

**Uniwersytet Warszawski
Wydział Fizyki**

Katarzyna Filipiuk, Urszula Romaniuk, Izabela Szopa

Praca zaliczeniowa z przedmiotu *Warsztaty z metod obrazowania ultradźwiękowego*
przeprowadzonych w semestrze letnim 2017/2018 roku na Wydziale Fizyki
Uniwersytetu Warszawskiego, których prowadzącymi byli
Marcin Lewandowski i Józef Ginter

Warszawa, Wrzesień 2018

Streszczenie

Niniejsza praca jest podsumowaniem *Warsztatów z metod obrazowania ultradźwiękowego*, przeprowadzonych w semestrze letnim 2017/2018 roku na Wydziale Fizyki Uniwersytetu Warszawskiego. Prowadzącymi zajęć byli Marcin Lewandowski i Józef Ginter. Raport ten jest efektem współpracy Katarzyny Filipiuk, Urszuli Romaniuk oraz Izabeli Szopy.

Celem tego opracowania jest porównanie dwóch metod obrazowania ultradźwiękowego - klasycznej rekonstrukcji obrazu (ang. *Beamforming*, BFR) oraz obrazowania falą płaską (ang. *Plane Wave Imaging*, PWI). Implementacje tych metod zostały wykonane na zajęciach w środowisku *Python 3*. Dążono do przyspieszenia wykonywania kodu, ze względu na potrzebę jego działania w czasie rzeczywistym. Wykorzystano do tego pakiet *Numba*.

Napisany kod został użyty do eksperymentu polegającego na rekonstrukcji obrazu zebrawego z fantomu, za pomocą mobilnego ultrasonografu mUSG.

Spis treści

1. Wstęp	3
1.1. Ultrasonografia	3
1.2. Sposoby nadawania	4
1.2.1. BFR	4
1.2.2. PWI	5
1.3. Sposoby rekonstrukcji	6
1.3.1. BFR	6
1.3.2. PWI	7
2. Omówienie kodów	8
2.1. BFR	8
2.2. PWI	8
3. Prezentacja rekonstrukcji	9
3.1. BFR	9
3.2. PWI	10
4. Analiza czasów działania	12
4.1. Wykaz czasu działania funkcji	12
4.1.1. BFR	12
4.1.2. PWI	12
4.2. Wykaz czasu działania funkcji z zastosowaniem pakietu <i>Numba</i>	12
4.2.1. BFR	13
4.2.2. PWI	13
4.3. Porównanie czasów działania funkcji	14
4.3.1. BFR	14
4.3.2. PWI	14
5. Zebranie danych z fantomu	15
6. Podsumowanie	17

Rozdział 1

Wstęp

1.1. Ultrasonografia

Ultrasonografia (USG) jest techniką obrazowania medycznego, opierającą się na zastosowaniu ultradźwięków. Częstotliwość fal dźwiękowych stosowanych do obrazowania może się różnić. Zazwyczaj częstotliwość ta znajduje się w przedziale 1 – 20 MHz [1]. Ich prędkość zależy od środowiska, w jakim się rozprzestrzeniają. Jako średnią wartość dla tkanek miękkich przyjmuje się 1540 m/s [2].

Fale dźwiękowe w tkankach mogą ulec odbiciu, załamaniu, rozproszeniu bądź pochłonięciu. Idea działania ultrasonografu opiera się na odbiciu fali dźwiękowej na granicy ośrodków o różnej wartości impedancji.

Ultrasonograf składa się z jednostki centralnej, odpowiadającej za przetwarzanie danych, ekranu, na którym wyświetlane są wyniki pomiarów oraz głowicy, która zawiera w sobie elementy piezoelektryczne będące jednocześnie emiterem oraz odbiornikiem fal ultradźwiękowych.

Istnieje wiele typów głowic ultrasonograficznych. Na szczególną uwagę zasługuje głowica liniowa, ze względu na powszechność jej użycia. Składa się ona z szeregu nadajników ulożonych liniowo, równolegle do siebie. Zbiór wszystkich nadajników głowicy nosi nazwę apertury. Podzbiór kolejnych nadajników określa się mianem subapertury. Dłuższą oś głowicy nazywa się horyzontem, zaś krótszą - elewacją.

Istotą tworzenia obrazu w omawianej technice obrazowania medycznego jest wysłanie krótkiego impulsu ultradźwięków, którego echo jest następnie rejestrowane. Na podstawie czasu oraz amplitudy odbieranego sygnału, tworzony jest następnie wykres amplitudy w zależności od głębokości. Głębokość zależy od opóźnienia sygnału odbiorczego względem nadawczego. Wykres taki nazywany jest prezentacją typu A (od angielskiego słowa *amplitude*, oznaczającego amplitudę).

