

ESTYMACJA MAP UKRWIENIA I NAPOWIETRZENIA PŁUC ZA POMOCĄ WĄSKOPASMOWEJ FILTRACJI DWUWYMIAROWYCH SYGNAŁÓW REZONANSU MAGNETYCZNEGO

ESTIMATION OF LUNG PERFUSION AND VENTILATION IMAGES BY NARROWBAND FILTERING OF 2D MR SIGNALS

Artur Wujcicki, Andrzej Materka*

Politechnika Łódzka, Instytut Elektroniki, Zakład Elektroniki Medycznej,
90-924 Łódź, ul. Wólczańska 211/215

* e-mail: amaterka@gmail.com

STRESZCZENIE

W pracy przedstawiono wyniki badań dotyczących estymacji map ukrwienia i napowietrzenia płuc człowieka na podstawie analizy sekwencji obrazów 2D rezonansu magnetycznego (RM). Wyniki omówiono na przykładzie obrazów RM płuc w pozycji koronalnej. Opracowano algorytm wyznaczania transmitancji wąskopasmowych filtrów użytych do rozdzielania informacji o ukrwieniu i napowietrzeniu płuc, w oparciu o analizę sekwencji obrazów RM. Zaproponowano ilościową miarę jakości estymowanych map ukrwienia i napowietrzenia.

Słowa kluczowe: perfuzja, wentylacja płuc, rezonans magnetyczny

ABSTRACT

The paper presents results of research on the estimation of lungs perfusion and ventilation by analysis of 2D magnetic resonance (MR) lung images sequence. The results are presented for lung images in coronal view. An algorithm based on an analysis of lung images sequence, for determining narrow band filters used to separate the perfusion and ventilation information, was elaborated. In this work, a quantitative measure of the quality of the estimated perfusion and ventilation was proposed.

Keywords: perfusion, lung ventilation, magnetic resonance

1. Wstęp

Mapy ukrwienia i napowietrzenia płuc stanowią ważne źródło informacji w diagnostyce zmian płucnych. Pozwalają określić te obszary płuc, w których na skutek zmian chorobowych ukrwienie jest zaburzone lub zanikło. Pozwalają również badać napowietrzenie płuc. Mapy ukrwienia wizualizują te obszary, w których istnieje przepływ krwi – zarówno przez tętnice, jak i przez drobne naczynia krwionośne. Przepływ krwi w jednostce czasu w określonej objętości tkanki nazywany jest perfuzją,

mierzoną w $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot 100 \text{ g}^{-1}$ [1]. Mapy napowietżenia płuc przedstawiają obszary, w których zachodzi wymiana gazowa podczas procesu oddychania. Mapy ukrwienia i napowietżenia są często nazywane obrazami funkcjonalnymi (czynnościowymi) płuc.

Obrazy funkcjonalne płuc są rejestrowane za pomocą takich technik obrazowania, jak tomografia komputerowa (CT), tomografia rezonansu magnetycznego (RM) lub pozytonowa tomografia emisyjna (PET) [2]. Ze względu na małą gęstość protonową płuc, wypełnionych w znacznej części powietrzem, obrazy płuc wykonywane techniką RM mają niski stosunek sygnału do szumu. Schorzenia płuc w kontekście obrazowania RM są podzielone na dwie grupy: zwiększające i zmniejszające gęstość protonową płuc [1]. Pierwsza grupa schorzeń jest łatwo rozpoznawalna w badaniu RM. Druga grupa schorzeń wymaga modyfikowania właściwości fizycznych krwi lub wdychanego powietrza, co pozwala na rejestrowanie obrazów funkcjonalnych płuc o akceptowalnej jakości obrazowania. W technice RM do rejestracji angiogramów jako środek cieniujący wykorzystuje się gadolin, podawany podczas badania. Inną techniką stosowaną do tworzenia map ukrwienia jest tzw. znakowanie spinów krwi tętniczej (ang. *Arterial Spin Labeling*, ASL) [1]. W metodzie tej jako endogeny środek kontrastujący służy woda znajdująca się w krwi tętniczej. W metodzie ASL zwykle są rejestrowane dwa obrazy: kontrolny i „znakowany”, utworzony w momencie wpłynięcia krwi będącej „kontrastem” do naczyń krwionośnych płuc. Wynikowy obraz jest różnicą obrazów kontrolnego i „znakowanego”. Zmiana objętości płuc wynikająca z procesu oddychania może doprowadzić do powstania artefaktów w obrazie wynikowym (różnicowym). Aby zminimalizować artefakty, moment akwizycji obrazów kontrolnego i „znakowanego” jest synchronizowany sygnałem EKG.

