

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ АЕРОНАВІГАЦІЇ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ
КАФЕДРА ЕЛЕКТРОНІКИ, РОБОТОТЕХНІКИ І ТЕХНОЛОГІЙ МОНІТОРИНГУ
ТА ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач випускової кафедри
_____ Шутко В.М.
« ____ » _____ 2021 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

ЗДОБУВАЧА ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ БАКАЛАВРА
ЗІ СПЕЦІАЛЬНОСТІ 153 «МІКРО- ТА НАНОСИСТЕМНА ТЕХНІКА»
ОПП «ФІЗИЧНА ТА БІОМЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА»

**Тема: «Алгоритми обробки ультразвукових зображень поверхневих органів
для підвищення ефективності діагностики»**

Виконавець
студент групи МН-403Б

_____ Мартинюк Ілля Сергійович
(підпис)

Керівник
к.т.н., доцент

_____ Мірошніченко Олександра Сергіївна
(підпис)

Нормоконтролер

_____ Сініцин Р.Б.
(підпис)

КИЇВ 2021

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет аеронавігації, електроніки та телекомунікацій

Кафедра електроніки, робототехніки і технологій моніторингу та інтернету речей

Спеціальність 153 «Мікро- та наносистемна техніка»

Освітньо-професійна програма «Фізична та біомедична електроніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

Шутко В.М
“ _____ ” _____ 2021 р.

**ЗАВДАННЯ
на виконання дипломної роботи**

Мартинюка Іллі Сергійовича

(прізвище, ім'я, по батькові випускника в родовому відмінку)

1. Тема дипломної роботи (проекту): «Алгоритми обробки ультразвукових зображень поверхневих органів для підвищення ефективності діагностики»
затверджена наказом ректора від «01» 04. 2021 р. № 526
2. Термін виконання роботи: з 17.05.2020 р. по 20.06.2020 р.
3. Вихідні дані до роботи:..
4. Зміст пояснювальної записки: Поняття ультразвукової діагностики, Робота з УЗД зображеннями, Обчислювальний метод реконструкції ультразвукових зображень з високим розрізненням
5. Перелік обов'язкового графічного (ілюстративного) матеріалу:..

6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Відмітка про виконання
1	Розробити деталізований зміст розділів диплому	18.05.2020- 30.05.2020	Виконано
2	Вступ	31.05.2020- 02.06.2020	Виконано
3	Поняття ультразвукової діагностики	03.06.2020- 06.06.2020	Виконано
4	Робота з УЗД зображеннями	07.06.2020- 10.06.2020	Виконано
5	Обчислювальний метод реконструкції ультразвукових зображень з високим розрізненням	11.06.2020- 17.06.2020	Виконано
7	Усунення недоліків дипломної роботи	17.06.2020- 21.06.2020	Виконано

7. Дата видачі завдання: “ ____ ” _____ 2021 р.

Керівник дипломної роботи _____ Мірошніченко О.Ю.
(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання _____ Мартинюк І.С.
(підпис випускника) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота «Алгоритм сегментації зображень органів грудної клітини цифрових гамма-камер» містить 67 сторінок, 9 рисунків, 1 таблиці, 16 використаних джерел.

Об'єкт дослідження – Ультразвукові зображення поверхневих органів.

Предмет дослідження – Ультразвукові зображення поверхневих органів.

Мета дипломної роботи – Дослідити алгоритми сегментації ультразвукових зображень поверхневих органів.

Робота присвячена – обґрунтуванню необхідності дослідження та покращення ультразвукового методу отримання діагностичних зображень за допомогою ПО та автоматичних алгоритмів сегментації.

УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИКА, СЕГМЕНТАЦІЯ, ЗОБРАЖЕННЯ,
УЛЬТРАЗВУКОВІ ЗОБРАЖЕННЯ.

ЗМІСТ

ПЕРЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	6
ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1.	8
ПОНЯТТЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ	8
1.1. Явище ультразвукової діагностики	8
1.2. Фізичні принципи ультразвукової діагностики	12
1.3. Можливості ультразвукової діагностики.	14
1.4. Переваги та недоліки УЗД.....	16
РОЗДІЛ 2.	18
РОБОТА З УЗД ЗОБРАЖЕННЯМИ	18
2.1. ОСНОВНІ ЗАВДАННЯ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ	18
2.2. Принципи обробки зображень	25
2.3. Труднощі обробки та аналізу зображень.....	31
РОЗДІЛ 3. ОБЧИСЛЮВАЛЬНИЙ МЕТОД РЕКОНСТРУКЦІЇ.....	34
УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ З ВИСОКИМ РОЗРІЗНЕННЯМ.	34
3.1. Математична задача одержання УЗ діагностичного зображення як реконструкція по реєстрованому набору сигналів.	34
3.2. Визначення критеріїв (інформаційних показників) якості реконструкції УЗ діагностичних зображень.	36
3.3. Визначення процедури цифрової фільтрації сигналів-завад ревербераційної та флуктуаційної природи при реконструкції діагностичних зображень.....	39
ВИСНОВОК.....	64
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	66

ПЕРЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

2D – двовимірне зображення

3-D – тривимірне зображення

DICOM – Digital imaging and communication in medicine (Цифрова Візуалізація і Зв'язок у медицині)

NEMA – National Electronics Manufacturers Association (Національна Асоціація Виробників Електроніки)

АЦП – Анлогово-цифровий пристрій

ЕОМ – Електронна обчислювальна машина

ІЧ – Інфрачервоний

КТ – Комп'ютерна томографія

МРТ – Магнітно-резонансна томографія

СУБД – Система управління базами даних

УЗД – Ультразвукова діагностика

ЦАП –цифро-аналоговий перетворювач

ЧАРП – Підсилювач часового автоматичного регулювання

ВСТУП

Достовірна інтерпретація зображень тісно пов'язана з якісною ідентифікацією структури досліджуваного об'єкта або середовища та дрібних неспотворених деталей. Обробка зображень є багатоплановим завданням.

Сюди включають вирішення задач фільтрації шумів, геометричної корекції, градаційної корекції, посилення локальних контрастів, різкості, відновлення зображень тощо. Сучасні методи отримання цифрового зображення, в більшості випадків, засновані на апаратних засобах з використанням різних методів перетворення. Інформаційні технології в діагностиці вимагають спеціалізованого програмного забезпечення, що поєднує мультимодальну візуалізацію з методами цифрової обробки зображень [3, 5].

Основою для досліджень в цій області є роботи Гюйгенса, Френеля, Кіргхофа, Релея, Зоммерфельда та інших вчених, які створили скалярну теорію дифракції хвиль, яка дає дуже точні результати при моделюванні процесів поширення акустичних хвиль. При використанні комп'ютерно-цифрових моделей фізичних голограм має властиві які особливості тільки для них - застосування алгоритмічної обробки на всіх її стадіях формування звукової голограми та реконструкцію голограмних зображень[11,12].

Але, сьогодні майже відсутній системний аналіз всіх процесів реєстрації звукової голограми та формування її дискретної математичної моделі, а також ефективні комп'ютерні методи реконструкції діагностичних зображень з високим просторовим і контрастним розрізненням.

РОЗДІЛ 1.

ПОНЯТТЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

1.1. Явище ультразвукової діагностики

Ультразвукова діагностика (УЗД) — найбезпечніший та неінвазивний метод діагностики при допомозі звукових коливань ультразвукового діапазону. Цей метод базується за принципом відбиття ультразвукових хвиль, які надсилає датчик, в тілі людини, які мають різну ультразвукову проникність, при прийомі відбитої хвилі та з подальшою комп'ютерною обробкою. Отримані данні формуються на моніторі в зображення внутрішніх органів, яке отримує лікар-діагност.

Відкрив ультразвуковий сигнал у природі у 1794 році італійський вчений Л.Спалланціані, який на досліді виявив, що якщо кажану закрити вуха, то він втрачає орієнтацію. Дослідником було висунуто гіпотезу, що орієнтація в просторі цієї тварини здійснюється при допомозі безшумних та невидимих “променів”.

У 1876 році англійському вченому Ф.Галтону вперше вдалося створити штучні ультразвукові хвилі. Брати Кюрі вже у 1880 році відкрили п'єзоелектричний ефект. У 1937 році, стрімкий розвиток технологій дозволив за допомогою цих відкриттів створити перший апарат для медичної діагностики. Цим апаратом був одномірний ехоенцефалографі. А через 15 років було створено вперше прилад для отримання ультразвукових зображень внутрішніх органів.

На поширення ультразвукової хвилі перешкоджає будь-яке середовище, тим паче тканини організму. Одна частина хвиль поглинається середовищем, більша частина відбивається. Навіть повітрям хвилі відбиваються повітрям, тому це неможливе за допомогою УЗД дослідити легені, але можна виявити рідину у плевральній порожнині, також газ у кишечнику перешкоджає скануванню, тому на шкіру пацієнта лікар-діагност наносить спеціальний гель, який без наявності повітря дозволяє прилягати датчику до поверхні тіла людини.

Найважливішими особливостями такого методу діагностики є дешевизна та відсутність шкідливих ефектів, тому враховуючи високу інформативність, ультразвукова діагностика використовується як первинний метод візуалізації захворювань органів черевної порожнини, вагітності, стану внутрішньоутробного плоду, новонароджених

УЗД дуже активно застосовується більш ніж 40 років, сучасна медицина неможлива без даного виду медичної візуалізації органів та систем [2].

УЗД можна віднести до основних методів медичної візуалізації. При цьому виді діагностики використовуються ультразвукові хвилі, та їхня можливість відбиватися від границь середовищ, які можуть відрізняються за щільністю. Метод ультразвукової діагностики заснований на ехолокації глибоких тканин будь-якого організму, а саме на вивченні імпульсу ультразвуку і прийомі сигналів, які відбиваються від поверхні тканинних середовищ, які мають різні акустичними властивості. Чим більша різниця акустична властивість середовищ, що межують одне з одним, тим більша амплітуда сигналу. Відбиті ультразвукові хвилі приймаються датчиком, який і поширює хвилі. Отримані акустичні сигнали підсилюються та перетворюються на електричні сигнали, отримана інформація оцифровується за допомогою аналогово-цифрового пристрою і далі передається на комп'ютер. При допомозі програмного забезпечення інформація обробляється і відображається на екрані в двовимірному зображенні тканин, через які пройшли ультразвукові хвилі .

За досить короткий час, ультразвукове дослідження пройшло шлях від низькочастотного сканування з чорно-білим зображенням (рис.1.1) до високочастотним скануванням з кольоровою візуалізацією та можливістю вивчення потоку крові у судинному руслі (рис.1.2). При використанні ультразвукового дослідження, в основному досліджують органи шиї, черевної порожнини та порожнини таза (щитоподібну залозу, печінку, підшлункову залозу, селезінку, жовчний міхур, нирки, надниркові залози, внутрішні жіночі та чоловічі статеві органи тощо). Також за допомогою УЗД можна дослідити стан суглобів та м'яких

тканин, наявність випоту в черевній та плевральній порожнинах, виявити збільшені лімфовузли. Можливості даного методу дослідження розширилися за рахунок застосування внутрішньопорожнинних здавачів. Ультразвукова діагностика серця (ехокардіографія) практично замінила повністю рентгенографію серця, що проводилася з контрастуванням стравоходу [3].

