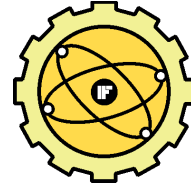




POLSKIE TOWARZYSTWO AKUSTYCZNE



KOMITET AKUSTYKI PAN



INSTYTUT FIZYKI POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ

57. Otwarte Seminarium z Akustyki

Metoda przerzedzania danych dla algorytmu syntetycznej apertury nadawczej

Piotr KARWAT, Ziemowit KLIMONDA, Michał SĘKLEWSKI,
Marcin LEWANDOWSKI, Andrzej NOWICKI
Instytut Podstawowych Problemów Techniki Polskiej Akademii Nauk
ul. Pawińskiego 5B, 02-106 Warszawa
e-mail: pkarwat@ippt.gov.pl

Streszczenie

Metody ultradźwiękowego obrazowania struktur wewnętrznych człowieka są nieustannie ulepszone. Opracowywane są nowe algorytmy umożliwiające poprawę niektórych parametrów wynikowych. Przykładem jest metoda syntetycznej apertury (SA), która pozwala wyświetlać obrazy o wysokiej rozdzielczości z większą częstotliwością niż standardowa metoda formowania wiązki.

Ograniczeniem metody SA jest większa złożoność obliczeniowa, która przy znacznej ilości danych może uniemożliwić osiągnięcie pożądanej szybkości rekonstrukcji. Problem ten można ominąć rezygnując z części zarejestrowanych sygnałów. Wiąże się to oczywiście z pogorszeniem jakości obrazowania, jednak przy odpowiedniej technice przerzedzania danych degradacja obrazu jest niewielka.

Proponowany sposób przerzedzania ma zastosowanie w metodzie syntetycznej apertury nadawczej (STA) i opiera się na założeniu, że sygnał uzyskany za pomocą dowolnej pary przetworników jest taki sam niezależnie od tego, który z przetworników nadawał, a który odbierał. W tej sytuacji można pominąć blisko połowę zapisanych danych i wciąż możliwe będzie zrekonstruowanie obrazu w poprzedniej jakości.

Na podstawie prezentowanych wyników symulacji oraz pomiarów na fantomach nitkowym i tkankowym wykazano, że stosując opisaną technikę przerzedzania można zmniejszyć o połowę ilość danych przy zachowaniu rozdzielczości i nieznacznym spadku parametru SNR oraz kontrastu rekonstruowanych obrazów.

1. WSTĘP

Metoda syntetycznej apertury (SA) powstała z myślą o zastosowaniach w technice radarowej (SAR - Synthetic Aperture Radar). Zalety tej metody sprawiają jednak, że zaczyna być z powodzeniem stosowana w wielu innych dziedzinach, między innymi w ultrasonografii medycznej.

W standardowej metodzie beamformingu (formowania wiązki) wysoka rozdzielczość obrazu uzyskiwana jest tylko w najbliższym sąsiedztwie ogniska wiązki ultradźwiękowej. Aby zdolność rozdzielcza była zadowalająca na całej głębokości penetracji wiązki, wykonuje się więcej nadań zmieniając głębokość położenia ogniska. Zwiększona liczba cykli nadawczo-odbiorczych wydłuża czas uzyskania pojedynczego obrazu a zatem lepsza rozdzielczość uzyskana jest kosztem zmniejszenia częstotliwości odświeżania obrazu.

W metodzie syntetycznej apertury nadawczej (STA - Synthetic Transmit Aperture) [5] pojedyncze przetworniki

nadają falę rozbieżną. Ogniskowanie nadawcze realizowane jest dynamicznie w procesie przetwarzania odebranego sygnału. Metodą dobierania odpowiednich opóźnień można ogniskować wiązkę nadawczą w dowolnym miejscu, dzięki czemu zdolność rozdzielcza jest wysoka w każdym punkcie obrazu.