Zastosowanie głowicy liniowej pozwala na uzyskanie oddzielnych wykresów amplitudy od głębokości dla każdego nadajnika. Zestawienie tych wykresów w dwuwymiarowej macierzy reprezentuje przekrój przez tkankę, w płaszczyźnie wyznaczanej przez głębokość i horyzont. Amplituda docierającego do odbiornika echa kodowana jest na obrazie za pomocą jasności piksela. Tego typu prezentacja jest nazywana prezentacją typu B (od angielskiego słowa *brightness*, oznaczającego jasność).

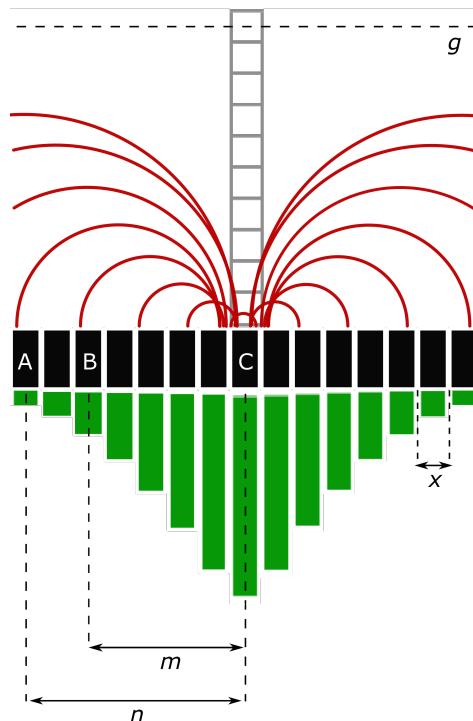
Wymienione powyżej prezentacje nie są jedynymi, jakie stosuje się w praktyce klinicznej. Najczęściej stosowaną jest prezentacja typu B. W niniejszej pracy wszystkie rekonstrukcje są przedstawione właśnie przy jej pomocy.

1.2. Sposoby nadawania

W znacznym uproszczeniu pojedynczy nadajnik w głowicy jest źródłem fali kulistej. Powoduje to, że fala rozchodzi się nie tylko w kierunku, który jest interesujący z punktu widzenia badania, ale także na boki. Aby temu zapobiegać stosuje się soczewki ogniskujące fale dźwiękowe. W głowicach liniowych ogniskowanie to jest realizowane jedynie w kierunku elewacji. Za pomocą opóźnień, w nadawaniu emiterów apertury, można osiągnąć zogniskowanie w kierunku horyzontalnym. Na tej zasadzie opiera się metoda klasycznej rekonstrukcji obrazu (ang. *Beamforming, BFR*). Ogniskowanie natomiast w ogóle nie jest konieczne w metodzie obrazowania falą płaską (ang. *Plane Wave Imaging, PWI*).

1.2.1. BFR

Metoda BFR polega na traktowaniu pewnej subapertury głowicy jako jednego, większego nadajnika. Umożliwia to wybór głębokości ogniskowania fali dźwiękowej na dowolnej głębokości oraz pozwala na odchylenie wiązki. Osiąga się to za pomocą opóźnień w wysyłaniu sygnałów z poszczególnych emiterów subapertury. W tym opracowaniu nie będzie rozwijany temat odchylenia wiązki w metodzie BFR; kierunek rozchodzenia się zogniskowanej fali dźwiękowej jest prostopadły do płaszczyzny głowicy w dalszej części pracy.



Rysunek 1.1: Schemat działania metody BFR. Literą g oznaczono głębokość ogniskowania; x - szerokość nadajnika; m - m-ta nadajnik od środka subapertury; n - połowa szerokości subapertury (w nadajnikach); kolorem czarnym oznaczono przetworniki; kolorem szarym zaznaczono piksele; kolorem zielonym opóźnienia nadawcze; kolorem czerwonym czoło fali kulistej

Źródło: opracowanie własne

Aby zrozumieć zasadę działania metody BFR, warto posłużyć się schematem przedstawionym na rysunku (1.1). Czarnym kolorem oznaczono przetworniki, a na szaro zaznaczono

piksele, których rekonstrukcję można otrzymać w pojedynczym nadaniu. Zielone słupki reprezentują opóźnienie nadawcze, a czerwone okręgi reprezentują czoła fal kulistych.

Łatwo zauważyc, że czas potrzebny na dotarcie fali z przetwornika A do piksela położonego na wybranej głębokości g , jest dłuższy niż czas propagacji fali z przetwornika B do tego samego miejsca. Wynika z tego, że chcąc otrzymać ognisko fali na głębokości g , należy opóźnić nadanie sygnału z emiterów znajdujących się bliżej środka subapertury.

