

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

ОГІР Олена Олександрівна



УДК 620.179

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

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи

**АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук**

Київ – 2020

Дисертацією є рукопис

Робота виконана в Інституті проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України

Науковий керівник

доктор технічних наук, професор
Мохор Володимир Володимирович,
Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є.Пухова НАН України,
директор інституту

Офіційні опоненти:

доктор технічних наук,
старший науковий співробітник
Зварич Валерій Миколайович,
Інститут електродинаміки НАН України,
провідний науковий співробітник
відділу теоретичної електротехніки

кандидат технічних наук, доцент
Іванюк Віталій Анатолійович,
Кам'янець-Подільський національний
університет імені Івана Огієнка МОН України,
доцент кафедри інформатики

Захист відбудеться "23" вересня 2020 року о 14 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.185.01 Інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України за адресою: 03164, м. Київ, вул. Генерала Наумова, 15.

З дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці Інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України за адресою: 03164, м. Київ, вул. Генерала Наумова, 15.

Автореферат розісланий "22" серпня 2020 р.

Вчений секретар спеціалізованої вченої ради Д 26.185.01,

кандидат технічних наук

 В.В. Душеба

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

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 вимірального 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 апріорна 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, у 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 завод 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. Вовилкін, Р. Гонсалес, А.Г. Коробейников, 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 *shebwin*, 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 ШМЕ 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 п'яти 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.

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 (з них 4 статті у виданнях, що включені у міжнародні наукометричні бази) та 4 публікації матеріалів наукових конференцій.

Обсяг і структура дисертації. Дисертація складається з анотації, вступу, 4 розділів, висновків, списку використаних джерел. Загальний обсяг дисертації складає 160 сторінок. Основний зміст роботи викладено на 127 сторінках. Дисертація містить 26 рисунків і 2 таблиці. Список використаних джерел включає 108 найменувань.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтована актуальність теми дослідження, встановлений зв'язок роботи з науковими програмами планами і темами, сформульована мета роботи, основні задачі досліджень і методи їх вирішення. Визначені об'єкт і предмет досліджень, викладені наукова новизна і практичне значення результатів, надані відомості про апробацію результатів роботи та публікації.

У **першому розділі** дисертаційної роботи проведено аналіз підходів до формування діагностичних зображень в існуючих методиках, технологіях, системах і засобах ультразвукових досліджень. Проведений 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 ідентифікації), 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.

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 флюктувати 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 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 відносно 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.

У другому розділі спираючись на визначені критерії 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. Зокрема, у порівнянні з фільтрами Бесселя та Баттерворта фільтр Чебишева дозволяє отримати мінімально спотворений сигнал на акустичній осі звукового променя шляхом Фур'є-перетворення голограми, значно зменшуючи вплив ревербераційних завад і вторинних дифракційних максимумів Фур'є-перетворення.

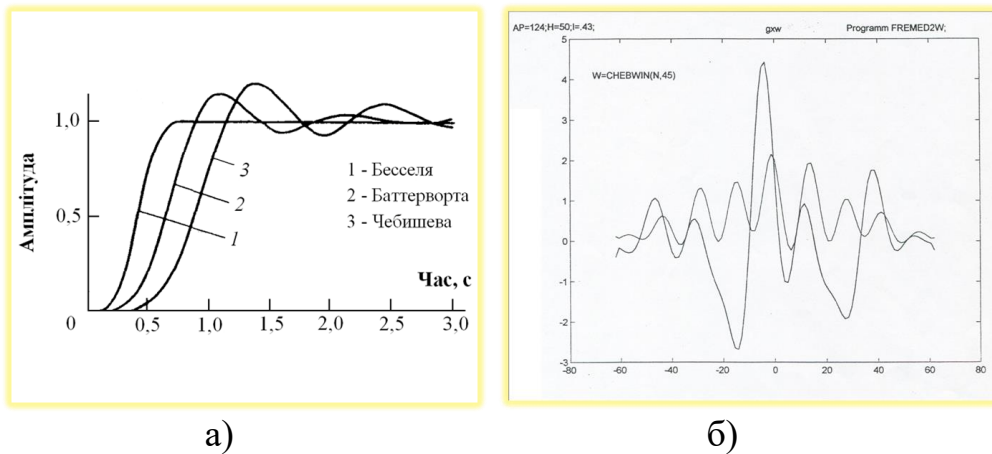


Рис.2.

