

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ
ІНСТИТУТ ПРОБЛЕМ МОДЕЛЮВАННЯ В ЕНЕРГЕТИЦІ
ІМ. Г.Є. ПУХОВА

Кваліфікаційна наукова
праця на правах
рукопису

ОГІР ОЛЕНА ОЛЕКСАНДРІВНА

УДК 620.179

ДИСЕРТАЦІЯ

**МЕТОД ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ РЕКОНСТРУКЦІЇ ДІАГНОСТИЧНИХ
ЗОБРАЖЕНЬ НА ОСНОВІ ІНТЕГРАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЕНЬ**

Спеціальність 01.05.02 – математичне моделювання та
обчислювальні методи

Галузь знань – інформаційні технології

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело



О.О. Огір

Науковий керівник

Мохор Володимир Володимирович,
чл.-кор. НАН України,
доктор технічних наук, професор

Київ – 2020

АНОТАЦІЯ

Огір О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 «Математичне моделювання та обчислювальні методи» – Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова Національної академії наук України, Київ, 2020.

Зміст анотації. В дисертаційній роботі вирішується актуальна науково-прикладна задача підвищення якості діагностичних зображень, як графічних моделей, сформованих за результатами ультразвукових досліджень. Запропоновані в роботі метод та алгоритмічно-програмний комплекс забезпечили стійкість до похибок вимірювань та обчислень при виконанні умови обробки інформації в темпі поточного часу, дали змогу отримати 6-кратне підвищення просторового розрізнення у порівнянні з існуючими системами діагностичної візуалізації зарубіжного виробництва середнього класу.

Проведений аналіз результатів існуючих досліджень показав, що поперше, незважаючи на широке застосування у вітчизняній і іноземній спеціальній, науковій літературі словосполучень «діагностична візуалізація» і «діагностичне зображення» (включно з їх іншомовними відповідностями) формального визначення їх сутності досі не існує, що не дає можливості формалізувати вимоги як до самого процесу діагностичної візуалізації, так і до діагностичного зображення, як результату цього процесу. По-друге, на даний час фокусування зображення в процесі діагностичної візуалізації здійснюється на основі трансверсальної фільтрації, для якої характерними є а) методична похибка апроксимації фазових даних за методом Френеля, що виникає внаслідок апроксимації реальних сферичних хвиль відповідними параболічними наближеннями; б) неможливість врахування похибки початкових фаз сигналів, що обумовлені флуктуаціями ультразвукового

сигналу при його поширенні. Означені недоліки ускладнюють можливість отримання і подальшого візуального аналізу та інструментального контролю зображень внутрішньої структури досліджуваних об'єктів та структур. В УЗ діагностиці для формування звукової голограми вимір амплітудно-фазових просторових спектрів здійснюється лінійними (одновимірними) або двовимірними ґратами з лінійними детекторами синхронного детектування в вузлах решітки. При цьому опорну хвилю можна імітувати, або взагалі відмовитися від неї завдяки тому, що в акустиці можна вимірювати миттєві значення амплітуди і фази в межах одного періоду коливання звукової хвилі. Послідовне вимірювання в вузлах решітки амплітуди і фази можна здійснювати в моменти часу, які визначаються реперними точками сигналу основною несучою частоти зондуючого сигналу, при цьому повинна бути забезпечена квазістаціонарним вимірювань: різниця ходу променів від будь-якої точки об'єктної площини до крайніх точок вимірювальної апертури повинна бути менше довжини зондуючого імпульсу.

Таким чином, процес ідентифікації діагностичних зображень складається з сукупності таких макро-операцій: фізичних процесів зондування і вимірювання амплітудно-фазових (фазових) параметрів звукового поля; комп'ютерних обчислювальних процесів обробки фазових одновимірних або двовимірних масивів інформації з метою фільтрації від сигналів-завад; комп'ютерних обчислювальних процедур реконструкції діагностичних зображень по їх голограмним описами.

В дисертаційному дослідженні увага сконцентрована на певному сегменті ідентифікації у вузькому розумінні – підвищенні якості моделі, де показником якості буде визначено розрізнявальну здатність діагностичного зображення. При цьому в контексті теорії ідентифікації відомими будуть вважатися вхідні і вихідні сигнали ультразвукового дослідження, а також загальний вид моделі аномалії, а невідомим залишається алгоритм ідентифікації. Варто зазначити, що досить складно забезпечити необхідний рівень адекватності інформації, реєстрованої з різних, послідовних точок

синтезованої апертури для всіх точок аномалії, розташованої в сканованому шарі матеріалу. Теоретично, зондування повинно здійснюватися плоскою хвилею для всіх точок аномалії з синхронізацією процесу опромінення аномалії з різних точок синтезованої апертури. Виходячи з вищенаведеного, була поставлена мета роботи – підвищення якості реконструкції діагностичних зображень, що вирішує науково-технічну задачу УЗ візуалізації дефектів при неруйнівному контролі неоднорідних матеріалів та середовищ та в медичній діагностиці.

Наукова новизна роботи. Вперше дано формальне визначення поняття «діагностичне зображення», як моделі в контексті задачі ідентифікації, що відкриває можливість застосовувати відомі підходи теорії ідентифікації для формулювання і розв'язання задачі підвищення якості реконструкції діагностичних зображень.

На основі проведеного аналізу існуючих методів, технологій, систем і засобів реконструкції діагностичних зображень, визначено роздільну здатність діагностичних зображень як ключовий фактор якості діагностичного зображення, а критерієм якості реконструйованого сигналу визначено відносну похибку, що в свою чергу дало можливість визначити вимоги для розробки методу реконструкції діагностичних зображень.

В роботі показано, що важливими факторами, які впливають на якість реконструкції діагностичних зображень, зокрема є: флуктуації тривалості та амплітуди сумарного сигналу, які визначаються зміненням форми фронтів сигналів при розповсюдженні в досліджуваному середовищі та завади ревербераційної і нормальної природи. Тож, запропоновано відносну похибку реконструйованого ехоімпульсу використовувати як критерій якості реконструкції діагностичних зображень, і виходячи з усього вищенаведеного, будемо вважати, що метод реконструкції діагностичних зображень є ефективними, якщо він забезпечує відповідність таким якісним вимогам:

- сталість до похибок вимірювання і чутливість до сигналів сфокусованих точок при наявності завад різної природи;

- можливість 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.

Спираючись на визначені критерії якості реконструкції діагностичних зображень вперше запропоновано обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень, що складається з певної послідовності математичних перетворень, зокрема, використана обрана та доведена ефективність застосування процедури фільтрації (chebwin) від впливу завад ревербераційної та нормальної природи. Розроблено алгоритм реконструкції діагностичних зображень, розглянуті варіанти реалізації всіх ділянок алгоритму, оцінені сучасні апаратні та програмні засоби, обрано варіант реалізації, яким є рішення з застосуванням програмованих логічних інтегральних схем, використання яких дає можливість виконання умови обробки інформації в темпі поточного часу. Запропоновано імітаційний комплекс дослідження розрізнювальної здатності діагностичних зображень аномалій матеріалів та середовищ, результати імітаційних досліджень підтвердили високу ефективність застосування розробленого методу підвищення якості реконструкції діагностичних зображень у порівнянні з існуючими зразками зарубіжного виробництва середнього класу.

В результаті досліджень вирішуються практичні задачі, а саме задачі підвищення надійності і збільшення ресурсу енергетичного устаткування можуть бути вирішені з створенням нових сучасних засобів УЗ діагностики матеріалів, для цього необхідно одержати повноцінну і адекватну візуальну інформацію про розміри, форму та місцезположення неоднорідностей в матеріалах енергетичних об'єктів, об'єктів будівництва та новоутворень в медичній діагностиці.

Запропоновані метод і алгоритмічно-програмний комплекс реалізовано в системі обробки зображень та оцінки аномалій в рамках виконання науково-

дослідної роботи в ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова «Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці» (шифр КОМПАС-Д номер держреєстрації 0114U007366), 2015-2019 рр., заявлено патентом та впроваджено в роботу в медичній та будівельній сфері.

Ключові слова: діагностичні зображення, реконструкція, просторове і контрастне розрізнення, інтегральні перетворення, цифрова фільтрація, дефекти матеріалів та середовищ.

Список публікацій здобувача

1. Огир А.С. О голографической системе визуализации медицинского назначения / Тарапата В.В., Огир Е.А. – Сборник научных трудов ИПМЭ НАНУ. – Інформаційні технології. – вип. 37, 2006, С. 3-6.

2. Евдокимов В.Ф. Возможности и перспективы компьютерной обработки диагностических томографических изображений Огир А.С., Огир Е.А., Макомела Н.М., Синицкий С.И. // Электронное моделирование – 2006. – Т. 28, № 5. – С. 87-94.

3. Огир Е.А. О компьютерной обработке томографических диагностических изображений // Збірник наукових праць ІПМЕ Інформаційні технології. – 2006 – вип. 32, с. 36-41.

4. Огир А.С. Новая информационная технология формирования голограммных акустических изображений высокого разрешения в системах ультразвуковой визуализации медицинского назначения / Тарапата В.В., Огир Е.А // Электронное моделирование – 2014. – Т. 36, № 1. – С. 49-57.

5. Огир А.С. Система ультразвуковой диагностики с использованием фазовой информации отраженного звукового поля / Тарапата В.В., Огир Е.А, Чемерис А.А. //Электронное моделирование, 2016. – Т 38, № 1. – С. 63-72.

6. Огир А. С. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности / Огир Е.А. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности // Электронное моделирование. – 2017. – Т. 39, № 3. – С. 105-117.

7. Євдокимов В.Ф. Дослідження характеристик якості УЗ зображень та алгоритмів їх обробки. / Огір О.С., Огір О.О. // Моделювання та інформаційні технології – 2017. – Вип. 80. С. 3-11.
8. Огир А. С. Обработка и вывод изображений дефектов объектов и сред с помощью графических адаптеров / Душеба В.В., Огир Е.А. // Моделювання та інформаційні технології. – 2017. – Вип. 81. – С. 77-85.
9. Євдокимов В.Ф. Методы формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии / Огир Е.А., Душеба В.В. // Моделювання та інформаційні технології – 2018. С. 3-11.
10. Огір О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень.// Электронное моделирование – 2019. Т.41, №4 – С. 35-47
11. Тарапата В.В., Огир Е.А. Дискретные математические модели и алгоритмы формирования акустических изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии. XXVI Науково-технічна конференція „Моделювання”, Київ, ІПМЕ, 12-13 січня 2007, С. 45.
12. Огір О.О. Використання штучного інтелекту при обробці діагностичних зображень медичного призначення // Збірник тез науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів. ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ, 16 травня 2018, С. 22.
13. Огір О.О. Система повышения пространственного и контрастного разрешения диагностических изображений разного типа. // Збірник тез наукової конференції «Моделювання-2018» ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ, 12-14 вересня 2018, С. 211.
14. Огір О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень // Збірник тез науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів. ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ, 15 травня 2019. С. 30.

АННОТАЦИЯ

Огир Е.А. Метод повышения качества реконструкции диагностических изображений на основе интегральных преобразований. - Квалификационный научный труд на правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 01.05.02 - Математическое моделирование и вычислительные методы. - Институт проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины, Киев, 2020.

Содержание аннотации. В диссертационной работе решается актуальная научно-прикладная задача повышения качества диагностических изображений, как графических моделей, сформированных по результатам ультразвуковых исследований. Предложенные в работе метод и алгоритмически-программный комплекс обеспечили устойчивость к ошибкам измерений и вычислений при выполнении условия обработки информации в темпе текущего времени, позволили получить 6-кратное повышение пространственного разрешения по сравнению с существующими системами диагностической визуализации зарубежного производства среднего класса.

Проведенный анализ результатов существующих исследований показал, что, во-первых, несмотря на широкое применение в отечественной и иностранной специальной, научной литературе словосочетаний «диагностическая визуализация» и «диагностическое изображение» формального определения их сущности до сих пор не существует, что не дает возможности формализовать требования как к самому процессу диагностической визуализации, так и к диагностическому изображению, как результата этого процесса. Во-вторых, в настоящее время фокусировки изображения в процессе диагностической визуализации осуществляется на основе трансверсальной фильтрации, для которой характерны: а) методическая погрешность аппроксимации фазовых данных по методу Френеля, возникающее в результате аппроксимации реальных сферических

волн соответствующими параболическими приближениями; б) невозможность учета погрешности начальных фаз сигналов, обусловленных флуктуациями ультразвукового сигнала при его распространении. Указанные недостатки затрудняют возможность получения и дальнейшего визуального анализа и инструментального контроля изображений внутренней структуры исследуемых объектов и структур. В УЗ диагностике для формирования звуковой голограммы измерение амплитудно-фазовых пространственных спектров осуществляется линейными (одномерными) или двумерными решеткой с линейными детекторами синхронного детектирования в узлах решетки. При этом опорную волну можно имитировать, или вообще отказаться от нее благодаря тому, что в акустике можно измерять мгновенные значения амплитуды и фазы в пределах одного периода колебания звуковой волны. Последовательное измерение в узлах решетки амплитуды и фазы можно осуществлять в моменты времени, определяемые реперными точками сигнала основной несущей частоты зондирующего сигнала, при этом должна быть обеспечена квазистационарность измерений: разность хода лучей от любой точки объектной плоскости в крайних точках измерительной апертуры должна быть меньше длины зондирующего импульса.

Таким образом, процесс идентификации диагностических изображений состоит из совокупности таких макро-операций: физических процессов зондирования и измерения амплитудно-фазовых (фазовых) параметров звукового поля; компьютерных вычислительных процессов обработки фазовых одномерных или двумерных массивов информации с целью фильтрации от сигналов-помех; компьютерных вычислительных процедур реконструкции диагностических изображений по их голограммным описаниям.

В диссертационном исследовании внимание сконцентрировано на определенном сегменте идентификации в узком смысле - повышении качества модели, где показателем качества будут определены разрешающую способность диагностического изображения. При этом, в контексте теории

идентификации известными будут считаться входные и выходные сигналы ультразвукового исследования, а также общий вид модели аномалии, а неизвестным остается алгоритм идентификации. Стоит отметить, что достаточно сложно обеспечить необходимый уровень адекватности информации, регистрируемой с различных, последовательных точек синтезированной апертуры для всех точек аномалии, расположенной в отсканированном слое материала. Теоретически, зондирование должно осуществляться плоской волной для всех точек аномалии с синхронизацией процесса облучения аномалии с разных точек синтезированной апертуры. Исходя из вышеприведенного, была поставлена цель работы - повышение качества реконструкции диагностических изображений, решает научно-техническую задачу УЗ визуализации дефектов при неразрушающем контроле неоднородных материалов и сред и в медицинской диагностике.

Научная новизна работы. Впервые дано формальное определение понятия «диагностическое изображение», как модели в контексте задачи идентификации, открывает возможность применять известные подходы теории идентификации для формулирования и решения задачи повышения качества реконструкции диагностических изображений.

На основе проведенного анализа существующих методов, технологий, систем и средств реконструкции диагностических изображений, определены разрешение диагностических изображений как ключевой фактор качества диагностического изображения, а критерием качества реконструированного сигнала определены относительную погрешность, что в свою очередь дало возможность определить требования для разработки метода реконструкции диагностических изображений.

В работе показано, что важными факторами, влияющими на качество реконструкции диагностических изображений, в частности: флуктуации длительности и амплитуды суммарного сигнала, которые определяются изменением формы фронтов сигналов при распространении в исследуемой среде и помехи реверберационной и нормальной природы. Поэтому,

предложено относительную погрешность реконструированного эхоимпульса использовать как критерий качества реконструкции диагностических изображений, и исходя из всего вышесказанного, будем считать, что метод реконструкции диагностических изображений являются эффективными, если он обеспечивает соответствие таким качественным требованиям:

- стойкость к погрешностям измерений и чувствительность к сигналам сфокусированных точек при наличии помех различной природы;

- возможность повышения пространственного и контрастного разрешения при воспроизведении точек объекта в диагностическом изображении;

- возможность фильтрации от влияния помех реверберационного и нормального типа;

- возможность обработки информации в темпе текущего времени.

Опираясь на определенные критерии качества реконструкции диагностических изображений впервые предложено вычислительный метод реконструкции диагностических изображений, состоящий из определенной последовательности математических преобразований, в частности, использована выбрана и доказана эффективность применения процедуры фильтрации (chebwin) от воздействия помех реверберационной и нормальной природы. Разработан алгоритм реконструкции диагностических изображений, рассмотрены варианты реализации всех участков алгоритма, оценены современные аппаратные и программные средства, выбран вариант реализации, которым является решение с применением программируемых логических интегральных схем, использование которых дает возможность выполнения условия обработки информации в темпе текущего времени.

Предложен имитационный комплекс исследования различительной способности диагностических изображений аномалий материалов и сред, результаты имитационных исследований подтвердили высокую эффективность применения разработанного метода повышения качества

реконструкции диагностических изображений по сравнению с существующими образцами зарубежного производства среднего класса.

В результате исследований решаются практические задачи, а именно задачи повышения надежности и увеличения ресурса энергетического оборудования могут быть решены с созданием новых современных средств УЗ диагностики материалов, для этого необходимо получить полноценную и адекватную визуальную информацию о размерах, форме и местоположении неоднородностей в материалах энергетических объектов, объектов строительства и новообразований/аномалий в медицинской диагностике.

Предложенные метод и алгоритмически-программный комплекс реализованы в системе обработки изображений и оценки аномалий в рамках выполнения научно-исследовательской работы в ИПМЭ им. Е. Пухова «Разработка и исследование систем эффективной обработки информации в режиме реального времени для решения задач моделирования и диагностики в энергетике» (шифр КОМПАС-Д номер госрегистрации 0114U007366), 2015-2019 гг., Заявлено патентом и внедрены в работу в медицинской и строительной сфере.

Ключевые слова: диагностические изображения, реконструкция, пространственное и контрастное разрешение, интегральные преобразования, цифровая фильтрация, дефекты материалов и сред.

ABSTRACT

E. Ogir The method of improving the quality of reconstruction of diagnostic images based on integral transformations. - As the manuscript.

Dissertation for candidate's degree in technical science by speciality 01.05.02 - mathematical modeling and computing methods. – Pukhov Institute for Modelling in Energy Engineering, National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv, 2020.

Annotation content. The aim of this work is to improve the quality of the reconstruction of diagnostic images, which solves the scientific and technical tasks of ultrasonic imaging of defects with non-destructive testing of heterogeneous materials and environments and in medical diagnostics.

In work is proposed to determine that the diagnostic image is a graphical (two-dimensional or three-dimensional) model of anomalies of the studied object or environment, for which the formulation and solution of the identification problem can be performed. Accordingly, diagnostic visualization is a process of constructing such a model, and this process itself has the well-established name "diagnostic image reconstruction". The process is described in the context of research facilities and environments ultrasonic wave radiation in the object under study (or medium), followed by receiving and processing the reflected vibrations to determine the presence of anomalies, falls within the definition of the identification in a wide sense (structural identification), or size, position, depth, etc., falls under the definition of identification in the narrow sense (parametric identification). In the dissertation research, attention is focused on a certain segment of identification in the narrow sense - improving the quality of the model, where the quality indicator will determine the resolution of the diagnostic image. At the same time, in the context of identification theory, the input and output signals of ultrasound examination, as well as the general view of the anomaly model, will be considered known, while the identification algorithm remains unknown.

Thus, the process of identification of diagnostic images consists of a set of such macro-operations: physical processes of sounding and measurement of amplitude-phase (phase) parameters of the sound field; computer computing processes for processing phase one-dimensional or two-dimensional data arrays in order to filter from interference signals; computerized computational procedures for reconstructing diagnostic images from their holographic descriptions.

In the dissertation research, attention is focused on a certain segment of identification in a narrow sense - improving the quality of the model, where the resolution of the diagnostic image will be determined by the quality indicator. At the

same time, in the context of identification theory, the input and output signals of ultrasound examination, as well as the general view of the anomaly model, will be considered known, while the identification algorithm remains unknown.

Thus, the work for the first time gives a formal definition of the concept of "diagnostic image" as a model in the context of the identification problem, opens up the possibility of applying the well-known approaches of identification theory to formulate and solve the problem of improving the quality of reconstruction of diagnostic images.

Based on the analysis of existing methods, technologies, systems and tools for reconstructing diagnostic images, the resolution of diagnostic images was determined as a key factor in the quality of the diagnostic image, and the criterion for the quality of the reconstructed signal was determined by the relative error, which in turn made it possible to determine the requirements for developing a method for reconstructing diagnostic images. It should be noted that it is rather difficult to ensure the required level of adequacy of information recorded from different, sequential points of the synthesized aperture for all points of the anomaly located in the scanned layer of the material. Theoretically, sounding should be carried out by a plane wave for all points of the anomaly with synchronization of the irradiation of the anomaly from different points of the synthesized aperture. Based on the above, the goal of the work was to improve the quality of reconstruction of diagnostic images, to solve the scientific and technical problem of ultrasonic visualization of defects in non-destructive testing of inhomogeneous materials and media and in medical diagnostics.

The work shows that important factors affecting the quality of reconstruction of diagnostic images, in particular: fluctuations in the duration and amplitude of the total signal, which are determined by the change in the shape of the signal fronts during propagation in the medium under study, and interference of a reverberation and normal nature. Therefore, it is proposed to use the relative error of the reconstructed echo pulse as a criterion for the quality of reconstruction of diagnostic

images, and based on the above, we will assume that the method of reconstructing diagnostic images is effective if it meets the following quality requirements:

- resistance to measurement errors and sensitivity to signals of focused points in the presence of interference of various nature;
- the possibility of increasing the spatial and contrast resolution when reproducing the points of the object in the diagnostic image;
- the ability to filter from the influence of reverberation and normal noise;
- the ability to process information at the pace of the current time.

Based on certain criteria for the quality of reconstruction of diagnostic images, for the first time, a computational method for reconstructing diagnostic images was proposed, consisting of a certain sequence of mathematical transformations, in particular, the effectiveness of the filtering procedure (chebwin) from the effects of reverberation and normal noise was used and proved.

An algorithm for reconstructing diagnostic images was developed, options for the implementation of all sections of the algorithm were considered, modern hardware and software were evaluated, an implementation option was chosen, which is a solution using programmable logic integrated circuits, the use of which makes it possible to fulfill the conditions for information processing at the rate of the current time.

A simulation complex for studying the distinctiveness of diagnostic images of anomalies of materials and environments was proposed, the results of simulation studies confirmed the high efficiency of using the developed method for improving the quality of reconstruction of diagnostic images in comparison with existing samples of foreign production of the middle class.

As a result of the research, practical tasks are being solved, namely, the tasks of increasing the reliability and increasing the resource of power equipment can be solved with the creation of new modern means of ultrasonic diagnostics of materials, for this it is necessary to obtain complete and adequate visual information about the size, shape and location of inhomogeneities in the materials of power objects, construction objects and neoplasms / anomalies in medical diagnostics.

The proposed method and algorithmic-software complex are implemented in the image processing and anomaly assessment system as part of the research work at the PMEE "Development and research of systems for efficient processing of information in real time for solving problems of modeling and diagnostics in the energy sector" (code KOMPAS-D, registration number 0114U007366), 2015-2019, Pending a patent and implemented in work in medical and construction sphere.

Keywords: diagnostic images, reconstruction, spatial and contrast resolution, integral transformations, digital filtering, defects in materials and media.

ЗМІСТ

Анотація.....	2
Вступ.....	19
Розділ 1. Аналіз тенденцій розвитку методів і систем діагностичної візуалізації.....	28
1.1. Принципи діагностичної візуалізації та визначення емпіричного формулювання поняття «Діагностичного зображення» об’єкта або середовища.....	28
1.2. Задача ідентифікації ультразвукових зображень в існуючих системах, фактори, що впливають на якість та точність реконструкції зображень.....	31
1.3. Світовий рівень досліджень методів формування та реконструкції діагностичних зображень.....	36
1.4. Дослідження процесу ідентифікації ультразвукових діагностичних зображень.....	39
Розділ 2. Обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень з високим розрізненням	49
2.1. Математична задача одержання УЗ діагностичного зображення як реконструкція по реєстрованому набору сигналів.....	49
2.2. Визначення критеріїв (інформаційних показників) якості реконструкції УЗ діагностичних зображень.....	51
2.3. Визначення процедури цифрової фільтрації сигналів-завад ревербераційної та флуктуаційної природи при реконструкції діагностичних зображень.	54
2.4. Обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень з високим розрізненням з використанням обраної процедури фільтрації.....	60
Розділ 3. Розробка структурної та алгоритмічно-програмної організації реконструкції діагностичних зображень на основі запропонованого методу.....	79
3.1. Реконструкція діагностичних зображень на основі обчислювальних процедур спеціального виду	79

3.2.	Комп'ютерне моделювання процесу реконструкції діагностичних зображень.....	88
3.3.	Реконструкція діагностичних зображень при використанні процедури фільтрації.....	99
3.4.	Визначення щільність розподілу в просторі при використанні принципу обробки вихідної інформації у вигляді амплітудно-фазової інформації.....	104
Розділ 4. Система обробки зображень та оцінки дефектів (неоднорідностей). Реалізація запропонованого методу підвищення якості реконструкції діагностичних зображень.....		110
4.1.	Система аналізу і обробки діагностичних зображень з мало-контрастними об'єктами.....	110
4.2.	Дослідження характеристик зображень дефектів в процесі імітаційного (комп'ютерного) дослідження.....	112
4.3.	Вирішення задачі знаходження і класифікації по контрастності дискретних розсіювачів.....	132
4.4.	Інтерфейс і управління алгоритмічно-програмного комплексу імітаційного дослідження розрізнявальної здатності.....	135
Висновки по роботі.....		147
Список використаної літератури.....		150
Додатки. Акти впровадження.....		160

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. Використання комп'ютерних цифрових моделей фізичних голограм має властиві тільки їм особливості - можливість застосування алгоритмічної обробки на всіх стадіях формування звукової голограми та реконструкцію голограмних зображень[11,12].

Однак в даний час практично відсутній системний аналіз процесів реєстрації звукової голограми, формування її дискретної математичної моделі, а також ефективні комп'ютерні методи реконструкції діагностичних зображень з високим просторовим і контрастним розрізненням.

Актуальність теми.

Ультразвукова дефектоскопія та ультразвукова діагностика є потужними технологіями, що дають можливість проведення неруйнівних (неінвазивних) досліджень з метою виявлення і діагностування аномалій для передбачення і попередження розвитку шкідливих процесів і небезпечних подій, пов'язаних з такими аномаліями. Ці технології знаходять широке застосування не лише в медицині, а й в багатьох технічних галузях, таких як,

зокрема, енергетичне машинобудування, авіапромисловість, суднобудування, трубопровідний транспорт, промислове будівництво, та інше.

Завданнями ультразвукової дефектоскопії і ультразвукової діагностики є не лише виявлення дефектів (аномалій), але й визначення їх еквівалентних розмірів, форм, видів, глибин залягання, тощо. Розв'язання цих завдань здійснюється на підставі візуального аналізу і вимірювального контролю так званого діагностичного зображення (Diagnostic Image), яке ми можемо інтерпретувати, як відповідну модель, ідентифікація якої є обов'язковим етапом будь яких методологій та технологій діагностики. Зважаючи на те, що апіорна інформація про аномалії зазвичай відсутня, формування діагностичних зображень, як моделей цих аномалій, відносяться до класу задач ідентифікації в широкому розумінні, а подальше уточнення значень сформованої моделі – до задач ідентифікації у вузькому розумінні. Тож питання підвищення якості діагностичних зображень можуть бути віднесені до задач ідентифікації у вузькому розумінні.

З практичного досвіду відомо, що на якість діагностичної візуалізації впливають багато методологічних, технологічних і технічних чинників. Зокрема і наприклад, в дефектоскопії відома апроксимаційна модель дифракційного інтеграла, т.зв. модель параксіального наближення Френеля, згідно з якою об'єкт є віддаленим від площини голограми на відносно велику відстань, водночас достовірна інтерпретація зображень тісно пов'язана з якістю представлення досить дрібних неспотворених деталей. Тож, обробка зображень є багатоплановим завданням, яке включає вирішення задач фільтрації шумів, геометричної корекції, градаційної корекції, посилення локальних контрастів, різкості, відновлення зображень тощо. Однак рівень якості зображень на сьогодні все ще не задовольняє потреб практики за декількома параметрами – низька якість просторового та контрастного розрізнення аномалій на фоні нормального стану, а також присутність значної кількості завад різної природи, що спотворюють вихідне зображення.

За кордоном дослідженнями і розробками технологій діагностичної візуалізації займаються концерни Acuson (USA) General Electric (США); Toshiba, Hitachi, Aloka (Японія); Philips (Нідерланди); Siemens (Німеччина); Esaote (Італія) та інші). Приклади побудови та використання систем дефектоскопії для контролю енергетичного обладнання на підприємствах енергетики та паливної промисловості, теплових та атомних станціях відомі в Швеції, США, Великій Британії та Росії («Раскан», Санкт-Петербург).

В Україні дослідженнями проблем неруйнівного контролю (НК) і неінвазивного діагностування займаються багато наукових установ і організації, зокрема, це Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона (Київ), Інститут кібернетики ім. В.М.Глушкова (Київ), Інститут проблем машинобудування ім. А.М.Підгорного (Харків), Фіз.-мех. ін-т ім. Г. В. Карпенка (Львів), Національний авіаційний університет, Харківський університет Повітряних Сил ім. Івана Кожедуба, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут". Серед науковців, які внесли свій значний вклад в дослідження проблем діагностичної візуалізації, мають бути згадані, зокрема, С.В. Абламейко, В.П. Бадалян, Е.С. Базулін, А.К. Вopilкін, Р. Гонсалес, А.Г. Коробейніков, В.П. Малайчук, О.С. Огір, О.С. Прикладовський, У. Претт та інші.

Водночас, проведений аналіз результатів існуючих досліджень показав, що по-перше, незважаючи на широке застосування у вітчизняній і іноземній спеціальній, науковій літературі словосполучень «діагностична візуалізація» і «діагностичне зображення» (включно з їх іншомовними відповідностями) формального визначення їх сутності досі не існує, що не дає можливості формалізувати вимоги як до самого процесу діагностичної візуалізації, так і до діагностичного зображення, як результату цього процесу. По-друге, на даний час фокусування зображення в процесі діагностичної візуалізації здійснюється на основі трансверсальної фільтрації, для якої характерними є а) методична похибка апроксимації фазових даних за методом Френеля, що виникає

внаслідок апроксимації реальних сферичних хвиль відповідними параболічними наближеннями; б) неможливість врахування похибки початкових фаз сигналів, що обумовлені флуктуаціями ультразвукового сигналу при його поширенні. Означені недоліки ускладнюють можливість отримання і подальшого візуального аналізу та інструментального контролю зображень внутрішньої структури досліджуваних об'єктів та структур.

Таким чином, актуальним науковим завданням, що потребує вирішення, є розвиток методів математичного моделювання задля підвищення якості діагностичних зображень, як графічних моделей, сформованих за результатами ультразвукових досліджень.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Теоретичні і практичні результати дисертаційної роботи були використані при виконанні науково-дослідних робіт:

1. Розробка і дослідження голографічної системи ультразвукового контролю матеріалів, середовищ і об'єктів з високим просторовим і контрастним розрізненням», виконану відповідно договору № 2-3-2006 комплексної програми «Науково-технічні проблеми інтеграції енергетичної системи України в Європейську енергетичну систему», «Інтеграція» 2006-2008 рр.

2. Розробка та дослідження комп'ютерної системи відтворення акустичних зображень внутрішньої структури матеріалів та середовищ (шифр «Ехосканер» - номер держреєстрації 0109U008402), 2010-2014 рр.

3. Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці (шифр КОМПАС-Д номер держреєстрації 0114U007366), 2015-2019 рр.

Мета і завдання досліджень. Метою даної роботи є підвищення якості діагностичних зображень аномалій в середовищах і матеріалах на основі удосконалення процесу діагностичної візуалізації результатів ультразвукових досліджень.