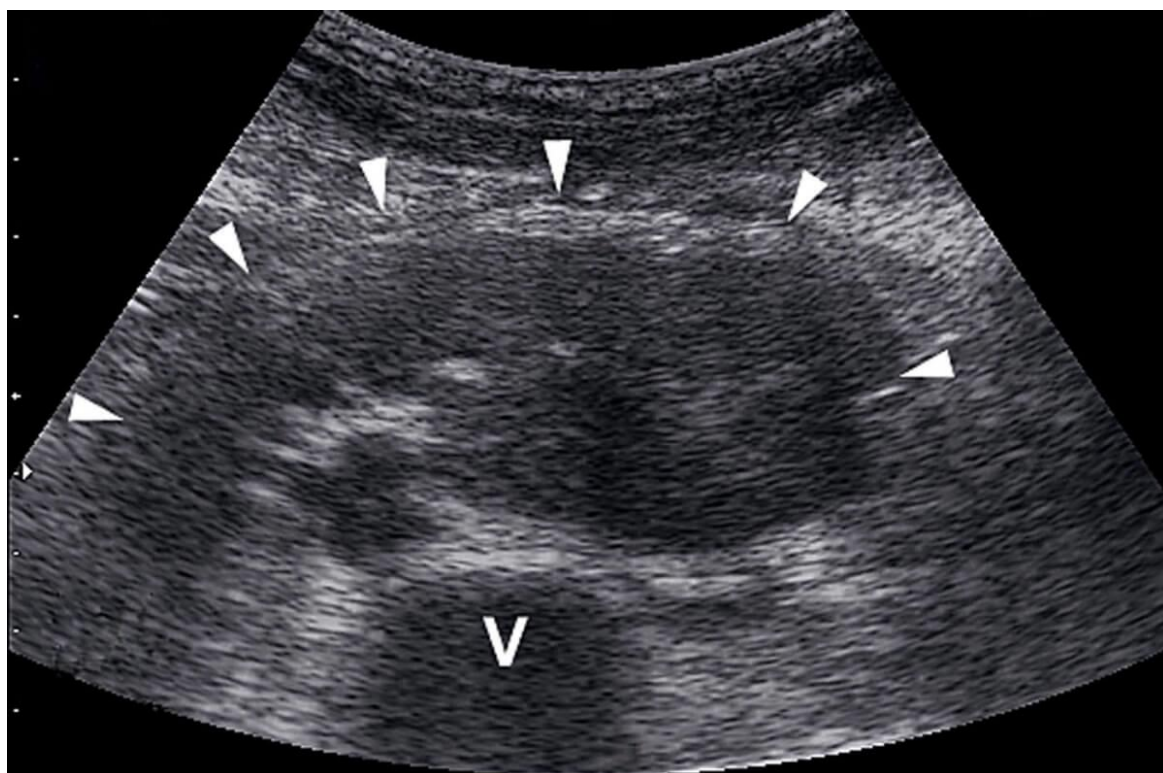


Рис.1.1. УЗД нирки. Пухлина лівої нирки

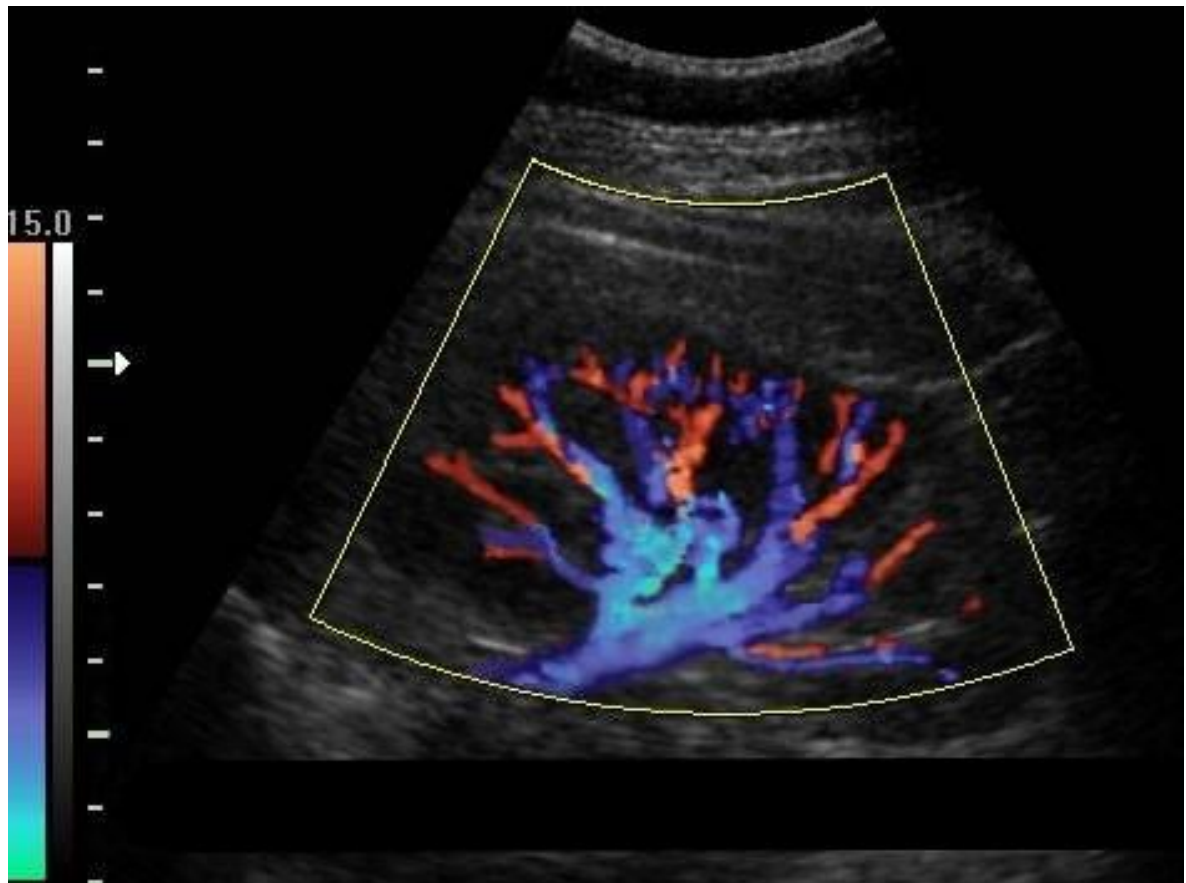


Рис.1.2. Кровотік в судинах нирок



Рис.1.3. УЗД зображення плоду

1.2. Фізичні принципи ультразвукової діагностики

Ультразвукові хвилі з частотами, які не можливі для сприйняття слухового аналізатора людини. Частота діагностичного ультразвуку якого становить від 1 до 20 мГц.

Виникнення і реєстрація ультразвукових хвиль: метод ехо-сигналу
«Використання властивостей ультразвуку в діагностиці засноване на принципі ехо-сигналу. Найдрібнішою функціональною одиницею ультразвукового датчика є п'єзокристал. Кристали здатні переводити електричні коливання в механічні та навпаки. Якщо помістити кристал в змінне електричне поле, то за рахунок зміни його форми створюються звукові хвилі. І навпаки, якщо на кристал впливають звукові хвилі, то за рахунок зміни його форми утворюється електричний імпульс » [1].

Першим етапом кристал, який вміщений у змінне електричне поле, починає коливатися. Датчик прийому-передачі ультразвукових хвиль посилає інтенсивний короткий хвильовий імпульс. Миттєво після передачі імпульсу датчик переходить у режим прийому сигналу. Отримані імпульси на межі середовищ знову надходять до кристалу і викликають його коливання. Ці коливання перетворюються в електричні сигнали, які і являються основою для реконструкції зображення.

Кристали датчика служать в якості джерела звукових хвиль, так і точкою сприйняття ехо-сигналів.

До повного відбиття хвиль приводить велика різниця в опорі між повітряним середовищем і тканинами організму. Також високий рівень відображення обумовлює велика різниця в опорі між кістковими структурами та тканинами. Частина ультразвукової хвилі яка проходить крізь тканини є недостатньою для діагностичного обстеження. Помірна різниця в опорі між м'якими тканинними структурами є основою діагностичного ультразвуку. Велика частина звукових хвиль не відображається в перших шарах і доходить до структур, розташованих більш глибоко.

Вивчаючи особливості поширення ультразвукових хвиль у людському організмі необхідно умовно виділити три основні біологічні середовища: гази, м'які тканини та структури скелета.

Реєстрація ехо-сигналів, які надходять, характеризується двома діагностичними параметрами:

- 1) Це час, який необхідний для надходження ехо-сигналу сприймаючого пристрою; що дає можливість визначити локалізацію на зображенні зображених прикордонних поверхонь;
- 2) Це інтенсивність ехо-сигналу; даний параметр залежний від різниці щільності на кордоні між звукопровідними середовищами.

Реєстрація часу та інтенсивності ехо-сигналу дає змогу візуалізувати акустичні сигнали в А-, В- і М-режимах.

Режим (А)

Літерою А позначається амплітуда. Принцип А-режиму полягає в посиланні короткого звукового імпульсу, який поширюється в тканинах. Амплітуда відображених ехо-сигналів реєструється на осі, осі яка показує час. Висота амплітуди залежить від інтенсивності ехо-сигналу.

Режим (В)

Літера В означає яскравість. В режимі В ехо-сигнал не візуалізується в якості амплітуди коливання, а як варіант сірого кольору. Висота амплітуди при цьому відповідає ступеню яскравості сірого кольору. Такого роду реєстрація ехо-сигналу дає зображення в одновимірній проекції. Зображення зберігаються окремо протягом короткого часу. За допомоги переміщення акустичної осі п'єзоелементів на екрані відображається загальна картина зрізу. Далі окремі рядки сумуються на моніторі як двовимірне зображення.

Режим (М)

Літера М означає рух. Режим М використовується для візуалізації рухомих структур. Таким же чином, як і в режимі (В), виходять рядки, яскравість сірого кольору яких коливається. Щоб отримати двовимірне зображення у режимі (В)

використовується велика кількість рядків, які виникають за рахунок зміщення акустичної осі. В режимі (М) акустична вісь залишається постійною, але при цьому змінюється локалізація рухомих структур. Зображення утворюється при режимі (М) за рахунок рядків, які йдуть один за одним, режиму (В) з постійною акустичною віссю [4].

1.3. Можливості ультразвукової діагностики.

Ультразвукова діагностика це широко поширений метод діагностики. При такому виді дослідження пацієнт не отримує променевого навантаження і вважається нешкідливим. Тим же часом, існує ряд обмежень. Метод є стандартизованим і якість дослідження напряму залежить від обладнання на якому проводиться обстеження. Додатковими обмеженнями, також є надмірна вага та метеоризм, так як повітря жирові слої організму це додаткові структури, які сигналу необхідно пройти.

Ультразвукове дослідження також виступає стандартним методом діагностики, який застосовує для скринінгу. Що означає, що коли у пацієнта ще немає захворювання та скарг, для проведення ранньої доклінічної діагностики слід застосовувати саме ультразвукове дослідження. А вже КТ та МРТ використовують для дообстеження, або підтвердження відомої патології.

Області застосування ультразвуку у медицині дуже широкі — виявлення захворювань серця, судин, щитовидної залози, молочних залоз, органів черевної порожнини, органів малого тазу, нирок та наднирників, в акушерстві та педіатрії. Під контролем ультразвукової діагностики проводяться деякі хірургічні маніпуляції. Ультразвукова діагностика лишається єдиним безпечним методом діагностики під час вагітності.

За допомогою ультразвукового сканування можна роздивитися структуру внутрішніх органів, побачити в них новоутворення, порожнини та кисти, різні вclusions.

Ультразвукова діагностика дає можливість зробити виміри розмірів органів та їх окремих частин, діаметр судин, швидкість кровоплину.

Протипоказання. Як вже було сказано вище, протипоказання до УЗД відсутні. Даний метод діагностики не має променевого навантаження, УЗД можна застосовувати необмежену кількість раз.

Підготовка. Ультразвукове дослідження органів черевної порожнини проводяться натще. Останній прийом їжі має бути не менше, ніж за 6-8 годин до обстеження. Не виключенням є виключення з раціону продуктів, які можуть викликати метеоризм такі, як бобові, сирі овочі, чорний хліб, молоко. В якості додаткової необхідності також можливий прийом активованого вугілля, або інших ентеросорбентів, чи фесталу. Якщо пацієнт хворіє на цукровий діабет, можна прийняти легкий сніданок.

Щоб виконати трансабдомінальне сканування органів малого тазу, а саме сечового міхура, матки чи простати, необхідним є наповнення сечового міхура. Для цього рекомендується утримуватись від походів «по маленькому» за 3 години до дослідження або прийом 0,5 літра води за 1 годину перед дослідженням. Для проведення трансректального чи трансвагінального дослідження, навпаки, необхідно спорожнити сечовий міхур.

Щоб дослідити інші зони ніякої додаткової підготовки не потребується.

Види ультразвукового дослідження:

- ультразвукове дослідження органів черевної порожнини;
- ультразвукове дослідження сечостатевої системи;
- ультразвукове дослідження молочних залоз;
- ультразвукове дослідження щитовидної залози;
- ультразвукове дослідження суглобів (стан м'язів, хрящів, сухожилків, суглобових сумок та м'яких тканин, що є недоступним для рентгенівського дослідження);

- ультразвукове дослідження при вагітності (підтвердження факту вагітності, визначення стану матки та плоду, неправильний розвиток плоду, а також 4D дослідження плоду);
- ультразвукове дослідження судин (визначення стану кровоплину у венах та артеріях).

«Для більш ефективної діагностики бажаним є наявність направлення від лікаря, у якому він обґрунтовує необхідність тієї чи іншої діагностичної процедури, ставить питання, на які відповідає лікар ультразвукової діагностики після дослідження. Також дуже важливим є надання всієї медичної документації — результатів попередніх досліджень, лабораторних аналізів, перенесених операцій та попередніх захворювань. Наявність такої інформації дозволить лікарю-діагносту правильно інтерпретувати результати дослідження!» [3]

1.4. Переваги та недоліки УЗД.

До переваг УЗД можна віднести:

- Швидкість виконання.
- Інформативність
- Діагностика захворювань на ранній стадії, що дозволяє зробити лікування ефективним. Як відомо, деякі захворювання на перших стадіях не супроводжуються ніякими симптомами. Ультразвукова діагностика дозволяє з'ясувати, на що хворий пацієнт і вчасно почати лікування.
- Універсальність.
- УЗД абсолютно безболісний вид діагностики, тому УЗД підходить навіть для маленьких дітей і переноситься ними досить спокійно.
- Відсутність шкідливого променевого навантаження.

- Метод неінвазивний - під час дослідження, обстеження не порушується цілісність шкірних покривів, можливості попадання в організм токсичних речовин практично немає.
- Висока ефективність, УЗД дає змогу лікарю чітко розгледіти будову органів та поставити більш точний діагноз.
- Невелика вартість - чинник, який також впливає на популярність методу.

До недоліків даного методу можна віднести:

«Переоцінювати можливість УЗД не варто, адже точність постановки діагнозу все-таки залежить від самого лікаря, його досвіду і кваліфікації. Різні лікарі можуть по-різному інтерпретувати один і той же знімок. У деяких випадках можлива неправильна постановка діагнозу.

Дуже важливим є правильний вибір УЗД сканера. На точність показань впливають датчики і якість монітора (від нього залежить чіткість і точність зображення) » [4].

Висновок до розділу 1

Застосування засобів обчислювальної техніки практично в будь-яких системах і на всіх етапах обробки сигналів є перспективним напрямком УЗ- діагностики. Використання останніх досягнень електроніки дозволяє, з одного боку, підвищити роздільну здатність діагностичних УЗ-приладів, з іншого - зробити їх портативними, автоматизувати і спростити системи управління, а з часом і знизити собівартість. Все це буде сприяти ще більш широкому впровадженню нових методів УЗ-дослідження в практичну діагностику. [32].

РОЗДІЛ 2. РОБОТА З УЗД ЗОБРАЖЕННЯМИ

2.1. ОСНОВНІ ЗАВДАННЯ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ

Вирішення багатьох завдань науки і практики призводить до необхідності отримання корисної інформації з різного роду багатовимірних даних, які, за аналогією з оптичними зображеннями, надалі будемо називати їх багатовимірними зображеннями або просто зображеннями. Такого роду завдання виникають в дуже багатьох галузях знань: в медицині, радіо- та тепло локації, гідролокації, дослідженні космосу та Землі, телебаченні та багато іншого. Діагностика багатьох захворювань по зображеннях внутрішніх органів людини.

Як правило, ці завдання доводиться вирішувати при наявності різного роду чинників, що створюють перешкоди, мінливості умов спостереження, які заважають створенню зображень, динаміки об'єкта, що спостерігається, взаємного переміщення приймача і об'єкта і т.д. Необхідний сигнал може бути значно слабким по відношенню до перешкод.

Часто обсяг вихідних даних дуже великий, цей обсяг може надходити з великою швидкістю та вимагати обробки в режимі реального часу. Оператор не в змозі впоратися з таким потоком інформації.

Тому єдиним виходом з виниклої ситуації є комп'ютерна обробка зображень. Для досягнення цих цілей необхідне створення відповідних математичних методів опису та обробки зображень, та створення програмного забезпечення для вирішення конкретних задач.

«Всю різноманітність практичних завдань для обробки зображень, зводяться до невеликої кількості таких основних завдань.

1) Виявлення об'єктів і їх ідентифікація. Потрібно на тлі заважаючих зображень знайти цікаві для нас об'єкти. Якщо таких об'єктів може бути кілька

типів, то додатково потрібно їх класифікувати. Як приклади можна привести автоматичне зчитування номерів проїжджаючих автомобілів, виявлення та ідентифікацію літальних апаратів, виявлення лісових пожеж і т.д. Іноді завдання виявлення ставиться менш виразно (знайти те, не знаю що) - потрібно виявити аномалії, тобто ділянки зображень, які чимось відрізняються від свого оточення. Наприклад, до таких відмінностей може привести наявність корисних копалин, сільськогосподарських шкідників або локальних патологій внутрішніх органів.

2) Відновлення відсутніх ділянок. Через збої передачі зображень або особливо сильних перешкод окремі ділянки зображень можуть бути відсутні.

Завдання полягає в їх відновленні. Таке завдання виникає, наприклад, при реставрації картин, фотографій і фільмів.

3) Фільтрація і поліпшення візуального сприйняття. Як уже відзначалось, корисне зображення може спостерігатися на тлі різних перешкод, які і потрібно по можливості послабити. Крім того, може знадобитися зробити зображення більш контрастним, виділити контури і т.д.

