

Instytut Podstawowych Problemów Techniki
Polska Akademia Nauk



Rozprawa doktorska

Obrazowanie parametryczne tłumienia fali ultradźwiękowej w tkance miękkiej

Ziemowit Klimonda

Promotor: dr hab. Jerzy Litniewski, profesor IPPT PAN

Warszawa, 2013

Podziękowania

Serdecznie dziękuję:

- doktorowi habilitowanemu Jerzemu Litniewskiemu, promotorowi niniejszej pracy, za pomoc merytoryczną i motywację
- profesorowi Andrzejowi Nowickiemu, za umożliwienie mi rozwoju naukowego
- doktorowi Marcinowi Lewandowskiemu, za inspirację, motywację i dyskusje przy kawie
- Piotrowi Karwatowi i Wojciechowi Zbijewskiemu, za pomoc
- wszystkim pracownikom Zakładu Ultradźwięków, za życzliwość
- mojej rodzinie, za wsparcie
- mojej żonie Agnieszce, za wszystko

Streszczenie

Celem niniejszej pracy było opracowanie nowej metody obrazowania ultradźwiękowego przydatnej w diagnostyce medycznej. Klasyczny obraz USG stanowi mapę współczynników odbicia na granicach obszarów różniących się impedancją akustyczną. Zaproponowana metoda służy do tworzenia map współczynników tłumienia. Praca obejmuje opracowanie, analizę oraz testy metody estymacji i obrazowania współczynnika tłumienia fali ultradźwiękowej propagującej się w tkance miękkiej.

W pracy przedstawiona jest metoda estymacji współczynnika tłumienia z sygnału ultradźwiękowego rozproszonego wstecznie. Metoda bazuje na śledzeniu zmian częstotliwości średniej widma sygnału w funkcji głębokości, przy założeniu liniowej zależności tłumienia od częstotliwości. Częstotliwość średnia wyznaczana jest przy pomocy estymatora korelacyjnego. W celu wyznaczenia trendu częstotliwości średniej użyto algorytmu analizy widma osobliwego. W ramach pracy uwzględniono funkcje przenoszenia przetworników nadawczych i odbiorczych, oraz widmo impulsu elektrycznego podawanego na przetwornik, przy założeniu że można je przybliżyć funkcjami gaussowskimi. Wyprowadzono wzór umożliwiający korekcję błędu wynikającego z ograniczenia pasma systemu ultradźwiękowego i pokazano kiedy korekcja jest konieczna, a kiedy można ją pominąć. Przedstawiono analizę ograniczeń rozdzielczości i dokładności metody. Wykonano szereg testów metody z użyciem symulacji komputerowych i pomiarów wykorzystujących wzorce tkankowe. Zaproponowano trzy różne techniki zwiększenia jakości obrazów parametrycznych. Były to uśrednianie przestrzenne, uśrednianie częstotliwościowe oraz zastosowanie metod syntetycznej apertury do tworzenia danych wejściowych estymatora. Na podstawie danych symulowanych i pomiarowych wykazano skuteczność działania tych technik.

Metoda estymacji tłumienia wykorzystuje te same dane które używane są do tworzenia obrazów klasycznych, dlatego jej potencjalna implementacja nie wymagałaby modyfikacji konstrukcji aparatów ultradźwiękowych, a jedynie stworzenie odpowiedniego oprogramowania i zapewnienia dodatkowej mocy obliczeniowej w systemie. Mapy tłumienia nie zastąpią obrazów tworzonych w sposób klasyczny, ale mogą dostarczyć dodatkowych informacji diagnostycznych, normalnie niedostępnych dla lekarza.

Abstract

The main goal of the following work is to develop a novel ultrasonic imaging technique for medical diagnosis. The ordinary medical ultrasonic image reflects the distribution of tissue reflectivity, which depends on variations of acoustical impedance. The proposed method, however, yields images of the distribution of ultrasonic attenuation. Development, analysis and practical tests of this approach are presented.

Tissue attenuation is estimated from backscattered echoes by tracking mean frequency changes with depth under assumption of linear relation between attenuation and frequency. Mean frequency is estimated by a correlation estimator, and the mean frequency trend is obtained by means of Singular Spectrum Analysis. The transfer functions of the transmitting and receiving transducers, and the spectrum of the electric pulse driving the transducer are taken into account and modeled as Gaussian. Expression for correction of errors in the attenuation estimate due to finite system bandwidth is derived and the necessity of its use is analyzed. The analysis of the resolution and the precision of the method is presented. Furthermore, the proposed attenuation estimation method is tested on simulated data and on tissue phantoms. Three approaches for improving the quality of the obtained attenuation images are presented, namely: spatial and frequency compounding of the attenuation images, and Synthetic Aperture Focusing Technique applied in generation of input data for the attenuation estimator. The efficiency of these techniques is demonstrated using simulation and measurement data.

The proposed attenuation estimation methodology utilizes the same signals that are used in classical ultrasonic imaging, alleviating the need for hardware modification. Implementation is thus simplified and only involves modifications to the software and additional computing power. While the attenuation images cannot replace classical ultrasonic images, they can provide additional valuable diagnostic information which is currently inaccessible to the physician.

Spis treści

Spis treści	i
1 Wstęp	1
1.1 Wprowadzenie	1
1.2 Cel i motywacja pracy	2
1.3 Przegląd literatury dotyczącej wyznaczania tłumienia w tkance	3
2 Powstawanie obrazu B-mode i tłumienie w tkance miękkiej – podstawy teoretyczne	7
2.1 Omówienie powstawania obrazu B-mode	7
2.2 Tłumienie w tkance miękkiej	11
2.2.1 Tłumienie w tkance miękkiej – opis fenomenologiczny	11
2.2.2 Absorpcja	13
2.2.3 Rozpraszanie	15
3 Estymacja tłumienia z wykorzystaniem zmian częstotliwości średniej w ultradźwiękowym sygnale rozproszonym wstecznie	17
3.1 Algorytm estymacji tłumienia	17
3.1.1 Model zmian widma impulsu propagującego się w tkance miękkiej	17
3.1.2 Estymator częstotliwości średniej	23
3.1.3 Wyznaczanie trendu częstotliwości średniej	25
3.2 Czynniki wpływające na działanie estymatora tłumienia i ich korekcja	27
3.2.1 Wpływ pasma przetwornika	27
3.2.2 Wpływ skończonego pasma częstotliwości sygnałów rzeczywistych	30

3.2.3	Wpływ silnych ech obecnych w sygnale RF na estymatę częstotliwości średniej	40
3.2.4	Wpływ obecności szumu elektronicznego w sygnale RF na estymatę częstotliwości średniej	41
4	Praktyczne zastosowanie algorytmu estymacji tłumienia	43
4.1	Rozdzielczość metody	43
4.1.1	Wstęp	43
4.1.2	Badania symulacyjne	43
4.1.3	Badania empiryczne	48
4.1.4	Podsumowanie	51
4.2	Zastosowanie estymatora tłumienia do danych symulowanych i rzeczywistych	53
4.2.1	Symulacje	54
4.2.2	Pomiary z użyciem głowicy z pojedynczym, płaskim przetwornikiem	55
4.2.3	Pomiary z użyciem ultrasonografu ANTARES i głowicy o szyku liniowym	56
4.2.4	Pomiary z użyciem ultrasonografu z.one i głowicy o szyku liniowym	58
4.2.5	Podsumowanie	61
5	Metody zwiększenia dokładności estymacji tłumienia	63
5.1	Uśrednianie przestrzenne (Spatial Compounding) jako metoda ograniczenia wariancji estymaty tłumienia	63
5.1.1	Wstęp	63
5.1.2	Pomiary z użyciem ultrasonografu ANTARES	65
5.1.3	Pomiary z użyciem ultrasonografu z.one	69
5.1.4	Pomiary z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH	75
5.1.5	Podsumowanie	86
5.2	Uśrednianie częstotliwościowe (Frequency Compounding) jako metoda ograniczenia wariancji estymaty tłumienia	87
5.2.1	Wstęp	87
5.2.2	Pomiar	88
5.2.3	Połączenie techniki FC i SC	93
5.2.4	Podsumowanie	94
5.3	Metody syntetycznej apertury (SAFT)	97
5.3.1	Wstęp	97
5.3.2	Symulacje	101

5.3.3	Pomiary z użyciem systemu ECHOSON	103
5.3.4	Pomiary z użyciem systemu ULTRASONIX	105
5.3.5	Podsumowanie	107
6	Podsumowanie	109
	Bibliografia	113
A	Wzorce tkankowe używane w badaniach	119
A.1	Wzorzec DFS, model 571	119
A.2	Wzorzec DFS, model 525	121
A.3	Wzorzec DFS, model 1126-A i wzorzec referencyjny, model 1126-B	122
A.4	Wzorzec DFS, model 1054	123
A.5	Wzorzec Gammex, model RMI 405GSX LE	124
B	Skanery ultradźwiękowe używane w badaniach	125
B.1	ECHOSON SG3	125
B.2	Siemens Antares	126
B.3	ZONARE z.one	127
B.4	ULTRASONIX SonixTouch	128
C	Główce ultradźwiękowe używane w badaniach	129
C.1	Imasonic	129
C.2	CH6-2	130
C.3	VF13-5	130
C.4	C6-2	130
C.5	L14-5w	131
C.6	L14-5/38	132
C.7	LA510	133
	Spis rysunków	135

Rozdział 1

Wstęp

1.1 Wprowadzenie

Obrazowanie ultradźwiękowe wnętrza ciała jest powszechną, nieinwazyjną i relatywnie tanią techniką diagnostyczną używaną w medycynie. Jej początki sięgają roku 1942 w którym Karl Theodore Dussik, austriacki neurolog i psychiatra próbował wykorzystać ultradźwięki do wykrywania guzów w mózgu i obrazowania komórek mózgowych [11]. Pierwszy komercyjny skaner ultradźwiękowy, umożliwiający prezentowanie dwuwymiarowych obrazów wnętrza ciała w czasie rzeczywistym powstał w roku 1965 [26, 31, 12, 49, 47] – był to system Vidoson[®] firmy SIEMENS. Obecnie technika jest wciąż rozwijana, a postęp technologiczny umożliwia stosowanie coraz bardziej złożonych metod przetwarzania sygnałów ultradźwiękowych, które w efekcie pozwalają na dostęp do informacji o stanie tkanki do niedawna niedostępnych. Najczęściej spotykanym modelem obrazowania jest tzw. B-mode (B od brightness). Szczegółowy opis powstawania obrazu B-mode zawarty jest w rozdziale 2.1. W uproszczeniu można powiedzieć, że na obrazie B-mode wizualizowane są zmiany impedancji akustycznej w ośrodku. Impedancja akustyczna nie jest jedynym parametrem tkanki możliwym do wizualizacji przy pomocy ultradźwięków. Próby wizualizacji innych parametrów, czyli tzw. obrazowania parametrycznego podejmowane są od wielu lat. Jeden z najbardziej spektakularnych sukcesów odniosła tzw. elastografia, czyli metoda obrazowania parametrów elastycznych tkanki. Metoda powstała latach dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku [43, 42], w tej chwili komercyjne urzą-

dzenia często wyposażone są w moduły umożliwiające jej wykorzystanie. Innym interesującym przykładem jest metoda umożliwiająca obrazowanie lokalnych zmian prędkości fal poprzecznych (ShearWaveTM Elastography), opatentowana przez firmę Supersonic Imagine [3].

Parametrem, którego obrazowaniu poświęcona jest niniejsza praca to tłumienie. Tłumienie ultradźwięków wykorzystywane jest już teraz w diagnostyce chorób kości [28]. Stopień stłumienia ultradźwięków przy przejściu przez kość jest związany z jej strukturą i w przypadku chorób w których ta struktura ulega niekorzystnym zmianom, np. w osteoporozie, może pomóc w określeniu stopnia tych zmian.

Podobnie jak w przypadku kości tłumienie w tkance miękkiej związane jest z jej strukturą wewnętrzną, zatem parametryczne obrazy tłumienia prawdopodobnie odzwierciedlałyby tę strukturę i ułatwiały detekcję ewentualnych zmian związanych ze stanem patologicznym tkanki. Więcej informacji dotyczących tłumienia w tkance miękkiej zawarte jest w rozdziale 2.2. Próby wykorzystania tłumienia w diagnostyce tkanki miękkiej podejmowane są od dość dawna, ale do dzisiaj nie wyszły poza fazę eksperymentów laboratoryjnych.

1.2 Cel i motywacja pracy

Głównym celem niniejszej pracy jest opracowanie metody estymacji i obrazowania tłumienia ultradźwięków w tkance miękkiej. Docelowo, metoda znalazłaby zastosowanie w dziedzinie obrazowania medycznego, co narzuca jej ograniczenia związane ze specyfiką medycznych systemów ultradźwiękowych. Tłumienie ma być estymowane na podstawie analizy sygnału rozproszonego wstecznie, dzięki czemu mogłaby być zaimplementowana w systemach ultradźwiękowych działających w trybie "pulse-echo", co oznacza, że nadawanie i odbiór ultradźwięków realizowane są przez tę samą głowicę ultradźwiękową. W ten właśnie sposób działają prawie wszystkie współczesne aparaty USG. Ponadto metoda będzie wykorzystywać ten sam sygnał, na podstawie którego tworzone są obrazy standardowe. Oznacza to, że implementacja metody tworzenia obrazów parametrycznych nie będzie wymagała modyfikacji konstrukcji aparatów USG, a jedynie modyfikację ich oprogramowania.

Główną motywacją pracy jest dostarczenie lekarzom dodatkowych informacji diagnostycznych w stosunku do standardowego obrazowania USG. Na podstawie dotychczasowych badań prowadzonych na świecie wiadomo,

że tłumienie jest parametrem silnie związanym ze stanem tkanki. Szczególnie interesujący i motywujący do badań jest fakt, że zmiany współczynnika tłumienia tkanki mogą towarzyszyć zmianom o podłożu nowotworowym, oraz chorobom wątroby. W tego typu chorobach wczesne wykrycie jest bardzo istotne i czasem może wręcz decydować o powodzeniu terapii. Parametryczne obrazy rozkładu tłumienia w tkance dostarczą informacji innego rodzaju niż obrazy standardowe i dlatego potencjalnie mogą zwiększyć przydatność obrazowania ultradźwiękowego jako narzędzia diagnostycznego.

1.3 Przegląd literatury dotyczącej wyznaczenia tłumienia w tkance

W literaturze przedmiotu spotyka się głównie dwa podejścia do wyznaczenia tłumienia. W pierwszym badana jest amplituda sygnału przechodzącego przez ośrodek o nieznanym tłumieniu i porównywana z amplitudą sygnału przechodzącego przez ośrodek o znanym tłumieniu. W drugim podejściu bada się zmiany w widmie tłumionego sygnału w stosunku do widma referencyjnego. Oba podejścia realizowane są zarówno w układzie składającym się z dwóch przetworników z których jeden jest nadajnikiem a drugi odbiornikiem, jak również w układzie w którym jeden przetwornik nadaje, a następnie rejestruje echa wracające z badanego ośrodka.

Własności akustyczne tkanek są w kręgu zainteresowania badaczy od dłuższego czasu. Przykładowo, w 1970 Buschmann i inni badali własności akustyczne tkanek znajdujących się w ludzkim oczodole wykazując między innymi różnice między tłumieniem nerwu wzrokowego mierzonego wzdłuż i w poprzek [5]. O'Donnell i inni [40] oraz Mimbs i inni [32] wykazali korelację między tłumieniem ultradźwięków, a zawartością kolagenu w tkankach serca u psów i królików. W 1981 roku Kremkau i inni zaprezentowali wyniki pomiarów tłumienia i prędkości propagacji ultradźwięków w ludzkim mózgu [24] wykazując różnice w tłumieniu tkanki mózgowej w zależności od wieku, spadek tłumienia wraz z temperaturą i dyspersję prędkości propagacji. Tłumienie wyznaczano na podstawie pomiarów w układzie wykorzystującym dwa przetworniki z których jeden był nadajnikiem, a drugi odbiornikiem. Pomiedzy przetwornikami znajdowały się badane próbki, a tłumienie wyznaczono na podstawie stosunku amplitudy sygnału odebranego w obecności próbki do amplitudy sygnału referencyjnego, odebranego bez próbki.

Istnieje wiele prac pokazujących, że tłumienie charakteryzujące tkankę może się zmieniać wraz ze zmianami patologicznymi. Oosterveld i inni po-

kazali, że tłumienie wraz ze statystycznymi parametrami tekstury obrazu wątroby może być pomocne w wykryciu chorób wątroby typu rozlanego (ang. diffuse liver diseases) [41]. Lu i inni badali rozpraszanie i tłumienie ludzkiej wątroby; zdrowej, stłuszczonej i marskiej [29]. Otrzymane wyniki wskazują, że przy marskości wątroby tłumienie zmienia się o kilka procent, podczas gdy przy wątrobie otłuszczonej zmiany sięgają kilkudziesięciu procent. Do wyznaczenia tłumienia stosowano technikę wykorzystującą porównanie widm sygnałów pochodzących z badanego obszaru wątroby i ze wzorca referencyjnego o znanym tłumieniu.

Saijo i inni użyli mikroskopu akustycznego do badania tkanek pochodzących z pięciu typów nowotworów żołądka oraz z nowotworów nerek i wykazali, że znacząco różnią się one tłumieniem i prędkością rozchodzenia się fal ultradźwiękowych [45, 44]. Różnice wskazują na przydatność tłumienia jako jednego z parametrów różnicujących tkankę, a więc pomocnych np. w określaniu rodzaju nowotworu.

Współczynnik tłumienia może być parametrem pomocnym w ocenie ryzyka przedwczesnego porodu. Jest to ważna problematyka, ponieważ przedwczesny poród jest częstym powodem śmierci [6] lub wad neurologicznych [55] u noworodków. Przedwczesny poród poprzedzony jest zmianami w strukturze szyjki macicy, które powodują zmianę tłumienia ultradźwięków w jej obrębie. Istnieje szereg prac poświęconych zagadnieniu wyznaczenia tłumienia w obrębie szyjki macicy i zmian tłumienia związanych z kolejnymi etapami ciąży. Wstępne prace prowadzone na szczurach [30, 4], wykazują wyraźny spadek tłumienia szyjki macicy wraz z postępującą ciążą. Podobna tendencja została zaobserwowana u ludzi [25] metoda wydaje się więc interesująca i potencjalnie przydatna w diagnostyce prenatalnej. W tych przypadkach również stosowano technikę wykorzystującą porównanie widm sygnałów pochodzących z badanego obszaru tkanki i wzorca referencyjnego. Zmiany podobnego rzędu w przypadku degeneracyjnych zmian w chrząstkach stawowych zanotował również Nieminen i inni [37], do pomiaru tłumienia stosując system pracujący w trybie "pulse echo" i badając stosunki amplitud sygnałów odbitych od reflektora bez i w obecności próbki.

Stosunkowo duże zmiany tłumienia zanotowano w przypadku zmian koagulacyjnych tkanki związanych z działaniem wysokiej temperatury. W swojej pracy Zderic i inni badali tłumienie tkanek wieprzowych *in vivo* po zastosowaniu zogniskowanych ultradźwięków o dużej mocy (High Intensity Focused Ultrasound – HIFU) [58]. Tłumienie tkanek po nadźwiękawianiu zmieniało się o ponad sto procent. Do wyznaczenia tłumienia użyto układu z dwoma przetwornikami z których jeden był nadajnikiem, a drugi od-

biornikiem. Tłumienie wyznaczono na podstawie stosunku amplitud sygnałów referencyjnego i zebranego kiedy między przetwornikami znajdowała się próbka. Z kolei Worthington i Sherar odnotowali zmiany tłumienia w wieprzowej nerce na skutek termicznej koagulacji przekraczające dwieście procent [56]. Tłumienie wyznaczano badając widma sygnałów odbitych od reflektora bez i w obecności próbki.

Rozdział 2

Powstawanie obrazu B-mode i tłumienie w tkance miękkiej – podstawy teoretyczne

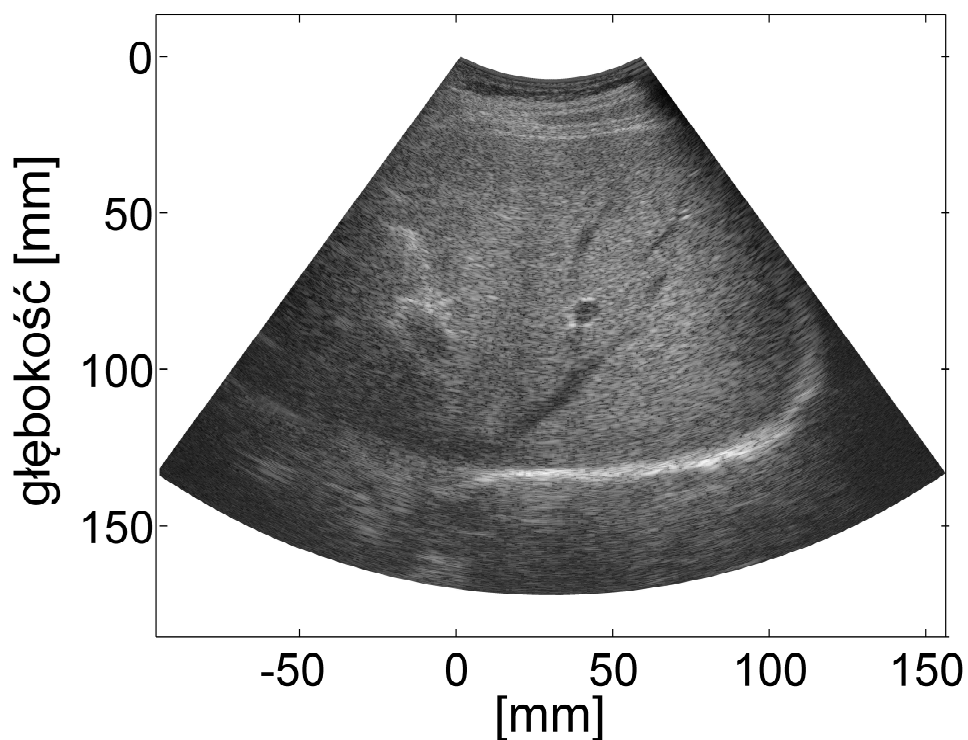
2.1 Omówienie powstawania obrazu B-mode

Podstawowym trybem obrazowania w urządzeniach ultrasonograficznych jest tzw. tryb B-mode (litera “B” w nazwie pochodzi od angielskiego słowa “brightness” – jasność). Na obrazie, w skali szarości prezentowana jest amplituda echa impulsu nadanego w głąb tkanki. Impulsy akustyczne generowane są przez piezoceramiczne przetworniki elektroakustyczne, znajdujące się w części urządzenia ultrasonograficznego nazywanej głowicą.

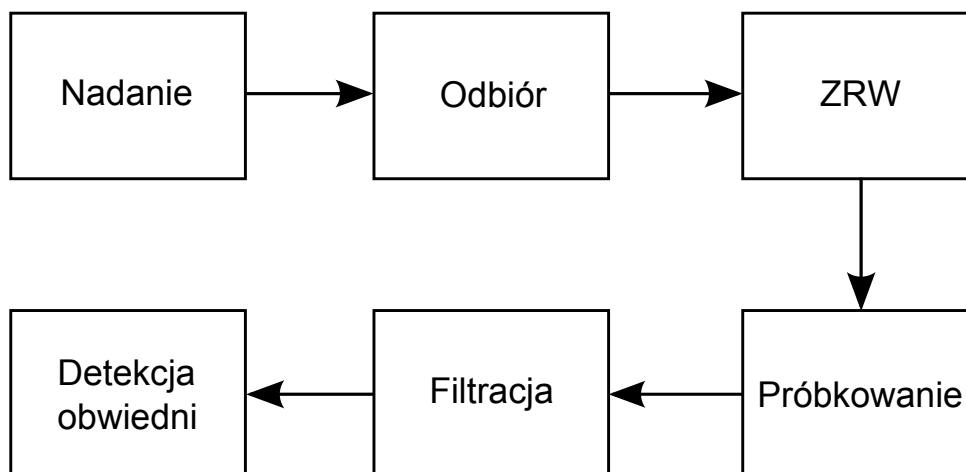
Przykładowy obraz B-mode przedstawiony jest na rysunku 2.1. Zwykle obraz B-mode powstaje linia po linii, a każda linia jest związana z jednym cyklem nadawczo-odbiorczym. Pojedyncza linia powstaje zgodnie ze schematem przedstawionym na rysunku 2.2 W trybie nadawczym z układu nadajnika na przetworniki tworzące aperturę nadawczą podawany jest impuls elektryczny o wysokiej częstotliwości i szerokim paśmie.

Względne pasmo B impulsu nadawczego liczone jest zgodnie z wyrażeniem 2.1

$$B = \frac{FWHM}{f_m} \cdot 100\% \quad (2.1)$$

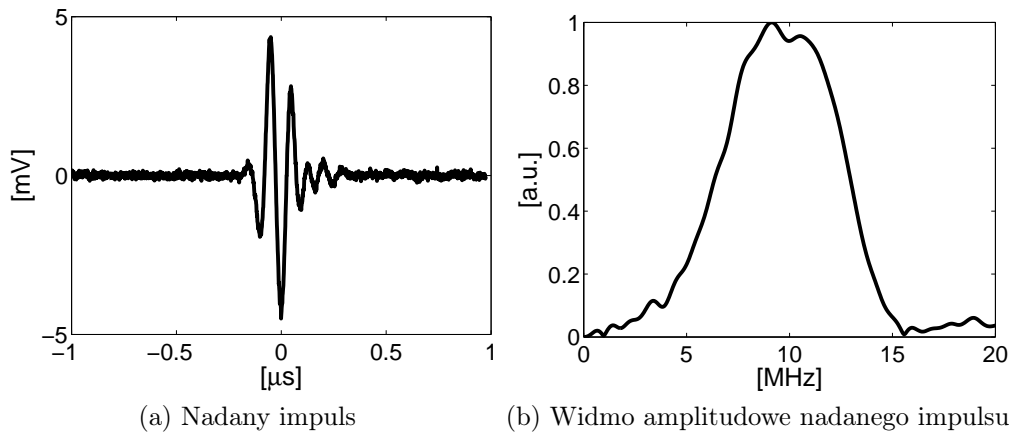


Rysunek 2.1: Przykładowy obraz B-mode. Na obrazie przedstawiony jest fragment ludzkiej wątroby.



Rysunek 2.2: Schemat powstawania linii obrazu B-mode

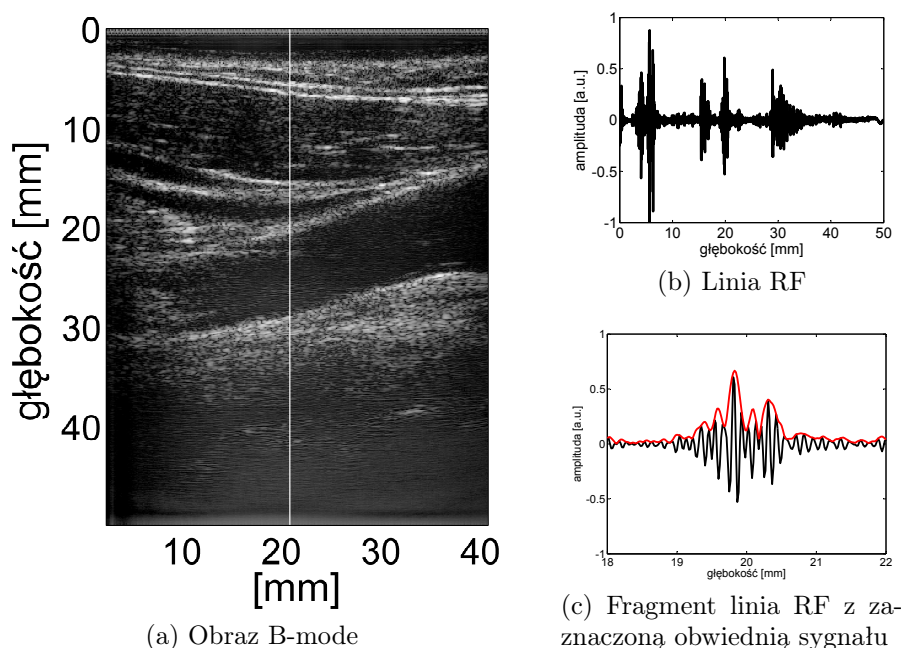
gdzie f_m oznacza częstotliwość średnią impulsu, a $FWHM$ (Full Width at Half Maximum) szerokość połówkową pasma. Pasma impulsu nadawczego zależy od jakości przetwornika elektroakustycznego i na ogół zawiera



Rysunek 2.3: Impuls nadawczy i jego widmo.

się w przedziale 60 – 100%. Rozdzielczość obrazu i głębokość penetracji związane są z wyborem częstotliwości nadawanego impulsu. Wyższe częstotliwości pozwalają na uzyskanie większych rozdzielczości, ale kosztem głębokości penetracji. Jest to spowodowane przez tłumienie sygnału akustycznego, które jest rosnącą funkcją częstotliwości. Standardowo do obrazowania wnętrza ciała stosuje się częstotliwości z zakresu 1 – 10 MHz, a do obrazowania np. skóry lub oka częstotliwości wyższe, dochodzące do kilkadziesiąt MHz. W przetworniku zachodzi zmiana impulsu elektrycznego na impuls akustyczny, który propaguje się w głąb tkanki. Nadany impuls akustyczny podlega rozproszeniom na niejednorodnościach ośrodka i część energii powraca do przetworników tworzących aperturę odbiorczą. Po nadaniu impulsu układ nadawczo-odbiorczy przełącza się w tryb odbiorczy, a powrotny sygnał akustyczny zamieniany jest w przetwornikach odbiorczych w sygnał elektryczny. Przykład rzeczywistego impulsu akustycznego i jego widma amplitudowego pokazany jest na rysunku 2.3. Ze względu na silne tłumienie amplituda sygnału akustycznego zmniejsza się znacznie wraz z głębokością z której sygnał powraca. W celu uzyskania obrazu o jednorodnej amplitudzie potrzebna jest kompensacja tłumienia. W związku z tym odebrany sygnał elektryczny jest wzmacniany przy czym echa z większej głębokości wzmacniane są w stopniu większym niż te z płytszych obszarów. Takie wzmocnienie realizowane jest w układzie Zasięgowej Regulacji Wzmocnienia (ZRW). Odebrany sygnał jest sygnałem wysokiej częstotliwości – RF (Radio Frequency). Sygnał RF jest próbkowany, a następnie przetwarzany. Przetwarzanie obejmuje najczęściej różnego rodzaju filtrację mającą na celu powiększenie stosunku sygnału do szumu (*signal-to-noise-*

ratio – SNR), przy czym szczegóły tej filtracji najczęściej różnią się wśród aparatów różnych producentów. Po filtracji sygnał RF podlega detekcji obwiedni i ta obwiednia tworzy jedną linię obrazu B-mode. Po uformowaniu linii apertura nadawcza ulega przesunięciu, cykl nadawczo-odbiorczy jest powtarzany i powstaje kolejna linia. W przypadku głowic mechanicznych najczęściej apertura nadawcza i odbiorcza jest jednym przetwornikiem przesuwanym w trakcie trwania cykli nadawczo-odbiorczych przez układ mechaniczny, dzięki czemu wiązka ultradźwiękowa zmienia swoje położenie i omiata obrazowany obszar. Użycie pojedynczego przetwornika powoduje, że wiązka może być ogniskowana tylko w jednej, stałej odległości od przetwornika, przez co uzyskany obraz ma optymalną rozdzielczość tylko na tej jednej głębokości. Głowice mechaniczne są rozwiązaniem wypieranym przez głowice wieloelementowe, chociaż wciąż jeszcze używanym w pewnych zastosowaniach, np. związanych z obrazowaniem na wysokiej częstotliwości [27]. W przypadku głowic wieloelementowych formowanie wiązki ultradźwiękowej odbywa się przez pobudzenie przetworników tworzących aperturę nadawczą. Przesunięcie wiązki skanującej odbywa się w tym przypadku poprzez sekwencyjne pobudzanie kolejnych grup przetworników. Poprzez aplikację odpowiednich opóźnień między nadawaniem sąsiednich przetworników można formować wiązki o różnych ogniskach. Dzięki odpowiedniej kombinacji obrazów powstałych przy użyciu wiązek zogniskowanych w różnych punktach, pozwala to na uzyskiwanie obrazów o optymalnej rozdzielczości na wielu głębokościach. Przykład obrazu B-mode z zaznaczoną jedną linią, odpowiadającą tej linii przebieg RF oraz jego powiększony fragment z zaznaczoną obwiednią zaprezentowany jest na obrazku 2.4. W przypadku głowic mechanicznych, które zawierają pojedynczy przetwornik, realizowane jest to poprzez fizyczne przesunięcie przetwornika w przestrzeni, w przypadku głowic wieloelementowych poprzez przełączenie aktywnych przetworników. Po zebraniu wszystkich linii formowany jest obraz, który często przechodzi jeszcze dodatkowe przetwarzanie z wykorzystaniem algorytmów przetwarzania obrazów, mających za zadanie podniesienie jakości obrazu końcowego. We wcześniejszych latach schemat ten realizowano bez etapu próbkowania i aparaty były w pełni analogowe, jednak ze względu na olbrzymie możliwości techniki cyfrowej, zwłaszcza w dziedzinie techniki przetwarzania sygnałów większość obecnych aparatów działa zgodnie z przedstawionym wyżej schematem. Obecnie istnieją aparaty, tworzące w jednym cyklu nadawczo-odbiorczym więcej niż jedną linię, ale działają one z wykorzystaniem technik apertury syntetycznej. Omówienie metod syntetycznej apertury w kontekście wykorzystania ich w estymacji tłumienia znajduje się w rozdziale 5.3.



Rysunek 2.4: Obraz B-mode przedstawiający fragment tętnicy szyjnej. Jedną z linii wyróżniono; odpowiadający tej linii przebieg RF oraz fragment tego przebiegu wraz z obwiednią przedstawiono obok.

2.2 Tłumienie w tkance miękkiej

2.2.1 Tłumienie w tkance miękkiej – opis fenomenologiczny

Impuls ultradźwiękowy propagujący się w tkance miękkiej podlega tłumieniu, co objawia się zmniejszaniem amplitudy impulsu oraz zmianami jego kształtu. Tłumienie impulsów ultradźwiękowych w tkance powodują zjawiska związane z absorpcją i z rozproszeniem. W zakresie częstotliwości stosowanych w ultrasonografii (od 1 do 50MHz) fale poprzeczne w tkance miękkiej są bardzo silnie tłumione. Często przyjmuje się, że w tkance rozchodzą się tylko fale podłużne, podobnie jak to ma miejsce w cieczech. Związane jest to z bardzo silnym tłumieniem fal poprzecznych w tkance dla fal o częstotliwościach używanych w ultrasonografii [8]. W niniejszej pracy przedmiotem zainteresowania jest tłumienie fal podłużnych, dlatego też w poniższym omówieniu zjawiska tłumienia fale poprzeczne nie są brane pod uwagę.

Rozchodzenie się fal harmonicznych w ośrodku stratnym może być opisane równaniem Helmholtza

$$\Delta p + \mathbf{k}^2 p = 0 \quad (2.2)$$

gdzie p to ciśnienie akustyczne, a \mathbf{k} to zespolona liczba falowa. Zespolona liczba falowa \mathbf{k} dana jest wyrażeniem

$$\mathbf{k} = k - i\alpha \quad (2.3)$$

gdzie współczynnik α związany jest z tłumieniem. Rozwiązanie równania 2.2 opisujące falę płaską rozchodzącą się w kierunku x dane jest więc wyrażeniem 2.4

$$p = p_0 \exp(-\alpha x) \exp(i(\omega t - k_x x)) \quad (2.4)$$

gdzie p_0 jest początkową amplitudą ciśnienia akustycznego. Z wyrażenia 2.4 wynika, że amplituda ciśnienia akustycznego fali $p(x)$ po przejściu drogi x w ośrodku tłumiącym o współczynniku tłumienia α maleje zgodnie z wyrażeniem 2.5 [39].

$$p(x) = p_0 \exp(-\alpha x) \quad (2.5)$$

Tłumienie to jest wynikiem sumarycznego działania absorpcji i rozpraszania, co można zapisać wyrażeniem 2.6

$$\alpha = \alpha_a + \alpha_r \quad (2.6)$$

gdzie α_a i α_r oznaczają odpowiednio wkład do współczynnika tłumienia związany z absorpcją i rozpraszaniem. Pod nazwą absorpcji rozumie się całą klasę procesów, w których energia mechaniczna fali ultradźwiękowej zamieniana jest na energię innego typu, np. ciepło lub energię wiązań chemicznych. Rozpraszanie natomiast polega na zmianie kierunku rozchodzenia się padającej fali na skutek interakcji z niejednorodnościami ośrodka o rozmiarach mniejszych, lub rzędu długości fali. Zarówno α_a jak i α_r są rosnącymi funkcjami częstotliwości, przy czym dla zakresu częstotliwości stosowanych w standardowym obrazowaniu ultradźwiękowym (od jednego do kilkunastu MHz) dla tkanki miękkiej wkład do tłumienia, związany z rozpraszaniem jest istotnie mniejszy w stosunku do wkładu związanego z absorpcją ([39]). Współczynnik tłumienia dla tkanki miękkiej zazwyczaj opisuje się stosując model fenomenologiczny, w którym zależność ta dana jest wyrażeniem 2.7 ([15])

$$\alpha(f) = \alpha_0 \left(\frac{f}{f_0} \right)^n \quad (2.7)$$

gdzie f oznacza częstotliwość, α_0 współczynnik tłumienia dla fali o częstotliwości f_0 , a wykładnik n jest parametrem zależnym od rodzaju tkanki. Współczynnik tłumienia α_0 jest wielkością dodatnią. Dla uproszczenia najczęściej podaje się wartości tłumienia przy $f_0 = 1MHz$. Wtedy wyrażenie 2.7 przechodzi w wyrażenie 2.8

$$\alpha(f) = \alpha_1 f^n \quad (2.8)$$

gdzie α_1 oznacza współczynnik tłumienia dla fali o częstotliwości $1MHz$. Dla tkanek miękkich i częstotliwości stosowanych w obrazowaniu ultradźwiękowym n jest bliskie jedności i często przyjmuje się liniową zależność tłumienia od częstotliwości [38]. Takie założenie zostało poczynione w modelu tłumienia przyjętym w niniejszej pracy, przyjęto zatem że współczynnik tłumienia dany jest wyrażeniem 2.9

$$\alpha(f) = \alpha_1 f \quad (2.9)$$

Z wyrażenia 2.9 wynika, że częstotliwości wyższe impulsu są tłumione bardziej, niż częstotliwości niższe. Częstotliwość średnia impulsu będzie się więc przesuwac w stronę niższych częstotliwości, wraz z jego propagacją w ośrodku tłumiącym. Zjawisko zmian częstotliwości średniej widma na skutek tłumienia fali w tkance zostało wykorzystane w niniejszej pracy w celu wyznaczenia współczynnika tłumienia α_1 .

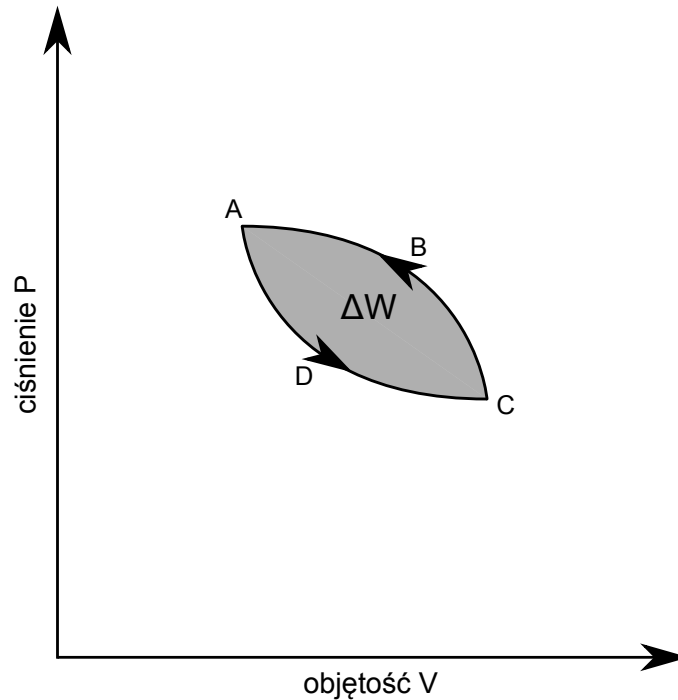
2.2.2 Absorpcja

Absorpcja energii akustycznej przez ośrodek w którym rozchodzi się fala ultradźwiękowa prowadzi do zmian energii fali (energii uporządkowanych ruchów cząsteczek ośrodka) na ciepło (energii związanej z chaotycznym ruchem cząsteczek ośrodka). Z fenomenologicznego punktu widzenia absorpcja energii akustycznej fali związana jest z opóźnieniem występującym w fazie zmian gęstości w stosunku do zmian ciśnienia [23]. Praca wykonana na ośrodku jest dana wyrażeniem 2.10.

$$W = - \int PdV \quad (2.10)$$

Zmiany ciśnienia P i objętości V (a więc i gęstości) ośrodka w fazach sprężania i rozprężania zobrazowane są na rysunku 2.5. Praca wykonywana na ośrodku kosztem energii akustycznej w fazie sprężania jest dana wyrażeniem 2.10 i jest reprezentowana przez pole pod krzywą CBA , podczas gdy praca wykonana przez ośrodek w fazie rozprężania reprezentowana jest przez

krzywą ADC , zgodnie z wyrażeniem 2.10. Pole pomiędzy krzywymi CBA i ADC odpowiada energii ΔW traconej podczas każdego cyklu sprężania i rozprężania. Straty energii akustycznej w ośrodku można podzielić na trzy



Rysunek 2.5: Zmiany ciśnienia i objętości w trakcie sprężania i rozprężania ośrodka w trakcie propagacji fali akustycznej

podstawowe typy [23]

- straty związane z lepkością ośrodka,
- straty związane z przewodnictwem cieplnym
- straty na poziomie molekularnym – straty związane z mechanizmami relaksacyjnymi.

Dwa pierwsze mechanizmy odpowiadają za tzw. absorpcję w ujęciu klasycznym. Zgodnie z teorią opracowaną przez Stokesa i Kirchoffa współczynnik tłumienia α_c periodycznych fal akustycznych w płynie dany jest wzorem 2.11 [23].

$$\alpha_c = \frac{\omega^2}{2\rho_0 c^3} \left(\frac{4}{3}\eta - (\gamma - 1)\frac{\kappa}{c_p} \right) \quad (2.11)$$

gdzie ω jest pulsacją fali, ρ_0 gęstością ośrodka w stanie równowagi, c prędkością rozchodzenia się fali w ośrodku, η jest lepkością ośrodka, κ jest przewodnością cieplną ośrodka, a c_p jest jego ciepłem właściwym. Ze wzoru 2.11 wynika, że absorpcja rośnie z kwadratem częstotliwości fali, jednak dla tkanki miękkiej i częstotliwości używanych w standardowej ultrasonografii, dla których absorpcja jest dominującym składnikiem tłumienia zależność tłumienia od częstotliwości jest bliższa liniowej. Wynika to z faktu, że w absorpcji ultradźwięków w tkance miękkiej dominującą rolę pełnią mechanizmy relaksacyjne [8]. W trakcie propagacji impulsu ultradźwiękowego, w fazie nagłego wzrostu ciśnienia, część energii translacyjnej cząstek ośrodka przechodzi w energię wewnętrzną tych cząstek (energię potencjalną, mody rotacyjne i wibracyjne, energię jonizacji). W fazie rozprężenia następują procesy odwrotne, czyli transfer energii z modów wewnętrznych do modów translacyjnych. Procesy transferu energii zachodzą w skończonym czasie, co skutkuje powstaniem opóźnienia fazy między zmianami ciśnienia i zmianami gęstości. Parametrem charakteryzującym prędkość zachodzenia takiego procesu jest czas relaksacji, czyli czas po upływie którego odchylenie od stanu równowagi maleje e (podstawa logarytmu naturalnego) razy. W przypadku mechanizmów relaksacyjnych, największa absorpcja występuje wtedy, kiedy okres fali jest równy czasowi relaksacji. Tkanekę miękką można postrzegać jako ośrodek zawierający wiele niejednorodności o trochę różnych parametrach mechanicznych, przez co jest to układ posiadający wiele stopni swobody, a co za tym idzie wiele czasów relaksacji. Wielość czasów relaksacji powoduje linearyzację zależności współczynnika tłumienia od częstotliwości [8].

2.2.3 Rozpraszanie

Rozpraszanie energii akustycznej w tkance miękkiej ma znacznie mniejszy wkład do tłumienia niż absorpcja, niemniej dla niektórych tkanek jest to wkład istotny. Przykładowo dla częstotliwości $7MHz$ i świeżej ludzkiej wątroby wkład ten może sięgać nawet 23%, a dla mięśni szkieletowych 18% [34]. Rozpraszanie można opisywać przy pomocy różniczkowego przekroju czynnego na rozproszenie (differential scattering cross-section), zdefiniowany wyrażeniem 2.12

$$\sigma_d(\theta, \phi) = \frac{\overline{W_s(\theta, \phi)}}{\bar{I}} \quad (2.12)$$

gdzie $\overline{W_s(\theta, \phi)}$ jest uśrednioną w czasie mocą rozproszoną w ośrodku pod

kątami θ i ϕ we współrzędnych sferycznych, a \bar{I} natężeniem fali padającej. Różniczkowy przekrój czynny opisuje więc charakterystykę kierunkową rozproszenia, tzn. w których kierunkach i jaka część mocy padającej została rozproszona. Rozpraszanie w tkance miękkiej często modeluje się jako rozpraszanie na pewnej populacji obiektów np. sferycznych [8]. Zakładając, że rozproszenie następuje w polu dalekim i rozmiary obiektów są znacznie mniejsze od długości fali można podać wyrażenia na różniczkowy przekrój czynny na rozpraszanie harmonicznej fali płaskiej propagującej się w kierunku osi z . Dla nieściśliwej sfery o nieskończonej gęstości (a więc nieruchomej) różniczkowy przekrój czynny dany jest wyrażeniem 2.13, a dla sfery ściśliwej i mającej skończoną gęstość wyrażeniem 2.14 [8]

$$\sigma_d(\theta) = \frac{k^4 a^6}{9} \left(1 - \frac{3}{2} \cos \theta \right)^2 \quad (2.13)$$

$$\sigma_d(\theta) = \frac{k^4 a^6}{9} \left(\frac{\kappa_\nu - \kappa_0}{\kappa_0} - \frac{3(\rho_\nu - \rho_0)}{2\rho_\nu + \rho_0} \cos \theta \right)^2 \quad (2.14)$$

gdzie k – liczba falowa fali padającej, a – promień sfery, ρ_0 – gęstość ośrodka, ρ_ν – gęstość sfery, κ_0 – ściśliwość ośrodka, κ_ν – ściśliwość sfery.