Для досягнення зазначеної мети були поставлені та вирішені наступні часткові завдання:

1. Провести аналіз підходів до формування діагностичних зображень в існуючих методиках, технологіях, системах і засобах ультразвукових досліджень; сформулювати визначення понять «діагностичне зображення» і «діагностична візуалізація»; виявити фактори, що впливають на якість реконструкції діагностичних зображень.
2. Визначити критерій якості реконструкції діагностичних зображень, на основі якого сформулювати перелік вимог до обчислювального методу реконструкції діагностичних зображень.
3. Визначити процедуру фільтрації, яка відповідає визначеним вимогам.
4. Розробити обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень, що підвищує їх якість у порівнянні з існуючими методами в технологіях аналогічних класів.
5. Розробити алгоритм реалізації запропонованого методу підвищення якості реконструкції діагностичних зображень.
6. Провести верифікацію отриманих результатів.

Об'єктом дослідження є процес діагностичної візуалізації аномалій в матеріалах і середовищах.

Предметом дослідження є методи формування та реконструкції діагностичних зображень аномалій при неруйнівному контролі неоднорідних матеріалів та середовищ.

Методи дослідження: математичне моделювання, методи спектрального аналізу і цифрової обробки сигналів, зокрема алгоритми цифрової фільтрації. Для комп'ютерного моделювання використано середовище пакета "MATLAB".

Наукова новизна отриманих результатів полягає в наступному:

1. Вперше дано формальне визначення поняття «діагностичне зображення», як моделі в контексті задачі ідентифікації, що відкриває можливість застосовувати відомі підходи теорії ідентифікації для формулювання і розв'язання задачі підвищення якості реконструкції діагностичних зображень.
2. На основі проведеного аналізу існуючих методів, технологій, систем і засобів реконструкції діагностичних зображень, визначено роздільну здатність діагностичних зображень як ключовий фактор якості діагностичного зображення, а критерієм якості реконструйованого сигналу визначено відносну похибку, що в свою чергу дало можливість визначити вимоги для розробки методу реконструкції діагностичних зображень.
3. Вперше запропоновано метод реконструкції діагностичних зображень, в якому для усунення завад ревербераційної та нормальної природи вперше застосовано процедури фільтрації chebwin, що забезпечило стійкість до похибок вимірювань та обчислень та 6-кратне підвищення просторового розрізнення.
4. Розроблено алгоритм реконструкції діагностичних зображень, розглянуті варіанти реалізації всіх ділянок алгоритму, оцінені сучасні апаратні та програмні засоби, обрано варіант реалізації, яким є рішення з застосуванням програмованих логічних інтегральних схем, використання яких дає можливість виконання умови обробки інформації в темпі поточного часу.

5. Запропоновано імітаційний комплекс дослідження розрізняювальної здатності діагностичних зображень аномалій матеріалів та середовищ.

Практичне значення отриманих результатів.

1. Розроблено програмний засіб реконструкції та виводу діагностичних зображень, в якому за рахунок застосування запропонованих рішень забезпечено можливість визначення параметрів діагностичних зображень, які забезпечують підвищення їх діагностичної цінності:
 - в медичній діагностиці для виявлення низько-контрастних новоутворень початкової стадії розвитку;
 - в задачах неруйнівного контролю для виявлення дрібних аномалій матеріалів та середовищ.
2. Запропоновані метод і алгоритм реалізовано в системі обробки зображень та оцінки аномалій в рамках виконання науково-дослідної роботи в ІПМЕ ім. Г.Є.Пухова «Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці» (шифр КОМПАС-Д номер держреєстрації 0114U007366), 2015-2019 рр., заявлено патентом та впроваджено в роботу в медичній та будівельній сфері.

Особистий внесок здобувача. Усі результати дисертаційної роботи отримані автором самостійно. У роботах, опублікованих зі співавторами, здобувачеві належать:

У публікаціях [1,8] - дослідження математичних методів формування діагностичних зображень; розробка обчислювального методу на основі процедури фільтрації ревербераційних завад і вторинних дифракційних максимумів Фур'є – перетворення при відтворенні діагностичних зображень; розробка програмних засобів поліпшення якості та інформативності діагностичних зображень; модифікація структури, алгоритмів та програмних

засобів системи формування і обробки діагностичних зображень підвищеної роздільної здатності і точності, дослідження точності, надійності розроблених методів; розробка алгоритмів та обчислювальних процедур реконструкції УЗ зображень, а також обчислювальних процедур просторової фільтрації діагностичних зображень від завад ревербераційної та нормальної природи.

У публікаціях [5, 9, 11, 12] - дослідження методу формування діагностичних зображень, розробка програмного комплексу процесу формування та реконструкції діагностичних зображень; математичні перетворення процедур формування двовимірного зображення, виявлення факторів, що грають головну роль при реконструкції зображень; встановлення факту, що обмежене просторове поперечне розрізнення визначається розмірами поперечного перетину звукового променя на різній глибині зондування об'єкта.

У роботах [2, 6, 7] - дослідження методів фільтрації для підвищення якості та інформативності діагностичних медичних УЗ та томографічних зображень; дослідження послідовності застосування додаткової фільтрації та проведення розрахунків координат пікселів, що виводяться на екран у відповідності до представлених форматів даних; проведення верифікації отриманих результатів.

Апробація результатів дисертації. Наукові результати дисертаційної роботи доповідались і обговорювались на 4 науково-практичних конференціях, були підтверджені в ході проведених експериментів над діагностичними зображеннями в рамках співпраці з медичним діагностичним центром Жовтневої клінічної лікарні м. Києва, а також результати були апробовані в Державному Центрі Ендокринології м. Києва і показали ефективність розпізнавання текстури тканин щитової та передміхурової залози. Також після дослідження та апробації результатів роботи, система була впроваджена в діагностичний процес на постійній основі в клініці «Юкон» що знаходиться за адресою: м.Київ, вул. Драгоманова, 31б, район Дарницький.

Публікації. Основні наукові положення і результати дисертаційної роботи опубліковані в 14 наукових працях, з яких: 10 статей у виданнях, що входять до переліку наукових фахових видань України та 4 публікації матеріалів наукових конференцій.

Обсяг і структура дисертації. Обсяг дисертаційної роботи становить 160 сторінок. Вона складається з вступу, 4-х розділів, висновків, списку використаних джерел і додатків. Список використаних джерел містить 108 найменувань.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ТЕНДЕНЦІЙ РОЗВИТКУ МЕТОДІВ І СИСТЕМ ДІАГНОСТИЧНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

1.1. Принципи діагностичної візуалізації та визначення емпіричного формулювання поняття «Діагностичного зображення» об'єкта або середовища.

Проведений в роботі аналіз дозволив виявити відсутність чітких формулювань сутності понять «діагностична візуалізація» і «діагностичне зображення». Тож в роботі пропонується визначити, що діагностичне зображення – це графічна (двовірна або тривірна) модель аномалій досліджуваного об'єкта чи середовища, для якої може бути здійснена постановка і розв'язання задачі ідентифікації. Відповідно, діагностична візуалізація – це процес побудови такої моделі, і сам цей процес має вже усталену назву «реконструкція діагностичного зображення». Цей процес розглядається в контексті дослідження об'єктів та середовищ випромінюванням ультразвукових хвиль в досліджуваній об'єкт (або в середовище) з подальшим прийняттям і обробкою відбитих коливань з метою визначення наявності аномалій, що підпадає під визначення ідентифікацію в широкому розумінні (структурна ідентифікація), або їх форми, розміру, положення, глибини залягання тощо, що підпадає під визначення ідентифікації у вузькому розумінні (параметрична ідентифікація). В дисертаційному дослідженні увага сконцентрована на певному сегменті ідентифікації у вузькому розумінні – підвищенні якості моделі, де показником якості буде визначено розрізнявальну здатність діагностичного зображення. При цьому в контексті теорії ідентифікації відомими будуть вважатися вхідні і вихідні сигнали ультразвукового дослідження, а також загальний вид моделі аномалії, а невідомим залишається алгоритм ідентифікації.

Вирішення завдання в УЗ візуалізації передбачається на основі аналізу фазових співвідношень, що відповідають побудованим за певними елементарними одновимірними голограмами. Мова йде про реконструкцію зображень на основі безлічі одновимірних елементарних голограм на

площину, перпендикулярну площині запису елементарної голограми та визначається сукупністю акустичних осей зонduючого простору при русі суміщеного випромінювача – приймача уздовж лінії синтезованої апертури [23,32,33,44].

Такий підхід повинен дати можливість розв'язувати сумарний по амплітуді ехосигнал, що отримується в точці зондування з різних точок глибини за рахунок різниці початкових фаз комплексних амплітуд окремих гідробіонтів, які мають свої координати в площині зондування і свої значення інтенсивності з урахуванням місця розташування. Щільність скупчення, що відображає інтенсивність окремих гідробіонтів на кольоровому моніторі може бути представлена відносними колірними моделями або іншим способом досить ефективною візуальною відмінністю кожного гідробіонта окремо з властивим йому розміром і сукупність всіх гідробіонтів, які визначають щільність їх у зонduючих об'ємах. Слід зазначити, що розглянуті методи отримання зображень за сукупністю одновимірних елементарних голограм можуть бути використані і в інших положеннях по розробці техніки діагностування в медицині, будівництві і т. п.

Просторове (поперечне) розрізнення в системах дефектоскопії визначається розмірами поперечного перетину звукового променя на різному віддаленні від вимірювальної ґратки і акустичне зображення точкового об'єкту на різних глибинах зондування формується у вигляді зерен різних розмірів та різної яскравості, як з елементів мозаїки. Причиною цьому є різні розміри поперечного перетику звукового променя на різних глибинах зондування, змінення форми зонduючого звукового сигналу і ехосигналів при розповсюдженні за рахунок затування більш високочастотних компонент Фур'є-спектра ехосигналів. При цьому амплітуда обвідної ехосигнала буде флюктуувати і вносити сигнали-завади в формоване діагностичне зображення[3, 5].

Відмітим, що досить складно забезпечити необхідний рівень адекватності інформації, реєстрованої з різних, послідовних точок

синтезованої апертури для всіх точок дефекту, розташованого в сканованому шарі матеріалу. Теоретично, зондування повинно здійснюватись плоскою зондуючою хвилею для всіх точок дефекту з синхронізацією процесу опромінення дефекту з різних точок синтезованої апертури. Оскільки при кожному зондуванні здійснюється тільки один вимір амплітуди і фази ехосигналу з заданого шару матеріалу (по часу затримки приходу ехосигналу) в такій системі якість зображення визначається обмеженнями амплітудної голографії, що є досить впливовими і можуть визначати лише зовнішні контури дефекту в досить розмитому (не сфокусованому) вигляді. Фазована ґратка (ФГ) – це п'єзоперетворювач, що складається з декількох (декількох десятків) окремо керованих і має широке застосування в вирішенні складних задач контролю[13, 16], в той час, як в Україні практично не використовується.

В розділі наведені перспективні напрямки досліджень в області розробки систем дефектоскопії матеріалів та середовищ, які здійснюють виявлення та відображення мікро - та макродефектів на ранній стадії їх появи та розвитку[15, 20]. Такі системи є експертними засобами підвищення надійності та збільшення ресурсу енергетичного устаткування. Проведено аналіз публікацій з ультразвукових систем діагностики, що використовують алгоритми формування діагностичних зображень дефектів матеріалів з використанням математичних методів[9,10,13]. Рішення задачі в аналітичному вигляді передбачає вибір фізично реалізуємих хвильових процесів, деякий “штучний відбір”. Часто при завданні множинних граничних умов, хвильова задача виявляється настільки складною, що аналітичне рішення не може бути одержане.

Накопичений досвід в точному вирішенні хвильових акустичних задач практично неможливо використати для наших цілей, оскільки в самому загальному випадку недоказано існування і єдиність рішення оберненої задачі[1, 9]. Існує розділ математики – теорія розсіяння, в якій вирішується задача одержання інформації про неоднорідності середовища по відгукам на

впливи різноманітної природи – оптичні, радіаційні, електромагнітні хвилі, УЗ-хвилі[4]. Особливістю даного підходу є умова, що розмір області спостереження (реєстрації) в багато разів перевищує розмір неоднорідності середовища. Вводиться оператор розсіяння, який зв'язує хвильові потоки, що поступають в область спостереження, і хвильові потоки, що виходять з неї. В операторі розсіяння знаходиться вся інформація про внутрішню структуру середовища. Звичайно, неоднорідність представляють у вигляді розподілу щільності середовища $\rho(x, y, z)$ або швидкості звуку $C(x, y, z)$ в просторі. Теорія розсіяння вивчає асимптотичні рішення хвильового рівняння. Методами теорії розсіяння знаходять деякі опосередковані параметри неоднорідності.

В основному глибокі теоретичні роботи в даному напрямку відносяться до досліджень топології функціональних просторів, сформованих рішеннями хвильових рівнянь[10,11,29,33,36].

Доведено, що в середовищі з одним типом акустичних хвиль (газ, рідина), де оператор розсіяння є повним та однозначним, існує також єдиний обернений оператор [4,5]. На жаль, на даний час не знайдено конструктивних рішень оберненої хвильової задачі у вигляді, придатному для точного визначення розміру і форми дефектів у металі. Існуюча неоднозначність інтерпретації ехосигналів від різноманітних джерел відбитої хвилі пов'язана з багатою динамікою хвильового рівняння для твердих тіл з декількома границями, або ж з криволінійними пограничними площинами. Доводиться йти на різноманітні спрощення теоретичної моделі для того, щоб з'явилась можливість рішення оберненої задачі.

1.2. Задача ідентифікації ультразвукових зображень в існуючих системах, фактори, що впливають на якість та точність реконструкції зображень.

Відомо, що просторове (поперечне) розрізнення в системах дефектоскопії визначається розмірами поперечного перетину звукового

променя на різному віддаленні від вимірювальної ґратки, і акустичне зображення точкового об'єкту на різних глибинах зондування формується у вигляді мозаїки, яку складають зерна різних розмірів та різної яскравості. Причиною відмінності зерен між собою є різні розміри поперечного перетину звукового променя на різних глибинах зондування, змінення форми звукового сигналу і сигналів при розповсюдженні за рахунок затухання більш високочастотних компонентів Фур'є-спектру сигналів. При цьому амплітуда обвідної сигналу буде флюктуувати і вносити завади в формоване діагностичне зображення.

Варто зазначити, що досить складно забезпечити необхідний рівень адекватності інформації, реєстрованої з різних, послідовних точок синтезованої апертури для всіх точок аномалії, розташованої в сканованому шарі матеріалу. Теоретично, зондування повинно здійснюватися пласкою хвилею для всіх точок аномалії з синхронізацією процесу опромінення аномалії з різних точок синтезованої апертури. Оскільки при кожному зондуванні здійснюється тільки один вимір амплітуди і фази сигналу з заданого шару матеріалу (по часу затримки приходу сигналу) в такій системі якість зображення визначається обмеженнями амплітудної голографії, що є досить впливовими і можуть визначати лише зовнішні контури аномалії в досить розмитому (не сфокусованому) вигляді.

В роботі показано, що важливими факторами, які впливають на якість реконструкції діагностичних зображень, зокрема є:

- флюктуації тривалості та амплітуди сумарного сигналу, які визначаються зміненням форми фронтів сигналів при розповсюдженні в досліджуваному середовищі;
- завади ревербераційної і нормальної природи.

В УЗ-апаратурі, призначеній для візуалізації дефектів, використовуються багатоелементні перетворювачі. Параметри УЗ-поля

кожного перетворювача обираються такими, щоб захвачувалась область реконструкції зображення або більша її частина. В сучасних системах використовують системи сканування досліджуваної зони вузько сфокусованим променем. Використовуємо також припущення про те, що дефекти розміщені в дальній зоні УЗ-поля перетворювача. Це означає, що фронт УЗ-хвилі, що падає на елементарний відбивач – сферичний, і фронт відбитих хвиль, що реєструються приймальною антеною, також сферичний. Ця умова забезпечує розподіл інтегралів по фронту та по дальності.

Позначимо $f(I)$ – ехосигнал, який реєструється від нескінченно малого елемента відбиваючої поверхні dS дефекту.

Тут потрібно зробити наступні зауваження: амплітуда такого ехосигналу залежить від місцеположення і орієнтації елемента dS в просторі. Це означає, що функцію $f(I)$ можна визначити тільки з точністю до постійного множника. Будемо вважати амплітуду сигналу $f(I)$ рівною одиниці, приймаючи, що в практичному використанні завжди можна настроїти чутливість приймального елемента приймальної антени; ехосигнали одержують у вигляді функцій часу. Перехід від часової змінної до просторової довжини пробігу здійснюється масштабуванням на швидкість звуку $I = C \cdot t$; зауваження відноситься до просторової стабільності функції $f(I)$. Відомо, що діаграма напрямленості УЗ-перетворювача досить сильно залежить від довжини хвилі. Чим більша довжина хвилі, тим ширше діаграма напрямленості. Спектр функції $f(I)$ залежить від зміни кута опромінення в прийманні хвиль. Частотна залежність виражається також одночасно в змінній чутливості $U(r)$ і викривленні $f(I)$. Вказані зв'язки слабшають, якщо $f(I)$ має вузький спектр.

Тоді імпульсний відгук можна описати стаціонарною функцією $f(I)$ і не брати до уваги її викривлення в просторі. Модельні представлення, в цьому випадку, відносяться тільки до схем озвучення, в яких використовуються відносно вузькополосні сигнали.

Функція $f(I)$ представляє собою імпульсний відгук системи на нескінченно малий відбивач. Сигнал $f(I)$ обмежений в часі і в просторі. Він відмінний від 0 в інтервалі часу $0 \div t_0$, відповідно в просторі $0 \div C \bullet t_0$. По традиції назвемо $f(I)$ функцією відгуку точкового джерела (ФВТД). Визначимо математичний опис відбивачів. Існують два основних підходи.

В першому випадку вважають, що акустичні характеристики об'єкту плавно змінюються в просторі. Виділяють розподіл швидкості звуку, затухання та коефіцієнту відбиття по об'єкту. Далі вибраний розподіл реконструюють в акустичне зображення.

В іншому випадку вважають, що об'єкт контролю представляє собою набір різких границь. Акустичні характеристики об'єкта (швидкість звуку, затухання) в зоні озвучення дефекту однорідні, їх відхилення в цих зонах незначні і їх можна не брати до уваги.

Приймемо модель різких границь в якості основної для побудови алгоритмів реконструкції зображень. Геометрично структуру об'єкту контролю (ОК) будемо представляти у вигляді просторової функції границь $I(r)$, яка дорівнює одиниці на границях ОК і на розсіюючі поверхнях дефекту, і дорівнює 0 в решті об'єму.

В алгоритмах реконструкції зображень зазвичай приймаються заходи для придушення “несанкціонованих” сигналів. Більш детальну інформацію про відбивачі (елементи аномалії) одержують за допомогою сканування об'єкту контролю в різних напрямках. В результаті одержують набір розподілу сигналів $F_i(L)$, 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. 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 менш зернисте формується акустичне зображення. (Як приклад, можна привести характеристики просторового розрізнення для систем середнього класу медико-діагностичного призначення (Philips Medical Systems) та відповідний приклад діагностичного зображення.)

Робоча частота (МГц)	Поперечна роздільна здатність (мм)	Максимальна робоча глибина (мм)
3,5	3	130
7	1,5-2	50-100

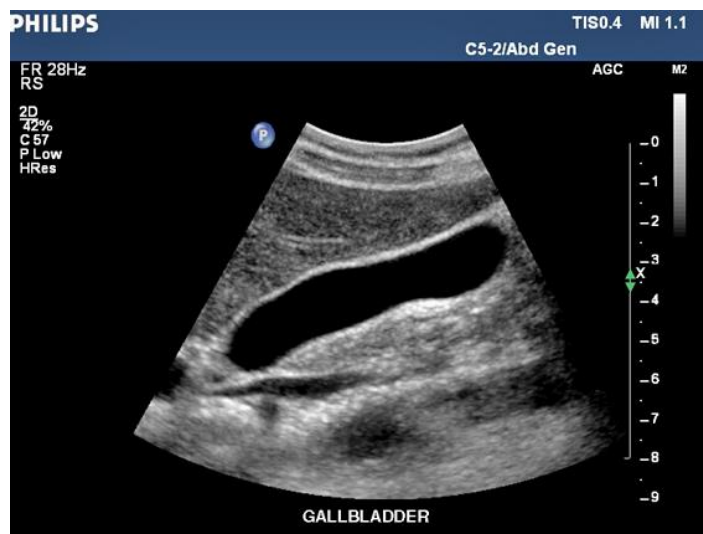


Рис. 1 Діагностичне зображення жовчного міхура
(Джерело: сайт компанії Philips Medical Systems)

Тож, запропоновано відносну похибку реконструйованого ехоімпульсу використовувати як критерій якості реконструкції діагностичних зображень, і виходячи з усього вищенаведеного, будемо вважати, що метод реконструкції діагностичних зображень є ефективними, якщо він забезпечує відповідність таким якісним вимогам:

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

Різні частини поверхні дефекту можуть по різному відбивати УЗ хвилі, тому необхідно ввести просторову функцію $K_{відб}(r)$, яка характеризує коефіцієнт відбиття. Коефіцієнт відбиття залежить від збозсіюючих властивостей поверхні дефекту, від характеристики її шероховатості.

Величина $K_{відб}(r)$ залежить також від напрямку падіння УЗ хвиль. Функцію об'єкту контролю запишемо у вигляді добутку функції границь і коефіцієнта відбиття.

$$O(r) = I(r) \cdot K_{відб}(r) \quad (1.1)$$

Інформація про об'єкт контролю $O(r)$ міститься в ехосигналах.

1.3. Світовий рівень досліджень методів формування та реконструкції діагностичних зображень

Шведські спеціалісти використовують лінійну ФГ в системі УЗ контролю мідних сховищ відпрацьованого ядерного палива з товщиною стінки 90мм. Контролюється зварний шов між корпусом та кришкою, виконаний електронно-променевим зварюванням. Основний кут нахилу та переміщення перетворювача здійснюється механічним способом, а ФГ здійснює швидке сканування.

Гратка має 64 елементи, частота зондування – 3,5 МГц. Мідь відрізняється значною анізотропією та значним розсіянням ультразвуку.

Для підвищення відношення сигнал-завада за допомогою ФГ здійснюють фокусировку на заданій глибині зондування. Крім цього також здійснюють нелінійну цифрову фільтрацію одержуваних акустичних зображень.

Спеціалісти США розробили самофокусуєчу ФГ для контролю листової сталі хвилями Релея і Лемба. Центральний елемент ґратки випромінює, всі елементи приймають імпульс від неоднорідності (дефекту), де бажано

одержати фокусировку. З урахуванням часу пробігу імпульсів, форм і розмірів ґратки автоматично обчислюються і вводяться часові затримки для всіх елементів ґратки[83].

Питання контролю зварних швів в сталевих конструкціях також є актуальним і висвітлюється в матеріалах 7-ї Європейської міжнародної конференції.

В доповіді фінських спеціалістів повідомляється про УЗ метод для виявлення сітки малих тріщин в аустенітних швах товщиною 28мм. Установка має сканер з синтезованою апертурою, що дозволяє збільшити відношення корисного сигналу до рівня структурних завад до величини 20dB.

Спеціальна секція на конференції була присвячена використанню комп'ютерної техніки для вдосконалення неруйнівного контролю, що і відмічено в багатьох доповідях. Цифрові методи (акустична голографія і синтезована апертура), які відмічені вище, цілком базуються на використанні спеціалізованих та універсальних комп'ютерів[81].

В доповіді шведських спеціалістів запропоновано спосіб підвищення відношення сигнал/завада. Автори вводять поняття «ентропія», яке в даному контексті є близьким до визначення «інформація». Ентропія сигналів, відбитих від дефекту є більшою, ніж ентропія шуму. Різниця визначається фазою і частотним спектром сигналів. В частотному спектрі корисних сигналів значно більше високочастотних компонент. Змінюючи частотну полосу приймача, виділяють корисний сигнал. Спосіб по своїй суті близький до методу оптимальної фільтрації[82]. Використовується також синхронне детектування з відомою початковою фазою опорного сигналу. В результаті використання запропонованого способу відношення сигнал/завада покращується \approx в 1,5 рази.

УЗ методи знайшли досить широке застосування при контролі устаткування АЕС. НПЦ «Эхо+» спільно з спеціалістами НИКИЭТ, РНЦ «Курчатівський інститут», «ВНИИАЭС» запропонував і реалізував

комплексну технологію аналізу стану якості зварних швів з застосуванням розроблених систем з когерентною обробкою сигналів.

Сутність її полягає в наступному:

1. На першому етапі здійснюється УЗ контроль за методиками і нормами, діючими в даній галузі. Це може бути ручний контроль з використанням УЗ системи в об зорному (пошуковому) режимі. На цьому етапі вирішується задача виявлення зон, підозрілих на присутність дефектів. На цьому етапі вихідними параметрами контролю є амплітуда сигналу, розсіяного неоднорідностями, а також умовні параметри несплошності і визначення придатності зварного з'єднання згідно діючих норм.
2. На другому етапі в зонах, де виявлені дефекти, вищі за рівнем пошукового або контрольованого рівня, здійснюється експертний контроль системою АВГУР. В цьому режимі детально реєструється поле дефекту. Потім ці дані обробляються та аналізуються екпертом. Основна задача – виявлення дійсних параметрів дефектів, висоти, довжини, координат залягання. Інформація про параметри дефектів передаються спеціалістам з міцності.
3. На третьому етапі спеціалісти з міцності виконують розрахунки по виявленню ресурсу зварного з'єднання з використанням даних про дійсні параметри дефектів, які отримали при виконанні 2-го етапу. По результатам розрахунків міцності приймається рішення про доцільність ремонту шва. В даному випадку, коли зварне з'єднання пропускається в експлуатацію, воно підлягає обов'язковому повторному експертному контролю.
4. На четвертому етапі після виявленого спеціалістами з прочності строку виконується повторний експертний контроль.

Відмітимо, що в системах з когерентною обробкою, амплітуда УЗ сигналу не є визначальним вимірювальним параметром, так як характеристики зображень, за якими визначаються параметри дефектів, мало залежать від амплітуди зареєстрованих сигналів внаслідок того, що більше 70% інформації

про дефект міститься в їх фазі[53]. Саме ця якість представляє собою цінність при використанні таких систем при кількісному аналізі дефектів зварних з'єднань.

1.4. Дослідження процесу ідентифікації ультразвукових діагностичних зображень

Просторовий розподіл комплексних амплітуд виміряного поля відбитої звукової хвилі на відстані Z від об'єкту є дискретною звуковою голограмою об'єкту. Враховуючи лише фазову інформацію комплексних амплітуд, виміряних в вузлах вимірювальної ґратки, можна повністю відтворити акустичне зображення з точністю до сталої величини. У випадку фазових звукових голограм в вузлах вимірювальної ґратки реєструється тільки фаза розсіяного хвильового фронту, а амплітуді присвоюється стале значення, рівне, наприклад, одиниці.

Фазова інформація має важливе значення в акустичній голографії. На користь фазової інформації при відтворенні просторових сигналів зображення говорить той факт, що амплітуди високочастотних спектральних складових мають тенденцію до затухання при розповсюдженні в середовищі і спаду при віддаленні від центра апертури [28,46,53].

В цілому можна зазначити, що фазова інформація в ультразвуковій візуалізації прокрашує поперечну розрізювальну здатність системи і розрізнення деталей зображення на фоні дії сигналів-завад [53]. Математична модель звукової голограми, що описує залежність виміряних значень комплексних амплітуд відбитого звукового поля від просторового розподілу комплексних амплітуд точково-подібних джерел в об'єктній площині. Математична модель звукової голограми може бути інтерпретована формулою дифракційного інтеграла, одержаного в результаті досліджень Кірхгофа, Френеля, Зоммерфельда, Релея, Гельмгольца явища дифракції хвиль в оптиці та акустиці.

Дифракційний інтеграл в формі Релея-Зоммерфельда записується у вигляді:

$$h(x_1, y_1, x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{l^{jk_{r_01}}}{r_{01}} \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \quad (1.5)$$

де $h=x_1, y_1, z_1$ - координати точок об'єктної площини $S=S_{\text{д.о.}}$; $S_{\text{д.о}}$ - площа дифракційного отвору в непрозорому екрані; $P_0 = x_0, y_0, z_0$ - координати точок місцеположення ехоприймачів вимірювальної апертури; $U(P_0)$ - просторовий розподіл комплексних амплітуд акустичного поля в вузлах вимірювальної ґратки; $U(P_1)$ - комплексні амплітуди коливань звукового поля в об'єктній площині (поблизу об'єктної площини) S поперечного перетину звукового імпульсу на відстані z від площини голографування, S відповідає дифракційному отвору $S_{\text{д.о}}$ у випадку оптичної дифракції на непрозорому екрані; θ - кут між нормаллю до площини апертури вимірювань і напрямком від точки об'єктної площини P_1 до точки на апертурі вимірювань P_0 ; λ - довжина хвилі; $j=\sqrt{-1}$; $k = 2\pi/\lambda$ - хвильове число; \bar{n} - нормаль до апертури вимірювань; \bar{r}_{10} - вектор, що характеризує довжину, і напрямок розповсюдження відбитої хвилі від точки P_1 до точки P_0 . Якщо в під інтегральному виразі (1) позначити через h .

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot l^{jKr_{01}} \quad (1.6)$$

передатну функцію вільного простору, то вираз (1) запишеться у вигляді:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \int \int_{-\infty}^{+\infty} l^{jKr_{01}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (1.7)$$

В подальших дослідженнях математичної моделі звукової голограми прийняті до уваги і використовуються[55]:

- Наближення Френеля-Фраунгофера області спостереження та об'єктної області паралельними площинами з паралельними осями координат, відповідно x_0, y_0 та x_1, y_1 .
- Принцип Гюйгенса-Френеля про уявлення довільного джерела об'єктної площини сумарною хвилею точкових джерел.

- Граничні умови Кірхгофа $\pm \infty$ в Інтегралі (1.7) за умови відсутності джерел за межами об'єктної площини x_1, y_1 .
- Властивість лінійності і ізошанарності інтегралу (1.7) з урахуванням п.п. 1,2,3.

Вираз (1.7) являє собою інтеграл згортки функції $U(x_1, y_1, z_1)$ в площині S перетину звукового імпульсу і передатної функції вільного простору h . З виразу (1.7) випливає, що дифракційний картина суми точкових джерел об'єктної площини S являється лінійною сумою точкових голограм, відповідних окремим джерелам коливань в об'єктній площині, а інформація про кожне точкове джерело об'єктної площини є представленою у всіх точках голограми і навпаки, кожна точка голограми містить інформацію про всі точки об'єктної площини. Модель звукової голограми достатньо адекватно описує відбите поле зондованого середовища, якщо середовище можна уявити у вигляді однорідної підкладки з випадково розподіленими в ній дискретними неоднорідностями середовища. Відомо, що математична модель розсіяння ультразвука при розповсюдженні в такому середовищі являє собою об'ємний інтеграл суперпозиції сферичних хвиль з центрами в елементарних об'ємах - неоднорідностях досліджуваного середовища. Це положення є фундаментальною фізичною основою голограмних описів середовища (об'єкта) у відбитому акустичному полі [6,55,64,85]. Вирішенню оберненої задачі знаходження поля комплексних амплітуд $U_1(x_1, y_1, z_1)$ повинна передувати побудова дискретної математичної апроксимаційної моделі звукової голограми, що враховує особливості реєстрації і апроксимації амплітудних та фазових даних звукової голограми $U_0(x_0, y_0, z_0)$.

Практично всі відомі методи обернення дифракційного інтеграла базуються на використанні моделі параксимального наближення Френеля з обмеженнями типу [65,71,76,78]:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot l^{jKr_{01}} \quad (1.8)$$

В даному випадку x_1, y_1 - розміри об'єктної площини поперечного перетину звукового імпульсу, x_0, y_0 - розміри апертури вимірювань.