Opóźnienie dla każdego emitera można łatwo wyznaczyć w odniesieniu do najbardziej skrajnego przetwornika subapertury. Zakładając, iż wybrana subapertura składa się z $2n+1$ nadajników oraz że ich szerokość wynosi x , czas potrzebny na przebycie drogi z punktu A do ogniska wynosi

$$\frac{\sqrt{(nx)^2 + g^2}}{c}, \quad (1.1)$$

gdzie c jest prędkością fali ultradźwiękowej w tkance. Analogicznie, dla dowolnego nadajnika:

$$\frac{\sqrt{(mx)^2 + g^2}}{c}, \quad (1.2)$$

gdzie m jest numerem przetwornika i przyjmuje kolejno wartości $\{n, n-1, \dots, 0, 1, \dots, n-1, n\}$. Wynika stąd, że opóźnienie nadajnika o numerze m wynosi:

$$\frac{\sqrt{(nx)^2 + g^2} - \sqrt{(mx)^2 + g^2}}{c} \quad (1.3)$$

Rejestracja echa powracającego do głowicy, realizowana jest przy pomocy tej samej subapertury, która wykorzystywana była do nadawania sygnałów. Rekonstrukcja obrazu otrzymywanego w tej metodzie zostanie omówiona w kolejnym rozdziale.

W metodzie BFR, aby otrzymać dwuwymiarowy przekrój tkanki, należy wykonać serię nadajń, jednakże w każdym kolejnym przesuwając subaperturę o jeden nadajnik. Warto zauważyc, że przy tak realizowanym sposobie zbierania danych, korzystając z głowicy o aperturze składającej się z N przetworników i subaperturze wielkości $2n+1$, otrzymany przekrój będzie miał szerokość jedynie $(N-2n)x$.

1.2.2. PWI

W metodzie rekonstrukcji obrazu falą płaską (rysunek (1.2)) wykorzystywana jest pełna apertura głowicy. Jednoczesne nadawanie sygnału z każdego emitera, powoduje interferencję tychże sygnałów i powstanie fali będącej przybliżeniem fali płaskiej. Jej kierunek jest prostopadły do płaszczyzny głowicy. Za pomocą odpowiednich opóźnień w nadawaniu fal dźwiękowych z różnych emiterów, można zmienić kierunek rozprzestrzeniania się fali.

Kolory przedstawione na rysunku (1.2) są analogiczne do kolorów opisanych dla rysunku (1.1) dla metody BFR.

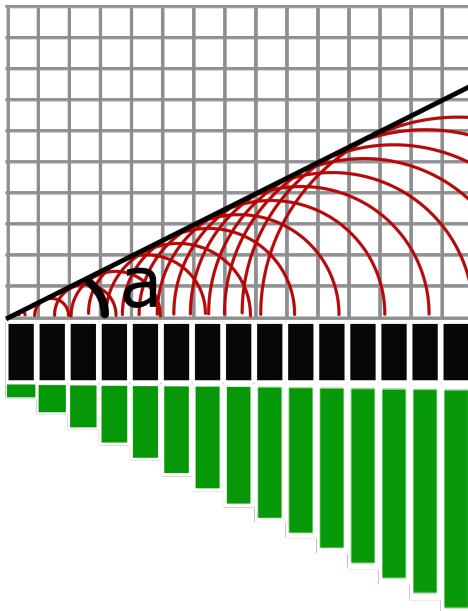
Poprzez a oznaczony został kąt nachylenia fali płaskiej. Opóźnienie pomiędzy dwoma kolejnymi przetwornikami wynosi

$$x \operatorname{tg} a/c \quad (1.4)$$

gdzie x jest szerokością przetwornika, a c prędkością fali ultradźwiękowej w tkance.

Rejestracja echa sygnałów zachodzi we wszystkich przetwornikach głowicy. Sposób rekonstrukcji obrazu, tak jak w przypadku BFR, zostanie omówiony w kolejnym rozdziale.

W metodzie PWI, aby wykonać rekonstrukcję całego przekroju wystarczy już jedno nadanie. Ze względu na charakterystykę rozprzestrzeniania się fal dźwiękowych, wyraźniejsze obrazy otrzymuje się składając ze sobą nadania wykonane pod różnymi kątami fal płaskich.



Rysunek 1.2: Schemat działania metody PWI. Kolorem czarnym oznaczono przetworniki; kolorem zielonym opóźnienia nadawcze; kolorem szarym zaznaczono piksele; kolorem czerwonym czoło fali kulistej; a - nachylenie czoła fali płaskiej

Źródło: opracowanie własne

1.3. Sposoby rekonstrukcji

Aby z zarejestrowanych przez odbiorniki danych można było odtworzyć obraz, należy w odpowiedni sposób przekształcić sygnały. Sposób postępowania będzie różny dla różnych sposobów nadawania.