Z kolei przyjmując założenie, że amplituda fali rozproszonej jest znacznie mniejsza od amplitudy fali padającej z czego wynika między innymi możliwość zaniedbania rozproseń wielokrotnych (przybliżenie Borna), oraz ponownie przyjmując, że punkt obserwacji znajduje się daleko od rozpraszacza i rozpraszacz jest znacznie mniejszy od długości fali padającej można otrzymać wyrażenie 2.15 na różniczkowy przekrój czynny dla rozpraszacza o arbitralnym kształcie [8]

$$\sigma_d(\theta) = \frac{k^4 V_s^2}{16\pi^2} \left(\frac{\overline{\kappa_\nu - \kappa_0}}{\kappa_0} - \frac{\overline{\rho_\nu - \rho_0}}{\rho_\nu} \cos \theta \right)^2 \quad (2.15)$$

gdzie V_s – objętość obiektu rozpraszającego. Dla powyższych przykładów wspólny jest fakt zależności różniczkowego przekroju czynnego od czwartej potęgi liczby falowej, a więc i od czwartej potęgi częstotliwości fali padającej. Istotnie, wkład rozpraszania do całkowitego tłumienia w tkance rośnie z częstotliwością szybciej niż wkład absorpcyjny i dla wysokich częstotliwości staje się dominujący. Rozpraszanie ma więc istotny wpływ na sygnał odebrany przy badaniach skóry, albo oka, gdzie używa się częstotliwości znacznie wyższych, niż w przypadku standardowego obrazowania.

Rozdział 3

Estymacja tłumienia z wykorzystaniem zmian częstotliwości średniej w ultradźwiękowym sygnale rozproszonym wstecznie

3.1 Algorytm estymacji tłumienia

3.1.1 Model zmian widma impulsu propagującego się w tkance miękkiej

Rozchodzenie się impulsu ultradźwiękowego w ośrodku bezstratnym

Rozważmy sinusoidalną falę ciśnienia $p(x, t)$ o amplitudzie p_0 i częstotliwości ω_0 , modulowaną obwiednią gaussowską (impuls gaussowski), rozchodzącą się w ośrodku jednorodnym i bezstratnym, w dodatnim kierunku osi x . Taki impuls może być reprezentowany przez rzeczywistą część wyrażenia 3.1 ([8])

$$p(x, t) = p_0 \exp\left(-\frac{\sigma_\omega}{2} \left(t - \frac{x}{c}\right)^2\right) \exp\left(i\omega_0 \left(t - \frac{x}{c}\right)\right) \quad (3.1)$$

gdzie x oznacza zmienną przestrzenną, t czas, a c prędkość fazową fali. Parametr $2\sqrt{2}/\sigma_\omega$ odpowiada szerokości połówkowej (FWHM - full-width at half maximum) obwiedni gaussowskiej impulsu. Widmo Fouriera $P(x, \omega)$ takiego sygnału wyznacza się wykorzystując transformatę Fouriera ([8])

$$P(x, \omega) = p_0 \int_{-\infty}^{\infty} \exp\left(-\frac{\sigma_\omega}{2} \left(t - \frac{x}{c}\right)^2\right) \exp\left(i\omega_0 \left(t - \frac{x}{c}\right)\right) \exp(-i\omega t) dt$$

$$P(x, \omega) = p_0 \frac{\sqrt{2\pi}}{\sigma_\omega} \cdot \exp\left(-\frac{ix\omega}{c}\right) \exp\left(-\frac{(\omega - \omega_0)^2}{2\sigma_\omega^2}\right) \quad (3.2)$$

Widmo mocy $S(\omega)$ impulsu gaussowskiego jest iloczynem widma amplitudowego $P(x, \omega)$ i widma z nim sprzężonego $P(x, \omega)^*$, ma więc postać 3.3

$$S(\omega) = P(x, \omega) \cdot P(x, \omega)^* =$$

$$= p_0^2 \frac{2\pi}{\sigma_\omega^2} \cdot \exp\left(-\frac{(\omega - \omega_0)^2}{\sigma_\omega^2}\right) \quad (3.3)$$

Zamieniając częstotliwość kołową $\omega = 2\pi f$ na częstotliwość f w wyrażeniu 3.3 otrzymujemy wyrażenie na widmo mocy w funkcji częstotliwości.

$$S(f) = P_0 \cdot \exp\left(-\frac{(f - f_0)^2}{\sigma_0^2}\right) \quad (3.4)$$

gdzie σ_0 i P_0 dane są odpowiednio wyrażeniami 3.5 i 3.6

$$\sigma_0 = \frac{\sigma_\omega}{2\pi} \quad (3.5)$$

$$P_0 = \frac{p_0^2}{\sqrt{2\pi}\sigma_0^2} \quad (3.6)$$

Zatem widmo mocy impulsu gaussowskiego będzie opisane funkcją Gaussa o częstotliwości w maksimum równej f_0 i wariancji równej $\frac{\sigma_0^2}{2}$. Dla ośrodka bezstratnego widmo impulsu nie będzie się więc zmieniać wraz z drogą jego propagacji.

Rozchodzenie się impulsu ultradźwiękowego w ośrodku tłumiącym

Jeśli impuls 3.1 będzie się propagować w ośrodku tłumiącym, a współczynnik tłumienia w tym ośrodku nie będzie taki sam dla wszystkich częstotliwości, to jego widmo będzie się zmieniać. Propagacja w tkance miękkiej

zmienia widmo, w taki sposób, że częstotliwość średnia impulsu maleje co zostanie pokazane niżej. Impuls rozchodzący się w ośrodku tłumiącym można opisać wyrażeniem 3.7, podstawiając w wyrażeniu 3.1 za p_0 wyrażenie na spadek amplitudy ciśnienia 2.5.

$$p(x, t) = p_0 \exp(-\alpha(f)x) \cdot \exp\left(-\frac{\sigma_\omega}{2} \left(t - \frac{x}{c}\right)^2\right) \cdot \exp\left(i\omega_0 \left(t - \frac{x}{c}\right)\right) \quad (3.7)$$

Postępując analogicznie jak w przypadku impulsu rozchodzącego się w ośrodku bezstratnym można dojść do następującego wyrażenia na widmo mocy impulsu gaussowskiego w ośrodku tłumiącym.

$$S(x, f) = P_0 \cdot \exp\left(-\frac{(f - f_0)^2}{\sigma_0^2}\right) \cdot \exp(-2\alpha(f)x) \quad (3.8)$$

Przyjmijmy, że gaussowski impuls o częstotliwości nośnej równej f_0 i wariancji widna mocy równej $\sigma_0^2/2$ propaguje się w jednorodnym ośrodku stratnym, oraz że współczynnik tłumienia w tym ośrodku jest liniową funkcją częstotliwości (3.9)

$$\alpha(f) = \alpha_1 f \quad (3.9)$$

gdzie α_1 to współczynnik tłumienia dla fali płaskiej o częstotliwości $1MHz$. Przy powyższych założeniach widmo mocy impulsu po przejściu drogi x opisane jest następującym wyrażeniem

$$\begin{aligned} S(x, f) &= P_0 \cdot \exp\left(-\frac{(f - f_0)^2}{\sigma_0^2}\right) \cdot \exp(-2\alpha_1 f x) = \\ &= P_0 \cdot \exp\left(-\frac{f^2 + (2\sigma_0^2\alpha_1 x - 2f_0) f + f_0^2}{\sigma_0^2}\right) \end{aligned} \quad (3.10)$$

Założenie liniowej zależności tłumienia od częstotliwości (3.9) jest zgodne z modelem fenomenologicznym przytoczonym w podrozdziale 2.2.1.

Licznik równania 3.10 można doprowadzić do postaci kanonicznej

$$af^2 + bf + c = a(f - p)^2 + q \quad (3.11)$$

$$\begin{aligned}
 a &= 1 \\
 b &= 2\sigma_0^2\alpha_1x - 2f_0 \\
 c &= f_0^2 \\
 \Delta &= b^2 - 4ac = (2\sigma_0^2\alpha_1x)^2 - 8\sigma_0^2\alpha_1xf_0 \\
 p &= -\frac{b}{2a} = f_0 - \sigma_0^2\alpha_1x \\
 q &= -\frac{\Delta}{4a} = 2\sigma_0^2\alpha_1xf_0 - (\sigma_0^2\alpha_1x)^2
 \end{aligned}$$

Przechodząc zatem do postaci kanonicznej funkcji kwadratowej znajdującej się w liczniku wykładnika wyrażenia 3.10, wyrażenie na widmo mocy impulsu przyjmuje postać 3.12.

$$\begin{aligned}
 S(x, f) &= P_0 \cdot \exp \left(-\frac{\left(f - (f_0 - \sigma_0^2\alpha_1x) \right)^2 + (2\sigma_0^2\alpha_1xf_0 - (\sigma_0^2\alpha_1x)^2)}{\sigma_0^2} \right) = \\
 &= P_0 \cdot \exp(2\alpha_1xf_0 - \sigma_0^2\alpha_1^2x^2) \cdot \exp \left(-\frac{(f - f_p(x))^2}{\sigma_0^2} \right) \quad (3.12)
 \end{aligned}$$

gdzie $f_p(x)$ to chwilowa częstotliwość średnia impulsu dana wyrażeniem 3.13.

$$f_p(x) = f_0 - \sigma_0^2\alpha_1x \quad (3.13)$$

Z wyrażenia 3.13 wynika, że dla impulsu o obwiedni gaussowskiej propagującego się w ośrodku tłumiącym liniowo, chwilowa częstotliwość średnia $f_p(x)$ zależy w sposób liniowy od przebytej odległości, współczynnika tłumienia, a także od szerokości widma mocy (czyli od pasma impulsu). Zatem zmiana chwilowej częstotliwości średniej jest proporcjonalna do przebytej drogi (3.14)

$$\Delta f_p(x) = -\sigma_0^2\alpha_1\Delta x \quad (3.14)$$

skąd otrzymujemy wyrażenie na tłumienie (3.15)

$$\alpha_1 = -\frac{1}{\sigma_0^2} \frac{\Delta f_p}{\Delta x} \quad (3.15)$$

które w granicy $\Delta x \rightarrow 0$ przechodzi w wyrażenie 3.16.

$$\alpha_1 = -\frac{1}{\sigma_0^2} \frac{df_p}{dx} \quad (3.16)$$

Wyrażenie 3.16 wiąże zmiany częstotliwości f_p z lokalnym współczynnikiem tłumienia i było punktem wyjścia i podstawą algorytmu estymacji tłumienia.

Uwzględnienie rozproszenia wstecznego

Przy estymacji tłumienia na podstawie sygnału rozproszonego należy wziąć pod uwagę wpływ rozproszenia wstecznego na widmo odbieranego impulsu. Widmo mocy zmodyfikowane na skutek rozproszenia wstecznego można opisać wyrażeniem 3.17 będącym iloczynem wyrażenia 3.8 z kwadratem współczynnika rozproszenia wstecznego $B(x, f)$. Podniesienie do kwadratu wynika z faktu, że rozpatrujemy widmo mocy, a sam współczynnik rozproszenia opisuje zmiany widma amplitudowego.

$$S(x, f) = P_0 \cdot \exp\left(-\frac{(f - f_0)^2}{\sigma_0^2}\right) \cdot \exp(-2\alpha_1 f x) \cdot (B(x, f))^2 \quad (3.17)$$

Zgodnie z często stosowanym modelem, opisanym w literaturze [36] współczynnik rozproszenia $B(x, f)$ jest dany przez wyrażenie 3.18.

$$B(x, f) = B_0(x) \cdot f^z \quad (3.18)$$

gdzie $B_0(x)$ jest funkcją zależną tylko od położenia, a z jest parametrem, który zawiera się w przedziale od 0 dla odbicia zwierciadlanego, do 4 dla rozproszenia Rayleigha. Dla tkanki miękkiej typowe wartości z zawierają się w zakresie od 1 do 2 [50]. W niniejszej pracy przyjęto założenie, że parametr z nie zmienia się znacząco w badanym obszarze tkanki:

$$z = \text{const} \quad (3.19)$$

Takie założenie jest sensowne, jeśli rozpatrujemy obszar tkanki jednego rodzaju, np. wewnątrz wątroby. Zatem w wyrażeniu na widmo mocy sygnału rozproszonego 3.17 po rozwinięciu współczynnika rozproszenia (3.18) pojawi się dwumian f^{2z} . Dwumian f^{2z} można przepisać w postaci funkcji eksponencjalnej w następujący sposób:

$$\begin{aligned} f^{2z} &= \exp(\ln(f^{2z})) = \exp(2z \ln(f - f_0 + f_0)) = \\ &= \exp\left(2z \ln(f_0) + 2z \ln\left(1 + \frac{f - f_0}{f_0}\right)\right) \end{aligned} \quad (3.20)$$

Prawą część wykładnika można rozwinąć w szereg Maclaurina korzystając z równania 3.21 [14].

$$\ln \left(1 + \left(\frac{f - f_0}{f_0} \right) \right) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(-1)^{n+1}}{n} \left(\frac{f - f_0}{f_0} \right)^n \quad (3.21)$$

Powyższe wyrażenie jest słuszne dla częstotliwości spełniających relacje

$$-1 < \left(\frac{f - f_0}{f_0} \right) \leq 1$$

a więc zawierających się w przedziale $f \in (0, 2f_0]$. Przykładowo, dla przetwornika o paśmie 80% przedział ten odpowiada zakresowi częstotliwości od $-3\sigma_0$ do $3\sigma_0$ wokół f_0 , co oznacza, że energia sygnału znajdującego się poza tym przedziałem jest pomijalnie mała.

Ograniczając się do pierwszego wyrazu szeregu dwumian f^{2z} można przybliżyć wyrażeniem 3.22

$$\begin{aligned} f^{2z} &\approx \exp \left(2z \ln f_0 + 2z \left(\frac{f - f_0}{f_0} \right) \right) = \\ &= f_0^{2z} \exp(-2z) \cdot \exp \left(\frac{2z}{f_0} f \right) \end{aligned} \quad (3.22)$$

Wykorzystując przybliżenie 3.22, wyrażenie na widmo mocy sygnału odebranego 3.17 przechodzi w postać 3.23

$$\begin{aligned} S(x, f) &= P'_0 \cdot \exp \left(-\frac{(f - f_0)^2}{\sigma_0^2} \right) \cdot \exp(-2\alpha(x)f) = \\ &= P'_0 \cdot \exp \left(-\frac{(f^2 + (2\sigma_0^2\alpha(x) - 2f_0)f + f_0^2)}{\sigma_0^2} \right) \end{aligned} \quad (3.23)$$

gdzie $\alpha(x)$ i P'_0 dane są odpowiednio wyrażeniami 3.24 i 3.25

$$\alpha(x) = \alpha_1 x - \frac{z}{f_0} \quad (3.24)$$

$$P'_0 = P_0 B_0^2(x) f_0^{2z} \exp(-2z) \quad (3.25)$$

Wyrażenie 3.23 jest bardzo podobne do wyrażenia 3.10, z wyjątkiem zmiany współczynnika P_0 na P'_0 i zmiany wyrażenia $\alpha_1 x$ na $\alpha(x)$ (3.24). Współczynnik P'_0 jest niezależny od częstotliwości, a więc nie będzie wpływał na kształt widma i na jego częstotliwość średnią. Wyrażenie na współczynnik tłumienia z uwzględnieniem rozpraszania wstecznego 3.24 różni się od wyrażenia

$\alpha_1 x$ tylko o dodatkowy składnik $-\frac{z}{f_0}$, który jest niezależny od częstotliwości f . Wobec tego, można przeprowadzić analogiczne przekształcenia jak w poprzednim przypadku, tzn. doprowadzić do postaci kanonicznej licznik wykładnika funkcji eksponencjalnej w wyrażeniu 3.23. Dochodzi się wtedy do następującego wyrażenia na widmo mocy z uwzględnieniem rozpraszania wstecznego :

$$S(x, f) = P'_0 \cdot \exp(2\alpha(x)f_0 - \sigma_0^2 \alpha(x)^2) \cdot \exp\left(-\frac{(f - f_p(x))^2}{\sigma_0^2}\right) \quad (3.26)$$

gdzie $f_p(x)$ to chwilowa częstotliwość średnia impulsu dana wyrażeniem 3.27

$$f_p(x) = f_0 + \sigma_0^2 \frac{z}{f_0} - \sigma_0^2 \alpha_1 x \quad (3.27)$$

Ponownie mamy więc do czynienia z widmem gaussowskim w którym częstotliwość średnia (3.27) maleje wraz z rosnącą odległością przebytą w ośrodku przez impuls. Można zauważyć, że wyrażenie 3.27 różni się od wyrażenia 3.13 jedynie o składnik $\sigma_0^2 \frac{z}{f_0}$. Przyjęto wcześniej założenie, że parametr z w obszarze tkanki z którego pochodzą dane nie jest funkcją drogi impulsu x (3.19) dlatego wyprowadzone uprzednio wyrażenie na współczynnik tłumienia (3.16) nie ulega zmianie:

$$\alpha_1 = -\frac{1}{\sigma_0^2} \frac{df_p}{dx} \quad (3.28)$$

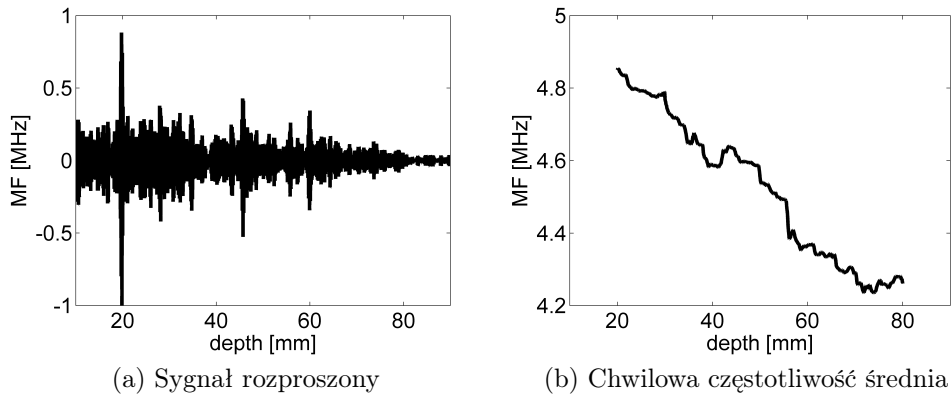
3.1.2 Estymator częstotliwości średniej

Istnieje szereg metod estymacji częstotliwości średniej sygnału. W niniejszej pracy stosowano tzw. estymator korelacyjny, nazywany również algorytmem I/Q, zdefiniowany niżej. Jest to estymator standardowo stosowany w metodach dopplerowskich. Estymator dany jest równaniem 3.29 [13, 38]

$$f_m = \frac{f_s}{2\pi} \arctg \left(\frac{\sum_{i=1}^N (Q_i I_{i-1} - Q_{i-1} I_i)}{\sum_{i=1}^N (I_i I_{i-1} + Q_{i-1} Q_i)} \right) \quad (3.29)$$

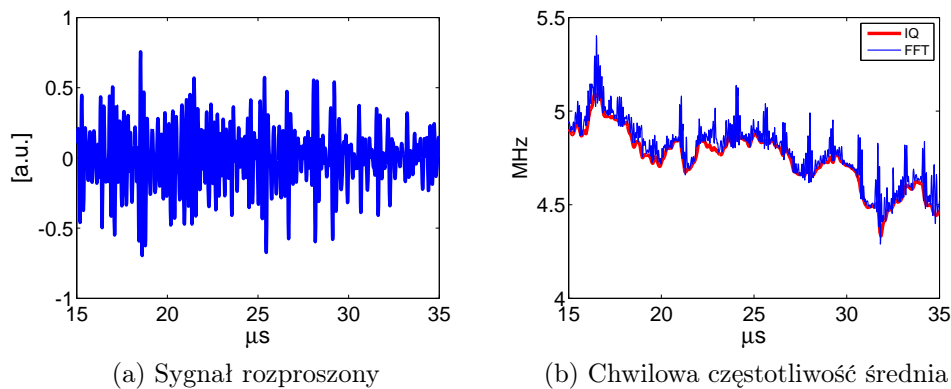
gdzie f_m – częstotliwość średnia, f_s – częstotliwość próbkowania, N – długość okna estymatora (liczba próbek sygnału, na których działa estymator), i – indeks próbek. Litery I i Q oznaczają odpowiednio składową synfazową i kwadraturową sygnału próbkowanego metodą kwadraturową. Działanie estymatora na sygnale RF pokazane jest na rysunku 3.1.

Estymator korelacyjny nie jest jedynym dostępnym estymatorem częstotliwości średniej, ale wybór właśnie tego estymatora podyktowany został



Rysunek 3.1: Sygnał RF i zmiany częstotliwości średniej wyznaczone przy pomocy estymatora korelacyjnego.

faktem, iż jest to metoda sprawdzona, bo szeroko stosowana we współczesnych aparatach dopplerowskich. Próbkowanie kwadraturowe jest również bardzo często stosowane w aparatach ultrasonograficznych, więc ewentualna implementacja byłaby znacznie ułatwiona. Najbardziej oczywistą alternatywą mogłoby być wyznaczanie częstotliwości średniej bezpośrednio z widma sygnału przy pomocy szybkiej transformaty Fouriera (FFT). Na potrzeby pracy doświadczalnie porównano obie metody dla tego samego sygnału RF i tej samej liczby próbek w oknie, a wynik przedstawiony jest na rysunku 3.2.



Rysunek 3.2: Zmiany częstotliwości średniej estymowane przy pomocy FFT i estymatora korelacyjnego

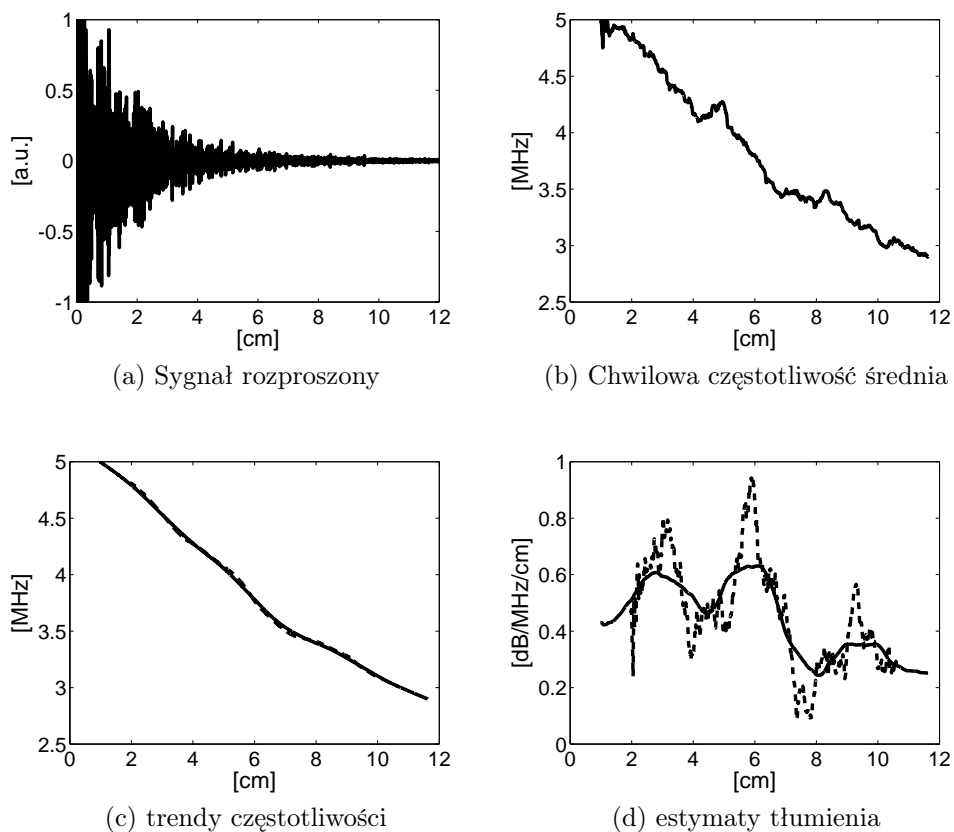
Jak widać, obie estymaty są podobne, ale estymacja algorytmem I/Q daje w

wyniku przebieg częstotliwości średniej o mniejszej wariancji niż estymacja przy użyciu FFT. Wariancja przebiegu częstotliwości średniej jest istotnym parametrem, o decydującym wpływie na rozdzielczość, co zostanie pokazane później. Jest to kolejny argument uzasadniający stosowanie algorytmu I/Q jako elementu techniki estymacji współczynnika tłumienia.

3.1.3 Wyznaczanie trendu częstotliwości średniej

Na rysunkach 3.1 i 3.2 widać, że estymata częstotliwości średniej charakteryzuje się bardzo duża wariancją, która związana jest z losowym charakterem sygnału rozproszonego. W wyniku bezpośredniego zastosowania równania 3.16 otrzymana estymata współczynnika tłumienia charakteryzowałaby się jeszcze większą wariancją, na skutek działania operatora różniczkowania występującego w równaniu. W niektórych punktach estymata częstotliwości średniej wręcz rośnie, co powodowałoby że estymowane wartości tłumienia byłyby ujemne, a więc nie odpowiadające sytuacji fizycznej. Dlatego istotna jest minimalizacja wariancji przebiegu częstotliwości średniej, poprzez zastosowanie algorytmów wyznaczających trend częstotliwości średniej. W celu wyznaczenia trendu częstotliwości średniej zastosowano algorytm analizy widma osobliwego (ang. Singular Spectrum Analysis – SSA). 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 oraz szumu. SSA jest metodą stosunkowo młodą i wykorzystywana jest często w analizie danych meteorologicznych i geologicznych [33, 46], jak również w dziedzinach takich jak biomechanika [2] i astrofizyka [51]. Stosowana jest najczęściej w problematyce wyznaczania trendu danych w obecności szumu, wygładzania oraz prognozowania. Technika opiera się na metodach algebry liniowej, a jej szczegółowy opis matematyczny dostępny jest w szeregu publikacji [16, 17, 18, 52]. 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 dekomponowanego sygnału wejściowego [18], 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 [1], które mogą się zdarzyć w sygnałach losowych takich jak przebieg częstotliwości średniej estymowany z sygnału rozproszonego w tkance. Poza tym stosując SSA nie

trzeba znać parametrycznego modelu opisującego trend [18]. Jest to duża zaleta w sytuacji określania profilu tłumienia w niejednorodnym ośrodku takim jak tkanka. Wynik działania algorytmu SSA oraz estymata tłumienia otrzymana na podstawie wygładzonego przebiegu częstotliwości średniej z wykorzystaniem równania 3.34 przedstawiony jest na rysunku 3.3. Dla po-



Rysunek 3.3: Porównanie estymat tłumienia z wykorzystaniem algorytmu średniej kroczącej (linie przerywane) i SSA (linie ciągłe).

równania dodano wynik estymacji tłumienia w przypadku kiedy zamiast SSA użyto filtracji typu średnia krocząca, przy czym oba algorytmy operowały na takich samych danych i używały tych samych okien. Widoczna jest znaczna przewaga algorytmu SSA nad średnią krocząca w zmniejszeniu wariancji końcowej estymaty tłumienia. Algorytm SSA został zaimplementowany w środowisku Matlab[®].

3.2 Czynniki wpływające na działanie estymatora tłumienia i ich korekcja

3.2.1 Wpływ pasma przetwornika

Równanie 3.16 nie uwzględnia zależności pasma przetwornika ultradźwiękowego służącego do generacji i odbioru sygnału akustycznego, a jedynie zmiany widma sygnału wynikające z propagacji w ośrodku tłumiącym. Funkcja przenoszenia przetwornika oraz pasmo sygnału elektrycznego podanego na przetwornik w momencie nadania sygnału mają istotny wpływ na pasmo sygnału odebranego i muszą zostać uwzględnione. Pasma przetworników ultradźwiękowych używanych w ultrasonografii często opisuje się funkcjami Gaussa i tak zostało uczynione w niniejszej pracy. Podobnie zamodelowano widmo sygnału elektrycznego pobudzającego przetwornik. Poniżej znajduje się wyprowadzenie wzoru uwzględniającego moduły funkcji przenoszenia przetwornika i widma sygnału elektrycznego, przy założeniu, że są opisane przez funkcje Gaussa. Dla wygody pominięto współczynniki skalujące widma i funkcje przenoszenia, ponieważ mają one jedynie wpływ na amplitudę maksymalną widma i nie są funkcjami częstotliwości.

Niech

$T(f) = \exp\left(-\frac{(f-f_{0T})^2}{2\sigma_{0T}^2}\right)$ – moduł funkcji przenoszenia częstotliwości przetwornika ultradźwiękowego.

$D(f) = \exp\left(-\frac{(f-f_{0D})^2}{2\sigma_{0D}^2}\right)$ – moduł widma mocy sygnału elektrycznego podanego na przetwornik.

$Att(x, f) = \exp(-\alpha(x)f)$ – człon związany z tłumieniem i rozproszeniem, gdzie $\alpha(x)$ dana jest wyrażeniem 3.24.

W przypadku nadawania i odbioru przy użyciu tego samego przetwornika (co ma miejsce w przypadku standardowego obrazowania ultrasonograficznego w trybie pulse-echo) widmo mocy sygnału odebranego może być opisane równaniem 3.30.

$$S(x, f) = D^2(f) \cdot T^2(f) \cdot Att^2(x, f) \cdot T^2(f) =$$

$$= \exp \left(- \frac{2\sigma_{0D}^2(f - f_{0T})^2 + \sigma_{0T}^2(f - f_{0D})^2 + 2\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x)f}{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2} \right) \quad (3.30)$$

Kolejność poszczególnych czynników w pierwszym iloczynie odzwierciedla kolejność poszczególnych etapów cyklu nadawczo-odbiorczego. Pobudzenie przetwornika sygnałem elektrycznym o widmie mocy ($D^2(f)$) powoduje emisję przez przetwornik sygnału akustycznego, o widmie mocy będącym iloczynem widma mocy sygnału pobudzającego i kwadratu funkcji przenoszenia ($D^2(f) \cdot T^2(f)$). Następnie, po odbiciu od przeszkody sygnał akustyczny powraca do przetwornika. Przyjęto założenie, że odbicie zmienia tylko amplitudę maksymalną, nie wpływa natomiast na kształt widma sygnału odbieranego przez przetwornik – współczynnik odbicia nie jest funkcją częstotliwości. Algorytm estymacji tłumienia opiera się na śledzeniu zmian częstotliwości średniej widma mocy, więc zmiany jego amplitudy maksymalnej nie mają znaczenia. W dalszych rozważaniach dla wygody przyjęto że współczynnik odbicia wynosi 1. Wyemitowany sygnał akustyczny na drodze do reflektora i z powrotem podlega tłumieniu, więc w jego widmie mocy pojawi się człon związany z tłumieniem ($D^2(f) \cdot T^2(f) \cdot Att^2(x, f)$). Akustyczny sygnał powrotny – ($D^2(f) \cdot T^2(f) \cdot Att^2(x, f)$) – padający na przetwornik jest przekształcany jest na sygnał elektryczny, czyli jego widmo mocy zostanie ponownie przemnożone przez kwadrat funkcji przenoszenia przetwornika ($D^2(f) \cdot T^2(f) \cdot Att^2(x, f) \cdot T^2(f)$) dając w efekcie wyrażenie 3.30. Licznik znajdujący się w wykładniku wyrażenia 3.30 można przekształcić w następujący sposób.

$$2\sigma_{0D}^2(f - f_{0T})^2 + \sigma_{0T}^2(f - f_{0D})^2 + 2\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x)f =$$

$$2\sigma_{0D}^2f^2 - 4\sigma_{0D}^2f_{0T}f + 2\sigma_{0D}^2f_{0T}^2 + \sigma_{0T}^2f^2 + 2\sigma_{0T}^2f_{0D}f + \sigma_{0T}^2f_{0D}^2 + 2\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x)f =$$

$$(2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2)f^2 + (2\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x) - 4\sigma_{0D}^2f_{0T} - 2\sigma_{0T}^2f_{0D})f + (2\sigma_{0D}^2f_{0T}^2 + \sigma_{0T}^2f_{0D}^2)$$

Tak przekształcony licznik jest trójmianem kwadratowym względem częstotliwości f i można doprowadzić do postaci kanonicznej. Postać kanoniczna

trójmianu kwadratowego dana jest wyrażeniem 3.11, gdzie

$$\begin{aligned}
 a &= (2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2) \\
 b &= (2\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x) - 4\sigma_{0D}^2f_{0T} - 2\sigma_{0T}^2f_{0D}) \\
 c &= (2\sigma_{0D}^2f_{0T}^2 + \sigma_{0T}^2f_{0D}^2) \\
 p &= -\frac{b}{2a} = -\frac{2\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x) - 4\sigma_{0D}^2f_{0T} - 2\sigma_{0T}^2f_{0D}}{2(2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2)} = \\
 &= -\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2\alpha(x) - 2\sigma_{0D}^2f_{0T} - \sigma_{0T}^2f_{0D}}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} = \\
 &= \frac{2\sigma_{0D}^2f_{0T} + \sigma_{0T}^2f_{0D}}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} - \alpha(x)\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} \\
 q &= -\frac{\Delta}{4a} \\
 \Delta &= b^2 - 4ac
 \end{aligned}$$

Widmo mocy sygnału przybiera zatem postać 3.31.

$$\begin{aligned}
 S(x, f) &= \exp\left(-\frac{(f-p)^2}{\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{a}} - \frac{q}{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}\right) = \\
 &= \exp\left(-\frac{(f-p)^2}{\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{a}}\right) \exp\left(-\frac{q}{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}\right) = \\
 &= \exp\left(-\frac{\left(f - \frac{2\sigma_{0D}^2f_{0T} + \sigma_{0T}^2f_{0D}}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} - \alpha(x)\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2}\right)^2}{\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2}}\right) \exp\left(-\frac{q}{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}\right)
 \end{aligned} \tag{3.31}$$

Parametr q w równaniu 3.31 nie jest funkcją częstotliwości, w związku z tym czynnik eksponencjalny zawierający q w wykładniku można traktować jako czynnik skalujący, nie zmieniający gaussowskiego charakteru widma. Z równania 3.31 wynika zatem, że sygnał odebrany jest sygnałem gaussowskim o częstotliwości odpowiadającej maksimum widma f_p danej wzorem 3.32 i wariancji widma mocy danej wzorem 3.33.

$$f_p = \frac{2\sigma_{0D}^2f_{0T} + \sigma_{0T}^2f_{0D}}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} - \alpha(x)\frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} \tag{3.32}$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{2} \cdot \frac{\sigma_{0T}^2\sigma_{0D}^2}{2\sigma_{0D}^2 + \sigma_{0T}^2} \tag{3.33}$$

Bardzo często przy pomiarach zachodziła sytuacja, kiedy przetwornik pobudzany był bardzo krótkim sygnałem. Sygnały takie można modelować funkcjami (dystrybucjami) delta Diraca (δ). Widmo takiego sygnału ma nieskończoną szerokość, dlatego w takiej sytuacji równania 3.32 i 3.33 przechodziły w postaci graniczne 3.34 i 3.35.

$$f_p = f_{0T} - \alpha(x) \frac{\sigma_{0T}^2}{2} = f_{0T} - \alpha_1 x \frac{\sigma_{0T}^2}{2} + \frac{\sigma_{0T}^2 z}{2f_0} \quad (3.34)$$

$$\sigma^2 = \frac{\sigma_{0T}^2}{4} \quad (3.35)$$

Po zróżniczkowaniu stronami wyrażenia 3.34 i uporządkowaniu wyrażenie wiążące lokalne tłumienie ze zmianami częstotliwości przybiera postać 3.36

$$\alpha_1 = -\frac{2}{\sigma_{0T}^2} \frac{df_p}{dx} \quad (3.36)$$

Wyrażenie 3.36 różni się od wyrażenia 3.16 jedynie czynnikiem 2 w liczniku, co odpowiada dwukrotnemu zmniejszeniu się pasma impulsu sondującego przy przejściu przez przetwornik odbiorczy.

3.2.2 Wpływ skończonego pasma częstotliwości sygnałów rzeczywistych

Związek między częstotliwością średnią f_p widma dla pasma nieograniczonego i częstotliwością średnią f_m widm sygnałów rzeczywistych opisaną funkcją gaussowską

Wyrażenie pozwalające wyznaczyć współczynnik tłumienia 3.36 zostało wyprowadzone przy założeniu, że widmo sygnału jest opisane funkcją gaussowską określoną na całym zbiorze liczb rzeczywistych. W rzeczywistości jednak widmo sygnału ultradźwiękowego jest określone na skończonym zbiorze dodatnich częstotliwości. Niech f_p oznacza częstotliwość średnią przy założeniu nieograniczonego widma, opisanego funkcją Gaussa, a f_m częstotliwość średnią dla widma ograniczonego. Wyrażenia 3.34 i 3.36 zawierają f_p , ale przez użycie estymaty częstotliwości średniej na danych rzeczywistych otrzymuje się wartości f_m . W przypadku niektórych warunków pomiarowych można założyć równość f_p i f_m (wyrażenie 3.37) nie wprowadzając istotnego błędu do estymowanej wartości tłumienia, jednak nie zawsze jest to możliwe.

$$f_p = f_m \quad (3.37)$$

W przypadku przyjęcia założenia 3.37, wyrażenia 3.32 i 3.36 można przepisać jako wyrażenia 3.38 i 3.39.

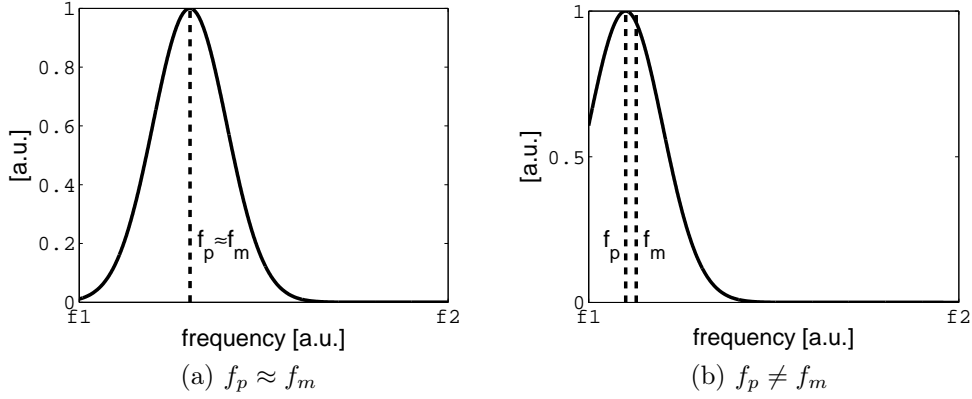
$$f_m = f_{0T} - \alpha_1 x \frac{\sigma_{0T}^2}{2} + \frac{\sigma_{0T}^2 z}{2f_0} \quad (3.38)$$

$$\alpha_1 = -\frac{2}{\sigma_0^2} \frac{df_m}{dx} \quad (3.39)$$

Należy jednak pamiętać, że stosując do estymacji tłumienia wyrażenie 3.39 wprowadzany jest błąd tym zależny od różnicy między f_p i f_m . Poniżej znajduje się wyprowadzenie wyrażenia wiążącego f_p i f_m dla impulsów gaussowskich oraz analiza warunków przy których można założyć prawdziwość wyrażenia 3.37. Wyrażenie 3.37 jest prawdziwe wtedy, kiedy pasmo sygnału jest symetryczne względem środka pasma przenoszenia systemu, jednak w przypadku ośrodka jakim jest tkanka miękka, tłumienie powoduje przesunięcie widma w kierunku niższych częstotliwości, co powoduje wzrost różnicy $\Delta f = f_m - f_p$. Początkowo różnica ta jest pomijalnie mała, ale wraz z oddalaniem się f_m od środka pasma przenoszenia systemu Δf rośnie. Może się zatem zdarzyć, że założenie 3.37 będzie nieuzasadnione. Przykłady abstrakcyjnych widm gaussowskich dla których to założenie jest słuszne, lub jest niesłuszne przedstawione są na rysunku 3.4. W obu przypadkach funkcja gaussowska opisująca pasmo sygnału określona jest wewnątrz przedziału częstotliwości $[f_1, f_2]$ związanego z pasmem przenoszenia systemu obrazującego. W obu przypadkach widmo jest położone niesymetrycznie względem środka przedziału $[f_1, f_2]$. W pierwszym przypadku (rys. 3.4a) prawie cała energia widma znajduje się wewnątrz przedziału $[f_1, f_2]$. Różnica Δf jest na tyle mała, że nie widać jej na rysunku – w tym wypadku Δf jest mniejsza niż przedział częstotliwości pokrywany przez pionową, przerywaną linię zaznaczającą położenie maksimum widma. W drugim przypadku znacząca część energii widma sygnału znalazła się poza przedziałem $[f_1, f_2]$ i tym razem różnica Δf jest już wyraźnie widoczna. W związku z powyższym należy wziąć pod uwagę przedział częstotliwości na którym określone jest widmo i ewentualne różnice między f_p i f_m . Poniżej pokazano wyprowadzenie równania na różnice między tymi parametrami.

Częstotliwość średnia sygnału na przedziale $[f_1, f_2]$ dana jest wzorem 3.40

$$f_m = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f S(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} S(f) df} \quad (3.40)$$



Rysunek 3.4: Przykłady abstrakcyjnych widm, dla których $f_p \approx f_m$ (a) lub $f_p \neq f_m$ (b)

gdzie $S(f)$ jest widmem sygnału odebranego. Niech widmo mocy $S(f)$ sygnału odebranego będzie gaussowskie z pewnym czynnikiem skalującym A , co koresponduje z sytuacją opisaną w podrozdziale 3.2.1 w której na przetwornik podawany jest krótki impuls modelowany sygnałem δ , a funkcja przenoszenia przetwornika jest gaussowska z częstotliwością średnią f_p i z wariancją $\sigma_{0T}^2/2$. Widmo to opisane jest wyrażeniem 3.41.

$$S(f) = A \cdot \exp\left(-\frac{(f - f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) \quad (3.41)$$

Mianownik równania 3.40 przybiera wtedy następującą postać

$$\int_{f_1}^{f_2} S(f)df = A \cdot \frac{\sqrt{\pi}}{2} \sigma_{0T} \left(\operatorname{erf}\left(-\frac{(f_2 - f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) - \operatorname{erf}\left(-\frac{(f_1 - f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) \right) \quad (3.42)$$

gdzie erf jest tzw. funkcją błędu zdefiniowaną równaniem 3.43 [35].

$$\operatorname{erf}(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x \exp(-t^2)dt \quad (3.43)$$

Całka funkcji błędu natomiast dana jest równaniem 3.44 [35].

$$\int \operatorname{erf}(f)df = f \operatorname{erf}(f) + \frac{\exp(-f^2)}{\sqrt{\pi}} + \operatorname{const.} \quad (3.44)$$

Licznik równania 3.40 jest wyznaczony poniżej.

$$\begin{aligned}
 \int_{f_1}^{f_2} fS(f)df &= A \cdot \int_{f_1}^{f_2} f \exp\left(-\frac{(f-f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) df = \\
 &\quad \left. \begin{array}{l} t = \frac{f-f_p}{\sigma_{0T}} \\ df = dt\sigma_{0T} \\ t_1 = \frac{f_1-f_p}{\sigma_{0T}} \\ t_2 = \frac{f_2-f_p}{\sigma_{0T}} \end{array} \right| \\
 &= A \cdot \left(\int_{t_1}^{t_2} \sigma_{0T}^2 t \cdot \exp(-t^2) dt + f_p \int_{t_1}^{t_2} \sigma_{0T} \exp(-t^2) dt \right) = \\
 &= A \cdot \left(-\frac{\sigma_{0T}^2}{2} \left(\exp\left(-\frac{(f_2-f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) - \exp\left(-\frac{(f_1-f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) \right) \right) + \\
 &\quad A \cdot \left(f_p \frac{\sqrt{\pi}}{2} \sigma_{0T} \left(\operatorname{erf}\left(\frac{f_2-f_p}{\sigma_{0T}}\right) - \operatorname{erf}\left(\frac{f_1-f_p}{\sigma_{0T}}\right) \right) \right) \quad (3.45)
 \end{aligned}$$

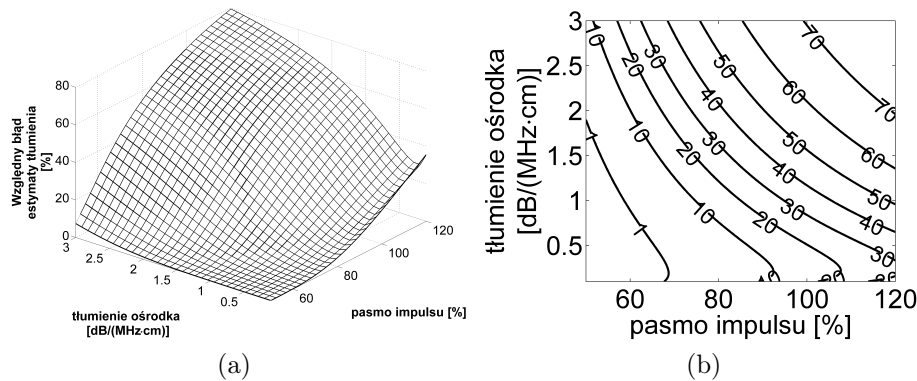
Ostatecznie po podstawieniu 3.45 i 3.42 do równania 3.40 częstotliwość średnia z widna na przedziale $[f_1, f_2]$ dana jest wyrażeniem 3.46.

$$f_m = f_p - \frac{\sigma_{0T}}{\sqrt{\pi}} \frac{\exp\left(-\frac{(f_2-f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right) - \exp\left(-\frac{(f_1-f_p)^2}{\sigma_{0T}^2}\right)}{\operatorname{erf}\left(\frac{f_2-f_p}{\sigma_{0T}}\right) - \operatorname{erf}\left(\frac{f_1-f_p}{\sigma_{0T}}\right)} \quad (3.46)$$

Mając f_m estymowane z danych pomiarowych można wyznaczyć f_p korzystając ze wzoru 3.46, a następnie wykorzystując równanie 3.36 wyznaczyć tłumienie. Niestety, we wzorze 3.46 częstotliwość f_p jest dana w postaci uwikłanej. Przybliżone wyznaczenie f_p jest możliwe z wykorzystaniem metod numerycznych, ale zwiększa złożoność obliczeniową, co nie jest bez znaczenia w przypadku systemów czasu rzeczywistego. Powstaje więc pytanie, kiedy dokładne wyliczenie jest konieczne, a kiedy można przyjąć założenie 3.37 by móc skorzystać ze wzoru 3.39. W celu znalezienia odpowiedzi zbadano jak zachowuje się błąd względny estymaty w zależności od pasma impulsu nadawanego i współczynnika tłumienia ośrodka. Błąd względny zdefiniowano równaniem 3.47

$$\Delta\alpha = \frac{\alpha_p - \alpha_m}{\alpha_p} \cdot 100\% \quad (3.47)$$

gdzie α_p i α_m oznaczają odpowiednio współczynniki tłumienia estymowane przy pomocy odpowiednio wzoru 3.36 i 3.39. Przykładowe zmiany błędu względnego w zależności od szerokości impulsu (pasma) i tłumienia ośrodka przedstawiono na rysunku 3.5. Wartości błędu wyznaczono przy założeniu, że częstotliwość f_p zmienia się zgodnie ze wzorem 3.34, początkowa częstotliwość impulsu $f_0 = 5 \text{ MHz}$, przebyta droga impulsu $\Delta x = 20 \text{ cm}$ (co odpowiada maksymalnej głębokości penetracji równej 10 cm w trybie pulse-echo), a częstotliwość próbkowania $f_s = 100 \text{ MHz}$ (co odpowiada ograniczeniu widma do przedziału częstotliwości $[f_1, f_2] = [0, 50] \text{ MHz}$). Takie parametry są typowe dla standardowego ultradźwiękowego obrazowania medycznego. Należy podkreślić, że wielkość błędu względnego zależy



Rysunek 3.5: Powierzchnia względnego błędu estymaty tłumienia (a) i odpowiadający jej kontur (b).

