnej ocenie tego objawu. Celem autorów niniejszej pracy było opracowanie nowej metody obiektywnej oceny ilościowej kaszlu z zastosowaniem analizy częstotliwościowo-czasowej drgań klatki piersiowej i dźwięków generowanych w czasie kaszlu.

Metody i wyniki. Opracowywany Wibroakustyczny System Rejestracji Kaszlu MEPIM analizuje jednocześnie drgania klatki piersiowej i sygnały akustyczne. Czujnik przyspieszenia umieszczano na klatce piersiowej pacjenta, a mikrofon — w odległości 1 m od niego. Analizę rejestrowanych dźwięków i drgań przeprowadzono za pomocą multianalizatora B & K Pulse. Zastosowano analizę FFT obu sygnałów oraz wyznaczono ich wzajemną korelację.

Wnioski. Zastosowanie technik analizy widmowej może poprawić możliwości określania charakterystycznych cech kaszlu. Należy prowadzić dalsze badania kliniczne w celu uzyskania odpowiedzi na pytanie, czy analiza częstotliwościowa sygnałów wibroakustycznych może być przydatna do określania charakterystyki kaszlu.

Medycyna Paliatywna w Praktyce 2009; 3, 3: 109–114

Słowa kluczowe: kaszel, Wibroakustyczny System Rejestracji Kaszlu MEPIM, FFT, akcelerometr, analiza widmowa

Wstęp

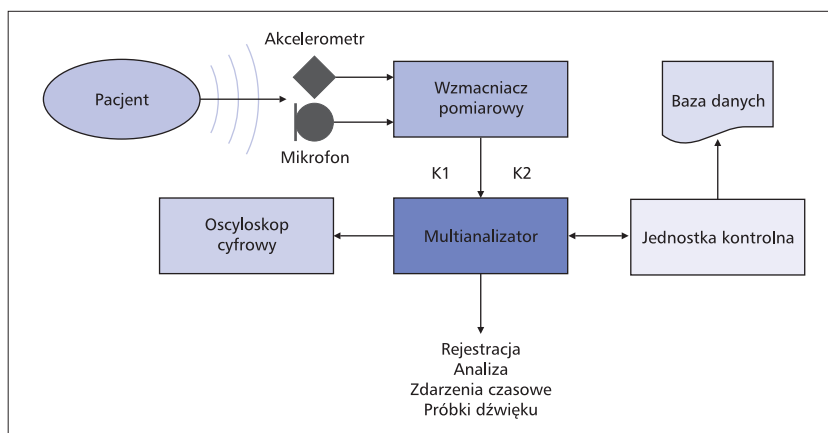
Kaszel to główny objaw POChP, astmy oskrzelowej i raka płuca. Ponieważ subiektywna ocena tego objawu nie jest wiarygodna, opracowano kilka sys-

temów obiektywnego monitorowania kaszlu. Systemy oparte na rejestracji sygnału za pomocą magnetowidu lub magnetofonu umożliwiały jedynie krótkotrwałą rejestrację [1–11] lub wydawały się czasochłonne, nawet po zastosowaniu rejestracji

Adres do korespondencji: dr n. med. Małgorzata Krajnik
Katedra i Zakład Opieki Paliatywnej *Collegium Medicum* w Bydgoszczy
Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu
ul. M. Skłodowskiej-Curie 9, 85–094 Bydgoszcz
tel./faks: (052) 585 34 61
e-mail: malgorzata.krajnik@wp.pl
Tłumaczenie: lek. Paweł Baka



Medycyna Paliatywna w Praktyce 2009, 3, 3, 109–114
Copyright © Via Medica, ISSN 1898–0678



Rycina 1. Wibroakustyczny system do rejestracji i analizy kaszlu. K1 — kanał rejestracji drgań klatki piersiowej pacjenta, K2 — kanał akustyczny