4) Оцінка геометричних трансформацій і суміщення зображень. У процесі спостереження все зображення або окремі його частини можуть переміщатися через динаміки сцени, руху приймача або недосконалості його конструкції, турбулентності атмосфери і т.д. В результаті одні й ті ж елементи зображень знаходяться на спостережуваних кадрах в різних місцях, тобто, є геометричні трансформації зображень. Іноді ці трансформації є фактором, що заважає, наприклад, динаміка медичних зображень при диханні пацієнта. В інших випадках трансформація - фактор інформативний, наприклад, по зображеннях рухомих хмар можна оцінити поле швидкостей вітру в околиці аеропорту, що потрібно для забезпечення безпеки польотів. У будь-якому випадку потрібно оцінити геометричні трансформації, тобто, поєднати елементи одного зображення з відповідними їм елементами на іншому зображень.

5) Оцінка параметрів зображень. У цю групу входять завдання виміру різних характеристик зображень або їх окремих елементів: імовірнісні характеристики зображень, положення і розміри об'єктів і т.д.

б) Стиснення зображень. Великий обсяг і висока швидкість надходження даних ставлять підвищені вимоги до накопичувачів і каналів передачі зображень. Використання специфіки зображень часто дає можливість досягти значно більшого стиснення, ніж це дозволяють звичайні архіватори » [5].

Крім перерахованих завдань власне обробки зображень, іноді виникає завдання їх розуміння, т.д. «А що б це значило, і які звідси випливають висновки?»

«Дослідження з математичного опису та аналізу зображень були розпочаті в 50-х роках 20-го століття, але тільки в 70-х роках ці дослідження привернули велику увагу вчених в усьому світі і стали проводитися дуже інтенсивно і по широкому фронту, що викликано необхідністю автоматичного аналізу зображень в різних додатках. Крім того, поява прогрес обчислювальної техніки дає можливість реалізувати в реальному часі більш ефективні алгоритми обробки зображень, ніж це було можливо раніше » [5].

Проблеми обробки медико-біологічних зображень

«Визначення контурів та фільтрація зображень є важливим в обробці медико-біологічних зображень, зокрема: зображення серця, головного мозку, внутрішніх органів тощо, саме там, де потрібна максимальна точність при проведенні операцій. Більше того при виділенні та фільтрації медичних зображень необхідна висока швидкодія. Тому просто створити програму на персональний комп'ютер замало, потрібно підібрати такий метод детектування і пристрій, який дозволить виконувати потрібні функції за максимально коротким часом. На сьогодні запропоновано безліч методів виділення контурів, але кожний із них має суттєві недоліки, одні із яких пов'язані із неточним виділенням контурів, у зв'язку з наявністю різних за природою завад, другі мають невисоку швидкодію» [4]

Задача обробки медичних зображень є багатоплановим завданням. До цієї задачі включають вирішення задач фільтрування шумів, градаційної корекції,

геометричної корекції, різкості, посилення локальних контрастів, відновлення зображень та інші.

Поділяють методи обробки зображень на два класи.

1. Метод обробки в частотній області
2. Метод обробки в просторовій області.

«Методи обробки зображень в частотній області базуються на відповідних моделях зору людини, наприклад, моделі Стокхема, Ч. Холла і Е. Хол. Ці моделі показують, що ефективно змінити візуальну якість зображення можна проводити через зміну двох основних складових частин зображення низько-частотної (фонові) і високочастотної (детальної)» [2]. Алгоритми обробки в частотній області мають велику обчислювальну складність, яка обмежує їх використання для обробки зображень в масштабі реального часу. Однак, лінійна фільтрація широко використовується в когерентних оптичних системах обробки інформації, де як і в цифровій обробці сигналів вона базується на використанні швидких алгоритмів згортки і спектрального аналізу. Параметри необхідних фільтрів переважно визначають, користуючись принципами оптимальної фільтрації, розробленої для середньоквадратичного критерію якості фільтрації. Досягнення теорії фільтрації широко використовують при обробці зображень. Таким чином, узгоджена фільтрація застосовується для обробки зображень з позиції не просто підвищення якості, а для виявлення об'єктів на зображеннях.

Реальні системи для формування зображень не можна назвати ідеальними через аберації, змазування зображення під час експозиції, низького контрасту, наявності атмосферних неоднорідностей і т.п. Тому для значного поліпшення якості зображень, застосовують техніку інверсної фільтрації.

«Один з інших підходів до обробки зображень з ціллю покращити їх візуальну якість полягає у безпосередньому використанні різних фільтрів. Область їх функціонування в основному частотна і рідше просторова. Тому для забезпечення реалізації заданих частотних характеристик використовують різні методи синтезу фільтрів, як одновимірних, так і двовимірних.

Використання фільтрації зображень з метою підвищення їх візуальної якості із забезпеченням високої швидкодії є найбільш раціональним при реалізації в просторовій області. Однак арсенал алгоритмічних засобів обробки при цьому є недостатнім. Використання ж обробки в частотній області хоча і досить розвинене, але вимагає значних обчислювальних витрат » [6].

Всі медичні зображення, отримані будь-яким способом, можна віднести до 1-ї з 2-х основних груп:

- аналогове зображення
- матричне зображення.

Аналогові сигнали - це безперервні сигнали, в яких присутньо багато зайвої інформації. Це зображення на звичайних рентгенограмах, сцинтиграмах, термограмах.

Матричні зображення – це зображення які отримуються за допомогою комп'ютера. Такі зображення мають у своїй основі матрицю, яка міститься в пам'яті комп'ютера. Це зображення, що отримані за допомогою комп'ютерної томографії, МР-томографії, цифрової рентгенографії, ЕОМ-сцинтиграфії з подальшою комп'ютерною обробкою інформації, ультразвуковому скануванні. Матричні зображення мають дискретний характер на відміну від аналогових. Так як в основі матричних зображень лежить саме комп'ютеризована технологія, то вони стають доступними для будь-якої обробки на ЕОМ.

Також необхідно відзначити, що аналогові зображення можна перетворити в матричні і, навпаки, матричні в аналогові. Для вирішення таких задач застосовують спеціальні пристрої: аналого-цифрові і цифро-аналогові перетворювачі.

«Матричне зображення формується шляхом сканування електронним променем по рядках. Тим самим створюється можливість для сприйняття зображення в реальному часі. Для цього застосовується спеціальний дисплейний процесор, який через систему зв'язку (інтерфейс) підключений до основної ЕОМ. Пам'ять дисплейного процесора організована у вигляді матриці, кожному з елементів якої відповідає своя визначена ділянка дисплея » [7].

«Подібна елементарна одиниця матричного зображення, який відповідає занумерована ділянка пам'яті, отримала назву «піксель» (від англійського pixel-picture element – елемент картини). Таким чином, уся площа екрану дисплея являє собою матрицю – сукупність пікселів. У променевій діагностиці площа дисплея може формуватися у вигляді наступних матриць: 32 ' 32, 64 ' 64, 128 ' 128, 256 ' 256, 512 ' 512, 1024 ' 1024, 1024 ' 1280 пікселів. Чим на більше число пікселів розбивається площа дисплея, тим вище розподільна здатність системи відображення» [7].

«Кожен з пікселів записується в пам'яті дисплейного процесора різним числом від 2 до 16 біт. І чим більшою к-тю біт інформації представлений кожен піксель зображення, тим краще зображення за своїми зоровими властивостях і тим більше інформації воно містить про досліджуваній об'єкт. Так, 8-бітний піксель (байтова система запису пікселю), що найчастіше використовується в ультразвуковій діагностиці, містить 64 відтінки сірого кольору (від чорного до білого). У радіонуклідній діагностиці використовується переважно 8-бітний піксель , у ньому 256 градацій, тобто рівнів сірого. Неважко підрахувати, що матричне зображення 64 x 64 пікселів у радіонуклідній діагностиці вимагає 4096 байт пам'яті, а зображення 128 x 128 пікселів – 16384 байт » [8].

Для отримання візуальної інформації про внутрішні структури й функції людського тіла медичне зображення є одним з важливих засобів. Медичне зображення може бути отримане радіологічним методом або нерадіологічним методам.

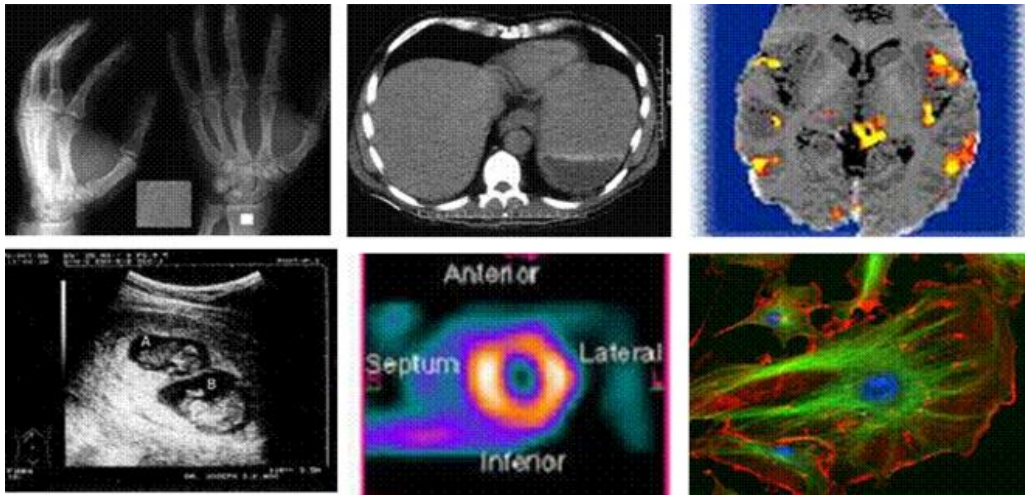


Рис. 2.1. Приклади медичних зображень

Стандарт DICOM «DICOM - Digital Imaging and Communication in Medicine (Цифрова Візуалізація і Зв'язок у медицині). Постійна діяльність у розробці стандартів. Спонується Американським Коледжем з Радіології (ACR) і Національною Асоціацією Виробників Електроніки (National Electronics Manufacturers Association - NEMA), яка складає 22 робочі групи.

Стек – послідовність зображень, всі вони мають ті самі розміри, дуже часто, стек – послідовність зрізів 3-D об'єкта, може мати часову послідовність » [8].

Як приклад на рисунку 2.2 зображено стек, перетворений до монтажу.

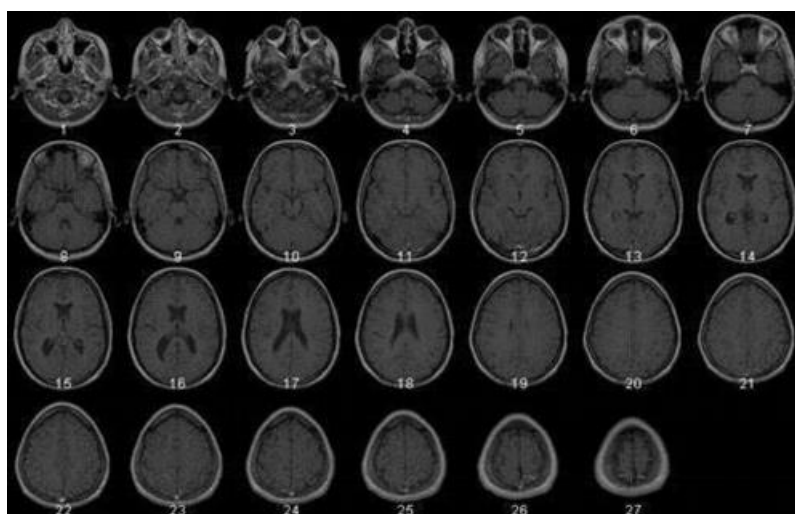


Рис 2.2. Стек, перетворений до монтажу

2.2. Принципи обробки зображень

«Обробка й аналіз зображень – це покрокова процедура, що залежить від результатів попереднього етапу, а також знань і досвіду оператора.

Фаза попередньої обробки поліпшує якість зображення, а фаза сегментації виділяє елементи, його складові, що в остаточному підсумку поліпшує якість і точність діагностики» [8].

Перший етап - фаза попередньої обробки яка усуває відхилення, що пов'язані із системою генерації зображення, та зменшує шуми. Методи, які використовуються даному етапі, обробляють цифрові дані за допомогою спеціальних програм і в такий спосіб покращують видимість деяких анатомічних структур.

Зміна контрастності медичних зображень.

Методом розрахунку гістограми зображення, створюється подання кількості пікселів для кожного з рівнів сірого в зображенні.

Аналіз гістограми робить очевидним розподіл сірих рівнів у зображенні й допомагає судити про якість представлення у цифровій формі. Якщо гістограма має нелінійний розподіл, то багато деталей будуть загублені. Операції по вирівнюванню гістограми поліпшують контрастність й, відповідно, відображення деталей.

Затемнення і видимість деталей зображення.

Кожен з об'єктів всередині тіла відрізняються як за фізичним контрастом, так і за розміром. Вони можуть варіюватися від великих органів та кісток до дрібних структурних елементів, таких як трабекулярні структури та невеликі системи.

На деталізацію медичного зображення сприяють саме дрібні анатомічні ознаки.

Кожен з методів візуалізації має свої обмеження щодо найменшого об'єкту, який необхідно відобразити. Кожен з методів візуалізації вносить в процес ефект розмиття. Погіршенням контрастності та видимості дрібних об'єктів або деталей є основним результатом розмитості зображення.

В дипломній роботі, розглянуто зображення, яке показує різні об'єкти які знаходяться в тілі з точки зору як фізичного контрасту, так і розміру об'єкта. Межа між видимими та невидимими об'єктами залежить безпосередньо від контрастної чутливості системи візуалізації. Слід зауважити, що розмитість, майже не впливає на видимість великих об'єктів, але погіршує видимість та контрастність малих об'єктів. При наявності ефекту розмитості, що майже завжди буває, зона невидимості скриває дрібні об'єкти та деталі зображення.

До загального правила можна віднести те, що найменший об'єкт чи деталь, які необхідно відобразити, мають приблизно такі ж самі виміри, як і показники розмитості зображення.

Щодо ступеню розмитості зображення, вона може бути виражена в одиницях довжини. Дана величина показує ширину зони розмитості у зображенні дрібного об'єкта. Зображення внизу порівнює приблизні значення розмитості для методів медичної візуалізації.

Зменшення шуму «Шум у звичайній радіології і ядерній медицині виникає насамперед внаслідок ослаблення рентгенівських променів тканинами або емісією гамма-променів. Це викликає зниження контрасту. Зменшити цей шум можна фільтруванням або згладжуванням, коли повторно обчислює щільність кожної точки відповідно до щільності суміжних точок.

Іншою шумовою характеристикою будь-яких медичних зображень є рябизна зображення, що надає йому текстурований або зернистий вигляд. Джерело та обсяг шуму залежать від методу візуалізації. Розглянемо коротко вплив такого шуму на видимість» [9].

Множину об'єктів всередині тіла, які розташовано відповідно до фізичного контрасту та розміру можемо побачити на рисунку 2.3. Шум третій фактор, який впливатиме на відображення межі між видимими та невидимими об'єктами. В більшості випадків при візуалізації медичних об'єктів найбільш помітним при зображенні малоконтрастних об'єктів, які вже знаходяться близько до межі невидимості є ефект шуму.

