

Cyfrowa analiza szmerów oddechowych u osób zdrowych i w przewlekłej obturacyjnej chorobie płuc

Michał Grzegorzczak¹, Anna Dubaniewicz², Andrzej Żak³, Małgorzata Żak⁴

¹ Katedra Pielęgniarstwa, Wydział Nauk o Zdrowiu, Gdański Uniwersytet Medyczny, Gdańsk

² Katedra Pneumonologii i Alergologii, Wydział Nauk o Zdrowiu, Gdański Uniwersytet Medyczny, Gdańsk

³ Instytut Hydroakustyki, Akademia Marynarki Wojennej, Gdynia

⁴ Szpital Morski, Gdynia

Grzegorzczak M, Dubaniewicz A, Żak A, Żak M. Cyfrowa analiza szmerów oddechowych u osób zdrowych i w przewlekłej obturacyjnej chorobie płuc. *Med Og Nauk Zdr.* 2013; 19(2): 89–94.

Streszczenie

Wstęp. Osłuchiwanie i rozpoznawanie szmerów oddechowych ma duże znaczenie diagnostyczne. Jednak ze względu na subiektywną ocenę i brak obiektywnego wzorca, rozpoznawanie i różnicowanie szmerów oddechowych przysparza wiele trudności w nauczaniu studentów czy w początkowej praktyce zawodowej lekarza i pielęgniarki.

Cel. Celem pracy jest analiza porównawcza „wzorca” szmerów oddechowych u osób zdrowych i z POCHP.

Materiał i metody. W badaniu uczestniczyło 32 pacjentów z POCHP, grupę kontrolną stanowiło 60 zdrowych osób. Szmerzy oddechowe zostały zarejestrowane za pomocą stetoskopu elektronicznego Littmann 3200, następnie uzyskane dźwięki poddano analizie przy pomocy programu komputerowego MATLAB. Na podstawie szybkiej transformaty Fouriera wykonano analizę przebiegu czasowego, widma amplitudowego oraz spektrogram z wykresem widma amplitudowego. Uzyskane wyniki uśredniono, uzyskując widmo amplitudowe liniowe, logarytmiczne oraz spektrogram dla osób zdrowych i pacjentów z POCHP.

Wyniki. Pojedyncze szmerzy oddechowe dla osób zdrowych i chorych z POCHP nie zawsze wykazują znamienne i jednoznaczne różnice. Natomiast wartości uśrednione, zarówno w grupie kontrolnej, jak i w grupie pacjentów z POCHP, wykazują różnice. Spektrogram uzyskanych przy analizie sygnałów pochodzących od osób zdrowych pokazuje, że widmo amplitudowe jest praktycznie niezmiennie w całym zakresie pomiarowym. Natomiast uzyskany spektrogram dla POCHP ma nierówny przebieg w całym zakresie pomiarowym. Występują zmiany widma amplitudowego w zależności od fazy oddechu, co uwidacznia się w postaci występowania wyższych częstotliwości w widmie amplitudowym.

Wnioski. Elektroniczna rejestracja i analiza szmerów oddechowych pozwala na dokładne określenie cech charakterystycznych i wizualizację dźwięku, co może przyczynić się do stworzenia „wzorca” dla poszczególnych jednostek chorobowych, udoskonalenia metod nauczania osłuchiwania szmerów oddechowych i zminimalizowania błędnie stawianych diagnoz.

Słowa kluczowe

szmerzy oddechowe, POCHP, analiza sygnału dźwiękowego, szybka transformata Fouriera

WPROWADZENIE

Podstawową funkcją układu oddechowego jest wymiana gazowa tlenu i dwutlenku węgla między ustrojem a środowiskiem zewnętrznym. Dostarczanie tlenu i wymiana gazowa są możliwe dzięki odpowiedniej budowie dróg oddechowych i złożonym procesom mechanicznym klatki piersiowej. Górne drogi oddechowe (jama nosowa, jama ustna, gardło i część krtani) oprócz tego, iż oczyszczają, ogrzewają i nawilżają powietrze, biorą również udział w tworzeniu dźwięków. Dolne drogi oddechowe (tchawica i drzewo oskrzelowe), zaczynające się od poziomu fałdów głosowych, w swym przebiegu dzielą się na coraz mniejsze jednostki strukturalne, z każdym podziałem drogi oddechowe stają się coraz krótsze i węższe [1]. Przepływ powietrza przez drogi oddechowe powoduje turbulencje i wibracje, przyczyniając się do powstania dźwięków określanых jako „dźwięki oddechowe” lub „szmerzy oddechowe”. Charakter tych dźwięków zmienia

się wraz z przechodzeniem powietrza przez drogi oddechowe, różna wielkość i powierzchnia dróg oddechowych sprawia powstanie odmiennych wibracji i w efekcie końcowym powoduje inny charakter szmeru oddechowego. Im niższe partie dróg oddechowych, tym dźwięki te stają się coraz słabsze. Również niektóre jednostki chorobowe dróg oddechowych wpływają na głośność i charakter słyszalnych szmerów [2].