aktywowanej przez dźwięk lub metod usuwania ciszy [12–14]. Nowsze systemy rejestrują albo wyłącznie sygnały dźwiękowe, za pośrednictwem przenośnych odtwarzaczy/rejestratorów MP3 [15–17], albo sygnały dźwiękowe w połączeniu z drugim rodzajem sygnałów, na przykład ruchami przepony lub innych mięśni oddechowych, wykrywanych z wykorzystaniem akcelerometru, pletyzmografii indukcyjnej czynności oddechowej [18] lub elektromiografii (EMG) [19–23]. Zgodnie z wytycznymi Amerykańskiego Kolegium Pneumologów (ACCP, *American College of Chest Physicians*) i Europejskiego Towarzystwa Oddechowego (ERS, *European Respiratory Society*) skuteczność leczenia przewlekłych chorób układu oddechowego powinno się oceniać za pomocą obiektywnej metody monitorowania kaszlu [24, 25]. Co więcej, zastosowanie ambulatoryjnych analizatorów kaszlu nie powinno być ograniczone do badań naukowych, lecz wprowadzone również do praktyki klinicznej, szczególnie jeśli leczenie objawowe jest głównym lub jedynym celem postępowania terapeutycznego. Wykorzystywany do tego celu sprzęt powinien być zatem przenośny, lekki i prosty w zakładaniu i w obsłudze, akceptowalny dla pacjenta i niezawodny. To ostatnie kryterium dotyczy rozróżniania pomiędzy dźwiękami kaszlu i innymi dźwiękami oraz eliminacji sygnałów zewnętrznych [26–30].

W niniejszej pracy autorzy opisują metodę analizy sygnałów wibroakustycznych w odniesieniu do projektu Wibroakustycznego Systemu Rejestracji Kaszlu (MEPIM VSCR, *MEPIM Vibroacoustic System of Cough Registration*) opartą na jednoczesnym zastosowaniu do pomiarów mikrofonu i akcelerometru z implementacją analizy widmowej charakterystyki częstotliwościowej obu rodzajów sygnału.

Metody i wyniki

Urządzenie i schemat MEPIM VSCR

Analizę dźwięków i drgań powierzchni ciała przeprowadzono za pomocą multianalizatora Brüel & Kjaer Pulse typu 3560, z oprogramowaniem B & K LapShop, mikrofonu Brüel & Kjaer 4145, wzmacniacza pomiarowego Brüel & Kjaer 2610 oraz akcelerometru Brüel & Kjaer 4507. Czujnik przyspieszenia przytwierdzano za pomocą plastra do klatki piersiowej pacjenta w dolnej 1/3 mostka. Mikrofon umieszczano w odległości 1 m od chorego. Schemat blokowy systemu pomiarowego przedstawiono na rycinie 1.