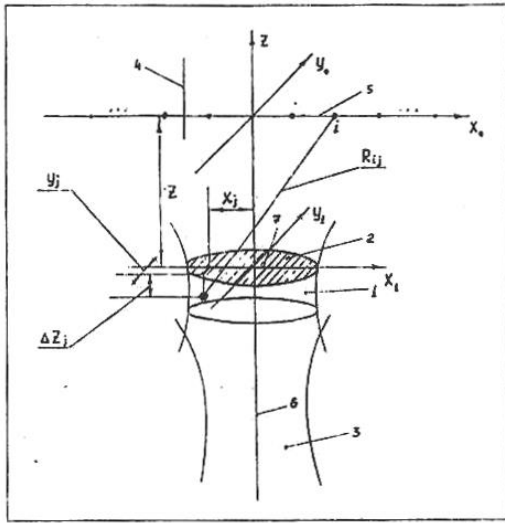


Рис. 1.1. об'єктна площина S , 2- звуковий імпульс, 3 - звуковий промінь, 4 - точковоподібні відбивачі неоднорідностей в об'ємі звукового імпульсу, 5 - лінійна апертура приймачів, 6 — акустична вісь звукового променя, 7 - нормаль до апертури вимірювань.

Використання параксильної моделі Френеля є вкрай проблематичним з на-

ступних причин:

- Малі значення апертури відносно Z негативно відбиваються на точності оцінювання відтворених значень інтенсивності ехосигналів в пікселях зображень внаслідок неортогональності Фур'є-перетворення просторового сигналу не обмеженої апертури;
- Зі збільшенням вимірювальної апертури x_0, y_0 для обмежених значень Z обмеження апроксимацій Френеля на довжину l напрямки розповсюдження звукових хвиль $r_{10} = z$, $\theta = 0$ також не можуть бути виконаними.

Математична модель звукової голограми враховує фізичні співвідношення між величиною поперечного перетину об'єма звукового імпульсу $d_{зв.імпл.}$ і значеннями r_{10} і θ_{10} довжини і напрямків розповсюдження звукових хвиль від звукового імпульсу до приймачів вимірювальної апертури.

Це співвідношення типу[55]:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot l^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} l^{\frac{jk}{2z}(x_0-x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (1.9)$$

З урахуванням співвідношень (1.9) координати x_1, y_1 можна апроксимувати центром площини S зі сталими значеннями $x'_1, y'_1=0$ (мал. 1). У цьому випадку величина $r_{10} \approx r'_{10}$ в знаменнику під інтегрального виразу (1.5) і $\text{Cos}(\bar{n} \wedge \bar{r})$ є незалежними від координат x_1, y_1 і можуть бути винесені за знак інтеграла. Враховуючи залежність r'_{10} і θ'_{10} винятково від координат x_0, y_0 апроксимаційний вираз для формули дифракційного інтеграла (1.5) матиме вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} l^{jk_{r_{01}}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (1.10)$$

де $\frac{1}{j\lambda}$ масштабний коефіцієнт, $\frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2}$ - функція втрати амплітуди ехосигналів при розповсюдженні під звукового імпульсу до ехоприймачів вимірювальної ґратки, що враховує їх просторове положення x_0, y_0 і відстань z .

Втрати амплітудних компонент голограми при розповсюдженні відновлюються згідно функції підсилення, оберненої до функції втрат амплітуди[49]. Фазова імпульсна передатна функція вільного простору h_ϕ з урахуванням (1.10) запишеться у вигляді:

$$h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z_0 - z_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{l^{jk_{r_{01}}[(x_0-x_1)(y_0-y_1)(z_0-z_1)]}}{r_{01}[(x_0-x_1)(y_0-y_1)(z_0-z_1)]} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \quad (1.11)$$

При апроксимації в показнику експоненти (1.11) квадратного кореня лінійними членами степеневого ряду:

$$b = \left(\frac{x_0 - x_1}{z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{z}\right)^2 \quad (1.12)$$

вираз для апроксимованої фазової передатної функції $h_{\phi,a}$ матиме вигляд:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2})^2} \cdot l^{jKr_{01}} \quad (1.13)$$

В інтегральному вигляді з урахуванням (1.13) апроксимаційна модель звукової голограми матиме вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot l^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot l^{\frac{jk}{2z}[(x_0-x_1)^2 + (y_0-y_1)^2]} dx_1, dy_1 \quad (1.14)$$

Апроксимаційна модель (1.14) вільна від обмежень (1.8) параксильної моделі Френеля на апертуру вимірювань x_0, y_0 на довжину r_{10} , і напрямом розповсюдження θ_{10} звукових хвиль від точок неоднорідностей звукового імпульсу до ехоприймачів вимірювальної ґратки[55].

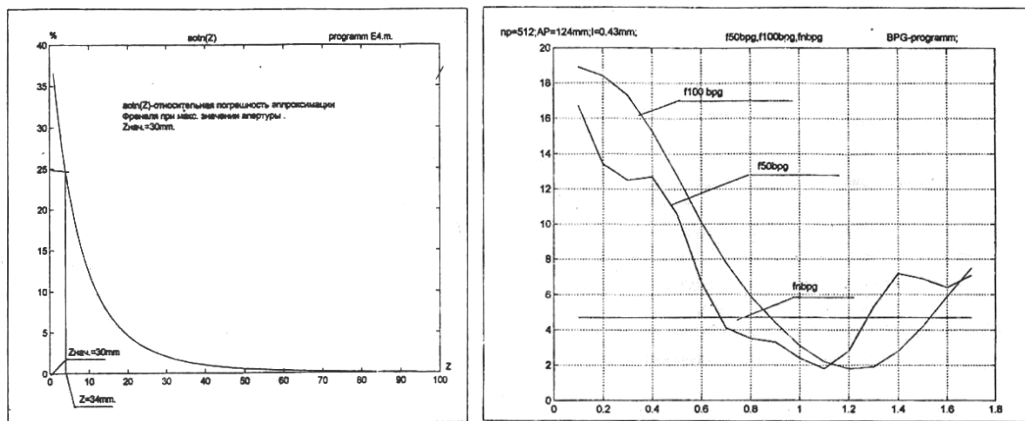


Рис. 1.2 графіки значень інтенсивності ехосигнала в сфокусованій точці на осі звукового променя при наявності сигналу-завади.

На мал. 1.2 приведені графіки значень інтенсивності ехосигнала в сфокусованій точці на осі звукового променя при наявності сигналу-завади з такою ж амплітудою і фазою коливань, як і для корисного сигналу на

акустичній осі. По осі абсцис відмічені точки прикладання сигнал-завади ті з інтервалом 0,1мм (відстань від акустичної осі променя).

Для кожного значення інтервалу була побудована сумарна голограма двох джерел: корисного і сигналу-завади і методом ОХФ були відтворені оцінки амплітуди (інтенсивності) сигналу в точці на акустичній осі. Лінії f50 bpg і f100 bpg відображають оцінки інтенсивності сигналу сфокусованої точки, для значень $z=50\text{мм}$ і $z=100\text{мм}$, відповідно. Лінії $f_n \text{ bpg}$ відображає оцінку інтенсивності сигналу у випадку відсутності сигналу-завади.

Висновки по розділу 1:

Значні флуктуації відтворених значень інтенсивності сигналу сфокусованої точки на акустичній осі, що відображають низьку завадостійкість методу ОХФ, виключають можливість його використання з метою реконструкції зображень в голограмних системах високого просторового та контрастного розрізнення[43].

При достатньо великих значеннях апертури значно зростає максимальна частота гармонік в просторовому Фур'є - спектрі голограми, і, як наслідок, зростає кількість точок дискретизації, необхідна для реєстрації високочастотних компонент спектра дискретної голограми у відповідності з теоремою дискретних вибірок Котельникова.

Наприклад, для реєстрації дискретної голограми на апертурі $D=124\text{мм}$ при $z=50\text{мм}$, $\lambda=0.43\text{мм}$, інтервал вибірок dx повинен складати $dx \leq 2\lambda \cdot z/D \approx 0,1734\text{мм}$, а кількість точок дискретизації N апертури вимірювань $N \geq 715$ точок. Відповідно, кількість ехоприймачів на вимірювальній апертурі повинно бути не менше 715. Даний приклад показує, що обсяги вимірювально-обчислювальної апертури при реалізації метода ОХФ й КФ є достатньо великими, а реалізаційний показник якості є неприйнятно низьким.

З урахуванням низької точності відтворення сигналів в пікселях зображення, а також низького реалізацій показника якості, методи ОХФ і КФ не можуть використовуватись для реалізації обчислювальних процесів реконструкції голограмних зображень в голографічних системах ехоскопії

високої розрізняювальної здатності[44]. Перші експерименти з використанням квадратичних детекторів сигналів кутовий модуляції і реєстрацією інтенсивності інтерферируючих в площині голографування об'єктної і опорної когерентних світлових хвиль. При цьому, для реєстрації звукової голограми використовувалася вільна поверхня рідини, зчитування звукової голограми здійснювалося скануванням поверхні лазерним променем. Такого типу експерименти в звуковій голографії були складними, дорогими, чутливими до незначних механічних вібрацій. Відмінності в довжині хвиль звукового і оптичного діапазону в кілька порядків представляли додаткові труднощі при формуванні звукової голограми та реконструкції зображень.

Приклади застосування фізичних голографічних методів в медицині, біології, неруйнівному контролю матеріалів відображені в працях міжнародних симпозіумів по акустичній голографії[1, 18-23, 77, 78, 83]. Однак широкого поширення такі засоби візуалізації не отримали через зазначених особливостей процесів реєстрації звукових голограм і відновлення зображень. Фізичним методам звуковий голографії притаманні значні фазові аберації, обумовлені сильною схильністю до механічних перешкод, що руйнують поверхневі кордону середовища, на якій здійснюється реєстрація голограм за допомогою когерентних хвиль. В основі формування акустичних зображень методами цифрової акустичної голографії лежать математичні моделі фізичних явищ дифракції та інтерференції, властиві хвильовим процесам розсіювання і поширення ультразвукових хвиль [19, 23, 24, 30-32, 35-38, 64].

В УЗ діагностиці для формування звукової голограми вимір амплітудно-фазових просторових спектрів здійснюється лінійними (одновимірними) або двовимірними ґратами з лінійними детекторами синхронного детектування в вузлах решітки.

Послідовне вимірювання в вузлах решітки амплітуди і фази можна здійснювати в моменти часу, які визначаються реперними точками сигналу основною несучою частоти зондуючого сигналу, при цьому повинна бути забезпечена квазістаціонарним вимірювань: різниця ходу променів від будь-

якої точки об'єктної площини до крайніх точок вимірювальної апертури повинна бути менше довжини зондуючого імпульсу [34].

Таким чином, процес ідентифікації діагностичних зображень складається з сукупності таких макрооперацій: фізичних процесів зондування і вимірювання амплітудно-фазових (фазових) параметрів вторинного звукового поля, комп'ютерних процесів формування звукової голограми, комп'ютерних обчислювальних процесів обробки фазових одновимірних або двовимірних масивів інформації з метою фільтрації сигналів-перешкод і вторинних дифракційних максимумів [30, 31, 32, 33, 38, 60, 64].

З властивостей лінійності інтегральних перетворень Фур'є, Френеля випливає, що голограмний опис двох і більше об'єктів дорівнює сумі таких для кожного об'єкта окремо, що мають однакові функції розсіювання і пропорційні розміри [79].

З представленого в даному розділі матеріалу випливає наступне:

Постановка і вирішення оберненої задачі, основаної на точних рішеннях хвильового рівняння є проблематичною або навіть неможливою. Більш прості моделі формування ехосигналів, розглянуті в даному розділі, дозволяють в принципі сформулювати обернену задачу і вирішити її. Проте розглянуті моделі, в основному, приймають до уваги лише амплітудні дані відбитого хвильового поля та побудовані на принципі інтерференції звукових хвиль.

Все вищесказане дозволяє констатувати, що незалежно від алгоритму реконструкції відображення дефекту, він, по суті, є лише інтерпретатором дефекту, тобто на основі деяких принципів і уявлень про формування ехосигналів алгоритм здійснює розрахунок зображення. Тому завжди є доля вірогідності, що деякі дефекти не будуть представлені на зображенні, або навпаки можуть формуватись помилкові картини дефектів (артефакти).

Таким чином, моделі ехосигналів і алгоритми формування акустичних зображень є ключовими моментами реконструкції зображень. Відмітим, що досить складно забезпечити необхідний рівень адекватності інформації,

реєстрованої з різних, послідовних точок синтезованої апертури для всіх точок дефекту, розташованого в сканованому шарі матеріалу. Теоретично, зондування повинно здійснюватись плоскою зондуючою хвилею для всіх точок дефекту з синхронізацією процесу опромінення дефекту з різних точок синтезованої апертури. Оскільки при кожному зондуванні здійснюється тільки один вимір амплітуди і фази ехосигналу з заданого шару матеріалу (по часу затримки приходу ехосигналу) в такому випадку якість зображення визначається обмеженнями амплітудної голографії, що є досить впливовими і може визначати лише зовнішні контури дефекту в досить розмитому (не сфокусованому) вигляді[20,28].

РОЗДІЛ 2. ОБЧИСЛЮВАЛЬНИЙ МЕТОД РЕКОНСТРУКЦІ ДІАГНОСТИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ З ВИСОКИМ РОЗРІЗНЕННЯМ.

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

$$F(L) = \int f(L-l) \cdot U(r) \cdot O(r) \quad (2.1)$$

Функція об'єкта контролю $O(r)$ в формулі (1.2) 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 викривляють ехосигнали, в деяких випадках вони несуттєві. Можна досить визначено сказати, що якщо дефект має прозву чувані поверхні з не досить низьким коефіцієнтом відбиття, то буде спостерігатись ехосигнал і, отже, буде здійснюватись формування його зображення. Трансформовані і 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 маєтся 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 $F(L)$.

$$F = \Gamma(O) \quad (2.2)$$

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

- мінливість, тобто $\Gamma[K \bullet O] = K \bullet \Gamma[O]$, 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

$$O = \Gamma^{-1}[F] \quad (2.3)$$

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

Відмітимо, що більшість засобів вирішення оберненої задачі, оснований на даному теоретичному підході, використовує 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 (формула 1.1). 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.

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

Виходячи з результатів аналізу приведенного в першому розділі, у зв'язку з розвитком комп'ютерної техніки найбільше розповсюдження отримали цифрові когерентні методи: діагностична візуалізація та метод синтезованої фокусуючої 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[1,19].

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 [1,2]. 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 фокусуєчого перетворювача з розмірами, рівними області сканування, а значить з досить вузькою фокальною зоною[29,32].

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[27,62]. 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[27,68].

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 вповдовж 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 вищенаведеного, 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.

2.3. 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.

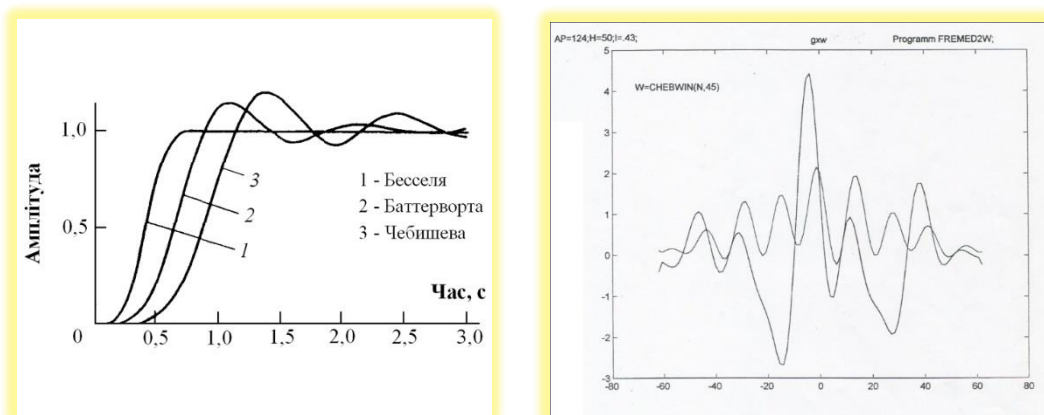


Рис.2 ілюструє перетворений процедурою «віконної обробки» сигнал голограми.

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» *chebwin*. [35,38,52].

В результаті з'являються т.з. вторинні максимуми Фур'є-перетворення сигналів-перешкод, що впливають на точність відновлення амплітуди ехосигналов 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 проекції 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

$$U'_w(f_{x_0}) = U'(f_{x_0}) \cdot w \quad (2.1)$$

де знак \cdot позначає покомпонентне множення векторів $U'_w(f_{x_0})$ та w . Відтворення амплітуди ехосигнала в точці x_{1l} на акустичній осі для певного значення z шляхом виконання зворотного Фур'є-перетворення функції $U'_w(f_{x_0})$.

$$\hat{U}_{1l}^w = f^{-1}\{U'_w(f_{x_0})\} \quad (2.2)$$

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

$$E_{1l} = \hat{U}_{1l}^w \cdot (U_{1l})^* \quad (2.3)$$

Амплітуда і фаза спектральних складових ехосигналів, представлених за допомогою перетворення Фур'є, мають різне значення [38,40]. 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 [3]. 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 [3]. 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[44].

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 коливань 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

$$F(\omega) = |F(\omega)| \cdot e^{j\theta(\omega)} \quad (2.4)$$

де $F(\omega)$ - его 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 $|F(\omega)|$,

$$F\{f_m(x)\} = |F(\omega)| \quad (2.5)$$

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

$$F\{f_p(x)\} = M(\omega) \cdot e^{j\theta(\omega)} \quad (2.6)$$

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 вихідного 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:

$$U(u, v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{\lambda Z}(ux+vy)} dx dy \quad (2.7) \text{де } f(x, y) \text{ – розподіл}$$

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 (2.4) видно, що дифракційна картина представляє собою двовимірне

Фур'є-перетворення об'єкта, при цьому $\frac{2\pi u}{\lambda Z}$ и $\frac{2\pi v}{\lambda Z}$ відповідають просторовим

частотним змінним ω_x и 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]:

$$U(u, v) = \frac{e^{jKZ}}{j\lambda Z} \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(u^2+v^2)} \cdot \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{\frac{jK}{2Z}(x^2+y^2)} \cdot e^{-\frac{j2\pi}{\lambda Z}(ux+vy)} dx dy \quad (2.8)$$

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

При цьому інтеграл відповідає двовимірному Фур'є-перетворенню функції

$$f(x, y) \cdot e^{\frac{jK}{2Z}(x^2+y^2)} \quad (2.9)$$

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

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 масштаба 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[53,59].

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 розрізнюваність зображення або розрізнювальна здатність системи відображення[56,60].

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 $x_1/\lambda z$ які взаємно однозначно відповідають точкам осі x_1 , 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 $f_{x_0} = x_0/\lambda z$, 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[55]. 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:

$$U(P_0) = \frac{1}{j\lambda} \iint_{S_{d.o.}} U(P_1) \cdot \frac{e^{jKr_{01}}}{r_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) dS_{d.o.} \quad (2.10)$$

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

Вираз (2.10) встановлює залежність між значеннями поля в точках P_0 всередині об'єму і значеннями поля в точках P_1 на поверхні дифракційного отвору $S_{d.o.}$, які представляють збурення у вигляді сферичних хвиль, які розповсюджуються від точок P_1 до точок P_0 .

Вираз (2.10) 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 (2.10), хоча і відображає математичну залежність комплексних амплітуд сферичних хвиль в об'ємі звукового імпульса 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 зонduючого імпульса).

Вирішення цієї задачі можливо здійснити після проведення деяких апроксимацій рівняння (2.11), записаного у вигляді:

$$U(x_0, y_0) = \iint_{-\infty}^{+\infty} h(x_0, y_0; x_1, y_1) \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (2.11)$$

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:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{e^{jKr_{01}}}{r_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \quad (2.12)$$

Якщо припустити, що

$$Z \gg x_0, y_0; Z \gg x_1, y_1 \quad (2.13)$$

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 (2.12) означають значні обмеження на величину апертури вимірювань $2 \cdot x_{0\text{max}}$, 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 розрізняльну здатність системи ехоскопії. Дане протиріччя може бути вирішено наступним чином.

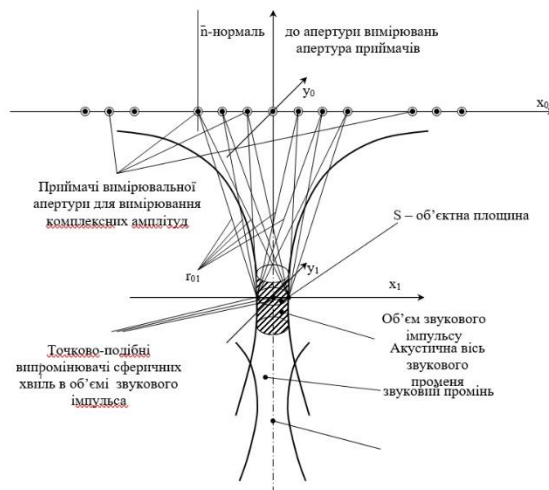


Рис. 2.2 ілюструє геометрію розповсюдження сферичних звукових хвиль ехосигналів від точок неоднорідностей, які знаходяться в об'єктній площині S звукового імпульсу, і які розповсюджуються в напрямку лінійної апертури приймачів.

Якщо уявити, що об'єктна площина S є аналогом дифракційного отвору Сд.о. 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, формульованою дифракційним інтегралом Релея-Зоммерфельда у вигляді (2.14). [36,37]

Вважаючи, що координати x_1, y_1 в площині S перерізу звукового імпульса є досить малими величинами у порівнянні з координатами x_0, y_0 і відстанню

r_{01} , що виконується в реальних умовах, так як розміри площини $S \ll$ апертури вимірювань, координати x_1, y_1 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 (2.14) не залежить від значення x_1, y_1 і може бути винесено за знак інтегрування в (2.13), (2.14). 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:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot e^{jKr_{01}} \quad (2.14)$$

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

$$r'_{01} = \sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}, \quad \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) = \frac{Z}{\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}} \quad (2.15)$$

З урахуванням (2.14) вираз (2.15) буде мати вигляд:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot e^{jKr_{01}} \quad (2.16)$$

а вираз (2.5) прийме вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \cdot \iint_{-\infty}^{+\infty} e^{jKr_{01}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (2.17)$$

У виразі (2.17) 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 (2.17) на апертуру вимірювань x_0, y_0 .

Оскільки значення апертури вимірювань може бути достатньо великим, апроксимувати r'_{01} в показнику підінтегральної експоненти вираження (2.18) Френель запропонував шляхом розкладання квадратного кореня в степенний ряд вигляду [40]

$$\sqrt{1+b} = 1 + \frac{1}{2}b - \frac{1}{8}b^2 + \dots \quad (2.18)$$

r'_{01} в розгорнутій формі будет 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 в можливо записати у вигляді:

$$b = \left(\frac{x_0 - x_1}{z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{z}\right)^2 \quad (2.19)$$

Якщо в виразі (2.19) обмежитись лінійним членом, то для випадку лінійної апертури вимірювань виразу (2.20) прийме вигляд:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot e^{jKz} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{\frac{jK}{2z}(x_0 - x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (2.20)$$

Двовимірна голограма з урахуванням перетворень (2.17), (2.18), (2.19) буде відповідати виразу:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot e^{jKz} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{jK}{2z}[(x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2]} dx_1 dy_1 \quad (2.21)$$

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

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot e^{jKz} \cdot e^{\frac{jK}{2z}(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{jK}{2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-\frac{jK}{z}(x_0 x_1 + y_0 y_1)} dx_1 dy_1 \quad (2.22)$$

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

$$f_x = \frac{x}{\lambda z}, \quad f_y = \frac{y}{\lambda z} \quad (2.23)$$

Враховуючи (2.17) і вважаючи $K = \omega/c$, вираз (2.23) може бути приведено до вигляду:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot e^{\frac{j\omega z}{c}} \cdot e^{\frac{j\omega}{2Zc}(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{j\omega}{c2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-\frac{j\omega}{cz}(x_0x_1 + y_0y_1)} dx_1 dy_1 \quad (2.24)$$

$$\text{З урахуванням того, що} \quad 2\pi \cdot \frac{x_0}{\lambda z} = 2\pi f_{x_0} \quad (2.25)$$

із (2.26) отримаємо:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot e^{\frac{j\omega z}{c}} \cdot e^{\frac{j\omega}{2cz}(x_0^2 + y_0^2)} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{j\omega}{2cz}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-j2\pi(f_{x_0}x_1 + f_{y_0}y_1)} dx_1 dy_1 \quad (2.26)$$

Із виразу (2.26) видно, що голограмний опис $U(x_0, y_0)$ середовища з неоднорідностями в перерізі звукового імпульса S є прямим двумірним Фур'є-перетворенням об'єктної функції $U(x_1, y_1)$, попередньо помноженої на фокусуєчий множник Френеля $e^{\frac{j\omega}{2cz}(x_1^2 + y_1^2)}$ [39,40].

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

$$A = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot e^{\frac{j\omega z}{c}} \cdot e^{\frac{jK}{2cz}(x_0^2 + y_0^2)} \quad (2.27)$$

Проводячи деякі перетворення виразу (2.27) з метою отримання зворотної залежності об'єктної функції $U(x_1, y_1)$ від голограмного опису $U(x_0, y_0)$, отримаємо вираз (2.23) для шуканої об'єктної функції $U(x_1, y_1)$

$$U(x_1, y_1) = e^{\frac{-j\omega}{2cz}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot j\lambda \cdot \frac{z^2 + x_0^2 + y_0^2}{z} \cdot e^{\frac{-j\omega z}{c}} \iint_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot e^{-\frac{j\omega}{2cz}(x_0^2 + y_0^2)} \cdot e^{j2\pi(f_{x_0}x_1 + f_{y_0}y_1)} df_{x_0} df_{y_0} \quad (2.28)$$

Таким чином, взаємно однозначна відповідність голограмного опису $U(x_0, y_0)$ і об'єктної (відновленої) функції $U(x_1, y_1)$ визначається виразами (2.27) и (2.28), 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 Релєя-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 [10]. В результаті виявлені ефективні процедури фільтрації сигналів-завад різної природи на основі використання фільтра Дольфа-Чебишова[20,46,60].

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 тким чином:

модель двовимірної звукової голограми в інтегральному виді має вигляд:

$$U(x_0, y_0) \cdot \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot e^{jkz} \cdot e^{\frac{jk}{2z}(x_0^2 + y_0^2)} \cdot \iint_{x_1, y_1} U(x_1, y_1) \cdot e^{\frac{jk}{2z}(x_1^2 + y_1^2)} \cdot e^{-\frac{jk}{z}(x_0 x_1 + y_0 y_1)} dx_1 dy_1 \quad (2.29)$$

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 y в (2.29) 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 x_1 , колінеарною з віссю x_0 в площині голограми [60].

З урахуванням вищевідзначеного рівняння (2.30) можна записати у вигляді

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot e^{jkz} \cdot e^{\frac{jkx_0^2}{2z}} \cdot \int_{x_1} U(x_1) \cdot e^{\frac{jkx_1^2}{2z}} \cdot e^{-\frac{jk}{z}x_0 x_1} dx_1 \quad (2.30)$$

У виразі (2.30) множник $\frac{z}{z^2 + x_0^2}$ відображає значення коефіцієнта, що враховує

затухання відображеної звукової хвилі при розповсюдженні від звукового

імпульсу до ехоприймачів решітки з координатами z, x_0 . Множник $\frac{1}{j\lambda} e^{jkz}$ 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 фокусуючий множник Френеля $e^{\frac{jkx_1^2}{2z}}$. Фур'є-

перетворення одновимірної функції $U(x_1) \cdot e^{\frac{jkx_1^2}{2z}}$, помножене на відповідний

коефіцієнт і є одновимірною звуковою голограмою проєкцій точкових джерел на вісь, x_1 , розташованих в об'єктній площині.

У дискретній формі інтегральне рівняння (2.30) можна представити у вигляді:

$$U(x_{0i}) = A \cdot \sum_{i=1}^n U(x_{1l}) \cdot e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{1l}^2} \cdot e^{-\frac{j2\pi}{\lambda z} x_{1l} \cdot x_{0i}} \quad (2.31)$$

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

Якщо припустити, що масштаби осей x_0 та x_1 однакові, тобто $x_{0i} = x_{1l}$, тоді комплексна амплітуда, що реєструється уздовж осі x_0 , точках апертури x_{0i} і представлятиме дискретну звукову голограму згідно дискретної математичної моделі (2.31), $i = 1, \dots, n$; n – число точок дискретизації апертури, $l = 1, \dots, n$, l – та точка дискретизації x_1 указує на місцеположення x_{1l} l -го джерела сферичної хвилі на об'єктній лінії x_1 .

Враховуючи, що просторова частота f_{x_0} рівна:

$$f_{x_0} = \frac{x_0}{\lambda H} \text{ и } K = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c}, \quad (2.32)$$

можна показати, що одновимірній голограмі взаємно однозначно відповідає вираз, що визначає через зворотне 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:

$$U(x_1) = e^{-j\omega x_1^2} \cdot \frac{j\lambda(z^2 + x_0)^2}{z} \cdot \int_{f_{x_0}} \left[U(f_{x_0}) \cdot e^{\frac{-j\omega}{2cz}(x_0^2)} \right] \cdot e^{j2\pi f_{x_0} \cdot x_1} df_{x_0} \quad (2.33)$$

У дискретній формі вираз (2.33) матиме вигляд:

$$U(x_{1l}) = \frac{1}{A} \cdot \sum_{i=1}^n \left[U\left(\frac{x_{0i}}{\lambda z}\right) \cdot e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2} \right] \cdot e^{\frac{j2\pi}{\lambda z} x_{1l} \cdot x_{0i}} \quad (2.34)$$

Як випливає з (2.33), 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 $U(f_{x_{0i}})$ покомпонентним множенням на множник, спряжений фазовому множнику Френеля $e^{-\frac{j\pi}{\lambda z}x_{0i}^2}$

$$U'(f_{x_{0i}}) = U(f_{x_{0i}}) \cdot e^{\frac{j\pi}{\lambda z}x_{0i}^2} \quad (2.35)$$

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 $x_1 = 0$ об'єктної осі x_1 . З виразу (2.35) випливає, що після виконання операції лінеаризації функція $U(x_{1l})$ відповідатиме Фур'є-перетворенню лінійної суми просторових гармонійних складових $U\left(\frac{x_{0i}}{\lambda H}\right) \cdot e^{j\frac{2\pi}{\lambda z}x_{1l} \cdot x_{0i}}$ з комплексними амплітудами U 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 проекції 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

$$U'_w(f_{x_0}) = U'(f_{x_0}) * w \quad (2.36)$$

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

$$\hat{U}_H^w = f^{-1}\{U'_w(f_{x_0})\} \quad (2.37)$$

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

$$E_{1l} = \hat{U}_{1l}^w \cdot (U_{1l})^* \quad (2.38)$$

Отримані за даними реконструкції одновимірних голограм значення інтенсивності в точках на акустичній осі (лінії сканування) для певних значень z компонується 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:

$$U(u, v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{\lambda Z}(ux+vy)} dx dy \quad (2.39)$$

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 (2.39) видно, що дифракційна картина представляє собою двовимірне Фур'є-перетворення об'єкта, при цьому $\frac{2\pi u}{\lambda Z}$ і $\frac{2\pi v}{\lambda Z}$ 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:

$$U(u, v) = \frac{e^{jKZ}}{j\lambda Z} \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(u^2+v^2)} \cdot \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(x^2+y^2)} \cdot e^{-\frac{j2\pi}{\lambda Z}(ux+vy)} dx dy \quad (2.40)$$

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

При цьому інтеграл відповідає двовимірному Фур'є-перетворенню функції

$$f(x, y) \cdot e^{j\frac{K}{2Z}(x^2+y^2)}, \quad (2.41)$$

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 (2.35) 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_1, y_1 можна апроксимувати центром майданчика S з постійним значенням (2.37). У цьому випадку значення в знаменнику (2.38) не залежить від значень x_1, y_1 і може бути винесено за знак інтегрування в (2.38), (2.39). Виходячи з цього ж умови для, також можна винести за знак інтегрування і вираз (2.40) запишеться у вигляді[50]:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r'_{01}} \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) \cdot l^{jKr_{01}} \quad (2.42)$$

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

$$r'_{01} = \sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \quad (2.43)$$

$$\text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}'_{01}) = \frac{z}{\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2}} \quad (2.44)$$

З врахуванням (2.43) и (2.44) вираз (2.45) буде мати вид:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2})^2} \cdot l^{jKr_{01}} \quad (2.45)$$

а вираз (2.46) прийме вид:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} l^{jKr_{01}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (2.46)$$

У виразі (2.46) 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 згасання 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 (2.46) на апертуру вимірювань x_0, y_0 .