Niestety dodatkowe ogniskowanie dynamiczne wiązki nadawanej znacznie zwiększa stopień złożoności obliczeniowej algorytmu STA. Duża ilość danych do przetworzenia oraz złożoność obliczeniowa mogą sprawić, że proces rekonstrukcji nie będzie nadążał za kolejnymi transmisjami. W celu odciążenia pamięci i układów logicznych można części danych nie rejestrować lub je zignorować podczas przetwarzania sygnałów. Takie przerzedzenie w oczywisty sposób zmniejsza liczbę informacji, którymi dysponujemy, a zatem pogarsza jakość obrazów. Jeśli jednak dane wybierze się w przemyślany sposób, to pogorszenie parametrów obrazowania może

okazać się akceptowalne.

Zagadnieniu redukcji danych poświęcono wiele prac naukowych. Porównywane były różne techniki [1-3] takie jak przerzedzanie regularne, vernierowskie i losowe. Podejmowano próby optymalizacyjne wykorzystujące pojęcie apertury efektywnej [1-4]. Rozważane było także zagadnienie przerzedzania dla przypadku głowic 2-wymiarowych [2,3].

W wymienionych pracach główny nacisk położono na uzyskanie możliwie najkorzystniejszego kształtu apertury efektywnej co pozwalało na zminimalizowanie wpływu wiązek bocznych powstających w wyniku odrzucenia części danych.

Proponowany przez nas schemat przerzedzania opiera się na założeniu, że część danych się powtarza i te właśnie dane mogą zostać pominięte bez istotnej szkody dla rekonstruowanego obrazu.

