



ULTRADŹWIĘKOWA KAMERA TRANSMISYJNA

Ultrasonic Transmission Camera

Krzysztof J. Opiełiński, Tadeusz Gudra

Instytut Telekomunikacji i Akustyki Politechniki Wrocławskiej
krzysztof.opielinski@pwr.wroc.pl

STRESZCZENIE

W pracy przedstawiono metodę wizualizacji struktury wewnętrznej obiektu na podstawie informacji zawartej bezpośrednio w impulsach ultradźwiękowych przepuszczonych przez ten obiekt w układzie rzutów ortogonalnych. Ze względu na zastosowanie metody transmisyjnej uzyskuje się dwukrotnie większy poziom amplitudy ultradźwiękowych impulsów odbiorczych w porównaniu z metodą echa. Obrazowaniu może tu ponadto podlegać jednocześnie kilka parametrów akustycznych wyznaczanych komputerowo na podstawie informacji zawartej bezpośrednio w impulsach ultradźwiękowych przepuszczonych przez strukturę (np. amplituda, czas przejścia, zmiana częstotliwości środkowej, widmo impulsu odbiorczego). Umożliwia to uzyskanie kilku różnych obrazów projekcyjnych, z których każdy charakteryzuje inne cechy struktury. Taka kompleksowa charakterystyka może mieć kapitalne znaczenie np. przy wykrywaniu i diagnozowaniu zmian nowotworowych w tkankach. Wykorzystując symulację komputerową i rzeczywiste pomiary, przeanalizowano dokładność otrzymanych w ten sposób obrazów oraz możliwości zastosowania ultradźwiękowej kamery transmisyjnej do wizualizacji struktur biologicznych.

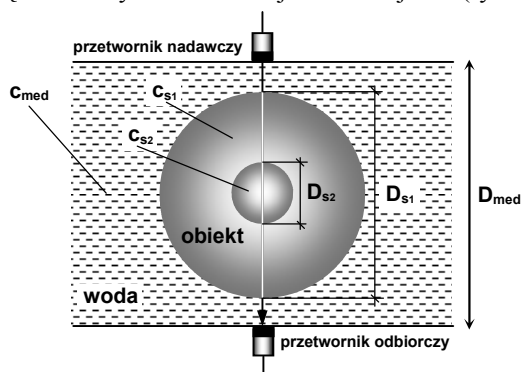
1. WPROWADZENIE

Ultradźwiękowa technika zobrazowań pełni coraz istotniejszą rolę w dziedzinie diagnostyki medycznej. W większości zastosowań wykorzystywane są tu metody echograficzne (ultrasonografia, mikroskopia ultradźwiękowa). Za pomocą takich pomiarów konstruowany jest obraz przedstawiający zmiany współczynnika odbicia we wnętrzu badanej struktury. W niniejszej pracy podjęto próbę wykorzystania informacji zawartej w impulsach ultradźwiękowych przenikających przez obiekt w celu tworzenia obrazów przedstawiających rzut (projekcję) badanej struktury [4] w postaci rozkładu średnich wartości mierzonego parametru akustycznego, dla jednej lub kilku płaszczyzn prostopadłych do kierunku padania fal ultradźwiękowych (analogicznie jak w rentgenografii). Zaletą metody transmisyjnej jest dwukrotnie większy poziom amplitudy ultradźwiękowych impulsów odbiorczych w porównaniu z metodą echa. Obrazowaniu może tu ponadto podlegać jednocześnie kilka parametrów akustycznych wyznaczanych komputerowo na podstawie informacji zawartej bezpośrednio w impulsach ultradźwiękowych przepuszczonych przez strukturę (np. amplituda, czas przejścia, zmiana częstotliwości środkowej, widmo impulsu odbiorczego),