Оскільки значення діафрагми вимірювань може бути досить великим, апроксимувати r_{01} в показнику підінтегральною експоненти вираження (2.47) Френель запропонував шляхом розкладання квадратного кореня в статичній ряд виду [23, 50].

$$\sqrt{1+b} = 1 + \frac{1}{2}b - \frac{1}{8}b^2 + \dots \quad (2.47)$$

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

$$b = \left(\frac{x_0 - x_1}{z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{z}\right)^2 \quad (2.48)$$

Для випадка лінійної апертури вираз (2.48) прийме вид:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot l^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} l^{\frac{jk}{2z}(x_0 - x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (2.49)$$

Якщо в (2.49) обмежитись лінійним членом наближення, то вираз (2.50) прийме вид:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot l^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} l^{\frac{jk}{2z}(x_0 - x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (2.50)$$

Висновки по 2 розділу:

Таким чином, в розділі 2 показано, що в якості математичної моделі звукової голограми неоднорідностей (дефектів) в сканованому об'ємі матеріала 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 нсодпорідностей 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.

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 прийнятного 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.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Огир А.С. О голографической системе визуализации медицинского назначения / Тарапата В.В., Огир Е.А. – Сборник научных трудов ИПМЭ НАНУ. – Інформаційні технології. – вип. 37, 2006, С. 3-6.
2. Огир А.С. Новая информационная технология формирования голограммных акустических изображений высокого разрешения в системах ультразвуковой визуализации медицинского назначения / Тарапата В.В., Огир Е.А // Электронное моделирование – 2014. – Т. 36, № 1. – С. 49-57.
3. Огир А.С. Система ультразвуковой диагностики с использованием фазовой информации отраженного звукового поля / Тарапата В.В., Огир Е.А, Чемерис А.А. //Электронное моделирование, 2016. – Т 38, № 1. – С. 63-72.
4. Огир А. С. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности / Огир Е.А. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности // Электронное моделирование. – 2017. – Т. 39, № 3. – С. 105-117.
5. Огір О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень.// Электронное моделирование – 2019. Т.41, №4 – С. 35-47

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ ТА АЛГОРИТМІЧНО-ПРОГРАМНОЇ ОРГАНІЗАЦІЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ ДІАГНОСТИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ НА ОСНОВІ ЗАПРОПОНОВАНОГО МЕТОДУ

3.1 Реконструкція діагностичних зображень на основі обчислювальних процедур спеціального виду

Розвиток комп'ютерних методів відновлення голограмних зображень шляхом обробки квазіголограм, як математичних моделей фізичних голограм реальних об'єктів, мають першорядне значення. Переваги цифрового відновлення зображень за їх голограмними описами можна висловити таким чином [33, 44, 45, 51]:

При використанні двоканального електронного тракту з опорними тональними сигналами, зрушеними по фазі на $\pi/2$ один щодо іншого, можна здійснити відновлення комплексної квазіголограми виду:

$$A(x, y) \cdot l^{j\varphi(x, y)} = A(x, y) \{ \cos\varphi(x, y) + j\sin\varphi(x, y) \} \quad (3.1.1)$$

На відміну від голограми, записаної на фізичному носії у вигляді дійсної функції $A(x, y) \cdot \cos\varphi(x, y)$, з якої фізичними методами відновлюються два пов'язаних зображення одночасно, що впливають на якість зображення негативно, в комп'ютері згідно з (3.1.1) може бути виконано алгоритмічний поділ відновлюваних голограмних зображень і, таким чином, за рахунок усунення взаємних перешкод пов'язаних зображень суттєво покращується якість зображень. Усунення фонових фізичних шумів в процесі відновлення, а також можливість фільтрації дифракційних перешкод, що здійснюється програмним шляхом за допомогою комп'ютера, дозволяють істотно збільшити динамічний діапазон і контраст відновлюваних зображень. При цьому шуми квантування, що виникають при перетворенні сигналів мізерно малі по відношенню до динамічного діапазону сигналів, який обмежений динамічним діапазоном аналогових електронних амплітудно-фазометричних приймачів просторово-часового сигналу.

Оскільки відновлення зображення в комп'ютері може здійснюватися при виборі перетворюючої функції будь-якого виду, цифрова обробка може бути здійснена на довжині хвилі, використаної для запису голограм. Це створює можливість отримання об'ємних зображень. Великі масиви даних, що обробляються при цьому, дозволяють здійснювати відновлення зображень відомими методами тільки по окремих перетинах об'єкта, стимулюючи розробку нових ефективних чисельних методів відновлення тривимірних (об'ємних) зображень.

Реконструкція зображень дозволяє здійснювати різноманітну проміжну обробку сигналів з метою підвищення якості зображень: аподизацію масиву просторових вибірок (за аналогією з оптичною аподизацією) для зменшення дифракційних перешкод від обмежених прийомних апертур; інтерполяцію даних просторових вибірок з метою підвищення дозволу елементів зображення; просторову обробку в області апертури поза розташуванням об'єкта з метою зменшення шумів; просторове диференціювання зображень з метою підкреслення контурів об'єкта. Вельми перспективними є методи придушення перешкод, здійснювані при цифровій обробці вхідних просторово-часових сигналів.

Специфічним недоліком голограм є характерний відблиск зображень. Одним із шляхів подолання його є використання немонохроматичних сигналів, а також обробка масиву звукових голограм, сформованих для різних частот спектра ехосигналів. При комп'ютерному відновленні зображень можливий перехід до широкосмугової багаточастотної голографії без зниження контрасту зображення [44]. При цьому поряд з придушенням блокової структури зображення і помилкових відблисків з'являється можливість підвищення роздільної здатності з одночасним зменшенням числа просторових вибірок. Це дозволяє поліпшити якість і читаність об'єктів на відновлюваних зображеннях. Зменшення відблискової структури зображення, підвищення точності відновлення інтенсивності ехосигналів в пікселях зображення сприяють алгоритми формування одновимірно-растрової

структури голограмного опису і відновлення зображень з фільтрацією вторинних пелюсток Фур'є-перетворення та ревербераційних сигналів-завад [34, 50, 51].

Якісну реконструкція діагностичних зображень можна отримати на основі обчислювальних процедур спеціального виду, що забезпечують високу роздільну здатність і досить хороший поділ корисних сигналів і сигналів перешкод.

Розроблений метод вирішує завдання проектування точково-подібних неоднорідностей в обсязі звукового імпульсу, що є джерелами сферичних звукових хвиль, на одну з координатних осей, наприклад на вісь X_0 , змінюючи при цьому лише значення початкової фази коливань ехосигналів точково-подібних джерел. Оскільки реконструкція зображення являє собою визначення просторового амплітудно-частотного спектра функції голограми шляхом одновимірного перетворення Фур'є по координаті X , розташування комплексних гармонік на осі просторових частот дає зображення об'єктної лінії вздовж координати X .

Матричні представлення передавальної функції поширення хвильового фронту від об'єктної площини до площини реєстрації голограм з урахуванням одномірно-растрових уявлень дозволяють реалізувати різні модифікації так званих методів з "надроздільною здатністю" [66].

Розглянемо математичну модель формування голограмних описів на основі матричних уявлень передавальної характеристики в просторово-часовій області з урахуванням особливостей квазіголограм одномірно-растрового типу [65].

Уявімо, що точки деякої об'єктної площини Y_1, X_1 звукового імпульсу (рис 2.2.5) проектується у вигляді деякої об'єктної лінії на вісь X_1 . Фактично це означає реєстрацію лінійної апертури на вісь X_0 комплексних амплітуд квазіголограми, відповідної суперпозиції ехосигналів точково-подібних джерел X_{1i} , що знаходяться в площині $X_1, Y_1, i=1, 2, \dots, n$.

Поширювані від точкових джерел X_{1i} сферичні хвилі інтерферують і реєструються в площині X_0, Y_0 лінійної апертури приймачів $X_{0l}, l=1, 2, \dots, n$.

З урахуванням принципу суперпозиції дискретна модель голографування апертурою лінійних детекторів в ізотропному середовищі може бути представлена у вигляді:

$$\overline{x_0} = M \cdot \overline{x_1} \quad (3.1.2)$$

$$\overline{x_1} = Ax_{11} \cdot l^{j\varphi x_{11}}, \dots, Ax_{1i} \cdot l^{j\varphi x_{1i}}, \dots, Ax_{1n} \cdot l^{j\varphi x_{1n}} \quad (3.1.3)$$

$$\overline{x_0} = Ax_{01} \cdot l^{j\varphi x_{01}}, \dots, Ax_{02} \cdot l^{j\varphi x_{02}}, \dots, Ax_{0n} \cdot l^{j\varphi x_{0n}} \quad (3.1.4)$$

M – квадратна матриця, компоненти якої M_{li} можуть бути отримані з виразу

$$M_{li} = l^{j\frac{2\pi}{\lambda}(\sqrt{H^2+(x_i-x_l)^2}-H)} \quad (3.1.5)$$

H – відстань між об'єктною площиною і лінією голографування, λ -довжина хвилі.

Розглянута модель формування масиву голограмних описів зондованого середовища містить природний спосіб вирішення зворотного завдання-завдання відновлення зображень по голограмних описах за допомогою звернення матриці M і подальшої реалізації процедури відновлення у вигляді:

$$\overline{x_0} = M^{-1} \cdot \overline{x} \quad (3.1.6)$$

Порівняння математичної моделі виду (3.1.2) - (3.1.6) з математичним поданням голограми Френеля показує, що вектор-стовпці матриці M є

дискретними аналогом квазіголограми точкових джерел коливань одиничної амплітуди, що реєструються в площині голографування на відстані H від об'єктної площини. Графічна інтерпретація матриці передавальної характеристики представлена на рис 3.1.1. Відмінними рисами матриці M є рівні значення компонент на головній і другорядних діагоналях матриці, симетрія матриці щодо головної діагоналі, комплексне уявлення компонент матриці[68]. В цілому матриця M є Теплицевою і являє собою передатну характеристику, що описує зміну хвильового поля в просторово-часовій області, тому рішення задачі відновлення не має операторів Френеля, Фур'є в прямому вигляді; вибір значення H визначається обмеженнями зони Френеля $D/2 \leq H \leq D^2/2$, де D – апертура.

В результаті комп'ютерного моделювання процесів голографування і чисельної реконструкції діагностичних зображень методом ОВФ, ЛЧД-методом і за допомогою матричної моделі були виявлені безперечні переваги роздільної здатності і точності відновлення значень амплітуд (інтенсивності) акустичного поля в точках об'єктної площини для методу обігу матриці передатної фазової характеристики[50,53].

У розглянутій матричній моделі її фазові компоненти являють точні значення просторових голографічних вузлів зсуву на відміну від параксіальних наближень інтегральної моделі Френеля, що дозволяє здійснити якісне відновлення зображень за звукової голограми.

Використовуючи лінійно-растрові зображення для опису процесів взаємодії акустичного поля і зондувального середовища у поєднанні з матричною моделлю поширення звукової хвилі, дозволяє здійснити відновлення тривимірних акустичних зображень досліджуваних середовищ шляхом послідовного пошарового сканування. При цьому, що формуються в пам'яті ПК тривимірні образи внутрішньої структури зондувального середовища можуть бути відображені на екрані моніторів за допомогою різних систем комп'ютерного стереозображення. Однак, методи відновлення, що базуються на основі подання передатної характеристики вільного простору

матричним оператором і передбачають рішення системи лінійних алгебраїчних рівнянь при реконструкції зображень ϵ , як правило, нестійкими для голограмних описів на основі вимірювань з малим δx [69].

Розглянемо завдання цифрового відновлення зображень по голограмі Френеля або розрахунку поля в зоні Френеля на основі інтегрального перетворення Френеля[48,71].

Нехай $\Gamma(X_0, Y_0)$ – комплексна функція, що описує зареєстровану голограму Френеля. Тоді амплітуда поля на об'єкт в зоні Френеля:

$$U(x_1, y_1) = l^{\frac{j\pi}{\lambda H}(x_0^2 + y_0^2)} \times \iint_{x_0, y_0} \Gamma(x_0, y_0) \cdot l^{\frac{j\pi}{\lambda H}(x_0^2 + y_0^2)} \cdot l^{-\frac{j2\pi}{\lambda H}(x_0 x_1 + y_0 y_1)} dx_0 dy_0 \quad (3.1.7)$$

де λ – довжина хвилі, H – відстань, на якому відшукується поле $b(x_1, y_1)$. На відміну від голограми Фур'є параметри λ і H визначають не тільки масштаб, але і просторовий розподіл амплітуди та фази $U(x_1, y_1)$.

При відновленні зображень по голограмі Френеля доцільно розрізняти дві ситуації:

- перша, коли потрібно відновити тільки значення інтенсивності хвилі на об'єкті (завдання відновлення зображення об'єкта),
- друга, коли необхідно визначити і амплітуду і фазу хвилі на об'єкті,
- третя, при переході до дискретного подання інтеграла крок дискретизації x_1, y_1 вибрати тільки виходячи з розмірів голограми L_{2x_0}, L_{2y_0} .

$$\Delta X_0 = \frac{\lambda H}{L_{2x_0}}; \quad \Delta Y_0 = \frac{\lambda H}{L_{2y_0}} \quad (3.1.8)$$

Щодо дискретизації по x_1, y_1 слід відзначити, що крок дискретизації і розміри апертури вимірювального приладу необхідно вибрати так, щоб одночасно виконувалися дві умови:

- умова точного дискретного уявлення голограми, яке полягає в тому, що на період максимальної просторової частоти голограми припадало не менше двох відліків,

- умова точної передачі фазового множника $l^{\frac{j\pi}{\lambda H}(x_1^2+y_1^2)}$ під знаком інтегралу.

Найменш жорстка вимога, яку тут можна поставити, полягає в тому, щоб в результаті дискретизації не порушилася монотонність зміни фази фазового множника. Це означає, що на період максимальних просторових частот експоненціального множника, рівних за x_1 і по y_1 відповідно:

$$\frac{\partial}{\partial x_1} \left(\frac{x_1^2}{2\lambda H} \right) / x_{1\max} = \frac{x_{1\max}}{\lambda H} = \frac{L_{2x_1}}{2\lambda H} \quad (3.1.9)$$

$$\frac{\partial}{\partial y_1} \left(\frac{y_1^2}{2\lambda H} \right) / y_{1\max} = \frac{y_{1\max}}{\lambda H} = \frac{L_{2y_1}}{2\lambda H} \quad (3.1.10)$$

повинно проводитися не менше двох відліків, тобто:

$$\Delta x_1 \leq \frac{\lambda H}{L_{2x_1}}; \quad \Delta y_1 \leq \frac{\lambda H}{L_{2y_1}} \quad (3.1.10)$$

З цих двох оцінок треба вибрати найменше Δx_1 і Δy_1 .

Якщо необхідно відновити також і фазу поля $b(x_1, y_1)$, подібний двоїстий підхід повинен бути застосований і до вибору кроку дискретизації по x_0 і по y_0 , тобто до умови (3.1.8) додається 2 умови, аналогічні (3.1.10).

$$\Delta x_0 \leq \frac{\lambda H}{L_{0x}}; \quad \Delta y_0 \leq \frac{\lambda H}{L_{0y}} \quad (3.1.11)$$

де L_{0x} , L_{0y} - розміри об'єкта, в межах яких потрібно забезпечити високу точність відновлення фази.

Слід зазначити, що зазначені якісні міркування нічого не кажуть про те, яка саме точність відновлення буде досягнута при тому чи іншому кроці дискретизації.

При відновленні зображень за голограми Френеля необхідно враховувати ефект кінцевої апертури і, як наслідок, виникнення вторинних пелюсток Фур'є-перетворення та спотворення відновлюваних амплітуд в сфокусованих точках[1].

Таким чином, можна резюмувати, що відновлення зображень в комп'ютері вимагає досить жорстких умов дискретного представлення голограми в пам'яті комп'ютера.

Це тягне досить жорсткі умови кількості датчиків на апертурі вимірювань для реєстрації широкосмугового спектру просторових частот голограми. Широкосмуговість дискретної голограми (її комп'ютерної копії) при використанні відомих методів відновлення зображень: методу зверненого хвильового фронту, кореляційно-фільтрового методу і його модифікацій, є вирішальним фактором якості характеристики поперечного дозволу, тому що зазначені методи використовують процедуру «стиснення» сигналу голограми шляхом знаходження згортання або кореляційної функції для функцій голограми та еталонного сигналу точкової голограми .

Розглянемо рішення задачі реалізації алгоритму на програмному та апаратному рівні всіх стадій обробки, від реєстрації показань датчиків до формування та виводу інформації на дисплей. Обробка та реконструкція зображень повинна відбуватися в режимі реального часу, виходячи з призначення та логіки функціонування системи. Потік даних достатньо великий, і стандартні методи рішення виявляються непридатними[54,72,73].

Методи формування діагностичних зображень базуються на реєстрації і обробці когерентного або некогерентного випромінювання, одержуваного в результаті взаємодії падаючої хвилі з об'єктом контролю. Діагностичне зображення знаходять шляхом перетворення параметрів прийнятого

сумарного вторинного випромінювання в пропорційну яскравість оптичного зображення.

Перевагою методу є можливість використання дуже коротких зондувальних імпульсів, тривалість яких становить кілька періодів коливань УЗ хвилі, що дає можливість високого просторового розрізнення уздовж лінії поширення звукового імпульсу. Таким чином, можна виділяти шари об'єкта, розташовані на різних відстанях від приймача ехосигналів і здійснювати візуалізацію об'єкту пошарово, використовуючи методи електронного сканування[65].

3.2 Комп'ютерне моделювання процесу реконструкції діагностичних зображень

Процес реконструкції та виводу діагностичних зображень включає наступні типи операцій:

- 1) Опромінення об'єкта контролю.
- 2) Реєстрація розсіяних ехосигналів.
- 3) Обробка ехосигналів з метою фокусування зображень.
- 4) Знаходження зображення, відповідного об'єкту сканування шару.
- 5) Виконання обчислювальної процедури фільтрації від сигналів-завад.
- 6) Проведення аналізу отриманого зображення.

У практиці застосування комп'ютерних методів реконструкції діагностичних зображень відомі дві класичні схеми, що мають декілька модифікацій. До першої групи відомих методів можуть бути віднесені: т. зв. метод оберненого хвильового фронту і його модифікації типу методу звернених проєкцій [3, 14,30, 62, 66]. Фазове відтворення в значній мірі зберігає кореляцію між сигналами, із цього можливо зробити висновок про те, що 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 масштаба 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

Сутність методу оберненого хвильового фронту полягає у вирішенні зворотного завдання хвильового поля: по відомому, що реєструється в площині голограми розподілу комплексних амплітуд когерентного поля $U(x_0, y_0, z)$ визначити хвильове поле об'єкта, що складається з точкових джерел сферичних хвиль, що інтерферують у вільному просторі і створюють, власне, реєстроване хвильове поле в площині голограми, розташованої на відстані z від об'єктної площини.

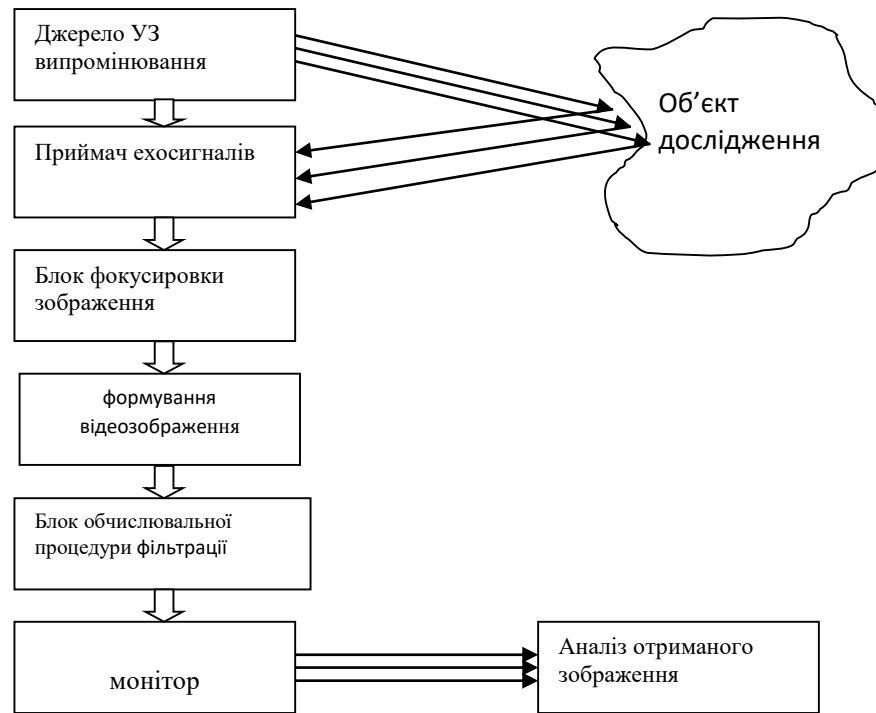


Рис.3.2 Структурна схема реконструкції та виводу зображення

Відомо, що рівняння хвильового поля в площині голограми може бути записано у вигляді інтегрального перетворення об'єктної функції $U(x_0, y_0, z=0)$

:

$$U(x_0, y_0, z) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\omega \cdot \cos(\vec{n}; \vec{r}) \cdot l \cdot e^{j\omega|\vec{r}|/c}}{j2\pi c|\vec{r}|} \cdot U(x_1, y_1, z=0) dx_1 dy_1 \quad (3.2.1)$$

де ω - частота коливань;

\vec{n} - вектор нормалі до фронту падаючої хвилі в точці x_0, y_0, z ;

\vec{r} - вектор поширення хвилі від точки $x_1, y_1, z=0$ до точки x_0, y_0, z ;

c - швидкість поширення хвилі;

x_1, y_1 - площина голографуючого об'єкта;

x_0, y_0 – площина голограми;

$U(x_1, y_1, z=0)$ – об'єктна функція хвильового поля в площині об'єкта;

$U(x_0, y_0, z)$ – розподіл комплексних амплітуд хвильового поля в площині голограми.

Метод базується на поданні дифракційного інтеграла у вигляді інтеграла згортання функції $U(x_1, y_1, 0)$ і передавальної функції вільного простору $h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z)$:

$$U(x_0, y_0, z) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z) \cdot U(x_1, y_1, z = 0) dx_1, dy_1 \quad (3.2.2)$$

або $U(x_0, y_0, z) = h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z) \times U(x_1, y_1, z = 0)$

де $h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z) = \frac{\omega \cdot \text{Cos}(\bar{n}; \bar{r}) \cdot l^{j\omega|\bar{r}|}}{j2\pi c|\bar{r}|}$

Використовуючи відомі апроксимації Френеля щодо вимог до взаємної геометрії розташування об'єктної площини та площини голограми, вибору моделей падаючої і відбитої хвиль, їх когерентності і розглядом тільки хвилі, що розповсюджується без загасання, передавальна функція може бути представлена у вигляді:

$$h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z) = \frac{\omega}{j2\pi c z} \cdot l^{\frac{j\omega}{c} \sqrt{z^2 + (x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2}}$$

Використовуючи відомі властивості згортання в частотній області, вираз (3.2.2) прийме вигляд:

$$U_0(f_x, f_y, z) = H(f_x, f_y, z) \cdot U_1(f_x, f_y) \quad (3.2.3)$$

де функції $U_0(f_x, f_y, z) = F\{U(x_0, y_0, z)\}$

$$H(f_x, f_y, z) = F\{h(x_0, y_0, z, x_1, y_1)\}$$

$$U_1(f_x, f_y) = F\{U(x_1, y_1, 0)\}$$

(3.2.4)

і $F\{\dots\}$ позначений оператор Фур'є-перетворення.

Використовуючи (3.2.3) і (3.2.4) оцінка для спектру просторових частот функції $\tilde{U}_1(f_x, f_y)$

$$\tilde{U}_1(f_x, f_y) = H^{-1}(f_x, f_y, z) \cdot U_0(f_x, f_y, z) \quad (3.2.5)$$

Виконавши операцію зворотного перетворення Фур'є отримуємо оцінку для функції розподілу поля на об'єкті

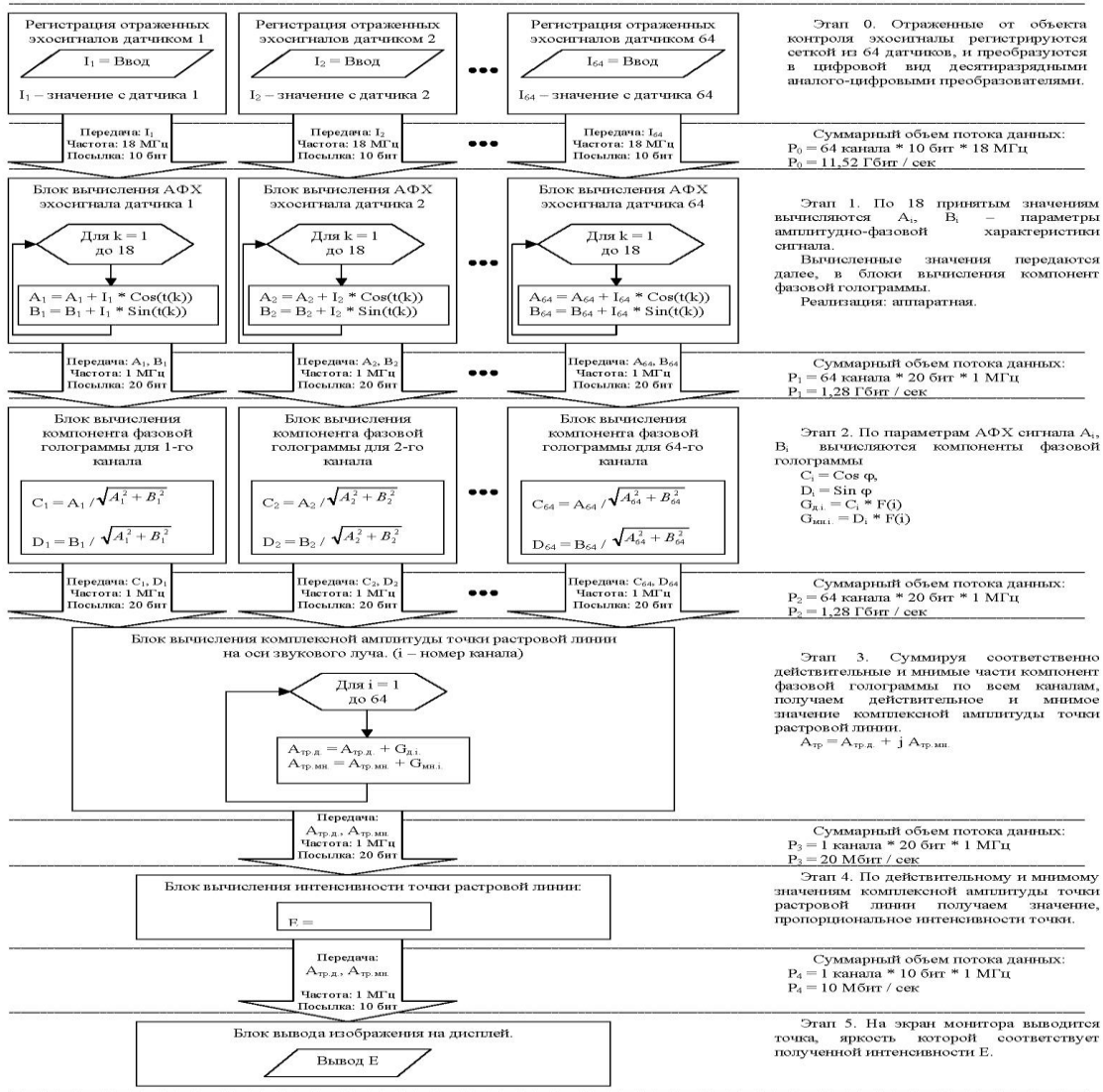
$$U_1(f_x, f_y) = F^{-1}\{H^{-1}(f_x, f_y, z) \cdot U_0(f_x, f_y, z)\} \quad (3.2.6)$$

Таким чином, алгоритм реконструкції зображення об'єкта по його голограмі на основі методу ОХФ наступний:

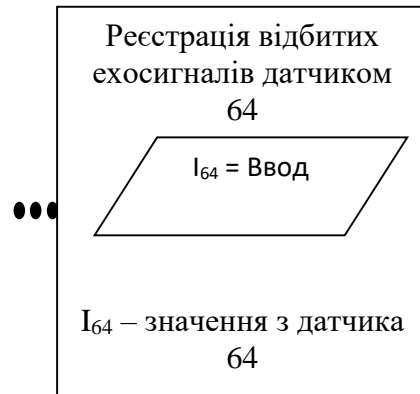
- а) виконати пряме перетворення вимірної голограмної функції $U(x_0, y_0, z)$;
- б) визначити Фур'є-перетворення h -функції;
- в) помножити $U_0(f_x, f_y, z)$ на $H^{-1}(f_x, f_y, z)$;
- г) виконати зворотне перетворення Фур'є добутку функцій, отриманого згідно в).

Отримана в результаті виконання зворотного перетворення (п. г) функція є відновлене зображення об'єкта.

До переваг методу слід віднести прийнятний обсяг обчислень, відсутність складних інтерактивних процедур, що призводять при великих масивах вхідних найчастіше до нестійкості обчислювальних процедур, можливість реалізації в спеціалізованих обчислювальних структурах[53,60].



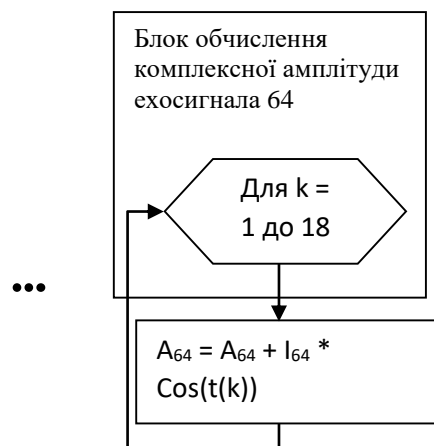
Розглянемо ділянки алгоритму:



Етап 0. Відбиті від об'єкту контролю ехосигнали реєструються решіткою з 64 датчиків, та перетворюються в цифровий вид десяти розрядними перетворювачами.

Ввід даних

Вхідними даними системи можна вважати інформацію з 64 датчиків – приймачів ехосигналів. Розрядність АЦП 10 розрядів. Частота тонального сигналу 3 МГц, на одному періоді ехосигнала необхідно реєструвати шість значень датчиків. Дані для формування кожної компоненти фазової голограми відбитого ехосигнала реєструються протягом трьох періодів, тобто 18 значень ехосигналів[34].



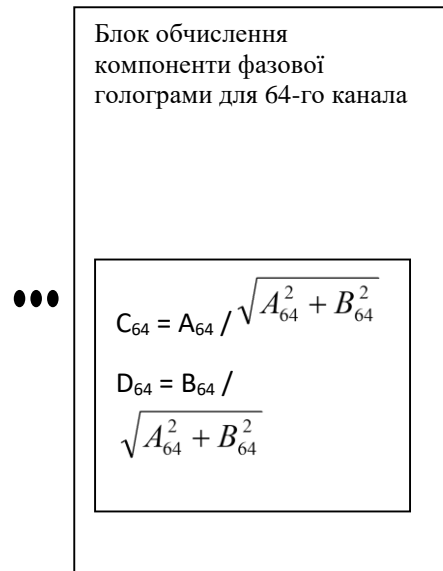
Етап 1. По 18 прийнятим значенням обчислюються A_i , V_i – параметри амплітудно-фазової характеристики сигналу.

Обчислені значення передаються далі, в блоки обчислення компонент фазової голограми.

Реалізація: апаратна.