Рис. 2 (б) ілюструє перетворений процедурою «віконної обробки» сигнал голограми, бачимо, що Фільтр Баттерворта – це максимально плоска характеристика в смузі пропускання, фільтр Бесселя – це максимально плоска характеристика часу затримки, і 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. Але ці фільтри мають погану фазочастотну характеристику, тобто таку, що викликає значні фазові спотворення на зображенні.

Модель двовимірної звукової голограми в інтегральному виді має вигляд:

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

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

x_0, y_0 – координати точок реєстрованої голограми

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

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

z – відстань між об'єктною площиною і площиною реєстрації

В цілому, метод підвищення якості реконструкції діагностичних ультразвукових зображень складається з наступних етапів:

1. При реєстрації одновимірної голограми лінійною фазованою решіткою значення координати стає рівним нулю, а з урахуванням одновимірних представлень точок 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.

З урахуванням вищезгаданого співвідношення (1) можна записати у вигляді

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

У виразі (2) множник $\frac{z}{z^2 + x_0^2}$ відображає значення коефіцієнта, що враховує затухання відображеної звукової хвилі при розповсюдженні від звукового імпульсу до приймачів 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 множник Френеля $e^{\frac{jk}{2z}x_1^2}$.

Фур'є-перетворення одновимірної функції $U(x_1) \cdot e^{\frac{jk}{2z}x_1^2}$, 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 співвідношення (2) можна представити у вигляді:

$$U(x_{0i}) = A \cdot \sum_{i=1}^n U(x_{1i}) \cdot e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{1i}^2} \cdot e^{\frac{-j2\pi}{\lambda z} x_{1i}^2 \cdot x_{0i}} \quad (3)$$

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 .

Враховуючи, що просторова частота f_{x_0} дорівнює:

$$f_{x_0} = \frac{x_0}{\lambda H} \text{ и } K = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c}, \quad (4)$$

можна показати, що одновимірній голограмі (4) 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:

$$U(x_1) = e^{-j\alpha x_1^2} \cdot \frac{j\lambda(z^2 + x_0^2)^2}{z} \cdot \int_{f_{x_0}} \left[U(f_{x_0}) \cdot e^{\frac{-j\omega}{2cz}(x_0^2)} \right] \cdot e^{j2\pi f_{x_0} \cdot x_1} df_{x_0} \quad (5)$$

У дискретній формі вираз (5) матиме вигляд:

$$U(x_{1i}) = \frac{1}{A} \cdot \sum_{i=1}^n \left[U\left(\frac{x_{0i}}{\lambda z}\right) \cdot e^{\frac{-j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2} \right] \cdot e^{\frac{j2\pi}{\lambda z} x_{1i} \cdot x_{0i}} \quad (6)$$

Як випливає з (6), об'єктна функція $U(x_{1i})$ відповідає зворотному перетворенню Фур'є функції голограми $U(x_{0i})$, помноженої на фокусуєчий множник Френеля $e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2}$.

2. Лінеаризація функції просторових частот $U(f_{x_0})$ виконується шляхом покомпонентного множення на множник, спряжений фазовому множнику Френеля $e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2}$

$$U'(f_{x_{0i}}) = U(f_{x_{0i}}) \cdot e^{\frac{j\pi}{\lambda z} x_{0i}^2} \quad (7)$$

3. Виконання проміжної операції фільтрації даних лінеаризованої голограми від завад ревербераційного типу здійснюється шляхом покомпонентного множення функції лінеаризованої голограми на функцію «вікна» *chebwin*. Оскільки центральною частотою в спектрі функції вікна є в даному випадку просторова спектральна складова з нульовою частотою, то ефективно пригнічення всіх інших просторових завад в сигналі здійснюється шляхом використання *chebwin* – фільтру.

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 можуть бути відфільтровані, в т.ч. і частоти, відповідні спектрам ревербераційних та флуктуаційних завад.

Якщо позначити функції «вікна» w , то оброблене зображення відповідатиме $U'_w(f_{x_0})$, і

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

8)

де символ \cdot позначає по-компонентне множення векторів $U'_w(f_{x_0})$ та w .