co pozwala na jednoczesne tworzenie kilku różnych obrazów projekcyjnych, z których każdy charakteryzuje inne cechy struktury. Ze względu na możliwość uzyskiwania obrazów w czasie pseudo-rzeczywistym (np. ze stałym opóźnieniem wynikającym z konieczności buforowania i przetwarzania danych), urządzenie wykorzystujące tę metodę nazwano ultradźwiękową kamerą transmisyjną (UTC) [1]. Problemem tym zajmują się w świecie nieliczne ośrodki, a laboratoryjnych stanowisk badawczych pozwalających na wizualizację struktur biologicznych w czasie pseudo-rzeczywistym za pomocą UTC jest zaledwie kilka [1]. Ponadto publikacje na ten temat dotyczą przede wszystkim budowy urządzeń projekcyjnych w oderwaniu od analizy jakości, dokładności i rozdzielczości zobrazowania oraz sposobów jego interpretacji [4], co jest niezwykle istotne pod kątem zastosowań medycznych. W większości opracowań, parametrem projekcyjnym jest amplituda sygnału, a nie jego czas przejścia, który wydaje się bardziej atrakcyjny ze względu na prostotę i dokładność pomiaru. W niniejszej pracy, wykorzystując symulację komputerową i rzeczywiste pomiary, przeanalizowano dokładność obrazów otrzymanych na podstawie wizualizacji rozkładu średnich wartości prędkości dźwięku oraz możliwości zastosowania UTC do wizualizacji struktur biologicznych, a w szczególności do diagnozowania wczesnych zmian nowotworowych sutka piersi kobiet.

2. OBLICZENIA I POMIARY

Za pomocą specjalnie opracowanego oprogramowania dokonano symulacji rozkładu lokalnych wartości prędkości propagacji fali ultradźwiękowej we wnętrzu wielu różnych obiektów 3D o jednorodnej i niejednorodnej strukturze wewnętrznej, zanurzonych w wodzie. Następnie, dla różnych płaszczyzn projekcji obliczono transformaty Radona w postaci rozkładów wartości średnich w geometrii rzutów równoległopromieniowych [2]. Uzyskane obrazy projekcyjne przedstawiono w pracy [4]. Na podstawie uzyskanych wyników, w niniejszej pracy przeanalizowano rozdzielczość wizualizacji minimalnych zmian lokalnych wartości prędkości dźwięku w postaci zmian wartości średnich. Szczegółową analizę przeprowadzono na prędkościowym modelu niejednorodnej kuli (rys. 1).



Rys.1. Prędkościowy model niejednorodnej kuli.

Model jest kulą o średnicy D_{s1} i prędkości dźwięku $c_{s1} = 1500$ m/s (średnia prędkość w tkankach) zawierającą kulistą niejednorodność o średnicy D_{s2} i prędkości dźwięku c_{s2} . Prędkość dźwięku w wodzie założono $c_{med} = 1482.38$ m/s (dla 20°C), a odległość pomiędzy