Pomimo iż od wprowadzenia w 1819 roku zasad osłuchiwania przez francuskiego lekarza i uczonego Teophile’a Rene Laënneca i udoskonalenia stetoskopu minęły już prawie dwa wieki [3], nadal osłuchiwanie i rozpoznawanie szmerów oddechowych opiera się na dość subiektywnych danych. Rozpoznawanie poszczególnych rodzajów szmerów odbywa się na podstawie ich opisowej charakterystyki, głośności, czasu trwania poszczególnych faz oddechu i miejsc ich typowej lokalizacji. Ta subiektywna ocena i brak obiektywnego wzorca sprawiają, że rozpoznawanie i różnicowanie szmerów oddechowych przysparza wiele trudności w nauczaniu studentów czy w początkowej praktyce zawodowej lekarza, pielęgniarki i innych profesjonalistów ochrony zdrowia.

Dotychczasowe doniesienia, zarówno piśmiennictwa polskiego, jak i angielskiego, są zgodne co do głównego podziału i charakterystyki szmerów oddechowych na: szme-

Adres do korespondencji: Michał Grzegorzczak, Katedra Pielęgniarstwa, Wydział Nauk o Zdrowiu, Gdański Uniwersytet Medyczny, ul. Dębinki 7 bud. 15, 80-211 Gdańsk
e-mail: m.grzegorzczak@gumed.edu.pl

Nadesłano: 24 lutego 2012; zaakceptowano do druku: 25 kwietnia 2013



ry oddechowe podstawowe, szmery oddechowe dodatkowe i dźwięki pochodzące z dróg oddechowych podczas mowy i szeptu. W zakresie szmerów podstawowych powszechnie przyjęta jest klasyfikacja szmerów oddechowych do jednej z 3 grup: szmerów oskrzelowych (*bronchial breath sounds*), szmerów oskrzelowo-pęcherzykowych (*bronchovesicular breath sounds*) i szmerów pęcherzykowych (*vesicular breath sounds*).

Posługując się zwykłym stetoskopem, osłuchując szmery oddechowe, oceniamy charakter ich brzmienia, intensywność i czas trwania poszczególnych faz oddechu. Wiemy, iż prawidłowy szmer oskrzelowy przypomina brzmienie litery „ch”, jest głośny i wysoki, natomiast szmer pęcherzykowy przypomina brzmienie litery „f”, jest miękki i niski. Pośrednio możemy określić intensywność i czas trwania poszczególnych faz cyklu oddechowego; prawidłowy szmer oskrzelowy charakteryzuje się tym, iż czas trwania (słyszalność) w czasie wydechu jest dłuższa niż dla wdechu, natomiast szmer pęcherzykowy posiada dłuższą słyszalność w czasie wdechu. Dalsza analiza podstawowych szmerów oddechowych w zakresie czasu trwania i częstotliwości może być prowadzona tylko za pomocą słuchawek elektronicznych i specjalistycznej aparatury. Założenia wibroakustyki oraz metody cyfrowej rejestracji i przetwarzania dźwięków znalazły już zastosowanie w wielu dziedzinach technicznych i w naukach medycznych [4, 5, 6]. Zakłada się, że założenia te znajdują również zastosowanie w procesie analogowo-cyfrowej rejestracji i analizy szmerów oddechowych, co pozwoli na bardziej obiektywną ocenę. Czas trwania szmeru oddechowego może być precyzyjnie określony w milisekundach (ms), a częstotliwość jest mierzona w hercach (Hz). Częstotliwość dźwięków oddechowych podstawowych u dorosłej zdrowej osoby waha się w bardzo szerokim przedziale od 200 do 2000 Hz. Umownie przyjęto, iż dźwięki o niskiej częstotliwości oscylują w granicach 50–400 Hz, dźwięki o średniej częstotliwości w granicach 300–700 Hz i dźwięki o wysokiej częstotliwości są powyżej 700 Hz [7, 8]. Pęcherzyki płucne stanowią pewnego rodzaju filtr, który powoduje wyciszenie dźwięków, głównie o wysokiej i średniej częstotliwości. Tak więc szmer pęcherzykowy stanowią dźwięki o niskiej i średniej częstotliwości w granicach 75–600 Hz.

Drugą grupą szmerów oddechowych są szmery dodatkowe, w tym zakresie istnieje bardzo duża niespójność terminologiczna dotycząca określeń stosowanych w medycynie i akustyce. Powszechnie przyjęło się w naukach medycznych określać szmery oddechowe jako rżżenia, tarcia, natomiast w terminologii akustycznej takie określenia nie występują i są wręcz niezgodne z podstawowymi zasadami fizyki. Dlatego też w oparciu o graficzną rejestrację zjawisk akustycznych wprowadzono nowe propozycje nazewnictwa i klasyfikacji dźwięków oddechowych. W zakresie dźwięków dodatkowych Amerykańskie Towarzystwo Klatki Piersiowej proponowało w 1997 roku (w oparciu o brzmienie dźwięku, czas i częstotliwość) podział tych dźwięków na trzeszczenia (*crackles*) i świsty (*wheezes*) [9]. Wielu autorów w grupie szmerów oddechowych dodatkowych wymienia jeszcze trzeci odrębny rodzaj dźwięku, którym są trzeszczenia opłucnowe (szmer tarcia opłucnej) [10, 11, 12]. Trzeszczenia i świsty przyporządkowano do jednej z podgrup, tj. dźwięków okresowych bądź ciągłych. Dźwięki okresowe, przerywane, nagłe, głośne i o niskiej tonacji określono jako trzeszczenia grube (*coarse crackles*). Poprzednio dźwięki te określano jako rżżenia grubo bańkowe. Natomiast dźwięki okresowe, które mają