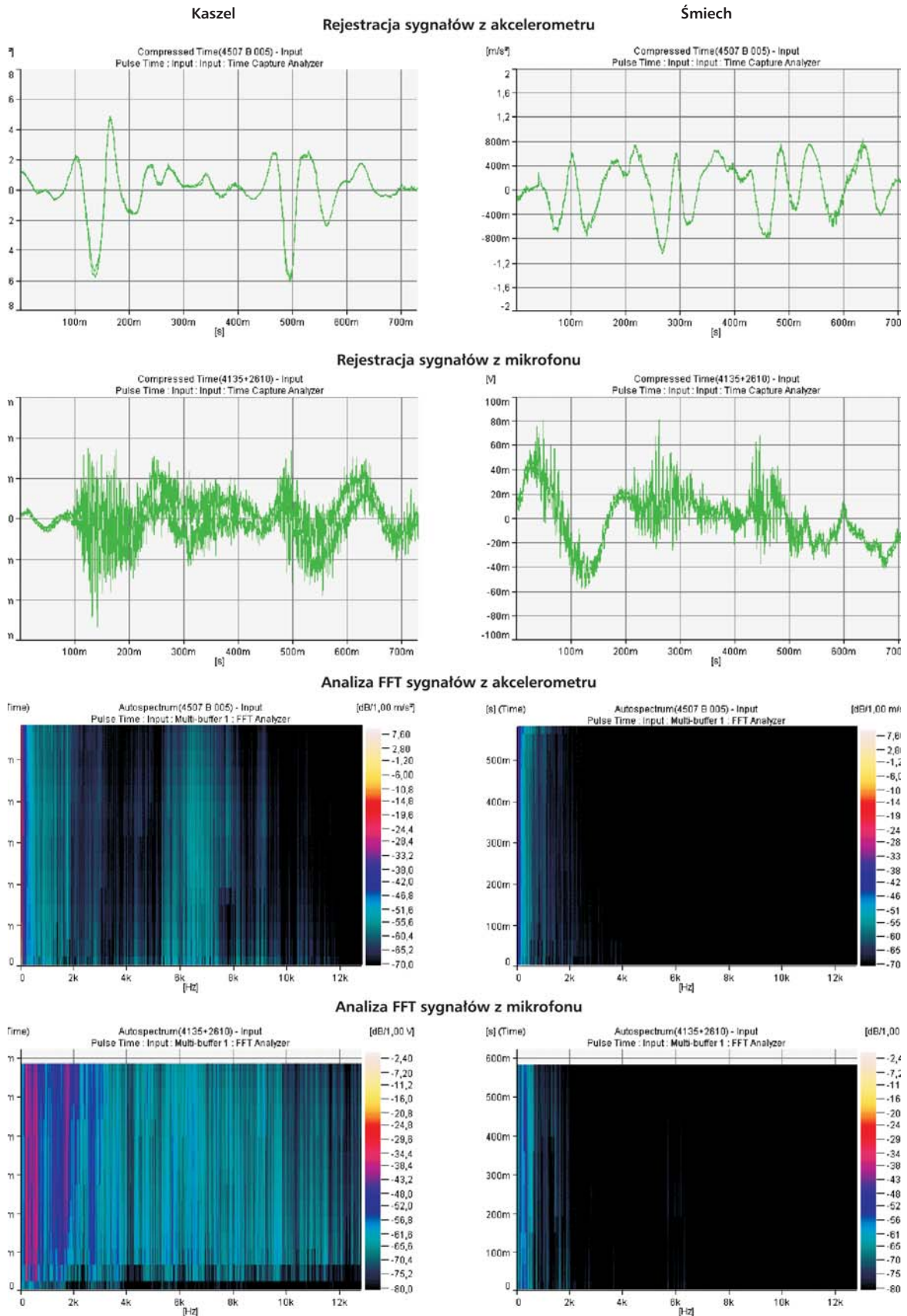
Metody oceny kaszlu

Ocenę kaszlu oparto na analizie:

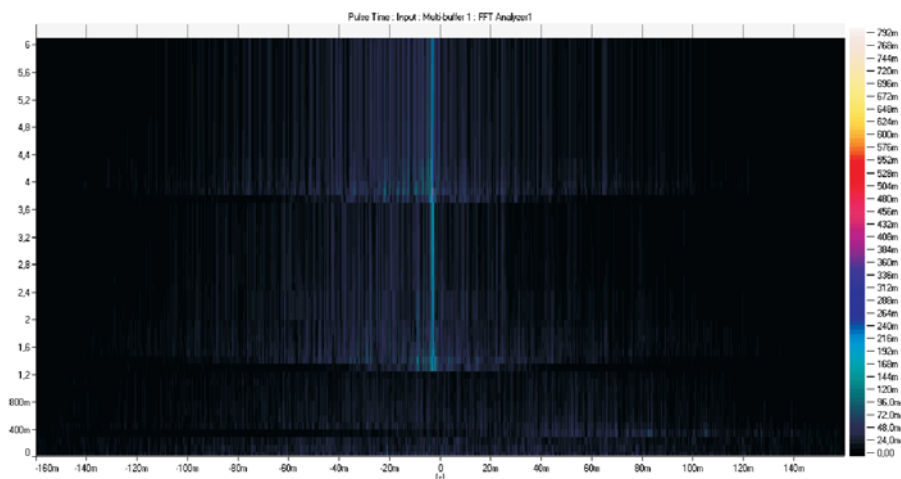
- przebiegu czasowego amplitud dźwięku i drgań klatki piersiowej;
- szybkiej transformacji Fouriera (FFT, *fast Fourier transform*) sygnałów drgań i dźwięku;
- wzajemnej korelacji sygnałów dźwięku i drgań.

Rejestrację danych w czasie zastosowano w celu określenia zależności amplitudy i czasu dla sygnałów akustycznych i drgań. Natomiast szerokość pasma częstotliwości sygnałów ustalono za pomocą analiz FFT [31].