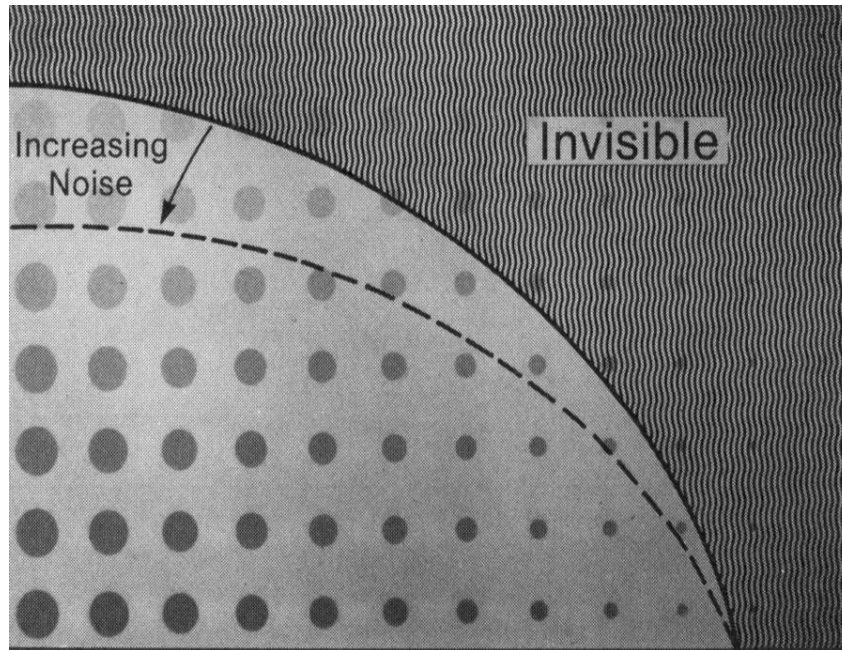


Рис. 2.3. Вплив шуму на видимість деталей зображення

Квантування сірого.

«Для представлення у цифровій формі піддаються не тільки елементи зображення, а й їх інтенсивність. Вихідна напруга телекамери або камери на приладах із зарядовим зв'язком є аналоговою напругою, яка залежить від інтенсивності падаючого світла. Діапазон напруг, від нуля (для отримання рівня чорного) і до максимальних величин для відображення найбільшої інтенсивності світла, поділяється на певну кількість рівних інтервалів. Чим більша ця кількість, тим краще відображаються різні ступені яскравості (рівні сірого) у цифровому зображенні. На рисунку 2.4 показано вплив використання різної кількості рівнів квантування сірого. Зазвичай для повного покриття сірої шкали береться 256 рівнів (які можна закодувати одним байтом)» [7].

Врахувавши оптичні розділення і розділення по рівню сірого, для одного зображення розміром 512 x 512 пікселів з 8-ми бітним оптичним розділенням по сірій шкалі, необхідно 250 Кб пам'яті. А для того, щоб отримати багатокольорове зображення, об'єм зайнятої пам'яті збільшиться втричі 750 Кб.

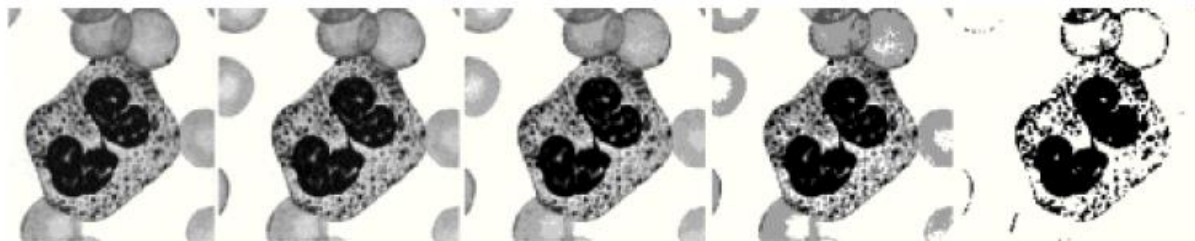


Рис. 2.4. Вплив різних рівнів квантування сірого (від 256 біт до 1 біту).

Відновлення зображень

Під час отримання зображення, на погіршення якості можуть впливати різні характеристики. Це можуть бути розмитість, яка може бути викликана рухомою або разфокусованою камерою, накладання гармонік в 50 чи 60 Гц, чи викривлення геометричної перспективи. Щоб відкоригувати такі погіршення, необхідно мати знання моделі процесу, які їх викликають.

«Методика відновлення може бути як глобальною, так і локальною, і може стосуватися як частотної, так і просторової області. Наприклад, усунення фактору збудження з відомою частотою частіш за все здійснюється в певній частотній області та здійснюється у такій послідовності: перетворення Фур'є, фільтрування та зворотне перетворення Фур'є. Усунення геометричних викривлень зазвичай відбувається у просторовій області. Таке фільтрування цілком подібне операціям з сигналами. Покращення зображень Як вже згадувалось вище, основною метою покращення зображення є підвищення певним чином його якості. У залежності від цілі, можуть використовуватись різні методики покращення» [9]. У випадку коли зображення призначене лише для візуального контролю, то доцільним є посилення контрасту. Але якщо призначення зображення подальша його цифрова обробка, то доцільним може бути сегментація, але ця процедура не гарантує отримання більш якісного зображення. Так, як покращення зображення може виконуватись для різних цілей, то іноді його можна назвати суб'єктивним покращенням зображення.

Так само, як техніки відновлення, так і техніки підвищення якості можуть бути глобальними чи локальними, і можуть стосуватися частотній або просторовій області.

Стиснення зображення

Чим краща роздільна здатність цифрового зображення, тим більше воно займає пам'яті. За для зменшення займаного місця та ефективної передачі цифрових зображень, особлива увага приділяється способам стискання зображення. За допомогою способів відновлення стиснуті зображення можна точно або наближено відтворити до оригінали.

Якщо необхідна точність відновлення зображення, «то не можна використовувати такі очевидні методи як зменшення просторового розділення або градацій яскравості: після таких операцій оригінальне зображення не підлягає відновленню. Один із способів стискання називається кодування довжин серій (run-length coding), він базується на тому факті, що багато зображень містять більш-менш гомогенні частини. При зчитуванні зображення рядок за рядком його вміст представлений послідовністю пар (рівень сірого – кількість пікселів). Фактор, який дозволяє зменшити вимоги щодо об'єму пам'яті завдяки цій технології, залежить від середньої тривалості послідовності імпульсів » [5]. Це – технологія відкидає можливість втрати інформації, оскільки можливо повною мірою відновити оригінальне зображення шляхом виконання зворотної операції.

«Інша технологія стискання без втрат інформації спирається на той принцип, що загалом різниця рівнів сірого між послідовними пікселями є меншою, ніж повна кількість рівнів сірого, і таким чином цю різницю можна записати меншою кількістю біт » [9].

Якщо для відновлюваного зображення та оригіналом допускаються незначні відхилення, то для таких потреб можна застосовувати безліч технологій стискання, які передбачають деяку втрату даних. З зростом кількості комп'ютерних мереж, за допомогою яких передаються зображення, наприклад, лікарняних мереж або

мережею Інтернет, технології стискання стали важливим аспектом обробки зображень.

Перетворення зображення.

«Обробка зображень може здійснюватися, наприклад, з метою покращення якості зображення та виявлення країв. Такі операції з обробки зображень (перетворення) є операціями типу увід-вивід зображення.

Існує два кардинально відмінних види перетворень зображення: повне і локальне. В обох випадках значення яскравості в будь-якій точці похідного зображення є функцією від значень яскравості певної кількості точок оригінального зображення. При повних перетвореннях це функція усіх точок оригінального зображення; при локальних перетвореннях це функція лише деяких точок, розташованих поблизу від відповідного пікселя в оригінальному зображенні » [7].

Повне перетворення Найвідомішим повним перетворенням є перетворення Фур'є.

«При обробці сигналів перетворення Фур'є призводить до перетворення сигналу з однієї системи координат в іншу: з часової до частотної. При обробці зображень перетворення Фур'є є перетворенням зображення з просторової області в іншу область, також частотну. Перетворення Фур'є часто використовується для частотного фільтрування: перебуваючи у частотній області можна усунути небажані частоти. Зворотне перетворення (за допомогою зворотного перетворення Фур'є) має наслідком отримання зображення у вихідній просторовій області, з якої були усунені небажані частоти. Такі процеси фільтрування іноді використовуються, наприклад, для усунення небажаного накладання картини з відомою частотою (наприклад, від джерела електроенергії 50 або 60 Гц). Коли низькі частоти відфільтровані, результатом зворотного перетворення стає зображення, в якому підсилено високі частоти. Таке зображення краще пристосовано до подальших операцій з виявлення країв » [9].

2.3. Труднощі обробки та аналізу зображень

З точки зору пам'яті комп'ютера зображення можна трактувати як масив чисел. Різниця ж медичних зображень вирізняються тим, що вони несуть значний вміст інформації, даних.

«При цьому без виділення певних типів структур (якими для медичних зображень є, наприклад, різні органи, ділянки органів) дані можуть бути відображені, але подальша їх обробка неможлива. Оцінюючи зображення, можна виділити ще більше абстрактної інформації, що є корисною для діагностики та терапії. Оцінювання зображення може здійснюватися як завдяки візуалізації, так і за допомогою кількісних аналітичних методів.

Аналіз медичних зображень розв'язує дві головні проблеми: реєстрація зображень; візуалізація зображень.

Проблема *реєстрації* зображень. Однією з найскладніших задач, яка ще чекає остаточного розв'язання в аналізі медичних зображень, є реєстрація зображень, які є, як правило, три вимірними. Реєстрація медичного зображення є винятково важливою для подальшого його аналізу » [9].

Проблема візуалізації зображень

В наш час використовуються двовимірні та тривимірні проекції зображень.

Під час рентгенологічному чи флюорографічному дослідженні промені проходять через внутрішні структури тіла. Іншими словами, на вході ми маємо тривимірний об'єкт, а на виході отримуємо лише єдине двовимірне зображення. Це зображення може нести багато необхідної інформації, але отримати її складно. Тому що чимало структур залишаються незрозумілими, наприклад, ребра, що затемнюють легені. Справжні тривимірні структури не проявляються.

Двовимірні зображення.

При проведенні ультразвукового дослідження чи КТ береться об'ємний переріз. Тобто на вході і на виході системи ми маємо двовимірний об'ємний переріз.

Не дивлячись на те, що помітно усі структури тіла, все ж можна втратити необхідні частини об'єму в цілому.

Тривимірне об'ємне зображення.

Знову ж таки використовуючи ультразвукову діагностику або комп'ютерну томографію та ряд томографічних перерізів маємо можливість отримати об'ємне зображення. «Отже, на вході такої системи маємо тривимірне зображення, на виході – тривимірний об'єм. При цьому об'єм розглядається повністю, а отже, ніщо не втрачається і не викликає сумнів. Однак тут маємо справу із набагато більшою кількістю даних. Можна навіть «сфотографувати» послідовність об'ємів в часі.

Порівняння двовимірної та тривимірної візуалізацій. Проекція томографічної візуалізації проста; дво вимірне зображення відображається на двови-

мірний дисплей (світлину або монітор). Об'ємна візуалізація складніша: тривимірний об'єм повинен бути якимось чином представлений на двовимірному пристрої (монітор комп'ютера)» [3].

Способи дійсної три вимірної візуалізації.

Роблячи вибір на способі тривимірної візуалізації необхідно враховувати такі обставини. Людські очі та мозок добре адаптовані до інтерпретації тривимірних, а не двовимірних картин. «Методи візуалізації повинні представляти елементи усього об'єму. Інтуїтивна візуалізація повинна відображати інформацію в природнішій формі. На сьогодні використовуються такі способи тривимірної візуалізації.

Проекція максимальної інтенсивності знаходить значення максимальної інтенсивності вздовж променя, що проходить через об'єм. Перевагою такого методу є те, що тривимірна структура може бути легко візуалізована при поворотах точки зору. Недоліками є: багато інформації втрачається (наприклад, коли всі значення максимальні); деталі відносно рівних поверхонь втрачаються» [9].

«Відображення затіненої поверхні передбачає спочатку її визначення на основі об'ємних даних і тільки тоді – її відображення. Перевагою є те, що він дає реальний тривимірний вигляд з хорошою візуалізацією морфології поверхні.

До недоліків можна віднести: багато даних втрачається (наприклад, все поза поверхнею); метод вимагає визначення поверхні (це є складним завданням сегментації).

Об'ємне виконання (volume rendering). Таблиця непрозорості робить деякі інтенсивності прозорими (наприклад, повітря), деякі — непрозорими (наприклад, тканина). Перевагами є реальний тривимірний вигляд без потреби сегментації та надзвичайна якість зображення. Недоліком може бути сповільненість. Адже більшість спеціалізованого графічного апаратного забезпечення сконструйовано і оптимізовано для відображення поверхонь, а не об'ємного виконання » [11].

Висновок до розділу2

В даному розділі було освітлено основні завдання для обробки ультразвукових зображень. Обсяг вихідних даних дуже великий, цей обсяг може надходити з великою швидкістю та вимагати обробки в режимі реального часу. Звичайна людина не зможе обробити таку кількість даних, тому єдиним виходом з виниклої ситуації є комп'ютерна обробка.

Було описано принципи обробки зображень. На якість зображення впливають багато чинників. Описано саме з якими труднощами зіштовхуються при обробці зображень та проаналізовано як вирішити ці складнощі.

РОЗДІЛ 3. ОБЧИСЛЮВАЛЬНИЙ МЕТОД РЕКОНСТРУКЦІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ З ВИСОКИМ РОЗРІЗНЕННЯМ.

3.1. Математична задача одержання УЗ діагностичного зображення як реконструкція по реєстрованому набору сигналів.

Виходячи з задачі ідентифікації, важливо відмітити, що з допомогою УЗ сканерів відтворення $I(r)$ здійснюється умовно. Завжди мається вірогідність викривлень, пов'язаних з коефіцієнтом відбиття. Наприклад, якщо є деяка границя в $I(r)$, але на ній коефіцієнт відбиття з якихось причин дорівнює нулю, то УЗ сканер в принципі не виявляє цю границю.

Одержимо аналітичний вираз для ехосигналів від об'єкту з дефектами.

Позначимо $L=|R_t|+|R_l|$, сумарну довжину пробігу хвиль від випромінювача до відбивача і назад, а також $L=C \times t$ – довжину пробігу хвиль, відповідну затримці сигналу, C – швидкість звуку. Ехосигнал $F(L)$ буде виражатись інтегралом по об'єму:

$$F(L) = \int f(L - l) \times U(r) \times O(r) \quad (3.1)$$

Функція об'єкта контролю $O(r)$ перетворює інтеграл по об'єму в інтеграл по поверхні, оскільки $O(r)$ дорівнює коефіцієнту відбиття на поверхні і дорівнює 0 в об'ємі.