Mapy napowietżenia płuc w technice RM wykonuje się najczęściej z użyciem hiperspolaryzowanych gazów, takich jak ^3He lub ^{129}Xe , wdychanych podczas badania [1]. Obszary płuc, do których hiperspolaryzowany gaz nie dociera, są łatwo identyfikowalne w obrazach funkcjonalnych. Jedną z metod tworzenia map ukrwienia i napowietżenia płuc jest metoda FD MRI (ang. *Fourier Decomposition MRI*), oparta na analizie fourierowskiej sekwencji obrazów płuc wykonanych techniką RM [3]. Metoda FD MRI nie wymaga środków cieniujących. Proces oddychania podczas akwizycji sekwencji obrazów powoduje, że sygnał RM, odwzorowany jako jasność pikseli w obrazie płuc, zmienia się w czasie. Filtracja sygnałów powstałych w oparciu o zmiany jasności pikseli w sekwencji obrazów pozwala na utworzenie mapy ukrwienia (perfuzji) i napowietżenia (wentylacji) płuc. W pracy zaprezentowano filtry wąskopasmowe perfuzji i wentylacji o funkcji transmitancji wyznaczonej na podstawie informacji zawartej w sekwencji obrazów RM. W literaturze brak jest ilościowej miary pozwalającej na oszacowanie stopnia odseparowania sygnałów perfuzji od wentylacji w obrazach funkcjonalnych. Zaproponowana miara, wykorzystująca współczynnik informacji wzajemnej, służy ilościowej ocenie pary obrazów perfuzji i wentylacji, celem wybrania odpowiedniej funkcji transmitancji filtrów wąskopasmowych wentylacji i perfuzji.

2. Materiały i metody

Podczas oddychania, płuca cyklicznie zmniejszają i zwiększają swoją objętość, co powoduje cykliczne zmiany ich gęstości protonowej. W wyniku pompowania krwi przez serce, prędkość przepływu krwi w układzie krwionośnym zmienia się również okresowo. Sygnał RM woksela odpowiadającego przepływającej krwi zależy od prędkości przepływu krwi. Powyższe czynniki determinują zmiany jasności pikseli w sekwencji obrazów RM płuc, opisane wzorem (1) [3]:

$$R(x, y, t) = i_o + A_r \cos^6\left(\frac{\pi t}{\tau_r} - \varphi_r\right) + A_c \sin^4\left(\frac{\pi t}{\tau_c} - \varphi_c\right) \quad (1)$$

Składnik kosinusoidalny opisuje zmiany sygnału wentylacji, składnik sinusoidalny zmiany sygnału perfuzji dla współrzędnej (x, y) w obrazie płuc. Stałe A_r i A_c opisują udział składowych wentylacji i perfuzji w sygnale. Składnik i_o jest składową stałą sygnału, τ_r , φ_r oraz τ_c , φ_c opisują okres i fazę składowych, odpowiednio wentylacji i perfuzji. Teoretycznie, składowa wentylacji posiada

trzy harmoniczne, a składowa perfuzji dwie harmoniczne. Różne częstotliwości oddychania i tętna umożliwiają odseparowanie składowych wentylacji i perfuzji na drodze analizy widma sygnału $R(x,y,t)$. Wartość sygnału w mapie ukrwienia/napowietrzenia płuc w punkcie (x,y) jest obliczana jako wartość skuteczna sygnału będącego wynikiem filtracji sygnału $R(x,y,t)$ za pomocą filtra perfuzji/wentylacji. Pełen opis metody FD MRI można znaleźć w literaturze [3].