4. Відтворення амплітуди сигналу в точці z на акустичній осі для певного значення z шляхом виконання зворотного Фур'є-перетворення функції $U'_w(f_{x_0})$:

$$\hat{U}_{ll}^w = f^{-1} \{ U'_w(f_{x_0}) \} \quad 9)$$

Слід зазначити, що оскільки інші спектральні складові \hat{U}_{ll} реконструкції зображення втрачають сенс, оцінка \hat{U}_{ll} здійснюється шляхом підсумовування комплексних амплітуд вектора $U'_w(f_{x_0})$ і визначенням інтенсивності E_{ll} у вигляді

$$E_{ll} = \hat{U}_{ll}^w \cdot (U_{ll})^* \quad 10)$$

5. Отримані значення інтенсивності в точках на лінії сканування для певних значень компонується в растрову лінію зображення, а растрові лінії – в діагностичне зображення досліджуваного середовища або об'єкту.

Фазове відтворення в значній мірі зберігає залежність між сигналами, із цього можливо зробити висновок про те, що точки та лінії зберігають своє точне місцеположення, що забезпечує високу якість ідентифікації об'єктів та середовищ.

Тож враховуючи визначені критерії якості реконструкції та обрану процедуру фільтрації запропонований обчислювальний метод реконструкції діагностичних зображень забезпечує підвищене розрізнення реконструйованих зображень.

У третьому розділі дисертації запропоновано алгоритм реконструкції діагностичних зображень сканованого середовища на основі удосконаленого методу з використанням обраної обчислювальної процедури фільтрації. Розглянуто варіанти реалізації всіх важливих ділянок алгоритму для всіх стадій обробки, від реєстрації показань датчиків до формування та виводу інформації на екран.

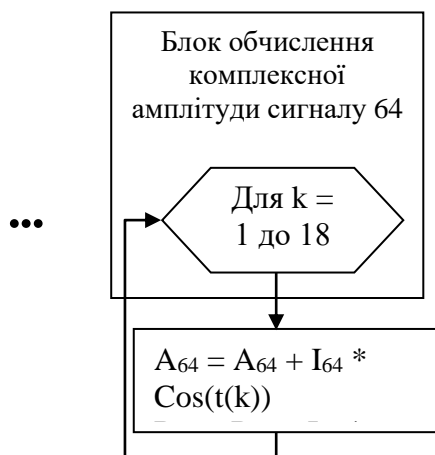
Загальна схема процесу реконструкції зображення наведена на рис.3. Об'єкт дослідження опромінюється ультразвуковим імпульсом за допомогою джерела УЗ-випромінювання. Для визначеності будемо вважати, що відбитий сигнал фіксується апертурною решіткою датчиків, де кількість датчиків дорівнює 64, розрядність АЦП 10 розрядів, частота тонального сигналу 3 МГц, і на одному періоді сигналу необхідно реєструвати шість значень датчиків, а дані для формування кожної компоненти фазової голограми відбитого сигналу реєструються протягом трьох періодів, тобто 18 значень сигналів.



Рис.3. Структурна схема процесу реконструкції зображення

Найбільш важливими фрагментами алгоритму є:

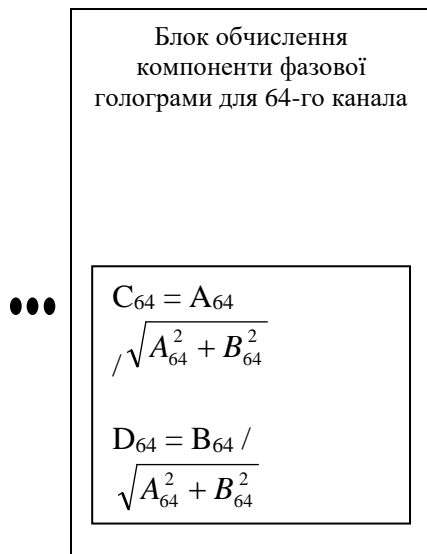
1. Етап 1. Синхронний детектор:



Етап 1. По 18 прийнятими значеннями обчислюються A_i , B_i – параметри амплітудно-фазової характеристики