Теоретичні підрахунки і практика використання ехометода показують, що на формування ехосигналів в першу чергу впливає геометричний фактор – місцеположення і форма відбивачів. По-друге – впливає інтерференція хвиль, трансформація типу хвилі, перевідбиття. В деяких випадках ці ефекти сильно викривлюють ехосигнали, в деяких випадках вони несуттєві. Можна досить визначено сказати, що якщо дефект має прозву чужані поверхні з не досить низьким

коефіцієнтом відбиття, то буде спостерігатись ехосигнал i , отже, буде здійснюватись формування його зображення. Трансформовані i перевідбиті хвилі будуть створювати додаткові хвилі, що будуть показані, як помилкові зображення дефектів[67].

В алгоритмах реконструкції зображень зазвичай приймаються заходи для подавлення “несанкціонованих” сигналів. Більш детальну інформацію про відбивачі (елементи дефекту) одержують за допомогою прозвучування об’єкту контролю в різних напрямках, або шляхом сканування. В результаті одержують набір розподілу ехосигналів $F_i(L)$, i – індекс, що характеризує положення сканера по відношенню до поверхні ОК. Далі здійснюється спільна обробка функцій $F_i(L)$ з метою реконструкції зображення відбивачів в площині сканування. Розглянемо питання про можливість вирішення оберненої задачі в рамках приведеної моделі.

Ключову роль в даному випадку відіграє функція відгуку точкового джерела. В вузькополосному і широкополосному наближенні ФВТД являється ядром оператора перетворення об’єкта контролю в ехосигнали. Якщо мається достатньо велика кількість прозвучування якої-небудь області матеріалу з однією і той же ФВТД, то можна говорити про існування глобального оператора прозвучування, позначимо його Γ . Даний оператор здійснює перетворення функції об’єкту контролю $O(r)$ в набір ехосигналів $F(L)$.

$$F = \Gamma(O) \quad (3.2)$$

Оператор Γ є лінійним інтегральним оператором. Припустимо, що має наступні властивості:

- мінливість, тобто $\Gamma[K \times O] = K \times \Gamma[O]$, K – сталий множник,
- адитивність, тобто $\Gamma[O_1 + O_2] = \Gamma[O_1] + \Gamma[O_2]$ де O_1, O_2 – дві неперетинаючі неоднорідності в матеріалі,
- однозначність, тобто любому об’єкту контролю O відповідають свої оригінальні ехосигнали F . Іншими словами, оператор Γ є повний.

Якщо оператор Γ володіє вказаними властивостями, то існує оператор оберненого перетворення Γ^{-1} , такий що

$$O = \Gamma^{-1}[F] \quad (3.3)$$

Доказ існування і одиничності оператора Γ^{-1} випливає із теорії груп.

Відмітимо, що більшість засобів вирішення оберненої задачі, оснований на даному теоретичному підході, використовуює властивості лінійності, адитивності та повноти оператора Γ . Власне, саме ці властивості оператора прозвучування забезпечують можливість побудови зображення дефектів.

Перше наближення оберненої задачі є в тому, що реконструкції підлягає функція ОК $O(r)$, а не функція границь $I(r)$. Вони пов'язані між собою через коефіцієнт відбиття. Припускається, що коефіцієнт відбиття кожного елемента поверхні дефекту є однаковий для всіх схем озвучування.

Грубо кажучи, поверхня дефекту представляється сукупністю сферичних відбивачів малого розміру.

Цілий ряд наближень пов'язаний з властивістю адитивності операторів Γ і Γ^{-1} . Адитивність сигналів по відношенню до відбиваючої поверхні забезпечується, якщо УЗ хвилі відбиваються в ОК тільки один раз, тобто відсутні ехосигнали двократно та багатократно відбитих хвиль. В альтернативному випадку виникає неоднозначність інтерпретації сигналів і теоретичне і практичне вирішення оберненої задачі не може бути виконане.

3.2. Визначення критеріїв (інформаційних показників) якості реконструкції УЗ діагностичних зображень.

Виходячи з результатів аналізу приведеного в першому розділі, у зв'язку з розвитком комп'ютерної техніки найбільше розповсюдження отримали цифрові когерентні методи: діагностична візуалізація та метод синтезованої фокуруючої

апертури. Діагностична візуалізація базується на програмному забезпеченні для ідентифікації внутрішньої структури та апаратурній реалізації Фур'є-перетворення, що дає можливість одержувати результати в режимі реального часу.

При використанні методу діагностичної візуалізації реєстрація поля відбитої звукової хвилі здійснюється фазовою ґраткою, в вузлах якої розташовані приймальні елементи. Когерентні методи відрізняються від інших методів відображення тим, що в якості інформаційного параметра поля відбитої хвилі наряду з амплітудою і часом приходу імпульсів використовується фаза реєстрованого ехосигналу. Завдяки цьому підвищується на порядок розрізнявальна здатність і є можливість одержувати зображення дефектів, близькі до реальних оптичних на розгортках типу В,С.

Найбільш ефективним методом є комп'ютерна діагностична візуалізація і алгоритми синтезованої апертури [12]. За допомогою п'єзоелемента малих розмірів, який має широку діаграму напрямленості автоматично вимірюють значення амплітуди і фази в ряду точок в заданій області сканування з малим шагом сканування, здійснюють спільно їх обробку і одержують акустичне зображення внутрішнього об'єму (або перетину) контрольованого зразка. При цьому, по суті, за допомогою цифрових методів виконується синтезування фокуруючого перетворювача з розмірами, рівними області сканування, а значить з досить вузькою фокальною зоною[13].

УЗ діагностичне зображення формується з відміток, зерен або плям різної яскравості і різних розмірів для одного і того ж точкового об'єкта, як з елементів мозаїки. Причиною цього є різна поперечна і поздовжня роздільна здатність на різних глибинах зондування. Чим менше елементи мозаїки, тим чіткіше і менше зернисте формується акустичне зображення[12]. Як приклад можна привести характеристики просторового розрізнення для систем середнього класу медико-діагностичного призначення та приклад уз зображення відповідно до представлених характеристик.

Як відомо, розрізнявальна здатність зображень дефектів для систем, які використовують когерентну обробку даних, складає: $\Delta x = \lambda/2A$ – для фронтального розрізнення; $\Delta z = \lambda/2A^2$ – для поздовжнього розрізнення. Де λ – довжина УЗ хвилі, A – вимірювальна апертура.

Найбільш суттєвим досягненням в розвитку УЗ методів контролю в дефектоскопії вважається широке розповсюдження нових когерентних методів. В некогерентних методах одержують зображення модуля амплітуди поля, розсіяного неоднорідностями сканованого простору матеріалу.

Використання фазової інформації дає можливість одержувати зображення неоднорідностей з високим розрізненням і відповідно визначати реальні параметри (форму, розміри та місцезнаходження) дефекту в структурі матеріалу. Реєстрація здійснюється вподовж лінії і зображення і відтворюється в одній площині (в одному шарі). При двовимірному скануванні дані обробляються когерентно тільки пошарово з визначеної глибини залягання контрольованого шару.

Спираючись на визначений критерій якості реконструкції діагностичних зображень запропоновано обчислювальний метод з підвищеним розрізненням.

Важливо зазначити, що за допомогою УЗ сканерів відтворення здійснюється умовно. Геометричну структуру досліджуваного об'єкту будемо представляти у вигляді просторової функції границь $I(r)$. Наприклад, якщо є деяка границя в $I(r)$, але на ній коефіцієнт відбиття з якихось причин дорівнює нулю, то УЗ сканер в принципі не виявляє цю границю. Теоретичні підрахунки показують, що на якість реконструкції, в першу чергу, впливає геометричний фактор – місцеположення і форма відбивачів. По-друге – впливає інтерференція хвиль, трансформація типу хвилі, перевідбиття. В деяких випадках ці ефекти сильно викривлюють сигнали, а в деяких випадках вони є несуттєві. Трансформовані і перевідбиті хвилі будуть створювати додаткові хвилі, що будуть мати вигляд, як помилкові зображення аномалій. Оскільки інформацією для відтворення інтенсивності сигналу в сфокусованій точці є його стала складова, припустимим є використання обчислювальних процедур фільтрації завад ревербераційної і нормальної природи.

Обґрунтовано доцільність застосування цифрової фільтрації Чебишева, що задовольняє вимогу стійкості до похибок вимірювань і обчислювальних шумів та відповідають визначеним критеріям якості реконструкції. Виходячи з усього вищевказаного, будемо вважати, що метод реконструкції діагностичних зображень є ефективними, якщо він забезпечує відповідність таким якісним критеріям:

- сталість до похибок вимірювання і чутливість до сигналів сфокусованих точок при наявності завад різної природи;
- можливість отримання високого просторового та контрастного розрізнення при відтворенні точок об'єкта в діагностичному зображенні;
- можливість фільтрації впливу завад ревербераційного та нормального типу;
- можливість обробки інформації в темпі поточного часу.

3.3. Визначення процедури цифрової фільтрації сигналів-завад ревербераційної та флуктуаційної природи при реконструкції діагностичних зображень.

Першим етапом було проведено аналіз та доведено ефективність застосування цифрової фільтрації сигналів-завад ревербераційного типу і вторинних дифракційних максимумів діагностичних зображень, що задовольняє вимогу стійкості до погрешностей вимірювань і обчислювальних шумів та відповідають визначеним в першому розділі критеріям якості реконструкції.

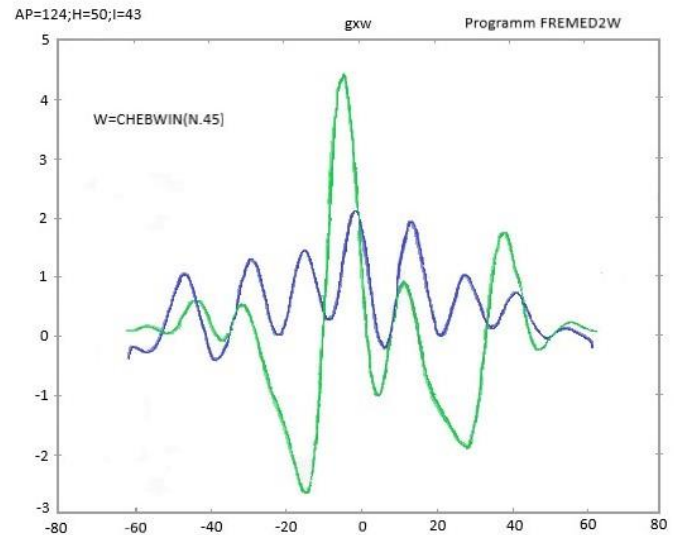
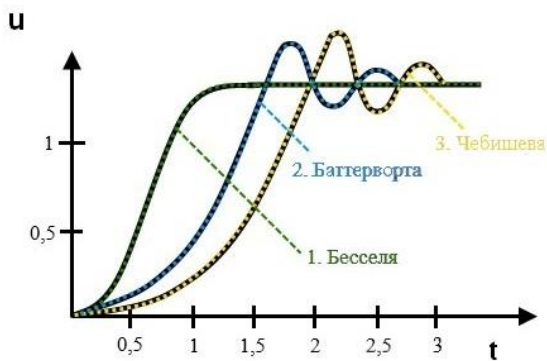


Рис. 2.2 Перетворення сигналу голограми

В якості опції «вікна» обраний фільтр Чебишева, який дозволяє отримати мінімально спотворений сигнал на акустичній осі звукового променя шляхом Фур'є-перетворення голограми, значно зменшуючи вплив вторинних дифракційних максимумів Фур'є-перетворення у порівнянні з фільтрами Бесселя та Баттерворта. Фільтр Баттерворта - максимально плоска характеристика в смузі пропускання, фільтр Бесселя - максимально плоска характеристика часу затримки, це забезпечує найбільш плоску характеристику в смузі пропускання, що однак досягається за рахунок повільної зміни характеристики у перехідній області, тобто між смугами пропускання і затримки. Обидва фільтра також мають погану фазочастотну характеристику, тобто таку, що викликає значні фазові спотворення. Виконання проміжної операції фільтрації даних одновимірної голограми від сигналів-завад ревербераційного типу здійснюється шляхом покомпонентного множення функції лінеаризованої голограми на функцію «вікна» .

В результаті з'являються т.з. вторинні максимуми Фур'є-перетворення сигналів-перешкод, що впливають на точність відновлення амплітуди ехосигналів на растровій лінії (лінії сканування). Щоб зменшити вплив кінцевості апертури, зменшують порядок розриву на межі апертури шляхом зважування даних

одновимірної звукової голограми поблизу границь апертури. При цьому вибір «вікна» здійснюється так, щоб сигнал після зважування мав значні проєкції на базисний вектор з частотами, близькими до частот, що цікавлять, в спектрі сигналу.

Таким чином, оскільки в спектрі лінеаризованої голограми нас цікавить спектральна складова з просторовою частотою $f(x_0) = \frac{x_0}{\lambda z}$, де $x_0=0$, то всі інші частоти спектру ЛЧД-голограми можуть бути відфільтровані, в т.ч. і частоти, відповідні спектрам ревербераційних сигналів-завад.

Якщо позначити функції w , то оброблена ЛЧД-голограма відповідатиме $U_w(f_{x0})$, та

$$U_w(f_{x0}) = U(f_{x0}) \times w \quad (3.4)$$

Відтворення амплітуди ехосигнала в точці на акустичній осі для певного значення z шляхом виконання зворотного перетворення функції Фур'є $U_w(f_{x0})$

$$U_{1l}^w = f^{-1}\{U_w(f_{x0})\} \quad (3.5)$$

Таким чином здійснюється оцінка амплітуди постійної складової сигналу в точці на об'єктній лінії для $x_u=0$. Слід відзначити, що оскільки інші спектральні складові \hat{U}_{1l} в растровому методі формування зображення втрачають сенс, оцінка \hat{U}_{1l} здійснюється шляхом підсумовування комплексних амплітуд вектора $U_w(f_{x0})$ і визначенням інтенсивності E_{1l} у вигляді

$$E_{1l} = U_{1l}^w \cdot (U_{1l})^* \quad (3.6)$$

Амплітуда і фаза спектральних складових ехосигналів, представлених за допомогою перетворення Фур'є, мають різне значення. Враховуючи лише фазову інформацію, в деяких ситуаціях можливе збереження багатьох важливих властивостей реконструйованого зображення, а при кінцевій тривалості сигналу

однієї фазової інформації виявляється достатньо для повного відновлення зображення з точністю до постійного множника [13].

Аналогічне твердження не може бути зроблено відносно амплітуди спектральних складових. Подібна роль фази відмічалась в ряді прикладів для різних сигналів, включаючи одновимірні, двовимірні та тривимірні сигнали.

Наприклад, випромінювались чисто фазові і чисто амплітудні акустичні і оптичні голограми. У випадку чисто фазових оптичних голограм (кіноформи) записується тільки фаза розсіяного хвильового фронту. Як правило, відновлений по чисто амплітудним голограмам об'єкт має мало спільного з оригіналом, тоді як відновлення по чисто фазовій голограмі дозволяє зберегти багато важливих властивостей оригінала [13]. З чисто фазовими та чисто амплітудними голограмами однозначно пов'язані фазові і амплітудні зображення. Багато ознак, висхідного зображення, достатньо мілкі його деталі ясно відмінні в фазовому зображенні, але не виявляються в амплітудному зображенні [14].