Ze względów technicznych, częstotliwość akwizycji obrazów płuc tworzących sekwencję jest ograniczona i wynosi typowo ok. 3,33 Hz. Może to spowodować aliasing drugiej harmonicznej sygnału perfuzji i zafałszowanie mapy napowietrzenia płuc. Istotnym problemem jest dopasowanie obrazów płuc z sekwencji do jednego, referencyjnego obrazu, wybranego z tej sekwencji. Dopasowanie obrazów zapewnia utworzenie poprawnych sygnałów $R(x,y,t)$, tzn. takich, dla których współrzędne (x,y) opisują ten sam fragment tkanki płucnej we wszystkich dopasowanych obrazach płuc. Dopiero po dopasowaniu obrazów, sygnały $R(x,y,t)$ filtruje się filtrami perfuzji/wentylacji. W niniejszej pracy, dopasowanie obrazów zostało wykonane algorytmem dopasowania typu *non-rigid*, opartym na rachunku wariacyjnym z użyciem lokalnej miary podobieństwa opartej na korelacji wzajemnej [4]. Minimalna liczba obrazów płuc w sekwencji nie jest ściśle określona, powinna być natomiast wystarczająca do wyznaczenia transmitancji filtrów perfuzji/wentylacji. Analizowane w pracy sekwencje obrazów płuc, użyte do utworzenia map ukrwienia i napowietrzenia składają się z 190 lub 90 obrazów płuc. W literaturze opisane są filtry bazujące na analizie fourierowskiej i falkowej. Pierwsze z nich przenoszą składowe o częstotliwości znalezionej na drodze analizy widma sygnałów $R(x,y,t)$ [3]. Podczas analizy pod uwagę brany jest cały obraz, tak więc obszar zawierający płuca, narządy poza płucami oraz tło obrazu. Sygnał $R(x,y,t)$ opisany wzorem (1) jest odpowiedni dla obszaru płuc, co oznacza, że znajdowanie składowych perfuzji/wentylacji oparte na sygnałach także spoza obszaru płuc może prowadzić do błędów. Nie bez znaczenia jest także użycie transformaty Fouriera zamiast transformaty Fouriera krótkookresowej (STFT), co może prowadzić do błędów analizy w przypadku, w którym sygnał $R(x,y,t)$ jest niestacjonarny. Skutki niestacjonarności sygnału zostały wyeliminowane w metodzie korzystającej z transformaty falkowej (ang. *Wavelet Analysis MRI*, WA MRI) [5]. W metodzie tej jasność pikseli w mapach ukrwienia/napowietrzenia płuc została określona jako odchylenie standardowe detali/aproksymacji sygnału $R(x,y,t)$. Mapa napowietrzenia jest zatem wartością skuteczną sygnału aproksymacji (składowa stała sygnału $R(x,y,t)$ nie jest brana pod uwagę, ponieważ nie zawiera informacji o perfuzji/wentylacji). Mapa napowietrzenia utworzona metodą WA MRI może zawierać składowe sygnału perfuzji powstałe w wyniku aliasingu drugiej harmonicznej perfuzji, która może się pojawić w widmie aproksymacji sygnału $R(x,y,t)$.

Zaproponowana metoda filtracji łączy analizę krótkookresową sygnału z redukcją pasma przepustowego filtrów wentylacji/perfuzji w celu ograniczenia możliwego aliasingu składowych perfuzji w mapie napowietrzenia płuc. Pasma przepustowe filtrów wentylacji/perfuzji jest oszacowane na podstawie tylko tych sygnałów $R(x,y,t)$, które znajdują się w obszarze płuc. Filtr przenosi bez tłumienia tylko pierwsze harmoniczne, odpowiednio sygnałów wentylacji i perfuzji. Zarówno transmitancja filtra perfuzji, jak i wentylacji jest wyznaczana w pełni automatycznie. Algorytm wyznaczania transmitancji filtrów jest podobny dla sygnałów wentylacji i perfuzji, różne są natomiast kryteria klasyfikacji składowych sygnału $R(x,y,t)$ jako składowych perfuzji lub wentylacji. Tak jak to zostało opisane wcześniej, sygnały $R(x,y,t)$ są utworzone z sekwencji dopasowanych obrazów płuc, dla każdej lokalizacji (x,y) w obrazie. Następnie jest usuwana składowa stała i_0 , która nie niesie żadnej informacji, pozwalającej rozdzielić sygnały perfuzji i wentylacji. Tak przygotowane sygnały są poddane transformacji STFT, której każde kolejne okno jest analizowane oddzielnie. Okna transformaty spełniające warunki odpowiednie dla widma składowych perfuzji/wentylacji są zapamiętywane. Po analizie wszystkich okien transformaty STFT dla wszystkich lokalizacji (x,y) , na podstawie widma zapamiętanych fragmentów sygnałów tworzony jest histogram występowania pierwszej harmonicznej perfuzji/wentylacji. Te częstotliwości, które pojawiają się w histogramie najczęściej, tworzą pasmo przepustowe filtra. Mapy ukrwienia/napowietrzenia, które powstały w wyniku filtracji filtrem o pasmie przepustowym zawierającym 90% najczęściej występujących w histogramie częstotliwości, zostały nazwane mapami podstawowymi, odpowiednio ukrwienia i napowietrzenia. Zastosowanie STFT i histogramu podstawowej harmonicznej sygnału perfuzji/wentylacji pozwoliło na utworzenie map ukrwienia/napowietrzenia dla niestacjonarnych