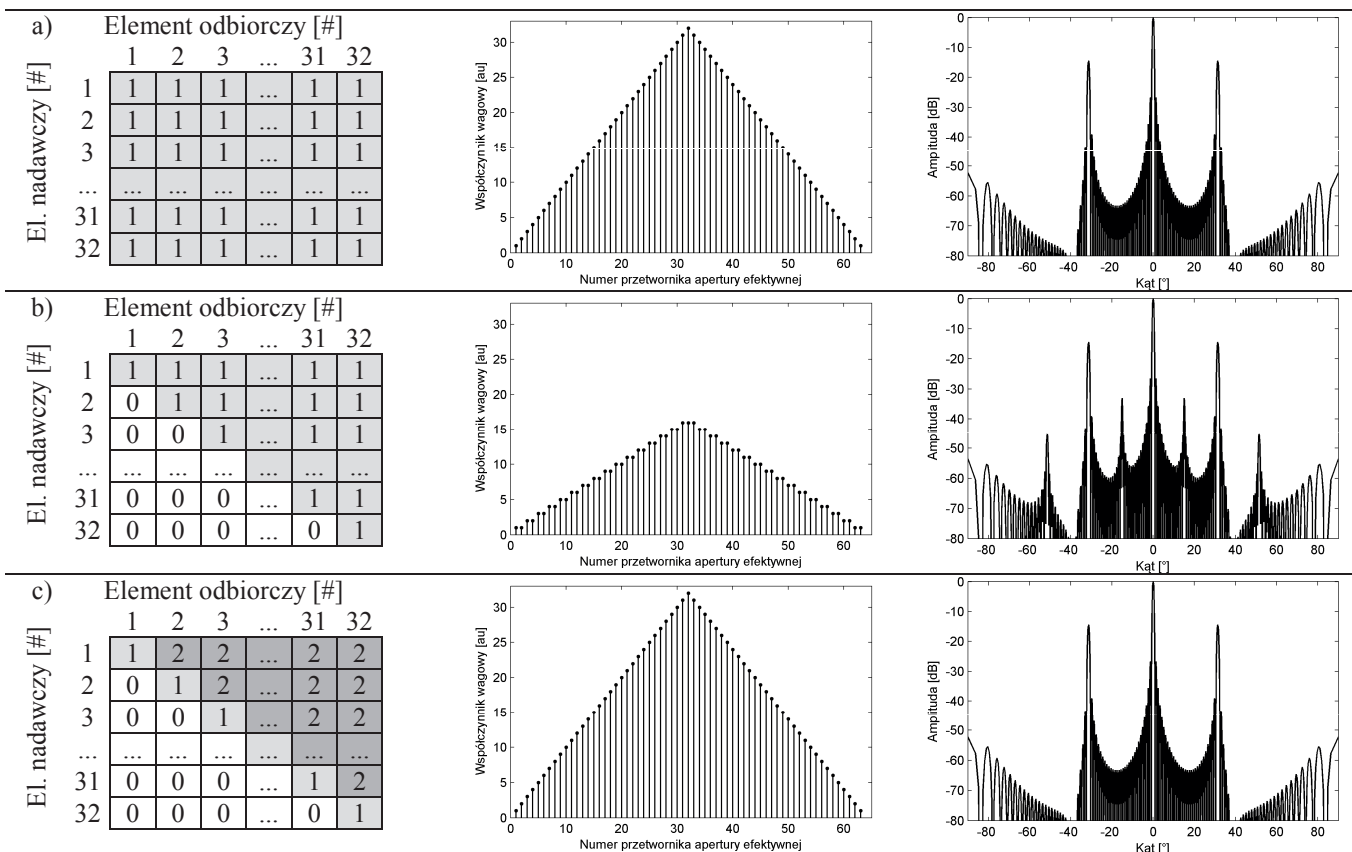
2. TEORIA

Podstawą dla opisywanej metody przerzedzania jest przybliżenie Borna, które zakłada, że fala ulega jedynie

pojedynczemu rozproszeniu w badanym obiekcie. Wykluczenie wielokrotnych interakcji fali ultradźwiękowej, dodatkowe uproszczenie polegające na pominięciu szumów oraz założenie liniowości ośrodka pozwalają stwierdzić, że sygnał uzyskany za pomocą dowolnej pary przetworników jest identyczny niezależnie od tego, który z przetworników nadawał, a który odbierał. Można to opisać równaniem:

$$p_{m,n}(t) = p_{n,m}(t), \quad (1)$$

gdzie $p_{m,n}(t)$ jest sygnałem odebrany przez przetwornik n przy nadaniu przetwornikiem m , a $p_{n,m}(t)$ jest sygnałem odebrany przez przetwornik m przy nadaniu przetwornikiem n . W tej sytuacji powtarzające się sygnały można usunąć bez szkody dla rekonstruowanego obrazu. Odpowiada to wyzerowaniu sygnałów powyżej lub poniżej głównej przekątnej schematu nadawczo-odbiorczego (Rys. 1b).



Rys. 1. Schematy nadawczo-odbiorcze (po lewej), apertury efektywne (w środku) oraz kształty wiązek nadawczo-odbiorczej (po prawej) dla algorytmu STA: a) zwykły STA, b) przerzedzony STA, c) przerzedzony STA z kompensacją apertury efektywnej. Głowica liniowa 32-elementowa z przetwornikami o szerokości 0,4 mm i odstępnie 0,48 mm pomiędzy środkami przetworników, częstotliwość średnia nadawanej fali równa 6 MHz, prędkość fali w ośrodku równa 1500 m/s

Rysunek 1a przedstawia klasyczny schemat STA – przetworniki nadają pojedynczo, a po każdym nadaniu następuje odbiór wszystkimi elementami głowicy. Apertura efektywna dla ww. schematu ma kształt trójkąta. Dla odstępnie między przetwornikami głowicy równego 0,48 mm,

częstotliwości nadawczej równej 6 MHz oraz prędkości rozchodzenia się fali w ośrodku równej 1500 m/s wiązki boczne występują na kierunkach $\pm 31,5^\circ$. Pominięcie części sygnału (Rys. 1b) leżącej poniżej głównej przekątnej schematu nadawczo-odbiorczego skutkuje schodkowym

charakterem funkcji apertury efektywnej. Przekłada się to na powstanie kolejnych wiązek bocznych na kierunkach $\pm 15^\circ$ oraz $\pm 51,5^\circ$. Efekt ten może zostać skutecznie wyeliminowany poprzez dwukrotne zwiększenie wagi sygnałów powyżej głównej przekątnej schematu nadawczo-odbiorczego (Rys. 1c). Wtedy kształt apertury efektywnej, a więc także wiązki nadawczo-odbiorczej, powraca do stanu sprzed przerzedzania.

