

Zastosowanie uśredniania częstotliwościowego i przestrzennego przy estymacji tłumienia w tkance miękkiej

Z. Klimonda, J. Litniewski, A. Nowicki

Instytut Podstawowych Problemów Techniki, Polska Akademia, Nauk ul. Pawińskiego 5B; 02-106 Warszawa, Polska

e-mail: zklim@ippt.gov.pl

Streszczenie

Standardowe obrazy ultrasonograficzne przedstawiają rozkład zmian impedancji akustycznej wewnątrz tkanki. Możliwe jest jednak obrazowanie innych parametrów akustycznych. Takie parametryczne obrazy dostarczałyby dodatkowych informacji o stanie tkanki, przydatnych w diagnostyce. Zmiany wartości współczynnika tłumienia fali ultradźwiękowej często towarzyszą patologicznym zmianom struktury tkanki, np. nowotworom. Jedną z metod estymacji tłumienia jest metoda bazująca na przesunięciu częstotliwości średniej widma sygnału w czasie jego propagacji w tkance. Główną niedogodnością metody jest duża wariancja otrzymywanych estymat. W niniejszej pracy przedstawiono rezultaty zastosowania metod uśredniania przestrzennego i częstotliwościowego w celu polepszenia jakości otrzymywanych obrazów rozkładu tłumienia. Weryfikacje metod przeprowadzono w oparciu o dane symulacyjne i dane z fantomu tkankowego o stałej echogeniczności i zmiennym tłumieniu.

1. Wstęp

Ultrasonografia medyczna jest ważnym i powszechnie stosowanym narzędziem diagnostycznym. Zasada działania aparatu ultrasonograficznego jest w dużym uproszczeniu następująca: w tzw. głowicy znajdują się przetworniki piezoelektryczne, które pobudzone krótkim impulsem elektrycznym emitują impuls ultradźwiękowy w głąb tkanki. Impuls propagując się wewnątrz tkanki rozprasza się na niejednorodnościach strukturalnych i część energii ultradźwiękowej w postaci ech powraca do głowicy, gdzie zamieniana jest na sygnał elektryczny. Zakładając, że impuls propagował się po linii prostej, informacja o strukturze tkanki na drodze impulsu zakodowana jest w odebranych echach. Odebrane sygnały podlegają przetwarzaniu obejmującemu filtrację i detekcję obwiedni. Obwiednia sygnału odebranego po jednym nadaniu tworzy linię obrazu. Kolejne impulsy tworzą kolejne, sąsiadujące ze sobą linie. Obraz ultrasonograficzny składa się z wielu linii, z których każda jest zakodowaną w skali szarości amplitudą powracającego echa. W klasycznym obrazie ultrasonograficznym obrazowana jest zmiana impedancji akustycznej na granicach niejednorodności. Możliwe jest również obrazowanie innych parametrów. Takie parametryczne obrazy mogą zawierać informacje uzupełniające w stosunku do obrazów klasycznych i mogą ułatwić postawienie diagnozy przez lekarza. W Zakładzie Ultradźwięków Instytutu Podstawowych Problemów Techniki prowa-

dzone są badania, których celem jest opracowanie metody obrazowania tłumienia ultradźwięków w tkance na podstawie sygnałów rozproszonych wstecznie [1, 2]. Zainteresowanie tłumieniem wynika z doniesień literaturowych, z których wynika, że zmiany tłumienia towarzyszą różnego rodzaju patologicznym zmianom tkanki, takim jak marskość wątroby [3], lub nowotwory [4]. W tkankach miękkich na absorpcję mają wpływ głównie zjawiska relaksacyjne w strukturach białkowych. Można więc przyjąć, że praktycznie każde schorzenie z którym wiąże się zmiana białkowej struktury tkanki wpływa na wartość współczynnika tłumienia. Metoda przez nas rozwijana opiera się na śledzeniu zmian częstotliwości średniej widm odbieranych sygnałów, w zależności od głębokości z której pochodzą. Podstawowym problemem przy estymacji tłumienia jest duża wariancja otrzymywanych profili tłumienia, wynikająca z losowego charakteru sygnału rozproszonego. Skutkuje to niskim stosunkiem sygnału do szumu (SNR) na wyznaczonych parametrycznych mapach tłumienia. W celu polepszenia jakości uzyskiwanych obrazów zastosowano techniki uśredniania przestrzennego (spatial compounding – SC) i częstotliwościowego (frequency compounding – FC).