sygnałów $R(x,y,t)$. Podczas analizy widma fragmentów sygnałów powstałych przez okienkowanie na potrzeby STFT przyjęto założenie, że te fragmenty są stacjonarne. Inaczej mówiąc, widma okienkowanych sygnałów (po transformacji STFT) powinny mieć cechy widma sygnału $R(x,y,t)$. Dzięki takiemu założeniu, warunki określające przynależność analizowanego widma jako widma sygnału perfuzji/wentylacji są zdefiniowane poprzez właściwości sygnału $R(x,y,t)$, m.in. stosunek amplitud harmonicznym, liczba składowych harmonicznym. Szczegółowy opis właściwości sygnałów $R(x,y,t)$ użytych do klasyfikacji widma sygnału perfuzji/wentylacji, jest opisany w [6]. Algorytm wyznaczania transmitancji filtrów perfuzji/wentylacji wymaga określenia zakresu częstotliwości oddychania (np. 10–30 oddechów/min) oraz minimalnej częstotliwości bicia serca (np. 60 uderzeń serca/min). Po określeniu transmitancji filtrów następuje filtracja sygnałów $R(x,y,t)$ i powstają dwa sygnały: $R_C(x,y,t)$ – sygnał powstały z $R(x,y,t)$ po filtracji filtrem perfuzji oraz $R_R(x,y,t)$, po użyciu filtru wentylacji. Mapy ukrwienia otrzymywane są poprzez obliczenie wartości skutecznej sygnału $R_C(x,y,t)$ dla wszystkich współrzędnych (x,y) w obrazie; analogicznie są tworzone mapy napowietrzenia.