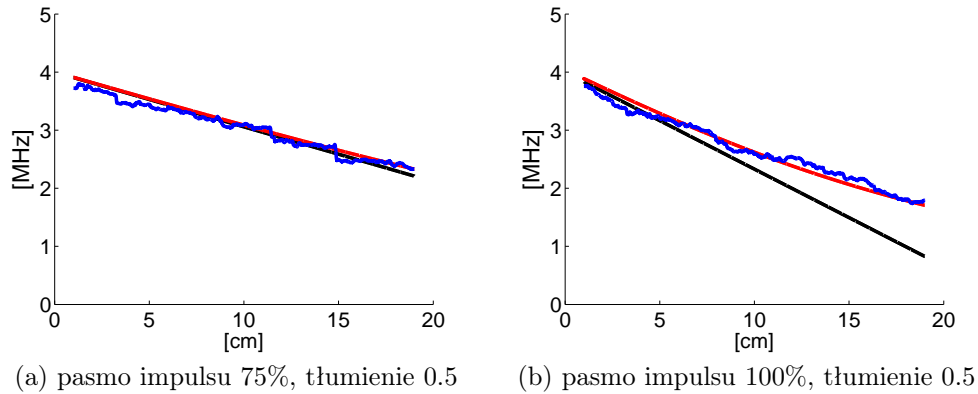
również od głębokości penetracji i rośnie wraz z nią, ponieważ im głębiej penetruje impuls, tym bardziej widmo jest przesunięte w stronę niskich częstotliwości i tym większa jest różnica między f_p i f_m . Głębokość penetracji 10 cm jest została wybrana, żeby pokazać jak się zmienia błąd względny na stosunkowo dużej głębokości. Na mniejszych głębokościach błąd względny będzie oczywiście mniejszy. Rysunek 3.5 może pomóc w podjęciu decyzji czy stosować założenie $f_p = f_m$, czy wyznaczać f_p dokładniej. Przykładowo można przyjąć, że maksymalny błąd względny rzędu 10% jest akceptowalny, a pomiary dokonywane są przy pomocy głowicy o paśmie 60% w ośrodku o tłumieniu nie przekraczającym $1 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Jeśli głowica ma pasmo 60% i jest pobudzana impulsowo, to akustyczny sygnał będzie miał pasmo $60\% \cdot \sqrt{2} \approx 84\%$. Z rysunku 3.5 wynika, że w takich warunkach przyjmując założenie $f_p = f_m$, popełniony błąd jest mniejszy niż 10%. Dla podobnego pomiaru, ale z użyciem głowicy o paśmie 80%, która pobudzona impulsowo

generuje sygnał o paśmie $80\% \cdot \sqrt{2} \approx 113\%$ założenie $f_p = f_m$ już słuszne nie jest. W celu weryfikacji równania 3.46 wykonano symulacje sygnałów rozproszonych dla różnych parametrów nadawczych i tłumienia ośrodka jak również pomiary doświadczalne.

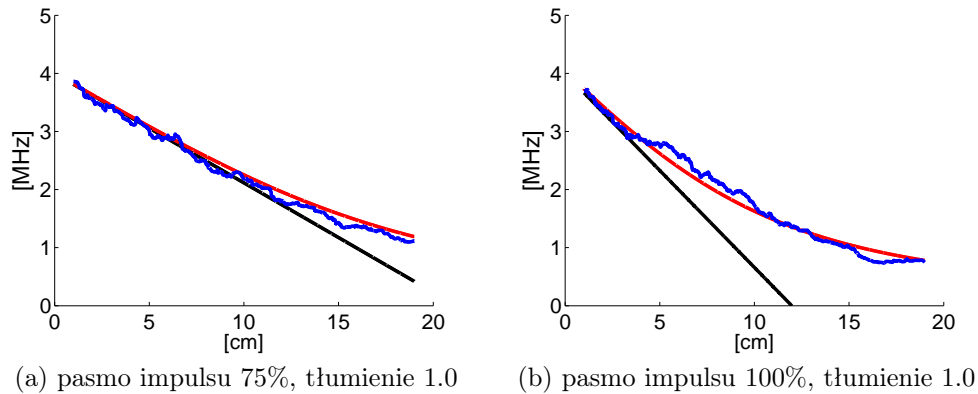
Wyniki symulacji

Symulacje wykonano w sposób szczegółowo opisany w rozdziale 4.1.2. Na rysunkach 3.6, 3.7 3.8 i 3.9 pokazane są wyniki symulacji, przedstawiające spadki częstotliwości średniej sygnału symulowanego (linie niebieskie) oraz spadek częstotliwości f_p modelowane przez równanie 3.34 (linie czarne) i spadek częstotliwości f_m 3.38 modelowane przez równanie (linie czerwone). Częstotliwość średnia była wyznaczana z sygnału symulowanego przy użyciu estymatora korelacyjnego opisanego w podrozdziale 3.1.2 Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu. Założono jednorodny, losowy rozkład punktowych rozpraszaczy w ośrodku o stałym tłumieniu i stałej prędkości dźwięku. Amplitudy rozpraszania również były dane rozkładem jednorodnym. Sygnał rozproszony zasymulowano jako sumę sygnałów rozproszonych na pojedynczych reflektorach punktowych. Założono przetwornik ultradźwiękowy o gaussowskiej odpowiedzi impulsowej, pobudzany sygnałem δ Diraca, a więc emitujący sygnał o widmie odpowiedzi impulsowej. Rozproszenie na punktowym reflektorze symulowano jako splot impulsu z sygnałem typu δ Diraca opóźnionym. Przyjęto przybliżenie akustyki liniowej, więc sygnał odebrany przez przetwornik po rozproszeniu impulsu na pojedynczym punktowym reflektorze był dany przez przesuniętą w czasie odpowiedź impulsową przetwornika. Odebrany sygnał RF był symulowany przez sumowanie ech pochodzących z poszczególnych rozpraszaczy.

Na rysunkach 3.6 – 3.9 widać, że wpływ przedziału całkowania rośnie wraz z rosnącą głębokością penetracji, pasmem impulsu sondującego i współczynnikiem tłumienia ośrodka. Dla tłumienia wynoszącego $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i pasma impulsu 75% różnice między f_p i f_m praktycznie są mniejsze niż odchylenie częstotliwości średniej wynikające z losowości sygnału na całej badanej głębokości, a więc założenie 3.37 jest uzasadnione. Dla tego samego tłumienia i pasma impulsu 100% różnice są wyraźne, aczkolwiek zmiany częstotliwości f_p mogą być dobrze opisane funkcją liniową. Nieliniowość f_m jest wyraźna dla pasma 100% i tłumień $1, 1.5, 2 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, oraz dla pasma 75% i tłumień $1.5, 2 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Przyjmując, że obszar obrazowania nie będzie głębiej niż 10 cm można opisać f_p przy pomocy funkcji liniowej również dla pasma 75% i tłumienia $1.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Możliwość przy-

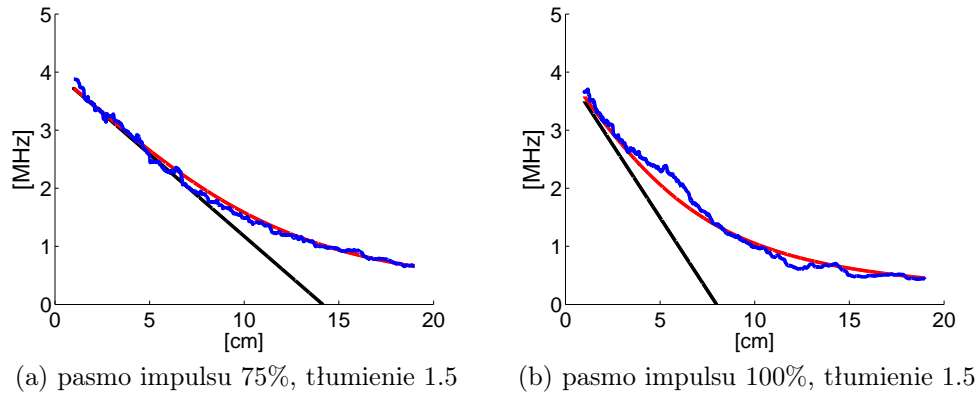


Rysunek 3.6: Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.

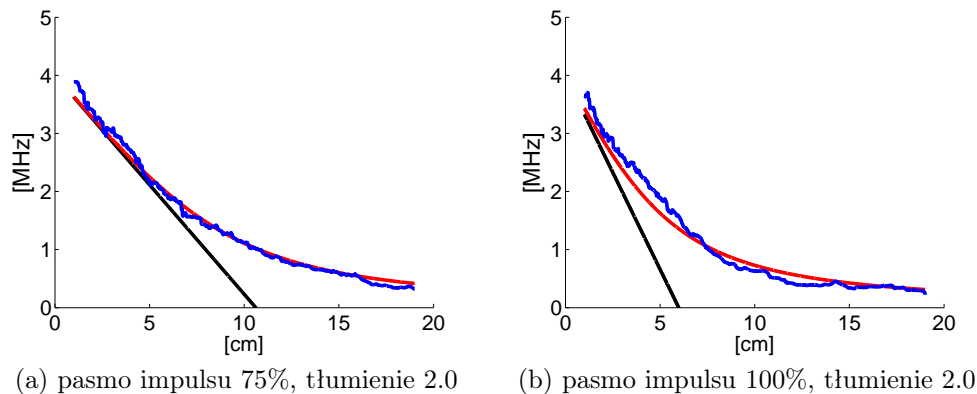


Rysunek 3.7: Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $1 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.

bliżenia spadku f_m przy pomocy funkcji liniowej jest istotna, nawet jeśli wyrażenie 3.37 nie jest spełnione, ponieważ estymata tłumienia obciążona będzie wtedy stałym błędem. Jeśli błąd jest stały, to dysponując fantomem



Rysunek 3.8: Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $1.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.



Rysunek 3.9: Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $2 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.

wzorcowym o znanym tłumieniu można łatwo wyznaczyć poprawkę do estymaty tłumienia.

Z powyższych rozważań można wnioskować, że w przypadku badania

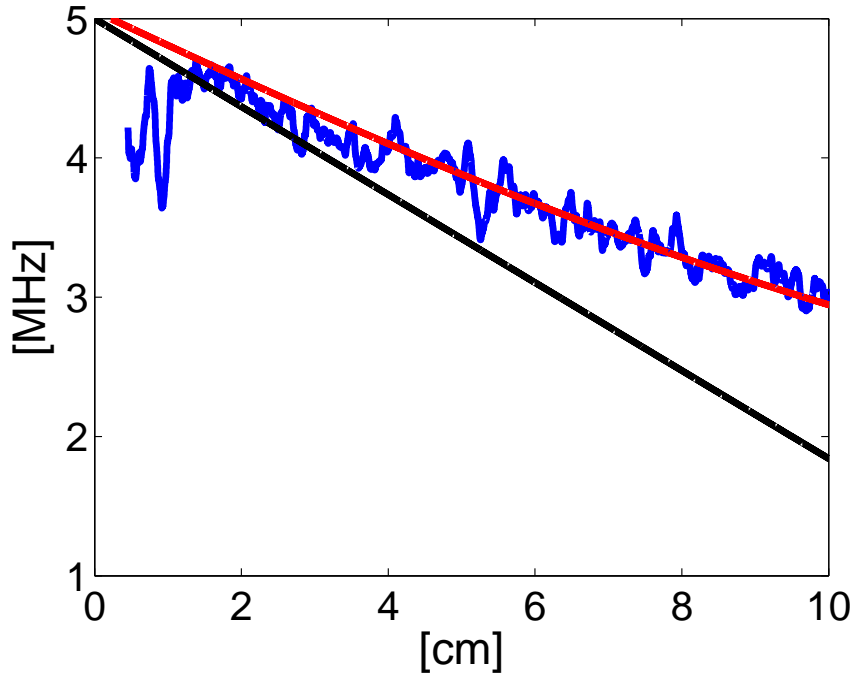
ośrodka o większym tłumieniu, warto rozważyć węższe pasmo sygnału sondującego tak, aby można było przyjąć założenie 3.37. W przeciwnym wypadku konieczne będzie wyznaczenie f_p z równania 3.46 co jest bardziej złożone obliczeniowo. O ile w przypadku przetwarzania off-line nie ma to aż takiego znaczenia, o tyle w przypadku systemów czasu rzeczywistego czas przetwarzania sygnałów ma istotne znaczenie.

Wyniki pomiaru

Równanie 3.46 sprawdzono również dla danych doświadczalnych. Wykonano pomiar na jednorodnym fantomie tkankowym z użyciem głowicy IMASONIC (C.1). Wyniki pokazano na rysunku 3.10. Głowica IMASONIC ma bardzo szerokie pasmo - pasmo impulsu nadanego i ponownie odebranego przez głowicę miało ok. 80% co odpowiada pasmu ok. 113% mierzonego hydrofonem. Dzięki tak szerokiemu pasmu efekt związany z przedziałem uśredniania częstotliwości jest wyraźnie widoczny. Podobnie jak w przypadku danych pochodzących z symulacji linią niebieską przedstawiono spadek częstotliwości średniej estymowany z sygnału RF, a linie czarna i czerwona przedstawiały odpowiednio spadek częstotliwości piku f_p opisany wyrażeniem 3.34 i spadek częstotliwości średniej f_m opisany wyrażeniem 3.46. Jak widać wyrażenie 3.46 lepiej opisuje spadek częstotliwości średniej niż wyrażenie 3.34. Wyniki pomiaru są zgodne z wynikami symulacji przedstawionymi wcześniej.

Podsumowanie

Współczesne przetworniki montowane w medycznych głowicach ultradźwiękowych służących do obrazowania najczęściej mają deklarowane przez producenta pasmo nie przekraczające 75%. Przykładowo, na specyfikacji typów głowic współpracujących z ultrasonografem ULTRASONIX (B.4) na 10 opisanych głowic pasmo 5 z nich wynosi ok. 60%, 4 ok. 65% i tylko jednej 70%. Dla takich głowic stosowanych do obrazowania tkanki na przeciętnych głębokościach (nie przekraczających 10 cm) i w przeciętnie tłumiącym ośrodku (tzn. nie przekraczającym $1.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$) uzasadnione jest stosowanie przybliżenia liniowego dla spadku częstotliwości i tak też uczyniono w badaniach prowadzonych na potrzeby niniejszej pracy. Dodatkowym czynnikiem wpływającym na podjęcie tej decyzji jest fakt, że przypadku wyrażenia 3.46 współczynnik f_p dany jest w postaci uwikłanej i dokładne jego wyznaczenie jest znacznie bardziej skomplikowane (wymaga to dużo więcej obliczeń numerycznych) niż przy wykorzystaniu równania 3.34,



Rysunek 3.10: Estymowane zmiany częstotliwości średniej rzeczywistego sygnału rozproszonego (linia niebieska), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linia czarna) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linia czerwona). Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.

co ma decydujące znaczenie w przypadku potencjalnych zastosowań czasu rzeczywistego. Wyznaczając współczynnik tłumienia z zastosowaniem liniowego przybliżenia spadku częstotliwości średniej trzeba wziąć pod uwagę, że w ogólności spadek częstotliwości średniej będzie mniejszy niż to wynika z równania 3.34. Jest to wyraźnie widoczne na rysunkach 3.6 - 3.10. Odpowiada to spadkowi częstotliwości impulsu o nieco węższym paśmie. Przyjmując równość f_p i f_m wyrażenie 3.34 opisujące spadek częstotliwości f_p przechodzi w 3.48 opisujące spadek częstotliwości f_m , natomiast wyrażenie na lokalny współczynnik tłumienia 3.36 przechodzi w 3.49. W wyrażeniach 3.48 i 3.49 wariancja σ_{0T}^2 zostaje zastąpiona wariancją efektywną σ_{ef}^2 , przy czym $\sigma_{0T}^2 < \sigma_{ef}^2$. Efektywną wariancję widma można wyznaczyć empirycznie na podstawie spadku częstotliwości zaobserwowanym w jednorodnym fantomie referencyjnym o znanym tłumieniu.

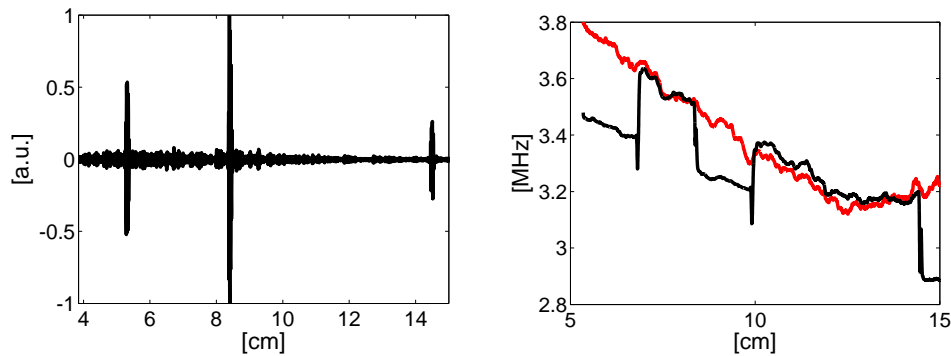
$$f_m = f_{0T} - \alpha_1 x \frac{\sigma_{ef}^2}{2} \quad (3.48)$$

$$\alpha_1 = -\frac{2}{\sigma_{ef}^2} \frac{df_m}{dx} \quad (3.49)$$

3.2.3 Wpływ silnych ech obecnych w sygnale RF na estymatę częstotliwości średniej

Algorytm IQ działa dobrze na sygnale rozproszonym w tkance lub ośrodku tkankopodobnym, jednak w przypadku obecności w echu wyraźnych, bezpośrednich odbić (ang. specular reflections) estymata jest wyraźnie obciążona. Zaproponowaną metodą korekcji jest dzielenie sygnału RF przez jego obwiednię, w celu wyrównania amplitudy. Przykład działania metody przedstawiony jest na rysunku 3.11. Dane zostały zebrane przy użyciu głowicy płaskiej IMASONIC (C.1) i wzorca tkankowego (A.2). Na sygnale RF widać wyraźne trzy echa, pochodzące od nitki obecnych w fantomie. Na przebiegu częstotliwości średniej bez korekcji (linia czarna) obecność tych ech powoduje gwałtowny spadek częstotliwości średniej w okolicach położenia pików. Korekcja (linia czerwona) znosi ten efekt. Na zaprezentowanym przykładzie widać również, że przebieg częstotliwości średniej po korekcji charakteryzuje się nieco większym nachyleniem w stosunku do nachylenia krzywej bez korekcji. Jest to prawdopodobnie związane z tym, że częstotliwość średnia liczona jest w pewnej bramce czasowej. Sygnał w bramce jest sumą sygnałów pochodzących z różnych głębokości. Sygnały pochodzące z większej głębokości mają mniejszą amplitudę, a więc ich wkład do estymaty częstotliwości średniej w bramce jest mniejszy. W sytuacji kiedy bramka czasowa jest duża, estymata częstotliwości średniej na sygnale bez korekcji amplitudy będzie nieco wyższa od częstotliwości średniej liczonej dla sygnału po korekcji. Zaprezentowane wyniki zostały otrzymane z użyciem układu bez ZRW, zatem spadek amplitudy był w przybliżeniu eksponencjalny. W tej sytuacji można się spodziewać, że spadek częstotliwości średniej liczony na sygnale z korekcją będzie większy niż spadek bez korekcji, tak jak zaobserwowano. W prezentowanym przypadku (rys. 3.11) nachylenie prostej dopasowanej do przebiegu częstotliwości średniej bez korekcji na odcinku do 12cm (z wyłączeniem fragmentów krzywej pochodzących z obszarów zawierających silnie odbijające nitki) odpowiadało tłumieniu $0.49dB/(MHz \cdot cm)$. W przypadku przebiegu częstotliwości średniej z zastosowaniem korekcji nachylenie dopasowanej prostej odpowiadało tłumieniu $0.52dB/(MHz \cdot cm)$, podczas gdy współczynnik tłumienia deklarowany przez producenta wynosił $0.51 \pm 0.02dB/(MHz \cdot cm)$ i $0.50 \pm 0.02dB/(MHz \cdot cm)$ odpowiednio dla częstotliwości 4MHz i 3MHz. Obie estymowane wartości były zatem

w granicach błędu z jakim tłumienie określił producent wzorca. Chociaż występuje tutaj pewna różnica między estymatą tłumienia z i bez korekcji amplitudy to trzeba podkreślić, że jest znacznie mniejsza w porównaniu do błędów wynikających z losowego charakteru sygnałów rozproszonych i omówionych w rozdziale 4.1.



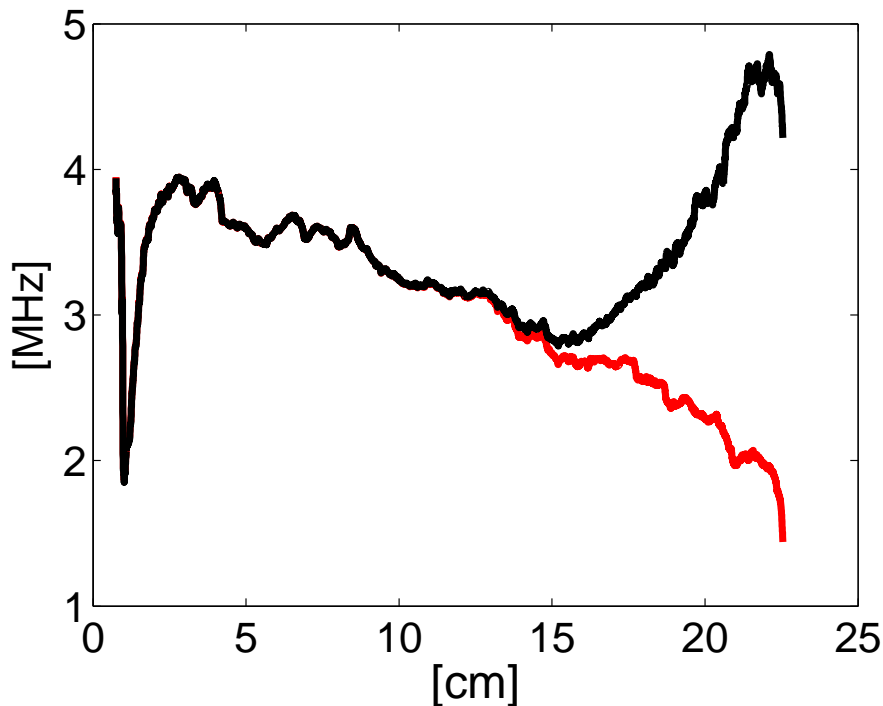
(a) Sygnał rozproszony zawierający silne echa (b) Przebieg częstotliwości średniej

Rysunek 3.11: Korekcja wpływu dużych echa na estymatę częstotliwości średniej. Z sygnału RF (a) otrzymano przebieg częstotliwości średniej bez korekcji (b – linia czarna) i z korekcją (b – czerwona linia)

3.2.4 Wpływ obecności szumu elektronicznego w sygnale RF na estymatę częstotliwości średniej

Szum elektroniczny jest naturalnym składnikiem sygnałów odbieranych i przetwarzanych przez skanery ultradźwiękowe, dlatego istotne jest rozważenie jego wpływu na wartość estymowanej częstotliwości średniej i w dalszym rzędzie na estymatę tłumienia. Na rysunku 3.12 przedstawione są wyniki eksperymentalne pokazujące wpływ szumu na częstotliwość średnią. Dane zostały zebrane przy użyciu ultrasonografu ANTARES (B.2) i wzorca tkankowego (A.1). Dane zebrane były z wykorzystaniem głowicy convex (C.2), a częstotliwość impulsu nadawczego wynosiła 4.44MHz . Widać, że do ok. 10cm różnica między spadkiem z pojedynczego pomiaru i danych uśrednionych jest bardzo mała. Na większych głębokościach, wraz z malejącym stosunkiem sygnału do szumu (SNR) wkład energetyczny szumu w sygnale jest coraz bardziej istotny i składowe widma szumu zaczynają dominować w widmie sygnału. W takiej sytuacji wartości estymaty częstotliwości średniej będą dążyć do częstotliwości średniej szumu. Na SNR

wpływ ma głębokość penetracji, średnie tłumienie na drodze impulsu ultradźwiękowego, jego widmo i moc nadanego sygnału.



Rysunek 3.12: Wpływ szumu elektronicznego w sygnale RF na estymację częstotliwości średniej. Linia częstotliwości średniej z pojedynczego pomiaru (czarna) i uśredniona po 17 pomiarach (czerwona).

W przypadku nieoptymalnych parametrów można wykonać uśrednienie sygnałów w czasie, w celu polepszenia SNR i minimalizacji wpływu szumu na estymację częstotliwości średniej i w dalszym rzędzie na estymację tłumienia. Wpływ szumu na estymację częstotliwości średniej w badanej sytuacji w pierwszych 10 cm fantomu o jednorodnym tłumieniu (rys. 3.12) wydaje się niewielki, jednak w przypadku obrazowania obiektu o tłumieniu znacznie różniącym się od tłumienia tła, szum może spowodować powstanie na obrazie tzw. artefaktów – obszarów o tłumieniu innym niż w rzeczywistości, położonych za obiektem. Jest to spowodowane różnicą między SNR sygnałów pochodzących z obiektu i sygnałów, które nie oddziaływały z obiektem. Efekt ten jest rzeczywiście obserwowany, co zostanie pokazane w rozdziale prezentującym wyniki pomiarów (4.2.2, 4.2.3).

Rozdział 4

Praktyczne zastosowanie algorytmu estymacji tłumienia

4.1 Rozdzielczość metody

4.1.1 Wstęp

Estymowane linie tłumienia charakteryzują się dużą wariancją co wynika z losowości sygnałów RF. Wielkość wariancji związana jest bezpośrednio z parametrami estymacji tzn. z wielkością okna algorytmu IQ, wielkością okna algorytmu SSA oraz z liczbą uśrednianych linii. Im większe są te parametry, tym mniejsza jest wariancja estymaty, czyli obciążona jest ona mniejszym błędem. Z drugiej strony zwiększanie tych parametrów wpływa negatywnie na rozdzielczość. Większe okna algorytmów IQ i SSA powodują mniejszą rozdzielczość wzdłużną, a większa liczba uśrednianych linii zmniejsza rozdzielczość poprzeczną. Istotne jest zatem określenie optymalnych parametrów estymacji, oraz odpowiedź na pytanie jakie zmiany tłumienia w tkance, tj. ich wartości i rozmiary, algorytm jest w stanie detekować. W tym celu przeprowadzono badania symulacyjne i pomiary na wzorcu tkankowym, opisane i omówione poniżej.

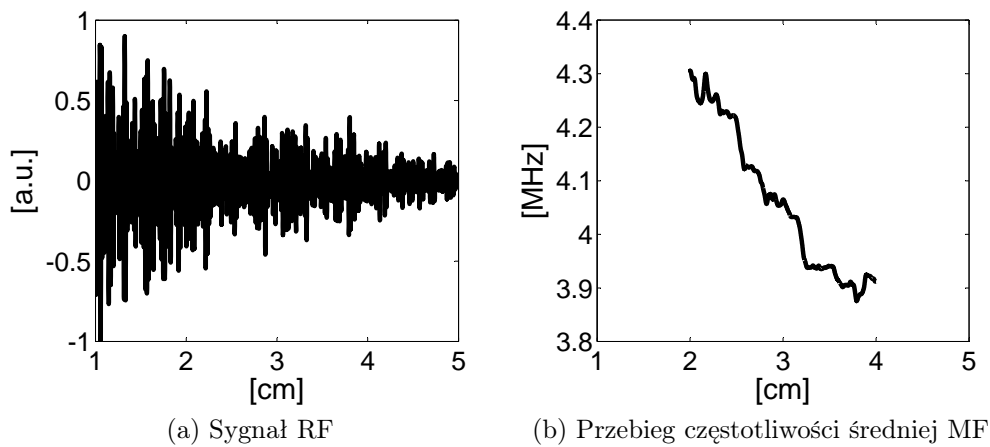
4.1.2 Badania symulacyjne

Jednym z elementów badania rozdzielczości metody estymacji współczynnika tłumienia były badania z użyciem symulacji komputerowych. Ba-

dania symulacyjne zostały przeprowadzone z następujących powodów. Określenie optymalnych parametrów estymacji wymagało przeprowadzenia badań statystycznych dużego zbioru niezależnych od siebie linii RF. Przyjęto, że aby uzyskać na drodze pomiaru dwie niezależne linie RF, należy go wykonać w dwóch różnych miejscach badanego obszaru. Oznacza to, że pola styku przetwornika z fantomem nie powinny na siebie zachodzić, a zatem potrzebny byłby dostęp do dużych powierzchni wzorca tkankowego nie zawierającego żadnych dodatkowych obiektów takich jak nici lub cysty. Niestety w momencie prowadzenia badań powierzchnia robocza dostępnych wzorców tkankowych, która spełniałaby takie wymagania była zbyt mała, żeby uzyskać odpowiednią liczbę niezależnych pomiarów. Przy użyciu symulacji natomiast można wygenerować dowolną liczbę niezależnych od siebie linii RF. Drugim powodem było to, że symulując można zupełnie zaniedbać takie czynniki jak szum elektroniczny aparatury pomiarowej, jak również ewentualne lokalne niejednorodności tłumienia wzorca tkankowego. Problem sprowadzono do jednego wymiaru, dzięki czemu pominięto efekty związane z dyfrakcją. Symulację wykonano w środowisku Matlab®.

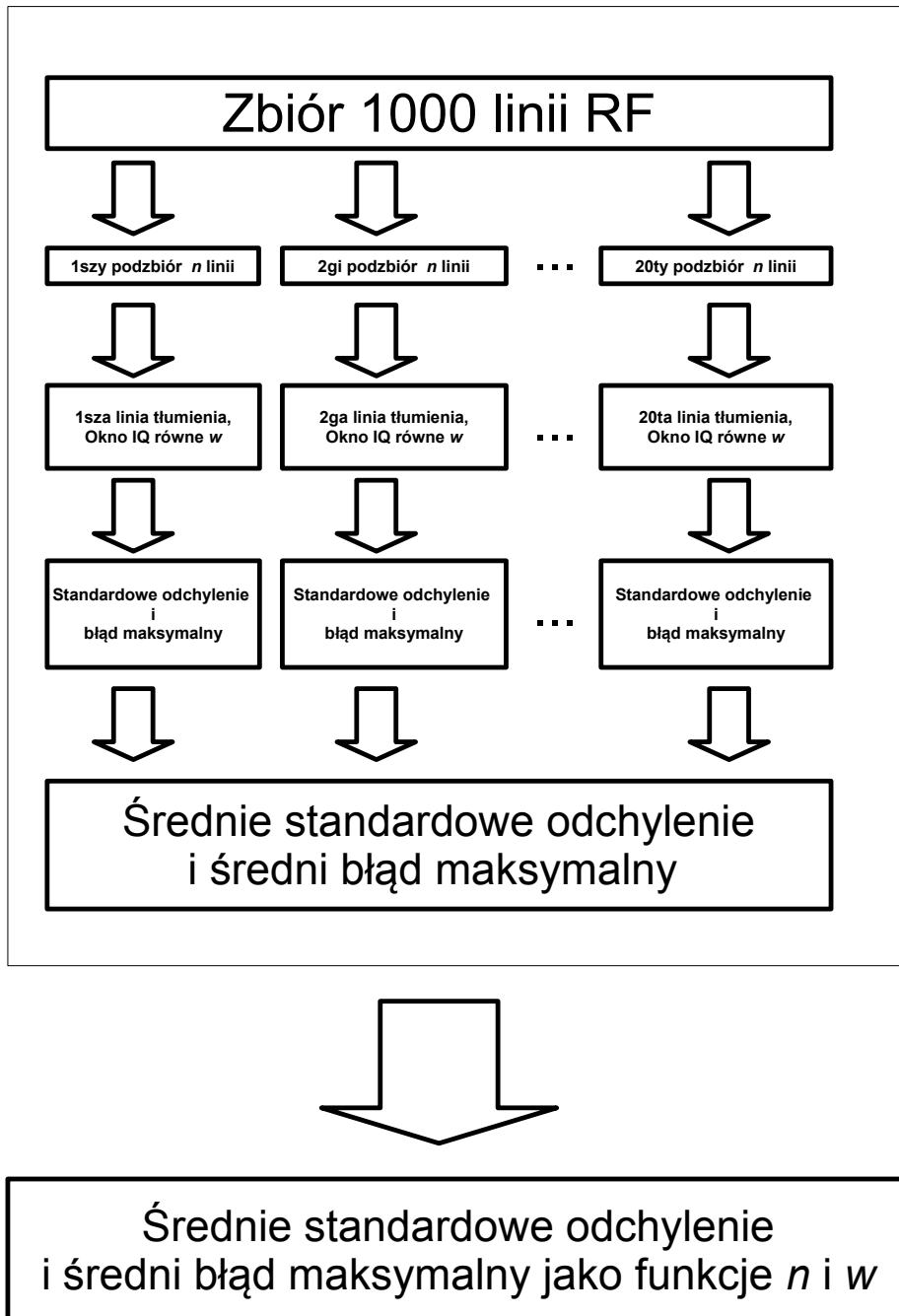
W ramach symulacji wygenerowano 1000 sztucznych sygnałów RF, a następnie każdą przetworzono algorytmem estymującym tłumienie. Sygnały RF generowane były w następujący sposób. Założono jednorodny rozkład centrów rozpraszających wzdłuż drogi 1 – 5 cm, oraz jednorodny rozkład ich amplitud rozpraszania. Rozkłady te były losowane osobno dla każdej symulowanej linii RF, czyli każda linia była niezależna od innych. Przyjęto wartość tłumienia ośrodka równą $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Sygnał odebrany na przetworniku był symulowany jako suma sygnałów rozproszonych na pojedynczych centrach. Pojedyncze rozproszenie realizowane było jako iloczyn impulsu nadawczego z amplitudą danego rozpraszacza, a jego widmo było modyfikowane zgodnie z używanym w pracy modelem opisanym w rozdziale 3.1.1. Zgodnie z wyrażeniem 3.10 widmo było mnożone przez eksponencjalny człon tłumiący ($\exp(-2\alpha_1 f x)$), którego wykładnik był liniowo związany z odległością rozpraszacza od przetwornika. Przyjmuje się, że rozproszenie w tkance miękkiej można modelować rozpraszaczami punktowymi. Liczba rozpraszaczy w tzw. objętości pomiarowej rozumianej jako objętość jaką zajmuje impuls sondujący, powinna wynosić ok. 40 lub więcej [53]. W omawianej symulacji liczba rozpraszaczy była taka, żeby na drodze o długości równej 3 długościom fali λ znajdowało się około 60 rozpraszaczy. Długość 3λ odpowiada w przybliżeniu długości impulsu, czyli długości w której jest zlokalizowane większość jego energii. Przyjęto impuls sondujący o częstotliwości nośnej równej 4.44 MHz i obwiedni gaussowskiej. Pasma impulsu

rozumiane jako stosunek szerokości połówkowej (FWHM – wyrażenie 2.1) widma do częstotliwości głównej, wynosiło 80%. Użyte parametry impulsu sondującego odpowiadają w przybliżeniu impulsowi nadawanemu przez ultrasonograf Siemens Antares przy użyciu głowicy CH6-2 typu convex. Ultrasonograf opisany jest w dodatku B.2, natomiast głowica w dodatku C.2. Wybór parametrów związany był z tym, że był to jeden z aparatów użytych podczas badań metody. Przykładowy syntetyczny sygnał RF i odpowiadająca mu linia średniej częstotliwości (MF) zaprezentowane są na rysunku 4.1.



Rysunek 4.1: Zasymlowany sygnał RF i odpowiadający mu przebieg częstotliwości średniej

Wygenerowane sygnały przetwarzano zgodnie ze schematem prezentowanym na rysunku 4.2. Zbiór linii RF podzielono na 20 podzbiorów zawierających $n \in \{1, 5, 10 \dots 50\}$ linii. Każdy z podzbiorów przetwarzano w sposób opisany poniżej. Dla każdej z n linii w podzbiorze wyznaczano linie MF estymujące zmiany częstotliwości średniej, przy czym w algorytmie IQ użyto okien o liczbie próbek odpowiadającej $w \in \{1cm, 2cm, 3cm\}$. Następnie uśredniano n linii każdego podzbioru, a z wypadkowej linii MF wyznaczano trend wykorzystując technikę SSA z oknem równym oknu estymatora IQ. Zatem każdemu podzbiorowi n linii RF odpowiadał jeden uśredniony trend MF. Z trendu MF estymowano zmiany tłumienia – linie AL, wykorzystując równanie 3.36. Na liniach AL wyznaczano dwa parametry statystyczne – standardowe odchylenie od średniej σ , oraz błąd maksymalny Δ_{max} . Stan-



Rysunek 4.2: Schemat przetwarzania zasymulowanych sygnałów RF

Standardowe odchylenie σ dane jest wzorem 4.1.

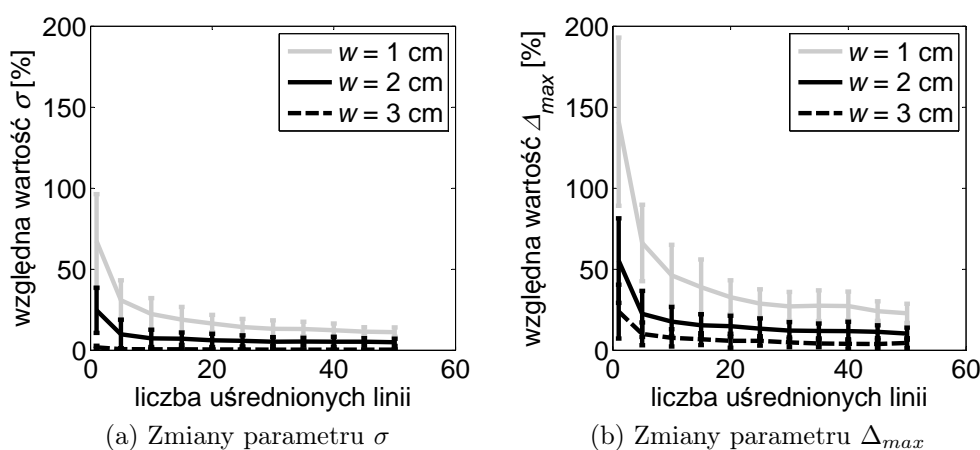
$$\sigma = \sum_{i=1}^N \sqrt{\frac{(x_i - \mu)^2}{N}} \quad (4.1)$$

gdzie N jest liczbą próbek w estymacji zmian tłumienia, x_i wartością i -tej próbki, a μ jest wartością średnią estymaty. Błąd maksymalny Δ_{max} dany jest wzorem

$$\Delta_{max} = \max(x_i - \alpha_{th}) \quad (4.2)$$

gdzie α_{th} jest założoną wartością tłumienia w ośrodku ($0.5dB/(MHz \cdot cm)$).

Liczba podzbiorów wynosiła 20, więc po przetworzeniu danych otrzymano 33 zbiory zawierających po 20 wartości σ i Δ_{max} dla każdego parametru w . Pozwoliło to na wyznaczenie średnich wartości tych parametrów oraz ich błędów standardowych. Wyniki symulacji zaprezentowane są na rysunku 4.3



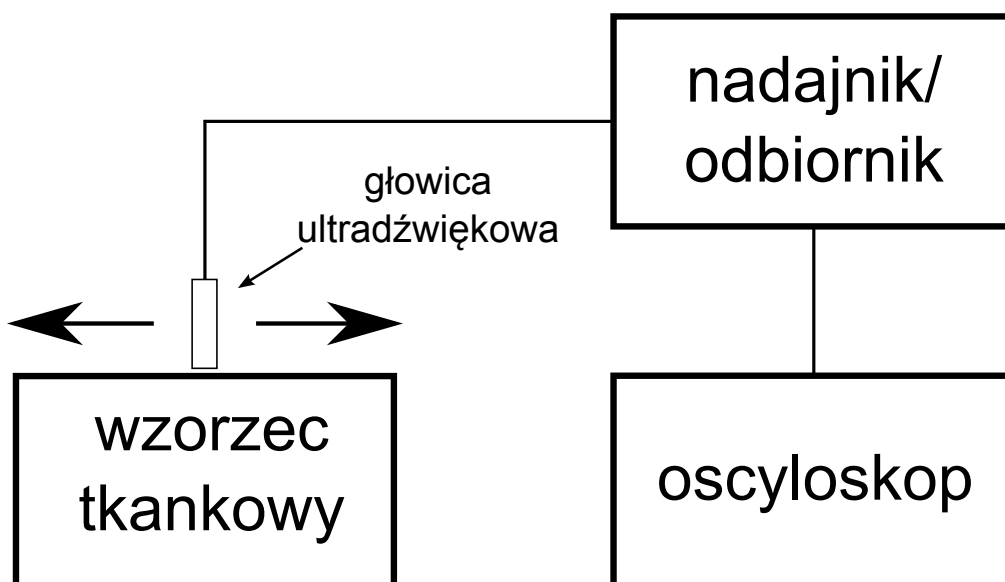
Rysunek 4.3: Parametry σ i Δ_{max} dla różnych okien algorytmu IQ i SSA

Na rysunkach przedstawione są względne zmiany σ i Δ_{max} dla okien w w zależności od liczby uśrednianych linii n . Widać wyraźnie, że obie wielkości wykazują podobne tendencje wraz z wydłużaniem się okien, oraz ze zwiększaniem się liczby uśrednianych linii. Zwiększanie tych parametrów skutkuje zmniejszaniem się σ i Δ_{max} , czyli dokładność estymacji rośnie. Istotne jest to, że zwiększanie okna w wydaje się mieć większe znaczenie, niż zwiększanie liczby uśrednianych linii. Przykładowo, zmiany w z $1cm$ na $2cm$ (Rys. 4.3), dla $n = 10$, skutkuje zmniejszeniem się średniej wartości σ z 22.4% do 7.3% . Podwojenie liczby linii z 10 na 20 , przy stałym oknie $w = 1cm$ powoduje spadek wartości σ do 16.5% , a więc znacznie mniejszy. Analogiczna tendencja występuje dla Δ_{max} – podwojenie okna $w = 1cm$ przy liczbie uśrednianych linii $n = 10$ powoduje zmianę średniej wartości Δ_{max} z 46.3% na 17.7% natomiast podwojenie n przy stałym oknie $w = 1cm$ powoduje spadek do 32.7% .