2. Podstawy teoretyczne

Tłumienie ultradźwięków w tkance miękkiej jest zależne od częstotliwości nadanego impulsu. Najczęściej przyjmuje się liniową zależność tłumienia od

częstotliwości [5]. Zależność ta powoduje silniejsze tłumienie wyższych częstotliwości w widmie odbieranego sygnału, co skutkuje przesunięciem częstotliwości średniej widma w stronę niższych częstotliwości (frequency shift). Zakładając liniowość tłumienia oraz widmo gaussowskie nadawanego impulsu, można wyprowadzić następujące wyrażenie łączące współczynnik tłumienia ze zmianami częstotliwości średniej widma sygnału wyznaczonego z sygnału odebranego przez głowicę odbiorczą [6]:

$$\alpha = -\frac{2}{\sigma^2} \frac{df}{dx} \quad (1)$$

gdzie α – współczynnik tłumienia, σ^2 – wariancja widma impulsu, f – częstotliwość średnia sygnału, x – droga.

Częstotliwość średnią sygnału wysokiej częstotliwości (radio frequency – RF) wyznaczana jest przy użyciu tzw. estymatora korelacyjnego (algorytmu IQ), stosowanego często w metodach dopplerowskich [7]. Na wyjściu estymatora otrzymywana jest linia obrazująca zmiany częstotliwości średniej wraz z głębokością. Linia częstotliwości charakteryzuje się bardzo dużą wariancją [8], co bezpośrednio przekłada się na wariancję estymaty tłumienia (równanie 1). Dlatego konieczne jest zastosowanie szeregu metod redukujących wariancję i wygładzających przebieg częstotliwości średniej.

Jako metodę wygładzenia linii częstotliwości zastosowano metodę analizy widma osobliwego (Singular Spectrum Analysis – SSA) [9]. Technika SSA w zastosowaniu do przebiegów czasowych polega na dekompozycji danego sygnału na szereg składowych. Składowe te można przypisać do jednej z trzech grup: trendu, składowej quasi-periodycznej i szumu. Stosowana jest najczęściej w problematyce wyznaczania trendu danych w obecności szumu, wygładzania oraz prognozowania i opiera się na metodach algebry liniowej. Jedną z cech rozkładu metodą SSA jest fakt, że jeśli w badanym ciągu obecny jest silny trend, można go estymować jako sumę kilku początkowych składowych zdekomponowanego sygnału wejściowego [10], a każda kolejna składowa wpływa na jego kształt w coraz mniejszym stopniu. W praktyce często do rekonstrukcji trendu można użyć jedynie pierwszej składowej i tak uczyniono w niniejszej pracy. Motywacją stojącą za wyborem metody SSA do przetwarzania danych częstotliwościowych jest jej odporność na wartości daleko odbiegające od trendu [11]. Ponadto stosując SSA nie trzeba znać parametrycznego modelu opisującego trend [10]. Jest to duża zaleta w sytuacji określania profilu tłumienia w niejednorodnym ośrodku takim jak tkanka.

Dodatkowo uśredniane są sąsiednie linie częstotliwości metodą średniej kroczącej (uśrednianie w kierunku prostopadłym do osi głowicy). Jako kolejne metody polepszenia jakości obrazu zaproponowano uśrednianie przestrzenne (SC) i częstotliwościowe

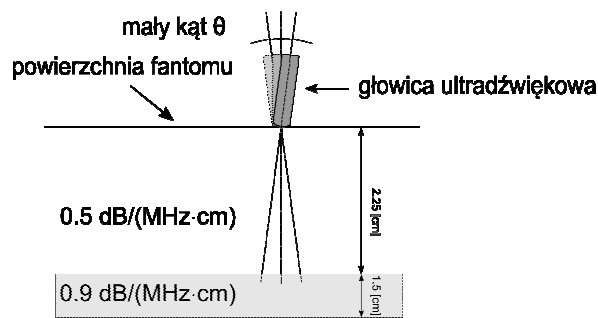
(FC). W niniejszej pracy uśrednianie przestrzenne polegało na zebraniu danych obrazowych z kilku płaszczyzn znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie obszaru obrazowanego, a następnie ich uśrednieniu. Uśrednianie częstotliwościowe polegało na wstępnej filtracji danych RF na kilka wąskich pasm i przetwarzaniu ich osobno. Na końcu otrzymane estymaty tłumienia pochodzące z przefiltrowanych sygnałów RF podlegały uśrednieniu.