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

2. Етап 2. Блок обчислення компоненти фазової голограми:



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

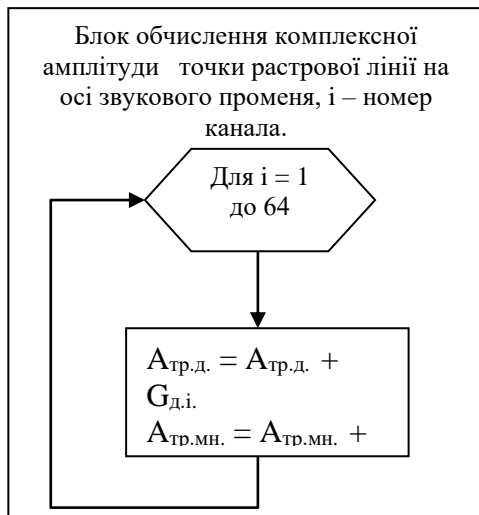
$$C_i = \cos \varphi,$$

$$D_i = \sin \varphi$$

$$G_{д.і.} = C_i * F(i)$$

$$G_{мн.і.} = D_i * F(i)$$

3. Етап 3. Обчислення комплексної амплітуди точки растрової лінії:



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

$$A_{тр} = A_{тр.д.} + j A_{тр.мн.}$$

4. Етап 4. Потік даних до синхронного детектора:

Оцінимо обсяг потоків інформації, що передаються між блоками системи.



Сумарний обсяг потоку даних:
 $P_0 = 64 \text{ каналів} * 10 \text{ біт} * 18 \text{ МГц}$

Результати досліджень, 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.

У четвертому розділі дисертаційної роботи викладені результати імітаційного дослідження розрізняювальної здатності діагностичних зображень, отриманих за допомогою запропонованих методу і алгоритму з використанням фазованої решітки розміром 40 мм.

Дослідження було реалізовано на базі програмного середовища MATLAB 2018b, а його результати представлені на Рис.5 у вигляді лінійно-частотних характеристиках, які є залежністю відносної похибки від відстані між точками M1 і M2 при частоті зондуючого імпульсу 3 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).

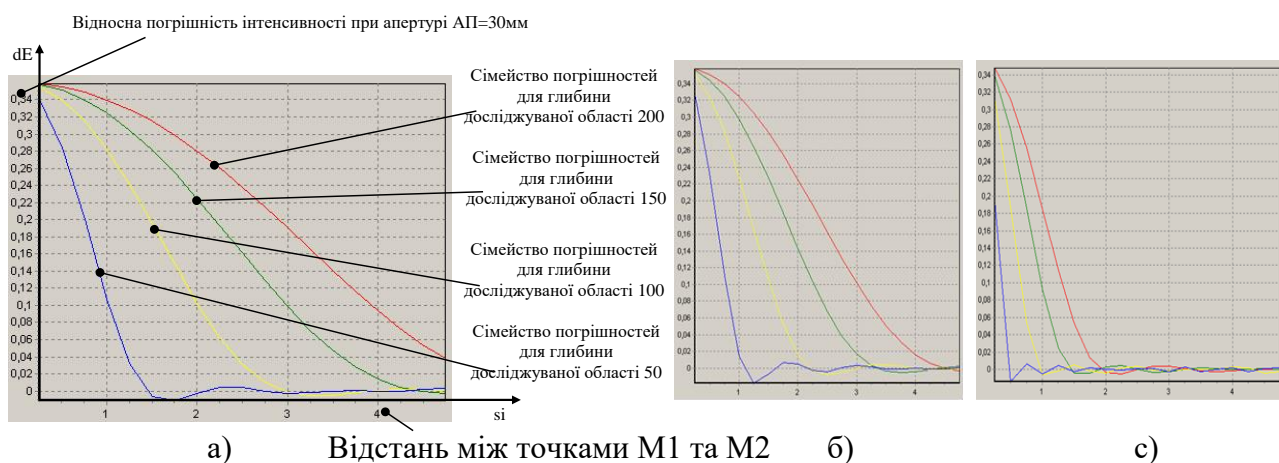


Рис.5 Сімейства характеристик роздільної здатності при робочих частотах а) 2,5МГц б)3 МГц і с)7 МГц

Таблиця 1

Робоча частота (МГц)		Розрізняювальна 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				
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 1.