Należy zaznaczyć, że przedstawiony na rys. 1c schemat ma jedynie charakter ideowy. Sens jego praktycznego zastosowania jest wątpliwy, gdyż dla pierwszych akwizycji nie zostaje osiągnięty cel przerzedzania, którym jest zmniejszenie obciążenia obliczeniowego. Rozwiązanie tego problemu jest jednak proste i polega na zastąpieniu części sygnałów $p_{m,n}$ sygnałami $p_{n,m}$ w taki sposób, aby w każdym wierszu tabeli nadawczo odbiorczej była możliwie jednakowa liczba niezerowych elementów.

Tab. 1. Przykładowy przerzedzony schemat nadawczo-odbiorczy zapewniający równomierne obciążenie obliczeniowe

		Element nadawczy [#]							
		1	2	3	4	...	30	31	32
Element odbiorczy [#]	1	1	0	2	0	...	0	2	0
	2	2	1	0	2	...	2	0	2
	3	0	2	1	0	...	0	2	0
	4	2	0	2	1	...	2	0	2

	30	2	0	2	0	...	1	0	2
	31	0	2	0	2	...	2	1	0
	32	2	0	2	0	...	0	2	1

3. POMIARY

Analiza prezentowanego sposobu przerzedzania obejmowała badania symulacyjne oraz laboratoryjne. W ramach symulacji zamodelowano liniowy szysk 32 punktowych źródeł z odstępem (pitch) równym 0,48 mm, emitujących impulsy o częstotliwości środkowej 6 MHz. Zgodnie ze schematem STA przeprowadzono symulowaną akwizycję ech ultradźwiękowych pochodzących od punkowego elementu rozpraszającego zanurzonego w wodzie w odległości 20 mm od głowicy. Symulacja polegała na wprowadzeniu odpowiednich opóźnień do sygnału nadawanego. Rekonstrukcję obrazów przeprowadzono z wykorzystaniem sygnałów pozbawionych szumu oraz zaszumionych.

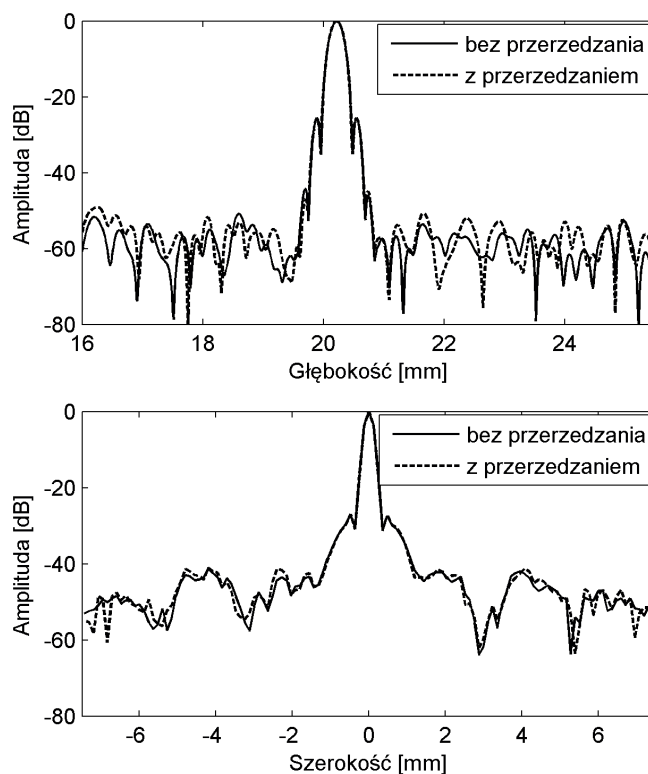
Dalsza analiza opierała się na badaniach rzeczywistych. W celu uzyskania sygnałów wykorzystano układ beamformera SG3 firmy ECHOSON z liniową głowicą LA510 (pitch = 0,48 mm) oraz programowalne urządzenie do akwizycji zaprojektowane i wykonane w Zakładzie Ultradźwięków IPPT PAN. Za pomocą powyższego układu przeprowadzano akwizycję wg. schematu STA dla głowicy 32-elementowej stosując impulsy o częstotliwości środkowej równej 6 MHz.