Однією з умов, яка забезпечує точне (до масштабного множника) відтворення потребує, щоб тривалість сигналу була кінцева. Слід відмітити, що це зауваження не відноситься до просторового сигналу звукової голограми, де сигнал з нульовою просторовою частотою моделює точкове джерело коливач на акустичній осі звукового променя в просторову спектрі голограми, а початкова фаза відтвореного точкового джерела в алгоритмі реконструкції може приймати будь яке значення.

В різних областях техніки, скоріш за все незалежно, було визнано положення про те, що ознаки сигналу краще зберігаються при чисто фазовому Фур'є синтезі. Якщо, що $f(x)$ – n -вимірний сигнал, а

$$F(\omega) = |F(\omega)| \cdot e^{j\theta(\omega)} \quad (3.7)$$

де $F(\omega)$ n -вимірне перетворення Фур'є,

$x = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ – вектор незалежних змінних,

$\omega = (\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_n)$ – вектор частотних змінних,

$|F(\omega)|$ - амплітуда функції

$\Theta(\omega)$ – фаза функції.

Чисто амплітудний Фур'є синтез визначається як синтез сигналу $f_m(x)$, який має перетворення Фур'є у вигляді $|F(\omega)|$,

$$F\{f_m(x)\} = |F(\omega)| \quad (3.8)$$

Чисто фазовий синтез дає сигнал $f_p(x)$, який повинен мати перетворення Фур'є у вигляді $|F(\omega)|$

$$F\{f_p(x)\} = M(\omega) \cdot e^{j\theta(\omega)} \quad (3.9)$$

де $M(\omega)$ – або одиниця, або, в загальному випадку, амплітудна функція, яка тим або іншим чином представляє визначений клас сигналів, але не пов'язана з будь-якою інформацією про конкретний сигнал. Перші роботи, в яких був показаний високий рівень відповідності висхідного сигналу $f(x)$ і синтезованого на основі фазової голограми сигналу $f_p(x)$, відносяться до Фур'є-синтезу кристалографічних структур [1, 39,40]. До областей, де фазова інформація є надзвичайно важливою, відноситься акустична і оптична голографія. В обох випадках голограма відповідає дифракційній картині відбитої хвилі в достатньо віддаленій площині, отриманій при опроміненні об'єкта монохроматичним джерелом. Для двовимірного об'єкта в цьому випадку можливо прийняти Фраунгоферову апроксимацію, так що просторова дифракційна картина може бути записана у вигляді:

$$U(u, v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{\lambda z}(ux+vy)} dx dy \quad (3.10)$$

де $f(x, y)$ - розподіл комплексної амплітуди світла або звука на двовимірному об'єкті,

x, y – просторові координати в площині об'єкта,

u, v – просторові координати в площині реєстрації хвильового фронту,

λ – довжина хвилі джерела,

Z – відстань між об'єктною площиною і площиною голограми,

$U(u, v)$ – розподіл комплексних амплітуд дифракційної картини в площині голограми.

Із виразу (3.7) видно, що дифракційна картина представляє собою двовимірне Фур'є-перетворення об'єкта, при цьому $\frac{2\pi u}{\lambda Z}$ та $\frac{2\pi v}{\lambda Z}$ відповідають просторовим частотним змінним ω_x і ω_y . У випадку, коли площина вимірювань розташована ближче до об'єкта, для дифракційної картини більше підходить опис голограми Френеля, дифракційна картина записується у вигляді [3, 5]:

$$U(u, v) = \frac{e^{jKZ}}{j\lambda Z} \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(u^2+v^2)} \cdot \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(x^2+y^2)} \cdot e^{-j\frac{2\pi}{\lambda Z}(ux+vy)} dx dy \quad (3.11)$$

де $K = \frac{2\pi}{\lambda}$ – хвильове число.

При цьому інтеграл відповідає двовимірному Фур'є перетворенню функції i , таким чином, дифракційна картина Френеля представляє Фур'є-перетворення, помножене на відповідний фазовий множник.

$$f(x, y) \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(x^2+y^2)} \quad (3.12)$$

У даному випадку можливість відтворення об'єкта, використовуючи лише фазову інформацію комплексних амплітуд $U(u, v)$ [3, 5, 6]. Фазове відтворення в значній мірі зберігає кореляцію між сигналами, із цього можливо зробити висновок про те, що “події” в зображенні і об'єкті – точки, лінії повинні зберігати своє місцеположення. Фаза в значній мірі відображає взаємне геометричне положення деталей в об'єкті і зображенні ніж амплітуда.

Наприклад, зміщення (в часі або просторі) сигналу не впливає на амплітуду перетворення Фур'є (Френеля), а впливає тільки на фазу, призводячи до появи лінійного фазового члена. Зменшення масштабу відтвореного Фур'є-перетворенням

зображення також пов'язано з адекватним масштабуванням фази голограмного опису.

На користь ефективності фазової інформації при відтворенні сигналів зображень в системах дефектоскопії голографічного типу говорить і той факт, що амплітуди спектральних складових на високих частотах мають тенденцію до спаду, в той час як короткотривалі деталі об'єктів, зображень відображаються більш високими просторовими частотами, безпосередньо пов'язаними із зміною фазової інформації. Уявлення формування фазового сигналу з присвоєнням одиничної амплітуди можливо інтерпретувати як процес спектрального відбілювання сигналів звукової голограми об'єкта контролю.

У випадку зображення, в якому амплітуда перетворення Фур'є виявляється гладкою і спадає на високих частотах, головний результат процесу відбілювання полягає в підкресленні високих частот, тобто контурів і дрібних деталей зображення, завдяки чому поліпшується розрізнювання зображення або розрізнювальна здатність системи відображення.

Кінцевою метою вирішення задачі ультразвукової діагностики, як і задачі томографічного синтезу, є отримання високоінформативних зображень внутрішньої структури зондованих ультразвуковим (УЗ) променем середовищ, матеріалів та об'єктів. В основі формування акустичних зображень методами цифрової акустичної голографії лежать математичні моделі фізичних явищ дифракції та інтерференції, притаманні процесам розповсюдження УЗ хвиль і розсіяння їх на неоднорідностях середовища (матеріалу). Показано переважне значення фазової інформації поля відбитої від об'єкта хвилі при формуванні голограмних описів зондованого об'єму і відповідних їм акустичних зображень неоднорідностей внутрішньої структури матеріалу, середовища.

2.4. Обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень з високим розрізненням з використанням обраної процедури фільтрації.

Обчислювальний метод реконструкції зображень, де кожна точка растрової лінії (акустичної осі звукового променя) відтворюється на основі одновимірної

голограми, реєстрованої для означеного (певного) просторового положення звукового імпульсу в звуковому промені. Відтворювані послідовно точки компонується в растрову лінію, растрові лінії — в кадр акустичного зображення. Відтворення інтенсивності точки растрової лінії здійснюється на основі перетворення Френеля-Фур'є. При цьому виконуються дві основні операції – операція лінеаризації одновимірної голограми шляхом покомпонентного множення її на множник, спряжений квадратичному фазовому множнику Френеля. В результаті виконання цієї операції дискретна одновимірна голограма стає вільною від компонент I квадратичною залежністю фази від. Спектр лінеаризованої голограми складається з просторових гармонік з частотами $x/\lambda z$ які взаємно однозначно відповідають точкам осі $x/\lambda z$, в яких діють ехосигнали точок - неоднорідностей звукового імпульсу та операція оберненого Фур'є - перетворення лінеаризованої голограми дає комплексну амплітуду і частоту просторових гармонік спектра звукової голограми.

Оскільки на основі одновимірної голограми растровий обчислювальний метод відтворює лише одну просторову гармоніку спектру, яка має нульову частоту $f_x=0$, то виконується лише операція знаходження сталої складової спектру одновимірної голограми шляхом підсумовування її комплексних компонент. Потрібно відзначити, той факт, що на відміну від методів ОХФ і КФ, де для знаходження інтенсивності і місцеположення ехосигналів точок – неоднорідностей використовуються кореляційні піки, якісне визначення яких можливе тільки при широкополосній дискретній голограмі, а розробленому обчислювальному методі інформативною є стала складова спектру лінеаризованої голограми, і, як наслідок, інтервал дискретизації може бути вибраний тільки за умови достатньо високого пікового значення інтенсивності сигналу сфокусованої точки[15]. Таким чином, розроблений обчислювальний метод потребує кількості точок дискретизації апертури і відповідного обсягу вимірювально-обчислювальної апаратури в 6-7 раз менше, ніж метод ОХФ або КФ при досягненні просторового розрізнення одного і

того ж значення. Як показано в роботах [7, 8], дифракційний інтеграл Кірхгофа може бути записаний у вигляді:

$$U(P_0) = \frac{1}{j\lambda} \iint_{S_{\partial.0.}} U(P_1) \cdot \frac{e^{jk r_{01}}}{r_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) dS_{\partial.0.} \quad (3.13)$$

де припускається, що $r_{01} \gg \lambda$ та $jK - \frac{1}{r_{01}} \approx jK$; $P_0 = x_0, y_0$; $P_1 = x_1, y_1$

Вираз (3.13) встановлює залежність між значеннями поля в точках P_0 всередині об'єму і значеннями поля в точках P_1 на поверхні дифракційного отвору $S_{\partial.0.}$, які представляють збурення у вигляді сферичних хвиль, які розповсюджуються від точок P_1 до точок P_0 .

Вираз (3.13) має назву дифракційного інтеграла Релея-Зоммерфельда і може бути використаний в якості математичної моделі звукової голограми при розробці обчислювальних процедур реконструкції акустичних зображень внутрішньої структури матеріалу (середовища).

Дифракційний інтеграл Релея-Зоммерфельда (3.13), хоча і відображає математичну залежність комплексних амплітуд сферичних хвиль в об'ємі звукового імпульсу від комплексних амплітуд в об'єктній площині, проте не дає можливості здійснити його обернення з метою рішення основної задачі – отримання акустичних зображень (отримання значення інтенсивності ехосигналів точкових дефектів неоднорідностей матеріала в об'ємі звукового зондуючого імпульса).

Вирішення цієї задачі можливо здійснити після проведення деяких апроксимацій рівняння (3.14), записаного у вигляді:

$$U(x_0, y_0) = \iint_{-\infty}^{+\infty} h(x_0, y_0, x_1, y_1) \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (3.143)$$

де x_1, y_1 – площина перерізу звукового імпульса, x_0, y_0 – площина голограмми.

Межі інтегрування $\pm\infty$ обрані з урахуванням обмежень Кірхгофа про те, що за межами площини перерізу звукового імпульса S збурення $U(x_1, y_1)$ дорівнюють нулю. Вагова функція $h(x_0, y_0; x_1, y_1)$ записується у вигляді:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{e^{jKr_{01}}}{r_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \quad (3.15)$$

Якщо припустити, що

$$Z \gg x_0, y_0; Z \gg x_1, y_1 \quad (3.16)$$

і обмежити кут $\bar{n}, \bar{r}_{01} \ll 18^\circ$, то при цьому виникаюча похибка h по амплітуді буде складати не більше 5%. При цьому $\text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \approx 1$ [5,20].

В реальних умовах в системах ультразвукового контролю матеріалів умови (3.15) означають значні обмеження на величину апертури вимірювань $2 \cdot x_{0max}$, оскільки існують фізичні обмеження на величину Z – глибину зондування через значне затухання високочастотних компонент сигналів при розповсюдженні ультразвуку на великі глибини Z . Ці обмеження є неприйнятні, оскільки вони знижують поперечну розрізнявальну здатність системи ехоскопії. Дане протиріччя може бути вирішено наступним чином.

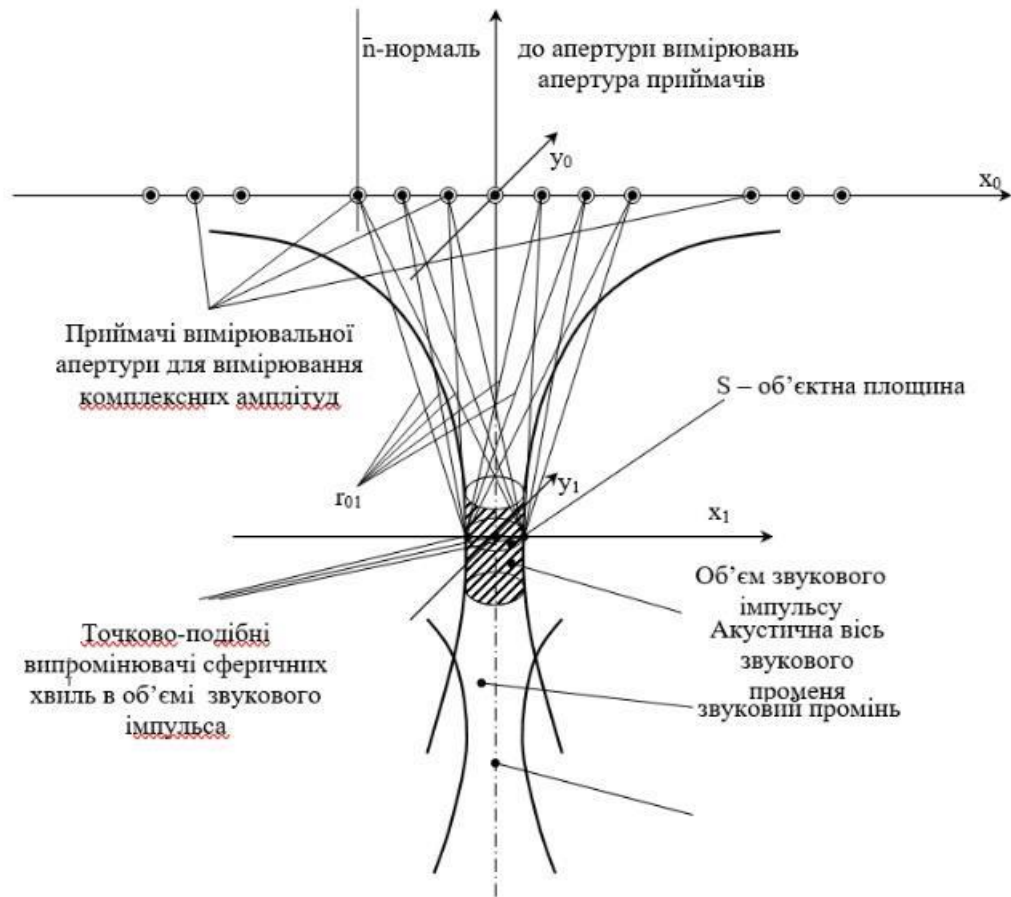


Рис. 3.2 Геометрія розповсюдження в напрямку лінійної апертури приймачів сферичних звукових хвиль ехосигналів від точок неоднорідностей, які знаходяться в об'єктній площині S звукового імпульсу.