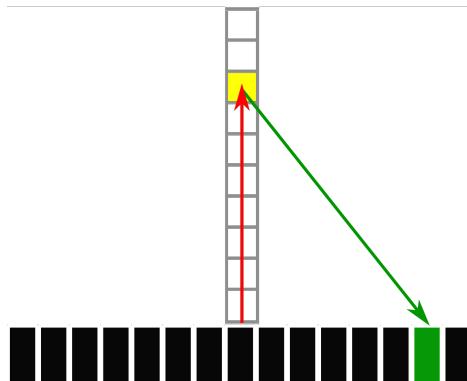
1.3.1. BFR

W metodzie BFR przyjęte jest założenie, że zarejestrowane echo pochodzi jedynie z obszaru znajdującego się po środku użytej do nadania subapertury.

Obrazek (1.3) jest pomocny w zrozumieniu zasad rekonstrukcji. Każdy z odbiorników zarejestruje echo pochodzące z żółtego piksela z różnym opóźnieniem. W celu zniwelowania tego efektu należy dodać amplitudy sygnałów z różnym przesunięciem.

Czas potrzebny na zarejestrowanie echa przez odbiornik zaznaczony na zielono, jest dłuższy od czasu niezbędnego na zarejestrowanie echa przez odbiornik środkowy, ze względu na różnicę dróg, jakie ma do pokonania fala dźwiękowa.

Gdy zmienia się głębokość na jakiej znajduje się rozważany piksel, profil opóźnień dodawanych sygnałów także ulega zmianie. Jednakże mając na uwadze, że w omawianej metodzie głębokość ogniskowania fal ultradźwiękowych jest świadomie dobierana przez osobę obsługującą ultrasonograf, można uprościć rekonstrukcję sygnału, przyjmując jednakowy dla każdej głębokości profil opóźnień, odpowiadający głębokości na jakiej wybrane jest ognisko. To uproszczenie zastosowane zostało w algorytmie rekonstrukcji zaimplementowanym na potrzeby tej pracy.



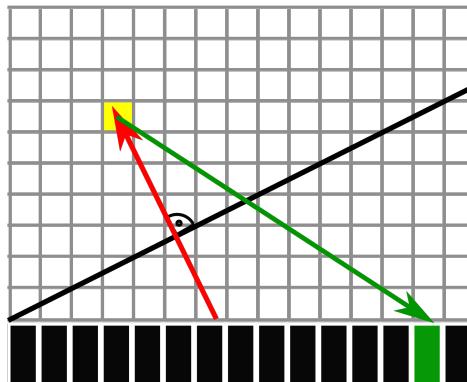
Rysunek 1.3: Schemat rekonstrukcji obrazu w metodzie BFR. kolorem czarnym oznaczono przetworniki; kolorem szarym zaznaczono piksele; kolorem zielonym opóźnienia nadawcze; kolorem czerwonym czoło fali kulistej; kolorem żółtym zaznaczono wybrany piksel;

Źródło: opracowanie własne

1.3.2. PWI

Rekonstrukcja metody PWI jest kosztowna pod względem obliczeniowym. Chcąc wyznać amplitudę echa pochodzącego z żółtego piksela z rysunku 1.4, należy dodać do siebie odpowiednie części sygnałów pochodzących ze wszystkich odbiorników apertury. W przypadku każdego odbiornika należy wyznaczyć czas, potrzebny na propagację fali płaskiej w tkance oraz na powrót odbitego sygnału do odpowiedniego przetwornika. Następnie zsumować ze sobą wycinki sygnałów z wyznaczonymi opóźnieniami czasowymi.

Ze względu na znaczną ilość pikseli, rekonstrukcja obrazu w metodzie PWI wymaga wykonania wielu działań, co przekłada się bezpośrednio na czas rekonstrukcji.



Rysunek 1.4: Schemat rekonstrukcji obrazu w metodzie PWI. kolorem czarnym oznaczono przetworniki; kolorem szarym zaznaczono piksele; kolorem zielonym opóźnienia nadawcze; kolorem czerwonym czoło fali kulistej; kolorem żółtym zaznaczono wybrany piksel

Źródło: opracowanie własne

Rozdział 2

Omówienie kodów

Cały kod zawierający analizę danych został napisany w języku programowania *Python 3*, do użytku *offline*. Udostępniony on jest na licencji *Open Source* w Internecie [3]. Wykorzystano w nim również biblioteki pomocnicze do operacji macierzowych i matematycznych - pakiet *Numpy* - oraz wizualizacji wyników - z pakietu *Matplotlib* biblioteka *pypplot*. Pakiet *Scipy* użyto do wczytania pomiaru w formacie “.mat” oraz do filtrowania danych. Wszystkie używane pakiety są udostępnione na licencji *Open Source*.