3. Symulacja

Symulowane linie RF były generowane zgodnie z następującym schematem. Dla każdej linii generowano jednorodny, jednowymiarowy, przestrzenny rozkład rozpraszaczy wzdłuż linii o długości 5cm, przy założeniu tłumienia 0.5 (dB/MHz/cm). Rozkład amplitud rozpraszania był również jednorodny. Echo odebrane przez przetwornik było symulowane jako suma ech rozproszonych osobno na każdym rozpraszaczu, biorąc pod uwagę zmiany w fazie związane z położeniem rozpraszacza i zmiany widma związane z tłumieniem na drodze propagacji fali. Średnia liczba rozpraszaczy przypadająca na długość impulsu nadawczego wynosiła 60. Symulowano nadawanie impulsu o częstotliwości 4.44 MHz, obwiedni gaussowskiej i paśmie 80%. Każdą linię była generowano w oparciu o inny rozkład położenia i amplitud rozpraszaczy. Z każdej linii estymowano profil tłumienia bez i z uwzględnieniem techniki FC. Następnie podzielono linie na 7 grup po 10 linii i wyznaczono średni profil dla każdej grupy. Odpowiadało to opisanemu w punkcie 2 uśrednianiu w kierunku prostopadłym do osi głowicy. Następnie obliczono błąd względny jako stosunek standardowego odchylenia do wartości średniej profilu. Dla każdego średniego profilu błędy względne nieznacznie się od siebie różniły, dlatego wyznaczono wartość średnią względnego błęd dla profili uzyskanych bez i z zastosowaniem techniki FC. Rezultaty były następujące – dla linii przetwarzanych bez FC błąd względny wyniósł średnio 20%, podczas gdy dla linii przetwarzanych z FC błąd względny wyniósł średnio 13%. Do filtracji zastosowano filtry Butterwortha 4 rzędu. Szerokość pasma każdego filtra wynosiła 1 MHz. Każde pasmo było przesunięte względem sąsiedniego o 0.2 MHz.

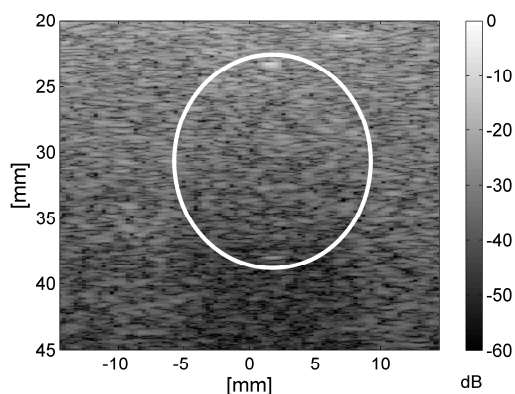
4. Pomiary

Pomiar wykonano przy użyciu ultrasonografu ULTRASONIX, zawierającego moduł badawczy umożliwiający rejestrację surowych danych RF. Zastosowano głowicę liniową o częstotliwości 7 MHz. Pomiary wykonano na fantomie tkankowym o tłumieniu 0.5 dB/(MHz·cm), zawierającym na głębokości 3 cm walec o tłumieniu 0.9 dB/(MHz·cm) i promieniu 1.5 cm. Płaszczyzna obrazowania była prostopadła do osi walca. Zmiana płaszczyzny obrazowania odbywała się przez zmianę kąta przyłożenia głowicy do powierzchni fantomu, jak pokazano na rysunku 1. Wykonano 21 skanów w zakresie $[-10^\circ, +10^\circ]$, ze zmianą kąta wynoszącą 1° .

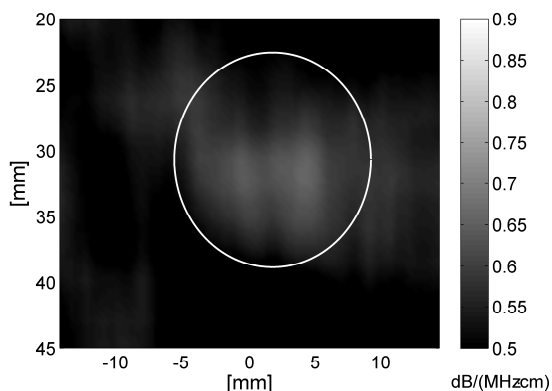


Rysunek 1. Zmiany płaszczyzny obrazowania w uśrednianiu przestrzennym.

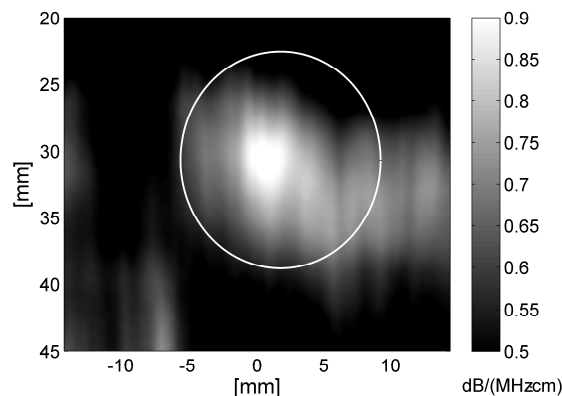
Dane obrazowe pochodzące z różnych płaszczyzn zostały uśrednione. Dodatkowo dane z każdej płaszczyzny były przetwarzane metodą FC. Podobnie jak w przypadku przetwarzania danych z symulacji do filtracji zastosowano filtry Butterwortha 4 rzędu. Szerokość pasma wszystkich filtrów wynosiła 1 MHz. Każde pasmo było przesunięte względem sąsiedniego o 0.5 MHz. Wyniki prezentowane są na rysunkach 2, 3 i 4.