4.1.3 Badania empiryczne

Pomiary z użyciem głowicy z pojedynczym przetwornikiem

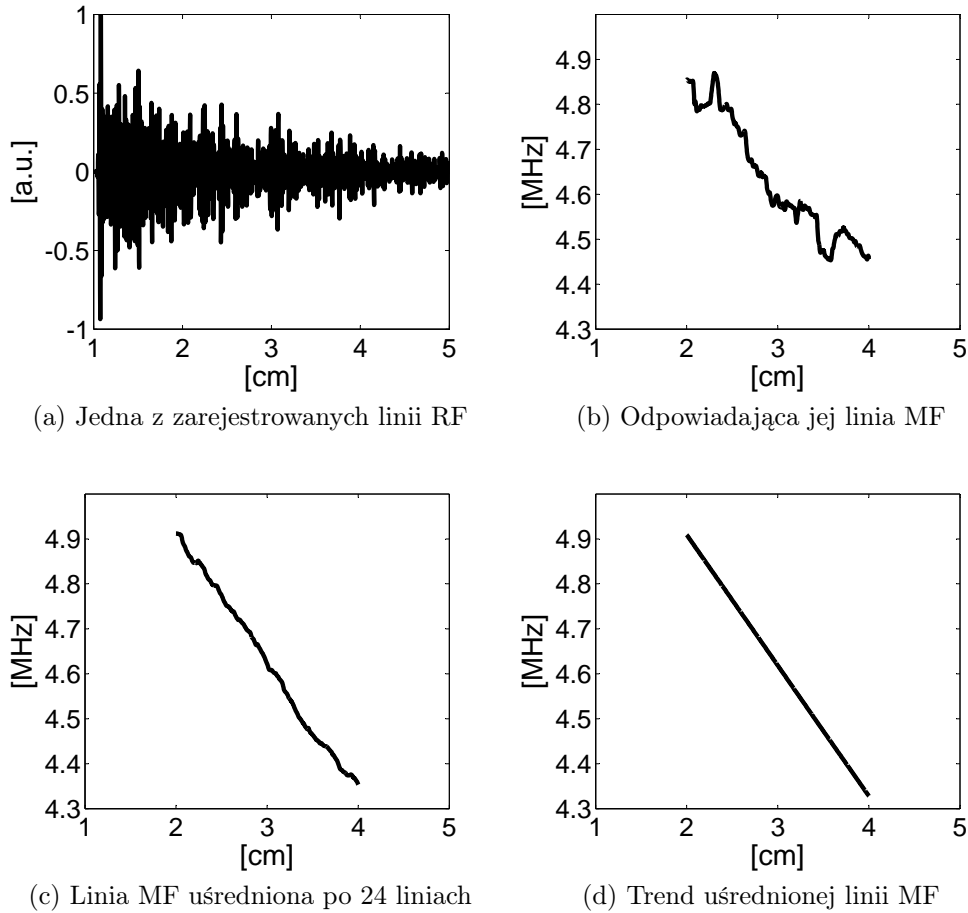
Pomiary przeprowadzono na wzorcu tkankowym firmy Dansk Fantom Service, model 571. Fantom opisany jest w dodatku A.1 Nominalne tłumienie wzorca wynosiło $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Pomiary przeprowadzono w obszarze jednorodnym wzorca (pozbawionym cyst). W pomiarach użyto płaskiej głowicy firmy IMASONIC, model ME5-1/2", o średnicy przetwornika 1.5 cm , częstotliwości rezonansowej równej 5 MHz i względnym paśmie 80%. Głowice opisano w dodatku C.1. Jako nadajnik i odbiornik służył pulser firmy Panametric, model 5900PR. Akwizycję danych przeprowadzono przy użyciu oscyloskopu firmy Agilent, model Infinium 54810A. Schemat połączeń w układzie pomiarowym przedstawiony jest na rysunku 4.4. Pomiar wykonany



Rysunek 4.4: Schemat układu pomiarowego

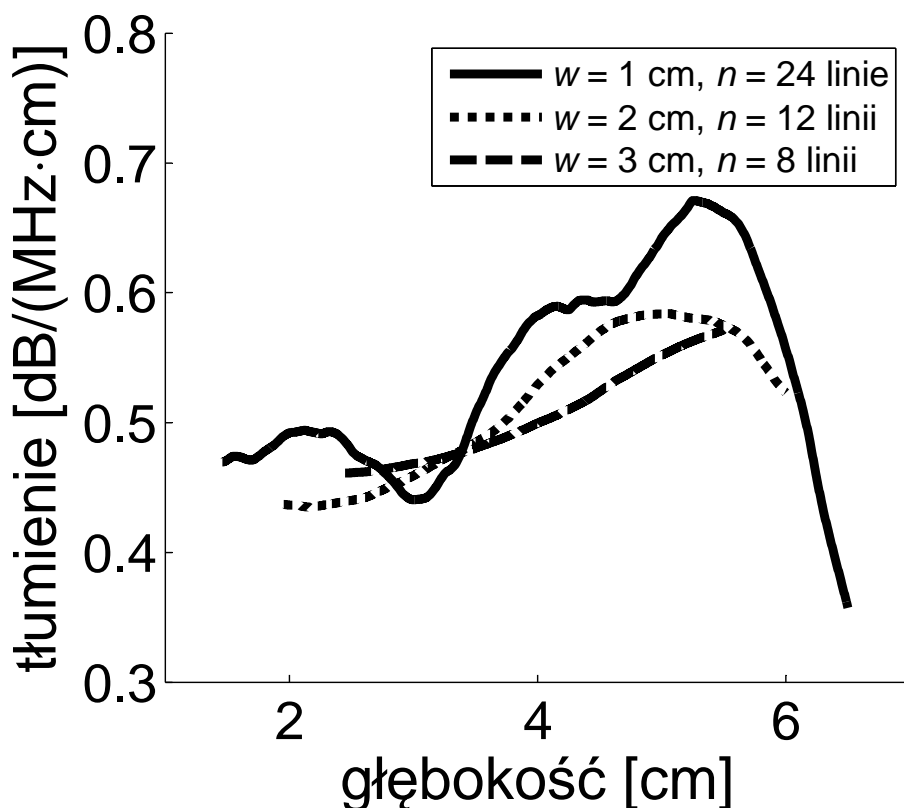
został w następujący sposób. Przetwornik stykał się ze wzorcem tkankowym. Pulser nadawał impuls do przetwornika i równocześnie wysyłał sygnał wyzwalający do oscyloskopu. Po nadaniu impulsu pulser zaczynał odbierać powracające echo, a odebrany sygnał przesyłany był do oscyloskopu, gdzie następowała rejestracja danych. Liczba rejestrowanych próbek odpowiadała zakresowi głębokości $1 - 7 \text{ cm}$. Następnie przemieszczano przetwornik w obrębie jednorodnego obszaru wzorca tkankowego z krokiem równym 5 mm i powtarzano procedurę rejestracji. Rozmiar jednorodnego obszaru w badanym wzorcu pozwolił na zarejestrowanie 24 linii. Przykład zarejestrowanej

linii RF, odpowiadający jej spadek częstotliwości średniej, spadek uśredniony po 24 liniach oraz trend tego spadku przedstawione są na rysunku 4.5. Następnie przetworzono zebrane sygnały algorytmem estymującym tłu-



Rysunek 4.5: Linie RF, MF, MF uśredniona i trend linii MF

mieniu z oknami $w \in \{1\text{cm}, 2\text{cm}, 3\text{cm}\}$ uśredniając odpowiednio dla każdego z okien po $n \in \{8, 12, 24\}$ liniach. Dzięki takiemu doborowi parametrów otrzymano linie tłumienia, dla których iloczyn $w \cdot n$, czyli wielkość proporcjonalna do iloczynu rozdzielczości wzdłużnej i rozdzielczości poprzecznej była stała. Estymowane linie tłumienia przedstawione są na rysunku 4.6. Prezentowane wyniki pomiarów potwierdzają wyniki symulacji, tzn. fakt, że okno w ma większy wpływ na zmniejszenie się wariancji estymaty niż liczba uśrednianych linii n . Dla w równego odpowiednio 1, 2 i 3cm wartości parametru σ wynoszą 15.5%, 11.1% i 7.1%. Analogiczne wartości parametru Δ_{max} wynoszą 34.2%, 16.8% i 14.3%. Te wartości generalnie zgadzają się z wynikami



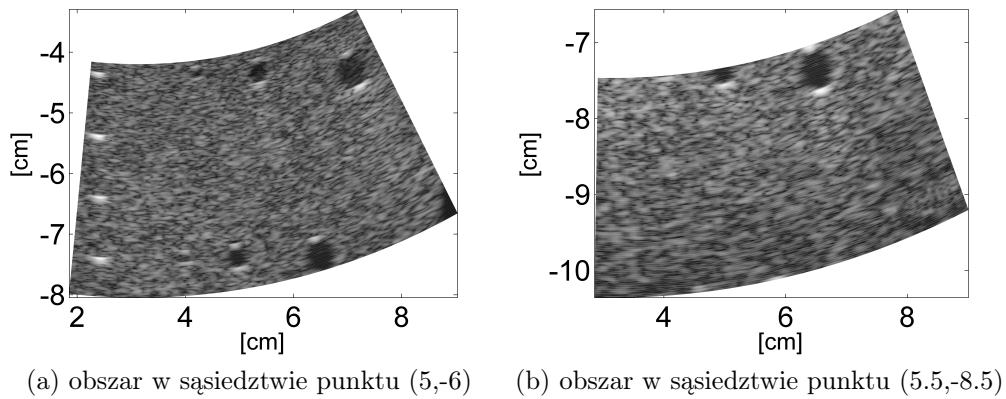
Rysunek 4.6: Trzy zmierzone profile tłumienia estymowane ze stałym iloczynem parametrów $w \cdot n$

symulacji, tzn. leżą w 95% przedziale ufności, za wyjątkiem wartości parametru σ dla $w = 3 \text{ cm}$, który leży poza tym przedziałem.

Pomiary z użyciem ultrasonografu i głowicy typu convex

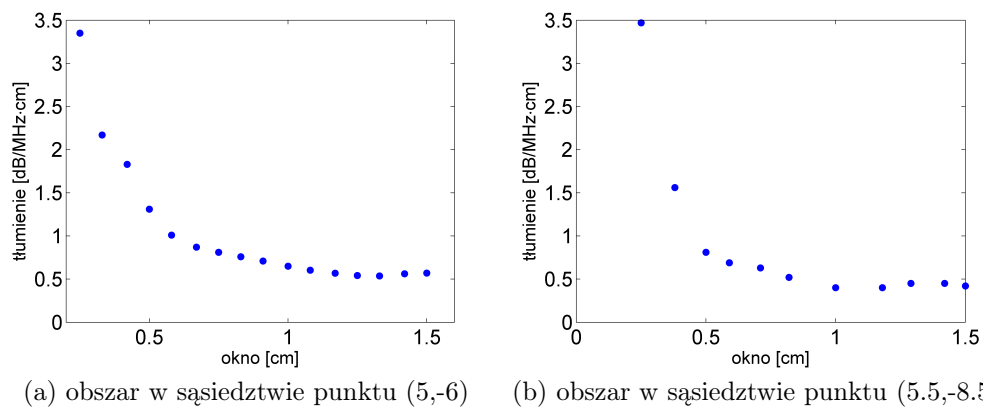
Pomiary przeprowadzono z użyciem ultrasonografu SIEMENS Antares wyposażonego w głowicę convex CH6-2 (C.2). Pomiary wykonano na wzorcu tkankowym Gammex o tłumieniu nominalnym $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ (A.5). Do pomiarów wybrano jednorodne obszary fantomu w sąsiedztwie punktów $(5, -6)$ i $(5.5, -8.5) \text{ cm}$. Punkty te leżały w centrum obszaru estymacji. Obrazy B-mode zawierające badane obszary pokazane są na rysunkach 4.7.

Zbadano jak zmienia się estymowany współczynnik tłumienia w zależności od wielkości obszaru na którym estymowano. Parametr w , czyli długości okien IQ i SSA odpowiadał parametrowi n , czyli liczbie uśrednianych linii



Rysunek 4.7: Badane obszary wzorca tkankowego

na danej głębokości. Wyniki przedstawione są w tabelach 4.1 i 4.2, oraz na rysunkach 4.8. Wyniki wskazują, że estymata do rzeczywistej wartości tłumienia zbiega asymptotycznie wraz z rosnącym obszarem uśredniania, co jest zgodne z wynikami symulacji.



Rysunek 4.8: Zmiany estymowanego współczynnika tłumienia w zależności od długości okna dla punktów pomiarowych

4.1.4 Podsumowanie

Wyniki pomiarów generalnie zgadzają się z wynikami symulacji. Długość okna w ma większe znaczenie dla jakości estymacji niż liczba uśrednionych linii n . Krzywizna funkcji $\sigma(n)$ i $\Delta_{max}(n)$ dość szybko maleje, co wskazuje, że chociaż uśrednianie jest istotne, to nie warto do uśredniania stosować zbyt

liczba sampli okna	liczba li- nii	współczynnik tłumienia [$dB/(MHz \cdot cm)$]	pole po- wierzchni okna [cm^2]	długość okna [cm]
128	6	3.35	0.06	0.25
170	8	2.17	0.10	0.33
212	10	1.83	0.18	0.42
256	12	1.31	0.25	0.5
302	14	1.01	0.34	0.58
350	16	0.87	0.45	0.67
390	18	0.81	0.56	0.75
432	20	0.76	0.69	0.83
474	22	0.71	0.83	0.91
512	24	0.65	1	1
554	26	0.60	1.17	1.08
598	28	0.57	1.37	1.17
640	30	0.54	1.56	1.25
662	32	0.54	1.77	1.33
726	34	0.56	2.02	1.42
768	36	0.57	2.25	1.5

Tablica 4.1: Zmiany estymowanego tłumienia w punkcie (5,-6) cm, w zależności od długości okna i liczby linii

liczba sampli okna	liczba li- nii	współczynnik tłumienia [$dB/(MHz \cdot cm)$]	pole po- wierzchni okna [cm^2]	długość okna [cm]
128	4	3.47	0.06	0.25
192	6	1.56	0.14	0.38
256	8	0.81	0.25	0.5
300	10	0.69	0.35	0.59
360	12	0.63	0.50	0.71
422	14	0.52	0.67	0.82
512	17	0.4	1	1
602	20	0.4	1.39	1.18
662	22	0.45	1.66	1.29
722	24	0.45	2.02	1.42
768	26	0.42	2.25	1.5

Tablica 4.2: Zmiany estymowanego tłumienia w punkcie (5.5,-8.5) cm, w zależności od długości okna i liczby linii

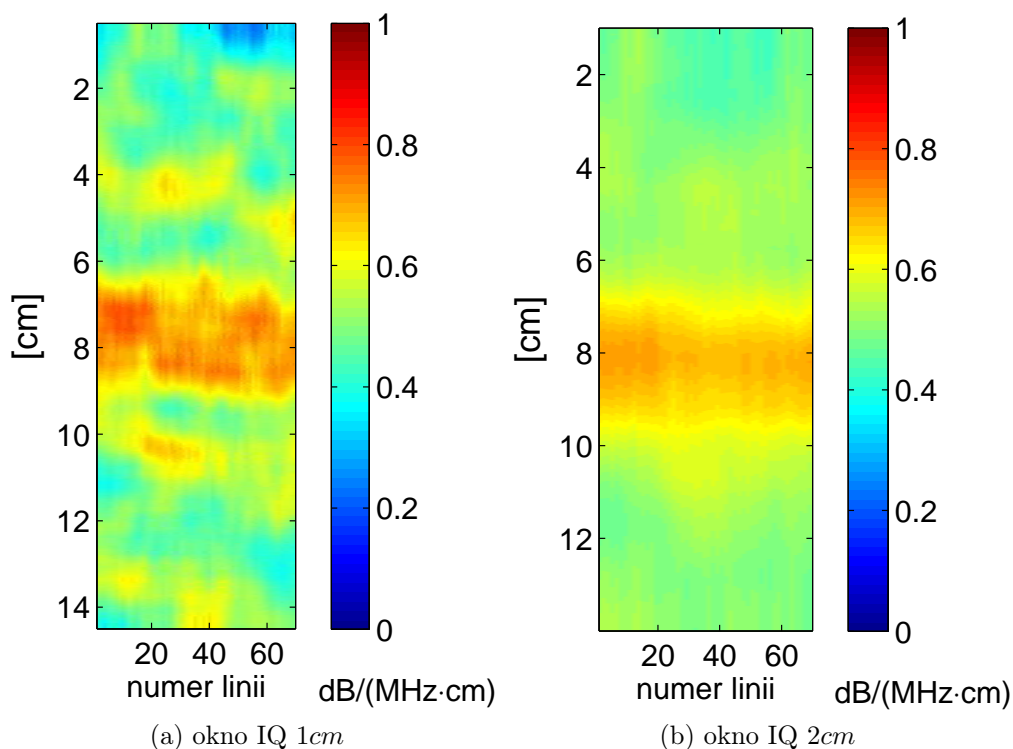
dużych liczby linii, bo tracąc rozdzielczość poprzeczną zysk na dokładności jest niewielki. Na podstawie rysunku 4.3, liczba n zawierająca się między 20 a 40 wydaje się rozsądna. Parametry w i n powinny być dobrane w zależności od zastosowania. Jeśli można się spodziewać stosunkowo dużych zmian tłumienia, można użyć mniejszych wartości tych parametrów, uzyskując większą rozdzielczość. Przykładowo, w przypadku ablacji tkanki zmiany te mogą sięgać 200% [56], a więc powinny zostać detekowane już przy małych wartościach w i n . W przypadku diagnostyki chorób wątroby takich jak marskość lub stłuszczenie, zmiany tłumienia są mniejsze i sięgają odpowiednio od kilku do kilkudziesięciu procent [29]. Wątroba jest jednak stosunkowo dużym narządem, a w tego typu chorobach zmiany tłumienia nie są zlokalizowane, a dotyczą raczej całego organu, można więc poświęcić rozdzielczość na rzecz dokładności i użyć odpowiednio większych parametrów w i n . W przypadku wątroby marskiej, przyjmując kilkuprocentowe zmiany tłumienia, wydaje się odpowiednie użycie okna co przynajmniej $w = 3cm$. W przypadku stłuszczenia wątroby i zmian tłumienia sięgających kilkudziesięciu procent można użyć nieco mniejszych parametrów w i n , np. $w = 1cm$ i $n = 20$ uzyskując tym samym trochę lepszą rozdzielczość. Należy też zauważyć, że parametr n dotyczy linii losowo niezależnych. W przypadku pomiarów, w których kolejne apertury odbiorcze zachodzą na siebie, linie nie będą od siebie zupełnie niezależne i wtedy ich liczba musi być większa. Taka sytuacja ma na ogół miejsce we współczesnych aparatach USG i macierzami przetworników. Generalnie, biorąc pod uwagę opisane w literaturze wielkości zmian tłumienia w tkankach miękkich, przy korzystaniu z opisywanej metody estymacji tłumienia, uśrednianie estymowanych linii jest operacją konieczną.

4.2 Zastosowanie estymatora tłumienia do danych symulowanych i rzeczywistych

W następnych podrozdziałach przedstawione zostaną rezultaty zastosowania estymatora tłumienia do danych RF pochodzących z symulacji, z pomiarów z wykorzystaniem głowicy z pojedynczym przetwornikiem oraz z wykorzystaniem ultrasonografu ultrasonografów komercyjnych.

4.2.1 Symulacje

Aby abstrahować od zjawisk związanych z rozkładem pola akustycznego problem zredukowano do jednego wymiaru. Rozproszenie modelowane było jako splot impulsu nadawczego z odpowiedzią impulsową rozpraszacza. Założono odpowiedź impulsową typu delta Diraca. Amplitudy rozpraszaczy i ich położenie były losowane z rozkładem jednorodnym. Liczba rozpraszaczy w objętości pomiarowej wynosiła 60, co jest zupełnie wystarczającą liczbą wg. literatury [53]. Symulowana częstotliwość nadawcza wynosiła 4.44MHz , pasmo 80%. Ponadto symulowano wtrącenie w ośrodek o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz}\cdot\text{cm})$ warstwy o innym tłumieniu (0.7 lub $1\text{dB}/(\text{MHz}\cdot\text{cm})$). Warstwa znajdowała się w przedziale głębokości $6-9\text{cm}$. Generowanie linii RF były niezależne od siebie nawzajem. Symulacje przeprowadzono w środowisku Matlab[®]. Wynikowe mapy tłumienia przedstawione są na rysunku 4.9. Zastosowane okna algorytmów IQ i SSA były so-



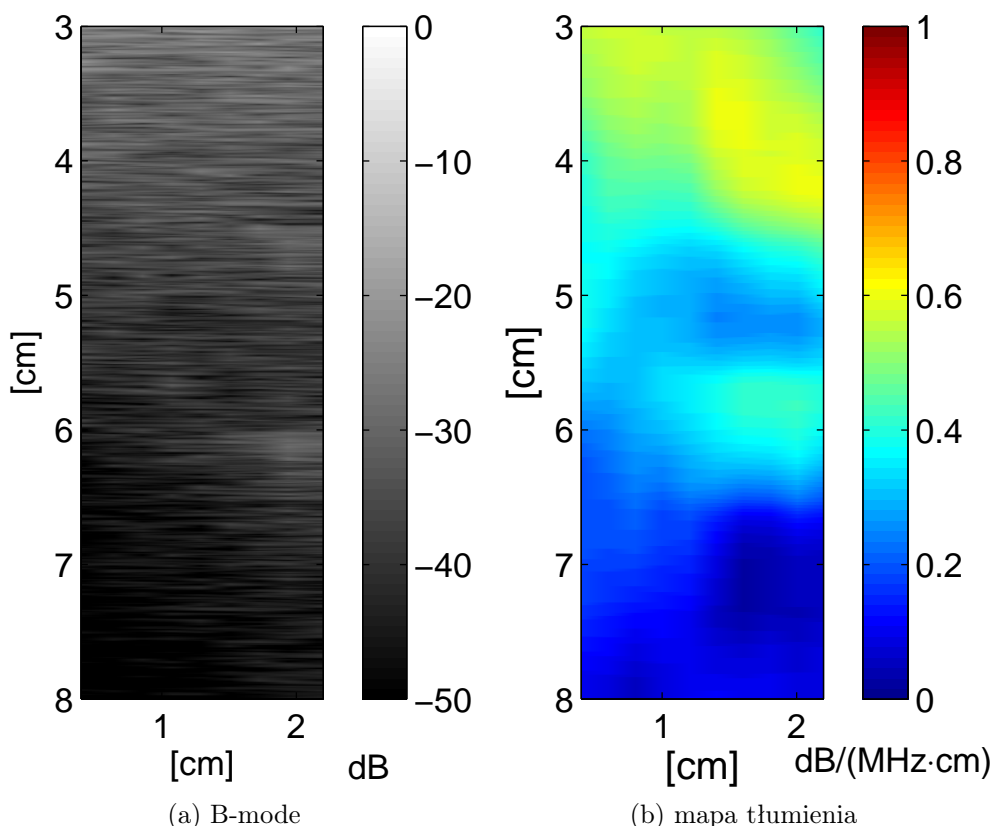
Rysunek 4.9: Mapy tłumienia z danych symulowanych. Symulowano warstwę o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz}\cdot\text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz}\cdot\text{cm})$. Mapy wykonano korzystając z tych samych danych, przy różnych wartościach okna IQ i SSA – 1cm (a) i 2cm (b).

bie równe i odpowiadały odpowiednio 1cm (4.9a) i 2cm (4.9b). Dodatkowo linie zostały przefiltrowane algorytmem SSA w płaszczyźnie X , z oknem równym 30 linii. W obu przypadkach obecność warstwy o innym tłumieniu niż otoczenie jest wyraźnie widoczna. W przypadku okna 1cm obrazek jest bardziej zaszumiony niż w przypadku okna 2cm co jest zgodne z rozważaniami przytoczonymi w rozdziale dotyczącym rozdzielczości metody (4.1). Algorytm estymacji tłumienia działa dobrze na badanych sygnałach RF, pochodzących z symulacji. Wartość tłumienia w ośrodku i wewnątrz warstwy jest dobrze estymowana. Położenie warstwy na mapie tłumienia odpowiada położeniu zadanemu w symulacji.

4.2.2 Pomiary z użyciem głowicy z pojedynczym, płaskim przetwornikiem

Do pomiaru użyto fantomu z niejednorodnym tłumieniem A.4. W ośrodku o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, na głębokości 5cm znajdował się cylinder o średnicy 1.5cm o współczynniku tłumienia równym $0.3\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Pomiar wykonano głowicą z pojedynczym, płaskim przetwornikiem firmy IMASONIC, model ME5-1/2" (C.1), o częstotliwości 5MHz . Przetwornik miał średnicę 1.2cm . Fantom był skanowany z krokiem 0.2cm , tak że płaszczyzna skanu była prostopadła do osi cylindra. Okno estymatora wynosiło 1cm , a linie uśredniono metodą średniej kroczącej z oknem równym 5, co odpowiada 1cm w płaszczyźnie X . Wariancja widma impulsu nadawczego, potrzebna do estymacji (wyrażenie 3.49), została wyznaczona na podstawie pomiaru echa odbitego od reflektora w wodzie. Obrazy będące rezultatem pomiarów przedstawione są na rysunku 4.10.

Na obrazie B-mode (4.10a) obszar o zmniejszonym tłumieniu jest bardzo słabo widoczny. Zastosowana głowica nie jest głowicą przeznaczoną do obrazowania, ale do badań nieniszczących, stąd słaba jakość obrazu. Została wybrana z uwagi na szerokie pasmo oraz fakt, że nie jest ogniskująca. Poza tym echogeniczność obiektu była zbliżona do echogeniczności ośrodka, co dodatkowo utrudnia ujrzenie obiektu na obrazie B-mode. Na mapie tłumienia (4.10b) wyraźnie widać obszar o niższym tłumieniu w okolicach 5cm głębokości, co zgadza się w przybliżeniu z położeniem walca. Estymowana wartość tłumienia wewnątrz obszaru o niższym tłumieniu jest bliska wartości nominalnej tłumienia w walcu tzn. ok. $0.3\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Powyżej tego obszaru estymowana wartość jest również bliska wartości nominalnej fantomu. Średnie tłumienie w tym obszarze wynosi ok. $0.6\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Poniżej obszaru o niższym tłumieniu estymata jest niższa od nominalnego



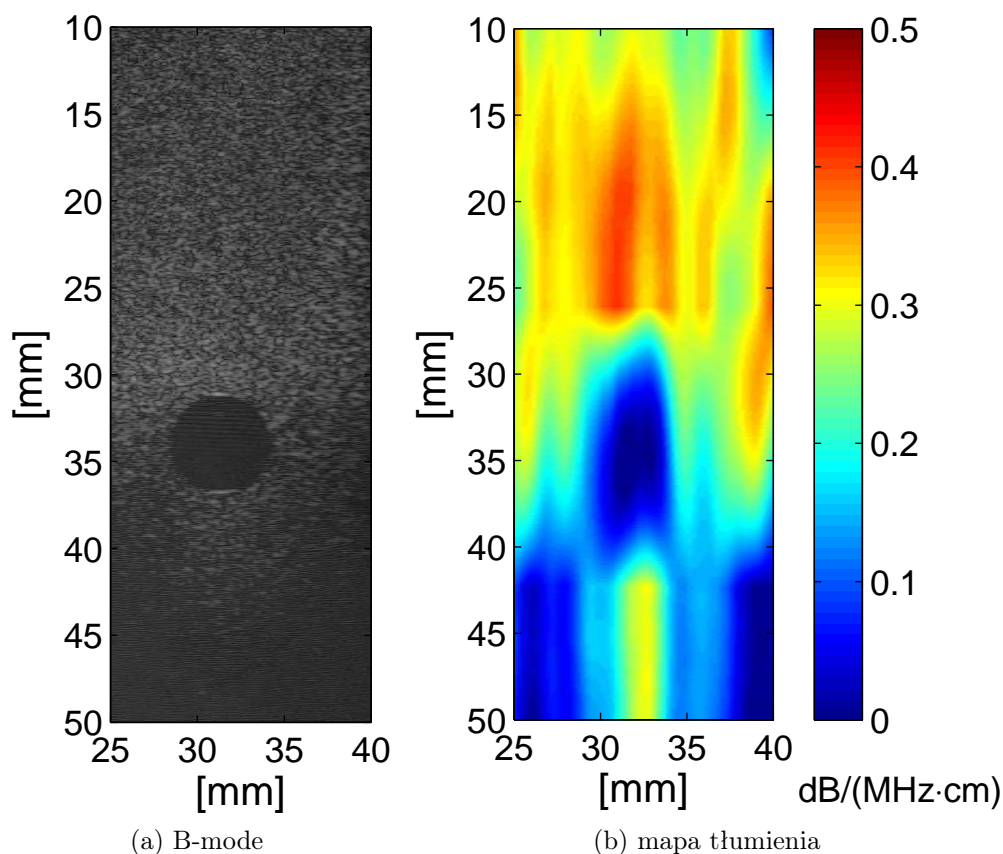
Rysunek 4.10: Wyniki pomiarów z użyciem głowicy IMASONIC. Pomiar cylindra o tłumieniu $0.3\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.

tłumienia. Wynika to, z malejącej na skutek tłumienia mocy odbieranego sygnału RF. Od głębokości ok. 6.5cm na mapie tłumienia widoczny jest obszar o niskim tłumieniu. Jest to również artefakt, wynikający ze zbyt słabego sygnału powracającego z tych głębokości.

4.2.3 Pomiary z użyciem ultrasonografu ANTARES i głowicy o szyku liniowym

Do pomiaru użyto standardowego fantomu tkankowego firmy GAMMEX A.5. Wewnątrz fantomu o nominalnym tłumieniu równym $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ znajdował się cylinder o średnicy 6mm mający imitować cystę bezechową o tłumieniu bliskim $0\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Środek cylindra znajdował się na głębokości ok. 34mm . Pomiaru dokonano przy użyciu ultrasonografu

ANTARES (B.2) z użyciem głowicy o szyku liniowym VF-13-5 (C.3), o częstotliwości 10MHz. Płaszczyzna obrazu była prostopadła do osi cylindra. Okna IQ i SSA odpowiadały 1cm głębokości. Dodatkowo linie uśredniono metodą średniej kroczącej z oknem odpowiadającym 3mm. Cylinder imitował cystę bezechową, w związku z tym wewnątrz cylindra nie było obiektów rozpraszających, a co za tym idzie, z wnętrza cysty nie dochodziły sygnały rozproszone. W związku z tym zmiany częstotliwości średniej estymowano na sygnałach pochodzących z ośrodka, a następnie na ich podstawie interpolowano zmiany częstotliwości wewnątrz cylindra. Wariancja widma impulsu nadawczego, potrzebna do estymacji (wyrażenie 3.49), została określona na podstawie pomiaru dokonanego w wodzie z użyciem hydrofonu. Wyniki pomiarów przedstawione są na rysunku 4.11. Na obrazie



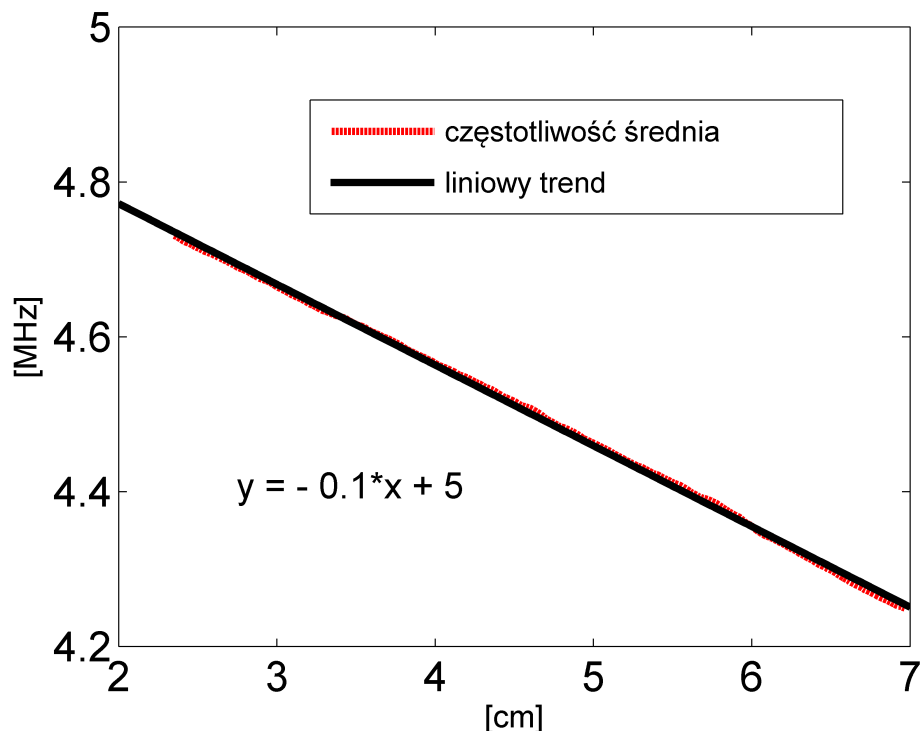
Rysunek 4.11: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ANTARES i głowicy o szyku liniowym. Pomiar bezechowego cylindra o tłumieniu bliskim $0dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.

B-mode (4.11a) przekrój przez cylinder jest bardzo dobrze widoczny. Na mapie tłumienia (4.11b) widoczny jest obszar zmniejszonego tłumienia odpowiadający położeniu cylindra. Kształt cylindra na mapie tłumienia nie został zachowany, co było spowodowane tym, że okno algorytmu IQ było większe niż okno średniej kroczącej. W tym przypadku parametry estymacji były dobierane metodą prób i błędów, w celu uzyskania wyraźnego obrazu cylindra na mapie tłumienia i wybrane parametry okazały się najlepsze. Tłumienie estymowane w obszarze powyżej cylindra jest wyraźnie wyższe od tłumienia samego cylindra, niemniej estymata jest nieco niższa od tłumienia nominalnego fantomu. Średnie estymowane tłumienie z tego obszaru wyniosło ok. $0.34dB/(MHz \cdot cm)$. Na lewej i prawej krawędzi poniżej głębokości $40mm$ widoczne są obszary o niskim tłumieniu będące artefaktami, podczas gdy bezpośrednio pod cylindrem widoczny jest obszar większego tłumienia. Obecność artefaktów wynika z faktu, że na tych głębokościach sygnał był zbyt słaby z powodu tłumienia. Sygnał z obszaru pod cylindrem jest mocniejszy, ponieważ impulsy ultradźwiękowe przechodziły przez cylinder o bardzo niskim tłumieniu i spadek amplitudy był mniejszy niż w przypadku obszarów sąsiednich. Podobne zjawisko miało miejsce w przypadku opisanych wyżej pomiarów z użyciem pojedynczego przetwornika IMASONIC (podrozdział 4.2.2). Wynika z tego, że cylinder znajdował się blisko granicy obszaru, z którego mogły powracać użyteczne sygnały.

4.2.4 Pomiary z użyciem ultrasonografu z.one i głowicy o szyku liniowym

Do pomiaru użyto fantomu z niejednorodnym tłumieniem A.4. W ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$, na głębokości $5cm$ znajdowały się dwa cylindry o średnicy $1.5cm$. Jeden o współczynniku tłumienia równym $0.3dB/(MHz \cdot cm)$ i drugi o współczynniku tłumienia równym $1.1dB/(MHz \cdot cm)$. Pomiary wykonano ultrasonografem z.one firmy ZONARE (B.3) przy użyciu głowicy o szyku liniowym L14-5W (C.5). Płaszczyzny skanowania w obu przypadkach były prostopadłe do osi cylindrów. Wariancja widma impulsu nadawczego, potrzebna do estymacji (wyrażenie 3.49), została wyznaczona w sposób następujący. Wykonano dodatkowy pomiar w jednorodnym obszarze fantomu, gdzie współczynnik tłumienia w całym obszarze wynosił $0.7dB/(MHz \cdot cm)$. Następnie wyznaczono spadki częstotliwości średniej dla wszystkich linii RF i uśredniono je. Do średniego spadku częstotliwości dopasowano prostą (rysunek 4.12). Z równania dopasowanej prostej i wyrażenia 3.48 wyznaczono wariancję widma impulsu. Obrazy będące re-

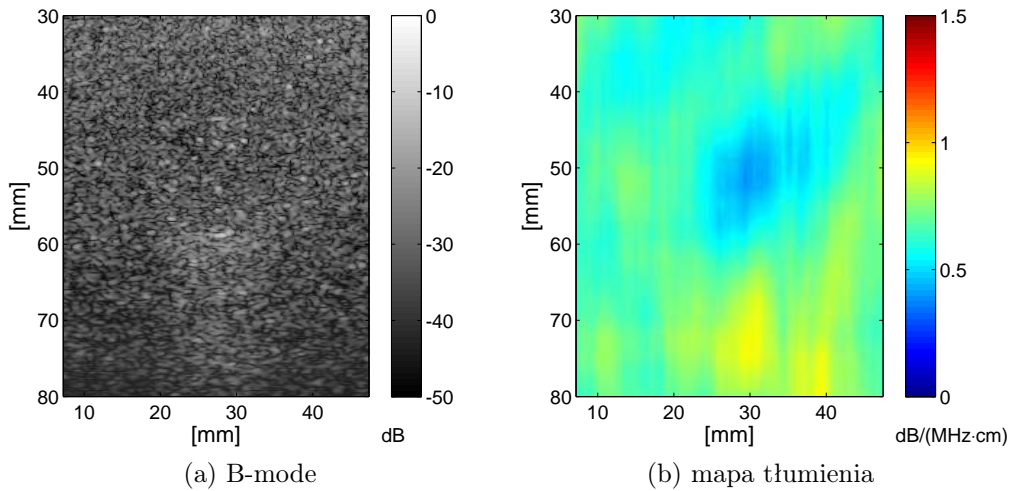
zultatem pomiarów przedstawione są na rysunkach 4.13 i 4.14. Okna IQ i SSA odpowiadały 1.5cm głębokości. Dodatkowo linie uśredniono metodą średniej kroczącej z oknem odpowiadającym 1.5cm .



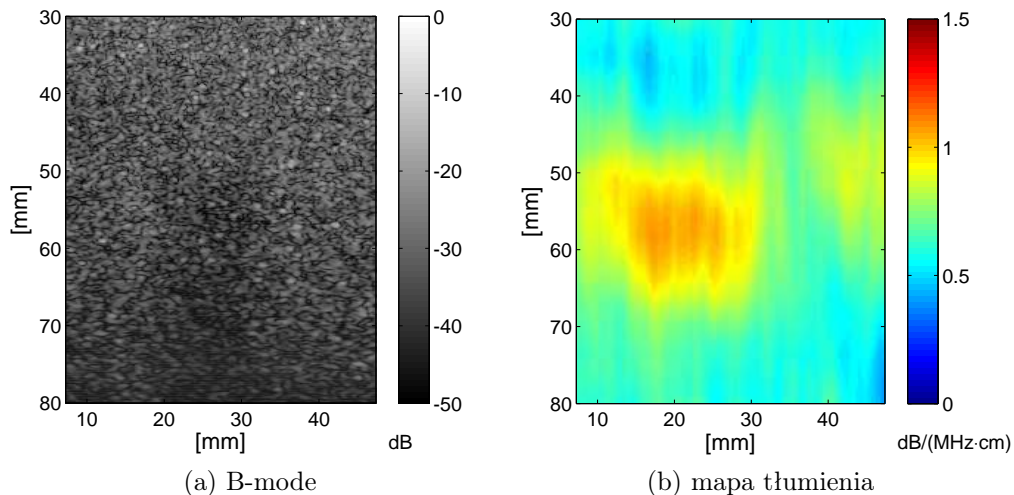
Rysunek 4.12: Uśredniony spadek częstotliwości średniej w fantomie jednorodnym o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i dopasowany trend liniowy.

Cylinder o tłumieniu $0.3\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ jest słabo widoczny na obrazie B-mode (4.13a). Jego obecność w centralnej części obrazka jest widoczna głównie dzięki obszarowi o większej jasności bezpośrednio pod cylindrem. Wynika to z różnicy w tłumieniu między cylindrem, a otoczeniem. W cylindrze sygnał tłumiony jest słabiej, dlatego amplituda sygnału po dwukrotnym przejściu przez cylinder jest wyraźnie większa od amplitudy sygnału propagującego się poza cylindrem. Na komplementarnej mapie tłumienia (4.13a) wyraźnie widoczny jest obszar o zmniejszonym tłumieniu odpowiadający położeniu cylindra. Wartość estymaty tłumienia wewnątrz tego obszaru wynosi $0.4\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, poza nim wartość estymaty jest w przedziale od $0.6\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w obszarze powyżej, do $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w obszarze poniżej cylindra.

Cylinder o tłumieniu $1.1\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ jest słabo widoczny na obrazie



Rysunek 4.13: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy o szyku liniowym. Pomiar cylindra o tłumieniu $0.3dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.



Rysunek 4.14: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy o szyku liniowym. Pomiar cylindra o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.

B-mode (4.14a). Jego obecność w centralnej części obrazka jest widoczna głównie dzięki obszarowi o mniejszej jasności bezpośrednio pod cylindrem – tzw. cieniowi akustycznemu. Sytuacja jest podobna jak w przypadku cylindra o tłumieniu $0.3dB/(MHz \cdot cm)$, ale odwrotna. W cylindrze sygnał

tłumiony jest silniej, dlatego amplituda sygnału po dwukrotnym przejściu przez cylinder jest wyraźnie mniejsza od amplitudy sygnału propagującego się poza cylindrem. Na komplementarnej mapie tłumienia (4.14a) obszar o zmniejszonym tłumieniu jest wyraźnie widoczny. Jego położenie jest nieco inne niż prawdopodobne położenie cylindra na obrazie B-mode, wynikające z położenia cienia akustycznego. Środek obszaru o podwyższonym tłumieniu jest przesunięty w lewo o ok. $5mm$ w stosunku do środka cienia akustycznego wskazującego położenie cylindra na obrazie B-mode. Przesunięcie wynika ze stosunkowo dużego okna średniej kroczącej uśredniającego linie obrazu ($15mm$), a więc odpowiednio małej dokładności wyznaczania położenia detekowanego obiektu. Wartość estymaty tłumienia wewnątrz cylindra wynosi $1.1dB/(MHz \cdot cm)$, poza nim wartość estymaty jest w przedziale od 0.5 do $0.9dB/(MHz \cdot cm)$.

4.2.5 Podsumowanie

Powyżej przedstawiono przykłady zastosowania estymatora tłumienia do danych pochodzących z symulacji i z kilku różnych układów pomiarowych. Ze wstępnych prób można wysnuć wniosek, że mapy rozkładu tłumienia charakteryzują się dużą wariancją wartości estymaty, a więc zaszumieniem obrazów. Powoduje to konieczność stosowania stosunkowo dużych okien algorytmów IQ, SSA i średniej kroczącej. Wynikające z tego rozdzielczości otrzymywanych map tłumienia są małe, co ogranicza potencjalne zastosowania. Konieczne jest zatem zastosowanie metod, które umożliwiłyby polepszenie jakości otrzymywanych obrazów rozkładu tłumienia. Przetestowane metody opisane są w rozdziale 5. Metody te to uśrednianie przestrzenne (podrozdział 5.1), uśrednianie częstotliwościowe (podrozdział 5.1) oraz zastosowanie metody syntetycznej apertury do otrzymywania danych RF (podrozdział 5.3).

Rozdział 5

Metody zwiększenia dokładności estymacji tłumienia

5.1 Uśrednianie przestrzenne (Spatial Compounding) jako metoda ograniczenia wariancji estymaty tłumienia

5.1.1 Wstęp

W rozdziale 4.1 opisany jest wpływ uśredniania linii obrazu w przestrzeni na dokładność estymaty tłumienia. Poprawa dokładności estymaty i zmniejszenie szumu w obrazie tłumienia zależy od liczby uśrednianych linii oraz ich statystycznego skorelowania. Im mniej skorelowane są ze sobą sąsiadujące linie, tym skuteczniej uśrednianie zmniejsza szum w estymacie tłumienia. Stopień korelacji między sąsiednimi liniami obrazu wynika ze skończonego rozmiaru ultradźwiękowej wiązki sondującej. Rozmiar wiązki rozumiany jest jako objętość w której zlokalizowana jest większość energii wiązki. Linia obrazu tworzona jest z odebranych ech powstałych w wyniku oddziaływania ultradźwiękowej fali z obszarem tkanki obejmowanym przez wiązkę. Dla kolejnych linii te obszary się częściowo pokrywają, w związku z czym nie są od siebie statystycznie niezależne. Stopień częściowego pokrywania się nadźwiękawianych obszarów zależy od przestrzennych rozmiarów wiązki – im wiązka jest węższa, tym mniej skorelowane są między sobą kolejne linie ob-

razu. W przypadku wiązki ogniskowanej, linie będą najmniej skorelowane będą linie na głębokości ogniskowej, gdzie wiązka jest najwęższa, natomiast najbardziej skorelowane będą w obszarze leżącym poza ogniskiem. W ognisku zatem należy spodziewać się największej skuteczności uśredniania.

Stopień polepszenia jakości obrazu tłumienia związanego z uśrednianiem linii obrazu można zwiększyć na dwa sposoby. Jednym z nich jest zwiększenie liczby uśrednianych linii co można uzyskać przy pomocy metody uśredniania przestrzennego – spatial compounding (SC). Omówienie metody i jej praktyczne wykorzystanie zostanie przedstawione w niniejszym rozdziale. Drugim sposobem jest zawężenie wiązek sondujących, co może zostać zrealizowanie metodami syntetycznej apertury i zostanie przedstawione w rozdziale 5.3.

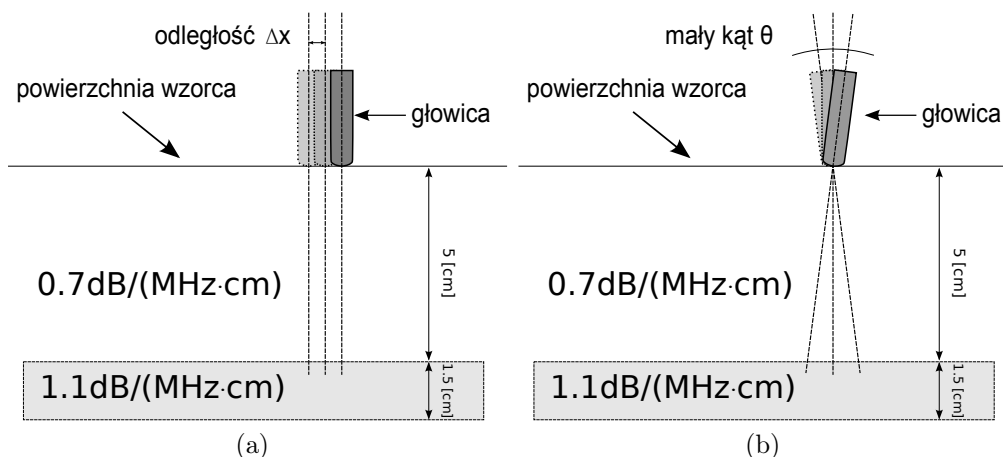
Metoda uśredniania przestrzennego (SC) polega na zebraniu wielu obrazów danego obszaru. Każdy obraz powstaje przez nadźwiękawianie badanego obszaru w nieco innej płaszczyźnie obrazowania, przy czym płaszczyzny obrazowania wszystkich obrazów są położone bardzo blisko siebie.

Finalny obraz jest średnią z zebranych obrazów. Nadźwiękawianie w różnych płaszczyznach obrazowania powoduje powstanie różnych rozkładów spekli (ang. speckle pattern) – wzorów interferencyjnych w obrazie, będących szumem akustycznym. Rozkłady spekli na obrazach z różnych kątów padania wiązki sondującej są ze sobą słabo skorelowane, dlatego w wyniku sumowania obrazów spekle są uśredniane, a ich średnia amplituda maleje. Powoduje to wzrost współczynnika SNR w obrazie finalnym.

W przypadku obrazowania tłumienia estymacja przeprowadzana jest na obrazach składowych, które potem są uśredniane. Dzięki temu zwiększa się liczba uśrednianych linii tyle razy ile było obrazów składowych, przy zachowaniu rozdzielczości poprzecznej i głębszej.

Metoda SC może być zrealizowana poprzez elektroniczne sterowanie wiązką ultradźwiękową, lub przez zmiany pozycji głowicy ultradźwiękowej, a co za tym idzie płaszczyzny obrazowania. W opisanych niżej pomiarach zastosowano tę drugą możliwość. Wykorzystane sposoby zmieniania płaszczyzny obrazowania przedstawione są na rysunku 5.1. Pierwszy polegał na przesuwaniu głowicy o niewielką odległość tak, że płaszczyzny obrazowania były równoległe do siebie (rys. 5.1a). Drugi polegał na niewielkich zmianach kąta wokół linii styku głowicy i powierzchni fantomu (rys. 5.1b).