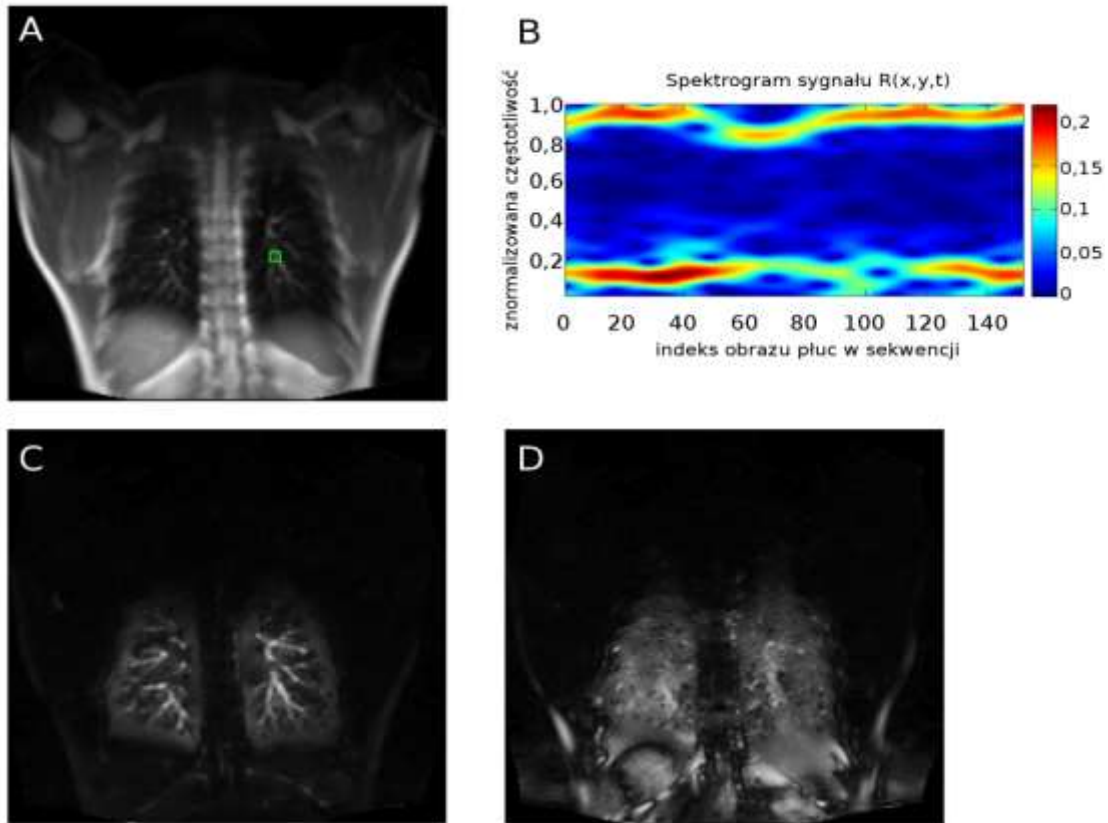
Ocena jakości powstałych map jest trudna. Poza użyciem fantomów, brak jest referencyjnej metody umożliwiającej jednoznacznie ocenę obrazów funkcjonalnych płuc. Z tego względu została zaproponowana miara pozwalająca na ocenę pary obrazów: mapy ukrwienia i napowietrzenia ze względu na zawartość informacji w obu obrazach. Ideą filtrów perfuzji i wentylacji jest rozdzielanie informacji perfuzji od wentylacji, zwłaszcza ze względu na możliwość przenikania składowej perfuzji do mapy wentylacji płuc. Zaproponowana miara to informacja wzajemna pomiędzy mapą ukrwienia i napowietrzenia, określona wzorem (2) [7]:

$$\begin{aligned}
 I(A, B) &= H(A) + H(B) - H(A, B) = \\
 &H(A) - H(A|B) = \\
 &H(B) - H(B|A)
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

gdzie $H(A)$ i $H(B)$ to entropia zmiennej A i B , $H(A,B)$ – entropia łączna, $H(A|B)$ i $H(B|A)$ entropie warunkowe, odpowiednio zmiennej A ze względu na B , oraz zmiennej B ze względu na A . W przypadku obrazów funkcjonalnych płuc zmienne A oraz B to mapy ukrwienia i napowietrzenia płuc. Wartość $I(A,B)$ powinna przyjmować jak najmniejszą wartość. W przypadku idealnego rozdzielania sygnałów perfuzji i wentylacji, wartość informacji wzajemnej może być większa od zera. Jest tak, ponieważ zaproponowana miara dotyczy całego obrazu funkcjonalnego, i nawet idealnie odseparowane sygnały perfuzji/wentylacji mogą być umiejscowione w tej samej lokalizacji w przestrzeni (wokselu). Z tego względu miara określona wzorem (2) powinna przyjmować jak najmniejsze wartości, przy zachowaniu użytecznej informacji zawartej w obrazach funkcjonalnych.