krótszy czas trwania, wyższą tonację i są mniej intensywne od trzeszczeń grubych określono jako trzeszczenia drobne (*fine crackles*). Wcześniej dźwięki te były definiowane jako rżżenia drobno bańkowe. Natomiast dźwiękami ciągłymi są świsty i furczenia. W zakresie świstów wprowadzono również nowy podział i nazewnictwo. Świstami nazwano ciągle dźwięki o wysokiej częstotliwości, mające melodyjny i syczący dźwięk. Dźwięki również ciągłe, ale o niskiej częstotliwości i z charakterystycznym brzmieniem przypominającym chrapanie, określono jako świsty niskotonowe (*low-pitched wheezes*). Poprzednio dźwięki te nazywano furczeniami. Należy zauważyć, iż w praktyce klinicznej występuje zarówno poprzednie, jak i bieżące nazewnictwo, szczególnie termin furczenia jest powszechniej używany niż termin: świsty o niskiej częstotliwości. Wysłuchując podczas badania świsty lub furczenia, należy zwrócić uwagę na fazę cyklu oddechowego, w której występują, jak również określić ich czas trwania i umiejscowienie [8].

ZMIANY OSŁUCHOWE W PRZEWLEKŁEJ OBTURACYJNEJ CHOROBIE PŁUC (POCHP)

POCHP jest definiowana jako przewlekłe, niecałkowicie odwracalne ograniczenie przepływu powietrza przez drogi oddechowe, spowodowane nieprawidłową odpowiedzią zapalną płuc przez szkodliwe działanie pyłów lub gazów. Definicja zaproponowana przez Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD) klasyfikuje POCHP jako chorobę płuc, ale jednocześnie uwzględnia zmiany pozapłucne, wskazując, że jest to choroba ogólnoustrojowa. Należy również zauważyć, iż definicja zaproponowana przez GOLD bardzo mocno podkreśla, że POCHP jest chorobą poddającą się prewencji i leczeniu [13]. Głównymi czynnikami sprawczymi tej wolno postępującej, ale jednocześnie nieodwracalnej choroby są: czynniki środowiskowe (dym tytoniowy, pyły, gazy) i osobnicze (genetycznie uwarunkowany niedobór α_1 -antytrypsyny, mała masa urodzeniowa, astma oraz przebyta gruźlica płuc). Patomechanizm rozwoju POCHP rozpoczyna się od nadprodukcji śluzu i oczyszczania rzęskowego, co prowadzi do ograniczenia przepływu powietrza przez drogi oddechowe, rozdęcia pęcherzyków płucnych i upośledzenia wymiany gazowej a w dalszej konsekwencji do rozwoju nadciśnienia płucnego i serca płucnego. POCHP jest chorobą postępującą, a obraz kliniczny, zarówno objawy podmiotowe i przedmiotowe są nieswoiste i zależą od stopnia zaawansowania choroby, od tego, który z komponentów choroby jest dominujący (stan zapalny oskrzeli czy rozedma) [12]. Pierwsze objawy choroby pojawiają się w średnim wieku w postaci przewlekłego kaszlu, z odkaszczaniem płwociny (najwięcej po przebudzeniu) oraz duszności, która początkowo jest dusznością wysiłkową. W zaawansowanej POCHP stwierdza się takie objawy jak: nasilenie duszności (włącznie z dusznością spoczynkową), zaangażowanie dodatkowych mięśni oddechowych, wdechowe ustawienie klatki piersiowej, opukowo odgłos nadmiernie jawny, a w rozwiniętym sercu płucnym również objawy przewlekłej niewydolności prawokomorowej. Wytyczne GOLD wskazują, że podczas osłuchiwania chorych z POCHP występują często ściśnione szmery oddechowe, wydłużony czas wydechu, świsty i furczenia w czasie spokojnego oddychania (świadczące o obturacji) oraz trzeszczenia (we współtowarzyszącej niewydolności serca) [13]. To sprawia, iż na podstawie wyżej wymienio-



nych objawów podmiotowych i przedmiotowych trudno jest postawić właściwe rozpoznanie; niektórzy autorzy uważają, iż częstość rozpoznania POCHP przez lekarzy pierwszego kontaktu w Polsce jest nadal bardzo niska i wynosi ok. 18% [14]. Jednocześnie odnotowuje się wysoki wskaźnik umieralności w przypadku POCHP, to wszystko sprawia, iż należy doskonalić metody rozpoznawania i różnicowania chorób dróg oddechowych [15, 16]. Wytyczne GOLD wskazują, że w rozpoznaniu różnicowym należy uwzględnić astmę, zastoinową niewydolność serca, rozstrzenie oskrzeli, gruźlicę i zarostowe zapalenie oskrzelików. Natomiast w zaostreniu POCHP w rozpoznaniu różnicowym dodatkowo należy uwzględnić takie jednostki chorobowe jak: zatorowość płucną, odmę opłucnową, płyn w jamie opłucnowej i niewydolność serca [12, 13].