Wszystkie pomiary wykonano na fantomach tkankowych DFS 1126 (A i B) A.3 i DFS 1054 A.4. W obu przypadkach obrazowano przekroje przez obiekty cylindryczne o średnicy 15mm, echogeniczności zbliżonej do echogeniczności otoczenia i o większym tłumieniu. Tłumiące cylindry w fantomie



Rysunek 5.1: Zmiany płaszczyzny obrazowania w metodzie SC. Płaszczyzny obrazowania obrazów składowych równoległe do siebie (a), lub przecinające się wzdłuż zadanej prostej (b).

DFS 1054 znajdowały się na głębokości 5cm , a w fantomie DFS 1126 na głębokości 3cm.

Metodę SC przetestowano na trzech różnych ultrasonografach, aby sprawdzić jej skuteczność przy różnych układach pomiarowych. Zastosowane ultrasonografy to SIEMENS SONOLINE ANTARES, ZONARE z.one i ULTRASONIX SonixTOUCH. Każdy z ultrasonografów jest trochę inny – wyposażony jest w inną głowicę, ma różne szумы własne etc. Te czynniki mogą wpływać na ostateczną estymatę tłumienia.

Prezentowane niżej wyniki powstawały kolejno na przestrzeni dwóch lat wraz z pojawianiem się w Zakładzie Ultradźwięków IPPT PAN kolejnych aparatów ultrasonograficznych. Z tego względu szczegóły dotyczące przetwarzania danych z poszczególnych pomiarów różnią się między sobą, co zostanie opisane. Odzwierciedla to postępy prac w rozwijaniu metody estymacji tłumienia prowadzonych w Zakładzie Ultradźwięków.

5.1.2 Pomiary z użyciem ultrasonografu ANTARES

Do pomiarów na wzorcu tkankowym DFS 1054 A.4 wykorzystano ultrasonograf ANTARES B.2 z głowicą convex CH6-2 C.2 emitującą impulsy o częstotliwości 4.44MHz. Uśrednianie przestrzenne wykonano wykorzystując schemat z płaszczyznami obrazowania przecinającymi się na linii styku głowicy i powierzchni fantomu (rysunek 5.1b). Okna algorytmów IQ, SSA oraz liczba uśrednianych linii odpowiadały odległości 2cm. Pomiar miał

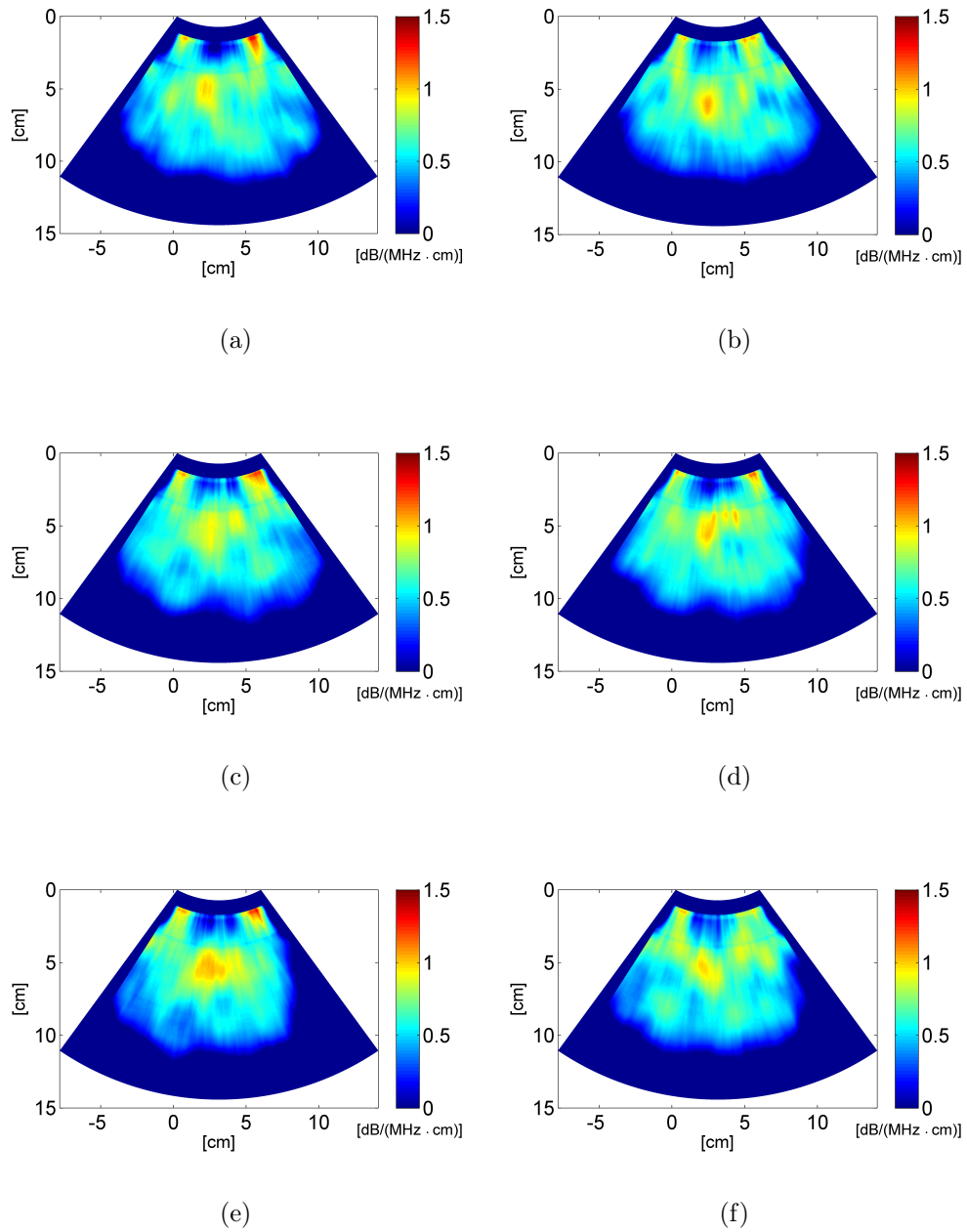
symulować badanie przez lekarza, dlatego głowica była trzymana w ręku. Zakres kątów przyłożenia głowicy do fantomu był kontrolowany wizualnie – przez obserwacje głowicy i obserwacje obrazu B-mode. W badanym zakresie kątów obraz cylindra nie ulegał widocznym zniekształceniom geometrycznym, a kąty zawierały się w zakresie $[-10, 10]$ stopni. Wykonano 6 pomiarów dla różnych kątów przyłożenia głowicy. Mapy tłumienia estymowane dla danych z tych pomiarów pokazane są na rysunkach 5.2. W estymacji tłumienia przyjęto, że głowica emitowała impulsy o widmie gaussowskim z szerokością połówkową wynoszącą $3MHz$ – taką szerokość widma wykazały pomiary w wodzie przy użyciu hydrofonu z membraną PVDF (SONORA Medical Inc.).

Obrazy składowe różnią się między sobą, ale na wszystkich widać obszar o zwiększonym tłumieniu w miejscu gdzie znajdował się cylinder.

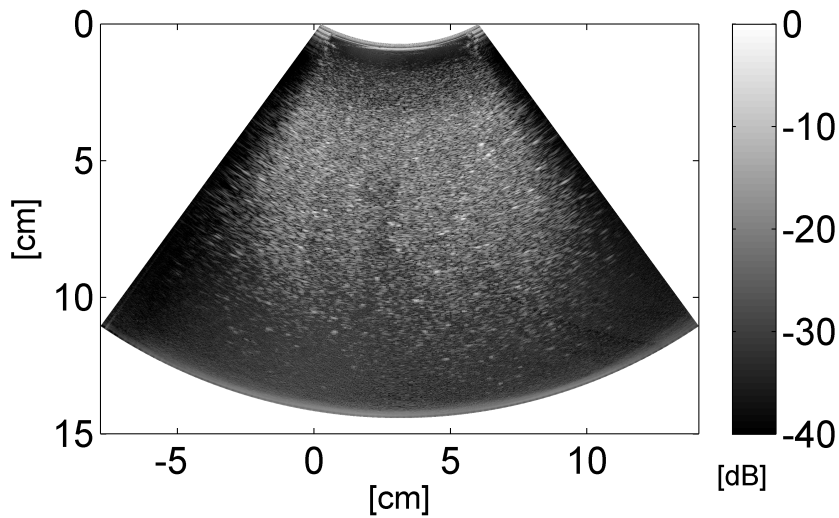
Obraz B-mode i finalna, uśredniona mapa tłumienia przedstawione są na rysunku 5.3. Na obrazie B-mode (rysunek 5.3a) obrazowany obiekt jest słabo widoczny – znajduje się on w centralnej części obrazka, na głębokości $50mm$. Jego obecność przejawia się głównie przez wystąpienie słabego akustycznego cienia. Obiekt ten jest znacznie lepiej widoczny na mapie tłumienia (rysunek 5.3b), jako obszar o zwiększonym tłumieniu w centralnej części obrazka. Wartość estymaty w centralnym punkcie obrazowanego obiektu wynosi $0.98dB/(MHz \cdot cm)$, co jest bliskie wartości nominalnej tłumienia ($1.1dB/(MHz \cdot cm)$). Wzrost dokładności mapy tłumienia i spadek szumów związany z zastosowaniem techniki SC potwierdza spadek względnych błędów estymat tłumienia obliczonych w obszarze o jednorodnym tłumieniu. Błędy względne $\Delta\alpha$ liczono zgodnie ze wzorem 5.1

$$\Delta\alpha = \frac{\sigma_\alpha}{\bar{\alpha}} \cdot 100\% \quad (5.1)$$

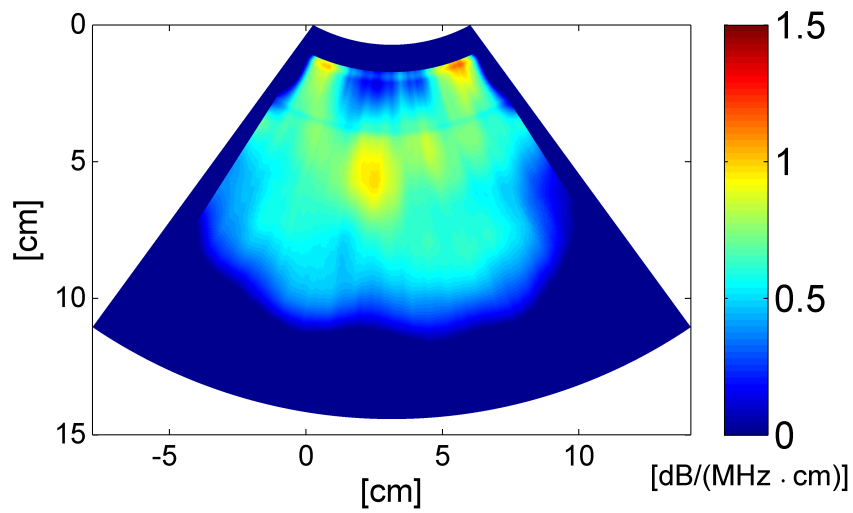
gdzie σ_α to standardowe odchylenie od średniego tłumienia, a $\bar{\alpha}$ to średnie tłumienie na danym obszarze. Obszar w którym wyznaczano te estymaty był zdefiniowany był przez przedziały $[60, 80]mm$ w osi x i $[50, 80]mm$ w osi y . Średnia wartość tłumienia w tym obszarze wynosiła $0.54 \pm$. Błąd względny na tym obszarze mapy uśrednionej wynosił 11%, natomiast średni błąd względny na mapach składowych wynosił 16%. Zarówno wartość estymaty w obszarze cylindra, jak i w obszarze jednorodnym są zaniżone względem wartości nominalnych ($1.1dB/(MHz \cdot cm)$ i $0.7dB/(MHz \cdot cm)$). Może to być spowodowane tym, że przyjęto szerokość widma impulsu na podstawie pomiarów wykonanych w wodzie, a szerokość widma impulsu propagującego się we wzorcu prawdopodobnie jest nieco inna. Drugim czynnikiem może być to, że w głowicy convex przystawionej do powierzchni fantomu przetworniki pracują w warunkach różniących się nieco w zależności od odległości od



Rysunek 5.2: Mapy tłumienia z poszczególnych pomiarów. Średnia z tych map tworzy finalny obraz SC.



(a) B-mode



(b) uśredniona mapa tłumienia

Rysunek 5.3: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ANTARES i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.

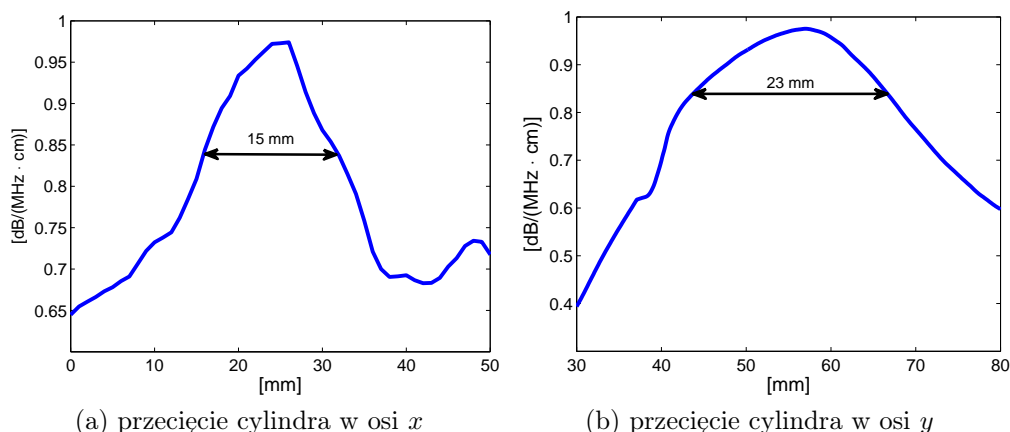
miejsca styku głowicy z fantomem. Fantom tkankowy jest znacznie sztywniejszy niż tkanka miękka i nie jest możliwe ustawienie głowicy tak, aby wszystkie przetworniki stykały się z badanym ośrodkiem w podobny sposób. Duże grupy przetworników położone na krańcach apertury nie dotykają powierzchni fantomu, co dodatkowo modyfikuje pole akustyczne głowicy. Powyżej cylindra widoczny jest też obszar o nieco niższym estymowanym tłumieniu. Koresponduje on z widocznym na obrazie B-mode obszarem o niższej echogeniczności. Można domniemywać, że fantom nie był do końca jednorodny i jego własności na mniejszych głębokościach różniły się od własności obszarów położonych głębiej, co objawiło się zarówno na obrazie B-mode jak i na mapie tłumienia. Ta hipoteza jest o tyle prawdopodobna, że według producenta fantom był robiony w kilku etapach i substancja symulująca tkankę była wlewana do obudowy fantomu w kilku porcjach, ze względu na duży rozmiar fantomu. Kolejne wlewy były przygotowywane osobno, mogły się więc zdarzyć niewielkie różnice w warunkach ich powstawania, co mogło doprowadzić do różnic ich parametrach akustycznych. Na mapie tłumienia widoczne są jeszcze 2 obszary o zwiększonym tłumieniu, położone przy samej głowicy na lewym i prawym krańcu. Są to artefakty związane z tym, że głowica w tych miejscach nie dotykała fantomu. W tych miejscach również na obrazie B-mode widoczne są artefakty, nie korespondujące z lokalną strukturą fantomu.

Aby ocenić odwzorowanie wielkości obrazowanego cylindra na mapie tłumienia wykonano wykresy tłumienia na prostych równoległych do osi x i y i przechodzących przez punkt w którym wartość estymaty była maksymalna. Przekroje pokazane są na rysunku 5.4. Zmierzono odległość między punktami, w których estymata przybiera wartość będącą w połowie między wartością maksymalną ($0.98dB/(MHz \cdot cm)$), a nominalną wartością tła ($0.7dB/(MHz \cdot cm)$). Odległości te wynosiły odpowiednio $15mm$ i $23mm$, a więc były zbliżone do nominalnej średnicy cylindra ($15mm$).

5.1.3 Pomiary z użyciem ultrasonografu z.one

Głowica liniowa

Do pomiarów na fantomie tkankowym DFS 1054 A.4 wykorzystano ultrasonograf ZONARE z.one (B.3) z głowicą liniową L14-5W C.5 emitującą impulsy o częstotliwości $5MHz$. Głowica znajdowała się w uchwycie mechanicznym. Uśrednianie przestrzenne wykonano wykorzystując schemat z płaszczyznami obrazowania położonymi równoległe do siebie (rysunek 5.1a).



Rysunek 5.4: Estymata tłumienia na prostych przecinających cylinder w osi x i y .

Odległość między płaszczyznami (krok) wynosiła 1mm , liczba płaszczyzn wynosiła 12. Okna algorytmów IQ i SSA odpowiadały 1.5cm .

Skalowanie tłumienia zostało zrealizowane w następujący sposób. Wykonano 12 pomiarów w różnych miejscach fantomu, ale w obszarze o jednorodnym tłumieniu, tzn. nie zawierającym cylindrów o innym tłumieniu niż otoczenie. Z tych danych estymowano spadki średniej częstotliwości dla każdej linii RF, a następnie wszystkie spadki uśredniono. Do uśrednionego spadku częstotliwości średniej dopasowano prostą. Przyjęto, że prosta spełnia równanie 5.2

$$f_m = f_0 - \alpha \frac{\sigma^2}{2} \quad (5.2)$$

gdzie f_0 to początkowa częstotliwość średnia impulsu, $\alpha = 0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ to nominalne tłumienie we wzorcu, a σ^2 to wariancja widma impulsu. Na tej podstawie, ze współczynnika kierunkowego dopasowanej prostej wyznaczono współczynnik skalujący $\frac{2}{\sigma^2}$. Mapy tłumienia były estymowane jako różnice częstotliwości średniej między sąsiednimi punktami linii częstotliwości, pomnożone przez współczynnik skalujący. Można powiedzieć, że w ten sposób do estymacji tłumienia wzięto pod uwagę średnią szerokość pasma impulsu w fantomie, w przeciwieństwie do pomiarów z ultrasonografem ANTARES, gdzie wzięto pod uwagę szerokość pasma impulsu na podstawie pomiarów w wodzie.

Mapy tłumienia dla poszczególnych pomiarów pokazane są na rysunkach 5.5 i 5.6. Widoczny jest duży rozrzut w jakości obrazków. Na niektórych cylinder jest bardzo wyraźnie widoczny (np. rysunek 5.5e), ale na wielu widać

jedynie chaotyczną kombinację obszarów o wyższym i niższym tłumieniu.

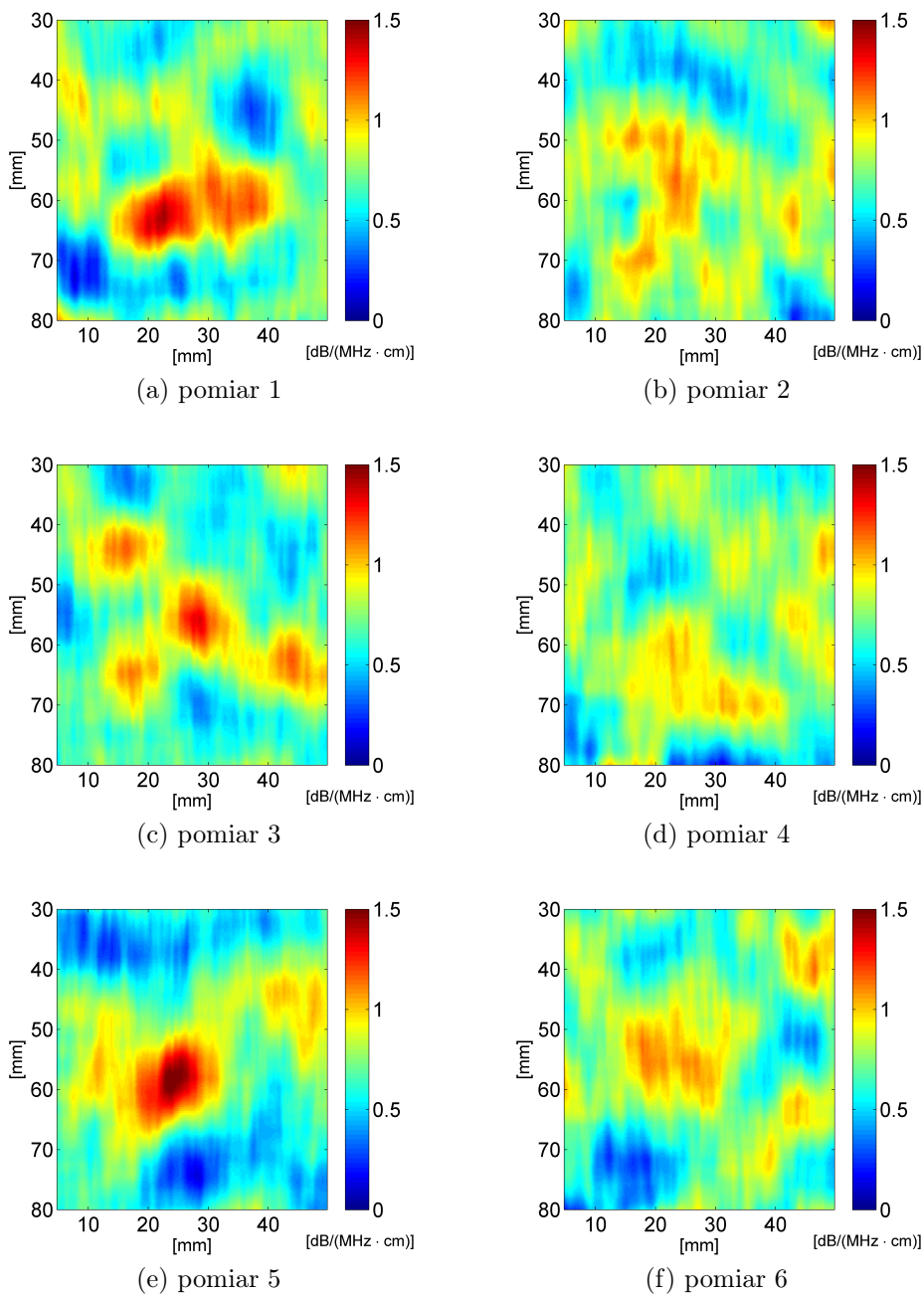
Uśredniona mapa tłumienia wraz ze standardowym obrazem B-mode pokazane są na rysunku 5.7. Przekrój przez cylinder jest słabo widoczny na standardowym obrazie B-mode (rysunek 5.7a) i bardzo dobrze widoczny na mapie tłumienia (rysunek 5.7b). Obszar tła jest stosunkowo jednolity, w przeciwieństwie do obrazków składowych. Wartość tłumienia w centrum obszaru o podwyższonym tłumieniu wynosiła $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ co jest zgodne z wartością nominalną tłumienia cylindra w fantomie. Średnie tłumienie w prostokątnym obszarze o jednorodnym tłumieniu wynosiło $0.7dB/(MHz \cdot cm)$. Obszar ten zdefiniowany był przez przedziały $[40, 50]mm$ w osi x i $[50, 60]mm$ w osi y . Błąd względny na tym obszarze liczony przy pomocy wzoru 5.1 na uśrednionej mapie tłumienia wynosił 13%. Błąd względny na mapach składowych wyniósł średnio 23%. Zarówno wartość estymaty w obszarze cylindra, jak i w obszarze jednorodnym są więc zgodne z wartościami nominalnymi tłumienia w fantomie ($1.1dB/(MHz \cdot cm)$ i $0.7dB/(MHz \cdot cm)$).

Przekroje przez cylinder w osiach x i y przechodzące przez punkt o największym tłumieniu przedstawione są na rysunku 5.8. Rozmiary cylindra mierzone jako odległość między wartościami będącymi w połowie między wartością maksymalną, a nominalną wartością tła wyniosły odpowiednio $13mm$ i $12.3mm$ odpowiednio w osi x i y , a więc stosunkowo blisko rzeczywistej szerokości cylindra. Jakość obrazka uśrednionego jest znacznie wyższa od jakości poszczególnych obrazków składowych, co uzasadnia stosowanie techniki SC.

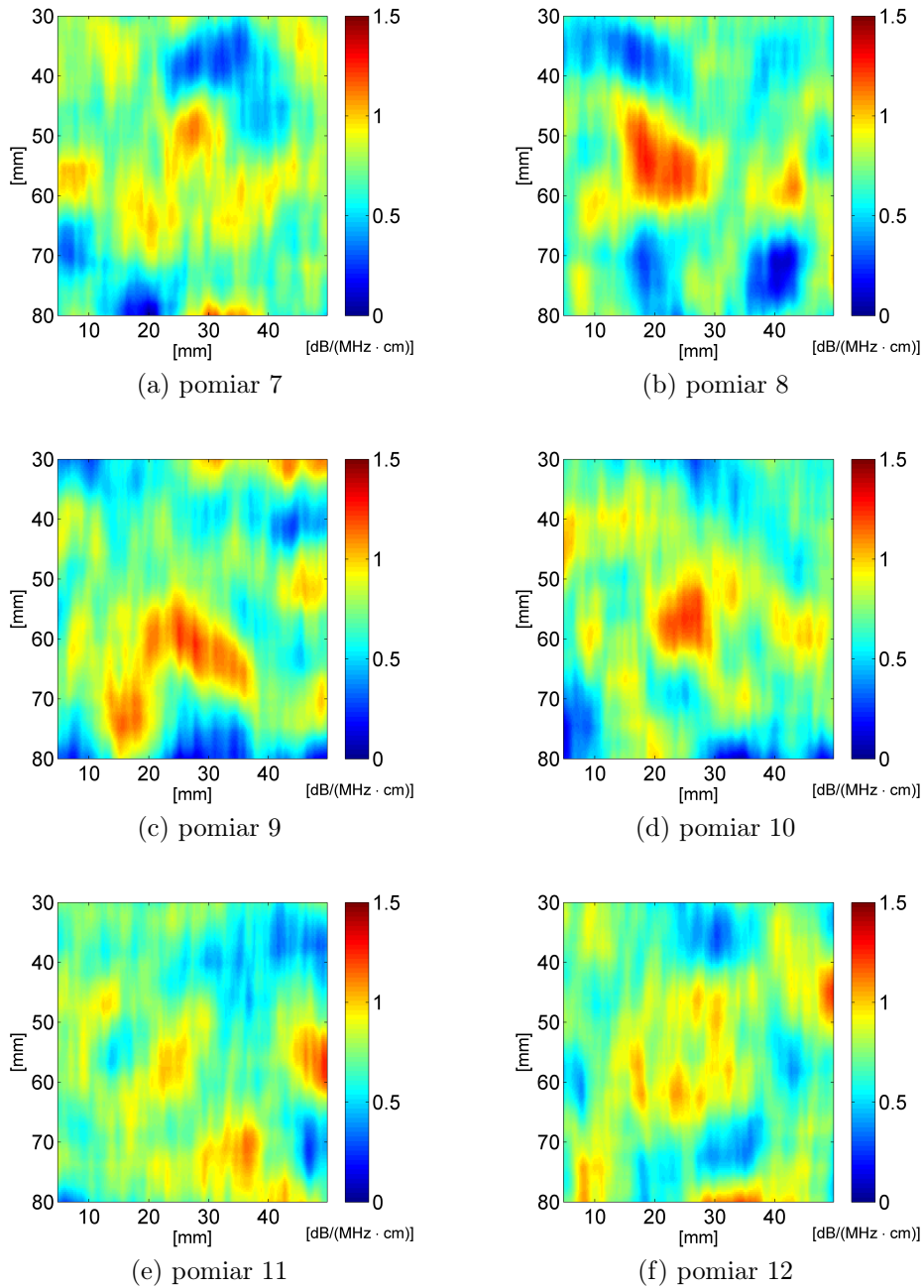
Głowica convex

Do pomiarów na fantomie tkankowym DFS 1054 A.4 wykorzystano ultrasonograf ZONARE z.one B.3 z głowicą convex C6-2 C.4 emitującą impulsy o częstotliwości $5MHz$. Głowica znajdowała się w uchwycie mechanicznym. Uśrednianie przestrzenne wykonano wykorzystując schemat z płaszczyznami obrazowania przecinającymi się na linii styku głowicy i powierzchni fantomu (rysunek 5.1b). Zmiany kąta zachodziły w zakresie $[-5, 5]$ stopni z krokiem wynoszącym 1 stopień. Okna algorytmów IQ i SSA odpowiadały $1.5cm$. Mapy tłumienia dla poszczególnych pomiarów pokazane są na rysunkach 5.10 i 5.11.

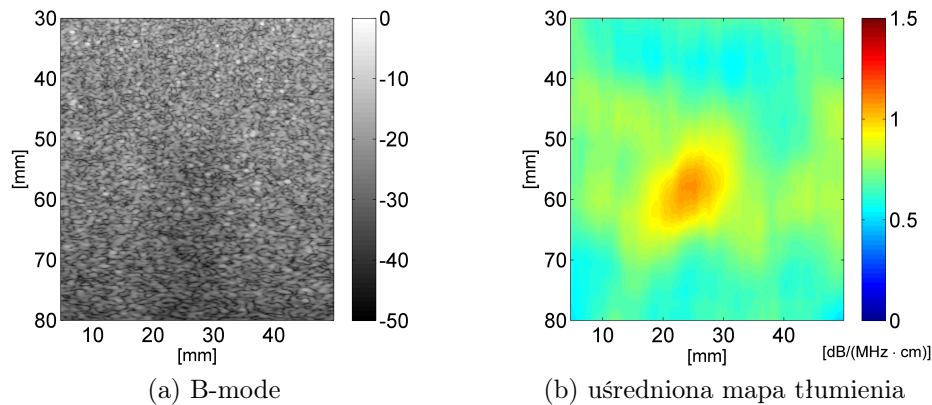
Skalowanie tłumienia zostało zrealizowane w sposób taki jak w przypadku głowicy liniowej z tym, że wykonano tylko 7 pomiarów w różnych miejscach fantomu, w obszarze o jednorodnym tłumieniu. Mniejsza liczba



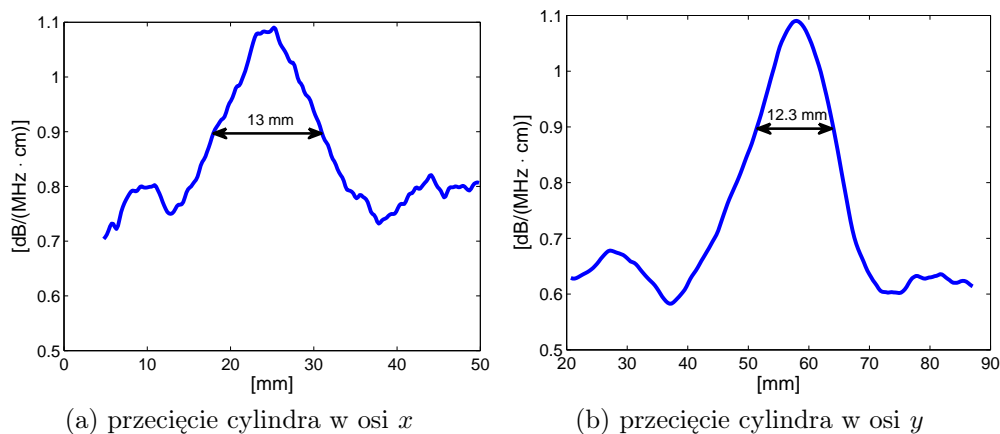
Rysunek 5.5: Wyniki poszczególnych pomiarów z użyciem ultrasono-
 grafu ZONARE i głowicy liniowej. Przekrój przez cylinder o tłumieniu
 $1.1\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.



Rysunek 5.6: Wyniki poszczególnych pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy liniowej. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.



Rysunek 5.7: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy liniowej. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.



Rysunek 5.8: Estymata tłumienia na prostych przecinających cylinder w osi x i y . Pomiary wykonano przy pomocy ultrasonografu ZONARE z.one, z użyciem głowicy liniowej.

pomiarów wiązała się z tym, że głowica convex miała większe rozmiary niż liniowa.

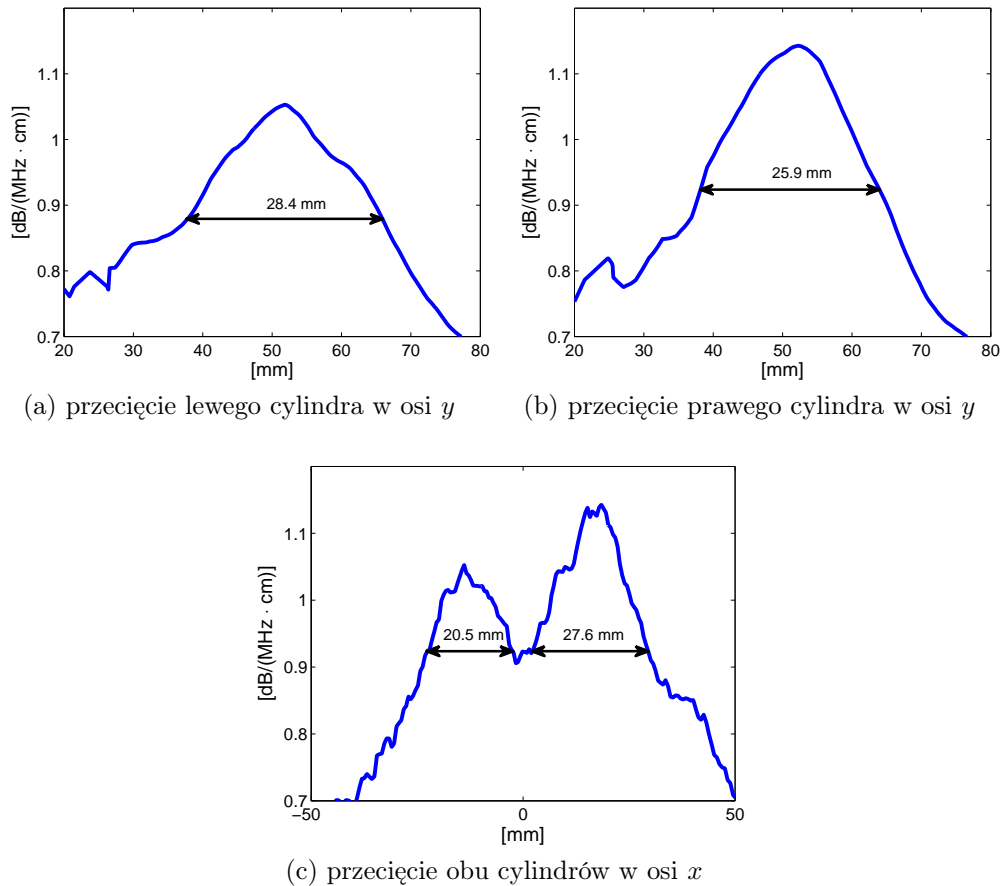
Głowica convex ma znacznie większe pole obrazowania w porównaniu z głowicą liniową, dzięki czemu w obrazowanym obszarze zmieściły się dwa cylindry – pierwszy o tłumieniu $0.9dB/(MHz \cdot cm)$ (z lewej strony) i drugi o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ (z prawej strony). W przypadku tych pomiarów na żadnej składowej mapie tłumienia cylindry nie są ewidentnie widoczne. Dopiero uśrednienie tych map daje wyraźny obraz. Standardowy ob-

raz B-mode i uśredniona mapa tłumienia przedstawione są na rysunku 5.12. Na obrazie B-mode cylindry są słabo widoczne. W obu przypadkach widoczne są cienie akustyczne poniżej cylindrów, z tym że cień prawego cylindra jest wyraźniejszy, co jest spowodowane większym współczynnikiem tłumienia. Na uśrednionej mapie tłumienia oba cylindry są wyraźnie widoczne i znacznie lepiej wyeksponowane w stosunku do obrazu B-mode. Maksymalne wartości estymowanego tłumienia w centralnych częściach cylindrów wyniosły 1.05 i $1.14 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ odpowiednio dla lewego i prawego, są więc bliskie nominalnym wartościom tłumienia w fantomie. Podobnie jak w przypadku głowicy liniowej obliczono średnie tłumienie w prostokątnym obszarze o jednorodnym tłumieniu. Obszar zdefiniowany był przez przedziały $[40, 50] \text{ mm}$ w osi x i $[45, 55] \text{ mm}$ w osi y . Średnia wartość tłumienia w tym obszarze wyniosła $0.78 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Błąd względny na tym obszarze liczony przy pomocy wzoru 5.1 na uśrednionej mapie tłumienia wynosił 5%. Błąd względny na mapach składowych wyniósł średnio 10%. Zarówno wartość estymaty w obszarze cylindrów, jak i w obszarze jednorodnym są bliskie wartości nominalnych ($0.9 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i $1.1 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ dla cylindrów i $0.7 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ dla tła).

Wartości tłumienia na prostych przechodzących przez obrazy cylindrów wzdłuż osi x i y pokazane są na rysunku 5.9. Podobnie jak w poprzednich przypadkach strzałkami zaznaczono szerokości w miejscu w którym estymata tłumienia spadała do połowy między wartością maksymalną, a nominalną wartością tła. Wartości te wynosiły 20.5 mm i 27.6 mm w osi x oraz 28.4 mm i 25.9 mm w osi y . Przyjmując te wartości jako miarę szerokości obrazów cylindrów widać wyraźne rozmycie obrazów w stosunku do rzeczywistych obiektów. Podobnie jak przypadku głowicy liniowej, uśredniona mapa tłumienia jest znacznie lepszej jakości w porównaniu do obrazów składowych co również uzasadnia stosowanie techniki SC.

5.1.4 Pomiary z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH

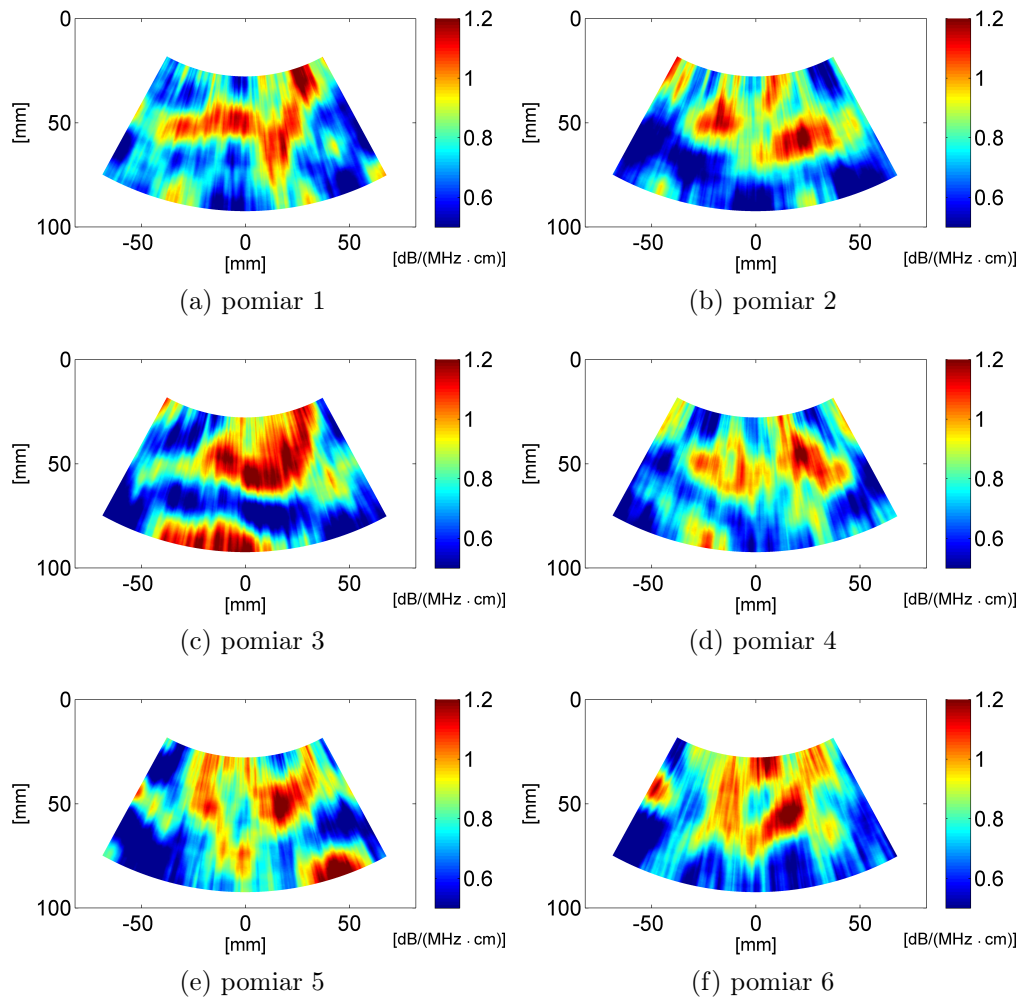
Do pomiarów na fantomach tkankowych DFS 1126 (A i B) A.3 wykorzystano ultrasonograf SonixTOUCH (B.4) z głowicą liniową L14-5/38 o częstotliwości rezonansowej 7.2 MHz . Ognisko znajdowało się na głębokości 3 cm . Głowica znajdowała się w uchwycie mechanicznym. W badanym fantomie cylinder o średnicy 15 mm znajdował się na głębokości 3 cm . Jego tłumienie wynosiło $0.7 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ podczas gdy tłumienie ośrodka wynosiło $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Uśrednianie przestrzenne wykonano wykorzystując schemat z płaszczyznami obrazowania przecinającymi się na linii styku



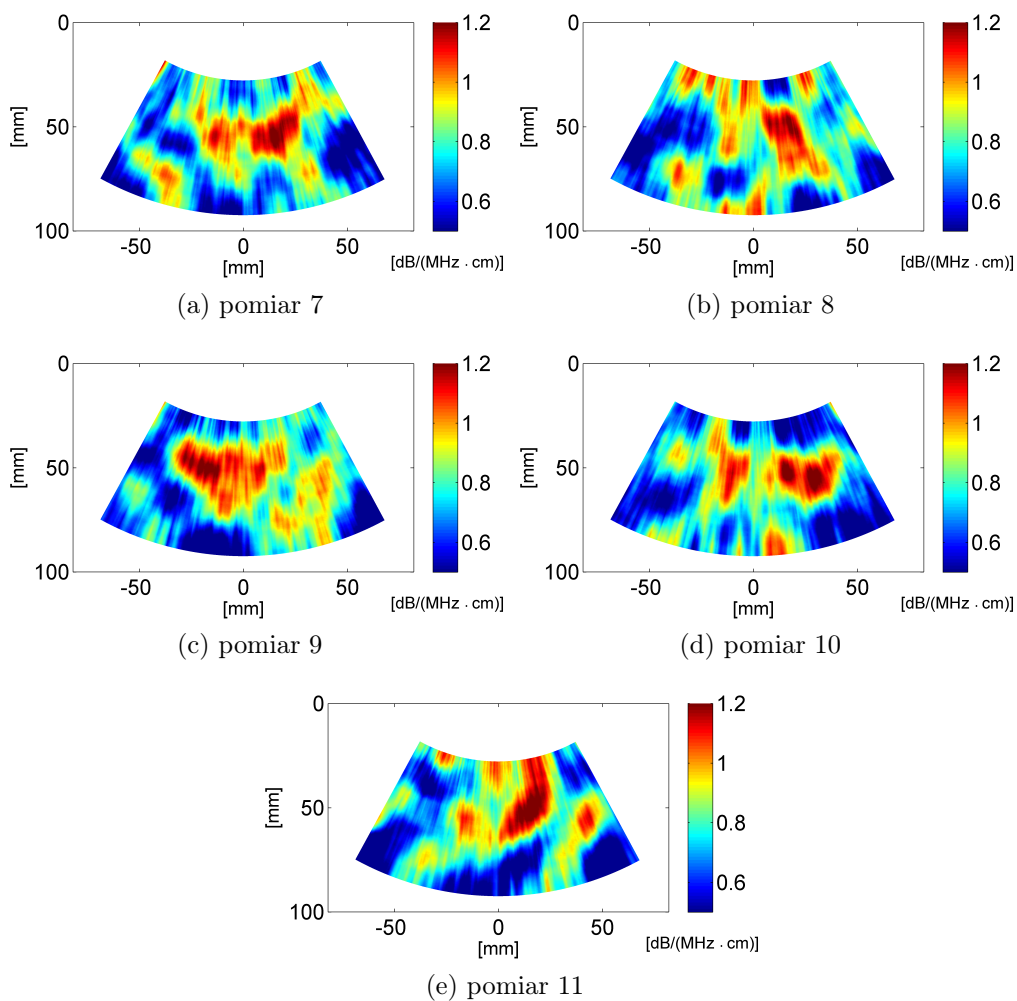
Rysunek 5.9: Estymata tłumienia na prostych przecinających cylindry w osi x i y . Pomiary wykonano przy pomocy ultrasonografu ZONARE z.one.

głowicy i powierzchni fantomu (rysunek 5.1b). Zmiany kąta zachodziły w zakresie $[-10^\circ, 10^\circ]$ z krokiem wynoszącym 1° . Okna algorytmów IQ i SSA odpowiadały 1cm .