Pierwszym elementem kodu jest wczytanie danych z pliku typu *Matlab* za pomocą biblioteki *loadmat* która znajduje się w pakiecie *Scipy*. Następnie uszeregowano dane w macierzy, której kolejne wymiary oznaczały liczby przetworników, próbek oraz nadań. Następnie przefiltrowano dane filtrem Butterwortha górnoprzepustowym o granicy 10 000 Hz do 60 000 Hz, który miał na celu usunięcie szumów poza przedziałem działania ultrasonografu.

2.1. BFR

Podczas rekonstrukcji BFR w pętli realizowana jest rekonstrukcja dla każdego nadania. Obliczony został profil opóźnień dla głębokości odpowiadającej ognisku fal ultradźwiękowych. Następnie, dla pojedynczego nadania, sygnały pochodzące z subapertury są przesuwane względem siebie zgodnie z wyznaczonym profilem opóźnień. Kolejnym krokiem było zsumowanie tak spreparowanych danych i zastosowanie transformaty Hilberta w celu wygenerowania obwiedni sygnału. Po zakończeniu pętli otrzymano rekonstrukcję, którą następnie przeskalowano do skali decybelowej.

2.2. PWI

Rekonstrukcja PWI jest droższa obliczeniowo w stosunku do BFR. Dla pojedynczego nadania tworzona jest macierz o głębokości równej liczbie zebranych próbek na szerokość równej liczbie przetworników. Obliczane są indeksy, w których znajduje się echo pochodzące z elementu przekroju odpowiadającego wybranej komórce macierzy. Następnie sygnał z tychże indeksów jest sumowany i umieszczany w tej komórce.

Macierze z nadań pod różnymi kątami są do siebie dodawane. Na zsumowanej macierzy stworzono obwiednie sygnału za pomocą transformaty Hilberta oraz zmieniono skalę na decybelową.

Rozdział 3

Prezentacja rekonstrukcji

Na warsztatach USG otrzymano dane z systemu USPlatform, którego pomiary przeprowadzono głowicą liniową, na fantomie nitkowym zanurzonym w wodzie. Zastosowane były dwa typy wysyłania sygnału - BFR oraz PWI. Obrazy zrekonstruowano, a następnie przeskalowano, aby odpowiadały rzeczywistym wymiarom przekroju, które wynosiły 4 cm na 6.1 cm. Zadeklarowana przez producenta głowicy odległość między środkami przetworników nadawczo-odbiorczych wynosiła 0.21 mm. Częstość próbkowania sygnału określono na 50 MHz.



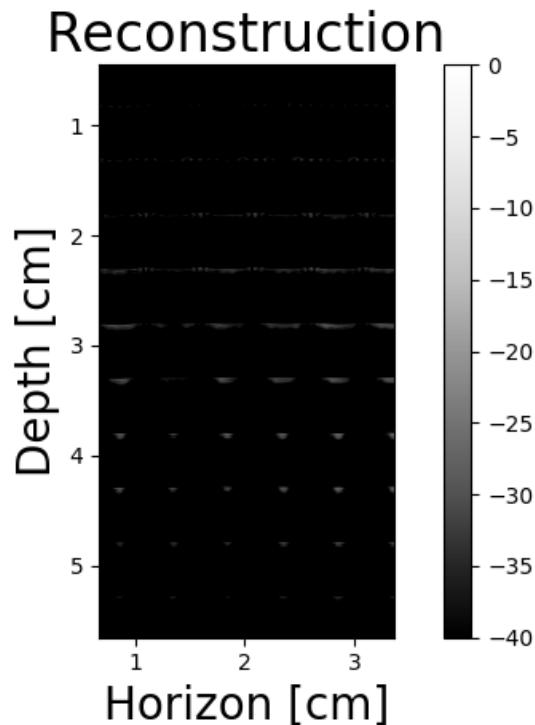
Rysunek 3.1: Fantom nitkowy.