WPROWADZENIE I ZAŁOŻENIA CYFROWEJ ANALIZY SYGNAŁÓW AKUSTYCZNYCH

W otaczającym nas świecie występuje wiele organizmów biologicznych czy obiektów technicznych generujących sygnały, które zazwyczaj zawierają informacje o tych obiektach. Pewnego rodzaju sygnałem jest dźwięk oddechowy, jest to bardzo specyficzny sygnał akustyczny, na postawie którego można wnioskować o stanie pacjenta. W naukach zajmujących się analizą i przetwarzaniem sygnałów, sygnał jest określony jako zmienność dowolnej wielkości fizycznej, która może być opisana za pomocą funkcji jednej lub wielu zmiennych, np. czasu czy częstotliwości. Wśród sygnałów wyodrębniono sygnały stacjonarne (deterministyczne), których chwilowa wartość w dowolnej chwili jest przewidywalna, oraz sygnały niestacjonarne, których składowe mogą pojawiać się i zanikać. Dźwięki oddechowe są pewnego rodzaju sygnałami niestacjonarnymi, pojawiają się w danej dziedzinie czasu i zanikają, stąd do ich opisu potrzebna jest charakterystyka czasowo-częstotliwościowa. Podstawą cyfrowej analizy sygnałów są założenia Jeana B. Josepha Fouriera, który stwierdził, że "...dowolna funkcja ciągła lub nie, zdefiniowana w skończonym przedziale przez dowolnie kapryśny przebieg, może być zawsze wyrażona jako suma sinusoid". Myśl ta została rozwinięta i stała się narzędziem w rozwiązywaniu wielu zagadnień w fizyce. Istnieją 4 rodzaje przekształceń Fouriera: szereg Fouriera, przekształcenie Fouriera (ang. *Fourier Transform* – FT), dyskretne przekształcenie Fouriera (ang. *Discrete Fourier Transform* – DFT) oraz szybkie przekształcenie Fouriera (ang. *Fast Fourier Transform* – FFT), każde z nich sprowadza się do złożonych obliczeń matematycznych o skomplikowanej terminologii, która jest chyba tylko zrozumiała i przystępna dla specjalistów w dziedzinie cyfrowego przetwarzania danych. Na szczęście rozwój i dostępność komputerów oraz specjalistycznych programów komputerowych (np. WaveLab, Matlab czy innych) sprawia, iż możemy przetwarzać i analizować sygnały szybko i niezawodnie. Dyskretne przekształcenie Fouriera (ang. *Discrete Fourier Transform* – DFT) stało się jedną z dwóch najbardziej popularnych i wydajnych metod wykorzystywanych w cyfrowym przetwarzaniu sygnałów (drugą metodą jest filtracja cyfrowa). Za pomocą DFT można rozkładać każdy dyskretny, rzeczywisty i zespolony sygnał na zbiór dyskretnych w czasie i częstotliwości sinusoid i kosinusoid. Inaczej mówiąc, DFT przekształca sygnał cyfrowy w dziedzinie czasu na sygnał w dziedzinie częstotliwości. Obecnie powszechnie stosowana

jest szybka transformata Fouriera (FFT), która nie jest przybliżeniem dyskretnego przekształcenia Fouriera, oferuje to samo co DFT, ale ogranicza nadmiarowość obliczeń i przez to przyczynia się do skrócenia czasu ich realizacji [17, 18].

W praktyce wyznaczenie rzeczywistej wartości sygnału (szmerów oddechowych) wymaga posiadania odpowiedniej aparatury rejestrującej, np. słuchawek elektronicznych i oprogramowania do analizy dźwięków. Szmerzy oddechowe zostają zapisane w postaci plików dźwiękowych, a następnie poddane są obróbce i analizie akustycznej. Aby zminimalizować niechciane fluktuacje mierzonej wartości (co w akustyce określane jest szumem), specjaliści w tym zakresie minimalizują szum poprzez proces uśredniania, co wiąże się z sumowaniem ciągu próbek sygnału w dziedzinie czasu, a potem dzielenia tej sumy przez liczbę tych próbek. Uśrednione wartości szmerów oddechowych danej grupy pacjentów są pewnego rodzaju „wzorcem” szmeru oddechowego dla tej grupy.

Analiza częstotliwościowa stała się szybkim i wydajnym narzędziem do opracowania składowych sygnału, co może przyczynić się do poprawy nauczania i rozpoznawania szmerów oddechowych [5, 6].

CEL

Celem tej pracy jest wprowadzenie do zagadnień związanych z cyfrową analizą szmerów oddechowych oraz wstępna analiza porównawcza szmerów oddechowych zarejestrowanych u osób zdrowych i szmerów oddechowych w POCHP. Autorzy pragną zróżnicować i stworzyć „wzorzec” szmerów oddechowych u osób zdrowych i z POCHP. Wizualizacja szmerów oddechowych w postaci spektrogramu może być dodatkową cechą wykorzystywaną nie tylko w rozpoznawaniu szmerów, ale również i w nauczaniu, pozwalającą studentowi na analizę audiowizualną, zarówno w zakresie czasu, jak i częstotliwości.