Jako obrazowane obiekty zastosowano fantomy nitkowy oraz tkankowy. Fantom nitkowy zawierał stalową nici o średnicy 0,2 mm, zanurzoną w wodzie destylowanej w odległości ok. 20 mm od głowicy. Wzorec tkankowy firmy DFS model 571 zawierał cysty wypełnione substancją o niskiej echogeniczności.

4. WYNIKI

Rekonstrukcja obrazów z niezaszumionych sygnałów symulowanych dawała jednakowe wyniki niezależnie od tego, czy dane były pełne (Rys. 1a) czy przerzedzane wg schematu z rys. 1c lub tab. 1. Doświadczenie potwierdziło słuszność rozumowania leżącego u podstaw prezentowanej metody przerzedzania.

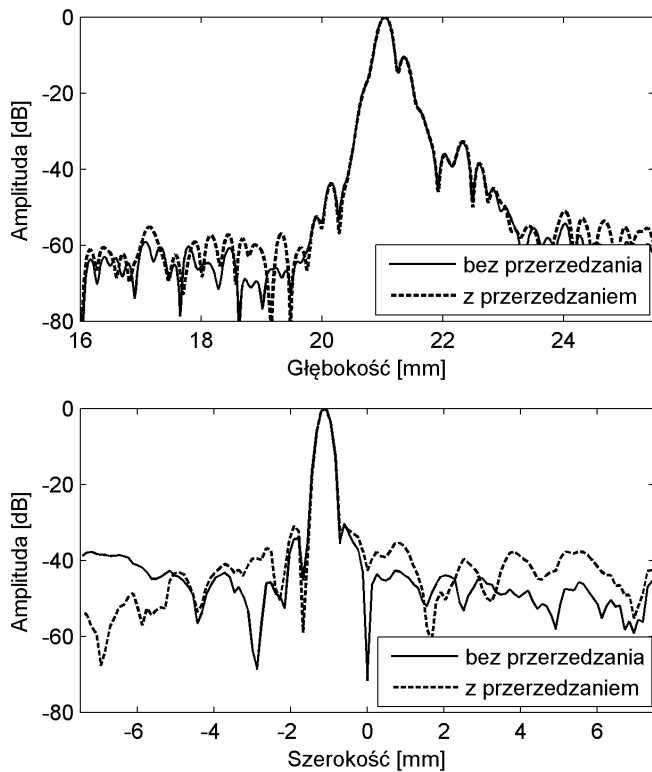
Dodanie szumu do danych symulacyjnych skutkowało powstaniem różnicy w wartościach parametru SNR, który po przerzedzeniu danych, zgodnie z teorią sygnałów, zmalał o 3 dB. Zdolność rozdzielcza nie uległa zmianie (Rys. 2).



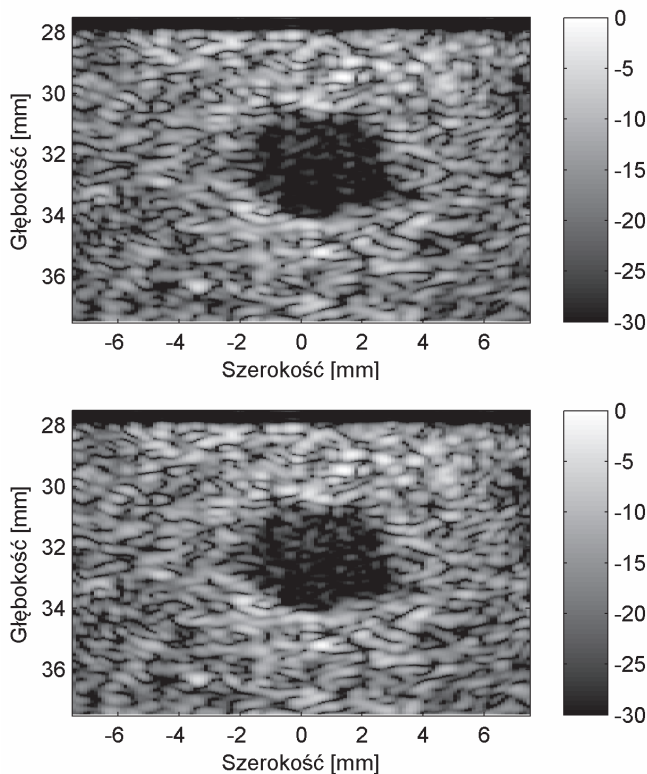
Rys. 2. Przekroje: osiowy (na górze) oraz poprzeczny (na dole) przez obraz punktu rozpraszającego uzyskany za pomocą algorytmu STA z danych pełnych oraz przerzedzonych