Źródło: https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/Plik:Rys_fantom_nitkowy.png

3.1. BFR

W metodzie BFR przy każdym nadaniu wiązka generowana przez przetworniki subapertury nadawczej miała zdefiniowane ognisko na głębokości 4.71 cm. Głębokość ta została obliczona na podstawie profilu nadawczego otrzymanych danych. Subapertura zawierała 64 przetworniki, którymi nadawano sygnał z częstotliwością 5.5 MHz. Odbierany sygnał był

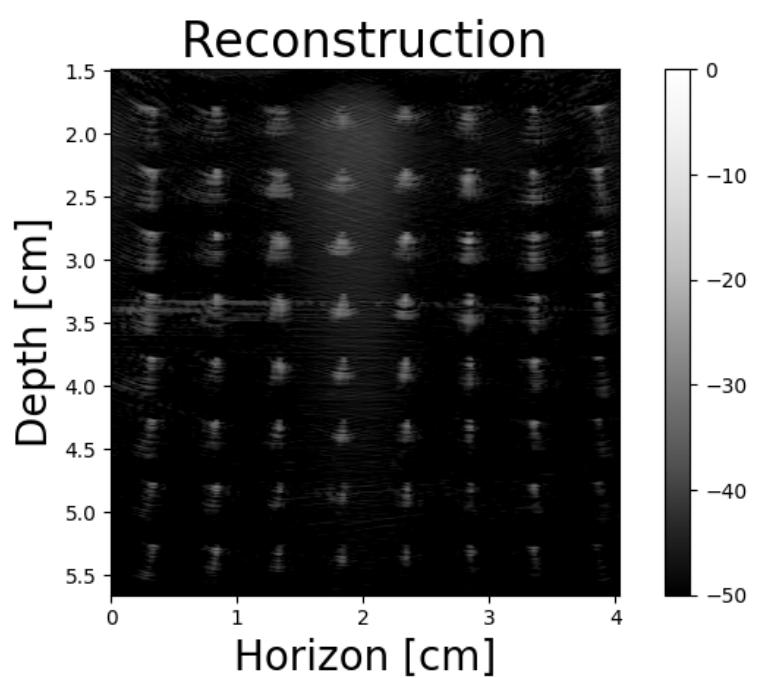
rejestrowany przez całą aperturę, składającą się z 192 przetworników. Do rekonstrukcji korzystano z sygnałów pochodzących jedynie tylko z subapertury.



Rysunek 3.2: Zrekonstruowany obraz BFR.
Źródło: opracowanie własne

3.2. PWI

W metodzie PWI nadawanie i odbieranie odbywało się pełną aperturą (192 przetworniki). Częstotliwość nadawcza wynosiła 5.5 MHz. W każdym nadaniu, czoło fali płaskiej generowane było pod jedenastoma różnymi kątami.



Rysunek 3.3: Zrekonstruowany obraz PWI.
Źródło: opracowanie własne

Rozdział 4

Analiza czasów działania

Rekonstrukcja obrazów USG do zastosowań medycznych musi odbywać się w czasie zbliżonym do rzeczywistego. Aby przyspieszyć działanie programów, została przeprowadzona analiza czasów ich działania. Została ona wykonana przy pomocy profilera w komercyjnej wersji oprogramowania *PyCharm* [4].

4.1. Wykaz czasu działania funkcji

4.1.1. BFR

BFR		
funkcje		czas [ms]
highpass		6410
bfr	generate delays profile	1398
	delay	0
	hilbert transform	0
db conversion		58
plot reconstruction		19
		90

Tabela 4.1: Wykaz czasu działania funkcji składowych metody BFR.

4.1.2. PWI

4.2. Wykaz czasu działania funkcji z zastosowaniem pakietu *Numba*

Projekt *Numba* jest wspierany przez twórców pakietu *Anaconda*. *Numba* ma za zadanie przyspieszać ciężkie obliczeniowo funkcje napisane w *Pythonie* poprzez konwersję kodu do pierwotnych instrukcji systemowych.

Dekorator JIT (ang. *just-in-time*) tworzy funkcję dla konkretnego typu danych wejściowych, co umożliwia optymalizację programu. Poniższe tabele przedstawiają czasy wykonywania poszczególnych funkcji po zastosowaniu dekoratora.

PWI		
funkcje		czas [ms]
highpass		268
cpwi	cpwi for angle transmit delay hilbert transform	348105 347885 99263 79
db conversion		26
plot reconstruction		84

Tabela 4.2: Wykaz czasu działania funkcji składowych metody PWI.

4.2.1. BFR

BFR		
funkcje		czas [ms]
highpass		7400
bfr	generate delays profile delay hilbert transform	2305 89 - 60
db conversion		18
plot reconstruction		89

Tabela 4.3: Wykaz czasu działania funkcji z zastosowaniem pakietu *Numba* dla metody BFR.

4.2.2. PWI

PWI		
funkcje		czas [ms]
highpass		253
cpwi	cpwi for angle transmit delay hilbert transform	- 272037 3462 79
db conversion		26
plot reconstruction		89

Tabela 4.4: Wykaz czasu działania funkcji z zastosowaniem pakietu *Numba* dla metody PWI.

Dekorator JIT nie kompilował się dla funkcji *cpwi* w metodzie PWI, stąd brak danych na temat czasu działania z dekoratorem. Dla funkcji *delay* w metodzie BFR czas nie został uwzględniony w podsumowaniu profilera. Prawdopodobnie jest to efektem bardzo krótkiego czasu wykonywania.