MATERIAŁ I METODY

W badaniu uczestniczyło 32 pacjentów Oddziału Pulmologicznego Szpitala Miejskiego w Gdyni z POCHP, grupę kontrolną stanowiło 60 zdrowych osób – studentów studiów stacjonarnych i niestacjonarnych na kierunku pielęgniarstwo. Pacjenci zostali poinformowani o celu badania i uzyskano ich zgodę na udział w badaniu, wcześniej uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej AMG. Badania przeprowadzono w 2010 roku. Z badań wykluczono osoby, które były chore w ostatnich 3 miesiącach i/lub miały choroby współistniejące, np. niewydolność serca. W grupie kontrolnej wykluczenie dotyczyło osób, które były chore w ostatnich 3 miesiącach (np. osoby po przebytej infekcji dróg oddechowych). Natomiast w grupie chorych z POCHP wykluczono osoby, u których oprócz choroby podstawowej istniały choroby współistniejące (np. przewlekła niewydolność krążenia i inne), które mogłyby rzutować na jakość osłuchiwanego dźwięku.

Szmerzy oddechowe osłuchiwano na tylnej ścianie klatki piersiowej (w okolicy podłopatkowej) za pomocą membrany stetoskopu elektronicznego Littmann 3200, który pozwala na osłuchiwanie, rejestrację i przesyłanie ścieżki dźwiękowej do urządzenia zewnętrznego. Fabryczny zakres częstotliwości dla osłuchiwania membraną wynosi 20–2000 Hz. Zarejestro-



wane dźwięki zostały zapisane w formacie wave, a następnie poddane analizie przy pomocy programu komputerowego MATLAB. Analizę wykonano w Instytucie Hydroakustyki Akademii Marynarki Wojennej w Gdyni. Z zarejestrowanych szmerów przed wykonaniem analizy zostały usunięte zniekształcenia sygnałów pomiarowych, których przyczyną najczęściej było poruszenie stetoskopu lub pacjenta w trakcie prowadzenia badania. Skalę logarytmiczną uzyskano, wyznaczając wartość $10 \cdot \log_{10}$ z poszczególnych wartości amplitudy sygnału. Spektrogram wykonano, stosując w analizie rekordy o długości 2048 próbek, które nakładają się na siebie co 256 próbek. W analizie zastosowano okno Hamminga o długości 512 próbek. Uzyskany wykres wygładzono, stosując interpolację wyznaczonych map kolorów.

Na podstawie szybkiej transformaty Fouriera wykonano analizę przebiegu czasowego, widma amplitudowego oraz spektrogram z wykresem widma amplitudowego. Uzyskane wyniki uśredniono, uzyskując widmo amplitudowe liniowe, logarytmiczne oraz spektrogram dla osób zdrowych i pacjentów z POCHP.

WYNIKI

W badaniu uzyskano szmery oddechowe od 32 dorosłych pacjentów z POCHP oraz od 60 zdrowych osób, średni wiek badanych w grupie osób zdrowych wynosił 34,1 lat, natomiast w grupie z POCHP 65,7 lat. Dokładną strukturę wieku i płci przedstawia tabela 1.

Tabela 1. Wiek i płeć badanych osób

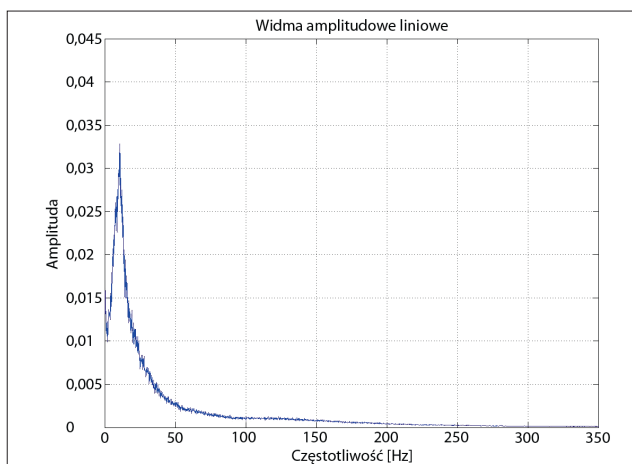
Charakterystyka	Zdrowi (n=60)	POCHP (n=32)
Średni wiek badanych	34,1 (60)	65,71 (32)
Wiek		
20-39 lat	78,3% (47)	0% (0)
40-65 lat	21,7% (13)	46,9% (15)
≥ 66 lat	0% (0)	53,1% (17)
Płeć		
Kobiety	86,7% (52)	20% (12)
Mężczyźni	13,3% (8)	80% (20)

Analizując uzyskane wyniki w grupie osób zdrowych (Ryc. 1, Ryc. 2), można powiedzieć, że uśrednione widmo uzyskane dla ludzi zdrowych charakteryzuje się następującymi cechami:

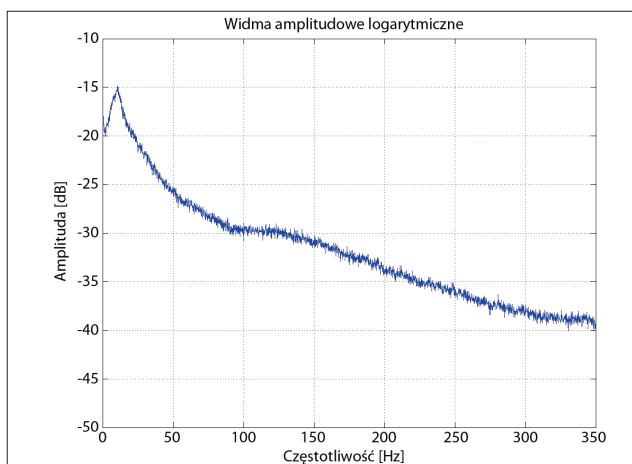
- w zakresie od 20 do 90 Hz następuje spadek wartości widma amplitudowego;
- w zakresie od 90 do 125 Hz następuje wypłaszczenie charakterystyki;
- w zakresie od 125 do 300 Hz następuje spadek wartości widma amplitudowego;
- powyżej 300 Hz wartość widma amplitudowego nie zmienia znacząco wartości (charakter płaski).