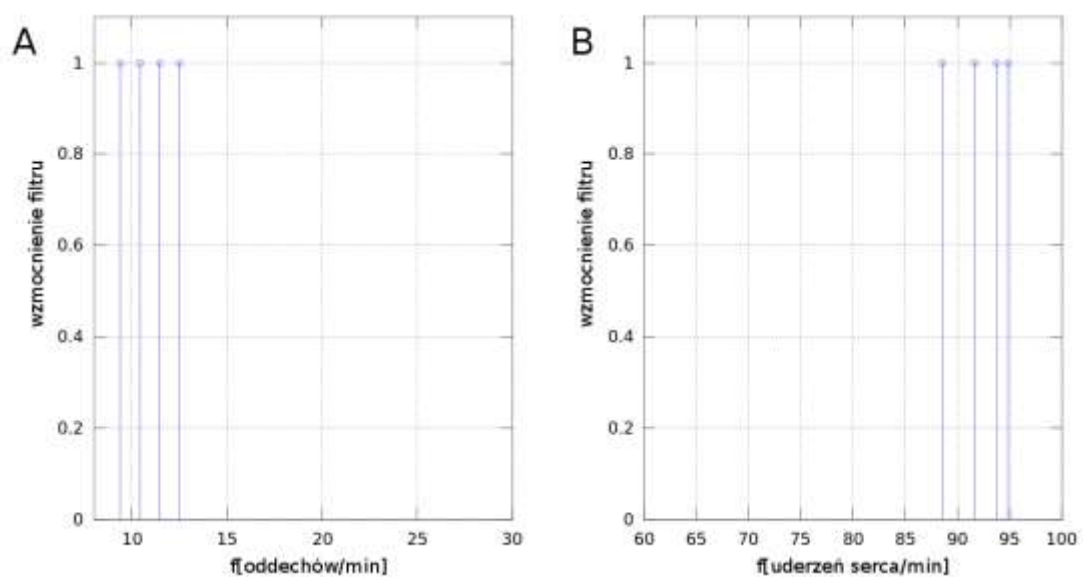
3. Wyniki i dyskusja

Mapy ukrwienia i napowietrzenia płuc w przekroju koronalnym zostały wyznaczone dla zdrowych pacjentów w wieku 23–28 lat. Założono, że pierwsza harmoniczna wentylacji ma wartość z zakresu 10–30 oddechów/min, a minimalna częstotliwość bicia serca wynosi 60 uderzeń serca/min. Przykładowe podstawowe mapy ukrwienia i napowietrzenia płuc, wraz ze spektrogramem sygnałów opisanych wzorem (1) są przedstawione na rysunku 1. Na rysunku 1B przedstawiono spektrogram sygnału $R(x,y,t)$ dla lokalizacji (x,y) zaznaczonej na rysunku 1A. Użyta szerokość okna transformaty STFT wynosi 40 próbek. Na spektrogramie jest widoczna zmienność częstotliwości perfuzji i wentylacji. Rysunek 1C oraz 1D przedstawia podstawowe mapy ukrwienia i napowietrzenia płuc. Pomimo braku referencyjnej, ilościowej metody określenia jakości obrazów funkcjonalnych, wydają się one nie zawierać artefaktów i wyglądają analogicznie do tych utworzonych metodą FD MRI [3].



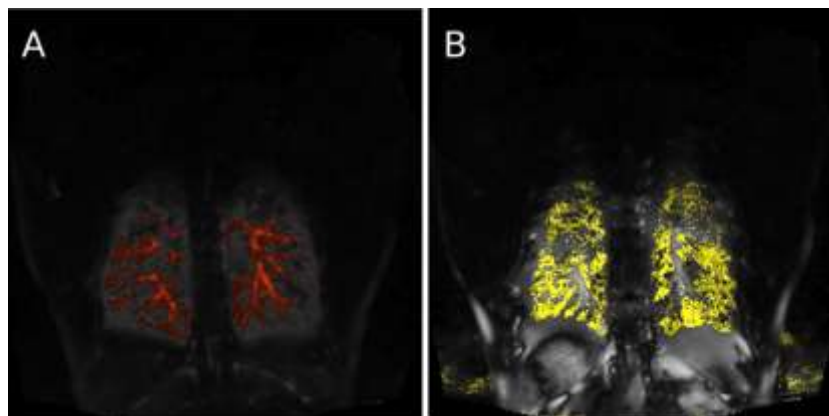
Rys. 1. (A) Dopasowany obraz płuc z sekwencji, z zaznaczoną lokalizacją, dla której wyznaczono spektrogram sygnału płuc (B). Częstotliwość przedstawiona na spektrogramie jest znormalizowana względem połowy częstotliwości próbkowania $f_s/2$, gdzie $f_s = 3,33$ Hz. Na rysunku (C) jest przedstawiona podstawowa mapa ukrwienia, (D) przedstawia podstawową mapę napowietżenia płuc

Transmitancja filtrów perfuzji i wentylacji dla przedstawionej sekwencji obrazów płuc zawiera tylko 4 częstotliwości, dla których nie ma tłumienia, co oznacza, że istnieje relatywnie niewielkie prawdopodobieństwo aliasingu składowej perfuzji w mapie napowietżenia. Transmitancja filtrów jest przedstawiona na rysunku 2.