4.3. Porównanie czasów działania funkcji

Kod stworzony na potrzeby tego projektu został napisany w oparciu o bibliotekę *Numpy*, która w znacznej mierze jest już zoptymalizowana. Dlatego zastosowanie dekoratora JIT nie poprawiło znacząco czasu działania programu w przypadku metody BFR jak i metody PWI. W tabelach poniżej przedstawiono czasy porównawcze obu metod.

4.3.1. BFR

BFR			
funkcje		czas zwykły [ms]	czas z jit [ms]
highpass		6410	7400
bfr	generate delays profile	1398	2305
	delay	0	89
	hilbert transform	0	-
db conversion		58	60
plot reconstruction		19	18
		90	89

Tabela 4.5: Tabela porównawcza czasów działania poszczególnych funkcji dla metody BFR.

4.3.2. PWI

PWI			
funkcje		czas zwykły [ms]	czas z jit [ms]
highpass		268	253
cpwi	cpwi for angle	348105	-
	transmit delay	347885	272037
	hilbert transform	99263	3462
db conversion		79	79
plot reconstruction		26	26
		84	89

Tabela 4.6: Tabela porównawcza czasów działania poszczególnych funkcji dla metody PWI.

Rozdział 5

Zebraanie danych z fantomu

mUSG jest to programowalny skaner ultradźwiękowy, który nadaje i odbiera sygnał z wieloelementowych sond w czasie rzeczywistym. Urządzenie to służy do badań i rozwoju w zakresie oceny, testowania i implementacji metod obrazowania ultradźwiękowego, Dopplerowskiego i algorytmów. Urządzenie jest w pełni programowalne o bardzo zaawansowanej architekturze i służy do przesyłania i obróbki surowego sygnału o wysokiej częstotliwości [5].

Do urządzenia podłączono głowicę liniową o 128 nadajnikach. Ze względu na budowę multipleksera nadawanie jak i odbiór może się jednocześnie odbywać za pomocą 32 kanałów.

Skaner wraz z głowicą liniową podłączono do komputera za pomocą portu USB 3.0.

W badaniu użyto fantomu Dansk Fantom Service, model 411, seria nr 1583 przedstawiony na obrazku (5.1).



Rysunek 5.1: Fantom nitkowo-cystowy o niskim kontraście, model 411.

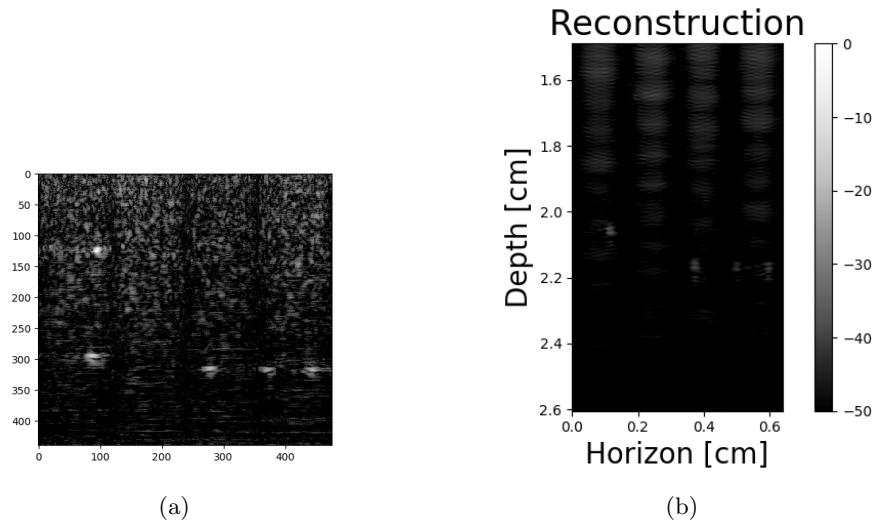
Źródło: opracowanie własne

Z pomocą urządzenia obserwowano obraz pierwszych trzech cyst oraz kilkunastu nitek od góry. Głębokość obserwacji była zdefiniowana przez plik ".json".

Kod do obsługi urządzenia mUSG, zbierający dane w czasie rzeczywistym, został napisany przez Dominikę Żyłę. Program zawiera plik konfiguracyjny ".json" udostępniony przez producenta, który specyfikuje liczbę próbek, nadania i ustawia liczbę odbiorników nadawczych w głowicy. Sygnał jest cięty według liczby powtórzeń, filtrowany filtrem średkowoprzepustowym o podanych parametrach. Następnie za pomocą metody PWI rekonstruowano obraz.