Spektrogram uzyskanych przy analizie sygnałów pochodzących od ludzi zdrowych (Ryc. 3) pokazuje, że widmo amplitudowe jest praktycznie niezmiennie w całym zakresie pomiarowym. Wartości maksymalne zawierają się w zakresie do 75 Hz. Pojawiają się nieznaczne przecieki w zakresie do 175 Hz.

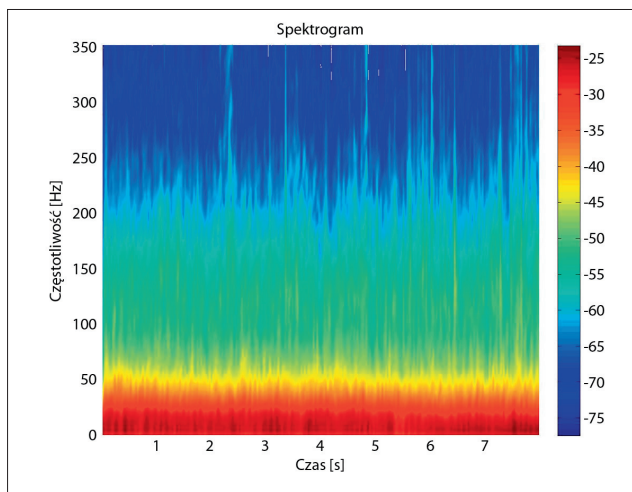
Uśrednione widmo uzyskane dla osób z POCHP (Ryc. 4, Ryc. 5) charakteryzuje się następującymi cechami:



Rycina 1. Uśrednione widmo amplitudowe liniowe osób zdrowych



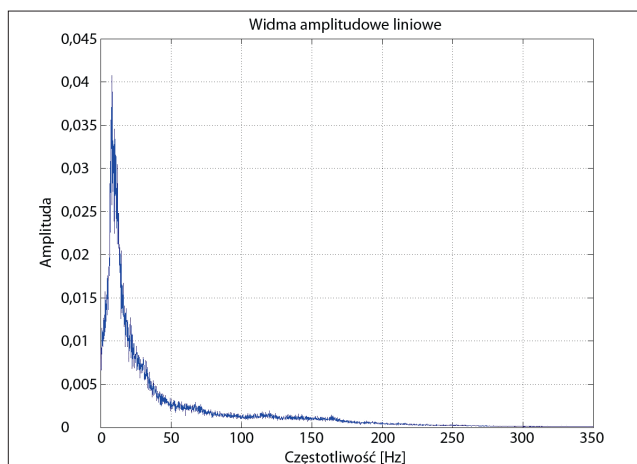
Rycina 2. Uśrednione widmo amplitudowe logarytmiczne osób zdrowych



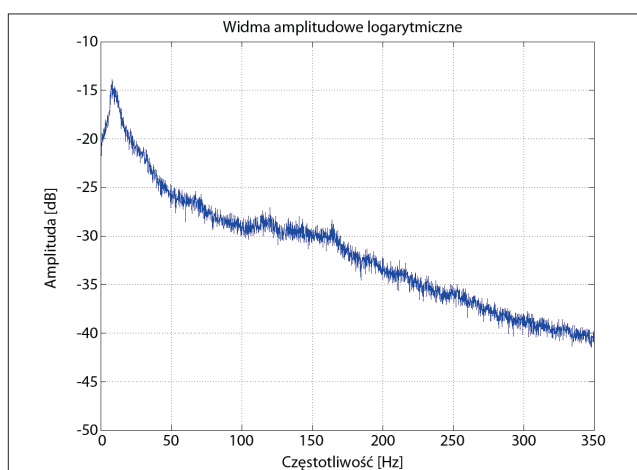
Rycina 3. Uśredniony spektrogram osób zdrowych

- w zakresie od 20 do 50 Hz następuje spadek wartości widma amplitudowego;
- w zakresie od 50 do 70 Hz następuje spłaszczenie charakterystyki;
- następne spłaszczenie charakterystyki przypada dla częstotliwości od 100 do 160 Hz z tym, że następuje podbicie charakterystyki w zakresie od 100 do 130 Hz, a następnie od 150 do 160 Hz;





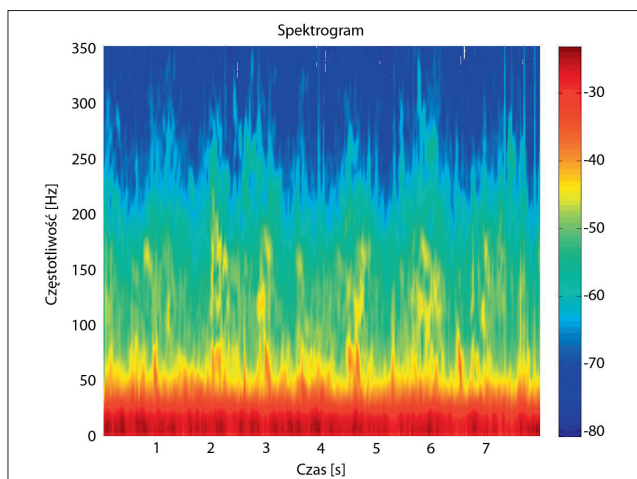
Rycina 4. Uśrednione widmo amplitudowe liniowe osób z POCHP



Rycina 5. Uśrednione widmo amplitudowe logarytmiczne liniowe pacjentów z POCHP

- w zakresie od 160 do 350 Hz następuje ponowny spadek wartości amplitudy widma;
- powyżej 350 Hz widmo ma charakter płaski.