Синхронний детектор

Алгоритм цифрової обробки сигналу в блоках багатоканального синхронного детектора представляє обчислення сум парних добутків отриманих значень з датчика на синус та косинус опорного сигналу.



Етап 2. За параметрами комплексного сигналу A_i , B_i обчислюються компоненти фазової голограми.

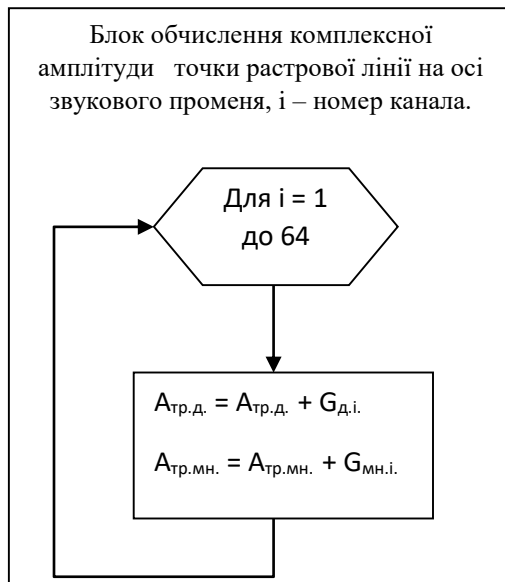
$$C_i = \cos \varphi,$$

$$D_i = \sin \varphi$$

$$G_{д.і.} = C_i * F(i)$$

$$G_{мн.і.} = D_i * F(i)$$

Блок обчислення компоненти фазової голограми.



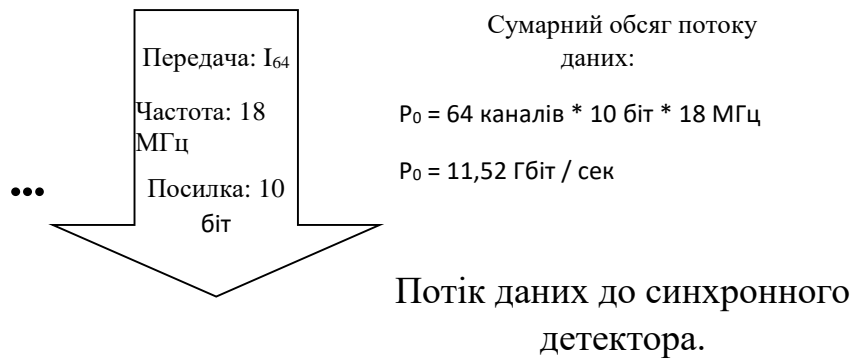
Етап 3. Просумувавши відповідно дійсні та уявні частини компонент фазової голограми по всім каналам, отримуємо дійсне та уявне значення комплексної амплітуди точки растрової лінії.

$$A_{тр} = A_{тр.д.} + j A_{тр.мн.}$$

Обчислення комплексної амплітуди точки растрової лінії.

Інтенсивність точки растрової лінії визначається як сума квадратів дійсної та уявної частин фазової голограми. Блок формування та виводу зображення на монітор формує растрове голографічне зображення сканованої області об'єкту[28].

Оцінимо обсяг потоків інформації, що передаються між блоками системи.



Зчитування даних відбувається шість разів за період, тобто з частотою 18 МГц. 64 десятирозрядних АЦП – це 640 біт даних за одне опитування. Таким чином, сумарний потік даних, які надходять в блоки обчислення синхронного детектора, складає 11,52 Гбіт інформації за секунду. Обсяг сумарного потоку з вихода синхронного детектора складає 1,28 Гбіт на секунду. Такого ж обсягу потік іде і до блоку обчислення точки растрової лінії. І тільки в блок формування та виводу зображення надходить з частотою 1 МГц одне десятибітне значення – інтенсивність точки растрової лінії, обсяг потоку відповідно 10 Мбіт / сек[34,41].

Найменування інтерфейсу	Максимальна швидкість
Мережеві адаптери	До 1 Гбіт/сек
PCI шина	33 МГц * 64 біт = 2,112 Гбіт / сек
ATA-інтерфейс	166 Мбайт / сек = 1,328 Гбіт / сек
FireWare (IEEE1394)	400 Мбіт / сек
WiFi	54 Мбіт / сек
BlueTooth	1 Мбіт / сек
AGP, PCIExpress	Надзвичайно складні у реалізації

Виникає питання, на якому етапі можливий хоча б ввід такого обсягу інформації в ПК. Так, максимальна швидкість сучасних сітьових адаптерів 1 Гбіт / сек., PCI шина дозволяє приймати дані зі швидкістю $33 \text{ MHz} * 64 \text{ бит} = 2,112 \text{ Гбіт/сек}$ (не рахуючи команд управління), специфікація ATA-інтерфейсів дозволяю досягти швидкості лише $166 \text{ Мбайт / сек} = 1,328 \text{ Гбіт / сек}$. Швидкість FireWare (IEEE1394) до 400 Мбіт/сек, USB 2.0 – 480 Мбіт / сек. Швидкість портів COM, LPT ще нижча. Сучасні стандарти бездротового зв'язку також не призначені для таких потоків – у WiFi стандартна швидкість 54 Мбіт/сек, у Bluetooth порядку 1 Мбіт/сек. Цікавим рішенням є ввід даних крізь порти AGP або PCIExpress, але наслідком застосування такого рішення буде надзвичайно складна розробка як програмного забезпечення (розробити драйвер для AGP пристрою в сотні разів складніше, аніж для PCI або ATA), так і засобів апаратної синхронізації вводу. Справа в тому, що специфікації AGP та PCIExpress достатньо складні та здійснюють повноцінний обмін командами між інстальованим пристроєм та комп'ютером, навіть для простих операцій передачі даних.

Таким чином, практично неможливо реалізувати блоки обчислення амплітудно-фазової характеристики на ПК, враховуючи надто великий потік даних. Достатньо складно передавати також потік 1,28 Гбіт/сек, и тільки для потоку 10 Мбіт/сек надається достатньо широкий вибір інтерфейсів для вводу. Також відмітимо, що архівація даних, що передаються, нами не розглядається, тому що при таких великих потоках даних реалізація системи архівації буде не менш ресурсомісткою та дорогою, ніж реалізація усього алгоритму роботи системи. Таким чином, для реалізації блоків синхронного детектування необхідно реалізувати спец процесор. Завдання добре піддається розпаралелюванню на $2 \div 64$ обчислювальних потоків. Оцінимо обсяг обчислень в одному блоці: з частотою опроса (18 МГц) необхідно знаходити синус та косинус фази,

помножувати їх на отримане значення, та додавати у пару накопичувальних регістрів. Один раз на 18 кроків потрібно відсилати значення регістрів наступним блокам. При реалізації на цифрових сигнальних процесорах (DSP) такі перетворення займуть приблизно 12 – 28 тактів на виконання одного кроку, що при частоті 18 МГц складе потрібну потужність для обробки одного каналу 216 - 504 МГц. Більшість процесорів можуть обробляти кілька таких завдань одночасно[51,54,63]. Альтернативним варіантом до реалізації на DSP є рішення з застосуванням програмованих логічних інтегральних схем (ПЛІС), особливо враховуючи, що в більшості ПЛІС є входи з АЦП, та гарні можливості для паралельної обробки даних.

У представленій таблиці кожній можливій парі значень t та отриманому значенню з АЦП відповідає одне значення, яке знаходиться у відповідній клітинці. Якщо розрахувати заздалегідь та заповнити таблицю значеннями, що дорівнюють добутку значення датчика на косинус або синус t , то весь алгоритм роботи блоків обчислення амплітудно-фазової характеристики сигналу зведеться до вибору відповідного значення з таблиць. Для реалізації алгоритму роботи блока обчислення компонент фазової голограми можливо також застосувати описаний засіб, але тут вихідне значення залежить від трьох параметрів – дійсної частини сигналу, уявної частини, та розташування датчика, яке визначається його номером. Тому для реалізації алгоритму роботи цих блоків необхідно реалізувати тримірний логічний перетворювач. Його реалізація можлива і на ПЛІС[46,47,51], і з застосуванням DSP-процесора, а також за допомогою ПК. Дійсно, при потрібній частоті обробки 1 МГц, враховуючи затрати на один крок порядку трьох-чотирьох тактів, отримаємо потужність 500-800 МГц для реалізації усіх 64 блоків, що цілком реально для сучасних процесорів[54].

Алгоритм роботи блока обчислення комплексної амплітуди точки растрової лінії найбільш простий, у порівнянні з алгоритмами роботи інших блоків. Необхідно лише розрахувати модуль суми комплексних чисел –

компонентів фазової голограми. Логічно, зручно і нересурсомістко здійснювати такий розрахунок на ПК. Технічним рішенням реалізації блока формування та виводу зображення є програма на ПК. Дійсно, сучасні засоби обробки графіки процесорами графічних адаптерів дозволяють достатньо просто провести необхідні перетворення та вивести отримане зображення на монітор комп'ютера. Крім того, при застосуванні монітор персонального комп'ютера відкидається необхідність реалізовувати управління ходом променя ЕЛТ, що є складною інженерною задачею, а також дане рішення становиться незалежним від типу підключеного дисплея. Таке рішення було реалізоване для ОС Microsoft Windows з застосуванням драйверів DirectX.

Результати досліджень, показують, що використання алгоритмів цифрової обробки фазових голограм відбитого звукового поля надають можливість отримання зображення внутрішньої структури з високою точністю. У результаті вищезазначеного виявлено, що застосування фазованої решітки з формуванням вузького скануючого променя на випромінювання та прийом ехосигналів паралельно в часі із забезпеченням умов когерентності та квазістаціонарності забезпечує можливість побудування растрових акустичних зображень високої якості. До позитивних якостей відноситься застосування фазової інформації відбитого поля, як тієї, що містить 70-80% даних о параметрах відбивачів (дефектів матеріалу) – форма, розміри, місцеположення. Проведена детальна декомпозиція алгоритму роботи ультразвукової системи інтроскопії високого просторового і контрастного розрізнення, розглянуті варіанти реалізації всіх ділянок алгоритму, оцінені сучасні апаратні та програмні засоби, та обрані відповідні до задачі діагностики матеріалів[46,51].

3.3. Реконструкція діагностичних зображень при використанні процедури фільтрації

Процес відновлення сигналів, відповідних відгуку точкових джерел об'єктної площини відбувається в умовах корельованості сигналу і завади,

оскільки сумарний сигнал, з якого необхідно виділити відгук, є сумою відгуків від різних точок голографуємої поверхні в сукупності з адитивною нормальною перешкодою. В результаті завдання виділення сигналу, що відповідає певному голографічному зсуву фази, зводиться до задачі фільтрації сигналу з відомою формою, відомими спектральними властивостями на тлі корельованих з сигналом перешкод.

Повне виділення сигналу з суміші його з перешкодою може бути здійснено тільки при радикальній відмінності їх властивостей. Позначимо сумарний сигнал $f(x)$, тоді

$$f(x) = m(x) + n(x) \quad (3.3.1)$$

Де: $m(x)$ - корисний сигнал;

$n(x)$ - перешкода;

x - просторова змінна.

Фільтр з передавальною функцією K виробляє над вхідною функцією $f(x)$ деякі математичні операції. Виникає задача про такому підборі K , щоб на виході отримати деяку функцію $n(x)$ з найменшою помилкою відтворення. Функція $h(x)$ є корисним сигналом в деякій перетвореній формі, так що можна записати

$$h(x) = L[m(x)] \quad (3.3.2)$$

де L – відомий математичний оператор.

Нам необхідно синтезувати фільтр, оптимальний по відношенню до заданого сигналу, що діє на тлі перешкод з відомими статистичними характеристиками.

Для завдання виявлення сигналу критерієм оптимальності є критерій максимуму відношення сигнал-перешкоди на виході фільтра. Таким чином, це повинен бути оптимальний фільтр, що максимізує відношення сигнал/перешкоди[38].

Вимоги: повинні бути задані форма, одинична амплітуда і положення сигналу на лінії апертури X та повинен бути відомий енергетичний спектр $W_n(jk)$

шуму, що представляє собою стаціонарний імовірнісний процес із заданими характеристиками. Відомо, що для випадку перешкоди у вигляді «білого» шуму, коли $W_n(jk) = W_0(jk)$, відношення сигналу до перешкоди на виході фільтра досягає максимуму, коли передавальна характеристика фільтра $K(jk)$ має вигляд:

$$K(jk) = A_0 \cdot S(jk) \quad (3.3.3)$$

де A_0 – сталий коефіцієнт,

$S(jk)$ – Фур'є образ відновлюваного сигналу.

$$S(jk) = A(K) \cdot l^{j\varphi_s(K)} \quad (3.3.4)$$

Де: $A(K)$ – амплітудний спектр відновлюваного сигналу;

$\varphi_s(K)$ - фазовий спектр сигналу;

$K = \frac{\omega}{c}$ - хвильове число.

Передавальна характеристика $K_{opt.}(jk)$ оптимального фільтра за критерієм відношення сигнал/шум для фільтрації на фоні адитивного білого шуму повинна мати вигляд:

$$K_{opt.}(jk) = A_0 \cdot A(k) \cdot l^{-j\varphi_s(K)} \cdot l^{-jkx_0} \quad (3.3.5)$$

Де x_0 – точка на апертурі X , відповідна точці додатка корисного сигналу на осі x_1 об'єктної площини, вісь x_1 колінеарна осі x_0 апертури вимірювань.

Оскільки

$$A(k) \cdot l^{-j\varphi_s(K)} = S^*(jk) \quad (3.3.6)$$

де * - знак комплексного сполучення, то

$$K_{opt.}(jk) = A_0 \cdot S^*(jk) \cdot l^{jkx_0} \quad (3.3.7)$$

Сигнал на виході оптимального фільтра $S_{вих.}(x_0)$ відповідає виразу:

$$S_{вих.}(x_0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-D/2}^{+D/2} S(jk) \cdot K(jk) dk = \int_{-D/2}^{+D/2} A(k) \cdot l^{j\varphi_s(k)} \cdot A_0 \cdot A(k) \cdot l^{-j\varphi_s(k)} \cdot l^{jkx_0} = \frac{1}{2\pi} \int_{-D/2}^{+D/2} [A(k)]^2 \cdot A_0 \cdot l^{jkx_0} dk \quad (3.3.8)$$

Де: D – апертура вимірювань. Вихід фільтра є комплексною величиною. В залежності від значення $|x_0|$ фаза вихідної величини приймає значення в діапазоні для $D/2 \geq x_0 \geq 0$

$$\varphi_{\text{вих.}} = \frac{2\pi \cdot x_0}{\lambda} \quad (3.3.9)$$

Де: λ – довжина хвилі.

Середня потужність шуму виході фільтра:

$$N = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} W_n(\omega) [k(\omega)]^2 d\omega = W_0 \frac{1}{2\pi} [|K(jk)|]^2 d\omega \quad (3.3.10)$$

а ефективне (середньоквадратичне) значення шуму B :

$$B = \sqrt{N} \quad (3.3.11)$$

Нехай на відомий ЛЧМ - сигнал $S(t)$ накладається адитивно шум з нерівномірним енергетичним спектром $W(\omega)$ (не білий) шум і потрібно синтезувати фільтраційну процедуру, що максимізує відношення сигнал / шум на виході фільтра.

У цьому випадку (на відміну від випадку синтезу передавальної функції фільтра для оптимального прийому сигналів на фоні білого шуму), передатна функція фільтра повинна бути узгоджена не тільки зі спектром сигналу $S(\omega)$, але також і з енергетичним спектром шуму. Найпростіший спосіб знаходження необхідної передавальної функції $K_{\text{opt.}}(j\omega)$ полягає в приведенні заданого шуму до білого шуму.

Оскільки функцію $K_1(\omega)$ - можна вибрати довільно, то задамо модуль цієї функції у вигляді:

$$K_1(\omega) = \sqrt{\frac{W_0}{W(\omega)}}; \quad W_0 - \text{const.} \quad (3.3.12)$$

Тоді на виході блоку 1 матимемо шум з рівномірним енергетичним спектром

$$W_1(\omega) = W(\omega)[K_1(\omega)]^2 = W_0 = \text{const} \quad (3.3.13)$$

тобто білий шум.

Сигнал на виході цього блоку 1 також відрізняється від вхідного сигналу, тому що спектральна щільність відрізняється від $S(\omega)$.

$$\dot{S}_1(\omega) = \dot{S}(\omega) \cdot \dot{K}_1(j\omega) \quad (3.3.14)$$

Однак це не суттєво, оскільки головне – максимізація відношення сигнал/перешкода на виході всього пристрою, форма сигналу при цьому ролі не грає, важливо лише відношення енергії сигналу до енергетичного спектру шуму. Оскільки на вході окресленого блоку шум є білим, то ця частина пристрою повинна володіти передатною функцією, що відповідає умові:

$$\frac{1}{K_1(j\omega)} \cdot \dot{K}(j\omega) = S_1^*(\omega) \cdot l^{j\alpha_0} \quad (3.3.15)$$

З (3.3.15) отримуємо

$$\dot{K}(j\omega) = S_1^*(\omega) \cdot K_1(j\omega) \cdot l^{-j\alpha_0} \quad (3.3.16)$$

Так як

$$\dot{S}_1^*(\omega) = \dot{S}_1^*(\omega) \cdot K_1(j\omega) \quad (3.3.17)$$

то

$$\dot{K}(j\omega) = S_1^*(\omega) \cdot \dot{K}_1(j\omega) \cdot \dot{K}_1^*(j\omega) \cdot l^{-j\alpha_0} = S^*(\omega) \cdot |\dot{K}_1(j\omega)|^2 = S^*(\omega) \cdot \frac{W_0}{W(\omega)} \cdot l^{-j\alpha_0} \quad (3.3.18)$$

де W_0 - константа;

$W(\omega)$ - енергетичний (нерівномірний) спектр шуму.

Остаточно отримуємо:

$$K(j\omega) = W_0 \frac{\dot{S}^*(\omega)}{W(\omega)} \cdot l^{-j\omega t_0} \quad (3.3.19)$$

Фізичний сенс співвідношення полягає в тому, що як у випадку білого шуму, для максимізації відношення сигнал/перешкода у фільтрі повинна здійснюватися компенсація початкових фаз спектру вхідного сигналу $\dot{S}(\omega)$ тому в праву частину (3.3.19) входить комплексно пов'язана функція $\dot{S}^*(\omega)$. Однак модуль передавальної функції повинен бути:

а) пропорційний модулю $|\dot{S}(\omega)|$, як і у випадку «білого» шуму;

б) обернено пропорційний енергетичному спектру шуму на вході фільтра. Тим самим, підкреслюються ті компоненти спектра сигналу, при яких інтенсивність шуму менше (приведення до білого шуму)[17].

Алгоритм №1 оптимальної фільтрації точкових відгуків звукового образу:

1. Отримати сумарну функцію відгуків $S_{\Sigma}(x)$;
2. Отримати спектр сумарної функції $S_{\Sigma}(jk)$;
3. В пам'яті ПК є еталонні амплітудно-фазові спектри сигналу одиничної амплітуди, що відповідає даній точці X: $S_3(jk)$; $S_3^*(jk)$.
4. Визначаємо взаємний спектр виду

$$S_{\Sigma}(jk) \cdot S_3^*(jk) = W_{\sigma_3}(jk) \quad (3.3.20)$$

5. Обчислити

$$J = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} W_{\sigma_3}(\omega) d\omega \right|^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} W_{\sigma_3} \cdot W_{\sigma_3}^* d\omega \quad (3.3.21)$$

1. Значення J є енергією сигналу в даній точці, що відповідає рівню контрастності звукового образу в точках.

3.4. Визначення щільність розподілу в просторі при використанні принципу обробки вихідної інформації у вигляді амплітудно-фазової інформації.

Розглянемо дію на акустичний приймач хвилі, відбитої від хмари дискретних розсіювачів розташованих в об'ємі, що визначається частиною конуса діаграми спрямованості випромінювача, обмежуваного товщиною $\frac{c\tau}{2}$, де c – швидкість звуку, τ – тривалість зондувального імпульсу; виходячи з енергетичної теорії реверберації інтенсивність відбитої хвилі хмари точкових розсіювачів володіє наступними кількісними співвідношеннями.

$$I_{np.} = I_0 \cdot \frac{1}{R^2} \cdot l^{-2\beta R} \cdot S_v \cdot \frac{c\tau}{2} \cdot \varphi \quad (3.4.1)$$

$$V_{sv} = \frac{P}{P_{iMKPa}} \cdot m_l \quad (3.4.2)$$

$$\frac{P}{P_0} = \sqrt{\frac{I}{I_0}} \quad (3.4.3)$$

$I_{np.}$ - інтенсивність акустичної хвилі в точці прийому, відбитої від хмари дискретних розсіювачів звуку, що знаходяться в шарі на відстані R , з урахуванням втрат при розповсюдженні;

I_0 - інтенсивність падаючої хвилі випромінювача на відстані l м від нього по лінії акустичної осі;

β - коефіцієнт поглинання (абсорбції) звуку у воді;

ψ - інтегральна характеристика спрямованості антени випромінювача;

S_v - сила зворотного об'ємного розсіювання;

V_{sv} - напруга на виході перетворювача акустичного сигналу в електричний;

P - акустичний тиск (еквівалентно напруженості світлової хвилі);

$P_{i\mu kPa}$ - опорний тиск, що дорівнює $I_{\mu kPa}$;

m_l - коефіцієнт чутливості по прийому (перетворення вольт / μPa).

З виразу (3.4.1) - (3.4.3) можна визначити, що напруга на виході перетворювача V_{sv} пропорційна акустичному тиску хвилі на вході приймача згідно виразу:

$$V_{sv} = \frac{m_l}{P_{1\mu kPa}} \cdot P_0 \cdot \frac{c\tau}{2} \cdot \sqrt{\psi} \cdot \sqrt{S_v} \cdot \frac{1}{R} \cdot l^{-\beta R} \quad (3.4.4)$$

З (3.4.4) випливає, що інтенсивність акустичної хвилі пропорційна акустичному тиску (напруження для світлової хвилі) і розв'язавши (3.4.5) щодо

S_v отримаємо:

$$S_v = \frac{V_{sv}^2}{m_l^2 / P_{1\mu Pa}^2 \cdot P_0^2 \cdot \left(\frac{c\tau}{2}\right)^2 \cdot \psi} \cdot R^2 \cdot l^{2\beta R} \quad (3.4.6)$$

Таким чином, в системах з визначення щільності дискретних розсіювачів повинен здійснюватися аналіз амплітудного поля акустичної хвилі за допомогою квадратичного амплітудного детектора, на основі відповідності:

$$P^2 \approx V_{sv}^2 \approx I \approx S_v \quad (3.4.7)$$

де I визначається згідно (3.4.6), (3.4.7). Такий підхід має місце в тому випадку, коли обмежуються аналізом характеристики щільності в хмарі дискретних розсіювачів, не отримуючи інформації, не маючи інформації про просторову зміну інтенсивності всередині зондованого елементарного об'єму.

Фазове поле комплексної амплітуди хвилі. Його отримання (реєстрація) та інформативність.

Припустимо, що в площині реєстрації (її одновимірним випадком) є лінія реєстрації поряд з предметною (відбитою хвилею), що несе інформацію про амплітудне і фазове поля, поширюється друга хвиля (опорна) $R(x, y)$

$$R(x, y) = a_0(x, y) \cdot l^{i\varphi(x, y)} \quad (3.4.8)$$

що має відомий розподіл комплексних амплітуд $R(x, y)$.

Якщо вектори напруженості (акустичного тиску) двох хвиль (вектори поляризації) паралельні один одному, то у площині реєстрації відбувається підсумовування напруженостей (акустичного тиску) в кожній точці площини.

Результуюча комплексна амплітуда, одержувана в результаті інтерференції хвиль, дорівнює

$$A_p(x, y) = A(x, y) + R(x, y) \quad (3.4.9)$$

Інтенсивність сумарної хвилі $A_p(x, y)$ визначається як квадрат її модуля:

$$\begin{aligned} I_p(x, y) &= |A_p(x, y)|^2 = [a(x, y) \cdot l^{i\varphi(x, y)} + a_0(x, y) \cdot l^{i\varphi_0(x, y)}] \times [a(x, y) \cdot l^{-i\varphi(x, y)} + a_0(x, y) \cdot l^{-i\varphi_0(x, y)}] = \\ &= a^2(x, y) + a_0^2(x, y) + 2a(x, y) \cdot a_0(x, y) \cos[\varphi(x, y) - \varphi_0(x, y)] \end{aligned} \quad (3.4.10)$$

тобто

$$I_p(x, y) = a^2(x, y) + a_0^2(x, y) + 2a(x, y) \cdot a_0(x, y) \cos[\varphi(x, y) - \varphi_0(x, y)] \quad (3.4.11)$$

Вираз (3.4.11) є основоположним при проведенні операцій запису голограм хвильового поля.

У цьому вираженні доданок

$$\Phi = 2a(x, y) \cdot a_0(x, y) \cos[\varphi(x, y) - \varphi_0(x, y)] \quad (3.4.12)$$

залежить від розподілу фаз у хвилі, що несе інформацію.

Виходячи з виразу (3.4.12), якщо реєструвати інформацію про фазу і амплітуду об'єктної хвилі, можна за змінами $\varphi(x, y)$ отримати характеристики просторового розподілу щодо контрастності кожного елементарного зондованого об'єкта (для гідробіонтів – інтенсивність або контрастність пропорційна їх розмірному складу). Інакше, якщо реєструвати в площині x_0, y_0 , навіть тільки фазове поле, можна отримати розподіл щільності гідробіонтів в елементарному об'ємі з відображенням у вигляді кольорових моделей їх розмірного складу.

Це означає, що вихідна інформація на обраній апертурі вимірювань повинна містити не менш ніж 512 точок вимірювань, тобто 512 датчиків для вимірювання комплексних амплітуд голограми, або виміряні дані з великим кроком dx і меншим числом датчиків необхідно інтерполювати до значення ≈ 512 точок, що пов'язано з тимчасовими і апаратно-програмними ресурсами для цієї мети. Таким чином, для методу ОХФ реконструкції зображення об'єктної функції потрібно використання всіх високочастотних гармонік просторового спектру голограми, що пов'язано з вимогами:

- великих апаратних витрат у вимірювальному тракті системи (не менше 512 п'єзодатчиків з автономними підсилювачами з ЧАРУ на апертурі 124мм);
- значних витрат апаратури і часу для обробки часової послідовності векторів з 512 цифровими компонентами.

Модель реєстрації фазових даних і відповідна архітектура вимірювально-обчислювального блоку на основі застосування Фур'є-перетворення ехосигналів, що перетворені у цифрову форму, з виходів підсилювачів ехоприймачів, розташованих на лінійній апертурі вимірювань, при цьому аналого-цифрове перетворення повинно здійснюватися відповідно до реперних часових точок початку перетворення, відповідними затримками часу, розрахованими для голографічних вузлів зсуву, що визначаються квадратичним множником Френеля для кожного i -го приймача з координатою x_{0i} на лінійній апертурі x_0 [18].

Висновки по розділу 3

Таким чином здійснюється вирівнювання фронту відбитої звукової хвилі по відношенню до точки $x_0=0$ на акустичній осі звукового променя, що має забезпечувати квазістаціонарність процесу вимірювання, аналого-цифрового перетворення ехосигналів і формування фазових голограм одновимірного типу. Відзначимо, що після операції аналого-цифрового перетворення і реєстрації в пам'яті N (за кількістю ехоприймачів) часових рядів, кожен з яких представляє оцифрований ехосигнал з виходу відповідного приймача,

подальша цифрова обробка може здійснюватися конвеєрним способом з часом виконання операції в конвеєрі t_k , що дорівнює $t_k=3 \cdot \lambda/c$.

Для кожної спектральної частоти з Фур'є-спектрів ехосигналів вибираються відповідні комплексні компоненти і компонується в одновимірну голограму. Таких спектральних голограм може бути в кількості від однієї до M . При їх реконструкції всі вони дають інтенсивність в одній і тій же точці $x_{10}=0$ на осі звукового променя для глибини z . Значення інтенсивності в точці x_{10}, z в площині перетину досліджуваного середовища (в кадрі акустичного зображення) визначається зваженою сумою комплексних амплітуд, відновлених за одновимірними голограмами, що сформовані для базисних частот Фур'є-спектра ехоімпульсних сигналів. Просторові спектри цих сигналів мають загальні зони, що перекриваються між собою (при достатньо малих значеннях відмінностей у значенні X), при цьому значення амплітуд відновлюваних ехосигналів на акустичній осі звукового променя мають великі відмінності від амплітуди точеного сигналу, відновлюваного в умовах, коли перешкоди відсутні.

Результати 3 розділу, показують, що використання алгоритмів цифрової обробки фазових голограм відбитого звукового поля надають можливість отримання зображення внутрішньої структури з підвищеною точністю.

Отже, застосування фазованої решітки з формуванням вузького променя на випромінювання та прийом сигналів паралельно в часі із забезпеченням умов когерентності та квазістаціонарності забезпечує можливість формування продуктивного алгоритму побудови діагностичних зображень підвищеною якістю, до позитивних якостей відноситься застосування фазової інформації відбитого поля, як тієї, що містить 70-80% даних параметрів аномалій матеріалу – форма, розміри, місцеположення.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Тарапата В.В., Огир Е.А. Дискретные математические модели и алгоритмы формирования акустических изображений в системах ультразвуковой

дефектоскопии. XXVI Научно-техническая конференция „Моделирование”, Киев, ИПМЕ, 12-13 января 2007, С. 45.

2. Огір О.О. Система повышения пространственного и контрастного разрешения диагностических изображений разного типа. // Збірник тез наукової конференції «Моделирование-2018» ИПМЕ ім. Г.С. Пухова НАНУ, 12-14 вересня 2018, С. 211.

РОЗДІЛ 4. СИСТЕМА ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА ОЦІНКИ ДЕФЕКТІВ (НЕОДНОРІДНОСТЕЙ). РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАПРОПОНОВАНОГО МЕТОДУ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ РЕКОНСТРУКЦІ ДІАГНОСТИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ.

4.1 Система аналізу і обробки діагностичних зображень з малоконтрастними об'єктами

В розділі 4 дисертаційної роботи запропонований метод реалізовано в системі обробки зображень та оцінки дефектів (неоднорідностей). Проведено її верифікацію та на основі експериментальних даних доведено її адекватність. Система аналізу і обробки діагностичних зображень з малоконтрастними об'єктами - це послідовність методів обробки, необхідний для підвищення ефективності візуального сприйняття діагностичного зображення[47,53,60]. Процес реконструкції залишається складним експериментом при фізичному відновленні зображень об'єктів або вимагає використання потужних обчислювальних засобів при комп'ютерному відновленні. Засоби, що дозволяють отримати якісне зображення об'єктів, є унікальним обладнанням, що вимагає великої майстерності від дослідників[51,54]. Це пояснюється великим числом факторів, що впливають на хід процесу і в цілому на якість реконструкції зображень. Вирішення проблеми підвищення якості пов'язане з детальним аналізом факторів, що впливають на процеси реєстрації голограм і відновлення зображень. Однак складність процесу і експериментальних досліджень не завжди дозволяють в чистому вигляді проаналізувати вплив окремих факторів через взаємопов'язаність фізичних процесів. Практика показує, що можна з успіхом застосувати комп'ютерне моделювання, за допомогою якого вдається визначити вплив окремих чинників і простежити за їх поведінкою. Крім того, гнучкість цифрової техніки дозволяє значно розширити коло перетворень, що бере участь в процесі відновлення діагностичного зображення. При цьому з'являється можливість реалізувати суворі аналітичні залежності для

формування і коригування хвильового фронту. Стає реальним застосування статистичного і адаптивного підходу при боротьбі з перешкодами, обумовленими особливостями засобів фізичної реалізації.

Фізичні процеси реєстрації даних та формування звукових голограмних описів є дорогим і складним фізичним експериментом. У системі складність і взаємозв'язок фізичних процесів не дозволяють аналітично оцінити характеристики вихідних просторових сигналів системи, що визначають якість акустичного зображення. Для цієї мети необхідно і можливо скористатися комп'ютерним моделюванням. До характеристик системи, аналітична оцінка яких є проблематичною, відносяться:

а) просторова поперечна роздільна здатність в умовах кінцевої вимірювальної апертури і негативного впливу вторинних дифракційних максимумів Фур'є-перетворення.