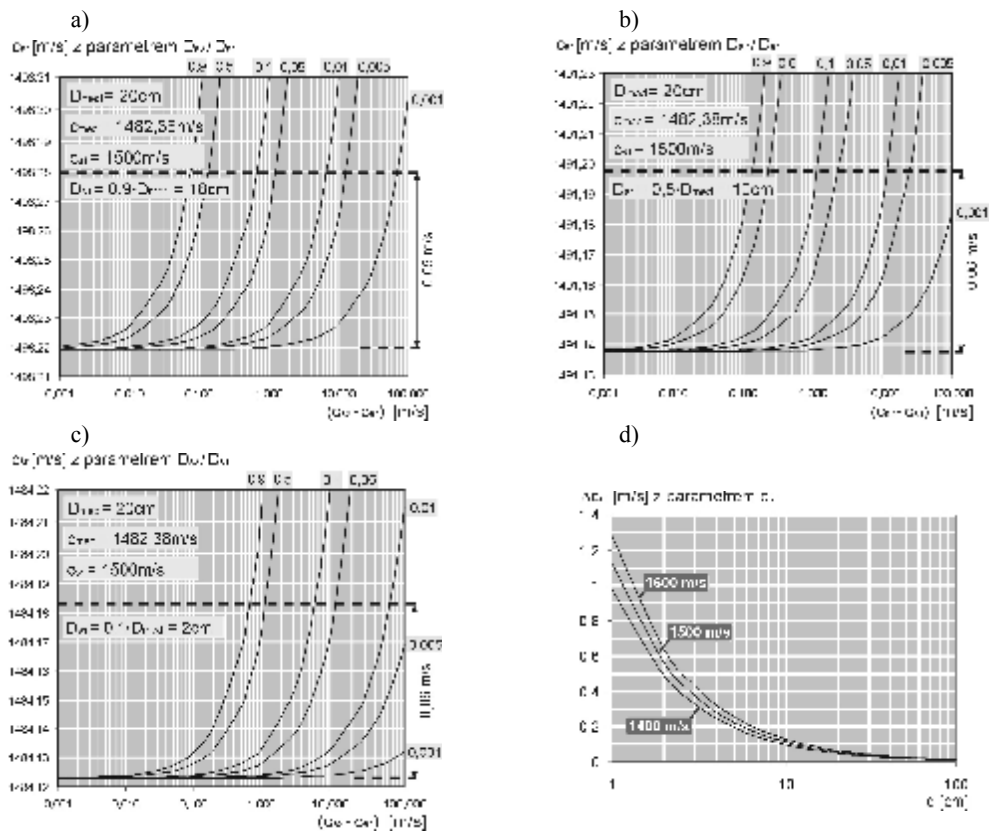
powierzchnią przetwornika nadawczego i odbiorczego $D_{med} = 20$ cm. Średnią prędkość dźwięku (projekcję) pomiędzy powierzchnią nadajnika a odbiornika wyznaczano ze wzoru:

$$c_{sr} = \frac{D_{med} c_{med} c_{s_1} c_{s_2}}{c_{s_1} c_{s_2} (D_{med} - D_{s_1}) + c_{med} c_{s_2} (D_{s_1} - D_{s_2}) + c_{med} c_{s_1} D_{s_2}} \quad (1)$$

Na rys. 2a, 2b i 2c przedstawiono zależności średniej prędkości dźwięku wyznaczonej za pomocą wzoru (1) od różnicy prędkości w niejednorodności i jej otoczeniu (rys.1) dla 7 różnych stosunków ich średnic (0.001, 0.005, 0.01, 0.05, 0.1, 0.5, 0.9) oraz trzech stosunków średnicy kuli do odległości pomiędzy przetwornikami (0.9, 0.5, 0.1). Zakładając, że średnia prędkość dźwięku (projekcja) mierzona jest poprzez cyfrowy pomiar czasu przejścia z częstotliwością próbkowania f_p , w zależności od odległości pomiędzy powierzchnią przetwornika nadawczego i odbiorczego oraz w zależności od wartości mierzonej prędkości średniej, uzyskujemy rozdzielczość pomiaru przedstawioną za pomocą wzoru 2 (rys.2d):

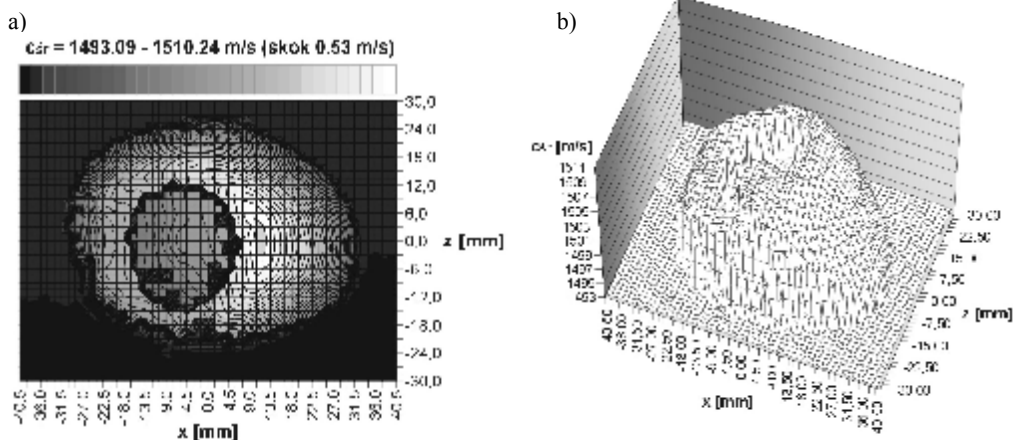
$$\Delta c_{sr} = \frac{D_{med}}{D_{med}/c_{sr} - 1/f_p} - c_{sr} \quad (2)$$