Natomiast spektrogram uzyskany przy analizie sygnałów pochodzących od chorych z POCHP (Ryc. 6) ma nierówny przebieg w całym zakresie pomiarowym. Występują zmiany



Rycina 6. Uśredniony spektrogram pacjentów z POCHP

widma amplitudowego w zależności od fazy oddechu, co uwiadcza się w postaci występowania wyższych częstotliwości w widmie amplitudowym (około 75 Hz). Dodatkowo pojawiają się składowe w zakresie częstotliwości około 100 Hz, 150 Hz, a czasami nawet ok. 200 Hz.

DYSKUSJA

Przyglądając się poszczególnym przypadkom sygnałów (szmerów oddechowych), można zauważyć, że różnica między przebiegami uzyskanymi dla ludzi zdrowych i z POCHP nie we wszystkich przypadkach jest tak jednoznaczna jak w przypadku uzyskanych wartości uśrednionych. Wśród tych przebiegów można było wyróżnić takie, których charakter nie zmieniał się w całym zakresie pomiarowym (niezależnie od fazy oddechowej). Niewielkie zniekształcenia na uzyskanych z tych sygnałów obrazach występują sporadycznie i najprawdopodobniej są powodowane występowaniem zniekształceń w samym sygnale. Przyczynę tych zniekształceń upatruje się przede wszystkim w metodzie pomiarowej, a szczególnie na styku czujnik (stetoskop) – pacjent. W analizowanym materiale są także sygnały, w których na podstawie uzyskanych spektrogramów można łatwo wskazać fazę wdechową i fazę wydechową oddechu i szmery te są zbliżone do wartości uzyskanych przez innych autorów [19, 20]. W tych sygnałach widać silniejsze uwypuklenie składowych o częstotliwości około 150 Hz, jednakże mają one nieco inny charakter niż w przypadku osób z POCHP. Przede wszystkim zajmują cały duży obszar zarówno czasowy, jak i częstotliwościowy, zaś ich obecność nie jest aż tak silna (wartość amplitudy sygnału jest mniejsza niż w przypadkach z POCHP).

Analizując poszczególne przypadki chorych na POCHP, trudno jest odnieść się do innych autorów, bo brak jest prac, które prezentują analizę częstotliwościową szmerów oddechowych w POCHP; istnieją podobne prace, które analizują na przykład szmery oddechowe w astmie u dzieci [21] albo dokonują analizy poszczególnych fenomenów oddechowych takich jak świsty czy trzeszczenia [22], które to mogą być wspólnymi dźwiękami dla kilku chorób układu oddechowego. W zebranym materiale odnotowano sygnały, które były podobne (porównując spektrogramy) z tymi uzyskanymi od osób zdrowych, co może wskazywać na niewielki stopień nasilenia choroby. Istnieją również takie szmery, w których występują pewne anomalie, jak na przykład wysoka składowa częstotliwości (350 Hz), co może być związane z nakładaniem się innej, nieznannej do tej pory jednostki chorobowej lub może być związane z zakłóceniami i błędami występującymi na etapie nagrywania szmerów oddechowych. Nie wszystkie szmery oddechowe osób zdrowych i chorych z POCHP wykazują znamienne i jednoznaczne różnice wizualne i dźwiękowe, ale ich wartości uśrednione uzyskane za pomocą programu komputerowego MATLAB do analizy dźwięków wykazują takie różnice i odrębności w poszczególnych grupach.

WNIOSKI

Elektroniczna rejestracja i analiza szmerów oddechowych pozwala na dokładniejsze określenie cech charakterystycznych poszczególnych szmerów oddechowych i wizualizację dźwięku. Nie jest to jednak metoda, która na obecnym etapie

pozwalałaby na jednoznaczne różnicowanie szmerów oddechowych, jednak:

- 1) daje możliwość zapisu i wielokrotnego osłuchiwania tego samego dźwięku oraz możliwość zwiększenia głośności i słyszalności dźwięku, co może przyczynić się do minimalizowania błędów związanych z rozpoznawaniem szmerów oddechowych;
- 2) pozwala na dokładniejszą, mierzalną i powtarzalną ocenę szmerów oddechowych;
- 3) może przyczynić się stworzenia „wzorca” dla poszczególnych jednostek chorobowych, ale wymaga to udoskonalenia metod rejestracji i analizy dźwięków;
- 4) audiowizualizacja może przyczynić się do udoskonalenia metod nauczania i zapamiętywania szmerów oddechowych.