W 1882 roku Jean Baptiste Joseph Fourier odkrył, że dowolną funkcję okresową można przedstawić jako nieskończoną sumę okresowych złożonych funkcji wykładniczych [31]. Ponieważ zasadę tę rozszerzono na dowolną dyskretną funkcję czasową, tak zwana transformata Fouriera przekształca sygnał wyrażony w dziedzinie czasu na sygnał wyrażony w dziedzinie częstotliwości. Szybka transformata Fouriera to skuteczne i powszechnie



Rycina 2. Rejestracja i analiza dźwięków i drgań klatki piersiowej związanych z kaszlem i śmiechem jako amplituda w czasie rzeczywistym i FFT



Rycina 3. Wykres wzajemnej korelacji sygnałów: akustycznego i drgań

stosowane narzędzie do przetwarzania sygnałów cyfrowych.

Szybka transformata Fouriera umożliwia zatem otrzymanie analiz częstotliwościowych sygnałów drgań klatki piersiowej i dźwięków. Na rycinie 2 przedstawiono różnice pomiędzy śmiechem i kaszlem, wykazując, że kaszel charakteryzuje się szerszym pasmem częstotliwości zarówno dźwięku, jak i drgań.

Wyznaczano również wzajemną korelację sygnałów akustycznych i drgań w celu wyeliminowania sygnałów pochodzących z innych źródeł (ryc. 3). Ponieważ odległość między mikrofonem a akcelerometrem wynosi 1 m, a prędkość dźwięku w powietrzu wynosi 340 m/s, założono, że różnica czasowa pomiędzy sygnałami z mikrofonu a sygnałami z akcelerometru będzie równa 3,0 ms. Dzięki temu można było jednoznacznie wykazać, że dany incydent pochodzi od badanego pacjenta. Uwzględniając różnice w zakresie wydajności czujników i ich charakterystyki, współczynnik korelacji wzajemnej badanych incydentów osiągnął $0,4 \div 0,5$ maksimum.

Wnioski

Według definicji ERS kaszel należy opisywać jako intensywny wydech lub serię intensywnych wydechów przy zamkniętej głośni, z towarzyszącym charakterystycznym dźwiękiem lub dźwiękami [25]. Ów dźwięk powstaje w wyniku nagłych zmian przepływu powietrza generowanych przez skurcz mięśni klatki piersiowej, jamy brzusznej, przepony i krtani. W celu poprawy identyfikacji kaszlu opracowano metodę pomiaru sygnałów wibroakustycznych w odniesieniu do projektu Wibroakustycznego Systemu Rejestracji Kaszlu MEPIM (MEPIM VSCR, ME-

PIM, *Vibroacoustic System of Cough Registration*) opartą na akustycznych właściwościach kaszlu oraz jego właściwościach związanych z drganiami klatki piersiowej. Podjęto próbę rozwiązania dwóch powszechnych problemów w dziedzinie obiektywnej detekcji kaszlu, mianowicie: w jaki sposób wykluczyć sygnały pochodzące z innych źródeł i wyeliminować sygnały zewnętrzne oraz w jaki sposób odróżnić kaszel od innych sygnałów pochodzących od badanego pacjenta. Pierwszy problem udało się autorom rozwiązać przez zastosowanie pomiaru korelacji wzajemnej sygnałów akustycznych i drgań, a drugi — przez zastosowanie analizy FFT zawartości częstotliwościowej obu sygnałów. Szybka transformata Fouriera znajduje powszechne zastosowanie w przetwarzaniu sygnałów dźwiękowych, między innymi w: analizie i syntezie widmowej, projektowaniu filtrów pasmowych, detekcji i estymacji sygnałów, modelowaniu widm częstotliwościowych. Analizatory FFT są zatem wykorzystywane w ocenie właściwości akustycznych instrumentów muzycznych [32], w dyspersji stałych postaci leków w farmacji [33] oraz w poszukiwaniach sekwencji nukleotydów w biologii molekularnej [34]. Niedawno FFT zaczęło być powszechnie stosowane w medycynie klinicznej, szczególnie zaś w kardiologii w analizie zespołu QRS w EKG wykonywanym z powierzchni ciała [35] oraz w analizie tonów serca [36, 37], a także w radiologii, zwłaszcza w obrazowaniu metodą rezonansu magnetycznego [38, 39]. Vrabec i wsp. [40], Olia i wsp. [41] oraz Korpas i wsp. [42] wykorzystali też FFT do oceny widma dźwięków związanych z kaszlem. Prawdopodobnie autorzy niniejszej pracy są pierwszym zespołem, który jednocześnie wprowadził analizę FFT sygnałów akustycznych i drgań klatki piersiowej w celu określenia

widm częstotliwościowych obu sygnałów generowanych przez kaszel. W przyszłych badaniach klinicznych weryfikacji zostanie poddana koncepcja, według której analiza pasma częstotliwości poprawia swoistość oceny kaszlu. Autorzy uważają, że Wibroakustyczny System Rejestracji Kaszlu MEPIM (MEPIM VSCR) to ważny krok w kierunku wprowadzenia odpowiedniego urządzenia do codziennej praktyki klinicznej.