Dalsze wyniki dotyczą danych pomiarowych. Rekonstrukcja ech pochodzących od fantomu nitkowego prowadzi do podobnych wniosków co badanie symulacyjne. W wyniku rekonstrukcji danych przerzedzonych otrzymaliśmy obraz prawie tej samej jakości co w przypadku pełnych danych (Rys. 3). Wartość SNR ponownie zmniejszyła się o ok. 3 dB. Rozdzielczość poprzeczna pozostała niezmienną do poziomu -30 dB a podłużna do poziomu -40 dB (Rys. 3).

Badanie z wykorzystaniem sygnału pochodzącego z fantomu cystowego pozwoliło określić zmianę kontrastu będącą wynikiem przerzedzania sygnału. Kontrast był obliczany jako różnica średniego sygnału spoza cysty oraz z jej wnętrza. Dla pełnych danych wartość kontrastu wynosiła 12,5 dB, po przerzedzeniu zaś spadła do 11,1 dB.



Rys. 3. Przekroje: osiowy (na górze) oraz poprzeczny (na dole) przez obraz nitki uzyskany za pomocą algorytmu STA z danych pełnych oraz przerzedzonych



Rys. 4. Wyniki rekonstrukcji dla schematu STA bez przerzedzania (na górze) oraz z przerzedzaniem (na dole). Dane uzyskane z wykorzystaniem fantomu tkankowego zawierającego cysty. Dynamika obrazów wynosi 30 dB

5. WNIOSKI

Zaprezentowany schemat przerzedzania danych w technice STA pozwala prawie dwukrotnie zmniejszyć obciążenie obliczeniowe przy jednoczesnym zachowaniu jakości obrazowania. Badania symulacyjne oraz laboratoryjne z wykorzystaniem fantomu nitkowego wykazały, że mimo odrzucenia prawie połowy danych rozdzielczość obrazowania pozostała niezmienną na poziomach sięgających -40 dB. Pogorszeniu uległa jedynie wartość parametru SNR, która zgodnie z teorią zmalała o 3 dB. Zmniejszenie kontrastu określone na podstawie obrazów fantomu cystowego wynosiło ok. 1,4 dB.

Uzyskane wyniki pokazują, że opisana metoda jest skutecznym sposobem zredukowania ilości przetwarzanych danych w technice STA, jedynie nieznacznie pogarszającym jakość uzyskanych obrazów. Redukcja ta pozwala na zmniejszenie mocy obliczeniowej koniecznej do realizacji tego algorytmu obrazowania w czasie rzeczywistym.

PODZIĘKOWANIA

Projekt POIG.01.03.01-14-012/08-00 współfinansowany z Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego w ramach Programu Innowacyjna Gospodarka. Projekt zarządzany przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego, Polska.



LITERATURA

1. G. R. Lockwood, P. C. Li, M. O'Donnell, F. S. Foster, *Optimizing the Radiation Pattern of Sparse Periodic Linear Arrays*, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 43, pp. 7-14, 1996.
2. G. R. Lockwood, F. S. Foster, *Optimizing the Radiation Pattern of Sparse Periodic Two-Dimensional Arrays*, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 43, pp. 15-19, 1996.
3. S. I. Nikolov, J. A. Jensen, *Application of different spatial sampling patterns for sparse array transducer design*, Ultrasonics, vol. 37, pp. 667-671, 2000.
4. V. Behar, D. Adam, *Optimization of sparse synthetic transmit aperture imaging with coded excitation and frequency division*, Ultrasonics, vol. 43, pp. 777-788, 2005.
5. I. Trots, A. Nowicki, M. Lewandowski, *Laboratory setup for synthetic aperture ultrasound imaging*, Archives of Acoustics, vol. 33, pp. 573-580, 2008.