PIŚMIENNICTWO

1. Konturka S. (red.). Atlas fizjologii człowieka Nettera. Wydawnictwo Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
2. Holmes Nancy H. (Edit.). Evaluating Heart & Breath Sounds. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins 2009.
3. Brzeziński T. (red.). Historia medycyny. PZWL, Warszawa 2004.
4. El-Segaier, Lilja O, Lukkarinen S, et al. Computer-Based Detection and Analysis of Heart Sound and Murmur. *Ann Biomed Eng.* 2005; 33(7): 937–942.
5. Grabowski M, Poznański P, Damps-Konstańska I, Krajnik M, Jassem E. Analiza sygnałów wibroakustycznych generowanych podczas kaszlu w przewlekłych chorobach układu oddechowego. *Acta BioOptica Inf Med.* 2010; 16: 87–90.
6. Maciuk M, Kuniszyk-Jóźkowiak W, Kuć K. Analiza fenomenów osłuchowych. *Sci Biul Chełm. Sect Tech Sci.* 2008; 1: 95–105.
7. Droszcz W. Układ oddechowy W: Kokot F (red.). Diagnostyka różnicowa objawów chorobowych. PZWL, Warszawa 2005: 398–413.
8. Gaciong Z, Jędrusik P. (red.). Przewodnik Batesa po badaniu przedmiotowym i podmiotowym. Termedia Wydawnictwa Medyczne, Poznań 2010.
9. Schilling McCann Judith: Auscultation Skills. Breath & Heart Sounds. 4th Edition. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins 2010.
10. Tatoń J, Czech A. Diagnostyka internistyczna. Wyd. Lek. PZWL, Warszawa 2005.
11. Weber J. Kelley J. Health assessment in Nursing. 4th Edition. Wolters Kluwer & Lippincott Williams. 2010.
12. Szczeklik A.(red.). Choroby wewnętrzne. Stan wiedzy na rok 2010. Wydawnictwo Medycyna Praktyczna, Kraków 2010: 519–754.
13. Global Strategy For The Diagnosis, Management, And Prevention Of Chronic Obstructive Pulmonary Disease Updated 2010 www.goldcopd.org (dostęp:12.09.2011).
14. Doboszyńska A. Zasady postępowania w POCHP. *Prakt Lek.* 2009; 10–14.
15. Niedożytko M. i wsp. Analiza zgonów z powodu obturacyjnych chorób płuc w latach 2001–2004 w województwie pomorskim. *Pneumonol Alergol Pol.* 2007; 75(1): 40–45.
16. Zieliński J. Wczesne rozpoznawanie POCHP – uzasadnienie, metody, wyniki. *Pneumonol Alergol Pol.* 2009; 7(1): 77–81.
17. Lyons RG. Wprowadzenie do cyfrowego przetwarzania sygnałów; tł. z jęz. ang. Zarzycki J. Szymbor J. Wydanie 2. Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 2010.
18. Zieliński TP. Cyfrowe przetwarzanie sygnałów: od teorii do zastosowań. Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 2009.
19. Żak A, Żak M. Diagnostowanie chorób płuc na podstawie sygnałów akustycznych. W: Linde BJ, Sikorska A, Klinkosz T. (red.). LI Otwarte Seminarium z Akustyki, Polskie Towarzystwo Akustyczne-Oddział Gdański, Gdańsk – Sobieszewo 2004; 159–162.
20. Becker K.W. Research into adventitious lung sound signals originating from pulmonary tuberculosis using electronic auscultation. MA thesis. Faculty of Engineering Stellenbosch University 2009: 14–22.
21. Mazic I, Sovij S, Magjarevic R. Analysis of Respiratory Sounds in Asthmatic Infants. *Meas Sci Rev.* 2003; 3(2): 9–12.
22. Polat H, Güler I. A Simple Computer-Based Measurement and Analysis System of Pulmonary Auscultation Sounds. *J Med Syst.* 2006; 28(6): 665–672.

Digital analysis of respiratory sounds in healthy patients and patients with chronic obstructive pulmonary disease

Abstract

Introduction. Auscultation and recognition of respiratory sounds are of great diagnostic importance. However, due to subjective evaluation and the lack of an objective pattern of auscultated sounds for COPD, recognizing and differentiating the respiratory sounds causes some problems in the process of teaching students, or in clinical practice for newly qualified doctors and nurses.

Aim. The aim of the research was to carry out a comparative analysis between ‘the visual patterns’ of lung sounds of healthy patients and patients with COPD.

Materials and methods. In this research, there were 32 patients with COPD and 60 healthy people. Respiratory murmurs were registered with the help of an electronic Littmann 3200 stethoscope; the sounds were recorded and analyzed using computer programmer MATLAB. Based on Fast Fourier Transform, correlations of amplitude to time, amplitude to frequency and frequency to time were carried out. The average results create ‘patterns’ of amplitude-frequency waveform and a spectrogram for healthy individuals and patients with COPD.

Results. Individual respiratory sounds for healthy individuals and those ill with COPD do not always show a statistically significant difference, whereas the average values in both groups show a significant difference. Results from the healthy group show that the amplitude waveform hardly changes over the whole measurement period, while the spectrogram for patients with COPD has variable frequencies during this period.

Conclusion. Electronic registration and computer analysis of respiratory sounds makes it possible to describe precisely the characteristic features and visualization of the sound (spectrogram). This can contribute to the creation of a pattern for certain illness groups, as well as improve the methods of teaching the auscultation of respiratory sounds, and the minimalisation of mistaken diagnoses.

Key words

respiratory sounds, COPD, analysis of sound signal, Fast Fourier Transform