Dla $D_{med}=20$ cm, $f_p=200$ MHz, $c_{sr}=1500$ m/s, rozdzielczość $\Delta c_{sr}=0.056252$ m/s ≈ 0.06 m/s.



Rys.2. Zależność c_{sr} od $(c_{s2} - c_{s1})$ z parametrem D_{s2}/D_{s1} (wzór 1) dla różnych stosunków $D_{s1}/D_{med} = 0.9$ (a), 0.5 (b), 0.1 (c) oraz zależność Δc_{sr} od D_{med} (wzór 2) dla różnych wartości c_{sr} (d).

Na rys.3 przedstawiono przykładowy projekcyjny obraz jaja kurzego ugotowanego na twardo i pozbawionego skorupki, w postaci rozkładu średnich wartości prędkości dźwięku zmierzonych na odpowiednio zmodyfikowanym stanowisku badawczym do UTT [4].



Rys.3. Ultradźwiękowy obraz rozkładu średnich wartości prędkości dźwięku w rzucie dla jaja kurzego ugotowanego na twardo i pozbawionego skorupki: a) warstwowy, b) pseudo-trójwymiarowy.

3. WNIOSKI

Za pomocą projekcyjnego obrazu rozkładu średnich wartości prędkości dźwięku struktury biologicznej ($c \approx 1500$ m/s) możliwe jest rozpoznawanie różnic wartości lokalnych (rys.3); rozdzielczość detekcji różnicy lokalnych wartości prędkości dźwięku w niejednorodności i jej otoczeniu mocno zależy od stosunku ich wymiarów oraz od stosunku wymiaru badanego obiektu w osi przetworników ultradźwiękowych nadawczego i odbiorczego do odległości pomiędzy nimi (im mniejsze stosunki tym gorsza rozdzielczość – rys.2a,b,c). W celu wykrywania różnic lokalnych wartości prędkości dźwięku co najmniej 1 m/s (zmiany nowotworowe) za pomocą UTC w obiektach o rozmiarach około 10-20 cm (sutki piersi kobiet), możliwe wydaje się wizualizowanie niejednorodności o rozmiarach nie mniejszych niż około 5-10 mm (rys.2a). Opracowanie ultradźwiękowej kamery transmisyjnej działającej w czasie pseudo-rzeczywistym z możliwością skanowania obiektu z wielu kierunków pozwala na uzyskiwanie zarówno obrazów projekcyjnych jak i rekonstrukcję ilościowych, ultradźwiękowych obrazów tomograficznych o dużo lepszej dokładności [3].

LITERATURA

1. H.ERMERT, O.KEITMANN, R.OPPELT, B.GRANZ, A.PESAVENTO, M.VESTER, B.TILLIG, V.SANDER, A New Concept For A Real-Time Ultrasound Transmission Camera, IEEE Ultrasonics Symp. Proc., San Juan, Puerto Rico 2000, 1611-1614.
2. A.C.KAK, M.SLANEY, Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, New York 1988.
3. K.J.OPIELIŃSKI, T.GUDRA, Three-dimensional reconstruction of biological objects' internal structure heterogeneity from the set of ultrasonic tomograms, Ultrasonics, **42** (1-9), 705-711 (2004).
4. K.J.OPIELIŃSKI, T.GUDRA, Biological Structure Imaging by Means of Ultrasonic Projection, Structures – Waves – Human Health, **XIII** (2), 97-106 (2004).