Rys. 2. Transmitancja filtrów wentylacji (A) i perfuzji (B) dla podstawowych map napowietżenia i ukrwienia płuc, przedstawionych na rysunku 1. Częstotliwość jest wyskalowana w liczbie oddechów/min (filtr wentylacji), oraz liczbie uderzeń serca/min (filtr perfuzji)

Mapa lokalizacji, w których znalezione zostały sygnały perfuzji/wentylacji, i na podstawie których została określona transmitancja filtrów, jest przedstawiona na rysunku 3.



Rys. 3. (A) Mapa punktów (kolor czerwony) dla których zostały znalezione sygnały perfuzji, na tle podstawowej mapy perfuzji. (B) Mapa punktów (kolor żółty) dla których zostały znalezione sygnały wentylacji, na tle podstawowej mapy wentylacji

Większość znalezionych sygnałów znajduje się w obszarze płuc, w obszarach mięszu płucnego dla sygnałów wentylacji, i w obszarach naczyń krwionośnych dla sygnałów perfuzji. Biorąc pod uwagę, że transmitancja filtrów jest wyznaczana w oparciu o najczęściej pojawiające się próbki w wyznaczonym histogramie występowania pierwszej harmonicznej perfuzji/wentylacji, transmitancja wydaje się być wyznaczona poprawnie. Aby dodatkowo zmniejszyć prawdopodobieństwo wystąpienia artefaktów w mapie napowietrzania, spowodowanych aliasingiem drugiej harmonicznej perfuzji, pasmo przepustowe filtra wentylacji zostało zawężone do jednej i do dwóch najczęściej pojawiających się częstotliwości. Aby zasymulować metodę WA MRI, filtr wentylacji zastąpiono filtrem dolnoprzepustowym, o częstotliwości granicznej równej maksymalnej częstotliwości w pasmie przepustowym podstawowego filtra wentylacji. Informacja wzajemna pomiędzy podstawową mapą ukrwienia a mapami napowietrzania płuc utworzonymi różnymi filtrami wentylacji została przedstawiona w tabeli 1.

Tabela 1. Informacja wzajemna pomiędzy podstawową mapą ukrwienia a mapami napowietrzania płuc

Mapa napowietrzania płuc	Informacja wzajemna
Uzyskana filtrem dolnoprzepustowym	1,08
Podstawowym filtrem wentylacji	0,98
Filtrem o 2 częst. w pasmie przepustowym	0,82
Filtrem o 1 częst. w pasmie przepustowym	0,69

Aby ilościowo ocenić, jak zmniejsza się zawartość informacyjna mapy napowietrzania podczas zawężania pasma przepustowego filtra wentylacji, została obliczona informacja wzajemna pomiędzy mapą napowietrzania uzyskaną przy użyciu filtra dolnoprzepustowego, i przy użyciu zaproponowanych filtrów wąskopasmowych. Wyniki są przedstawione w tabeli 2.

Tabela 2. Informacja wzajemna pomiędzy mapą napowietrzania utworzoną z wykorzystaniem dolnoprzepustowego filtra wentylacji, a mapą napowietrzania utworzoną innymi filtrami

Mapa napowietrzania płuc	Informacja wzajemna
Mapa podstawowa	1,51
Utworzona filtrem o 2 częst. w pasmie przepustowym	1,28
Utworzona filtrem o 1 częst. w pasmie przepustowym	1,08