б) точність відновлення інтенсивності ехосигналів точок, що фокусуються в пікселях зображення в умовах дії сигналів перешкод, корельованих з відновлюваним ехосигналом.

Комплексне комп'ютерне моделювання системи дає можливість оцінити якість перетворення вхідної інформації голограмного опису в кінцевий вигляд вихідної інформації – акустичне зображення для цілей візуального розпізнавання зондувальних середовищ і об'єктів, в т. ч. малорозмірних, розташованих на значній відстані від вимірювальної апертури системи, а також надає можливість для оцінки і вибору оптимальних параметрів проектованої системи для досягнення заданих інформаційних та реалізаційних показників якості в умовах обмежень, що визначаються фізичними властивостями досліджуваного середовища[57,58,68,74,].



Рис. 4.1 Спрощена схема роботи системи аналізу та обробки зображень

4.2 Дослідження характеристик зображень дефектів в процесі імітаційного (комп'ютерного) дослідження.

Найважливішими досягненнями в області розвитку сучасних систем дефектоскопії є використання когерентних (голографічних) методів обробки поля звукової хвилі, відображеної від неоднорідностей (дефектів) зондованого середовища. [54]

Метою створення даної програми моделювання є дослідження характеристики просторового розрізнення голографічної системи УЗ дефектоскопії, залежно від ряду параметрів:

- геометричного розташування точки прикладання модельованого сигналу і сигналу-завади в зондованій площині
- дальності до зондованої області
- амплітуд ехосигналів
- частоти зондуючого імпульсу
- розмірів апертури (фазованої лінійної решітки датчиків).

Завдання програми - отримати шляхом комп'ютерного програмного моделювання системи характеристику її просторового дозволу.

Ідеалізована модель роботи системи представлена на мал.4.2. Тут зондуючий імпульс (ЗИ) відбивається від межі неоднорідності об'єкту контролю (ОК) в крапці М, і відображені ехосигнали приймаються датчиками фазованої решітки.

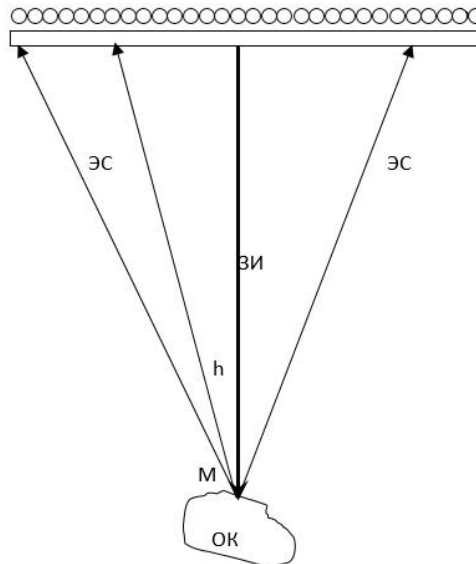


Рис. 4.2 Ідеалізована модель роботи системи

Оскільки зондуючі сигнали в модельованій системі мають синусоїдальну форму[60,61], ехосигнал в комплексній формі, реєстрований i -м датчиком фазованої решітки, має вигляд:

$$R_i = A \cos\left(\frac{2\pi f l}{v} + \varphi_0\right) \quad (4.2.1)$$

$$I_i = -jA \sin\left(\frac{2\pi f l}{v} + \varphi_0\right) \quad (4.2.2)$$

де R, I – дійсна і уявна частини прийнятого ехосигналу

A – амплітуда відображеного ехосигнала, залежна від коефіцієнта віддзеркалення

f – частота зондуючого імпульсу,

φ_0 – початкова фаза ехосигнала в точці М – взаємодії зондуючого сигналу і елементарної неоднорідності,

l – відстань, яку проходить ехосигнал від межі елементарної неоднорідності ОК до i -го датчика,

v – швидкість розповсюдження ультразвука в об'єкті контролю,

h – нормаль до площини решітки, відновлена з точки М.

У модельованій системі відбувається векторне складання комплексів (4.2.2), і інтенсивність ехосигнала розраховується згідно виразу (4.2.3):

$$E = (\sum R_i)^2 + (\sum I_i)^2 \quad (4.2.3)$$

$i = [-32, \dots, 0, \dots, 32]$ – датчики фазованої решітки.

Проте в реальній системі УЗ діагностики зондуєчий імпульс має кінцеві геометричні розміри, і процес віддзеркалення його від меж неоднорідності об'єкту контролю у такому разі може бути представлений на мал. 4.2.3

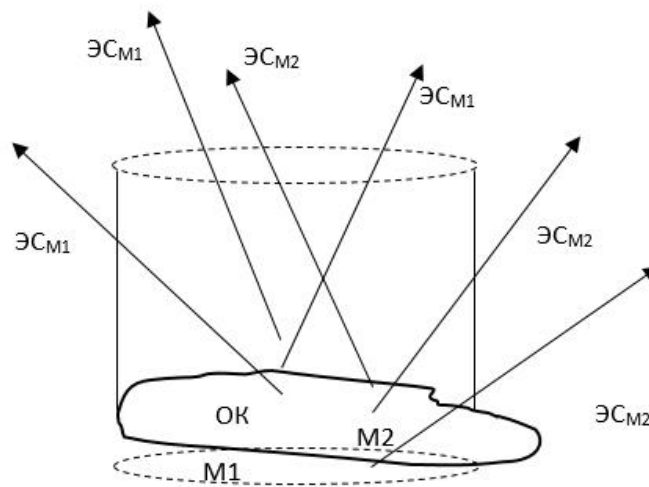


Рис. 4.3 процес віддзеркалення його від меж неоднорідності об'єкту контролю

Розглядатимемо процес віддзеркалення від двох точкових джерел – від зондованої точки об'єкту контролю і від точки, що імітує перешкоду. Ці

точкові джерела лежать в одній площині, нормальній до лінії розповсюдження зондуючого сигналу[50, 60].

Відображений сигнал від точки M2 описується відповідно формулами (4.2.4)(4.2.5).

$$R_{номі} = ACos\left(\frac{2\pi fl_{ном}}{v} + \varphi_{0ном}\right) \quad (4.2.4)$$

$$I_{номі} = -jASin\left(\frac{2\pi fl_{ном}}{v} + \varphi_{0ном}\right)$$

$$E_{ном} = \left(\sum R_{номі}\right)^2 + \left(\sum I_{номі}\right)^2 \quad (4.2.5)$$

Загальний алгоритм роботи програми представлений на мал.4.4.

При запуску програми спочатку виконується створення стандартних віконних класів і об'єктів графічного інтерфейсу програми для роботи з ОС Windows, відбувається ініціалізація змінних (блок 1):

l_0 – глибина досліджуваної області,

f_{i0} – початкова фаза ехосигнала,

s_i – відстань між точками M1 і M2,

Da – коефіцієнт відношення амплітуд ехосигналів від точок M2 до M1,

La – розмір апертури.

Далі програма переходить в цикл очікування дій оператора (блоки 2-5). При введенні нових значень у відповідні поля вводу графічного інтерфейсу виконується перетворення значень з міліметрів в метри, і присвоєння нових значень змінним (блок 6). При натисненні кнопок "Моделювати ехосигнал на датчиках" і "Розрахувати просторовий дозвіл" викликаються відповідні процедури (блоки 7,8), які виконують необхідні дії. Нарешті, при закритті оператором вікна програми виконується очищення займаної пам'яті, віддаляються створені об'єкти і програма завершує роботу[7,8].

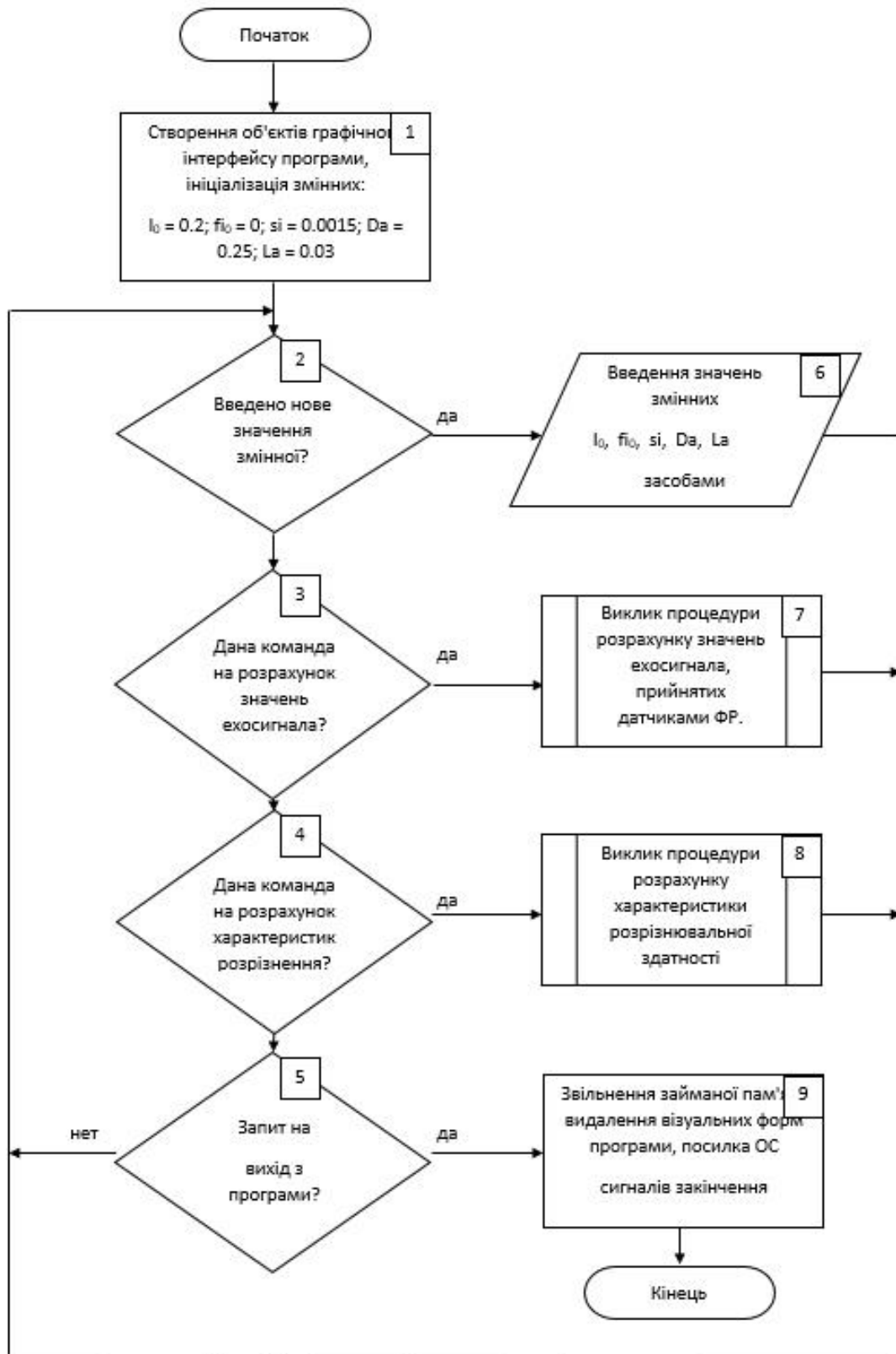


Рис. 4.4. Загальний алгоритм роботи програми

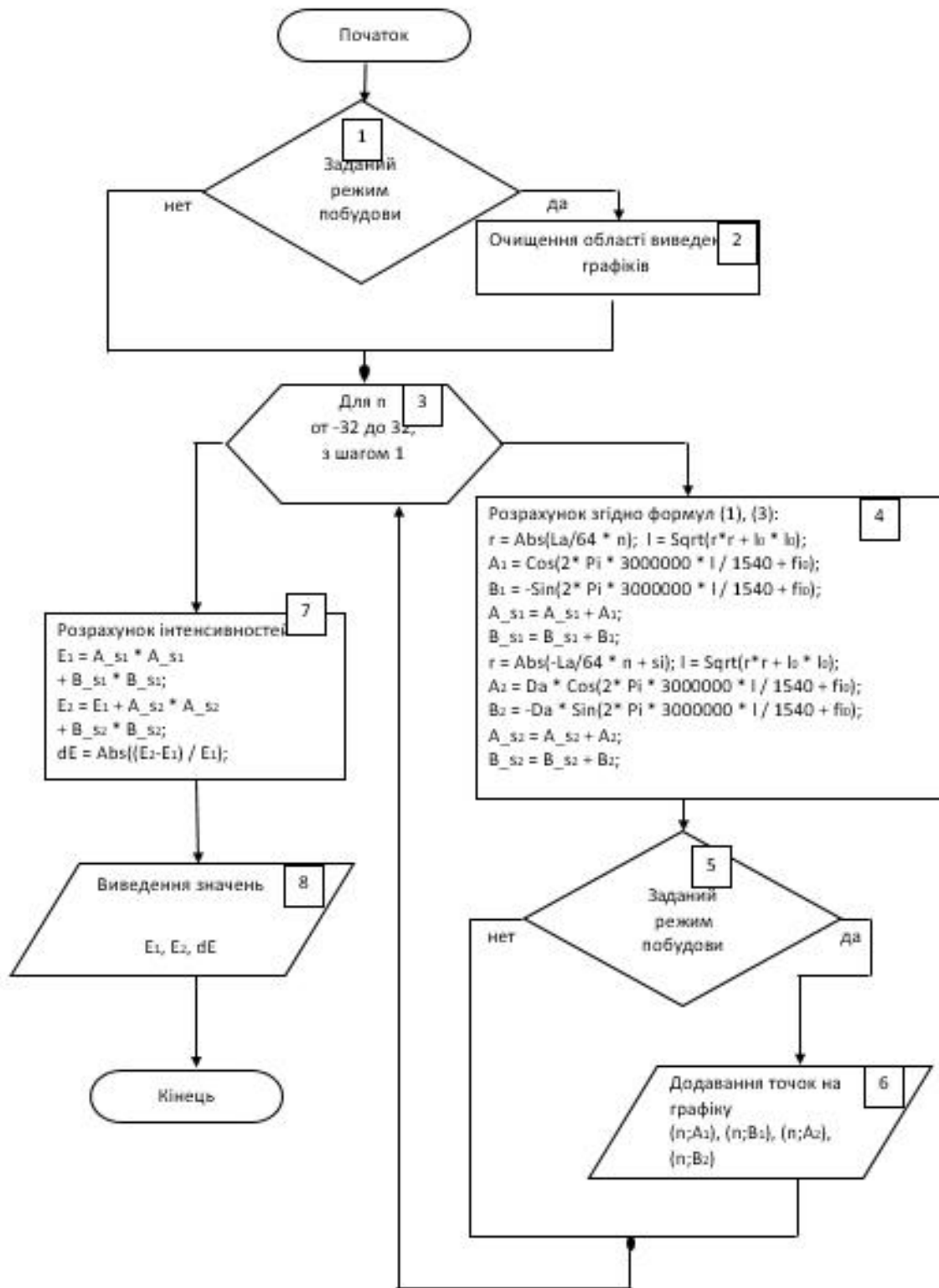


Рис.4.5 Алгоритм роботи процедури розрахунку значень ехосигналів, відбитих від двох точкових неоднорідностей M1 і M2, прийнятих датчиками фазованої решітки.

На Рис.4.5. представлений алгоритм роботи процедури розрахунку значень ехосигналів, відбитих від двох точкових неоднорідностей M1 і M2, прийнятих датчиками фазованої решітки.

При заданому режимі побудови графіків при виклику процедури спочатку проводиться очищення області виведення графіків (Блок 1). Далі, в циклі (Блок 3) для кожного датчика (номери датчиків умовно прийняті від -32 до 32, в досліджуваній системі 65 датчиків) згідно формулам (4.2.4), (4.2.6) проводиться розрахунок моментальних значень ехосигналів, відображених від точок M1 і M2 (Блок 4). Тут:

- r – відстань від центру фазованої решітки до n -го датчика,
- l – відстань, пройдене ехосигналом,
- A_1, B_1 – комплексні складові прийнятого значення ехосигнала, відбитого від точки M1,
- A_2, B_2 – комплексні складові прийнятого значення ехосигнала, відбитого від точки M2,
- A_{s1}, B_{s1} – суми відповідних компонент ехосигнала від M1 по всіх датчиках
- A_{s2}, B_{s2} – суми відповідних компонент ехосигнала від M2 по всіх датчиках

Якщо заданий режим виведення графіків (блок 5), то на область виведення графіків додаються точки $(n;A_1)$, $(n;B_1)$, $(n;A_2)$, $(n;B_2)$, що виконується блоком 6. Після закінчення циклу розраховуються інтенсивності прийнятих ехосигналів (блок 7), згідно формулам (2), (4), а також відносна погрішність, що вноситься ехосигналом, відбитим від точки M2, і виводяться ці значення (блок 8).

- E_1 – інтенсивність ехосигнала, відображеного від M1 E_2 , – інтенсивність сумарного ехосигнала, відображеного від точок M1 і M2 dE , – відносна погрішність інтенсивності
- E_1 – інтенсивність ехосигнала, відбитого від M1
- E_2 – інтенсивність сумарного ехосигнала, відбитого від точок M1 і M2

- dE – відносна погрішність інтенсивності

Процедура розрахунку характеристики розрізнявальної здатності системи ультразвукової дефектоскопії представлена на мал.4.6.

При виклику процедури відключається режим побудови графіків і виконується очищення області виведення графіків (блок 1). Далі за допомогою двох вкладених циклів (блоки 2,3) проводиться розрахунок інтенсивностей ехосигналів, і відносній погрішності інтенсивності, для кожної з глибин досліджуваної області 200, 150, 100, 50 мм і відстаней між точками M1 і M2 від 0.25 до 5 мм. За розрахованими даними будуються чотири графіки погрішностей (блок 4). Після цього знов включається режим побудови графіків процедурою розрахунку ехосигналів, і процедура завершує роботу.

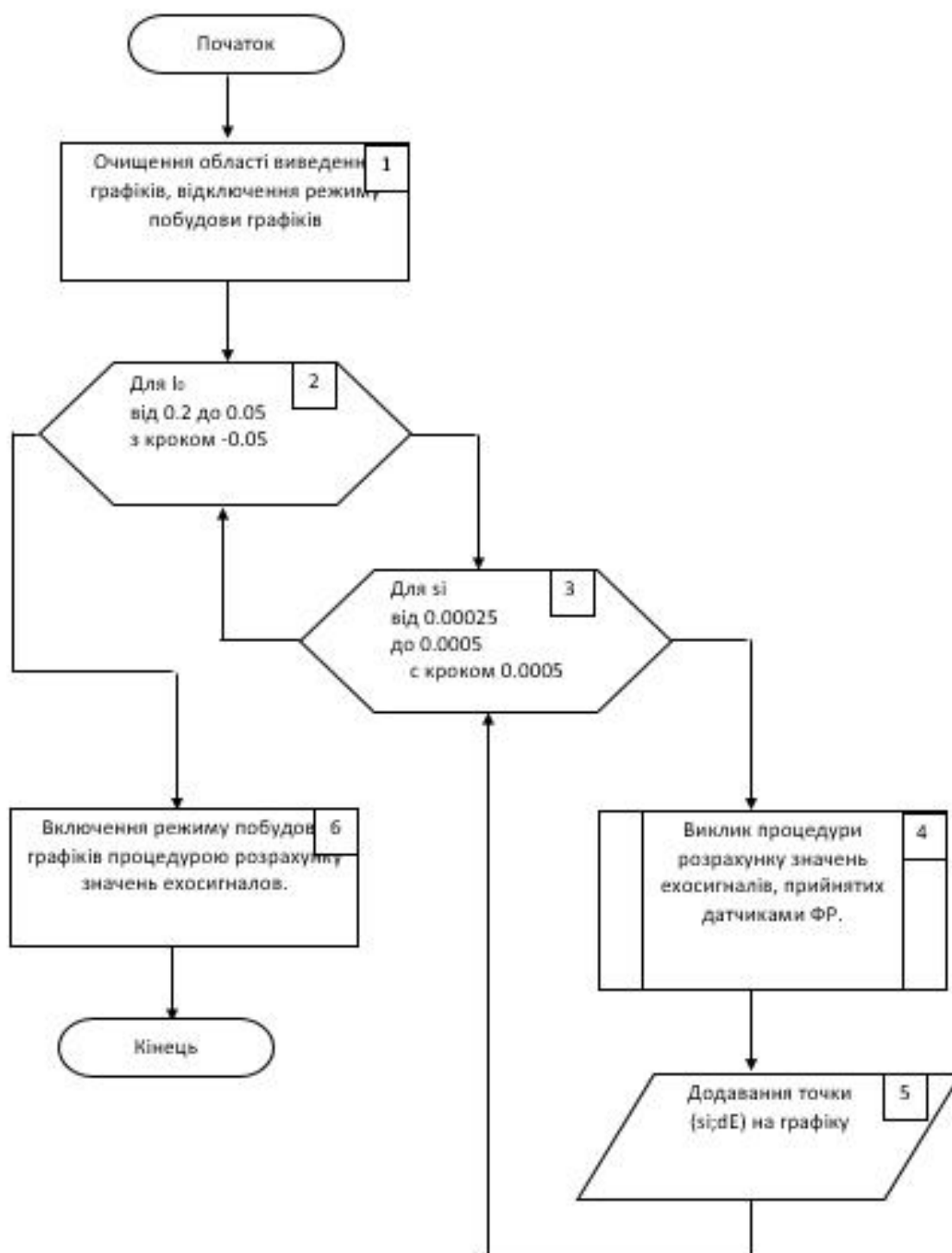


Рис.4.6. Процедура розрахунку характеристик розрізнявальної здатності системи

Наприклад, при обраних значеннях $\lambda=0,43$, $Z=50$ мм, апертура вимірів

$AP=124$ мм, $l_p_{\text{BPG}}=0,27$, що близько до значення $\lambda/2$.

Комп'ютерне моделювання процесу реконструкції діагностичних зображень за відповідними голограмами показує, що незважаючи на досить високу просторову роздільну здатність в умовах відсутності перешкод, використання його в системі є досить проблематичним[46,50]. Перетворення програми в отриманих ультразвукових діагностичних зображеннях проводиться із метою зниження кількості звертань до основного запам'ятовуючого пристрою. Під перетворенням розуміють об'єднання двовимірних циклів у тексті програми.

На мал. 3.3.2 зображено деякий вихідний текст програми з циклами, що оброблюють чотири масиви: «**a**», «**b**», «**c**» та «**d**».

<pre> for i=1,n b[i]=a[i] for i=1,n c[i]=a[i+1] for i=1,n d[i]=b[i-1] </pre>	<pre> d[1]=b[0] for i=1,n b[i]=a[i] d[i+1]=b[i] c[i-1]=a[i] end for c[n]=a[n+1] </pre>
--	--

а) вихідний текст

б) текст об'єднаного циклу

Рис. 4.7 Приклад перетворення вихідного тексту програми

На рис. 4.7б представлено результати об'єднання циклів.

Легко помітити, що в отриманому циклі елемент масиву «**b**» використовується відразу ж після його обчислення, що дає можливість зберігати його значення у швидкій пам'яті, котра менш енергоємна, а тому не потрібно повторно зчитувати елемент із основного пристрою для

запам'ятовування. Елемент масиву «**a**» читається із основного запам'ятовуючого пристрою тільки один раз. Таким чином, скорочується кількість звертань нього. Якщо ж припустити, що масив «**b**» ніде більше у програмі не використовується, то його можна замінити змінною. Дякуючи цьому зменшується об'єм необхідної пам'яті [6]. Таким чином, операція об'єднання циклів дозволяє знизити кількість звертань до основного запам'ятовуючого пристрою, та при визначених умовах його об'єму. Це дозволяє знизити енергоспоживання запроектованої цифрової системи [7]. Алгоритм програми виділення контурів складається із послідовно визначених кроків. На кожному із них із пам'яті зчитується все зображення, яке потім оброблюється та знову записується у пам'ять [84].

Під час виконання першого кроку виконується операція Гаусового розмивання, котра приводить до розмивання зображення за допомогою гаусової функції. Дана операція фільтрації широко використовується у програмному забезпеченні для обробки зображень з метою зниження випадкових шумів, присутніх у вихідному зображенні. Результатом даної операції розмивання являється плавне розмите зображення [61]. Під час виконання операції Гаусового розмивання з початку виконується процедура горизонтального, а потім вертикального Гаусового розмивання. Під час виконання згаданих процедур кожний піксель змінюється на зважене середнє свого значення та значень сусідніх пікселей. Вихідний текст функції, виконуючої операцію Гаусового розмивання, на мові C++ представлено нижче:

```
void GB(unsigned char image_in[N][M], unsigned char image_out[N][M], int tot) {
    static int gauss_x_compute[N][M][4];
    static int gauss_xy_compute[N][M][4];
    static unsigned char gauss_x_image[N][M];
    int x,y,k;

    for (x=0; x<N; ++x)
        for (y=0; y<M; ++y)
            if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
                gauss_x_compute[x][y][0] = 0;
                for (k=-1; k<=1; ++k)
```

```

    gauss_x_compute[x][y][k+2] = gauss_x_compute[x][y][k+1]
    + image_in[x+k][y] * Gauss[abs(k)];
    gauss_x_image[x][y] = gauss_x_compute[x][y][3]/tot;
}
else
    gauss_x_image[x][y] = 0;

for (x=0; x<N; ++x)
for (y=0; y<M; ++y)
    if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
        gauss_xy_compute[x][y][0] = 0;
        for (k=-1; k<=1; ++k)
            gauss_xy_compute[x][y][k+2] = gauss_xy_compute[x][y][k+1]
            + gauss_x_image[x][y+k] * Gauss[abs(k)];
        image_out[x][y] = gauss_xy_compute[x][y][3]/tot;
    }
    else
        image_out[x][y] = 0;
}

```

Під час другого кроку для кожного пікселя розраховується різниця між ним та оточуючими його пікселями. Потім піксель замінюється на максимальне значення такої різниці[60]. Вихідний текст функції, виконуючої дані перетворення, представлено нижче:

```

unsigned char maxI3 (unsigned char a, unsigned char b) {
    return a>b ? a : b;
}

void CE(unsigned char image_in[N][M], unsigned char image_out[N][M]) {
    static unsigned char maxdiff_compute[N][M][NB+1];
    int x,y,k;

    for (x=0; x<N; ++x)
    for (y=0; y<M; ++y)
        if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
            maxdiff_compute[x][y][0] = 0;
            for (k=0; k<=NB-1; ++k)
                maxdiff_compute[x][y][k+1] =
                    maxI3(abs(image_in[x+x_offset[k]][y+y_offset[k]]
                    - image_in[x][y]), maxdiff_compute[x][y][k]);
            image_out[x][y] = maxdiff_compute[x][y][NB];
        }
        else
            image_out[x][y] = 0;
}

```

```
}
```

Наступним кроком алгоритму відбувається зміна зображення на зворотне. Для цього знаходиться максимальне значення зображення та кожний піксель замінюється на різницю між цим максимальним значенням й до нього пікселя більше значення поточного пікселя. Якщо це так, то значення пікселя підсумкового зображення приймає мінімальне значення, а у протилежному випадку – максимальне. Вихідний текст функції, що виконує дані перетворення, представлено нижче:

```
void DR(unsigned char image_in[N][M], unsigned char image_out[N][M]) {
    static unsigned char out_compute[N][M][NB+1];
    int x,y,k;

    for (x=0; x<N; ++x)
        for (y=0; y<M; ++y)
            if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
                out_compute[x][y][0] = 255;
                for (k=0; k<=NB-1; ++k)
                    if (image_in[x+x_offset[k]][y+y_offset[k]] < image_in[x][y])
                        out_compute[x][y][k+1] = 0;
                    else
                        out_compute[x][y][k+1] = out_compute[x][y][k];
                image_out[x][y] = out_compute[x][y][NB];
            }
            else
                image_out[x][y] = 0;
    }
```

Перед тим, як провести операцію об'єднання циклів, необхідно переписати вихідний текст додатку так, щоб усі згадані вище цикли знаходились у тілі однієї функції. Нижче приводиться текст цієї функції:

```
void cav_detect(unsigned char image_in[N][M], unsigned char image_out[N][M])
{
    static unsigned char gauss_x_image[N][M];
    static unsigned char gauss_xy_image[N][M];
    static unsigned char comp_edge_image[N][M];
    static unsigned char maxdiff_compute[N][M][NB+1];
```

```

static unsigned char out_compute[N][M][NB+1];
static int gauss_x_compute[N][M][4];
static int gauss_xy_compute[N][M][4];
int x,y,k;

int tot=0;
for (k=-1; k<=1; ++k) tot+=Gauss[abs(k)];

for (x=0; x<N; ++x)
  for (y=0; y<M; ++y)
    if (x>1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
      gauss_x_compute[x][y][0] = 0;
      for (k=-1; k<=1; ++k)
        gauss_x_compute[x][y][k+2] = gauss_x_compute[x][y][k+1]
          + image_in[x+k][y] * Gauss[abs(k)];
      gauss_x_image[x][y] = gauss_x_compute[x][y][3]/tot;
    }
    else
      gauss_x_image[x][y] = 0;

for (x=0; x<N; ++x)
  for (y=0; y<M; ++y)
    if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
      gauss_xy_compute[x][y][0] = 0;
      for (k=-1; k<=1; ++k)
        gauss_xy_compute[x][y][k+2] = gauss_xy_compute[x][y][k+1]
          + gauss_x_image[x][y+k] * Gauss[abs(k)];
      gauss_xy_image[x][y] = gauss_xy_compute[x][y][3]/tot;
    }
    else
      gauss_xy_image[x][y] = 0;
for (x=0; x<N; ++x)
  for (y=0; y<M; ++y)
    if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
      maxdiff_compute[x][y][0] = 0;
      for (k=0; k<=NB-1; ++k)
        maxdiff_compute[x][y][k+1] =
          maxl3(abs(gauss_xy_image[x+x_offset[k]][y+y_offset[k]]
            - gauss_xy_image[x][y]), maxdiff_compute[x][y][k]);
      comp_edge_image[x][y] = maxdiff_compute[x][y][NB];
    }
    Else

      comp_edge_image[x][y] = 0;

for (x=0; x<N; ++x)
  for (y=0; y<M; ++y)

```

```

if (x>=1 && x<=N-2 && y>=1 && y<=M-2) {
  out_compute[x][y][0] = 255;
  for (k=0; k<=NB-1; ++k)
    if (comp_edge_image[x+x_offset[k]][y+y_offset[k]]
        < comp_edge_image[x][y])
      out_compute[x][y][k+1] = 0;
    else
      out_compute[x][y][k+1] = out_compute[x][y][k];
  image_out[x][y] = out_compute[x][y][NB];
}

else
  image_out[x][y] = 0;
}

```

Останнє перетворення вихідного тексту програми дозволяє побудувати граф обчислень, який складається із чотирьох вершин та f-ребер, що відображають використання елементів одних масивів при обчисленні інших[58]. Вершина із № 0 відображає обчислення масиву «gauss_x_image». Вершина із № 1 – обчислення масиву «gauss_xu_image». Вершина із № 2 – обчислення масиву «comp_edge_image». Вершина із № 3 - обчислення масиву «image_out». Оскільки віще згадані масиви являються двомірними, то усі вершини та f-ребра мають набір із двох ваг. Перша вага відповідає інтеграційній змінній «x», а друга – інтеграційній змінній «y». Елементи масиву «gauss_x_image» використовуються при обчисленні елементів масиву «gauss_xu_image», цьому ж відповідають f-ребра, що зв'язують вершини 0 та 1. Елементи масиву «gauss_xu_image» використовуються при обчисленні елементів масиву «comp_edge_image», а йому відповідають f-ребра, що зв'язують вершини 1 та 2.

Елементи масиву «comp_edge_image» використовуються при обчисленні елементів масиву «image_out», якому відповідають f-ребра, що зв'язують вершини 2 та 3[84]. Для об'єднання циклів перетворимо ваги вершин та f-ребер вихідного графа. Використовуючи нові значення ваг вершин графа та f-ребер, утворюємо текст об'єднаного циклу. Нижче приводиться текст об'єднаного циклу, утвореного у відповідності із перетвореним графом.