Piśmiennictwo

- Cass L.J., Frederik W.S. Evaluation of a new antitussive agent. *N. Engl. J. Med.* 1953; 249: 132–136.
- Cass L.J., Frederik W.S., Andosca J.B. Quantitative comparison of dextromethorphan hydrobromide and codeine. *Am. J. Med. Sci.* 1954; 227: 291–296.
- Konar N.R., Dasgupta S. A chemical method for exciting cough reflex in human beings and its use in assessing the effectiveness of cough sedatives. *J. Indian Med. Assoc.* 1959; 32: 189–193.
- Bickerman H.A., Barach A.L. The experimental production of cough in human subjects induced by citric acid aerosols. Preliminary studies on the evaluation of antitussive agents. *Am. J. Med. Sci.* 1954; 228: 156–163.
- Archibald D.W., Slipp L.B., Shane S.J. Short communication. The evaluation of a cough suppressant: an exercise in clinical pharmacology. *CMAJ* 1959; 80: 734–746.
- Morris D.J., Shane S.J. Human bioassay of a new antitussive agent. *CMAJ* 1960; 83: 1093–1095.
- Prime F.J. The assessment of antitussive drugs in man. *BMJ* 1961; 1: 1149–1151.
- Calesnik B., Christensen J.A., Munch J.C. Antitussive action of L-propoxyphene in citric acid-induced cough response. *Am. J. Med. Sci.* 1961; 242: 560–564.
- Chernish S.M., Lewis G., Kraft B., Howe J. Clinical evaluation of a new antitussive preparation. *Ann. Allergy* 1963; 21: 677–682.
- Woolf C.R., Rosenberg C.R. Objective assessment of cough suppressants under clinical conditions using a tape recorder system. *Thorax* 1964; 129: 125–130.
- Salmi T., Sovijarvi A.R.A., Brander P., Piirila P. Longterm recording and automatic analysis of cough using filtered acoustic signals and movements on static charge sensitive bed. *Chest* 1988; 94: 970–975.
- Korpas J., Sadlonova J., Vrabec M. Analysis of the cough sound: an overview. *Pulm. Pharmacol.* 1996; 9: 261–268.
- Piirila P., Sovijarvi A.R.A. Objective assessment of cough. *Eur. Respir. J.* 1995; 8: 1949–1956.
- Subburaj S., Parvez L., Rajagopalan T.G. Methods of recording and analysing cough sounds. *Pulm. Pharmacol.* 1996; 9: 269–279.
- Smith J., Owen E., Earis J., Woodcock A. Effect of codeine on objective measurement of cough in chronic obstructive pulmonary disease. *J. Allergy Clin. Immunol.* 2006; 117: 831–835.
- Birring S.S., Fleming T., Matos S. i wsp. The Leicester Cough Monitor: preliminary validation of an automated cough detection system in chronic cough. *Eur. Respir. J.* 2008; 31: 1013–1018.
- Kelsall A., Declamer S., Webster D. i wsp. How to quantify coughing: correlations with quality of life in chronic cough. *Eur. Respir. J.* 2008; 32: 175–179.
- Coyle M.A., Keenan B.D., Mayleben D.W. i wsp. Objective assessment of cough over a 24-hr period in patients with COPD. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2004; 169: A606.
- Hsu J.Y., Stone R.A., Logan-Sinclair R.B., Worsdell M., Busst C.M., Chung K.F. Coughing frequency in patients with persistent cough: assessment using a 24 hour ambulatory recorder. *Eur. Respir. J.* 1994; 7: 1246–1253.
- Munyard P., Bust C., Longansinclair R., Bush A. A new device for ambulatory cough recording. *Pediatr. Pulmonol.* 1994; 18: 178–186.
- Chang A.B., Newman R.G., Phelan P.D., Robertson C.F. A new use for an old Holter monitor: an ambulatory cough meter. *Eur. Respir. J.* 1997; 10: 1637–1639.
- Chang A.B., Newman R.G., Carlin J.B., Phelan P.D., Robertson C.F. Subjective scoring of cough in children: parent-completed vs child-completed diary cards vs an objective method. *Eur. Respir. J.* 1998; 11: 462–466.