Wraz z zawężaniem pasma przepustowego filtra wentylacji, zmniejsza się ilość informacji pomiędzy mapami ukrwienia i napowietrzania płuc. Jest to wynik zgodny z oczekiwaniami. Należy

jednak zauważyć, że zawężanie pasma filtru wentylacji zmniejsza też zawartość informacyjną samej mapy napowietrzenia. Przy zawężaniu pasma przepustowego filtru należy więc zawsze ocenić czy mapa napowietrzenia jest poprawna pod względem zawartości szczegółów anatomicznych w obrazie. Zbyt duże zawężanie pasma może prowadzić do bardzo widocznej utraty informacji [6]. Podstawowy filtr wentylacji został oceniony jako kompromisowy pomiędzy jakością obrazów funkcjonalnych, a minimalizacją informacji wspólnej pomiędzy nimi [6]. Współczynnik korelacji Pearsona pomiędzy mapami napowietrzenia: podstawową i utworzoną filtrem dolnoprzepustowym, dla analizowanej sekwencji obrazów płuc wynosi $R = 0,963$. Tak duża korelacja wskazuje na to, że przedstawiona metoda z użyciem filtrów wąskopasmowych daje wyniki zgodne z metodą WA MRI, przy jednocześnie zmniejszonym prawdopodobieństwie utworzenia artefaktów wywołanych aliasingiem harmonicznego przepływu. Przykłady redukcji artefaktów są przedstawione w [6].

4. Podsumowanie

W artykule przedstawiono alternatywną metodę wyznaczania transmitancji filtrów składowych wentylacji i perfuzji dla metody FD MRI. Transmitancja filtrów jest wyznaczana automatycznie, na podstawie analizy sekwencji dopasowanych obrazów płuc. Dzięki zastosowaniu transformaty STFT, przedstawiona metoda może być użyta dla sygnałów $R(x,y,t)$ wykazujących niestacjonarność. Wprowadzenie ilościowej miary jakości pomiędzy obrazami funkcjonalnymi pozwala oszacować jak bardzo zawężanie pasma przepustowego filtru wentylacji może zmniejszyć ilość informacji o perfuzji w mapie napowietrzenia. Duża wartość współczynnika korelacji pomiędzy mapami napowietrzenia uzyskanymi filtrem dolnoprzepustowym (symulacja metody WA MRI), a zaproponowanym wąskopasmowym pozwala stwierdzić poprawność wyznaczania pasma przepustowego filtrów. Metoda została sprawdzona z użyciem sekwencji obrazów płuc utworzonej tylko dla zdrowych osób. Dalsze prace, z obrazami płuc osób chorych, pozwolą ocenić skuteczność metody do celów klinicznych. Przedstawiona metoda estymacji obrazów czynnościowych płuc powinna być także zweryfikowana użyciem odpowiedniego fantomu symulującego przepływ krwi oraz zmiany gęstości protonowej płuc podczas oddychania.

5. Podziękowania

Autorzy dziękują prof. Lotharowi Schadowi i Dominique'owi Corteville z Uniwersytetu Heidelberg w Mannheim za pomoc w przygotowaniu sekwencji obrazów płuc.

LITERATURA

- [1] H. Kauczor, A. Baert: *MRI of the Lung*, Springer, Heidelberg 2009.
- [2] D. Lipson, E. Van Beek: *Functional Lung Imaging*, Taylor & Francis Group, 2005.
- [3] G. Bauman, M. Puderbach, M. Deimling, V. Jellus, C. Chefd'hotel: *Non – contrast – enhanced perfusion and ventilation assessment of the human lung by means of Fourier decomposition in proton MRI*, Magnetic Resonance in Medicine, vol. 62, 2009, s. 656–664.
- [4] G. Hermosillo, C. Chefd'hotel, O. Faugeras: *Variational methods for multimodal image matching*, International Journal of Computer Vision, vol. 50, 2002, s. 329–343.
- [5] G. Bauman, J. Dinkel, M. Puderbach, L. Schad: *Time – resolved lung perfusion and ventilation – weighted MRI by wavelet analysis*, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., vol. 18, 2010, s. 2507.
- [6] A. Wujcicki, D. Corteville, A. Materka, L. Schad: *Perfusion and ventilation filter design for Fourier decomposition MR lung imaging*, Zeitschrift für Medizinische Physik, submitted.
- [7] F. Maes, D. Vandermeulen, P. Suetens: *Medical image registration using mutual information*, Proceedings of the IEEE, vol. 91, 2003, s. 1699–1722.

otrzymano / submitted: 28.02.2015
wersja poprawiona / revised version: 06.09.2015
zaakceptowano / accepted: 28.09.2015