Якщо уявити, що об'єктна площина S є аналогом дифракційного отвору $S_{\partial,0}$ на пласкому екрані для випадку оптичних хвиль, в точках x_1, y_1 якої розташовані дискретні випромінювачі сферичних хвиль, то значення комплексних амплітуд в точках x_0, y_0 лінійної вимірювальної апертури буде визначатися залежністю, сформульованою дифракційним інтегралом Релея-Зоммерфельда у вигляді (3.17). [13]

Вважаючи, що координати x_1, y_1 в площині S перерізу звукового імпульсу є досить малими величинами у порівнянні з координатами x_0, y_0 і відстанню r , що виконується в реальних умовах, так як розміри площини $S \ll$ апертури вимірювань,

координати x_l, y_l можливо апроксимувати центром площини S з постійним значенням x'_1, y'_1 (мал. 2.13). В цьому випадку значення $r_{01} \approx r'_{01}$ в знаменнику (3.17) не залежить від значення x_l, y_l і може бути винесено за знак інтегрування в (3.16). Виходячи з цієї ж умови для $r'_{01}, \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01})$ також можливо винести за знак інтегрування і вираз (2.9) запишеться в вигляді:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot e^{jKr_{01}} \quad (3.17)$$

Запишемо значення r'_{01} та $\text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01})$ в розгорнутому вигляді:

$$r'_{01} = \sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}, \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) = \frac{z}{\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}} \quad (3.18)$$

З урахуванням (3.17) та (3.18) вираз (3.19) буде мати вигляд:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot e^{jKr_{01}} \quad (3.19)$$

а вираз (3.20) прийме вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot \iint_{-\infty}^{+\infty} e^{jKr_{01}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (3.20)$$

У виразі (3.20) Z – відстань від площини S перерізу звукового імпульса до площини голограми, x_0, y_0 – координати приймально-випромінюючих елементів вимірювальної решітки. Величина $\frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)}$ характеризує затухання амплітуди ехосигналів при розповсюдженні відбитої хвилі в досліджуваному середовищі і повинна бути врахована в пристроях часового автоматичного регулювання підсилення (ЧАРП) приймально- випромінюючих трактів голографічної системи.

Таким чином, знімаються обмеження параксимального наближення Френеля (3.20) на апертуру вимірювань x_0, y_0 .

Оскільки значення апертури вимірювань може бути достатньо великим, апроксимувати r_{01} в показнику підінтегральної експоненти вираження (3.21) Френель запропонував шляхом розкладання квадратного кореня в степенний ряд вигляду [14].

$$\sqrt{1+b} = 1 + \frac{1}{2}b - \frac{1}{8}b^2 + \dots \quad (3.21)$$

r_{01} в розгорнутій формі буде дорівнювати

$$r_{01} = z \sqrt{1 + \left(\frac{x_0 - x_1}{z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{z}\right)^2},$$

і b можливо записати у вигляді:

$$b = \left(\frac{x_0 - x_1}{z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{z}\right)^2 \quad (3.22)$$

Якщо в виразі (3.22) обмежитись лінійним членом, то для випадку лінійної апертури вимірювань виразу (3.23) прийме вигляд:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot e^{jKz} \iint_{-\infty}^{+\infty} e^{\frac{jK}{2z}(x_0 - x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (3.23)$$

Двовимірною голограмою з урахуванням перетворень (3.20), (3.21), (3.22) буде відповідати виразу:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot e^{jKz} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{jK}{2z}[(x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2]} dx_1 dy_1 \quad (3.24)$$

Розкривши дужки в показнику експоненти під знаком інтеграла і виносячи за знак інтегрування члени, які не залежать від x_1, y_1 , отримаємо:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot e^{jKz(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{jK}{2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{\frac{jK}{z}(x_0x_1 + y_0y_1)} dx_1 dy_1 \quad (3.25)$$

Відомо, що просторові частоти f_x, f_y виражаються у вигляді:

$$f_x = \frac{x}{\lambda z}, f_y = \frac{y}{\lambda z} \quad (3.26)$$

Враховуючи (3.20) і вважаючи $K = \omega/c$, вираз (3.26) може бути приведено до вигляду:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot e^{\frac{j\omega z}{c}} \cdot e^{\frac{j\omega}{2zc}(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \times \\ \times e^{\frac{j\omega}{c2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-\frac{j\omega}{cz}(x_0x_1 + y_0y_1)} dx_1 dy_1 \quad (3.27)$$

$$2\pi \cdot \frac{x_0}{\lambda z} = 2\pi f_{x_0} \quad (3.28)$$

З урахуванням того, що із (3.27) та (3.28) отримаємо:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot e^{\frac{j\omega z}{c}} \cdot e^{\frac{j\omega}{2zc}(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \times \\ \times e^{\frac{j\omega}{c2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-2\pi(f_{x_0}x_1 + f_{y_0}y_1)} dx_1 dy_1 \quad (3.29)$$

Із виразу (3.29) видно, що голограмний опис $U(x_0, y_0)$ середовища з неоднорідностями в перерізі звукового імпульсу S є прямим двомірним Фур'є-

перетворенням об'єктної функції $U(x_l, y_l)$, попередньо помноженої на фокусуєчий множник Френеля $e^{\frac{j\omega}{2cz}(x_1^2+y_1^2)}$.

При цьому пряме Фур'є-перетворення необхідно домножити на постійний коефіцієнт A

$$A = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2+x_0^2+y_0^2} \cdot e^{\frac{jK}{2cz}(x_0^2+y_0^2)} \quad (3.30)$$

Проводячи деякі перетворення виразу (3.30) з метою отримання зворотної залежності об'єктної функції $U(x_l, y_l)$ від голограмного опису $U(x_0, y_0)$, отримуємо вираз (3.26) для шуканої об'єктної функції $U(x_l, y_l)$

$$U(x_1, y_1) = e^{\frac{-j\omega}{2zc}(x_1^2+y_1^2)} \cdot j\lambda \cdot \frac{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)}{z} \cdot e^{\frac{-j\omega z}{c}} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_0, y_0) \times \\ \times e^{-\frac{j\omega}{cz}(x_0^2+y_0^2)} \cdot e^{2\pi(f_{x_0}x_1+f_{y_0}y_1)} dx_0 dy_0 \quad (3.31)$$

Таким чином, взаємно однозначна відповідність голограмного опису $U(x_0, y_0)$ і об'єктної (відновленої) функції $U(x_l, y_l)$ визначається виразами (3.30) и (3.31), які представляють пару двовимірних Френель-Фур'є –перетворень з множенням функцій і їх Фур'є образів на відповідні коефіцієнти.

Таким чином показано, що:

1. В якості математичної моделі звукової голограми неоднорідностей (дефектів) в сканованому об'ємі матеріала може бути прийнятий дифракційний інтеграл Релея-Зоммерфельда.

2. Взаємно-однозначна відповідність голограмного опису і відновленого зображення дефектів сканованого об'єму визначається парою одновимірних або двовимірних Френель-Фур'є перетворень.

3. Одновимірне представлення фазової голограми трьохвимірного положення точок-неоднорідностей у вигляді проекції їх геометричного положення в звуковому

імпульсі на вісь X_1 не спотворює відтворених в системі амплітуд (інтенсивностей) коливань ехосигналів.

Оскільки в обчислювальному методі інформацією голограм для відтворення інтенсивності (амплітуди) ехосигналу в фокусованій точці є його стала складова, метод допускає використання обчислювальних процедур фільтрації сигналів-завад ревербераційного типу [13]. В результаті виявлені ефективні процедури фільтрації сигналів-завад різної природи на основі використання фільтра Дольфа-Чебишова.

В цілому, метод реконструкції, що відповідає визначенням в 2 розділі критеріям якості ідентифікації діагностичних ультразвукових зображень полягає в наступному: Обчислювальні процедури, що виконуються при реконструкції точок акустичного зображення неоднорідностей (дефектів) матеріалів можна представити таким чином: модель двовимірної звукової голограми в інтегральному виді має вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot e^{jKz} \cdot e^{\frac{j\omega}{2Zc}(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \times \\ \times e^{\frac{jk}{2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-\frac{jk}{z}(x_0x_1 + y_0y_1)} dx_1 dy_1 \quad (3.32)$$

де x_1, y_1 – координати точок-неоднорідностей в об'єктній площині

x_0, y_0 – координати точок реєстрованої голограми в площині голографування

$U(x_1, y_1)$ – сигнали точкоподібних джерел об'єктної площини

$U(x_0, y_0)$ – сигнали, що реєструються в площині голограми

z – відстань між об'єктною площиною і площиною реєстрації

При реєстрації одновимірної голограми лінійною фазованою решіткою значення координати в (3.32) стає рівним нулю, а з урахуванням одновимірних представлень точок-неоднорідностей в об'ємі звукового імпульсу, реконструкцію зображення об'єктної площини можна апроксимувати реконструкцією її точок – геометричних проєкцій на вісь, колінеарною з віссю в площині голограми [15].

З урахуванням вищевідзначеного рівняння (3.33) можна записати у вигляді

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2+x_0^2} \cdot e^{jKz} \cdot e^{\frac{jKx_0^2}{2z}} \cdot \int_{x_1} U(x_1) \cdot e^{\frac{jKx_0^2}{2z}x_1^2} \cdot e^{\frac{-jk}{z}x_0x_1} dx_1 \quad (2.33)$$

У виразі (3.33) множник $\frac{z}{z^2+x_0^2}$ відображає значення коефіцієнта, що враховує згасання відображеної звукової хвилі при розповсюдженні від звукового імпульсу до ехоприймачів решітки з координатами z, x_0 . Множник $\frac{1}{j\lambda}$ є постійною величиною для глибини z , квадратичний фазовий множник $e^{\frac{jKx_0^2}{2z}}$ можна опустити, якщо відновлюється тільки амплітуда коливань в об'єктній площині на лінії x_1 . У підінтегральному виразі шуканими є комплексні величини $U(x_1)$, помножені на фокусуєчий множник Френеля $e^{\frac{jKx_0^2}{2z}x_1^2}$. Фур'є-перетворення одновимірної функції $U(x_1) \cdot e^{\frac{jKx_0^2}{2z}x_1^2}$, помножене на відповідний коефіцієнт і є одновимірною звуковою голограмою проєкцій точкових джерел на вісь, розташованих в об'єктній площині.

У дискретній формі інтегральне рівняння (3.33) можна представити у вигляді:

$$U(x_{0i}) = A \cdot \sum_{l=1}^n U(x_{1l}) e^{\frac{j\pi}{\lambda z}x_{1l}^2} \cdot e^{\frac{j2\pi}{\lambda z}x_{1l} \cdot x_{0i}} \quad (3.34)$$

де $A = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2+x_0^2} \cdot e^{jKz}$ є постійною величиною для координати.

Якщо припустити, що масштаби осей x_0 та однакові, тобто x_{0i} та x_{1l} , тоді комплексна амплітуда, що реєструється уздовж осі x_0 , точках апертури x_{0i} і представлятиме дискретну звукову голограму згідно дискретної математичної моделі (3.34), $i=1, \dots, n$; n – число точок дискретизації апертури, $l=1, \dots, n$; – та точка дискретизації x_{1l} указує на місцеположення x_{1l} l -го джерела сферичної хвилі на об'єктній лінії x_1 .

Враховуючи, що просторова частота f_{x_0} рівна:

$$f_{x_0} = \frac{x_0}{\lambda H} \text{ та } K = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c} \quad (3.35)$$

можна показати, що одновимірній голограмі взаємно однозначно відповідає вираз, що визначає через зворотнє перетворення Френеля-Фур'є значення об'єктної функції $U(x_1)$ за зміряними даними $U(x_0)$.

Одновимірний аналог значень відновленої функції зображення об'єкту запишеться у вигляді:

$$U(x_1) = e^{-j\omega x_1^2} \cdot \frac{j\lambda(z^2+x_0)^2}{z} \cdot \int_{f_{x_0}} \left[U(f_{x_0}) \cdot e^{-\frac{j\omega}{2cz}(x_0^2)} \right] \cdot e^{j2\pi f_{x_0} \cdot x_1} df_{x_0} \quad (3.36)$$

У дискретній формі вираз (3.36) матиме вигляд:

$$U(x_{1l}) = \frac{1}{A} \cdot \sum_{i=1}^n \left[U\left(\frac{x_{0i}}{\lambda z}\right) \cdot e^{-\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2} \right] \cdot e^{\frac{j2\pi}{\lambda z} x_{1l} \cdot x_{0i}} \quad (3.37)$$

Як випливає з (3.36), об'єктна функція $U(x_{1l})$ відповідає зворотному перетворенню Фур'є функції голограми $U(x_{0i})$, помноженої на фокусуєчий множник Френеля $e^{-\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2}$. Таким чином, алгоритм реконструкції акустичного зображення точкового джерела $U(x_{1l})$ по одновимірній голограмі $U(x_{0i})$ можна визначити таким чином:

Лінеаризація функції просторових частот $U(f_{x_0})$ покомпонентним множенням на множник, спряжений фазовому множнику Френеля $e^{-\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2}$

$$U'(f_{x_{0i}}) = U(f_{x_{0i}}) \cdot e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2} \quad (3.38)$$

Відзначимо, що фазовий множник $e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2}$ представляє дискретну голограму точкового джерела хвилі з одиничною амплітудою і нульовою початковою фазою, поміщеного в точку $x_l=0$ об'єктної осі x_l . З виразу (3.38) випливає, що після виконання операції лінеаризації функція $U(x_{1l})$ відповідатиме Фур'є-перетворенню

лінійної суми просторових гармонійних складових $U\left(\frac{x_{0i}}{\lambda z}\right) \cdot e^{j\frac{2\pi}{\lambda z}x_{1l}x_{0i}}$ з комплексними амплітудами і просторовими частотами коливань $2\pi \cdot x_{1l} / \lambda z$. (Відмітимо, що по умові дискретизації $x_{1l} = x_{0i}$)[43,48].

Процедура покомпонентного множення фазової голограми може бути визначена, як лінійно-частотна демодуляція (ЛЧД), оскільки вона виключає з функції фазової голограми компоненти, визначувані значеннями фази $\frac{\pi}{\lambda z}x_{0i}^2$ з квадратичною залежністю від x_{0i} і залишає в функції $U(x_{1l})$ гармоніки з фазою, лінійно залежною від значень x_{0i} .

Виконання проміжної операції фільтрації даних лінеаризованої одновимірної голограми від сигналів-завад ревербераційного типу здійснюється шляхом покомпонентного множення функції лінеаризованої голограми на функцію «вікна» Дольфа-Чебишева. Оскільки центральною частотою в спектрі функції вікна є в даному випадку просторова спектральна складова з нульовою частотою, то ефективно подавлення всіх інших просторових гармонік в сигналі голограми здійснюється за допомогою операції “windowing” шляхом використання chebwin – фільтру.

При спектральному розкладанні сигналу на кінцевому інтервалі, тільки частоти, співпадаючі з частотами базису, проектуватимуться на єдиний базисний вектор, а сигнали з частотами, відмінними від базисних, є неперіодичними у вікні спостереження, і їх періодичне продовження має розриви, які дають спектральні внески перешкод на всіх базисних частотах, спотворюючи значення амплітуд базисного вектора Фур’є-перетворення.