- Li A.M., Tsang T.W.T., Chan D.F.Y. i wsp. Cough frequency in children with mild asthma correlated with sputum neutrophil count. *Thorax* 2006; 61: 747–750.
- Irwin R.S. Assessing cough severity and efficacy of therapy in clinical research. *Chest* 2006; 129: 2325–2375.
- Morice A.H., Fontana G.A., Belvisi M.G. i wsp. ERS Task Force. ERS guidelines on the assessment of cough. *Eur. Respir. J.* 2007; 29: 1256–1276.
- Matos S., Birring S.S., Pavord I.D., Evans D.H. Detection of cough signals in continuous audio recordings using hidden Markov models. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2006; 53: 1078–1083.
- Coyle M.A., Keenan D.B., Henderson L.S. i wsp. Evaluation of an ambulatory system for the quantification of cough frequency in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Cough* 2005; 1: 3 doi: 10.1186/1745-9974-1-3.
- Murata A., Ohta N., Shibuya A., Ono H., Kudoh S. New non-invasive automatic cough counting program based on 6 types of classified cough sounds. *Intern. Med.* 2006; 45: 391–397.
- Barry S.J., Dane A.D., Morice A.H., Walmsley A.D. The automatic recognition and counting of cough. *Cough* 2006; 2: 8 doi:10.1186/1745-9974-2-8.
- Smith J. Ambulatory methods for recording cough. *Pulm. Pharmacol. Ther.* 2007; 20: 313–318.
- Harris A., Sutton G., Towers M. Physiological and clinical aspects of cardiac auscultation. *Medicine Ltd., London* 1976.
- Cohen D., Rossing T.D. The acoustics of mandolins. *Acoust. Sci. & Tech.* 2003; 24: 1–6.
- Newa M., Bhandari K.H., Li D.X. i wsp. Preparation and evaluation of immediate release ibuprofen solid dispersions using polyethylene glycol 4000. *Biol. Pharm. Bull.* 2008; 31: 939–945.
- Veksler-Lublinsky I., Barash D., Avisar C., Troim E., Chew P., Kedem K. FASH: a web application for nucleotides sequence search. *Source Code for Biology and Medicine* 2008; 3: 9 doi: 10.1186/1751-0473-3-9.
- Slavkovsky P., Hulin I. Gliding-window fast Fourier transform analysis of the entire QRS complex and the distribution of area ration peaks in healthy subjects and patients with myocardial infarction. *Coron. Artery Dis.* 1994; 5: 249–256.
- Debbal S.M., Bereksi-Reguig F. Analysis of the second cardiac sound using the Fast Fourier and the Continuous Wavelet Transforms. *The Internet Journal of Medical Technology* 2006; 3.
- Debbal S.M., Bereksi-Reguig F. Computerized heart sounds analysis. *Comput. Biol. Med.* 2008; 38: 263–280.

38. Wink A.M., Hoogduin H., Roerdink J.B.T.M. Data-driven haemodynamic response function extraction using Fourier-wavelet regularised deconvolution. *BMC Medical Imaging* 2008; 8: 7 doi:10.1186/1471-2342-8-7.
39. Gulani V., Adusumilli S., Hussain H.K., Vazquez A.L., Francis I.R., Noll D.C. Apparent Wall Thickening of cystic renal lesions on MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* 2008; 28: 103–110.
40. Vrabec M., Korpas J., Debreczeni L.A. Use of recording methods and sound analysis of cough in the study of sound phenomena associated with respiration. *Bratisl. Lek. Listy* 1997; 98: 141–145.
41. Olia P.M., Sestini P., Vagliasindi M. Acoustic parameters of voluntary cough in healthy non-smoking subjects. *Respirology* 2000; 5: 271–275.
42. Korpas J., Vrabec M., Sadlonova J., Salat D., Debreczeni L.A. Analysis of the cough sound frequency in adults and children with bronchial asthma. *Acta Physiol. Hung.* 2003; 90: 27–34.