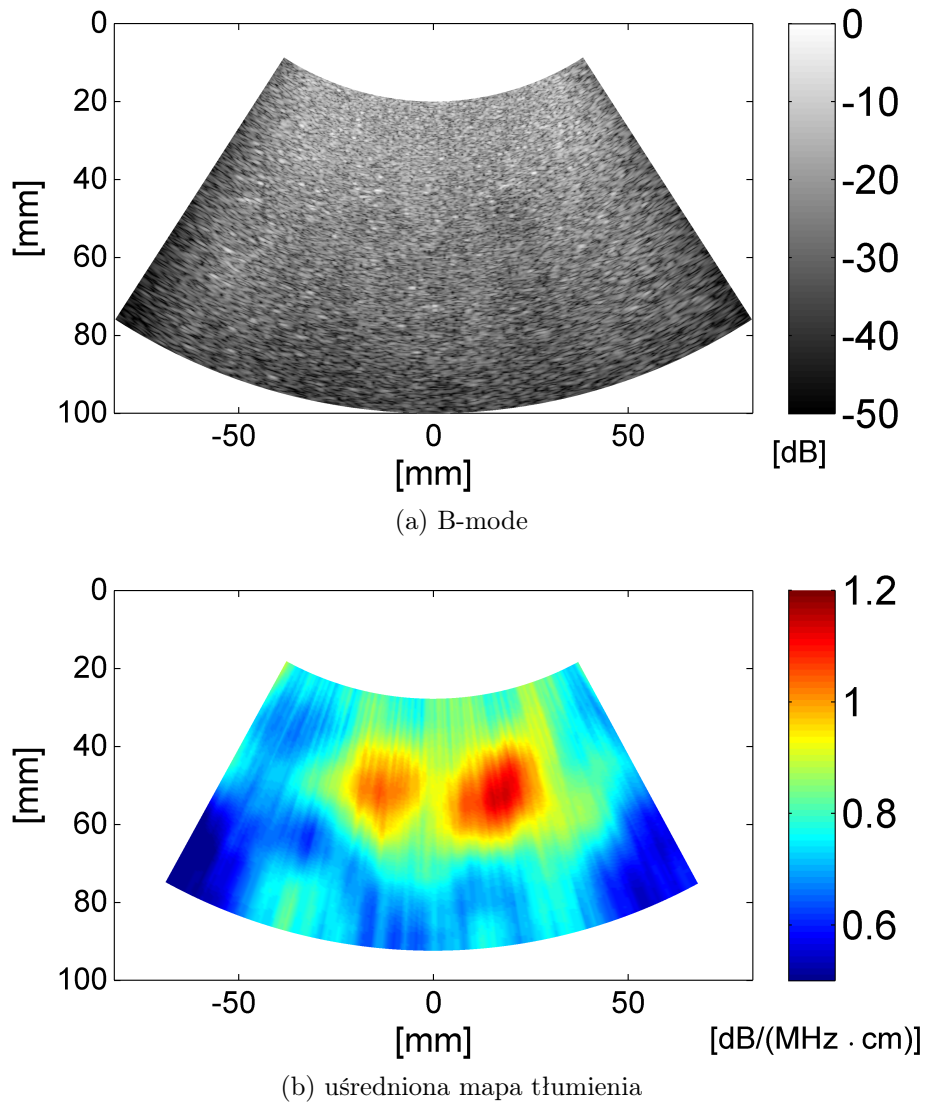
Fantom tkankowy DFS 1126B (jednorodny – nie zawierający obiektów o tłumieniu innym niż tłumienie tła) wykorzystano jako fantom referencyjny. Wykonano na nim 9 pomiarów i wyznaczono dla nich mapy tłumienia. Następnie uśredniono wszystkie linie we wszystkich pomiarach otrzymując średnią, od której odjęto wartość tłumienia fantomu – $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. W ten sposób otrzymano linie referencyjną. Linia ta odejmowana była od każdej linii tworzącej mapy tłumienia w późniejszych pomiarach. Linia średniego tłumienia z fantomu referencyjnego (tzn. bez odjętej wartości tłumienia fantomu) pokazana jest na rysunku 5.13. Na rysunku widać, że mimo iż fantom był jednorodny pod względem tłumienia, linia nie jest prostą na



Rysunek 5.10: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.

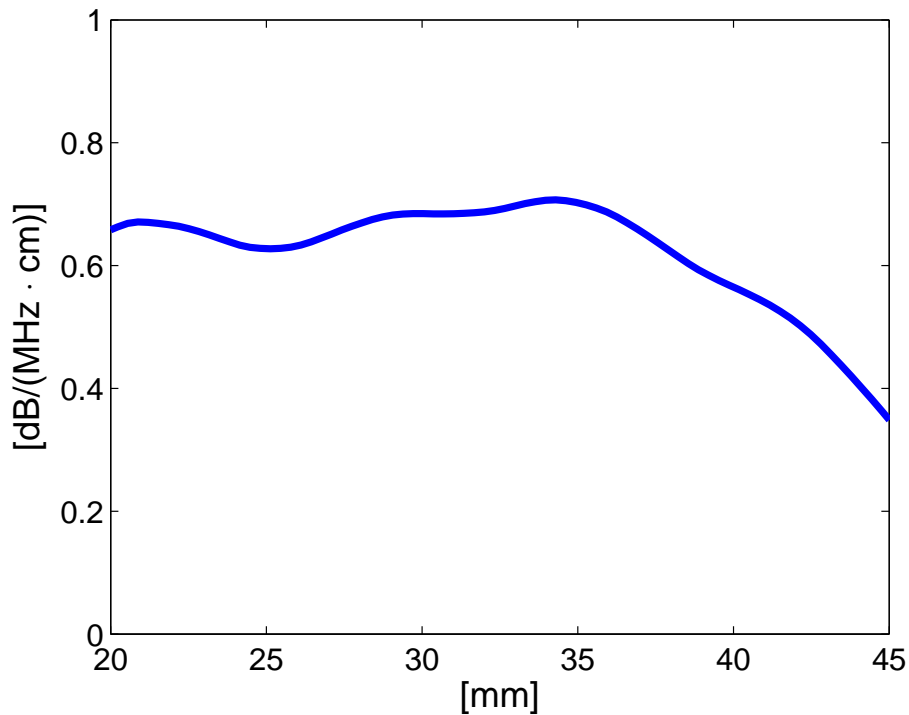


Rysunek 5.11: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.



Rysunek 5.12: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.

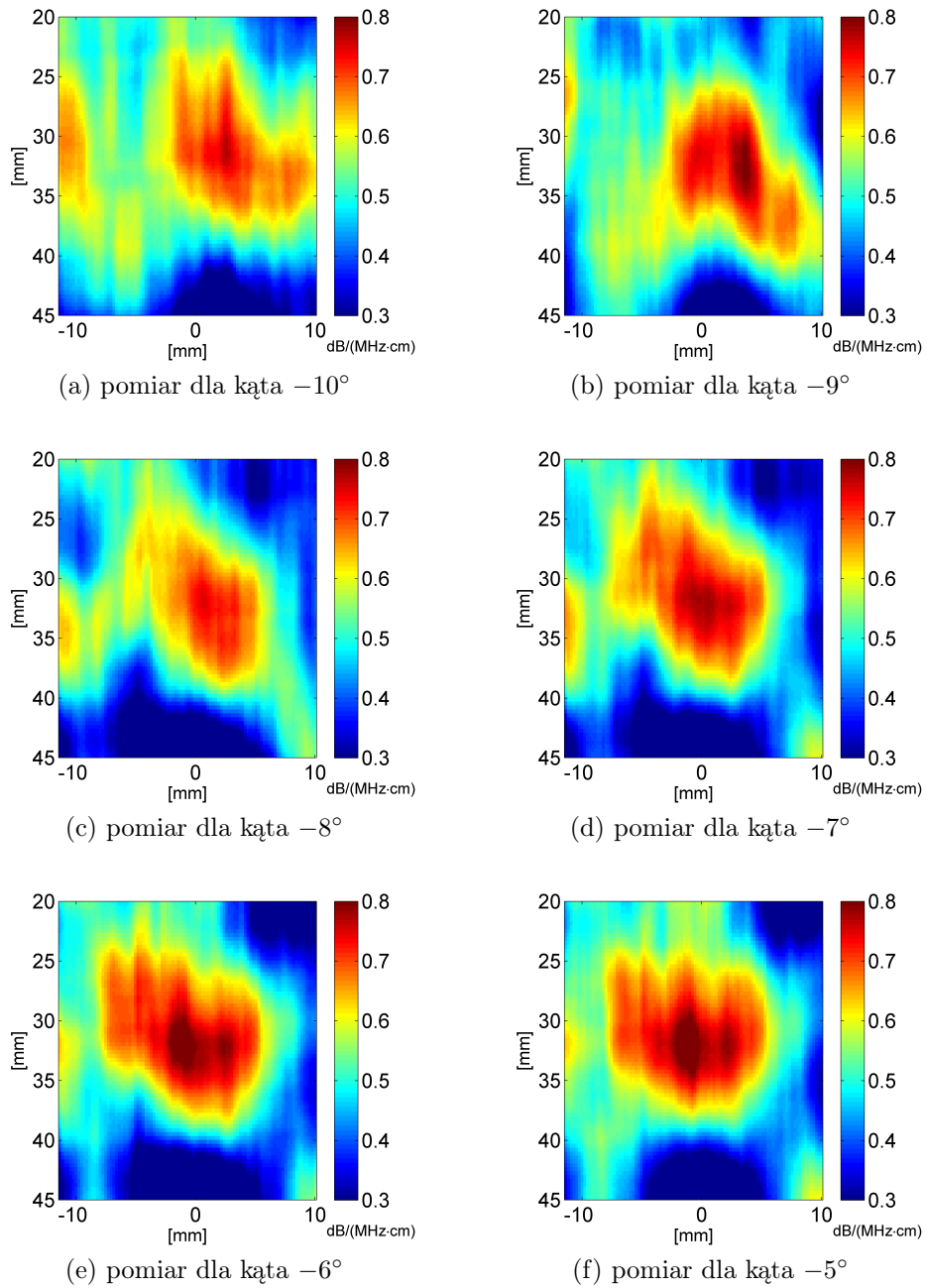
wysokości $0.5dB/(MHz \cdot cm)$, ale krzywą. Jest to prawdopodobnie spowodowane zmianami częstotliwości średniej wynikającymi z widmowych zmian w polu bliskim i z efektów dyfrakcyjnych tzn. rozbieżności wiązki, różnej dla różnych częstotliwości. Wykorzystując dane z pomiarów na fantomie referencyjnym w opisany wyżej sposób dokonano korekcji tych efektów.



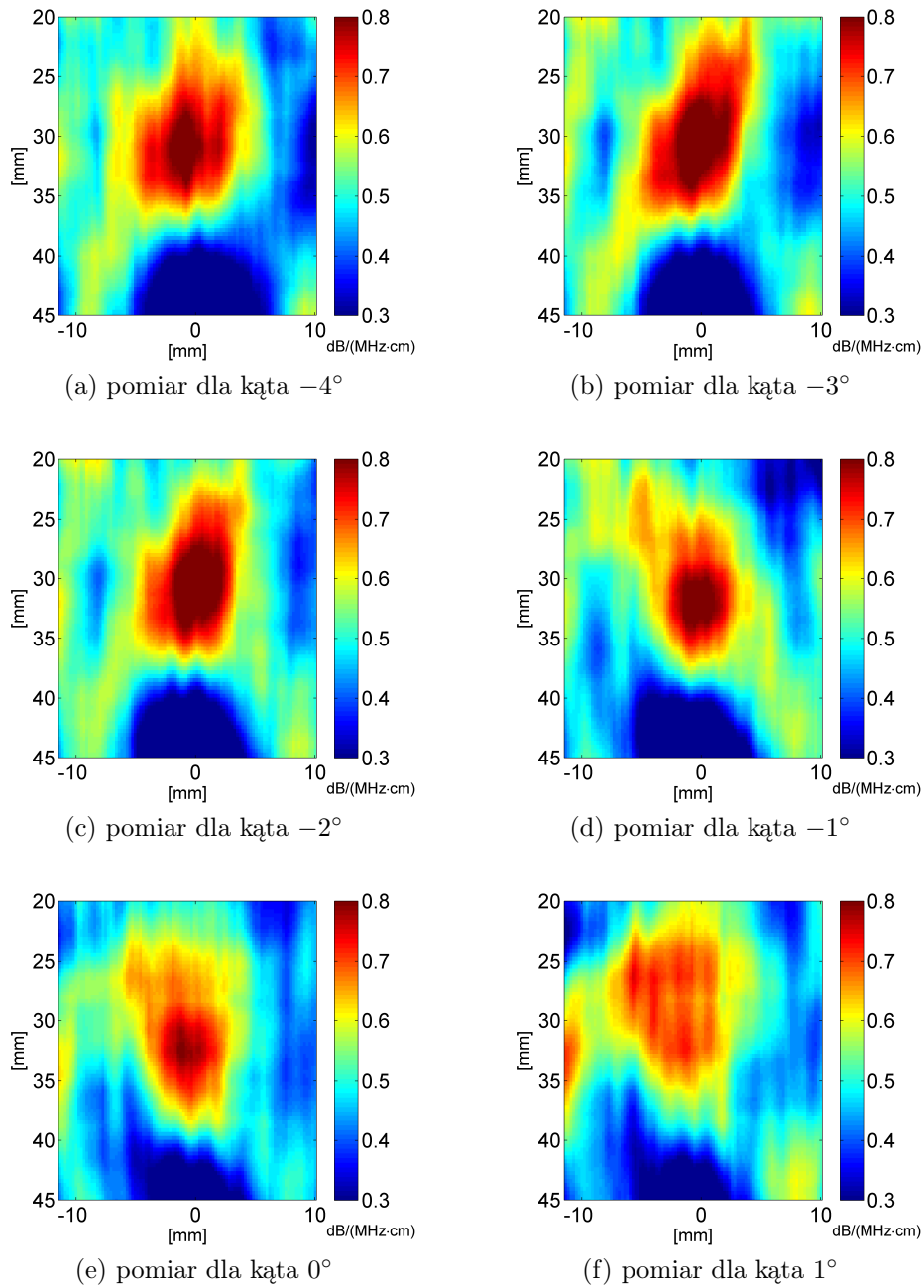
Rysunek 5.13: Linia średniego tłumienia z fantomu referencyjnego.

Szerokość widma impulsu potrzebną do estymowania tłumienia obliczono korzystając z podanych w dokumentacji głowicy wartości częstotliwości rezonansowej ($7.2MHz$) i pasma głowicy wynoszącego 70%.

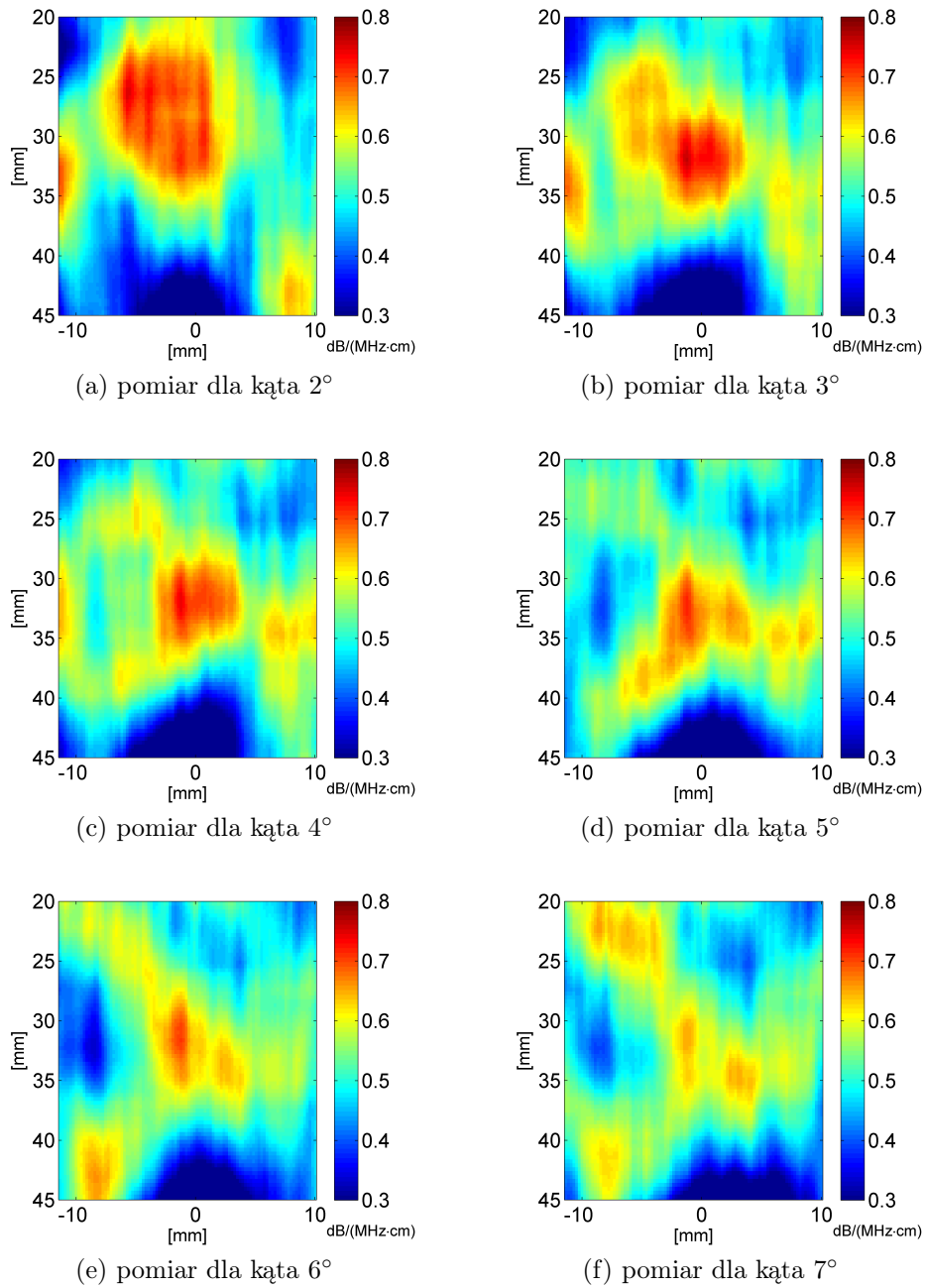
Obrazki składowe dla poszczególnych kątów przedstawione są na rysunkach 5.14 5.15 5.16 i 5.17. Podobnie jak w przypadku poprzednich pomiarów obrazki składowe charakteryzują się dużą zmiennością estymaty tłumienia. Na większości prezentowanych map tłumienia można się dopatrzyć obiektu o wyższym tłumieniu od tła, znajdującego się w centralnych częściach rysunków, ale kształty obiektu są rozmyte i różne dla każdej mapy. Wartości estymat w obszarze cylindra na rysunkach składowych często są wyższe niż nominalne tłumienie cylindra – $0.7dB/(MHz \cdot cm)$. Objawia się to nasyceniem czerwonej barwy – tam gdzie wartość estymaty jest wyższa niż zastosowany zakres dynamiki ($0.4 - 0.7dB/(MHz \cdot cm)$). Uśredniona



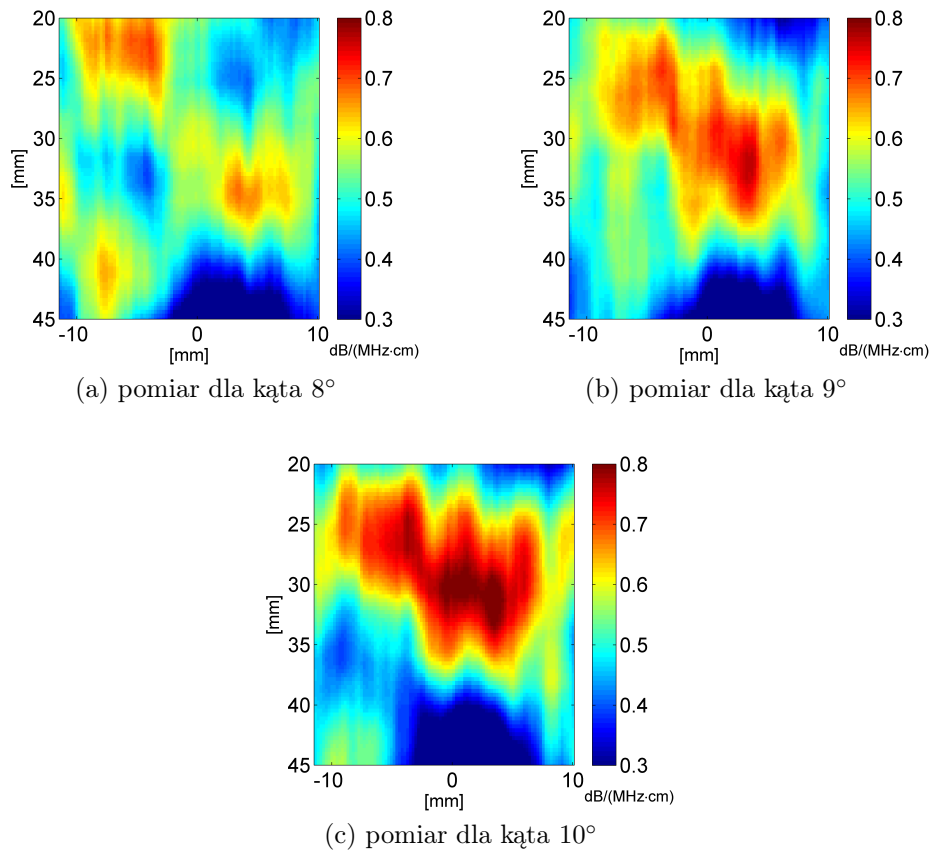
Rysunek 5.14: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od -10° do -5° . Przekroje przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.



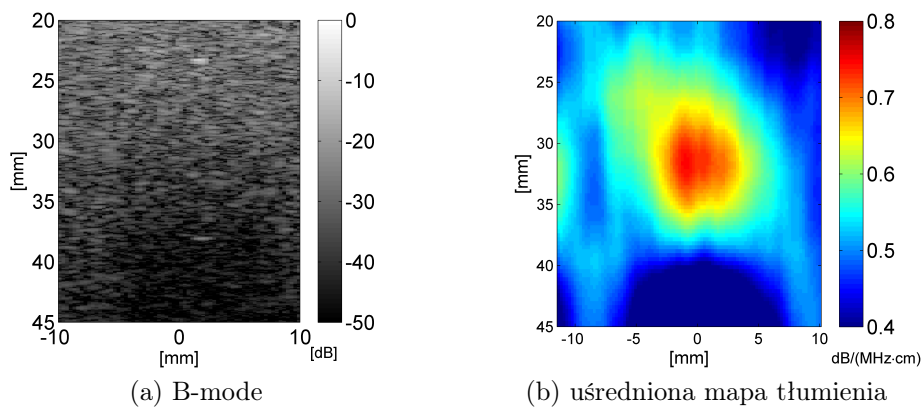
Rysunek 5.15: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od -4° do 1° . Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.



Rysunek 5.16: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od 2° do 7° . Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.

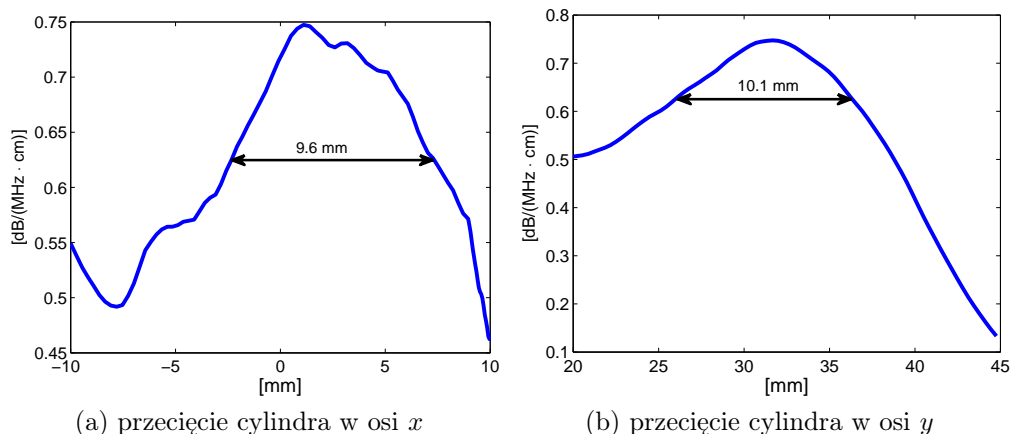


Rysunek 5.17: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od 8° do 10° . Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.



Rysunek 5.18: Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ w ośrodku o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$.

mapa tłumienia wraz ze standardowym obrazem B-mode, z danych zebranych dla kąta położenia głowicy równego 0° , pokazana jest na rysunku 5.18. Podobnie jak w przypadku poprzednich pomiarów cylinder jest słabo widoczny na standardowym obrazie B-mode i podobnie jak poprzednio jego obecność objawia się głównie poprzez akustyczny cień. Dodatkowo widać silne odbicia na granicy cylindra w najbliższym i najdalszym punkcie w stosunku do powierzchni głowicy (współrzędne odpowiednio [1.7, 23] i [1.7, 38]). Dla tych punktów kąt pod którym padała wiązka w stosunku do powierzchni cylindra był najmniejszy. Na uśrednionej mapie tłumienia obszar cylindra jest wyraźnie widoczny. Poniżej cylindra widoczny jest obszar o małym tłumieniu. Jest to artefakt – odpowiednik cienia akustycznego. Jego obecność wynika z faktu, że na skutek spadku amplitudy sygnału za obszarem tłumiącym spada SNR i widmo szumu elektronicznego zaczyna silnie wpływać na widmo sygnału odebranego. Szerzej problem opisany jest w podrozdziale 3.2.4. Maksymalna wartość estymowanego tłumienia na uśrednionej mapie w obszarze cylindra wynosi $0.75dB/(MHz \cdot cm)$ co jest bardzo bliskie wartości nominalnej. Obliczono również wartość średnią tłumienia w prostokątnym obszarze o jednorodnym tłumieniu. Obszar zdefiniowany był przez przedziały $[-10, 10]mm$ w osi x i $[10, 15]mm$ w osi y . Średnia wartość tłumienia w tym obszarze wynosiła $0.49dB/(MHz \cdot cm)$. Błąd względny na tym obszarze liczony przy pomocy wzoru 5.1 na uśrednionej mapie tłumienia wynosił 6%. Błąd względny na mapach składowych wyniósł średnio 20%. Zarówno wartość estymaty w obszarze cylindra, jak i w obszarze jednorodnym są bliskie wartości nominalnych ($0.7dB/(MHz \cdot cm)$ i $0.5dB/(MHz \cdot cm)$). Obraz uśredniony jest lepszej jakości niż obrazy składowe, co uzasadnia stosowanie techniki SC. Wielkość obiektu widocznego na mapach tłumienia zależy od dobrania skali barwnej i zakresu dynamiki w obrazie. Tak jak w przypadku poprzednich pomiarów, aby ocenić odwzorowanie wielkości obrazowanego cylindra na mapie tłumienia wykonano wykresy tłumienia na prostych równoległych do osi x i y i przechodzących przez punkt w którym wartość estymaty była maksymalna. Zmierzono odległość między punktami, w których estymata przybiera wartość będącą w połowie między wartością maksymalną ($0.75dB/(MHz \cdot cm)$), a nominalną wartością tła ($0.5dB/(MHz \cdot cm)$). Odległości te wynosiły odpowiednio $9.6mm$ i $10.1mm$, a więc są mniejsze od nominalnej średnicy cylindra ($15mm$). Przekroje pokazane są na rysunku 5.19.



Rysunek 5.19: Estymata tłumienia na prostych przecinających cylinder w osi x i y .

5.1.5 Podsumowanie

Metoda SC została przetestowana na trzech różnych aparatach, z wykorzystaniem głowic liniowych i głowic typu convex. Zastosowano dwie strategie zmiany płaszczyzny obrazowania – poprzez przesuwanie głowicy równoległe do powierzchni fantomu, oraz poprzez zmianę "kąta patrzenia" głowicy wokół linii styku głowicy i powierzchni fantomu. We wszystkich przypadkach zastosowanie techniki SC skutkowało wzrostem jakości obrazu finalnego, w stosunku do obrazów składowych, co uzasadnia stosowanie tej techniki. Zostało to wykazane przez porównanie średnich wartości tłumienia i błędów względnych z obszarów o jednorodnym tłumieniu, dla obrazów składowych i finalnej mapy tłumienia. We wszystkich przypadkach zastosowania techniki SC zanotowano spadek błędu względnego.

Przybliżone rozmiary obrazowanych cylindrów wyznaczano jako odległości punktów w których wartość estymaty leżała w połowie między wartością maksymalną w obszarze cylindra, a nominalnym tłumieniem tła. Rozmiary wyznaczone w ten sposób obarczone były błędami, które wynikały z uzyskanej rozdzielczości obrazów. Rozdzielczość obrazów w badanych przypadkach była ograniczona przez wartości okien algorytmów IQ, SSA oraz liczby uśrednianych linii. W każdym przypadku wartość tych parametrów odpowiadała odległościom rzędu średnicy badanych cylindrów, co spowodowało niedokładności w odwzorowaniu rozmiarów i rozmycie kształtów na obrazach parametrycznych. Mimo tych niedokładności widać, że technika SC sprawia, że obrazy cylindrów są znacznie wyraźniejsze i mniej zaszumione,

dlatego warto wziąć pod uwagę jej użycie w przypadku implementacji metody estymacji tłumienia w systemie ultradźwiękowym.

Wadą techniki w przypadku ewentualnego zastosowania jej do badań medycznych, jest z pewnością negatywny wpływ na częstotliwość odświeżania – jeden obrazek finalny jest średnią z wielu obrazków składowych, a więc częstotliwość odświeżania będzie mniejsza tyle razy ile jest obrazków składowych. Często jednak wysoka częstotliwość odświeżania nie jest istotna i wtedy zastosowanie techniki SC jest korzystne. Zmiany płaszczyzny obrazowania na potrzeby tej pracy realizowane były poprzez zmianę pozycji głowicy ultradźwiękowej, co w rzeczywistym badaniu byłoby niewygodne. Dysponując głowicą 2D analogiczne zmiany można realizować w sposób elektroniczny, co podniosłoby komfort użytkownika.

5.2 Uśrednianie częstotliwościowe (Frequency Compounding) jako metoda ograniczenia wariancji estymaty tłumienia

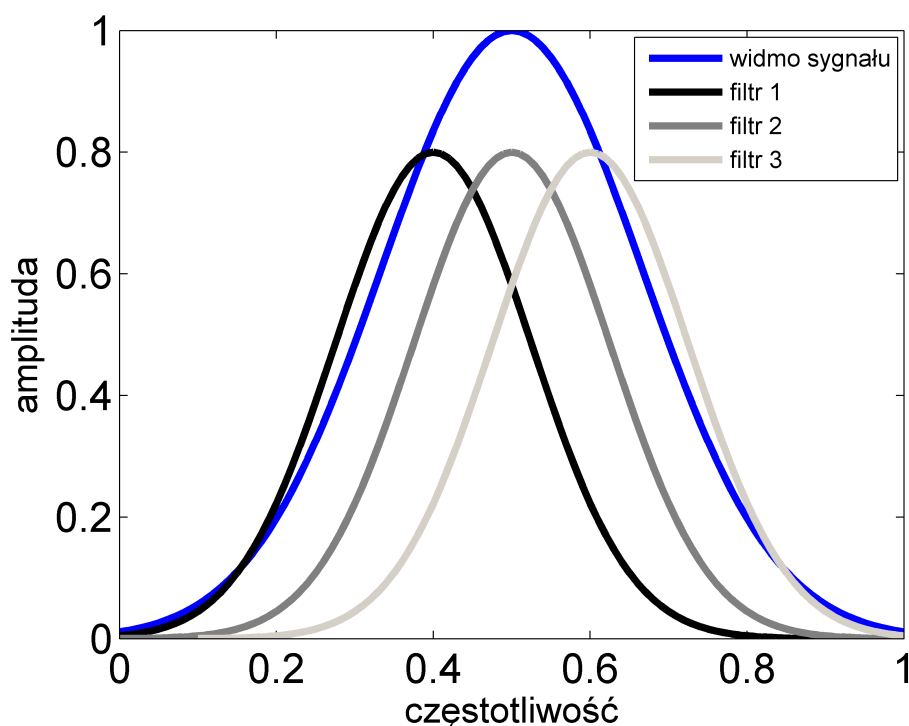
5.2.1 Wstęp

Metoda uśredniania w częstotliwości (Frequency Compounding – FC) jest jedną z metod poprawy jakości obrazów stosowaną w ultrasonografii. Jej celem jest redukcja poziomu szumu akustycznego – spekli (speckle reduction), dzięki czemu zwiększany jest kontrast otrzymywanych obrazów. Metoda FC polega na podziale widma sygnałów RF na pasma częstotliwości, przy czym pasma mogą, a nawet powinny na siebie częściowo zachodzić. Następnie każdy sygnał (linia) RF filtrowany jest przy użyciu filtrów pasmowo-przepustowych zgodnie z przyjętym podziałem widma. Idea podziału zilustrowana jest rysunkiem 5.20, gdzie widmo abstrakcyjnego sygnału podzielone jest na trzy różne pasma przy pomocy filtrów pasmowych. W ten sposób z jednego sygnału RF otrzymuje się tyle przefiltrowanych sygnałów, ile było pasm w przyjętym podziale widma. Przefiltrowane pasmowo sygnały RF podlegają dalej detekcji obwiedni, tak jak w standardowym obrazowaniu. Wzory interferencyjne obwiedni – spekle – sygnałów przefiltrowanych różnymi filtrami są między sobą słabo skorelowane. Stopień skorelowania zależy od wzajemnego położenia pasm filtrów – im mniej pasma filtrów zachodzą na siebie, tym mniej skorelowane są spekle. Na koniec otrzymane obwiednie pochodzące z różnych filtracji tego samego sygnału RF są uśredniane (z wagami lub bez) [[7]], a ponieważ filtrowane sygnały są ze

sobą w pewnym stopniu nieskorelowane, uśrednianie ich między sobą powoduje spadek średniego poziomu szumu akustycznego, dzięki czemu poprawia się kontrast obrazka. Istnieją również wersje techniki FC, gdzie ostateczny obrazek powstaje na skutek działania bardziej złożonych niż średnia funkcji ([57]), ale nie będą one tutaj wykorzystywane. Ujemną stroną techniki FC jest pogorszenie rozdzielczości podłużnej, w związku z zawężeniem widma sygnałów na skutek filtracji. Poniżej przedstawione są wyniki zastosowania techniki FC przy estymacji tłumienia.

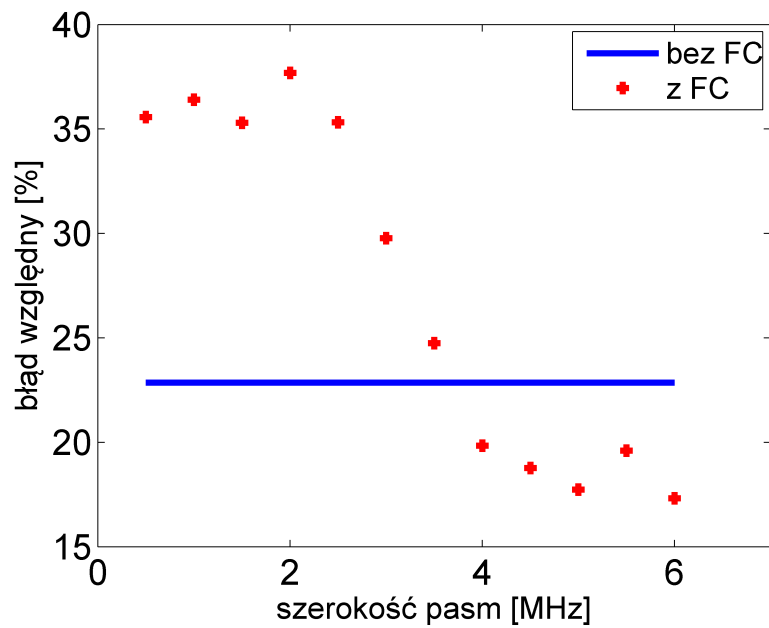
5.2.2 Pomiar

Pomiary wykonano przy użyciu ultrasonografu SonixTOUCH (B.4) z głowicą liniową L14-5/38 o częstotliwości rezonansowej 7.2MHz C.5. Ognisko ustawione było na głębokości 3cm . Do pomiarów wykorzystano fantomy tkankowe DFS 1126 (A i B) A.3 W badanym fantomie cylinder o średnicy 15mm znajdował się na głębokości 3cm . Jego tłumienie wynosiło $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ podczas gdy tłumienie ośrodka wynosiło $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Fantom tkankowy DFS 1126B (jednorodny – nie zawierający obiektów

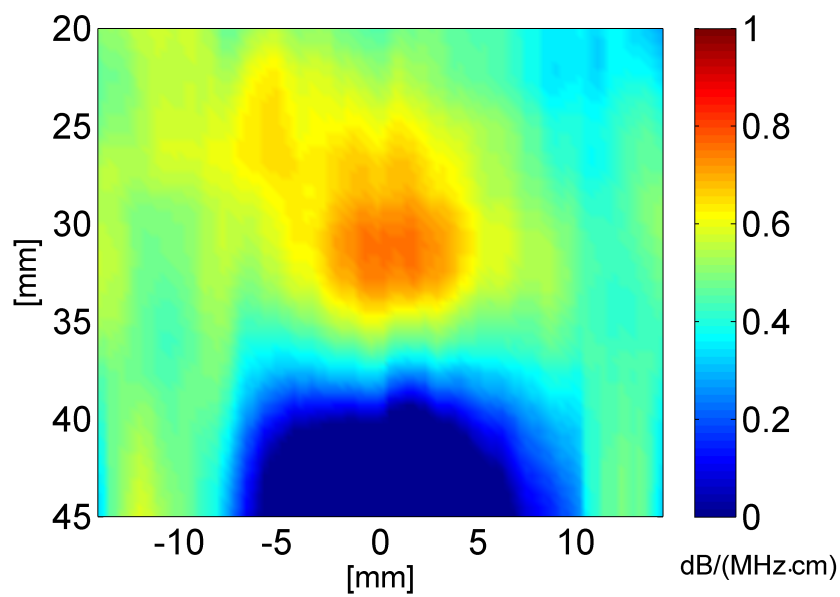


Rysunek 5.20: Idea podziału widma sygnału na węższe od niego pasma.

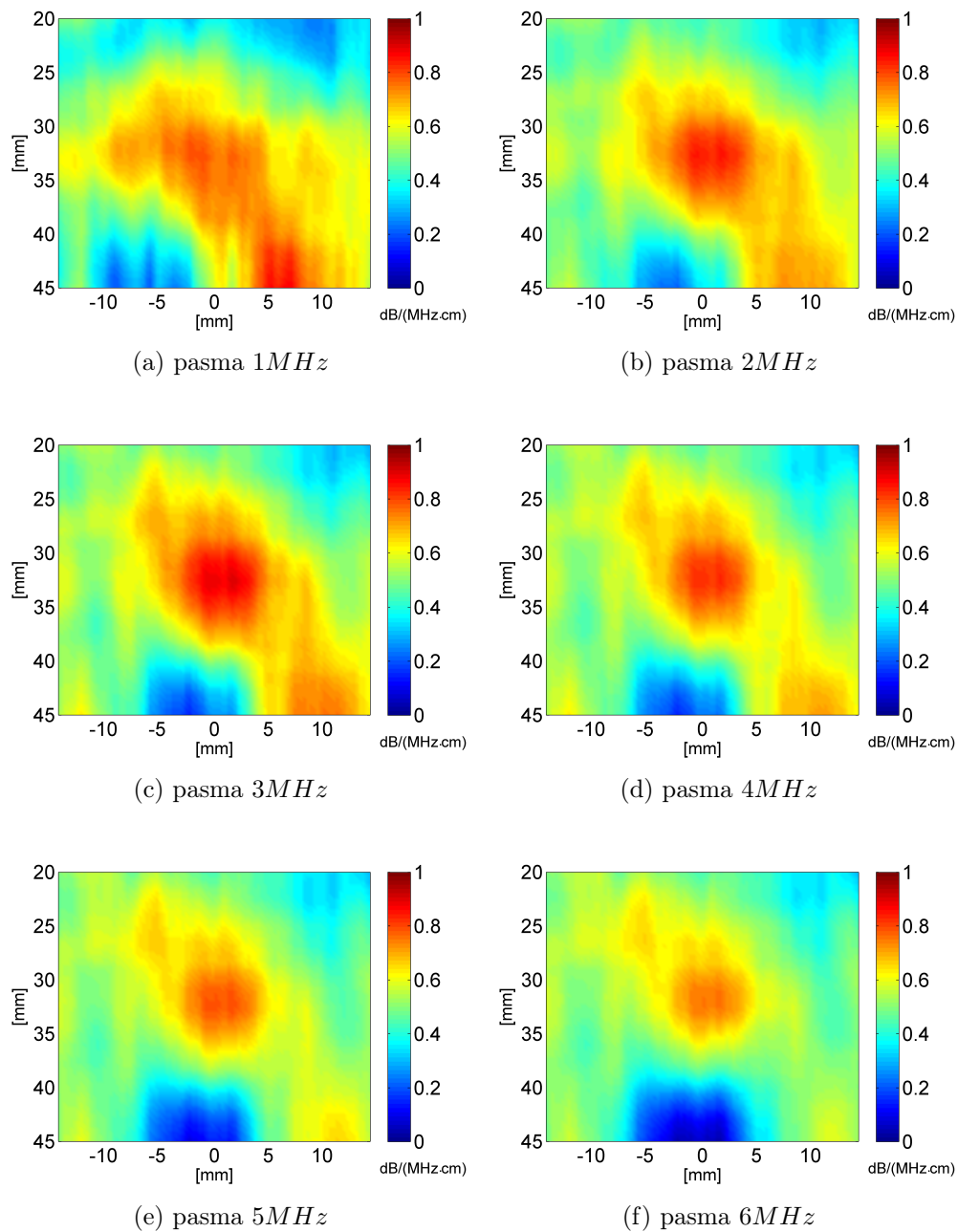
o tłumieniu innym niż tłumienie tła) wykorzystano jako fantom referencyjny, wykonując na nim 9 pomiarów. Okna algorytmów IQ, SSA i średniej kroczącej uśredniającej linii częstotliwości odpowiadały 1cm . Przetwarzanie wykonano również dla okien algorytmów IQ i SSA równych 0.5cm , 1.2cm i 1.5cm . Dla okien 0.5cm nie uzyskano interesujących wyników, ponieważ przy tym oknie wariancja map tłumienia była tak duża, że obiekt nie był na nich widoczny (był "zanurzony w szumie"). Na mapach powstałych z pozostałymi wartościami okien obiekt był widoczny. Do dalszego przetwarzania wybrano wartość okien równą 1cm , ponieważ im niższa wartość, tym większej rozdzielczości na finalnej mapie tłumienia można się spodziewać. Dane RF z pomiaru na fantomie z cylindrami filtrowano używając filtrów pasmowo-przepustowych Butterwortha czwartego rzędu. Przetestowano podziały widma na pasma o szerokościach od 0.5 do 6MHz co 0.5MHz . W każdym przypadku pasma zachodziły na siebie w ten sposób, że odstęp między środkami sąsiednich pasm wynosił 25% szerokości pasma. Granice podziałów widma zawierały się w zakresie $1 - 12\text{MHz}$. Sygnały RF były przetwarzane oddzielnie w każdym paśmie danego podziału widma. Ostatecznie dla każdego podziału widma uzyskiwano tyle estymat tłumienia ile było pasm częstotliwości. Na końcu estymaty tłumienia dla danego podziału widma były uśredniane z użyciem średniej ważonej. Wagami był stosunek energii przefiltrowanego sygnału w danym paśmie do całkowitej energii sygnału. Zabieg ważenia był konieczny, aby suma częstotliwości średnich sygnału w pasmach była równa częstotliwości średniej z całego widma sygnału. Celem zastosowania techniki FC jest poprawa jakości estymat tłumienia. Jednym z parametrów decydujących o jakości jest błąd względny. Błąd względny wyliczono korzystając ze wzoru 5.1 wyznaczając standardowe odchylenie i średnią wartość z estymat tłumienia fantomu jednorodnego. Wynik przedstawiono na rysunku 5.21. Z rysunku wynika, że dla okien o szerokościach powyżej 4MHz technika FC zmniejsza błąd względny, przy czym najmniejszy błąd równy 17.3% zarejestrowano dla okna o szerokości 6MHz . Parametryczny obraz tłumienia uzyskany bez zastosowania techniki FC, będący referencją do oceny przydatności techniki FC przedstawiony jest na rysunku 5.22. Sygnały z których estymowano tłumienie do tego obrazka były jedynie przefiltrowane filtrem pasmowo-przepustowym w granicach $1 - 12\text{MHz}$. Obrazy tłumienia uzyskane z zastosowaniem techniki FC przedstawione są na rysunkach 5.23. Przedstawiono wyniki dla podziałów widma na pasma szerokości $1, 2, \dots, 6\text{MHz}$. Pozostałe wyniki były zgodne z zaprezentowanymi, ale nie pokazano ich aby zmniejszyć ilość prezentowanych obrazów.



Rysunek 5.21: Błędy względne estymat tłumienia wyznaczone na fantomie jednorodnym.



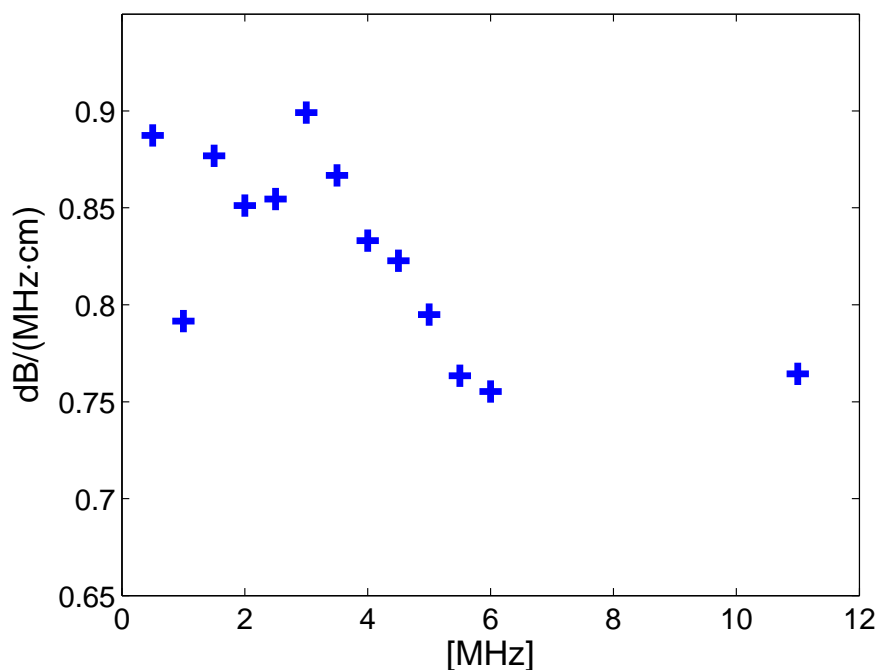
Rysunek 5.22: Parametryczny obraz tłumienia uzyskany bez zastosowania techniki FC.