Обчислення елементів масивів, котрі не приводяться у тілі об'єднаного циклу, не показано. Тексти програм, реалізуючих алгоритм виділення контурів, приведені нижче.

```

for (x=2; x<N; ++x) {
for (y=3; y<M; ++y) {

if (x>=GB && x<=N-1-GB && y>=GB && y<=M-1-GB) {
gauss_x_image[x][y] = (image_in[x-1][y] * Gauss[abs(-1)] + image_in[x][y] * Gauss[abs(0)] +
image_in[x+1][y] * Gauss[abs(1)])/tot;
}

else
gauss_x_image[x][y] = 0;

if (x>=GB && x<=N-1-GB && y-1>=GB && y-1<=M-1-GB) {
gauss_xy_image[x][y-1] = (gauss_x_image[x][y] * Gauss[abs(-1)] + gauss_x_image[x][y-1] *
Gauss[abs(0)] + gauss_x_image[x][y-2] * Gauss[abs(1)])/tot;
}

else
gauss_xy_image[x][y-1] = 0;

if (x-1>=GB && x-1<=N-1-GB && y-2>=GB && y-2<=M-1-GB) {
maxdiff_compute[x-1][y-2][0] = 0;
for (k=0; k<=NB-1; ++k) maxdiff_compute[x-1][y-2][k+1] = maxl3(abs(gauss_xy_image[x-
1+x_offset[k]][y-2+y_offset[k]]-gauss_xy_image[x-1][y-2]), maxdiff_compute[x-1][y-2][k]);
comp_edge_image[x-1][y-2] = maxdiff_compute[x-1][y-2][NB];
}
else
comp_edge_image[x-1][y-2] = 0;

if (x-2>=GB && x-2<=N-1-GB && y-3>=GB && y-3<=M-1-GB) {
out_compute[x-2][y-3][0] = 255;
for (k=0; k<=NB-1; ++k)
if (comp_edge_image[x-2+x_offset[k]][y-3+y_offset[k]]
< comp_edge_image[x-2][y-3]) out_compute[x-2][y-3][k+1] = 0;
else out_compute[x-2][y-3][k+1] = out_compute[x-2][y-3][k];
image_out[x-2][y-3] = out_compute[x-2][y-3][NB];
}

else image_out[x-2][y-3] = 0;
}
}
}

```

При виконанні програми у вихідному вигляді виконується $4 \times N \times M$ операцій читання із основного запам'ятовуючого пристрою та $4 \times N \times M$ операцій запису в основний запам'ятовуючий пристрій[54]. При виконанні перетворювальної програми виконується стільки ж операцій запису в основний запам'ятовуючий пристрій, але на $3 \times (N - 2) \times (M - 3)$ менше операцій читання із нього за рахунок зберігання обчислених даних у кеш-пам'яті у процесі обчислення масивів в об'єднаному циклі. Розрахунки для стандартних значень графічних зображень та виграші, отримувані у випадку об'єданого циклу, приведено в табл. 4.1.

Розрахунки для стандартних значень графічних зображень

Таблиця 4.1.

<i>N</i>	<i>M</i>	Число операцій для вихідної програми	Результат при об'єданні циклу	
			кількості операцій	%
160	120	76800	55458	72,2
320	240	307200	226098	73,6
640	400	1024000	759858	74,2
720	576	1658880	1234242	74,4
800	600	1920000	1429218	74,4
1024	768	3145728	2345490	74,6
1280	800	4096000	3055698	74,6
1440	900	5184000	3869658	74,6
1680	1050	7056000	5270598	74,7

1600	1200	7680000	5738418	74,7
1920	1200	92160000	6887538	74,7

На рис. 4.8 зображена залежність виграшу у кількості операцій читання із основного запам'ятовуючого пристрою.



Рис. 4.8 Залежність потенційного виграшу у кількості операцій читання від розміру зображення

В результаті, удосконалено вихідний текст програми, що дозволяє підвищити якість в отриманих діагностичних зображеннях. Операція об'єднаних циклів, застосована до вихідного тексту додатку, дозволила зменшити кількість звернень до основного запам'ятовуючого пристрою за рахунок зменшення операцій читання для більшості стандартних розмірів зображень приблизно на 74% ÷ 75%, що в значно збільшує швидкодію роботи системи в цілому.

Рис.4.9 – 4.14 ілюструють виконання алгоритму при реконструкції зображення.

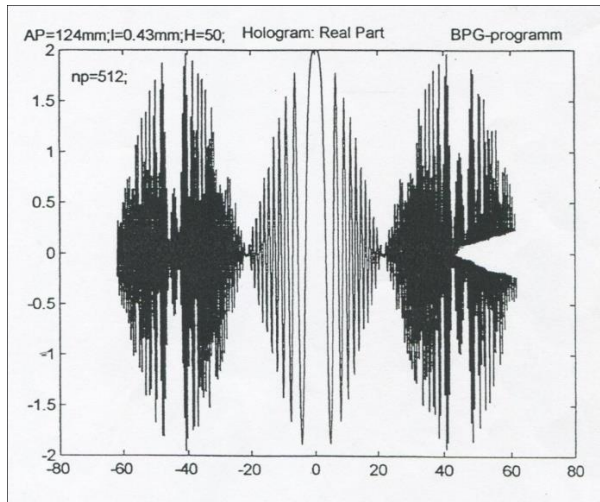


Рис.4.9.

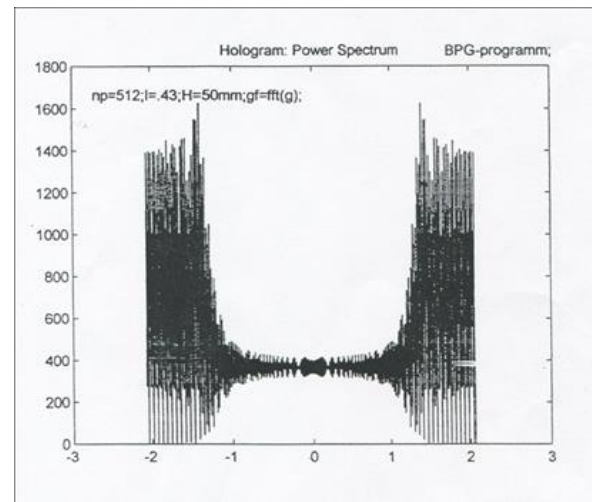


Рис.4.10.

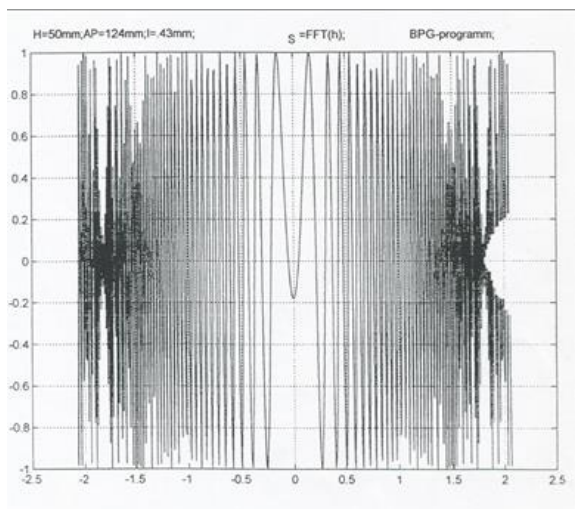


Рис.4.11.

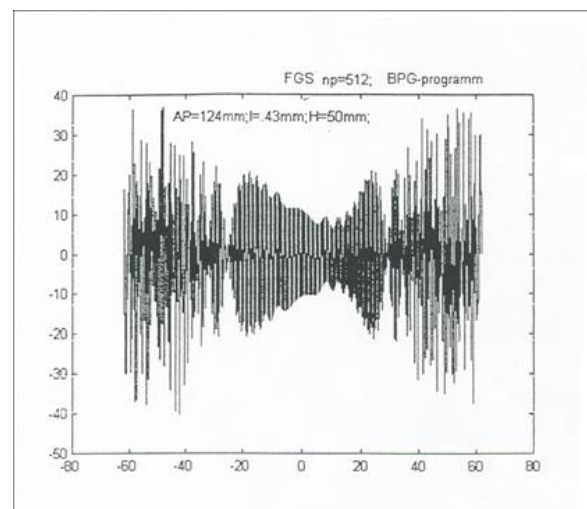


Рис.4.12.

Для модифікацій характерні такі особливості – як і для інших голографічних методів поперечна роздільна здатність l_p ВРГ визначається значенням апертури вимірювань функції голограми і для забезпечення високого дозволу апертури АР повинна бути досить великою для вимірювань в прийнятному діапазоні глибин Z . З ростом апертури зростає значення максимальних просторових гармонік в спектрі сигналу голограми і відповідно, зростає частота

дискретизації сигналу голограми. Рис. 4.9 – 4.12 ілюструють виконання алгоритму при реконструкції точкового зображення з частотою дискретизації:

$$f_{\text{дискр.}} = \frac{AP/2}{dx} = \frac{62}{0,2421875} \cong 256 \quad (4.6)$$

На рис. 3.2.1 зображена голограма точки $X=0, Z, Z=50\text{мм}$.

Спектр просторових частот точкової голограми представлений рис 4.11 Спектр просторових частот функції H^{-1} . Функція спектру добутку $H^{-1} \cdot U_0$ – представлена на рис. 4.12, а її зворотне Фур'є-перетворення, тобто реконструйоване значення точкового об'єкта $U(x_1, z=0)$ ілюструє Рис. 4.14.

Період просторової гармоніки максимальної частоти дорівнює для $x = \frac{AP}{2}$:

$$\Delta x = \frac{\lambda z}{x} = \frac{0,43 \cdot 50}{62} = 0,346774\text{мм} \quad (4.7)$$

Відповідно інтервал дискретизації, обраний відповідно до теореми Котельникова, повинен бути рівний dx .

$$dx \leq \frac{\Delta x}{2} = 0,173387 \quad (4.8)$$

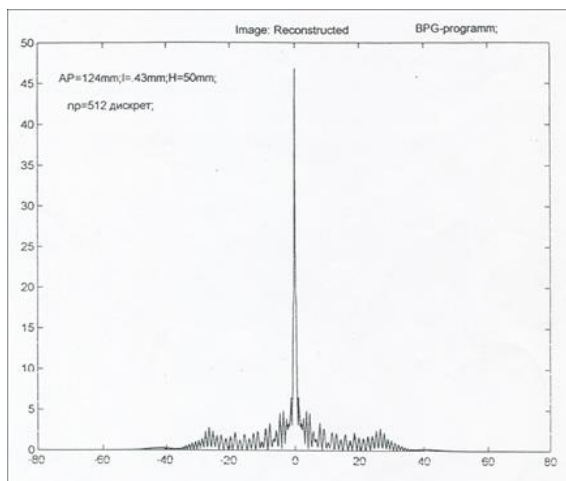


Рис.4.13.

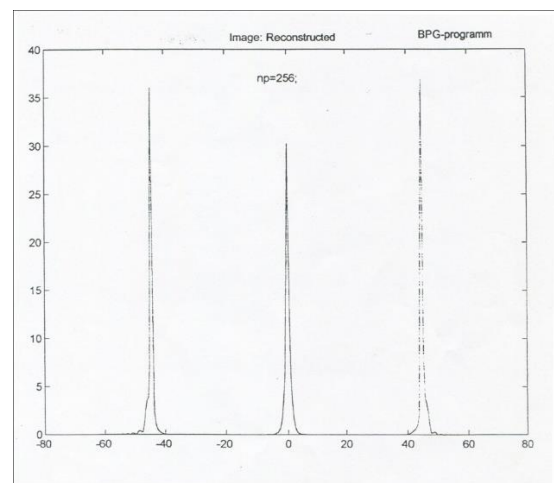


Рис.4.14.

Малюнку 4.9 – 4.14 ілюструють виконання алгоритму при реконструкції діагностичного зображення.

1.3 Вирішення задачі знаходження і класифікації по контрастності дискретних розсіювачів.

Здійснення вирішення цього завдання передбачається на основі аналізу фазових співвідношень, що відповідають побудованим за певними елементарними одновимірними голограмами (записів фазових спектрів акустичного поля), отриманим методом з синтезованої одновимірної апертурою. Мова йде про синтез (відновлення) зображень на основі безлічі одновимірних елементарних голограм на площину, перпендикулярну площині запису елементарної голограми та визначається сукупністю акустичних осей зондуючого простору при русі суміщеного випромінювача – приймача уздовж лінії синтезованої апертури. Фіксується амплітудно-фазове поле вторинної хвилі (відбитий ультразвук)[23, 33,44, 60].

Такий підхід повинен дати можливість розв'язувати сумарний по амплітуді ехосигнал, що отримується в точці зондування з різних точок глибини за рахунок різниці початкових фаз комплексних амплітуд окремих гідробіонтів, які мають свої координати в площині зондування і свої значення інтенсивності з урахуванням місця розташування. Щільність скупчення, що відображає інтенсивність окремих гідробіонтів на кольоровому моніторі може бути представлена відносними колірними моделями або іншим способом досить ефективною візуальною відмінністю кожного гідробіонта окремо з властивим йому розміром і сукупність всіх гідробіонтів, які визначають щільність їх у зондуючих об'ємах.

Слід зазначити, що розглянуті методи отримання зображень за сукупністю одновимірних елементарних голограм можуть бути використані і в інших положеннях по розробці техніки діагностування по перетинах в медицині, будівництві і т. п.

Хвильове поле в довільній точці простору X, Y, Z і в довільний момент часу t описується рівнянням, отриманим з рівнянь Максвелла, що встановлюють зв'язок між похідними по координатах і часу від величин, що характеризують хвильове поле

$$\nabla^2 U(x, y, z, t) - \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 U(x, y, z, t)}{\partial t^2} = 0 \quad (4.3.1)$$

де $U(x, y, z, t)$ - миттєве значення амплітуди хвилі в точці x, y, z в момент t .

∇^2 - оператор Лапласа.

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \quad (4.3.2)$$

c – швидкість поширення хвильового процесу в просторі X, Y, Z .

Надалі хвильове поле ми будемо розглядати як інтерференцію когерентних хвиль, тобто таких хвиль, в яких кутова частота є незмінною (постійною) у часі (монохроматичні хвилі), а початкова фаза $\varphi(x, y, z)$ для кожної точки простору X, Y, Z у часі є постійною.

Для монохроматичної когерентної хвилі рівняння (4.4.1) має вигляд (4.3.3) і називається рівнянням Гельмгольца

$$\nabla^2 U + K^2 U = 0 \quad (4.4.3)$$

Рішенням цього рівняння є функція

$$\dot{U}(x, y, z, t) = \dot{U}(x, y, z) \cdot l^{i2\pi\nu \cdot t} \quad (4.3.4)$$

де $2\pi\nu = \omega, \nu = \frac{1}{T}$ - частота, T – період коливання хвилі.

Оскільки при описі хвильового процесу можна завжди прийняти, що $t = t_0 = 0$

для будь-якого моменту часу, то функція $U(x, y, z)$, називається комплексною амплітудою, може розглядатися як достатній опис (статична модель) хвильового поля.

$$U(x, y, z) = A_0 \cdot l^{i\varphi(x, y, z)} \quad (4.3.5)$$

де A_0 - максимальне значення (амплітуда) хвилі, що приймається постійним для всього простору точок X, Y, Z ;

$\varphi(x, y, z)$ – початкова фаза хвилі в точці;

i – одиничний вектор уявної осі комплексної площини.

Голографічний опис хвильового поля-це повний опис, що враховує амплітуду A , фазу φ , вектор поляризації \vec{r} , що характеризує поле в кожній точці локального простору X, Y, Z .

Надалі ми будемо оперувати з деякими наближеннями хвильового поля плоскою і сферичною типами хвиль, що реєструються плоскою (лінійною) апертурою вимірювань.

В цілому модуляція амплітуди і модуляція фази-це операція множення комплексної амплітуди вихідної хвилі на множники $t(x, y), l^{i\Delta\varphi(x, y)}$ відповідно.

Модуляція вектора поляризації – це поворот вектора, що вказує напрямок руху хвилі.

Дія хвилі на приймач характеризується усередненням за деякий інтервал часу значенням щільності потоку енергії. Щільність потоку в точці X, Y, Z пропорційна квадрату напруженості поля; квадрат напруженості поля можна визначити наступним чином:

$$\begin{aligned}
 E_{cp}^2(x, y, z) &= \frac{1}{\tau_0} \int_{-\tau_0/2}^{+\tau_0/2} \alpha^2(x, y, z) \text{Cos}^2[\omega t + \varphi(x, y, z)] dt = \frac{\alpha^2(x, y, z)}{2\tau_0} \int_{-\tau_0/2}^{+\tau_0/2} \{1 + \text{Cos}^2[\omega t + \varphi(x, y, z)]\} dt = \\
 &= \frac{\alpha^2(x, y, z)}{2\tau_0} + \frac{\alpha^2(x, y, z)}{2\tau_0} \int_{-\tau_0/2}^{+\tau_0/2} \{\text{Cos}^2[\omega t + \varphi(x, y, z)]\} dt = 0
 \end{aligned}
 \tag{4.3.6}$$

Величину $\alpha^2(x, y, z)$ - називають інтенсивністю і позначають I.

$$I(x, y, z) = \alpha^2(x, y, z) \tag{4.3.7}$$

Так як інтенсивність пропорційна квадрату амплітуди хвилі, то при цьому фронт хвилі, його просторовий розподіл у вигляді інформації про фазу хвилі втрачається і відсутній.

У цьому сенсі всі відомі детектори, що реагують на інтенсивність хвилі (на її зміну) є амплітудними і можуть характеризувати тільки амплітудне поле хвилі. При цьому, наприклад, якщо амплітуда є постійною, взагалі ніякої корисної інформації про розподіл хвильового поля таким детектором отримати не можна[24].

4.4. Інтерфейс і управління алгоритмічно-програмного комплексу імітаційного дослідження розрізняювальної здатності

У області «Введення параметрів» необхідно вводити дані значення яких є глибина зондування, початкова фаза ехосигнала, відстань між точками, коефіцієнт відношення амплітуд сигналів, розмір апертури. Одиниці вимірювання, в яких слід вводити, підписані у відповідних рядках, роздільником десяткових знаків при введенні служить кома. При натисненні на кнопку «Моделювати ехосигнал на датчиках», запуститься процедура розрахунку значень ехосигналів (алгоритм роботи процедури) з введеними параметрами.

Зовнішній вигляд програми моделювання представлений на мал 4.15.

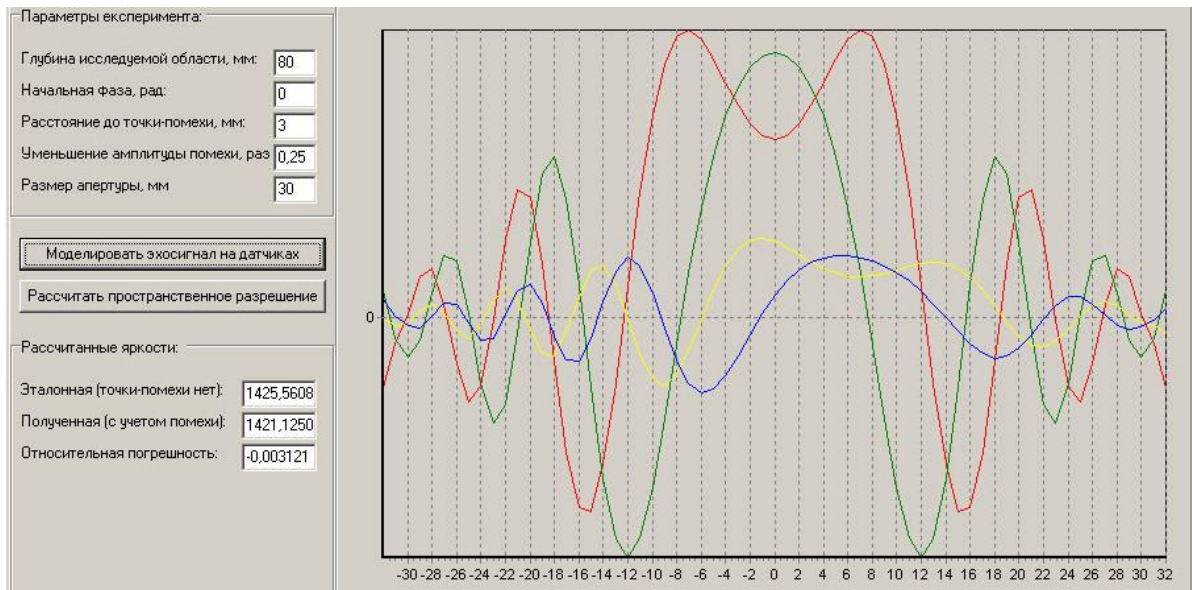


Рис. 4.15 Зовнішній вигляд програми дослідження розрізняльної здатності

Результати роботи процедури – графіки дійсних і уявних частин ехосигналів, відбитих від точок M1 і M2, будуть зображені в області виведення графіків.

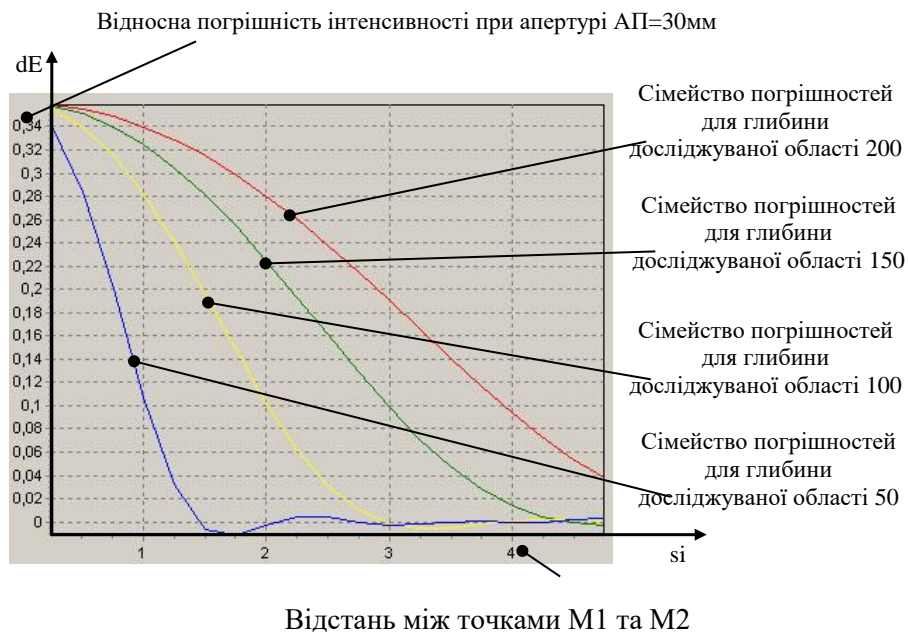


Рис. 4.16 Результат роботи процедури моделювання

Також будуть розраховані і виведені значення інтенсивності прийнятих ехосигналів, і відносної погрішності інтенсивності.

Результати процедури розрахунку значень ехосигналів наступні:

Графіки 1 і 2 – дійсна і уявна частини ехосигнала, відбитого від точки М1,
Графіки 3 і 4 – дійсна і уявна частини ехосигнала, відбитого від точки М2,
значення інтенсивності ехосигнала, відбитого від точки М1: 1425.5608,
значення інтенсивності сумарного ехосигнала: 1421.1250
значення відносної погрішності: 0.31%

Для масштабування ділянки області виведення графіків необхідно, утримуючи натиснутою ліву клавішу миші, виділити прямокутну область. Після того, як клавіша миші буде відпущена, відбудеться збільшення виділеної області. Прокрутку області виведення графіків можна здійснити, утримуючи натиснутою праву клавішу миші.

Кнопка “Розрахувати просторове розрізнення” служить для запуску розрахунку характеристики розрізнявальної здатності системи. Результат роботи процедури представлений на мал. 4.16. Це чотири криві, що є залежностями відносної погрішності інтенсивності ехосигнала від відстані між точками. Як бачимо з графіка, наприклад, для глибини зондування 100 мм на відстані 2 мм точка 2 вносить 5%-у заваду до результуючого ехосигналу, а на відстані 3 мм погрішність складає менше 0,5%.

Для дослідження розрізнявальної здатності системи проведено моделювання роботи системи з використанням фазованої решітки розміром 40 мм. Результати моделювання представлені на малюнках 4.8 (залежність відносної погрішності від відстані між точками) і 4.17 (залежність сумарної інтенсивності прийнятого ехосигнала від відстані між точками М1 і М2) при частоті 3,5 МГц.

На мал. 4.17 а)б) показані характеристики системи при робочій частоті 3,5/7 МГц, розмір фазованих ґраток 40 мм.

Розрізнявальна здатність голографічної системи залежить від глибини досліджуваної області, із зростанням глибини розрізнявальна здатність знижується. Із збільшенням робочої частоти і розмірів апертури вимірювань розрізнявальна здатність системи поліпшується.

Отримані графіки зміни просторової розрізняювальної здатності системи залежно від:

- відстані до дефектної області
- робочої частоти зондування
- розміру лінійної апертури вимірювальної решітки

Просторова розрізняювальна здатність не залежить від кількості датчиків на апертурі вимірювань, залежить лише від довжини апертури, тобто бази вимірювальної решітки. Це є принциповою відзнакою голографічної системи від акустичних систем з трансверсальною фільтрацією при формуванні променя.

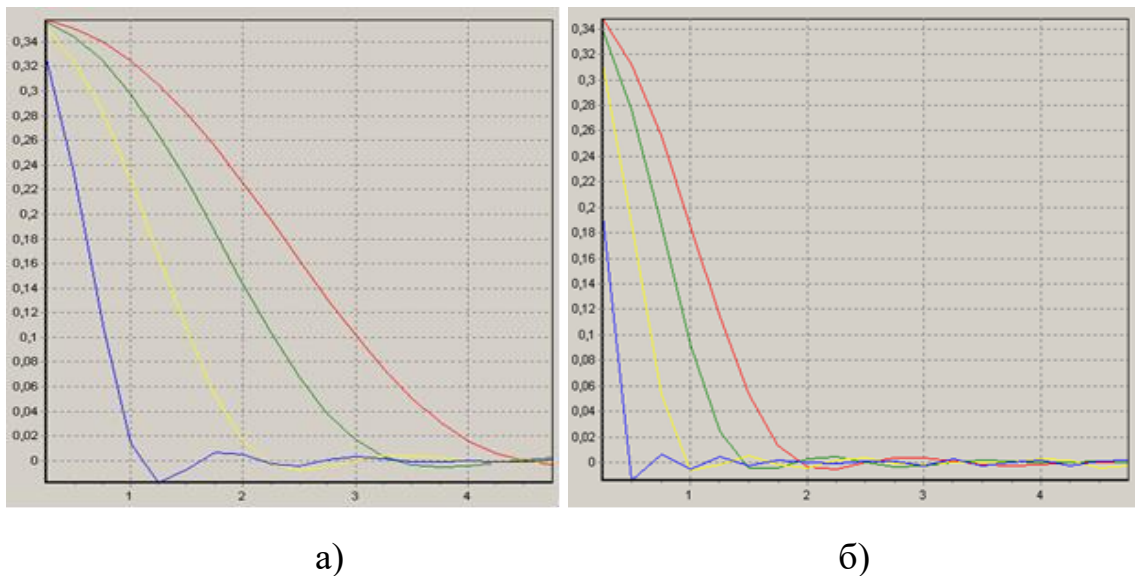


Рис.4.17 Сімейства характеристик роздільної здатності при робочій частоті а)3,5 МГц і б)7 МГц

Для дослідження роздільної здатності системи проведено моделювання роботи системи з використанням фазированной решітки розміром 40 мм. Результати моделювання представлені на Рис.4.17 а)б) лінійно частотних характеристиках) - залежність відносної похибки від відстані між точками М1 і М2 при частоті зондуючого імпульсу 3,5 МГц, характеристики системи при робочій частоті 7 МГц в другому випадку; глибина досліджуваної області – 80 мм, початкова фаза – 0 рад, відстань між точками М1 і М2 – 3,5 мм, відношення амплітуд ехосигналів $A_{эс}/A_{пом}=0.25$, розмір апертури – 30 мм.

Результати процедури розрахунку значень ехосигналів наступні:

Графіки 1 і 2 – дійсна і уявна частини ехосигнала, відбитого від точки М1,
Графіки 3 і 4 – дійсна і уявна частини ехосигнала, відбитого від точки М2,
значення інтенсивності ехосигнала, відбитого від точки М1: 1425.5608,
значення інтенсивності сумарного ехосигнала: 1421.1250 значення відносної погрішності: 0.31%.

Для дослідження роздільної здатності системи проведено моделювання роботи системи з використанням фазованої решітки розміром 40 мм. Результати моделювання представлені на Рис.4.17 лінійно-частотних характеристиках, залежність відносної похибки від відстані між точками М1 і М2 при частоті зондуючого імпульсу 3,5 МГц – б), характеристики системи при робочій частоті 7 МГц в другому випадку значення відносної погрішності становить 0- 0.31% при глибині зондування до 150 мм – с).

Таблиця 4.2

Робоча частота (МГц)		Розрізнявальна здатність (відстань між точками, мм)		Максимальна робоча глибина зондування		Відносна похибка реконструйованого ехоімпульсу	
Philips Medical Systems	Запропоноване рішення	Philips Medical Systems	Запропоноване рішення	Philips Medical Systems	Запропоноване рішення	Philips Medical Systems	Запропоноване рішення
3,5	3,5	3	3	110	150	5,4%	1,2%
			2				1,6%
7	7	1,5-2	0,3-1	130	150	2%	0,31

Порівнюючи отримані значення відносних похибок з похибками системи середньої вартості зарубіжного виробництва Philips Medical Systems, бачимо, що при використанні запропонованого рішення роздільна здатність підвищується більше ніж у шість разів. Результати порівняння приведені в таблиці 4.2.

Висновки по розділу 4

Таким чином, роздільна здатність системи залежить від глибини досліджуваної області, з ростом глибини роздільна здатність знижується. Зі

збільшенням робочої частоти і розмірів апертури вимірювань роздільна здатність системи поліпшується.

Крім того, порівнюючи отримані значення відносних похибок впливів досліджуваної точки і сумарного прийнятого ехосигнала, можна стверджувати, що просторова роздільна здатність систем дефектоскопії, що використовують фазову інформацію відбитого сигналу, в кілька разів перевищує роздільну здатність системи зарубіжного виробництва, що була розглянута в 1 розділі роботи.

Система реалізується відповідно до розробленої блок-схеми та алгоритмів в програмному середовищі MATLAB 2018b. Запропоновані рішення і отримані результати були підтверджені в ході експериментів, проведених над діагностичними зображеннями в рамках співпраці з медичним діагностичним центром Жовтневої клінічної лікарні м. Києва, апробовані в Державному Центрі Ендокринології м. Києва і показали ефективність розпізнавання текстури тканин щитової та передміхурової залози, реалізовані в системі обробки зображень та оцінки аномалій (неоднорідностей), розробленій в ІПМЕ ім. Г.Є.Пухова при виконанні науково-дослідної роботи «Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці» (шифр КОМПАС-Д, номер держреєстрації 0114U007366), підготовлена до подачі заявка на патент на корисну модель.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

1. Огир Е.А. О компьютерной обработке томографических диагностических изображений // Збірник наукових праць ІПМЕ Інформаційні технології. – 2006 – вип. 32, с. 36-41.

2. Огир А. С. Обработка и вывод изображений дефектов объектов и сред с помощью графических адаптеров / Душеба В.В., Огир Е.А. // Моделивання та інформаційні технології. – 2017. – Вип. 81. – С. 77-85.
3. Евдокимов В.Ф. Методы формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии / Огир Е.А., Душеба В.В. // Моделивання та інформаційні технології – 2018. С. 3-11.