Щоб зменшити вплив кінцевості апертури, зменшують порядок розриву на межі апертури шляхом зважування даних одновимірної звукової голограми поблизу границь апертури. При цьому вибір «вікна» здійснюється так, щоб сигнал після зважування мав значні проєкції на базисний вектор з частотами, близькими до частот, що цікавлять, в спектрі сигналу.

Таким чином, оскільки в спектрі лінеаризованої голограми нас цікавить спектральна складова з просторовою частотою $f(x_0) = \frac{x_0}{\lambda z}$, де $x_0=0$, то всі інші частоти спектру ЛЧД-голограми можуть бути відфільтровані, в т.ч. і частоти, відповідні спектрам ревербераційних сигналів-завад.

Якщо позначити функції «вікна» w , то оброблена ЛЧД-голограма відповідатиме $U_w(f_{x_0})$, і

$$U_w(f_{x_0}) = U(f_{x_0}) * w \quad (3.39)$$

де знак $*$ позначає покомпонентне множення векторів $U_w(f_{x_0})$ та w . Відтворення амплітуди ехосигнала в точці на акустичній осі для певного значення шляхом виконання зворотного Фур'є-перетворення функції $U_w(f_{x_0})$:

$$\hat{U}_{1l}^w = f^{-1}\{U_w(f_{x_0})\} \quad (3.40)$$

Таким чином здійснюється оцінка амплітуди постійної складової сигналу в точці на об'єктній лінії для $x_{1l}=0$. Слід відзначити, що оскільки інші спектральні складові \hat{U}_{1l} в растровому методі формування зображення втрачають сенс, оцінка \hat{U}_{1l} здійснюється шляхом підсумовування комплексних амплітуд вектора $U_w(f_{x_0})$ і визначенням інтенсивності E_{1l} у вигляді

$$E_{1l} = \hat{U}_{1l}^w \cdot (U_{1l})^* \quad (3.41)$$

Отримані за даними реконструкції одновимірних голограм значення інтенсивності в точках на акустичній осі (лінії сканування) для певних значень z компонуються в растрову лінію зображення, а растрові лінії – в акустичне двовимірне зображення вертикального перетину досліджуваного середовища (об'єкту). Для двовимірного об'єкта, в цьому випадку можливо прийняти

Фраунгоферову апроксимацію, так що просторова дифракційна картина може бути записана у вигляді інтеграла представленого на слайді.

Для двовимірного об'єкта, в цьому випадку, можливо прийняти Фраунгоферову апроксимацію, так що просторова дифракційна картина може бути записана у вигляді:

$$U(u, v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{\lambda z}(ux+vy)} dx dy \quad (3.42)$$

де $f(x,y)$ – розподіл комплексної амплітуди світла або звука на двовимірному об'єкті,

x, y – просторові координати в площині об'єкта,

u, v – просторові координати в площині реєстрації хвильового фронту,

λ – довжина хвилі джерела,

z – відстань між об'єктною площиною і площиною голограми,

$U(u, v)$ – розподіл комплексних амплітуд дифракційної картини в площині голограми.

Із виразу (3.42) видно, що дифракційна картина представляє собою двовимірне Фур'є-перетворення об'єкта, при цьому $\frac{2\pi u}{\lambda z}$ та $\frac{2\pi v}{\lambda z}$ відповідають просторовим частотним змінним ω_x і ω_y . У випадку, коли площина вимірювань розташована ближче до об'єкта, для дифракційної картини більше підходить опис голограми Френеля, дифракційна картина записується у вигляді:

$$U(u, v) = \frac{e^{jKz}}{j\lambda z} \cdot e^{j\frac{K}{2z}(u^2+v^2)} \cdot \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{j\frac{K}{2z}(x^2+y^2)} \cdot e^{j\frac{2\pi}{\lambda z}(ux+vy)} dx dy \quad (3.43)$$

Де $K = \frac{2\pi}{\lambda}$ – хвильове число.

При цьому інтеграл відповідає двовимірному Фур'є-перетворенню функції

$$f(x, y) \cdot e^{j\frac{K}{2z}(x^2+y^2)} \quad (3.44)$$

і, таким чином, дифракційна картина Френеля представляє Фур'є-перетворення, помножене на відповідний фазовий множник[46,60].

У випадку акустичної голограми показана можливість відтворення об'єкта, використовуючи лише фазову інформацію комплексних амплітуд $U(u,v)$. Фазове відтворення в значній мірі зберігає кореляцію між сигналами, із цього можливо зробити висновок про те, що "події" в зображенні і об'єкті – точки, лінії повинні зберігати своє місцеположення. Фаза в значній мірі відображає взаємне геометричне положення деталей в об'єкті і зображенні ніж амплітуда.

Наприклад, зміщення (в часі або просторі) сигналу не впливає на амплітуду перетворення Фур'є (Френеля), а впливає тільки на фазу, призводячи до появи лінійного фазового члена. Зменшення масштабу відтвореного Фур'є-перетворенням зображення також пов'язано з адекватним масштабуванням фази голограмного опису.

На користь ефективності фазової інформації при відтворенні сигналів зображень в системах дефектоскопії голографічного типу говорить і той факт, що амплітуди спектральних складових на високих частотах мають тенденцію до спаду, в той час як короткотривалі деталі об'єктів, зображень відображаються більш високими просторовими частотами, безпосередньо пов'язаними із зміною фазової інформації. В реальних умовах в системах медичної візуалізації та неруйнівного контролю матеріалів умови (3.38) означають значне обмеження на величину апертури апертури вимірювань, оскільки існують фізичні обмеження на величину Z - глибину зондування через значне загасання високочастотних сигналів при поширенні ультразвуку на великі глибини Z . Ці обмеження неприйнятні, тому що знижують поперечну роздільну здатність системи ехоскопії.

Дане протиріччя може бути вирішено в такий спосіб. Якщо вважати, що координати x_1, y_1 в площині S перетину звукового імпульсу є досить малими величинами в порівнянні з координатами x_0, y_0 і відстанню r_{01} , що виконується в реальних умовах, так як розміри майданчика $S \ll$ апертури вимірювань, координати

x_l, y_l можна апроксимувати центром майданчика S з постійним значенням (3.40). У цьому випадку значення в знаменнику (3.41) не залежить від значень x_l, y_l і може бути винесено за знак інтегрування в (3.41), (3.42). Виходячи з цього ж умови для, також можна винести за знак інтегрування і вираз (3.43) запишеться у вигляді[50]:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r_{01}} \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \cdot l^{jKr_{01}} \quad (3.45)$$

Запишемо значення r_{01} та $\text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01})$ в розгорнутому вигляді:

$$r_{01} = \sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \quad (3.46)$$

$$\text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) = \frac{z}{\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}} \quad (3.47)$$

З врахуванням (3.46) и (3.47) вираз (3.48) буде мати вид:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}} \cdot l^{jKr_{01}} \quad (3.48)$$

а вираз (3.49) прийме вид:

$$U(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{\sqrt{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)}} \iint_{-\infty}^{+\infty} l^{jKzr_{01}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (3.49)$$

У виразі (3.49) Z - відстань від площини S перетину звукового імпульсу до площини голограми, x_0, y_0 - координати приймально-випромінюючих елементів вимірювальної решітки. Величина $\frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2}$ характеризує затухання амплітуди ехосигналів при поширенні відбитої хвилі в досліджуваному середовищі і повинна бути врахована в пристроях тимчасового автоматичного регулювання посилення

приймально- випромінюючих трактів системи. Таким чином, знімаються обмеження параксіального випромінювання Френеля (3.49) на апертуру вимірювань x_0, y_0 .

Оскільки значення діафрагми вимірювань може бути досить великим, апроксимувати r_{01} в показнику підінтегральною експоненти вираження (3.50) Френель запропонував шляхом розкладання квадратного кореня в статеchnій ряд виду [13, 14].

$$\sqrt{1+b} = 1 + \frac{1}{2}b - \frac{1}{8}b^2 + \dots \quad (3.50)$$

Оскільки r_{01} в розгорнутому виді:

$$r_{01} = Z \sqrt{1 + \left(\frac{x_0 - x_1}{Z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{Z}\right)^2}$$

то b запишеться в вигляді

$$b = \left(\frac{x_0 - x_1}{Z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{Z}\right)^2 \quad (3.51)$$

Для випадку лінійної апертури вираз (3.51) прийме вид:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot l^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} l^{\frac{jk}{2z}(x_0 - x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (3.52)$$

Якщо в (3.52) обмежитись лінійним членом наближення, то вираз (3.53) прийме вид:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot l^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{jk}{l2z}(x_0 - x_1)^2 \cdot U(x_1) dx_1$$

Висновок до 3 розділу

Таким чином, в розділі 3 показано, що в якості математичної моделі звукової голограми неоднорідностей (дефектів) в сканованому об'ємі матеріалу може бути прийнятий дифракційний інтеграл Релея-Зоммерфельда, а також, що взаємно-однозначна відповідність голограмного опису і відновленого зображення дефектів сканованого середовища визначається парою одновимірних або двовимірних Френель-Фур'є перетворень.

Метод реконструкції діагностичних зображень середовища, полягає в наступному[60]:

а) декомпозиції досліджуваного середовища на елементарні об'єми, відповідні послідовним просторово-часовим положенням звукового імпульсу в звуковому промені;

б) реєстрації одновимірних фазових (амплітудно-фазових) звукових голограм відповідних елементарним об'ємам досліджуваного середовища (об'єкту);

в) реконструкції зображень (інтенсивності коливань сигналів) точок несодпорідностей на акустичній осі звукового променя по відповідним одновимірним голограмам елементарних об'ємів досліджуваного середовища і компонок одержаних зображень точок в растрову лінію зображення;

г) компоновка растрових ліній в акустичне зображення площинного перетину досліджуваного середовища.

ВИСНОВОК

Застосування засобів обчислювальної техніки практично в будь-яких системах і на всіх етапах обробки сигналів є перспективним напрямком УЗ- діагностики. Використання останніх досягнень електроніки дозволяє, з одного боку, підвищити роздільну здатність діагностичних УЗ-приладів, з іншого - зробити їх портативними, автоматизувати і спростити системи управління, а з часом і знизити собівартість. Все це буде сприяти ще більш широкому впровадженню нових методів УЗ-дослідження в практичну діагностику.

В дипломній роботі було освітлено основні завдання для обробки ультразвукових зображень. Обсяг вихідних даних дуже великий, цей обсяг може надходити з великою швидкістю та вимагати обробки в режимі реального часу. Звичайна людина не взмозі обробити таку кількість даних, тому єдиним виходом з виниклої ситуації є комп'ютерна обробка.

Було описано принципи обробки зображень. На якість зображення впливають багато чинників. Описано саме з якими труднощами зштовхуються при обробці зображень та проаналізовано як вирішити ці складнощі.

Метод дозволяє відтворювати в системі діагностичні зображення з високими характеристиками просторового і контрастного розрізнення. При цьому для відтворення не є обов'язковою вимога широкосмугової дискретної голограми, а кількість точок дискретизації апертури на порядок нижча, ніж при реалізації методів ОХФ і КФ.

Розроблений обчислювальний метод має високу чутливість до ехосигналів фокусованих точок на акустичній осі звукового променя в присутності сигналів перешкод ревербераційного типу, повністю маскують відновлюваний сигнал. Це досягається завдяки використанню фільтра Дольфа-Чебишева, який відфільтровує сигнали-перешкоди ревербераційного типу, нормальні перешкоди в приймачі ехосигналів і вторинні максимуми Фур'є-перетворення, які відображаються в

спектрі голограми більш високими просторовими частотами. Оскільки інформаційною моделлю точкового джерела в об'єктній площині на акустичній осі звукового променя в даному обчислювальному методі є просторова гармоніка нульової частоти, а не весь спектр просторових частот реєстрованої точкової голограми, то цей метод є економічним за кількістю вимірювально-обчислювальної апаратури. В обчислювальних методах інформаційною моделлю точкового джерела є просторовий спектр сигналу точкової звукової голограми. Якість виконання операції "стиснення" сигналу голограми визначається наявністю вищих просторових гармонік в спектрі голограми, тобто величиною вимірювальної апертури і інтервалом дискретизації, який повинен відповідати теоремі Котельникова. При цьому отримання при реконструкції прийнятної поперечної роздільної здатності приводить до малого інтервалу дискретизації апертури і, відповідно, до великої кількості приймачів на апертурі вимірювань в методі ОХФ становить число, в 6-7 разів більше порівняно з розробленим обчислювальним методом. Особливістю обчислювальних методів ОХФ і КФ є також низька завадостійкість, тому що поділ корисних сигналів на акустичній осі променя і сигналів-перешкод в обсязі звукового імпульсу є завданням досить проблематичним.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. URL: <http://pmc.com.ua/uk/ultrazvukova-diagnostyka-uzd>.
2. URL: <https://studfiles.net/preview/5280766/page:3/>.
3. URL: <http://imedic.kiev.ua/uk/statyi/uzi/1518-fizychni-pryntsypy-uzd-diahnostyky>.
4. URL: <https://moodle.tdmu.edu.ua/login/index.php>.
5. URL: http://sernam.ru/book_ot.php?id=3.
6. URL:
http://intranet.tdmu.edu.ua/data/kafedra/internal/informatika/lectures_stud/uk/pharm/tpkz/ptn/URL:
7. https://moodle.tdmu.edu.ua/pluginfile.php/130957/mod_resource/content/1/
8. URL:
https://moodle.tdmu.edu.ua/pluginfile.php/66863/mod_folder/content/0/05.3
9. URL: http://moodle.tdmu.edu.ua/pluginfile.php/93871/mod_folder/content/0
10. URL: <http://ultrasonography.ub.ua/analitic/26054-ultrazvukovi-doslidennya-perevagi-i-nedoliki.html>.
11. Aubrey J.-F. et al. Experimental demonstration of noninvasive transskull adaptive focusing based on prior computed tomography scans, J. Acoust. Soc. Am. 113(1), 2003.
12. Миллер Т. Managed Direct X 9 с управляемым кодом. Программирование игр и графика / Т. Миллер. – М. : КомБук, 2005. – 400 с.
13. Морозов А. В. Развитие методов акустической голографии и лазерной виброметрии для исследования колебаний ультразвуковых излучателей в жидкостях : дис. ... канд. физ.-мат. наук : спец. 01.04.06 / Андрей Викторович Морозов ; Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова. – М., 2006. – 123 с.

14. Лэй Э. Цифровая обработка сигналов для инженеров и технических специалистов / Э. Лэй. – М. : Группа ИДТ, 2007. – 336 с.
15. Кравченко В. Ф. Цифровая обработка сигналов и изображений / В. Ф. Кравченко. – М. : Физматлит, 2007. – 552 с.
16. Огир А. С. Система ультразвуковой диагностики с использованием фазовой информации отраженного звукового поля / А. С. Огир, В. В. Тарапата, Е. А. Огир, А. А. Чемерис // Электронное моделирование. – 2016. – № 1. – С. 63 – 72.