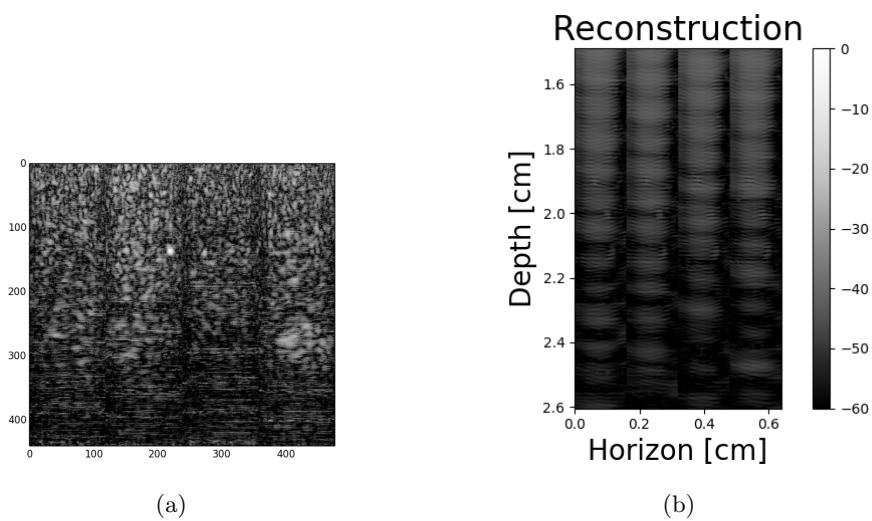
Jako obwiedni używano transformaty Hilberta, a następnie wyświetlane zrekonstruowany obraz USG w czasie rzeczywistym.

Eksperyment polegał na obsłudze urządzenia mUSG wraz z głowicą. Oglądało obraz w czasie rzeczywistym i zebrano dane przy pomocy kodu napisanego przez Dominikę Żyłę. Zrekonstruowano obrazy widziane podczas badania za pomocą kodu opisanego w rozdziale 2. Porównano ze sobą obrazy uzyskane w czasie rzeczywistym wraz z obrazami uzyskanymi za pomocą kodu stworzonego na potrzeby tej pracy dla metody PWI (rysunki 5.2, 5.3).



Rysunek 5.2: a) Obraz nitek zrekonstruowany za pomocą kodu Dominiki Żyła; b) Obraz nitek zrekonstruowany za pomocą kodu stworzonego na warsztatach USG

Źródło: opracowanie własne



Rysunek 5.3: a) Obraz cyst zrekonstruowany za pomocą kodu Dominiki Żyła; b) Obraz cyst zrekonstruowany za pomocą kodu stworzonego na warsztatach USG

Źródło: opracowanie własne

Rozdział 6

Podsumowanie

W pracy stworzono algorytmy do rekonstrukcji dwóch metod tworzenia obrazów ultrasuwograficznych, *Beamforming* i *Plain Wave Imaging*. Najpierw analizowano dane otrzymane na zajęciach dla których uzyskane rekonstrukcje były wyraźne i mało zaszumione.

Zastosowane w kodzie rozwiązania były niewydajne czasowo i nie nadawały się do rekonstrukcji w czasie rzeczywistym. Próbowano zastosować pakiet *Numba*, aby przyśpieszyć działanie programu. W wyniku tej analizy okazało się, że nie jest możliwe przyśpieszenie kodu, ponieważ funkcje pochodzące z zastosowanych pakietów były już zoptymalizowane.

Wykonano eksperyment polegający na zebraniu danych przy pomocy mUSG z fantomu nitkowego. Zrekonstruowano sygnał przy pomocy używanego w tej pracy kodu. Wynik został porównany z rekonstrukcją Dominiki Żyły. Otrzymane obrazy różniły się znacząco. Interesujące struktury były jednak widoczne na obu obrazach. Różnice w rekonstrukcjach mogą wynikać z zastosowanych filtrów oraz metody uzyskiwania obwiedni. Niestety z powodu słabego kontrastu uzyskanie obrazu cyst nie powiodło się.

Bibliografia

- [1] R. Rangayyan and M. Neuman. *Biomedical Image Analysis*. Boca Raton: CRC Press, 2004.
- [2] M. Lewandowski and T. Steifer. USG/Klasyczna rekonstrukcja. https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/USG/Klasyczna_rekonstrukcja.
- [3] K. Filipiuk, U. Romaniuk, and I. Szopa. Program do rekonstrukcji USG. <https://github.com/wasp28/projekt-USG>.
- [4] JetBrains. PyCharm. <https://www.jetbrains.com/pycharm/>.
- [5] us4us. mUSG User Manual User. <https://us4useu.atlassian.net/wiki/spaces/PUB/pages/177139/mUSG+User+Manual>.