Rysunek 2. Standardowy obraz B-mode.



Rysunek 3. Mapa tłumienia wygenerowana z użyciem techniki SC.



Rysunek 4. Mapa tłumienia wygenerowana z użyciem połączonych technik SC i FC.

Na rysunkach położenie walca oznaczono białym okręgiem. Rysunek 2 przedstawia standardowy obraz B-mode tłumiącego walca, z płaszczyzną obrazowania położoną prostopadle do osi walca. Walec jest praktycznie niewidoczny, ponieważ jego echogeniczność była taka jak echogeniczność ła. Jego obecność widoczna jest głównie dzięki niewielkiemu cieniowi akustycznemu, związanemu ze zwiększonym tłumieniem. Cień ten widoczny jest poniżej walca, od głębokości ok. 40 mm. Na rysunku 3 przedstawiona jest mapa tłumienia powstała z użyciem techniki SC. Widoczny jest obszar zwiększonego tłumienia w środku obrazka, co odpowiada położeniu walca. Rysunek 4 przedstawia mapę tłumienia powstałą z użyciem połączonych technik SC i FC. Tłumiący obszar jest wyraźniej widoczny.

5. Wnioski

Zarówno w badaniach symulacyjnych, jak i z użyciem danych pomiarowych, zastosowanie techniki FC pozytywnie wpłynęło na ostateczną estymatę tłumienia. W badaniach symulacyjnych technika FC zmniejszyła błąd względny o 7%. Badania z użyciem danych pomiarowych potwierdzają korzystny wpływ zastosowania techniki FC. Obszar zwiększonego tłumienia jest wyraźniejszy, a wartości bliższe nominalnemu tłumieniu fantomu podanemu przez producenta. Przedstawione wyniki mają charakter wstępny. Technika FC wydaje się obiecującym sposobem polepszenia estymowanych map tłumienia i w najbliższej przyszłości badania nad jej wykorzystaniem przy estymacji tłumienia będą kontynuowane.

Bibliografia

- [1] Klimonda Z., Litniewski J., Nowicki A. (2011). Synthetic Aperture Technique Applied to Tissue Attenuation Imaging. *Archives of Acoustics*, 36(4), 927-935.
- [2] Klimonda Z., Litniewski J., Nowicki A. (2010). Preliminary results of attenuation estimation from tissue backscatter using commercial ultrasonic scanner. *Hydroacoustics*, 6, 127-134.

- [3] Oosterveld B. J., Thijssen J. M., Hartman P. C., Romijn R. L., Rosenbusch G. J. (1991). Ultrasound attenuation and texture analysis of diffuse liver disease: methods and preliminary results. *Phys. Med. Biol.*, 36(8), 1039-1064.
- [4] Saijo Y., Sasaki H. (1996). High frequency acoustic properties of tumor tissue. In Dunn F., Tanaka M., Ohtsuki S., Saijo Y., editors, *Ultrasonic Tissue Characterization*, chapter 12, 217–229. Springer-Verlag, Tokyo.
- [5] Cobbold R. S. C. (2007). *Foundation of Biomedical Ultrasound*, Oxford University Press.
- [6] Klimonda Z., Litniewski J., Nowicki A. (2009). Spatial resolution of attenuation imaging. *Archives of Acoustics*, 34(4), 461-470.
- [7] Nowicki A. (1995), *Podstawy Ultrasonografii Dopplerowskiej*, PWN.
- [8] Ophir J., Ghouse M.A., Ferrari L.A. (1985). Attenuation estimation with the zero crossing technique: phantom studies, *Ultrasound Imaging*, 7, 122-132.
- [9] Golyandina N., Nekrutkin V., Ahigljavsky A. (2001). *Analysis of time Series Structure: SSA and related techniques*, Chapman & Hall/CRC.
- [10] Hassani H. (2007), Singular Spectrum Analysis: Methodology and Comparison, *Journal of Data Science*, 5, 239-257.
- [11] Alexandrov T. (2009), A method of trend extraction using Singular Spectrum Analysis, *REVSTAT – Statistical Journal*, 7(1), 1-22.