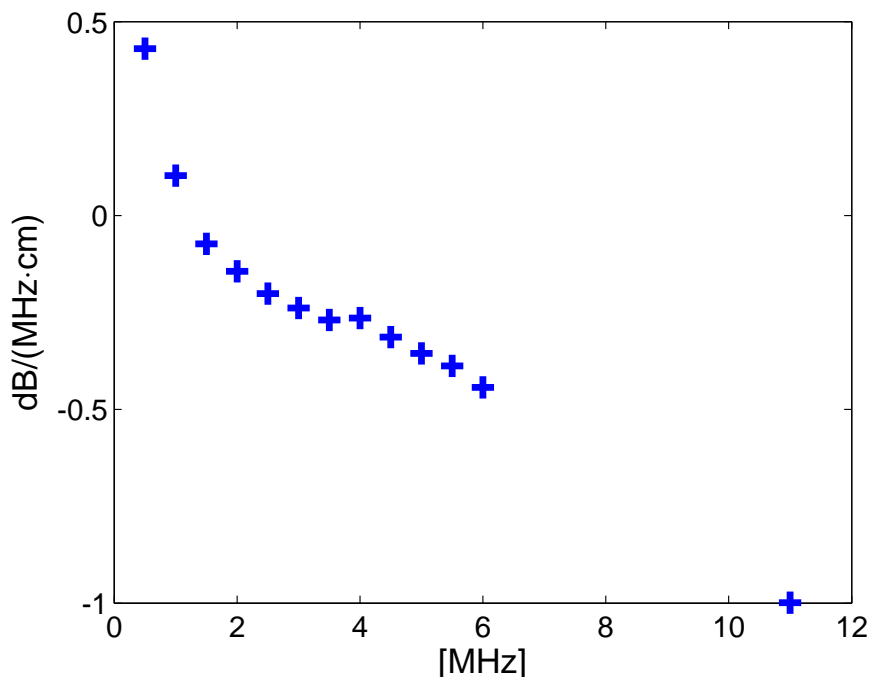
Rysunek 5.23: Mapy tłumienia uzyskane z zastosowaniem techniki FC dla pasm o szerokości $1, 2 \dots 6 MHz$.

Na rysunkach widać, że poza mapą tłumienia dla szerokości pasm równej $1 MHz$ obiekt jest dobrze widoczny. Dodatkowo w prawym dolnym rogu pojawia się obszar o większym tłumieniu będący artefaktem. Im szersze okno

tym ten artefakt jest mniejszy. Dla obrazka otrzymanego techniką FC z pasmami szerokości 6MHz praktycznie znika. Na rysunku 5.24 przedstawiono zależność uzyskanej wartości maksymalnej estymaty w obszarze cylindra w zależności od zastosowanych okien w technice FC. Najbliższa wartości nominalnej była estymata powstała z zastosowaniem techniki FC z oknem 6MHz. Istotnym efektem pojawiającym się w obrazach FC jest zmniejszenie "cienia akustycznego" czyli artefaktu opisanego wcześniej związanego prawdopodobnie ze skończonym pasmem przetwornika i zmniejszeniem się współczynnika SNR sygnału po przejściu przez obiekt tłumiący. Jest to efekt korzystny dla jakości estymat tłumienia. Efekt ten obrazuje rysunek 5.25, gdzie pokazane są uzyskane różnice między nominalnym tłumieniem wzorca ($0.5dB/(MHz \cdot cm)$), a estymatą. Punkt odpowiadający oknu 11MHz wskazuje wynik otrzymany bez stosowania techniki FC (dane były jedynie prze-filtrowane filtrem pasmowym od 1 do 12MHz, stąd szerokość okna równa 11MHz). Minimalną różnicę wynoszącą $0.07dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskano dla okna 1.5MHz. Można zaobserwować wyraźny trend zwiększania się cienia akustycznego wraz z rozszerzaniem okien częstotliwościowych w technice FC.



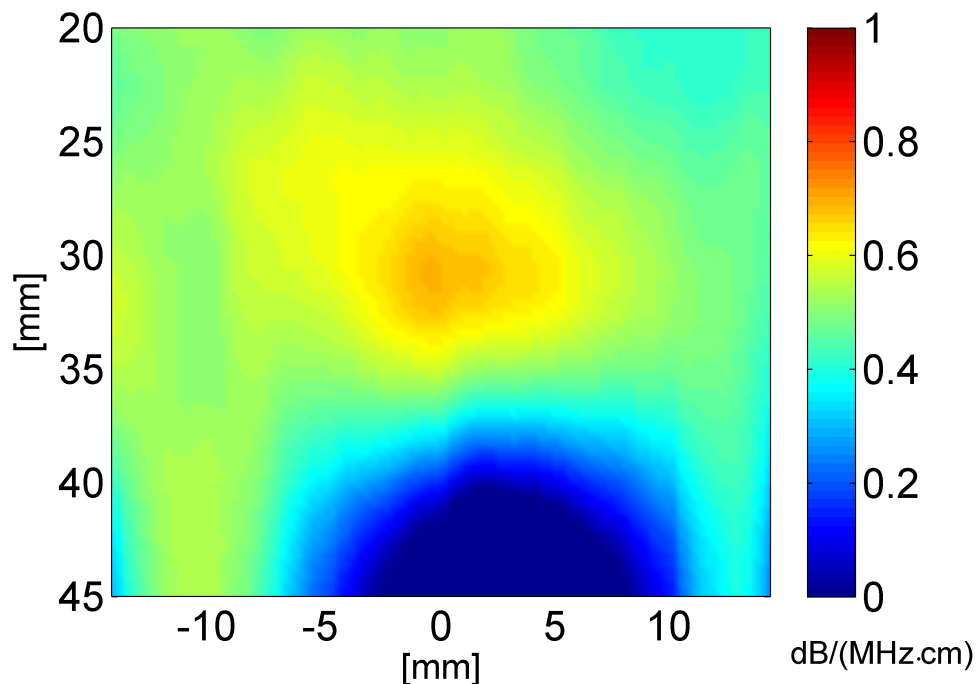
Rysunek 5.24: Wartości maksymalne estymat tłumienia w obszarze cylindra w zależności od szerokości pasm filtrów.



Rysunek 5.25: Różnica między tłumieniem nominalnym wzorca w punkcie (0, 45), a tłumieniem estymowanym z zastosowaniem techniki FC z różnymi szerokościami pasm filtrów.

5.2.3 Połączenie techniki FC i SC

Poniżej zaprezentowane zostały wyniki zastosowania techniki FC w połączeniu z techniką uśredniania przestrzennego (SC) opisaną w rozdziale 5.1. Wszystkie nastawy aparatury były takie jak w przypadku pomiarów z zastosowaniem tylko techniki FC. Płaszczyznę obrazowania zmieniano w zakresie $[-10, 10]$ stopni. Obraz tłumienia z zastosowaniem tylko techniki SC, będący referencją do oceny przydatności techniki FC przedstawiony jest na rysunku 5.26. Obrazy tłumienia uzyskane z zastosowaniem połączonych technik FC i SC przedstawione są na rysunkach 5.27. Na wszystkich obrazach powstałych z użyciem technik FC i SC obiekt jest bardzo dobrze widoczny. Na rysunku 5.24 przedstawiono zależność uzyskanej wartości maksymalnej estymaty w obszarze cylindra w zależności od zastosowanych okien w technice FC. Najbliższa wartości nominalnej była estymata powstała z zastosowaniem techniki FC z oknem 6MHz . Generalnie wartości uzyskanych estymat są znacznie bliżej wartości nominalnej cylindra niż w przypadku

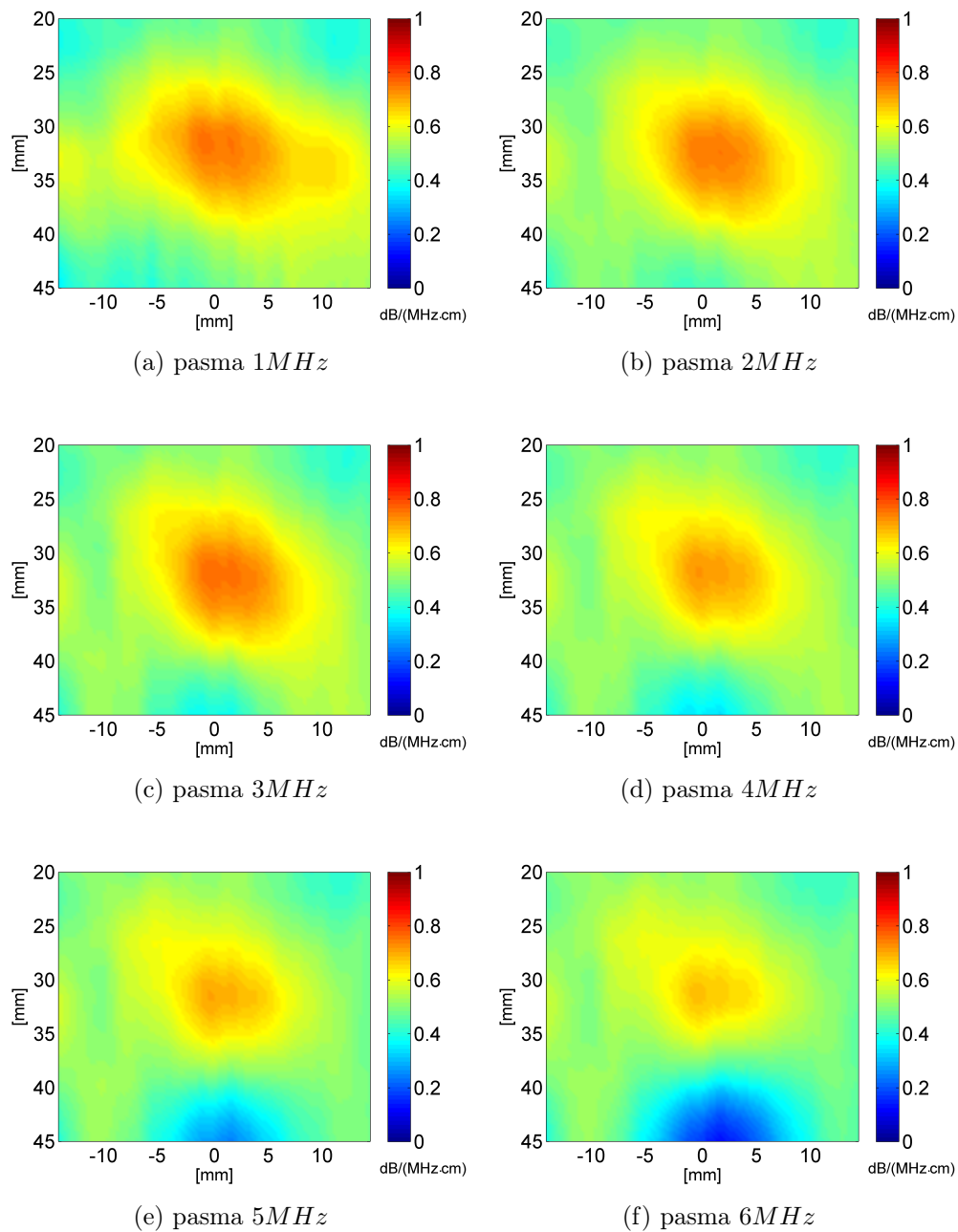


Rysunek 5.26: Parametryczny obraz tłumienia uzyskany z zastosowaniem techniki SC bez zastosowania techniki FC.

bez uśredniania w przestrzeni. Podobnie jak w przypadku pomiarów z użyciem jedynie techniki FC można zaobserwować wyraźne zmniejszenie się "cienia akustycznego" za obiektem, co zobrazowane jest na rysunku 5.29. Minimalną różnicę między tłumieniem nominalnym, a estymowanym zaobserwowano dla okna wynoszącego 1MHz .

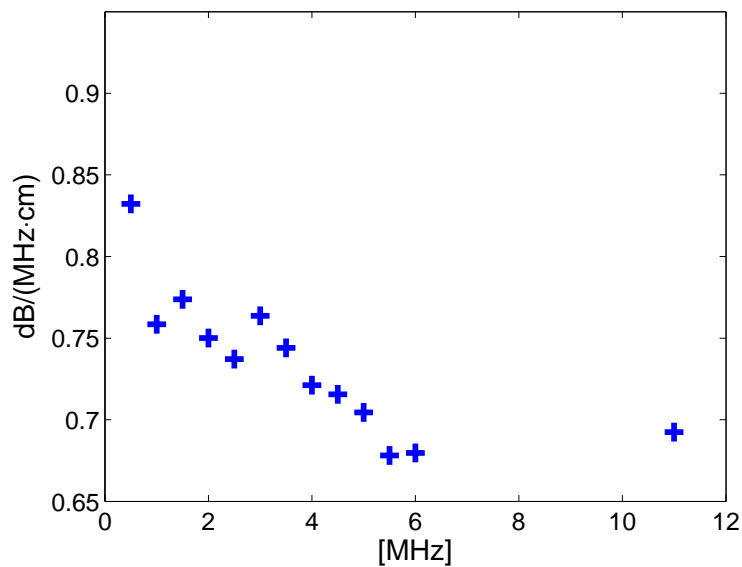
5.2.4 Podsumowanie

Przetestowano technikę FC na danych z fantomu tkankowego o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ zawierającego cylinder o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Technika FC korzystnie wpływa na zmniejszenie się błędów względnych estymaty tłumienia oraz redukuje artefakt "cienia" za obiektem o tłumieniu wyższym niż tło. Dodatkowo przetestowano działanie techniki FC w kombinacji z techniką SC. Zaobserwowano takie same tendencje jak w przypadku zastosowania samej techniki FC. W przypadku zastosowania obu technik szczególnie dobrze widoczna jest redukcja artefaktu "cienia". Wyniki pomiarów wskazują, że warto stosować technikę FC w celu polepszenia jakości

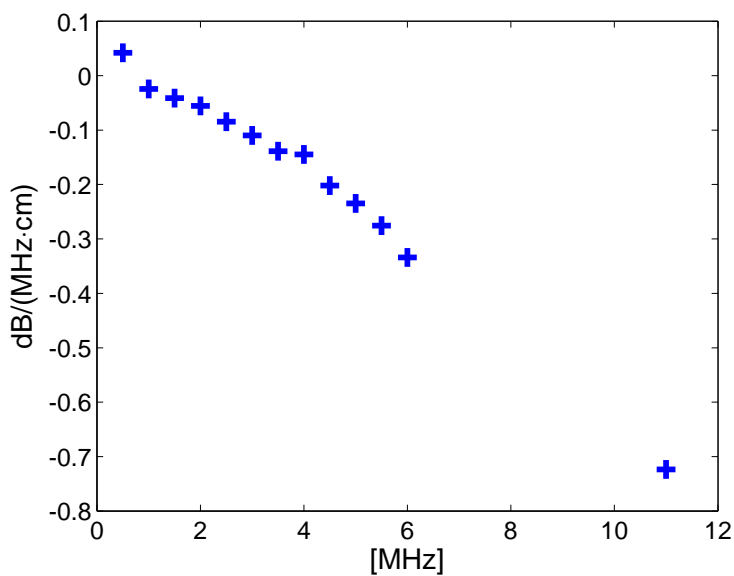


Rysunek 5.27: Mapy tłumienia uzyskane z zastosowaniem technik FC i SC dla pasm o szerokości 1, 2... 6MHz.

estymat tłumienia, oraz że technika FC daje dobre rezultaty w kombinacji z techniką SC. Kwestią dyskusyjną jest określenie jakie parametry techniki FC są optymalne. W badanym przypadku największą redukcję błędów



Rysunek 5.28: Wartości maksymalne estymat tłumienia w obszarze cylindra w zależności od szerokości pasm filtrów, otrzymane przy połączeniu technik FC i SC.



Rysunek 5.29: Różnica między tłumieniem nominalnym wzorca w punkcie (0, 45), a tłumieniem estymowanym z zastosowaniem technik FC i SC z różnymi szerokościami pasm filtrów.

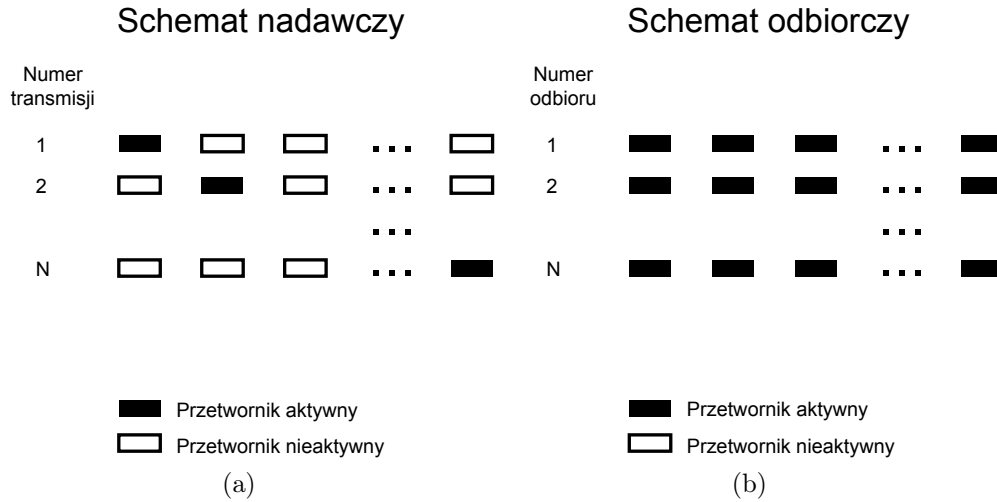
względnych estymat tłumienia w fantomie jednorodnym otrzymano dla szerokości pasm 6MHz . Ponadto 6MHz uzyskane wartość estymaty tłumienia są najbliższe wartości nominalnej tłumienia w cylindrze. Z drugiej strony wyniki wskazują, że stosowanie węższych pasm znacznie lepiej redukuje artefakt "cienia akustycznego".

5.3 Metody syntetycznej apertury (SAFT)

5.3.1 Wstęp

W większości współczesnych ultrasonografów z głowicami wieloelementowymi obraz tworzony jest z użyciem techniki formowania wiązki (beamforming), opisaney w rozdziale 2.1. W tych systemach po każdej emisji powstaje jedna linia obrazu. Alternatywną techniką tworzenia obrazu jest technika syntetycznej apertury (Synthetic Aperture Focusing Technique – SAFT). Ten sposób obrazowania został wymyślony i zastosowany pierwotnie w technikach radarowych w latach pięćdziesiątych ubiegłego stulecia [54, 9]. Nieco później zaczęto podejmować próby wprowadzenia tej techniki do obrazowania ultrasonograficznego [19, 10]. Technika ta wymaga znacznie większych mocy obliczeniowych niż technika klasyczna, dlatego dopiero wzrost mocy obliczeniowej układów elektronicznych mający miejsce w ostatnich latach umożliwił konstrukcje systemów ultrasonograficznych obrazujących z użyciem tej techniki [21]. Technika SAFT polega na emisji impulsów akustycznych przez przetworniki tworzące aperturę nadawczą i odbieraniu sygnałów powrotnych przez aperturę odbiorczą. W przeciwieństwie do metody klasycznej, w metodzie SAFT z danych zebranych w każdym akcie emisji powstaje obraz niskiej rozdzielczości (Low Resolution Image - LRI) w ten sposób, że w każdym punkcie p obrazu odebrane sygnały RF są sumowane koherentnie. Dla przykładu omówiony zostanie najprostszy schemat syntetycznej apertury, który obejmuje nadawanie jednym przetwornikiem i odbiór pełną aperturą głowicy składającą się z N przetworników (rysunek 5.30). Przy tym schemacie zakłada się, że przetwornik nadawczy emituje falę sferyczną. W niektórych opracowaniach schemat ten nosi nazwę STA (Synthetic Transmit Aperture) i ta nazwa będzie stosowana w niniejszej pracy. Emisje wykonywane są kolejno przez wszystkie przetworniki w głowicy. Wartość zsyntezowanego sygnału w punkcie p $RF_{synt}(p)$ dana jest wzorem 5.3

$$RF_{synt}(p) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \omega(i, j) RF_{i,j}(\tau_{p,i,j}) \quad (5.3)$$

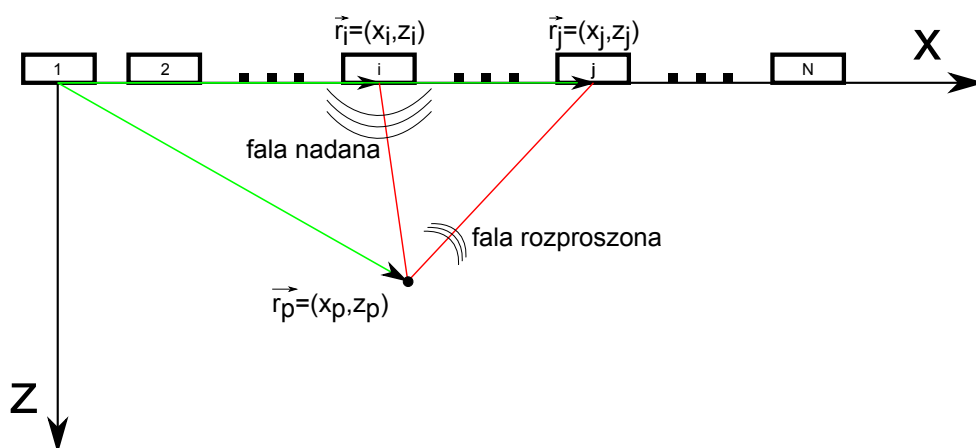


Rysunek 5.30: Schematy nadawczy i odbiorczy techniki STA

gdzie $\omega(i, j)$ to wagi, i oznacza numer emisji, j indeksuje przetworniki odbiorcze, a $\tau_{p,i,j}$ oznacza czas potrzebny impulsowi akustycznemu na przebycie drogi: nadajnik (i) - punkt p - odbiornik (j) i dany jest wzorem 5.4

$$\tau_{p,i,j} = \frac{|\vec{r}_p - \vec{r}_i| + |\vec{r}_p - \vec{r}_j|}{c} \quad (5.4)$$

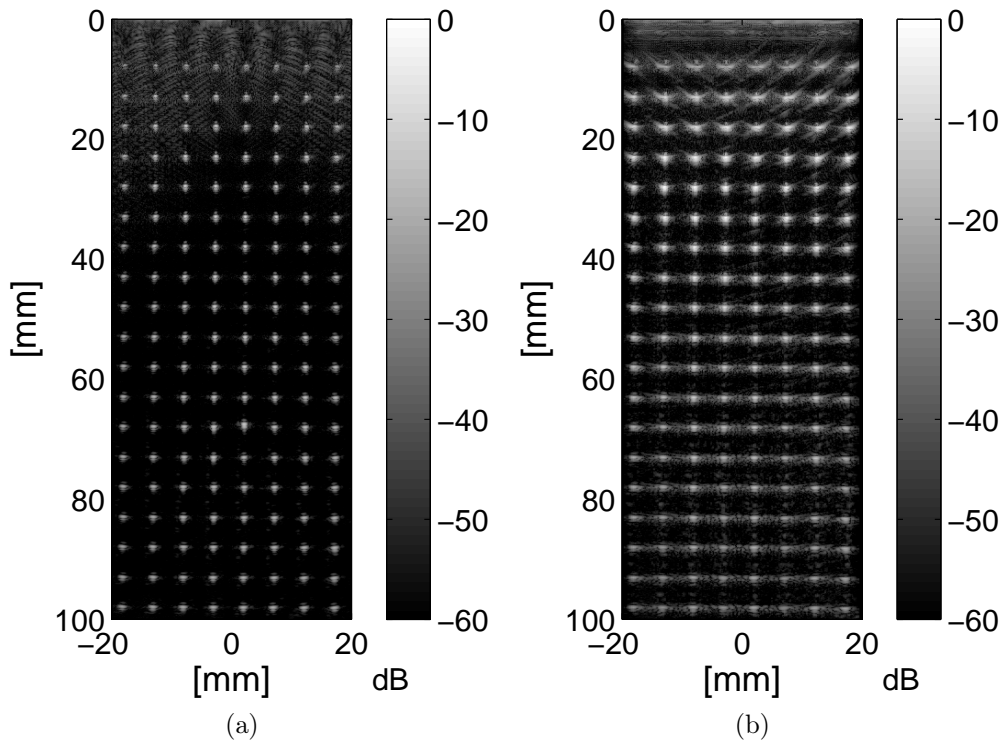
gdzie \vec{r}_p , \vec{r}_i i \vec{r}_j oznaczają odpowiednio wektory położenia punktu p , nadajnika i i odbiornika j , a c jest prędkością fali akustycznej w ośrodku. Wagi $\omega(i, j)$ we wzorze 5.3 mogą być użyte np. do uwzględnienia kierunkowości apertury nadawczej, co ma szczególne znaczenie w obszarach położonych bardzo blisko przetwornika [48]. Schemat pokazujący nadanie i-tym przetwornikiem i odebranie j-tym przetwornikiem sygnału rozproszonego w punkcie p pokazany jest na rysunku 5.31. Technika SAFT umożliwia tworzenie obrazów o lepszej rozdzielczości niż obrazy powstające metodą klasyczną. Jest to związane z tym, że SAFT umożliwia realizację ogniskowania w każdym punkcie obrazu zarówno przy nadawaniu jak i przy odbiorze, podczas gdy standardowa technika umożliwia takie ogniskowanie tylko przy odbiorze. W klasycznej technice przy nadawaniu można zogniskować wiązkę na jednej głębokości i tylko na tej głębokości otrzymuje się dobrą rozdzielczość. Aby otrzymać dobrą rozdzielczość na całej obrazowanej głębokości obrazując klasycznie wykonuje się kilka obrazów z różnymi ogniskami nadawczymi i z tych obrazów tworzy się obraz o dobrej rozdzielczości na całej głębokości. Wadą tego rozwiązania jest spadek częstotliwości odświeżania tyle razy ile dodatkowych ognisk zastosowano. Tej wady nie posiada metoda



Rysunek 5.31: Schemat nadania i odbioru przez parę przetworników głowicy liniowej.

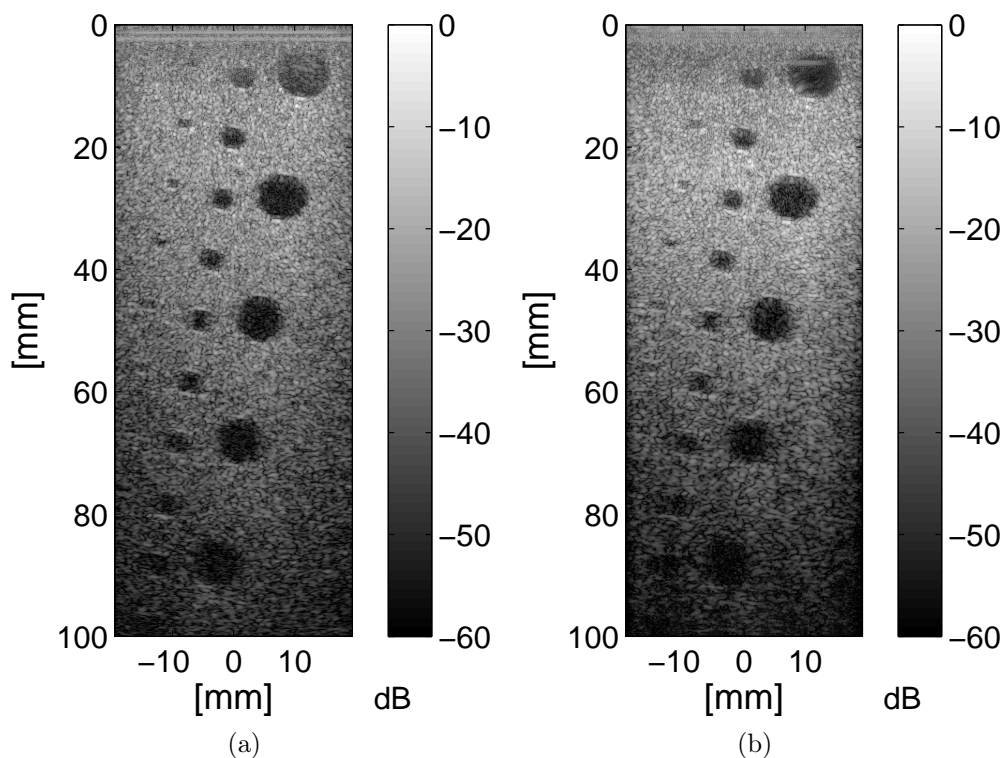
SAFT. Wadą metody SAFT jest natomiast liczba obliczeń konieczna do rekonstrukcji obrazu, co jednak w dzisiejszych czasach staje się coraz mniej istotnym ograniczeniem. Dla porównania zamieszczono przykładowe obrazy uzyskane metodami SAFT i klasycznego formowania wiązki. Obrazowano fantom nitkowy (rysunek 5.32) i fantom tkankowy (rysunek 5.33). Obrazy uzyskano z wykorzystaniem aparatu Ultrasonix SonicTouch B.4 wyposażonego w głowicę liniową L14-5/38 C.5. W klasycznym formowaniu wiązki wykorzystano apertury nadawczą i odbiorczą o rozmiarze 32 elementów, z ogniskowaniem nadawczym na głębokości 30mm. Schemat SAFT obejmował nadawanie dwoma przetwornikami i odbieranie całą aperturą głowicy wynoszącą 128 elementów. Różnica w rozdzielczości obrazów na korzyść techniki SAFT jest szczególnie dobrze widoczna na obrazie fantomu nitkowego. Rozmiary obrazów nitek są znacznie mniej rozmyte w stosunku do obrazów tworzonych klasycznie. Na obrazach fantomu tkankowego widoczny jest lepszy kontrast cyst względem tła w obrazie SAFT, szczególnie w obszarze odległym od obszaru ogniska w schemacie klasycznym. Lepsza rozdzielczość obrazów SAFT w podanych przykładach wynika również z faktu użycia całej apertury głowicy przy odbiorze, a więc 4 razy większej niż w przypadku metody klasycznej.

W kontekście estymacji tłumienia większa rozdzielczość obrazów SAFT jest bardzo istotna, ponieważ powoduje ona, że sygnały RF odpowiadające sąsiednim liniom obrazu są mniej skorelowane między sobą. Stopień korelacji sygnałów RF bezpośrednio wpływa na skuteczność redukcji wariancji linii częstotliwości średniej w omawianej metodzie estymacji tłumienia, po-



Rysunek 5.32: Obrazy uzyskane metodą SAFT (a) i metodą klasycznego formowania wiązki (b) – obraz z fantomu nitkowego.

nieważ redukcja wariancji następuje poprzez uśrednianie sąsiednich linii. Sąsiednie linie nie są od siebie statystycznie niezależne. Związane jest to z faktem, że wiązka skanująca ma skończone wymiary przez co sygnały powrotne tworzące linię obrazu powstają na skutek interakcji fali akustycznej z pewną objętością obrazowanego ośrodka. W metodzie uśredniania przestrzennego (rozdział 5.1) stopień redukcji wariancji linii częstotliwości średniej był zwiększany poprzez uśrednianie po większej liczbie linii, zebranych z większego obszaru obrazowanego ośrodka. Wykorzystanie metody SAFT pozwala na otrzymywanie linii RF, które są bardziej statystycznie niezależne od siebie, dzięki czemu mniej ich potrzeba aby uzyskać odpowiednią redukcję wariancji linii częstotliwości średniej, w porównaniu do danych zebranych w sposób klasyczny. To z kolei umożliwia otrzymanie obrazów parametrycznych o większej rozdzielczości. Poniżej zaprezentowane zostaną wyniki estymowania tłumienia na danych otrzymanych metodą SAFT z symulacji i pomiarów na fantomie tkankowym.

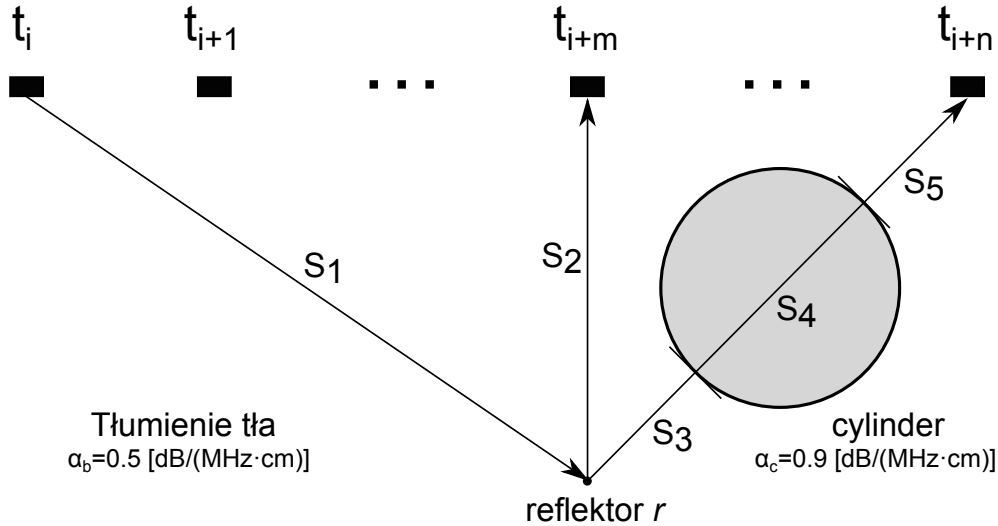


Rysunek 5.33: Obrazy uzyskane metodą SAFT (a) i metodą klasycznego formowania wiązki (b) – obraz z fantomu tkankowego

5.3.2 Symulacje

Wstępnie przydatność techniki SAFT testowano na drodze symulacji. Do symulacji został wykorzystany program FieldII [[22],[20]]. Program FieldII pozwala na symulacje sygnału rozproszonego na punktowych rozpraszaczach o zadanych amplitudach rozproszenia. Symulacja sygnału z tkanki polega na zasymulowaniu sygnału z ośrodka o zadanim tłumieniu zawierającego bardzo dużo takich rozpraszaczy ułożonych w sposób losowy. Niestety program FieldII nie zawiera funkcji umożliwiających symulacje ośrodków o zmiennym tłumieniu, co poważnie ogranicza jego przydatność w badaniach będących przedmiotem niniejszej pracy. W związku z tym samodzielnie opracowano i zaimplementowano funkcje, które umożliwiają symulacje sygnału ultradźwiękowego odebranego przez głowicę po przejściu przez ośrodek zawierający cylindryczny obszar o zadanej średnicy i tłumieniu znajdujący się w ośrodku o innym tłumieniu. Miało to umożliwić symulacje danych z fantomów A.3 lub A.4. Zostało to zrealizowane w ten sposób, że sygnał od każdego roz-

praszacza był liczony osobno, a zadane tłumienie było równe średniemu tłumieniu na drodze nadajnik-rozpraszacz-odbiornik. Jeśli część drogi impulsu przebiegała w cylindrze, średnie tłumienie było odpowiednio wyższe. Obrazuje to rysunek 5.34. Średnie tłumienie α na drodze od przetwornika

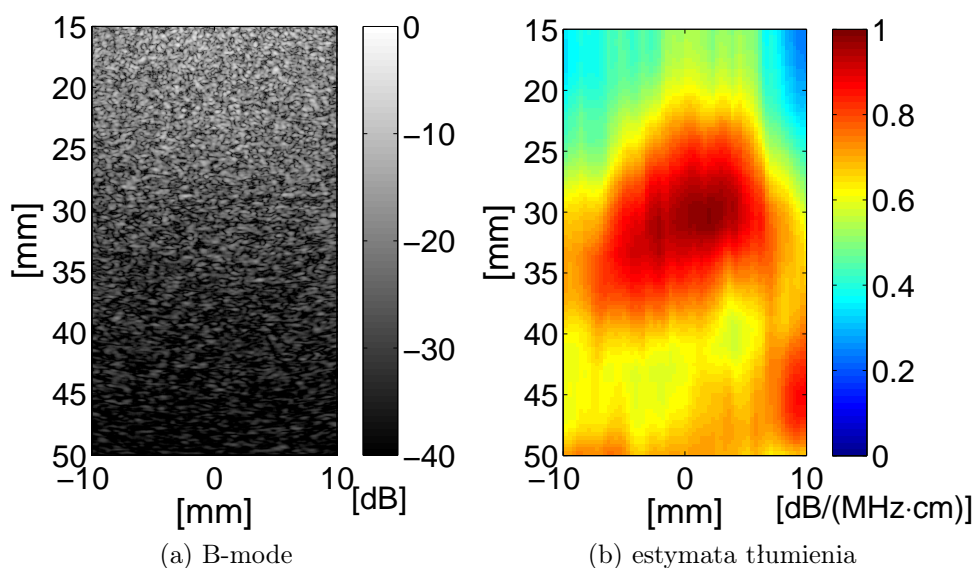


Rysunek 5.34: Schemat obrazujący symulację cylindra o tłumieniu większym niż tło.

t_i przez rozpraszacz r do przetwornika t_{i+n} dane jest wyrażeniem 5.5.

$$\alpha = \alpha_b \left(\frac{S_1 + S_3 + S_5}{S_1 + S_3 + S_4 + S_5} \right) + \alpha_c \left(\frac{S_4}{S_1 + S_3 + S_4 + S_5} \right) \quad (5.5)$$

Dzięki nowym procedurom możliwe było symulowanie schematu SAFT polegającego na nadawaniu pojedynczym przetwornikiem i odbieraniu wszystkimi przetwornikami aperturze (STA). W takim schemacie liczba symulacji, którą trzeba wykonać jest proporcjonalna do iloczynu kwadratu liczby przetworników i liczby rozpraszaczy w ośrodku. Wzrost liczby symulacji z kwadratem liczby elementów spowodował ograniczenie symulacji do głowicy o aperturze zawierającej 64 elementy, mimo że późniejsze pomiary robione były z wykorzystaniem większych apertur. Zasympulowano sygnały z fantomu zawierającego cylinder o średnicy 15mm i tłumieniu $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, którego środek znajdował się na głębokości 30mm . Tłumienie ośrodka wynosiło $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Okna algorytmów IQ i SSA wynosiły 10mm . Obraz wynikowy przedstawiony jest na rysunku 5.35. Obiekt o tłumieniu większym niż tło jest wyraźnie widoczny, natomiast na obrazie typu B-mode jest niewidoczny, podobnie jak miało to miejsce w pomiarach z użyciem klasycznego formowania wiązki. W centrum cylindra estymata tłumienia ma

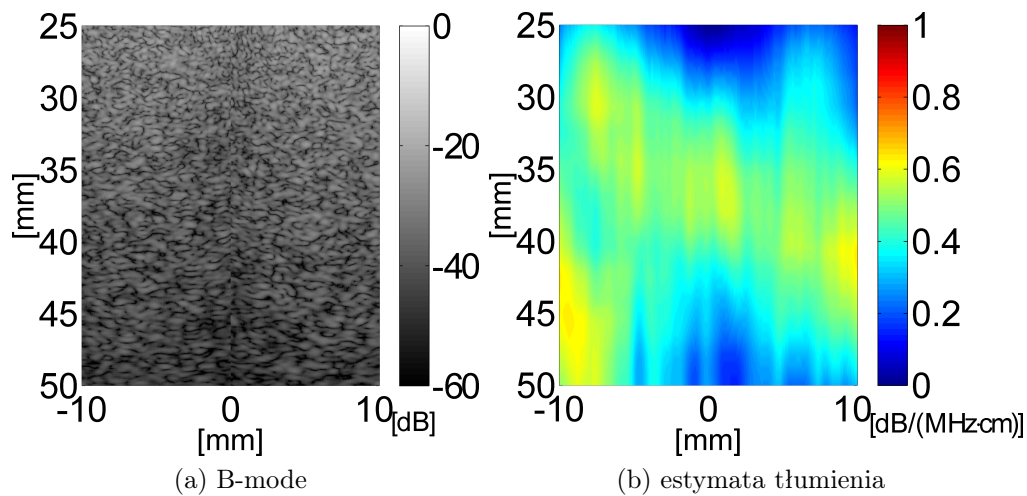


Rysunek 5.35: Wyniki symulacji obrazu z fantomu tkankowego, z użyciem techniki SAFT.

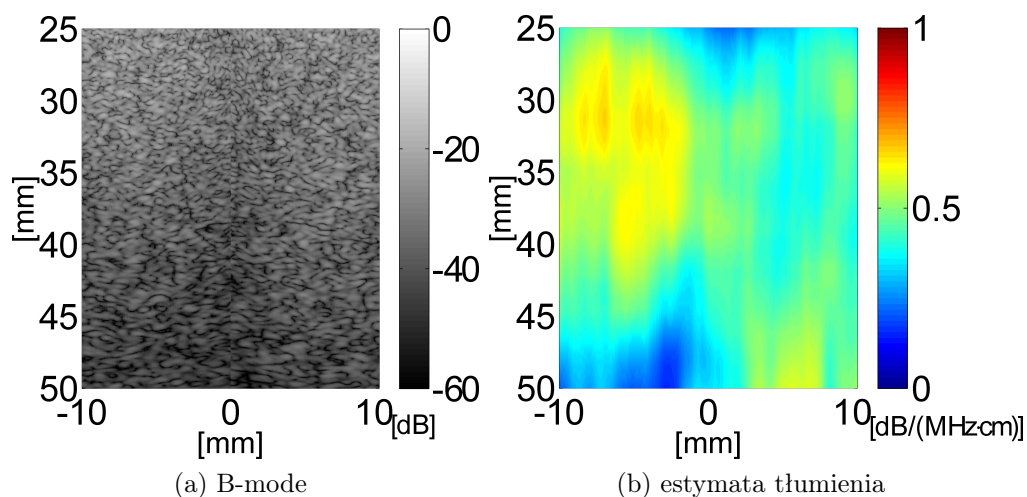
wartość $0.99\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, jest więc nieco większa od symulowanej. Wyniki symulacji były zachęcające, dlatego postanowiono przeprowadzić rzeczywiste pomiary z użyciem techniki SAFT.

5.3.3 Pomiary z użyciem systemu ECHOSON

W pierwszym podejściu techniką SAFT przetestowano na systemie SG3 firmy ECHOSON (B.1) z głowicą liniową LA510 (C.7). Użyto fantomów DFS-1126-A i B (A.3), z których jeden zawierał tłumiące cylindry o tłumieniu $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ znajdujące się w ośrodku o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, a drugi był jednorodnym pod względem tłumienia fantomem referencyjnym. System ten umożliwił użycie schematu nadawczo-odbiorczego STA z aperturą równą 32 elementy. Z uwagi na to, że taka szerokość apertury umożliwia zobrazowanie pasa o szerokości 14.9mm , a średnica obrazowanego cylindra wynosiła 15mm obrazy były składane z dwóch obrazów. Obraz uzyskany z obszaru bez cylindra przedstawiony jest na rysunku 5.36, a obrazy cylindrów $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ przedstawione są rysunkach odpowiednio 5.37 i 5.38. Tłumiące cylindry są widoczne w obu przypadkach po lewej stronie obrazów parametrycznych, natomiast nie są widoczne na standardowych obrazach B-mode. Cylinder o wartości $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ na obrazie parametrycz-

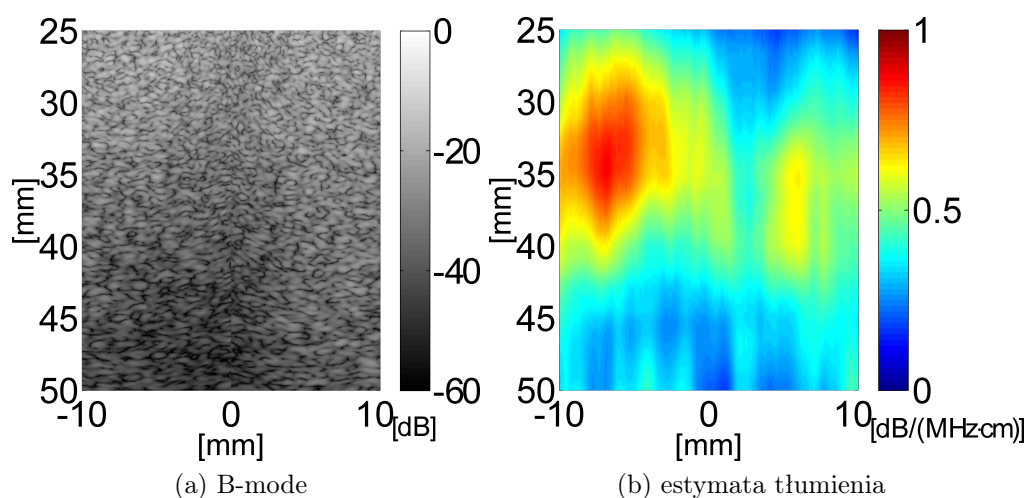


Rysunek 5.36: Obrazy fantomu jednorodnego uzyskane metodą SAFT na systemie SG3



Rysunek 5.37: Obrazy cylindra o tłumieniu $0.7 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ uzyskane metodą SAFT na systemie SG3

nym jest widoczny bardzo wyraźnie, natomiast w przypadku cylindra o $0.7 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ obraz jest gorszy, aczkolwiek również widać, że w tym obszarze tłumienie jest większe niż tłumienie tła. Wartość estymaty w obszarach cylindrów odpowiadała nominalnemu tłumieniu w fantomie. Ogólnie rzecz biorąc można powiedzieć, że uzyskane obrazy nie są lepsze niż najlepsze obrazy uzyskane metodą klasycznego formowania wiązki prezentowane np. w podrozdziale dotyczącym techniki FC (rysunek 5.22). Trzeba

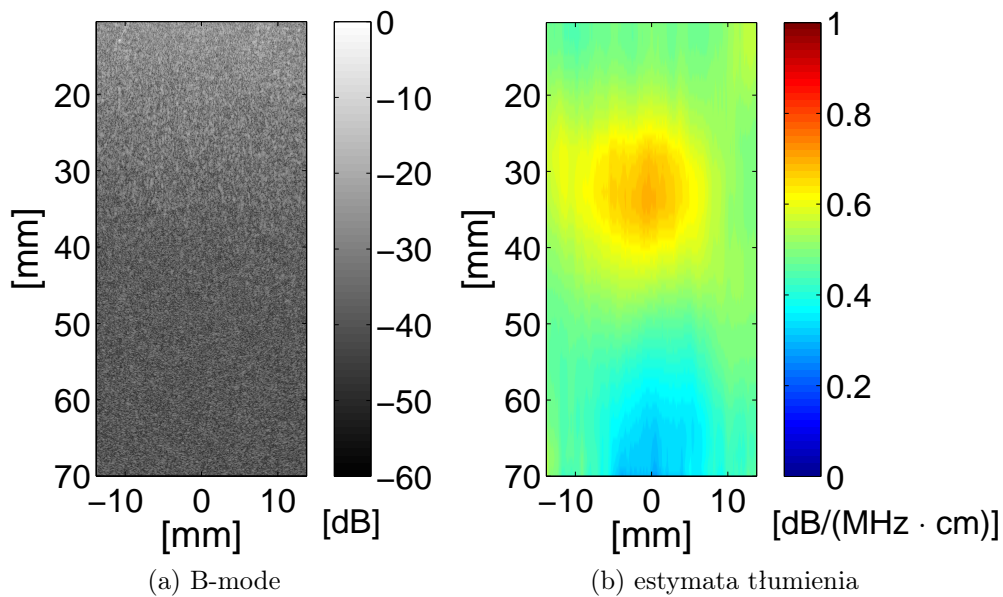


Rysunek 5.38: Obrazy cylindra o tłumieniu $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ uzyskane metodą SAFT na systemie SG3

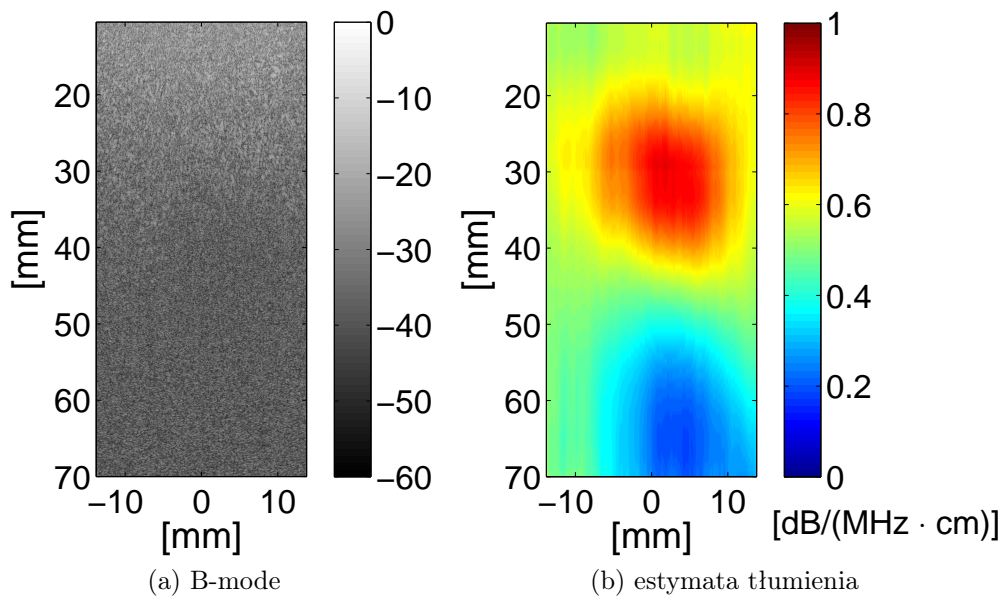
jednak pamiętać, że użyto stosunkowo niewielkiej apertury (jedynie 32 elementy). Używając większej apertury można uzyskać większą rozdzielczość, a zatem i lepszą estymatę tłumienia. System SG3 nie pozwalał na wykonanie obrazów z większą aperturą odbiorczą, dlatego w następnym kroku użyty został system ULTRASONIX SonixTouch, który to umożliwił.