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

1. Вперше дано формальне визначення поняття «діагностичне зображення», як моделі в контексті задачі ідентифікації, що відкриває можливість застосовувати відомі підходи теорії ідентифікації для формулювання і розв'язання задачі підвищення якості реконструкції діагностичних зображень.
2. На основі проведеного аналізу існуючих методів, технологій, систем і засобів реконструкції діагностичних зображень, визначено розрізнявальну здатність діагностичних зображень як ключовий фактор якості діагностичного зображення, а критерієм якості реконструйованого сигналу, визначено відносну похибку, що в свою чергу, дало можливість визначити вимоги для розробки методу реконструкції діагностичних зображень.
3. Вперше запропоновано метод реконструкції діагностичних зображень, в якому для усунення завад ревербераційної та нормальної природи застосовано процедури фільтрації chebwin, що забезпечило стійкість до похибок вимірювань та обчислень та забезпечує 6-кратне підвищення просторового розрізнення.
4. Розроблено алгоритм реконструкції діагностичних зображень, розглянуті варіанти реалізації всіх ділянок алгоритму, оцінені сучасні апаратні та програмні засоби, обрано варіант реалізації, яким є рішення з застосуванням програмованих інтегральних мікросхем, використання яких дає можливість виконання умови обробки інформації в темпі поточного часу.
5. Запропоновано імітаційний комплекс дослідження розрізнявальної здатності діагностичних зображень аномалій матеріалів та середовищ.
6. Розроблено програмний засіб реконструкції та виводу діагностичних зображень, в якому за рахунок застосування запропонованих рішень

забезпечено можливість визначення параметрів діагностичних зображень, які забезпечують підвищення їх діагностичної цінності:

- в медичній діагностиці для виявлення низько-контрастних новоутворень початкової стадії розвитку;
- в задачах неруйнівного контролю для виявлення дрібних аномалій матеріалів та середовищ.

7. Запропоновані метод і алгоритм реалізовано в системі обробки зображень та оцінки аномалій в рамках виконання науково-дослідної роботи в ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова «Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці» (шифр КОМПАС-Д), 2015-2019 рр., підготовлено до подачі заявка на патент на корисну модель та впроваджено в роботу в медичній та будівельній сфері.

Використання системи, розробленої на базі запропонованого автором методу дозволяє виявляти всі неоднорідності в матеріалах та будівельних конструкціях. При наявності тріщин, пустот і раковин в досліджуваній конструкції або будівлі, даний метод допомагає їх виявити. Це можливо завдяки новому підходу та фільтрації, що використані в розробленій роботі. Розроблені математичні основи побудови системи, що включають обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень, апаратне та програмне забезпечення комп'ютерного процесу формування растрових зображень дозволяють реалізацію систем різного призначення:

- УЗ медико-діагностичних систем візуалізації стану внутрішніх органів, де характеристики просторової роздільної здатності, точності відновлення ехосигналів фокусованих точок мають вирішальне значення для достовірності діагностичної інформації;
- УЗ систем неруйнівного контролю середовищ, матеріалів і об'єктів для візуалізації місця розташування, форми і розмірів дефектів у вигляді мікротріщин, сторонніх включень,

- Дослідження залізобетонних конструкцій та стінових панелей в будівництві, що дозволяє проводити діагностику будівель та споруд на міцність:
 - виявлення прихованих дефектів;
 - виявлення розривів арматури, а так же реального стану її анкерування;
 - виявлення часткових / повних руйнувань бетону або залізобетону на різних ділянках;
 - виявлення зсувів окремих елементів;
 - виявлення конструктивних прогинів і деформацій;
 - виявлення корозійних ділянок в бетоні.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Аксененкова И. М. Ряды. Интеграл Фурье и преобразование Фурье. Приложения / И. М. Аксененкова, О. А. Малыгина, Н. С. Чекалкин, А. Г. Шухов. – М. : Либроком, 2009. – 208 с.
2. Бадалян В. Ультразвуковая дефектометрия металлов с применением голографических методов / В. Бадалян, Е. Базулин, А. Вopilкин [и др.]. – М. : Машиностроение, 2008. – 368 с.
3. Бабак В.П., Прикладовский О.С. Моделирование распространения ультразвука и характеристики рассеяния в биологической ткани // в кн. Новые возможности современного медицинского приборостроения . – К.: 1991. – с. 56 – 57.
4. Бабин Л.В. Численная реконструкция пространственной структуры объектов в акустических полях // Акустический журнал. – Т57, вып. 4, 1991. – с. 317 – 324.
5. Бендат Дж. Прикладной анализ случайных процессов. / Бендат Дж. Пирсол А. – М.: Мир, 1989. – 531с.
6. Бергман Л. Ультразвук и его применение в науке и технике. – М.: ИЛ, 1957. – 726с.
7. Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. – М.: Мир, 1989. – 240с.
8. Вальпа О. Полезные схемы с применением микроконтроллеров и ПЛИС / О. Вальпа.– М.:Додэка XXI, 2006.– 416 с.
9. Вальпа О. Разработка устройств на основе цифровых сигнальных процессоров фирмы Analog Devices с использованием Visual DSP++ / О.Д. Вальпа. – М.: Горячая Линия-Телеком, 2007. – 270 с.
10. Вербовецкий А. А. Оптическая голография в цифровых компьютерных технологиях / А. А. Вербовецкий. – М. : Алекс, 2004. – 82 с.
11. Воробель Р. А. Повышение контраста изображений с помощью модифицированного метода кусочного растяжения / Р. А. Воробель, И. М. Журавель // Отбор и обработка информации. – 2000. – № 14 (90). – С. 116 – 121.
12. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М. : Техносфера, 2006 – 1072 с.

13. Гончар А. И. Проблема создания высокоэффективных многоцелевых гидролокаторов бокового обзора / А. И. Гончар. – Запорожье: [б. и.], 1998. – 141 с.
14. Горнаков С. Г. Инструментальные средства программирования и отладки шейдеров в DirectX и OpenGL / С. Г. Горнаков. – СПб. : БХВ-Петербург, 2005. – 256 с.
15. Горнаков С. DirectX 9. Уроки программирования на C++ / С. Г. Горнаков. – СПб. : БХВ-Петербург, 2004. – 390 с.
16. Грегуш Г. Звуковидение / Г. Грегуш. – М. : Мир, 1988. – 231 с.
17. Грузман И. С. Цифровая обработка изображений в информационных системах / И. С. Грузман. – Новосибирск : НГТУ, 2002. – 352 с.
18. Гудмен Дж. Введение в принципы и применения голографии / Дж. Гудмен // Труды института инженеров по электротехнике и радиоэлектронике. – 1971. – Т. 59. – № 9. – С. 7 – 23.
19. Гудмен Дж. Введение в Фурье-оптику / Дж. Гудмен. – М. : Мир, 1970. – 364 с.
20. Домараскас В. И. Ультразвуковая эхоскопия / В. И. Домараскас, Э. Л. Пилецкас. – СПб. : Машиностроение, 1988. – 276 с.
21. Данилов В. Н. Моделирование работы пьезопреобразователей с сухим точечным контактом в режиме излучения / В. Н. Данилов, А. А. Самокрутов // Дефектоскопия. – 2003. – № 8. – С. 11 – 13.
22. Евдокимов В. Ф. Возможности и перспективы компьютерной обработки диагностических томографических изображений / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир, Е. А. Огир, Н. М. Макомела, С. И. Сеницкий // Электронное моделирование. – 2006. – № 5. – С. 87 – 94.
23. Евдокимов В. Ф. Исследование математических моделей представления голограмм в компьютерных системах звуковидения / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир, Ж. П. Журавлев // Электронное моделирование. 1993. – № 4. – С. 85 – 89.
24. Евдокимов В. Ф. Математическая модель формирования изображения дефектов материалов в голографической системе дефектоскопии / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир, А. А. Чемерис, В. В. Тарапата, Д. И. Лазоренко // Электронное моделирование. – 2008. – № 2. – С. 3 – 17.

25. Евдокимов В. Ф. Математические модели процессов формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии неголографического типа / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир, В. В. Тарапата // Электронное моделирование. – 2008. – № 1. – С. 89 – 102.

26. Евдокимов В. Ф. Математическое моделирование сигналов и процессов в акустической голографии: проблемы и перспективы / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир // Электронное моделирование. – 1996. – № 4. – С. 29 – 33.

27. Евдокимов В. Ф. Методы формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии / В. Ф. Евдокимов, Е. А. Огир, В. В. Душеба // Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць. – К. : ПІМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2018. – Вип. 84. – С. 3 – 16.

28. Евдокимов В. Ф. О дискретной математической модели звуковой голограммы / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир // Электронное моделирование. – 2000. – № 1. – С. 3 – 8.

29. Евдокимов В. Ф. О построении системы ультразвукового контроля конструкционных материалов объектов энергетики и машиностроения / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир // Электронное моделирование. – 2001. – № 5. – С. 85 – 90.

30. Евдокимов В. Ф. О принципах построения компьютерных систем звуковидения / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир // Электронное моделирование. – 1994. – № 3. – С. 72 – 78.

31. Евдокимов В. Ф. Разработка быстродействующих устойчивых компьютерных методов восстановления изображений в цифровой акустической голографии / В. Ф. Евдокимов, А. С. Огир, С. В. Месяц // Электронное моделирование. – 1993. – № 5. – С. 67 – 73.

32. Ермолов И. Н. Достижения в теоретических вопросах ультразвуковой дефектоскопии, задачи и перспективы / И. Н. Ермолов // Дефектоскопия. – 2004. – № 11. – С. 13 – 14.

33. Ермолов И. Н. Наиболее интересные направления развития ультразвукового контроля материалов (по материалам 7-й европейской конференции) / И. Н. Ермолов // Дефектоскопия. – 2003. – № 14. – С. 71 – 100.

34. Ермолов И. Н. Теория и практика ультразвукового контроля / И. Н. Ермолов. – М. : Машиностроение, 1981. – 240 с.

35. Євдокимов В. Ф. Дослідження характеристик якості УЗ зображень та алгоритмів їх обробки / В. Ф. Євдокимов, О. С. Огир,

О. О. Огір // Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2017. – Вип. 80. – С. 3 – 11.

36. Кайно Г. Акустические волны: устройства, визуализация и аналоговая обработка сигналов / Г. Кайно ; под редакцией О. В. Руденко. – М. : Мир, 1990. – 656 с.

37. Калашник Д. А. Медицинские приборы. Разработка и применение / Д. А. Калашник [и др.]. – М. : Стормовь-Медицина, 2004. – 241 с.

38. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования / В. Календер. – М. : Техносфера, 2006. – 344 с.

39. Каневский И. Н. Фокусировка звуковых и ультразвуковых волн / И. Н. Каневский. – М. : Наука, 1977. – 336 с.

40. Китинг П. Обработка сигналов при формировании изображений / П. Китинг, Т. Саватарі, Г. Жилинскас // Труды института инженеров по электротехнике и радиоэлектронике. – 1979. – Т. 69. – № 4. – С. 61 – 77.

41. Кнышев Д. ПЛИС фирмы `XILINX`: описание структуры основных семейств / Д. Кнышев, М. Кузелин. – М. : Додэка XXI, 2006. – 238 с.

42. Кравченко В. Ф. Цифровая обработка сигналов и изображений / В. Ф. Кравченко. – М. : Физматлит, 2007. – 552 с.

43. Крендалл А. Б. Акустика / А. Б. Крендалл. – М. : Либроком, 2009. – 168 с.

44. Кристаллинский Р. Е. Преобразование Фурье и Лапласа в системах компьютерной математики / Р. Е. Кристаллинский, В. Р. Кристаллинский. – М. : Горячая Линия-Телеком, 2006. – 216 с.

45. Лем Т. Аналоговые и цифровые фильтры / Т. Лем. – М. : Мир, 1982. – 590 с.

46. Лэй Э. Цифровая обработка сигналов для инженеров и технических специалистов / Э. Лэй. – М. : Группа ИДТ, 2007. – 336 с.

47. Марпл С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / С. Л. Марпл. – М. : Мир, 1990. – 584 с.

48. Миллер Т. Managed Direct X 9 с управляемым кодом. Программирование игр и графика / Т. Миллер. – М. : КомБук, 2005. – 400 с.

49. 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.

50. Огир А. С. Исследование и компьютерное моделирование процесса реконструкции голограммных акустических изображений методом обращенного волнового фронта / А. С. Огир // Захист інформації : зб. наук. праць. – К., 2003. – Вип.10. – С. 156 – 165.

51. Огир А. С. Исследование процессов компьютерного восстановления акустических изображений / А. С. Огир // Методы и средства компьютерного моделирования: сб. научн. трудов. – К. : ИПМЭ НАНУ, 1997. – С. 41 – 44.

52. Огир А. С. Компьютерное моделирование систем отображения подводных объектов / А. С. Огир // Электронное моделирование. – 2002. – № 5. – С. 105 – 114.

53. Огир А. С. Новая информационная технология формирования голограммных акустических изображений высокого разрешения в системах ультразвуковой визуализации медицинского назначения / А. С. Огир, В. В. Тарапата, Е. А. Огир // Электронное моделирование, 2014. – № 1. – С. 49 – 57.

54. Огир А. С. О голографической системе визуализации медицинского назначения / А. С. Огир, В. В. Тарапата, Е. А. Огир // Інформаційні технології: зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2006. – Вип. 37. – С. 3 – 6.

55. Огир А. С. О квазистационарном измерении линеаризованной звуковой голограммы в соответствии с функцией пространственно-временных точек / А. С. Огир // Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2006. – Вип. 20. – С. 185 – 189.

56. Огир А. С. О компьютерном моделировании квазиголографической системы эхоскопии с линейной апертурой измерений // Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2003. – Вип. 10. – С. 156 – 165.

57. Огир А. С. О построении квазиголографической системы акустического контроля материалов / А. С. Огир // Моделювання та

інформаційні технології : зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2002. – № 13. – С. 76 – 81.

58. Огир А. С. Обработка и вывод изображений дефектов объектов и сред с помощью графических адаптеров / А. С. Огир, В. В. Душеба, Е. А. Огир // Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2017. – Вип. 81. – С. 77 – 85.

59. Огир А. С. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности / А. С. Огир, Е. А. Огир // Электронное моделирование. – 2017. – № 3. – С. 105 – 117.

60. 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.

61. Огир А. С. Специализированный процессор для предварительной обработки сигналов ультразвуковых датчиков / А. С. Огир, Д. И. Лазоренко, В. В. Тарапата, А. А. Чемерис // Інформаційні технології: зб. наук. праць. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2008. – Вип. 45. – С. 99 – 104.

62. Огир А. С. Формирование модели звуковой голограммы, свободной от параксиального приближения Френеля / А. С. Огир // Вісник Національного технічного університету України «КПІ». Серія «Інформатика, управління та обчислювальна техніка». – К., 2003. – Вип. 40. – С. 170 – 177.

63. Огир Е. А. О компьютерной обработке томографических диагностических изображений / Е. А. Огир // Інформаційні технології: зб. наук. праць. – Вип. 32. – К. : ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2006. – С. 36 – 41.

64. Огир Е. А. Система повышения пространственного и контрастного разрешения диагностических изображений разного типа // Збірник тез наукової конференції «Моделювання – 2018» ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 12-14 вересня 2018. – К., 2018. – С. 211.

65. Огір О. О. Використання штучного інтелекту при обробці діагностичних зображень медичного призначення / О. О. Огір // Збірник тез науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів ІПМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ 16 травня 2018 р. – К., 2018. – С. 22.

66. Огір О. О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень / О. О. Огір // Збірник тез

науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів ПІМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ 15 травня 2019 р. – К., 2019. – С. 30.

67. Огір О. О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень / О. О. Огір // Электронное моделирование. – 2019. – № 4 – С. 35 – 48.

68. Опанасенко В.М. Формалізація процесу проектування обчислювальних пристроїв та систем на базі ПЛІС / В.М. Опанасенко, О.М. Лісовий // Комп'ютерні засоби, мережі та системи. – 2009. – № 8. – С. 58-63.

69. Опанасенко В.М., Лисовый О.М. Два підходи до формалізації процесу проектування проблемно-орієнтованих пристроїв // Радіоелектронні і комп'ютерні системи. – 2010. – №5 (46). – С. 251–257.

70. Опанасенко В.Н. Высокопроизводительные реконфигурируемые компьютеры на базе FPGA // Проблемы информатизации та управління: Зб. наукових праць НАУ. – Вип. 3 (27). – Київ, 2009. – С. 114–118.

71. Опанасенко В.Н., Лисовый А.Н. Особенности языка VHDL для программирования кристаллов ПЛИС // Проблемы програмування. – 2006. – №1. – С. 70–78.

72. Опанасенко В.Н., Лисовый А.Н. Реалізація проблемно-орієнтованих цифрових пристроїв на кристалах FPGA // Радіоелектронні і комп'ютерні системи. – 2009. – №5 (39). – С. 176–183.

73. Оппенгейм А. Цифровая обработка сигналов / А.В. Оппенгейм, Р. Шафер.– М.: Техносфера, 2009.– 856 с.

74. Оппенгейм А.В. Важность фазы при обработке сигналов / А.В. Оппенгейм, Дж.С.Лим // ТИИЭР.– 1981.– т.69 №5.– С.39-53

75. Лаке П. Теория рассеяния / П. Лаке, Р. Филипс; [пер. с англ. ; под ред. М. Ш. Бирмана]. – М : Мир, 1982. – 401 с.

76. Рычагов М. Н. Ультразвуковая медицинская визуализация: В-сканирование и цифровая реконструкция / М. Н. Рычагов. – М. : МИЭТ, 2001. – 140 с.

77. Рост Дж. Трехмерная графика и язык программирования шейдеров / Дж. Рост. – СПб. : Питер, 2005. – 405 с.

78. Селезов И. Т. Рассеяние волн локальными неоднородностями в сплошных средах [учебник для вузов] / И. Т. Селезов. – К. : Наукова думка, 1985. – 135 с.

79. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов / А. Б. Сергиенко / СПб : Питер, 2006. – 752 с.

80. Сергиенко А. М. VHDL для проектирования вычислительных устройств / А. М. Сергиенко. – К. : ЧП «Корнейчук», ООО «ГИД «ДС», 2003. – 208 с.
81. Системы акустического изображения / [Под ред. Г. Уэйда]. – Л. : Судостроение, 1981. – 240 с.
82. Сойфер В. А. Методы компьютерной обработки изображений / В. А. Сойфер. – М. : Физматлит, 2003. – 784 с.
83. Солонина А. И. Цифровая обработка сигналов. Моделирование в MATLAB / А. И. Солонина, С. М. Арбузов. – СПб. : БХВ-Петербург, 2008. – 816 с.
84. Сороко Л. М. Интроскопия / Л. М. Сороко. – М. : Радио и связь, 1983. – 336 с.
85. Тарапата В.В., Огир Е.А. Дискретные математические модели и алгоритмы формирования акустических изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии / В. В. Тарапата, Е. А. Огир // Тези XXVI науково-технічної конференції «Модельовання», 12-13 січня 2007 р. – К. : ПІМЕ ім. Г. Є. Пухова НАНУ, 2007. – С. 45.
86. Вальпа О. Полезные схемы с применением микроконтроллеров и ПЛИС / О. Вальпа.– М.:Додэка XXI, 2006.– 416 с.
87. Вальпа О. Разработка устройств на основе цифровых сигнальных процессоров фирмы Analog Devices с использованием Visual DSP++ / О.Д. Вальпа.– М.: Горячая Линия-Телеком, 2007.– 270 с.
88. Ушаков В.М. Формирование диаграмм направленности преобразователей с неравномерным распределением давления по излучающей поверхности пьезопластин / В. М. Ушаков, В. Н. Данилов // Дефектоскопия. – 1997. - № 5. – С. 14 – 26.
89. Фалькевич С. А. Фазированные решетки в ультразвуковой дефектоскопии / С. А. Фалькевич // Дефектоскопия. – 1984. – № 3. – С. 3 – 16.
90. Физика визуализации изображений в медицине : в 2 т. Т. 2. / [пер. с англ. ; под ред. С. Уэбба]. – М. : Мир, 1991. – 408 с.
91. Фленов М. Direct X и Delphi. Искусство программирования / М. Фленов. – Л. : БХВ-Петербург, 2006. – 384 с.
92. Харди Г. Г. Ряды Фурье / Г. Г. Харди, В. В. Рогозинский. – М. : Либликом, 2009. – 152 с.

93. Шикин Е. В. Компьютерная графика. Полигональные модели / Е. В. Шикин, А. В. Боресков. – М. : Диалог-МИФИ, 2001. – 464 с.
94. Яне Б. Цифровая обработка изображений / Б. Яне. – М. : Техносфера, 2007. – 584 с.
95. Baglietto M. Image processing on high-performance RISC systems // M. Baglietto, M. Maresca, N. Migliardi, N. Zingirian // Proceedings of the IEEE. – 1996. – Vol. 84. – No. 7. – P. 917 – 930.
96. Bailes D. R., The use of the gray level SAT to find the Salient Cavities in echocardiograms / D. R. Bailes // Journal of visual communication and image representation. – 1996. – Vol. 7. – No. 2. – P. 169 – 195.
97. Bister M. Automatic Segmentation of Cardiac MR Images / M. Bister, Y. Taeymans, J. Cornelis // Proceedings. Computers in Cardiology. – IEEE Computer Society Press, 1989. – P. 215 – 218.
98. Comparing Image Processing Techniques for Improved 3-Dimensional Ultrasound Imaging / F. Forsberg, V. Berghella, D. A. Merton et al. // Ultrasound Med.– 2010.– №29.– С.615-619.
99. Evdokimov V.F. Mathematical simulation of signals and processes in acoustic holography: Problems and prospects / V.F. Evdokimov, A.S. Ogir // Engineering simulation.– 1997.– т.14-4.– С.549-556.
100. Danckaert K. System-Level Memory Management for Weakly Parallel Image Processing / K. Danckaert, F. Catthoor, H. De Man // Proceedings of the Second International Euro-Par Conference on Parallel Processing. – 1996. – Vol. II. – P. 217 – 225.
101. Goldberg R.L. Multi-layer piezoelectric ceramics for two-dimensional array transducers / R.L. Goldberg, S.W. Smith. // Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.– 1994.– №41-5.– С.761-771.
102. Gray K. Microsoft DirectX 9 Programmable Graphics Pipeline / Kris Gray.– Microsoft Press, 2003.– 496 с.
103. Fraboulet A. Loop Alignment for Memory Accesses Optimization / A. Fraboulet, G. Huard, A. Mignotte // Twelfth International Symposium on System Synthesis, Piscataway. – IEEE Computer Society Press, 1999. – P. 71 – 77.
104. Pedroni V.A. Digital Electronics and Design with VHDL / Volnei A. Pedroni.– Los Altos, Cal: Morgan Kaufmann, 2008. – 720 с.
105. Pong P. Chu. RTL Hardware Design Using VHDL: Coding for Efficiency, Portability, and Scalability / Pong P. Chu.– Los Altos, Cal: Morgan Kaufmann, 2006.– 694 с.

106. Luna F. D. Introduction to 3D Game Programming with Direct X 10 / F. D. Luna. – Plano : Wordware Publishing, Inc., 2008. – 544 c.
107. Meire H. B. Basic Ultrasound / H. B. Meire, P. Farrant – Chichester : John Wiley & Sons, 1995. – 223 c.
108. Park J. Automatic Cardiac View Classification of Echocardiogram / J. Park, S. K. Zhou, J. Otsuki, C. Simopoulos, D. Comaniciu // 2007 IEEE 11th International Conference on Computer Vision, Rio de Janeiro, 2007. – P. 1 – 8.

Додаток 1

СПИСОК ПРАЦЬ ОПУБЛІКОВАНИХ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ*Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:*

1. Огир А.С. О голографической системе визуализации медицинского назначения / Тарапата В.В., Огир Е.А. – Сборник научных трудов ИПМЭ НАНУ. – Інформаційні технології. – вип. 37, 2006, С. 3-6.
2. Евдокимов В.Ф. Возможности и перспективы компьютерной обработки диагностических томографических изображений Огир А.С., Огир Е.А., Макомела Н.М., Синицкий С.И. // Электронное моделирование – 2006. – Т. 28, № 5. – С. 87-94.
3. Огир Е.А. О компьютерной обработке томографических диагностических изображений // Збірник наукових праць ІПМЕ Інформаційні технології. – 2006 – вип. 32, с. 36-41.
4. Огир А.С. Новая информационная технология формирования голограммных акустических изображений высокого разрешения в системах ультразвуковой визуализации медицинского назначения / Тарапата В.В., Огир Е.А // Электронное моделирование – 2014. – Т. 36, № 1. – С. 49-57.
5. Огир А.С. Система ультразвуковой диагностики с использованием фазовой информации отраженного звукового поля / Тарапата В.В., Огир Е.А, Чемерис А.А. //Электронное моделирование, 2016. – Т 38, № 1. – С. 63-72.
6. Огир А. С. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности / Огир Е.А. Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности // Электронное моделирование. – 2017. – Т. 39, № 3. – С. 105-117.

7. Євдокимов В.Ф. Дослідження характеристик якості УЗ зображень та алгоритмів їх обробки. / Огір О.С., Огір О.О. // Моделювання та інформаційні технології – 2017. – Вип. 80. С. 3-11.
8. Огир А. С. Обработка и вывод изображений дефектов объектов и сред с помощью графических адаптеров / Душеба В.В., Огир Е.А. // Моделювання та інформаційні технології. – 2017. – Вип. 81. – С. 77-85.
9. Евдокимов В.Ф. Методы формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии / Огир Е.А., Душеба В.В. // Моделювання та інформаційні технології – 2018. С. 3-11.
10. Огір О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень.// Электронное моделирование – 2019. Т.41, №4 – С. 35-47

Праці апробаційного характеру:

11. Тарапата В.В., Огир Е.А. Дискретные математические модели и алгоритмы формирования акустических изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии. XXVI Науково-технічна конференція „Моделювання”, Київ, ІПМЕ, 12-13 січня 2007, тези, с. 45
12. Огір О.О. Використання штучного інтелекту при обробці діагностичних зображень медичного призначення.// Збірник тез науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів. ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ 16 травня 2018 р. С.22
13. Огір О.О. Система повышения пространственного и контрастного разрешения диагностических изображений разного типа.// Збірник тез наукової конференції «Моделювання-2018» ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ, 12-14 вересня 2018, С. 211
14. Огір О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень.// Збірник тез науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів. ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ 15 травня 2019 р. С.30.

15. Огір О.О. Розробка та дослідження алгоритмів, програм, апаратури відтворення акустичних зображень внутрішньої структури матеріалів та середовищ // Збірник тез науково-практичної конференції «Безпека енергетики в епоху цифрової трансформації» ІІМЕ ім. Г.Є. Пухова НАНУ 20 грудня 2019 р. Київ, С.81

Додаток 2

Затверджую

Директор
Ветеринарної клініки
«ЮКОН»
Скужин А.О.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

Даний акт підтверджує, що результати дисертаційної роботи аспіранта Огір О.О. за темою:

**«КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ПІДВИЩЕННЯ ПРОСТОРОВОГО ТА
КОНТРАСТНОГО РОЗРІЗНЕННЯ ДІАГНОСТИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МЕДИЧНОГО
ПРИЗНАЧЕННЯ»**

впроваджені в діагностичний процес Ветеринарної клініки ЮКОН, що знаходиться за
адресою: Київ, вулиця Драгоманова, 31В, Район Дарницький

Використання розробленої системи дає можливість отримувати найбільш інформативні діагностичні УЗ та цифрові рентгенологічні зображення. Впровадження результатів роботи дозволило вирішити завдання не тільки поліпшення візуальної якості низько контрастних зображень, але і реалізовувати як височастотну, так і низькочастотну фільтрацію за допомогою застосування різних функцій перетворення, запропонованих автором, що значною мірою підвищує діагностичну інформативність.

Додаткова обробка УЗ та рентгенологічних діагностичних зображень за даною методикою дозволяє наблизитись до патогістологічної діагностики (біопсії), таким чином, в деяких випадках, уникнути даного типу діагностики.

Теоретичні і практичні результати дисертаційної роботи були використані при виконанні науково-дослідних робіт в Інституті проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є.Пухова :

1. Розробка та дослідження комп'ютерної системи відтворення акустичних зображень внутрішньої структури матеріалів та середовищ (шифр «Ехосканер»), 2010-2014 рр.
2. Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці (шифр КОМПАС-Д), 2015-2019 рр.

Головний лікар

(Сахнюк С.В.)

Додаток 3

Затверджую

Фізична особа підписує
Гол. конструктор компанії «Фальста Хауз»

О.Ю. Мелашенко 17 квітня 2019

**АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ**

Даний акт підтверджує впровадження результатів дисертаційної роботи аспіранта Огір О.О. за темою:

**«МЕТОДИ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ РЕКОНСТРУКЦІЇ ДІАГНОСТИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ
НА ОСНОВІ ІНТЕГРАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЕНЬ»**

впроваджені в процес енергоаудиту з метою дослідження залізобетонних конструкцій в будівництві, що дозволяє проводити діагностику будівель та споруд на міцність.

Запропонований метод показав високу ефективність при виявленні всіх неоднорідностей досліджуваної ділянки (матеріал, будівля, конструкція). Також допомагає визначити якість зварних швів металевих конструкцій, виявити дефекти, які були здійснені на етапі будівництва, більш того, він дозволяє виявити дефекти використовуваних будівельних матеріалів. Це дає можливість уникнути негативних наслідків і запобігти руйнуванню конструкції або будівлі, яке може спровокувати існуючий недолік. Також, запобігти значних фінансових збитків у разі несвоєчасного виявлення конструкційних дефектів та деформацій.

Запропонований метод розроблено в рамках виконання науково-дослідної роботи в ППМЕ ім. Г.Є. Пухова «Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці» (шифр КОМПАС-Д), 2015-2019 рр.

Гол. інженер

(Ковальов Д.Н.)

Додаток 4

ТОВ «Центр Енергоефективного Будівництва»
Комплексні рішення для енергоефективного будівництва
+38-044-2096707 e-mail: info@ceec.com.ua



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

Даний акт підтверджує, що результати дисертаційної роботи аспіранта Огір О.О. за темою:

**«МЕТОДИ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ РЕКОНСТРУКЦІЇ ДІАГНОСТИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ
НА ОСНОВІ ІНТЕГРАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЕНЬ»**

впроваджені в роботу «Центру Енергоефективного Будівництва» з метою дослідження залізобетонних конструкцій та стінових панелей в будівництві, що дозволяє проводити діагностику будівель та споруд на міцність:

- виявлення прихованих дефектів;
- виявлення розривів арматури, а так же реального стану її анкерування;
- виявлення часткових / повних руйнувань бетону або залізобетону на різних ділянках;
- виявлення зсувів окремих елементів;
- виявлення конструктивних прогинів і деформацій;
- виявлення корозійних ділянок в бетоні.

Використання системи, розробленої на базі запропонованого аспірантом Огір О.О. методу, в рамках виконання науково-дослідної роботи в ІПМЕ ім. Г.Є.Пухова «Розробка та дослідження систем ефективної обробки інформації в режимі реального часу для вирішення задач моделювання і діагностики в енергетиці» (шифр КОМПАС-Д), 2015-2019 рр.

дозволяє виявляти всі неоднорідності в матеріалах та будівельних конструкціях). При наявності тріщин, пустот і раковин в досліджуваній конструкції або будівлі, даний метод допомагає їх виявити. Це можливо завдяки новому підходу та фільтрації, що використані в розробленій роботі. Саме ці зміни і фіксує прилад і візуалізує їх на екрані, після чого показання порівнюють з візуальним відображенням ультразвуку від однорідних матеріалів.

Також розроблена система допомагає визначити якість зварних швів металевих конструкцій, виявити дефекти, які були здійснені на етапі будівництва, більш того, він дозволяє виявити дефекти використовуваних будівельних матеріалів. Це дає можливість уникнути негативних наслідків і запобігти руйнуванню конструкції або будівлі, яке може спровокувати існуючий недолік. Також, це убезпечить від значних фінансових збитків у разі несвоєчасного виявлення дефектів та конструкційних деформацій.

Головний конструктор ТОВ «ЦЕБ»



(Науменко О.С.)