5.3.4 Pomiary z użyciem systemu ULTRASONIX

Kontynuując badania przydatności techniki SAFT w estymacji tłumienia przetestowano algorytm estymacji na systemie ULTRASONIX SonixTouch (B.4) z głowicą liniową L14-5/38 (C.5). Ponownie użyto fantomów DFS-1126-A i B (A.3). System SonixTouch umożliwił użycie schematu nadawczo-odbiorczego STA z aperturą równą 128 elementów. Obraz uzyskany z obszaru niezawierającego cylindra przedstawiony jest na rysunku 5.36, a obrazy cylindrów $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ przedstawione są rysunkach odpowiednio 5.39 i 5.40. Zastosowano okna algorytmów IQ, SSA oraz średniej kroczącej (uśrednianie po liniach) wynoszące 1cm . Porównując obrazy B-mode z tymi uzyskanymi przy użyciu apertury równej 32 elementom (rysunki 5.36, 5.37 i 5.38) widać wyraźny wzrost rozdzielczości – spekle na obrazach uzyskanych z aperturą 128 elementów są znacznie drobniejsze. Cylindry na obrazach parametrycznych są bardzo wyraźne, zarówno dla cylindra o tłumieniu $0.9\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ jak i $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Jakość obrazków jest porównywalna do tych, uzyskanych z użyciem tech-



Rysunek 5.39: Obrazy cylindra o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskane metodą SAFT na systemie SonixTouch



Rysunek 5.40: Obrazy cylindra o tłumieniu $0.9dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskane metodą SAFT na systemie SonixTouch

niki standardowego formowania wiązki połączonej z technikami FC + SC, a trzeba podkreślić, że te obrazy powstały z pojedynczego skanu. Na za-

prezentowanych obrazach widać artefakt – ”cień akustyczny” poniżej cylindra, podobnie jak to miało miejsce przy obrazowaniu ze standardowym formowaniem wiązki. Wartości estymaty w obszarach cylindrów są zgodne z wartościami nominalnymi. Porównując obrazy uzyskane systemem ULTRASONIX z obrazami uzyskanymi systemem ECHOSON oraz z wynikami symulacji, można wnioskować o kluczowej roli rozmiaru apertury odbiorczej – wykorzystanie większej apertury umożliwia uzyskanie wyraźnie lepszych obrazów.

5.3.5 Podsumowanie

Przetestowano algorytm estymacji tłumienia na danych uzyskanych metodą syntetycznej apertury. Testy wykonano na danych symulowanych, oraz pochodzących z dwóch różnych systemów nadawczo-odbiorczych. Najwyraźniejsze obrazy uzyskano dla największej zastosowanej apertury odbiorczej, wynoszącej 128 elementów. Jakość uzyskanych obrazów jest porównywalna z jakością obrazów uzyskanych z użyciem połączonych technik standardowego formowania wiązki, FC i SC. Wyniki są bardzo obiecujące, biorąc pod uwagę, że obrazy uzyskane techniką SAFT powstawały z jednego skanu. Można przypuszczać, że zastosowanie technik FC i SC w odniesieniu do tych obrazów podniesie jeszcze bardziej ich jakość. Próby wykonano stosując schemat nadawczo-odbiorczy STA. Jego zaletą jest możliwość uzyskania wysokiej rozdzielczości obrazu, ale nadawanie pojedynczym przetwornikiem ogranicza zasięg obrazowania, ponieważ korzystając z jednego przetwornika nadawczego można wygenerować impuls akustyczny tylko o stosunkowo niskiej energii. Z tego powodu schemat STA może nie być najlepszym schematem do praktycznego zastosowania w tworzeniu parametrycznych obrazów tłumienia. W przyszłości planowana jest implementacja algorytmu estymacji tłumienia na systemie umożliwiającym działanie w czasie rzeczywistym i jest prawdopodobne, że zastosowany zostanie inny schemat nadawczo-odbiorczy. Niemniej, jako element testu przydatności techniki SAFT w estymacji tłumienia schemat STA sprawdził się bardzo dobrze.

Rozdział 6

Podsumowanie

Celem pracy było opracowanie metody estymacji i obrazowania tłumienia fali ultradźwiękowej w tkankach miękkich na podstawie sygnału rozproszonego wstecznie. Taka metoda mogłaby być zastosowana obok standardowej metody obrazowania USG, dostarczając innego rodzaju informacji o tkance i ułatwiając postawienie diagnozy przy wielu schorzeniach, w których przebiegu następuje zmiana tłumienia fali ultradźwiękowej propagującej się w tkance. Szczególnie interesująca wydaje się możliwość zastosowania tego rodzaju parametrycznego obrazowania do diagnozowania chorób nowotworowych i chorób wątroby (głównie stłuszczenia i marskości) z uwagi na udokumentowane zmiany współczynnika tłumienia zachodzące często przypadkowo tego typu schorzeń.

W ramach pracy został zrealizowany szereg zadań. Sformułowano model zmian częstotliwości średniej impulsu gaussowskiego propagującego się w tkance miękkiej. Następnie opracowano metodę estymacji współczynnika tłumienia z sygnału rozproszonego wstecznie opartej na prezentowanym modelu. Zaimplementowano w środowisku Matlab[®] algorytm IQ jako estymator częstotliwości średniej echa powrotnych. Zaobserwowano, że algorytm IQ nie działa dobrze na sygnale rozproszonym zawierającym echa odbite bezpośrednio, o amplitudzie znacznie większej od średniej amplitudy sygnału rozproszonego. W związku z powyższym zaproponowano i przetestowano rozwiązanie polegające na wyrównaniu amplitudy sygnału RF, poprzez podzielenie go przez jego obwiednie. Ponadto zaadaptowano i zaimplementowano w środowisku Matlab algorytm SSA (Singular Spectrum Analysis) jako metody ekstrakcji trendu częstotliwości średniej. Był to konieczny krok związany z dużą wariancją estymaty częstotliwości średniej, naturalnie zwią-

zanej z losowym charakterem sygnałów rozproszonych w tkance miękkiej. Zanalizowano wpływ ograniczenia widma impulsów rzeczywistych na estymatę tłumienia i zaproponowano metodę korekcji związanych z tym błędów. Następnie wykonano szereg testów estymatora tłumienia na symulowanych sygnałach RF i na danych empirycznych. Zanalizowano ograniczenia metody w zakresie rozdzielczości i dokładności i pokazano odwrotną zależność między jednym, a drugim parametrem. Zaproponowano i sprawdzono skuteczność stosowania metod uśredniania przestrzennego i częstotliwościowego w celu zwiększenia rozdzielczości i dokładności obrazów parametrycznych tłumienia. Ponadto zaproponowano i sprawdzono skuteczność stosowania metody obrazowania SAFT, jako metody otrzymywania danych RF. Testy wykonano na danych pochodzących z symulacji i pomiarów. Za najważniejsze samodzielne osiągnięcia spośród wymienionych należy uznać następujące:

1. Sformułowanie modelu zmian częstotliwości średniej impulsu gaussowskiego propagującego się w ośrodku o liniowej zależności tłumienia od częstotliwości i opracowanie metody estymacji tłumienia. Sam model nie jest nowy, ale został rozszerzony tak, aby uwzględniał widmo przetworników nadawczego i odbiorczego, jak również widmo sygnału elektrycznego podawanego na przetwornik, przy założeniu, że są to widma gaussowskie. Założenie widm gaussowskich jest uzasadnione częstą praktyką opisu widm impulsów stosowanych w medycynie przez funkcje Gaussa. Model ten był podstawą opracowanej metody estymacji współczynnika tłumienia z sygnału rozproszonego wstecznie. Metoda bazuje na śledzeniu zmian częstotliwości średniej w sygnałach ech i wykorzystuje te same sygnały RF, które wykorzystywane są w standardowym obrazowaniu. Jest to istotny aspekt związany z potencjalnymi aplikacjami estymatora, ponieważ dzięki temu wykonanie mapy tłumienia badanego obszaru tkanki nie wymaga dodatkowego pomiaru i może przebiegać równolegle do tworzenia standardowego obrazu typu B-mode. Jest to istotne z punktu widzenia konstrukcji systemów ultradźwiękowych, ponieważ w tej sytuacji estymacja tłumienia wymaga jedynie dodatkowego przetwarzania danych, natomiast nie wymaga specjalnych modyfikacji w konstrukcji. Samo dodatkowe przetwarzanie danych stanowi pewne obciążenie obliczeniowe, ale ta niedogodność ma coraz mniejsze znaczenie w związku z dynamicznym rozwojem technologii cyfrowej, mającym miejsce od wielu lat i nie wykazującym symptomów spowolnienia.

2. Analiza wpływu skończonego pasma widma sygnałów rozproszonych na estymatę tłumienia. Zaproponowany model opisuje widma sygnałów jako funkcję Gaussa określone w dziedzinie wszystkich liczb rzeczywistych. W rzeczywistości widma sygnałów odebranych przez system zawsze są określone jedynie na pewnym zbiorze częstotliwości dodatnich. To powoduje odstępstwa w zachowaniu się częstotliwości średniej widm sygnałów odebranych, które prowadzą do poważnych błędów w estymacji tłumienia w przypadku ośrodków charakteryzujących się dużym tłumieniem, stosowania impulsów o względnie szerokich pasmach i estymacji tłumienia na dużych głębokościach. Biorąc pod uwagę tendencję w rozwoju systemów ultradźwiękowych do stosowania impulsów o jak najszerszym widmie oraz możliwość wystąpienia sytuacji gdzie zajdzie potrzeba zobrazowania obszaru położonego na dużej głębokości i po przejściu przez ośrodek silnie tłumiący (np. u pacjentów otyłych), możliwość korekcji estymaty jest bardzo istotna. W związku z powyższym wyprowadzono wzór pozwalający na korekcję tych błędów. Skuteczność korekcji sprawdzono dla danych symulacyjnych i empirycznych.
3. Analizę metody pod kątem rozdzielczości i dokładności. Korzystając z danych pochodzących z symulacji określono jaką liczbę linii obrazu parametrycznego trzeba uśrednić, aby uzyskać daną dokładność estymacji, przy założeniu że linie są całkowicie statystycznie niezależne od siebie. Programy symulujące były napisane całkowicie samodzielnie w środowisku Matlab[®]. Obserwacje i wnioski wysnute na podstawie symulacji zostały potwierdzone na danych empirycznych. Dzięki tej analizie pojawiły się późniejsze propozycje polepszenia obrazów tłumienia, poprzez zwiększenie niezależności statystycznej linii obrazów, co doprowadziło do zastosowania uśredniania przestrzennego, częstotliwościowego i metody SAFT i wykazania ich wysokiej skuteczności.
4. Rozszerzenie możliwości programu FieldII o funkcje pozwalające symulować sygnały pochodzące z ośrodka podobnego do tkanki miękkiej zawierającego walec o tłumieniu innym niż ośrodek. Program FieldII jest programem często stosowanym w badaniach związanych z ultradźwiękami medycznymi. Niestety nie ma możliwości symulacji w nim ośrodków o zmiennym tłumieniu, co zostało rozwiązane przez dopisanie własnych procedur to umożliwiających, wykorzystujących podstawowe funkcje FieldII. Zdecydowano się na symulowanie ośrodka z walcem, ponieważ dysponowano takimi wzorcami tkankowymi, ale

potencjalnie możliwe jest rozszerzenie symulatora o obiekty o innym kształcie. Nowe funkcje pozwoliły na przeprowadzenie symulacji przydatnych na wstępnym etapie badania przydatności metody SAFT do obrazowania tłumienia.

5. Przeprowadzenie dużej liczby testów estymatora na pięciu różnych systemach ultradźwiękowych – dwóch badawczych, oraz trzech komercyjnych, ale wyposażonych w specjalne moduły badawcze umożliwiające rejestracje surowych danych RF. Pomiary przeprowadzono na samodzielnie zaprojektowanych na potrzeby pracy wzorcach tkankowych, zawierających cylindry o tłumieniu innym niż tłumienie tła, ale o zbliżonej echogeniczności. W tym miejscu warto wspomnieć, że w obecnej chwili nie ma podobnych wzorców dostępnych na rynku. Dzięki testom wykazano skuteczność działania proponowanego estymatora tłumienia, zwłaszcza z połączeniem ze wspomnianymi wyżej technikami uśredniania przestrzennego i częstotliwościowego, oraz techniką SAFT. Wyniki uzyskane na wzorcach tkankowych są zachęcające i powodują, że technika będzie dalej rozwijana. Najmniejsza różnica między współczynnikiem tłumienia walca, a otoczeniem wynosiła $0.2dB/(MHz \cdot cm)$, ale dobra jakość uzyskanych obrazów sugeruje, że możliwe jest zaobserwowanie obiektów o podobnej wielkości i różniących się od tła jeszcze mniej.

Podsumowując, cel pracy został osiągnięty, a dotychczasowe wyniki są obiecujące. Szczególnie interesujące wydaje się zastosowanie metod syntetycznej apertury do tworzenia danych wejściowych estymatora i rozwijanie tego podejścia będzie istotnym kierunkiem prac prowadzonych w przyszłości, a mających na celu optymalizację prezentowanej metody i jej implementację na systemie umożliwiającym tworzenie parametrycznych obrazów tłumienia w czasie rzeczywistym. Na zakończenie trzeba zwrócić uwagę na fakt, iż chociaż parametryczne obrazy tłumienia mają niższą rozdzielczość w stosunku do obrazów standardowych, to pokazują informacje zupełnie innego rodzaju. Z tego powodu obrazy tłumienia nie zastąpią obrazów standardowych, ale mogą je w istotny sposób uzupełnić o informacje niedostępne w zwykłym trybie B-mode.

Bibliografia

- [1] ALEXANDROV, T. Method of trend extraction using singular spectrum analysis. *RevStat - Statistical Journal* 7, 1 (2009), 1–22. [cytowanie na str. 25]
- [2] ALONSO, F. J., CASTILLO, J. M. D., AND PINTADO, P. Application of singular spectrum analysis to the smoothing of raw kinematic signals. *Journal of Biomechanics* 38 (2005), 1085–1092. [cytowanie na str. 25]
- [3] BERCOFF, J. High frequency acoustic properties of tumor tissue. In *Ultrasound Imaging - Medical Applications*, O. V. Minin, Ed. InTech, 2011, ch. 1, pp. 3–24. [cytowanie na str. 2]
- [4] BIGELOW, T. A., MCFARLIN, B. L., O'BRIEN, W. D., AND OELZE, M. L. In vivo ultrasonic attenuation slope estimates for detecting cervical ripening in rats: Preliminary results. *Journal of Acoustical Society of America* 123, 3 (2008), 1794–1800. [cytowanie na str. 4]
- [5] BUSCHMANN, W., VOSS, M., AND KEMMERLING, S. Acoustic properties of normal human orbit tissues. *Ophthalmic Research* 1, 6 (1970), 354–364. [cytowanie na str. 3]
- [6] CALLAGHAN, W. M., MACDORMAN, M. F., RASMUSSEN, S. A., QIN, C., AND LACRITZ, E. M. The contribution of preterm birth to infant mortality rates in the united states. *Pediatrics* 118 (2006), 1566–1573. [cytowanie na str. 4]
- [7] CHANG, J. H., KIM, H. H., LEE, J. M., AND SHUNG, K. K. Frequency compounded imaging with a high-frequency dual element transducer. *Ultrasonics* 50, 4-5 (2010), 453–457. [cytowanie na str. 87]

- [8] COBBOLD, R. S. C. *Foundations of Biomedical Ultrasound*. Oxford University Press, 2007. [cytowanie na str. 11, 15, 16, 17, 18]
- [9] CURLANDER, J. C., AND MCDONOUGH, R. N. *Synthetic aperture radar systems and signal processing*. John Wiley & Sons, 1991. [cytowanie na str. 97]
- [10] DAHER, N. M., AND YEN, J. T. 2-d array for 3-d ultrasound imaging using synthetic aperture. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 53, 5 (2006), 912–924. [cytowanie na str. 97]
- [11] DUSSIK, K. T. On the possibility of using ultrasound waves as a diagnostic aid. *Neurological Psychiatry* 174 (1942), 153–168. [cytowanie na str. 1]
- [12] ERIKSON, S. L. Fetal views: Histories and habits of looking at the fetus in germany. *Journal of Medical Humanities* 28, 4 (2007), 187 – 212. [cytowanie na str. 1]
- [13] EVANS, D. H., AND MCDICKEN, W. N. *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing*. John Wiley & Sons, 2000. [cytowanie na str. 23]
- [14] FICHTENCHOLZ, G. M. *Rachunek różniczkowy i całkowy*, vol. 1. PWN, 1965. [cytowanie na str. 22]
- [15] FILIPCZYŃSKI, L., NOWICKI, R. H. A., AND POWAŁOWSKI, T. *Przepływy krwi; hemodynamika i ultradźwiękowe dopplerowskie metody pomiarowe*. PWN, 1980. [cytowanie na str. 12]
- [16] GOLYANDINA, N., NEKRUTKIN, V., AND AHIGLJAVSKY, A. *Analysis of time series structure: SSA and related techniques*. Chapman & Hall/CRC, 2001. [cytowanie na str. 25]
- [17] GOLYANDINA, N. E., USEVICH, K. D., AND FLORINSKY, I. V. Filtering of digital terrain models by two-dimensional singular spectrum analysis. *International Journal of Ecology & Development* 8, f07 (2007), 81–94. [cytowanie na str. 25]
- [18] HASSANI, H. Singular spectrum analysis: Methodology and comparison. *Journal of Data Science* 5 (2007), 239–257. [cytowanie na str. 25, 26]

- [19] HOLM, S., AND YAO, H. Method and apparatus for synthetic transmit aperture imaging. US patent No. 5.951.479, 1999. [cytowanie na str. 97]
- [20] JENSEN, J. A. Field: A program for simulating ultrasound systems. *Medical & Biological Engineering & Computing* 34, 1 (1996), 351–353. [cytowanie na str. 101]
- [21] JENSEN, J. A., HOLTEN-LUND, H., NIELSON, R. T., TOMOV, B. G., STUART, M. B., NIKOLOV, S. I., HANSEN, M., AND LARSEN, U. D. Performance of sarus: A synthetic aperture real-time ultrasound system. In *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)* (San Diego, USA, 2010), pp. 305–309. [cytowanie na str. 97]
- [22] JENSEN, J. A., AND SVENDSEN, N. B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 39, 2 (1992), 262–267. [cytowanie na str. 101]
- [23] KINSLER, L. E., AND FREY, A. R. *Fundamentals of Acoustics*. John Wiley & Sons, 1962. [cytowanie na str. 13, 14]
- [24] KREMKAU, F. W., BARNES, R. W., AND MCGRAW, P. C. Ultrasonic attenuation and propagation speed in normal human brain. *Journal of Acoustical Society of America* 70, 1 (1981), 29–38. [cytowanie na str. 3]
- [25] LABYED, Y., BIGELOW, T. A., AND MCFARLIN, B. L. Estimate of the attenuation coefficient using a clinical array transducer for the detection of cervical ripening in human pregnancy. *Ultrasonics* 51 (2011), 34–39. [cytowanie na str. 4]
- [26] LEVI, S. The history of ultrasound in gynecology 1950 – 1980. *Ultrasound in Medicine & Biology* 23, 4 (1997), 481 – 552. [cytowanie na str. 1]
- [27] LEWANDOWSKI, M., AND NOWICKI, A. High frequency coded imaging system with rf. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 55, 8 (2008), 1878–1882. [cytowanie na str. 10]
- [28] LITNIEWSKI, J. Wykorzystanie fal ultradźwiękowych do oceny zmian struktury kości gąbczastej. *Prace IPPT* (2006). [cytowanie na str. 2]
- [29] LU, Z. F., ZAGZEBSKI, J., AND LEE, F. T. Ultrasound backscatter and attenuation in human liver with diffuse disease. *Ultrasound in Medicine & Biology* 25, 7 (1999), 1047–1054. [cytowanie na str. 4, 53]

- [30] MCFARLIN, B. L., O'BRIEN, W. D., OELZE, M. L., ZACHARY, J. F., AND WHITE-TRAUT, R. C. Quantitative ultrasound assessment of the rat cervix. *Journal of Ultrasound in Medicine* 25, 8 (2006), 1031–1040. [cytowanie na str. 4]
- [31] MCNAY, M. B., AND FLEMING, J. E. E. Forty years of obstetric ultrasound 1957–1997: from a-scope to three dimensions. *Ultrasound in Medicine & Biology* 25, 1 (1999), 3 – 56. [cytowanie na str. 1]
- [32] MIMBS, J. W., O'DONNELL, M., BAUWENS, D., MILLER, J. G., AND SOBEL, B. E. The dependence of ultrasonic attenuation and backscatter on collagen content in dog and rabbit hearts. *Circulation Research* 47 (1980), 49–58. [cytowanie na str. 3]
- [33] MOORE, J. C., AND GRINSTED, A. Singular spectrum analysis and envelope detection: methods of enhancing the utility of ground-penetrating radar data. *Journal of Glaciology* 52, 176 (2006). [cytowanie na str. 25]
- [34] NASSIRI, D. K., AND HILL, C. R. The differential and total bulk acoustic scattering cross sections of some human and animal tissues. *Journal of Acoustical Society of America* 79, 6 (1986), 2034–2047. [cytowanie na str. 15]
- [35] NATIONAL BUREAU OF STANDARDS. *Handbook of Mathematical Functions With Formulas, Graphs, and Mathematical Tables*. U.S. Department of Commerce, 1964. [cytowanie na str. 32]
- [36] NICHOLAS, D., HILL, C. R., AND NASSIRI, D. K. Evaluation of backscattering coefficients for excised human tissues: Principles and techniques. *Ultrasound in Medicine & Biology* 8, 1 (1982), 7–15. [cytowanie na str. 21]
- [37] NIEMINEN, H. J., SAARAKKALA, S., LAASANEN, M. S., HIRVONEN, J., JURVELIN, J. S., AND TÖYRÄS, J. Ultrasound attenuation in normal and spontaneously degenerated articular cartilage. *Ultrasound in Medicine & Biology* 30, 4 (2004), 493–500. [cytowanie na str. 4]
- [38] NOWICKI, A. *Podstawy Ultrasonografii Dopplerowskiej*. PWN, 1995. [cytowanie na str. 13, 23]
- [39] NOWICKI, A. *Wstęp do ultrasonografii*. Medipage, 2003. [cytowanie na str. 12]

- [40] O'DONNELL, M., MIMBS, J. W., AND MILLER, J. G. The relationship between collagen and ultrasonic attenuation in myocardial tissue. *Journal of Acoustical Society of America* 65, 2 (1979), 512–517. [cytowanie na str. 3]
- [41] OOSTERVELD, B. J., THIJSEN, J. M., HARTMAN, P. C., ROMIJN, R. L., AND ROSENBUSCH, G. J. Ultrasound attenuation and texture analysis of diffuse liver disease: methods and preliminary results. *Physics in Medicine and Biology* 36, 8 (1991), 1039–1064. [cytowanie na str. 4]
- [42] OPHIR, J., ALAM, S. K., GARRA, B., KALLEL, F., KONOFAGOU, E., KROUSKOP, T., AND VARGHESE, T. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Journal of Engineering in Medicine* 213, H3 (1999), 203–233. [cytowanie na str. 1]
- [43] OPHIR, J., CÉSPEDES, I., PONNEKANTI, H., YAZDI, Y., AND LI, X. Elastography: a method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging* 13, 2 (1991), 111–134. [cytowanie na str. 1]
- [44] SAIJO, Y., AND SASAKI, H. High frequency acoustic properties of tumor tissue. In *Ultrasonic Tissue Characterization*, F. Dunn, M. Tanaka, S. Ohtsuki, and Y. Saijo, Eds. Springer-Verlag, Tokyo, 1996, ch. 12, pp. 217–229. [cytowanie na str. 4]
- [45] SAIJO, Y., TANAKA, M., OKAWAIA, H., AND DUNN, F. The ultrasonic properties of gastric cancer tissues obtained with a scanning acoustic microscope system. *Ultrasound in Medicine & Biology* 17, 7 (1991), 709–714. [cytowanie na str. 4]
- [46] SCHOELLHAMER, D. H. Singular spectrum analysis for time series with missing data. *Geophysical Research Letters* 28, 16 (2001), 3187–3190. [cytowanie na str. 25]
- [47] SZABO, T. L. Turning points in diagnostic ultrasound. *Acoustical Imaging* 25 (2002), 1 – 8. [cytowanie na str. 1]
- [48] TASINKEVYCH, Y., KLIMONDA, Z., LEWANDOWSKI, M., NOWICKI, A., AND LEWIN, P. A. Modified multi-element synthetic transmit aperture method for ultrasound imaging: A tissue phantom study. *Ultrasonics* 53, 2 (2013), 570–579. [cytowanie na str. 98]
- [49] THOMAS, A. M. K., BANERJEE, A. K., AND BUSH, U. *Classic Papers in Modern Diagnostic Radiology*. Springer, 2005. [cytowanie na str. 1]

- [50] TREECE, G., PRAGER, R., AND GEE, A. Ultrasound attenuation measurement in the presence of scatterer variation for reduction of shadowing and enhancement. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 52, 12 (2005), 2346–2360. [cytowanie na str. 21]
- [51] VARADI, F., ULRICH, R. K., BERTELLOAND, L., AND HENNEY, C. J. Random lag singular cross-spectrum analysis. *The Astrophysical Journal* 528, 1 (2000). [cytowanie na str. 25]
- [52] VAUTARD, R., YIOU, P., AND GHIL, M. Singular-spectrum analysis: a toolkit for short, noisy chaotic signals. *Physica D* 58 (1992), 95–126. [cytowanie na str. 25]
- [53] WAGNER, R. F., SMITH, S. W., SANDRIK, J. M., AND LOPEZ, H. Statistics of speckle in ultrasound b-scans. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 30, 3 (1983), 156–163. [cytowanie na str. 44, 54]
- [54] WILEY, C. A. Synthetic aperture radars – a paradigm for technology evolution. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems AES-21*, 3 (1985), 440–443. [cytowanie na str. 97]
- [55] WILSON-COSTELLO, D., FRIEDMAN, H., MINICH, N., Siner, B., TAYLOR, G., SCHLUCHTER, M., AND HACK, M. Improved neurodevelopmental outcomes for extremely low birth weight infants in 2000–2002. *Pediatrics* 119 (2007), 37–45. [cytowanie na str. 4]
- [56] WORTHINGTON, A. E., AND SHERAR, M. D. Changes in ultrasound properties of porcine kidney tissue during heating. *Ultrasound in Medicine & Biology* 27, 5 (2001), 673–682. [cytowanie na str. 5, 53]
- [57] YAEL, E., SCHECHNER, Y. Y., AND ADAM, D. Ultrasound image denoising by spatially varying frequency compounding. *Pattern Recognition, Lecture Notes in Computer Science* 4174 (2006), 1–10. [cytowanie na str. 88]
- [58] ZDERIC, V., KESHAVARZI, A., ANREW, A. M., VAEZY, S., AND MARTIN, R. W. Attenuation of porcine tissues in vivo after high intensity ultrasound treatment. *Ultrasound in Medicine & Biology* 30, 1 (2004), 61–66. [cytowanie na str. 4]

Dodatek A

Wzorce tkankowe używane badaniach

A.1 Wzorzec DFS, model 571

<http://fantom.dk/>

Wzorzec tkankowy wyprodukowany przez firmę Dansk Fantom Service. Wzorzec o wymiarach $15 \times 25 \times 4 \text{ cm}$ zawierał cylindry symulujące cysty o wymiarach 0.5, 1, 2, 4 i 8 mm. Cylindry umieszczone były w linii pod kątem 10° w stosunku do pionu i pod kątem 45° w stosunku do płaszczyzny skanowania. Współczynnik tłumienia ośrodka wynosił $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, a prędkość propagacji fali ultradźwiękowej była równa 1540 m/s . Zdjęcie wzorca przedstawione jest na rysunku A.1.



Rysunek A.1: Wzorzec DFS, model 571.

A.2 Wzorzec DFS, model 525

<http://fantom.dk/>

Wzorzec tkankowy wyprodukowany przez firmę Dansk Fantom Service. Wzorzec o wymiarach $15 \times 25 \times 4 \text{ cm}$. Wzorzec zawierał nitki i obiekty o różnej echogeniczności. Współczynnik tłumienia ośrodka wynosił $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, a prędkość propagacji fali ultradźwiękowej była równa 1540 m/s . Zdjęcie wzorca przedstawione jest na rysunku A.2.



Rysunek A.2: Wzorzec DFS, model 525.

A.3 Wzorzec DFS, model 1126-A i wzorzec referencyjny, model 1126-B

<http://fantom.dk/>

Wzorce tkankowe o wymiarach $15 \times 25 \times 4 \text{ cm}$, wyprodukowane przez firmę Dansk Fantom Service. Współczynnik tłumienia ośrodka w obu wzorcach wynosił $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, a prędkość propagacji fali ultradźwiękowej była równa 1540 m/s . Wzorzec 1126-A zawierał 2 cylindry o średnicy 15 mm i współczynnikach tłumienia $0.7 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i $0.9 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Środki cylindrów znajdowały się na głębokości 3 cm i były odległe od siebie o 3 cm . Wzorzec 1126-B był jednorodnym wzorcem referencyjnym. Zdjęcie wzorca 1126-A przedstawione jest na rysunku A.3.



Rysunek A.3: Wzorzec DFS, model 1126-A.

A.4 Wzorzec DFS, model 1054

<http://fantom.dk/>

Wzorzec tkankowy o wymiarach $25 \times 20 \times 10 \text{ cm}$, wyprodukowany przez firmę Dansk Fantom Service. Wzorzec zawierał 4 cylindry o średnicy 15 mm i współczynnikach tłumienia $0.3 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$, $0.9 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i $1.1 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Środki cylindrów znajdowały się na głębokości 5 cm i były odległe od siebie o 3.5 cm .



Rysunek A.4: Wzorzec DFS, model 1054.

A.5 Wzorzec Gammex, model RMI 405GSX LE

<http://www.gammex.com/>

Wzorzec tkankowy o tłumieniu $0.5\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$ i prędkości propagacji fali ultradźwiękowej równej 1540m/s . Wzorzec zawierał nitki, obiekty symulujące cysty i obiekty o różnej echogeniczności.



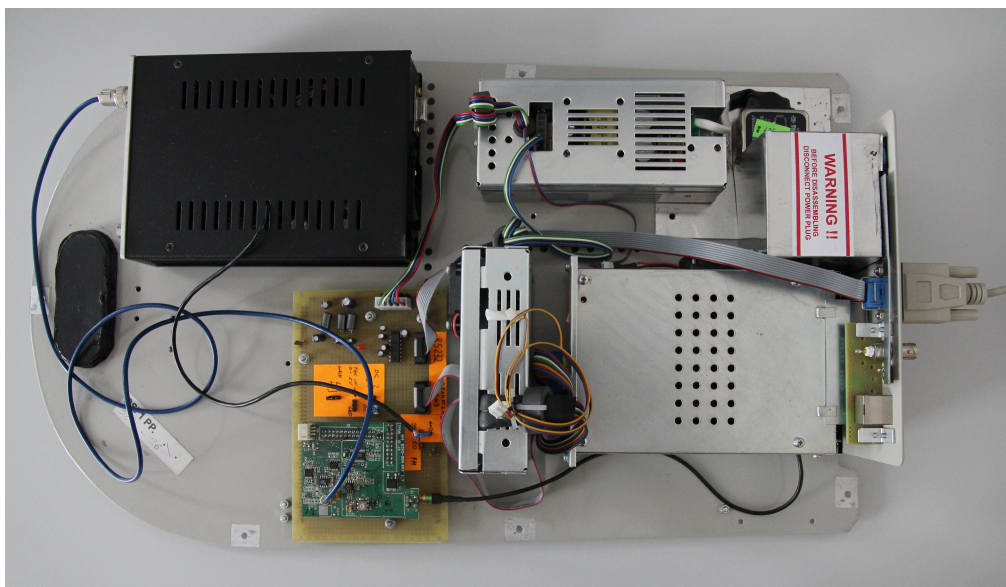
Rysunek A.5: Wzorzec tkankowy Gammex, model 405GSX LE. Zdjęcie pobrane ze strony producenta.

Dodatek B

Skannery ultradźwiękowe używane w badaniach

B.1 ECHOSON SG3

Beamformer SG3 firmy Echoson wraz z modulem umożliwiającym rejestrację odebranych sygnałów RF przedstawiony jest na zdjęciu B.1. System umożliwiał również kontrolowanie procesu nadawania.



Rysunek B.1: Ultrasonograf Echoson SG3

B.2 Siemens Antares

Ultrasonograf Antares firmy Siemens jest przedstawiony na zdjęciu B.2. Aparat miał zamontowany moduł badawczy Axis Direct Ultrasound Research Interface, umożliwiającą rejestrację nieprzetworzonych sygnałów RF.



Rysunek B.2: Ultrasonograf Siemens Antares

B.3 ZONARE z.one

Ultrasonograf z.one firmy Zonare jest przedstawiony na zdjęciu B.3. Aparat wyposażony był w pakiet IQscan umożliwiający rejestrację sygnałów I/Q i parametrów umożliwiających zrekonstruowanie odebranych sygnałów RF.



Rysunek B.3: Ultrasonograf Zonare z.one

B.4 ULTRASONIX SonixTouch

Ultrasonograf SonixTouch firmy Ultrasonix przedstawiony jest na zdjęciu B.4. Aparat wyposażony był w moduł badawczy umożliwiający rejestrację nieprzetworzonych danych RF oraz pełną kontrolę nad procesem nadawania, dzięki czemu możliwa była realizacja obrazowania metodą SAFT.



Rysunek B.4: Ultrasonograf Ultrasonix SonixTouch

Dodatek C

Głowice ultradźwiękowe używane w badaniach

C.1 Imasonic

(<http://www.imasonic.com/>)



Rysunek C.1: Głowica płaska IMASONIC

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 3 – 7MHz
- liczba elementów: 1
- szerokość apertury: 12mm

C.2 CH6-2



Rysunek C.2: Głowica CH6-2

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 2 – 6MHz
- liczba elementów: 128
- szerokość apertury: 61mm

C.3 VF13-5

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 5 – 13MHz
- liczba elementów: 128
- szerokość apertury: 38mm

C.4 C6-2

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 2 – 6MHz
- liczba elementów: 128



Rysunek C.3: Głowica VF13-5



Rysunek C.4: Głowica C6-2

C.5 L14-5w

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 5 – 14MHz
- liczba elementów: 192
- szerokość apertury: 55mm



Rysunek C.5: Głowica L14-5w

C.6 L14-5/38



Rysunek C.6: Głowica L14-5/38

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 5 – 14MHz
- liczba elementów: 128

- szerokość apertury: 39mm

C.7 LA510



Rysunek C.7: Głowica LA510

Wybrane parametry głowicy:

- pasmo: 4.7 – 9.3MHz
- liczba elementów: 80
- szerokość apertury: 38mm

Spis rysunków

2.1	Przykładowy obraz B-mode. Na obrazie przedstawiony jest fragment ludzkiej wątroby.	8
2.2	Schemat powstawania linii obrazu B-mode	8
2.3	Impuls nadawczy i jego widmo.	9
2.4	Obraz B-mode przedstawiający fragment tętnicy szyjnej. Jedną z linii wyróżniono; odpowiadający tej linii przebieg RF oraz fragment tego przebiegu wraz z obwiednią przedstawiono obok. . . .	11
2.5	Zmiany ciśnienia i objętości w trakcie sprężania i rozprężania ośrodka w trakcie propagacji fali akustycznej	14
3.1	Sygnał RF i zmiany częstotliwości średniej wyznaczone przy pomocy estymatora korelacyjnego.	24
3.2	Zmiany częstotliwości średniej estymowane przy pomocy FFT i estymatora korelacyjnego	24
3.3	Porównanie estymat tłumienia z wykorzystaniem algorytmu średniej kroczącej (linie przerywane) i SSA (linie ciągłe).	26
3.4	Przykłady abstrakcyjnych widm, dla których $f_p \approx f_m$ (a) lub $f_p \neq f_m$ (b)	32
3.5	Powierzchnia względnego błędu estymaty tłumienia (a) i odpowiadający jej kontur (b).	34
3.6	Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $0.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.	36

3.7	Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $1 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.	36
3.8	Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $1.5 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.	37
3.9	Estymowane zmiany częstotliwości średniej symulowanego sygnału rozproszonego (linie niebieskie), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linie czarne) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linie czerwone), dla różnych szerokości pasma impulsu nadawanego i tłumienia ośrodka równego $2 \text{ dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$. Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.	37
3.10	Estymowane zmiany częstotliwości średniej rzeczywistego sygnału rozproszonego (linia niebieska), zmiany częstotliwości f_p modelowane wyrażeniem 3.34 (linia czarna) i częstotliwości f_m modelowanej wyrażeniem 3.46 (linia czerwona). Na osi X odłożona jest głębokość penetracji impulsu.	39
3.11	Korekcja wpływu dużych ech na estymatę częstotliwości średniej. Z sygnału RF (a) otrzymano przebieg częstotliwości średniej bez korekcji (b – linia czarna) i z korekcją (b – czerwona linia) . . .	41
3.12	Wpływ szumu elektronicznego w sygnale RF na estymatę częstotliwości średniej. Linia częstotliwości średniej z pojedynczego pomiaru (czarna) i uśredniona po 17 pomiarach (czerwona). . .	42
4.1	Zasymulowany sygnał RF i odpowiadający mu przebieg częstotliwości średniej	45
4.2	Schemat przetwarzania zasymulowanych sygnałów RF	46
4.3	Parametry σ i Δ_{max} dla różnych okien algorytmu IQ i SSA . . .	47
4.4	Schemat układu pomiarowego	48
4.5	Linie RF, MF, MF uśredniona i trend linii MF	49

4.6	Trzy zmierzone profile tłumienia estymowane ze stałym iloczynem parametrów $w \cdot n$	50
4.7	Badane obszary wzorca tkankowego	51
4.8	Zmiany estymowanego współczynnika tłumienia w zależności od długości okna dla punktów pomiarowych	51
4.9	Mapy tłumienia z danych symulowanych. Symulowano warstwę o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$. Mapy wykonano korzystając z tych samych danych, przy różnych wartościach okna IQ i SSA – $1cm$ (a) i $2cm$ (b).	54
4.10	Wyniki pomiarów z użyciem głowicy IMASONIC. Pomiar cylindra o tłumieniu $0.3dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$	56
4.11	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ANTARES i głowicy o szyku liniowym. Pomiar bezechowego cylindra o tłumieniu bliskim $0dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$	57
4.12	Uśredniony spadek częstotliwości średniej w fantomie jednorodnym o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ i dopasowany trend liniowy.	59
4.13	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy o szyku liniowym. Pomiar cylindra o tłumieniu $0.3dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$	60
4.14	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy o szyku liniowym. Pomiar cylindra o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ znajdującego się w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$	60
5.1	test	65
5.2	Mapy tłumienia z poszczególnych pomiarów. Średnia z tych map tworzy finalny obraz SC.	67
5.3	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ANTARES i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$	68
5.4	Estymata tłumienia na prostych przecinających cylinder w osi x i y	70
5.5	Wyniki poszczególnych pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy liniowej Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$	72

5.6	Wyniki poszczególnych pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy liniowej Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.	73
5.7	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy liniowej. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.	74
5.8	Estymata tłumienia na prostych przecinających cylinder w osi x i y . Pomiar wykonano przy pomocy ultrasonografu ZONARE z.one, z użyciem głowicy liniowej.	74
5.9	Estymata tłumienia na prostych przecinających cylindry w osi x i y . Pomiar wykonano przy pomocy ultrasonografu ZONARE z.one.	76
5.10	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.	77
5.11	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.	78
5.12	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu ZONARE i głowicy convex. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $1.1dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$.	79
5.13	Linia średniego tłumienia z fantomu referencyjnego.	80
5.14	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od -10° do -5° . Przekroje przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.	81
5.15	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od -4° do 1° . Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.	82
5.16	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od 2° do 7° . Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.	83
5.17	Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej dla kątów od 8° do 10° . Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$.	84

5.18 Wyniki pomiarów z użyciem ultrasonografu SonixTOUCH i głowicy liniowej. Przekrój przez cylinder o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ w ośrodku o tłumieniu $0.5dB/(MHz \cdot cm)$	84
5.19 Estymata tłumienia na prostych przecinających cylinder w osi x i y	86
5.20 Idea podziału widma sygnału na węższe od niego pasma.	88
5.21 Błędy względne estymat tłumienia wyznaczone na fantomie jednorodnym.	90
5.22 Parametryczny obraz tłumienia uzyskany bez zastosowania techniki FC.	90
5.23 Mapy tłumienia uzyskane z zastosowaniem techniki FC dla pasm o szerokości $1, 2 \dots 6MHz$	91
5.24 Wartości maksymalne estymat tłumienia w obszarze cylindra w zależności od szerokości pasm filtrów.	92
5.25 Różnica między tłumieniem nominalnym wzorca w punkcie $(0, 45)$, a tłumieniem estymowanym z zastosowaniem techniki FC z różnymi szerokościami pasm filtrów.	93
5.26 Parametryczny obraz tłumienia uzyskany z zastosowaniem techniki SC bez zastosowania techniki FC.	94
5.27 Mapy tłumienia uzyskane z zastosowaniem technik FC i SC dla pasm o szerokości $1, 2 \dots 6MHz$	95
5.28 Wartości maksymalne estymat tłumienia w obszarze cylindra w zależności od szerokości pasm filtrów, otrzymane przy połączeniu technik FC i SC.	96
5.29 Różnica między tłumieniem nominalnym wzorca w punkcie $(0, 45)$, a tłumieniem estymowanym z zastosowaniem technik FC i SC z różnymi szerokościami pasm filtrów.	96
5.30 Schematy nadawczy i odbiorczy techniki STA	98
5.31 Schemat nadania i odbioru przez parę przetworników głowicy liniowej.	99
5.32 Obrazy uzyskane metodą SAFT (a) i metodą klasycznego formowania wiązki (b) – obraz z fantomu nitkowego.	100
5.33 Obrazy uzyskane metodą SAFT (a) i metodą klasycznego formowania wiązki (b)– obraz z fantomu tkankowego	101
5.34 Schemat obrazujący symulacje cylindra o tłumieniu większym niż tło.	102
5.35 Wyniki symulacji obrazu z fantomu tkankowego, z użyciem techniki SAFT.	103

5.36	Obrazy fantomu jednorodnego uzyskane metodą SAFT na systemie SG3	104
5.37	Obrazy cylindra o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskane metodą SAFT na systemie SG3	104
5.38	Obrazy cylindra o tłumieniu $0.9dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskane metodą SAFT na systemie SG3	105
5.39	Obrazy cylindra o tłumieniu $0.7dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskane metodą SAFT na systemie SonixTouch	106
5.40	Obrazy cylindra o tłumieniu $0.9dB/(MHz \cdot cm)$ uzyskane metodą SAFT na systemie SonixTouch	106
A.1	Wzorzec DFS, model 571.	120
A.2	Wzorzec DFS, model 525.	121
A.3	Wzorzec DFS, model 1126-A.	122
A.4	Wzorzec DFS, model 1054.	123
A.5	Wzorzec tkankowy Gammex, model 405GSX LE. Zdjęcie pobrane ze strony producenta.	124
B.1	Ultrasonograf Echoson SG3	125
B.2	Ultrasonograf Siemens Antares	126
B.3	Ultrasonograf Zonare z.one	127
B.4	Ultrasonograf Ultrasonix SonixTouch	128
C.1	Głowica płaska IMASONIC	129
C.2	Głowica CH6-2	130
C.3	Głowica VF13-5	131
C.4	Głowica C6-2	131
C.5	Głowica L14-5w	132
C.6	Głowica L14-5/38	132
C.7	Głowica LA510	133