Запропоновані рішення і отримані результати були підтвержені 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), розроблених в ІПМЕ ім. Г.Є.Пухова при виконанні науково-дослідної роботи «Розробка та дослідження систем ефективно 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.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальну науково-прикладну задачу 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.

В рамках виконаної роботи отримані наступні наукові та практичні результати:

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 розрізняювальної 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.

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. / Огир О.С., Огир 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. Огир 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, С. 45.

12. Огир 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. Огир 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. Огир 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.

АНОТАЦІЯ

Огир О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень. – 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 НАН України, Київ 2020.

Метою даної роботи є підвищення якості реконструкції діагностичних зображень, що вирішує науково-технічну задачу УЗ візуалізації аномалій при

неруйнівному контролі неоднорідних матеріалів та середовищ та в медичній діагностиці.

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 місцеположення аномалій в матеріалах енергетичних об'єктів, об'єктів будівництва та новоутворень в медичній діагностиці. Наукові результати дисертаційної роботи були підтвержені в ході проведених експериментів над діагностичними зображеннями в рамках співпраці з медичним Державним Центром Ендокринології м. Києва і показали високу ефективність розпізнавання текстури щитової та передміхурової залози. Також після дослідження та апробації результатів роботи, система, в якій реалізовано запропонований автором метод, була впроваджена в діагностичний процес на постійній основі в клініці «Юкон», та в роботу «Центру Енергоефективного Будівництва» з метою дослідження залізобетонних конструкцій та стінових панелей в будівництві, що дозволяє проводити діагностику будівель та споруд на міцність. (Акти впровадження додаються)

В роботі запропоновано обчислювальний метод на основі визначеної процедури фільтрації завад ревербераційної та нормальної природи при формуванні діагностичних зображень та їх відтворенні, який дозволяє покращити просторове розрізнення системи в 6 разів.

Отримані в роботі результати можуть використовуватись в медичній діагностиці підвищити ефективність виявлення низько контрастних новоутворень початкової стадії розвитку та в задачах неруйнівного контролю для виявлення найдрібніших аномалій матеріалів та середовищ (в будівництві, на підприємствах енергетики та паливної промисловості)

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

АННОТАЦІЯ

Огир Е.А. Метод повышения качества реконструкции диагностических изображений на основе интегральных преобразований. – 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.

Целью данной работы является повышение качества реконструкции диагностических изображений, что решает научно-техническую задачу УЗ визуализации аномалий при неразрушающем контроле неоднородных материалов и сред и в медицинской диагностике.

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, объектах строительства и новообразований в медицинской диагностике.

Научные результаты диссертационной работы были подтверждены в ходе проведенных экспериментов над диагностическими изображениями в рамках сотрудничества с медицинским Государственным Центром Эндокринологии г. Киева и показали высокую эффективность распознавания текстуры щитовидной и предстательной железы. Также, после исследования и апробации результатов работы, система, в которой реализовано предложенный автором метод, была внедрена в диагностический процесс на постоянной основе в клинике «Юкон», и в работу «Центра энергоэффективного строительства» с целью исследования железобетонных конструкций и стеновых панелей в строительстве, что позволяет проводить диагностику зданий и сооружений на прочность. (Акты внедрения прилагаются)

В работе предложено вычислительный метод на основе определенной процедуры фильтрации сигналов-помех реверберационной и нормальной природы при формировании диагностических изображений и их воспроизведении, который позволяет улучшить пространственное разрешение системы в 6 раз. Полученные в работе результаты могут использоваться в медицинской диагностике, а именно, повысить эффективность обнаружения низко-контрастных новообразований начальной стадии развития, а также в задачах неразрушающего контроля для выявления мельчайших аномалий материалов и сред (в строительстве, на предприятиях энергетики и топливной промышленности)

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

ABSTRACT

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

Thesis for the degree of candidate of technical science by specialty 01.05.02 – mathematical modeling and computer methods. – Institute for Modelling in Energy Engineering, National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv 2020.

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.

The tasks of increasing the reliability and increasing the resource of energy's equipment can be solved by the creation of new methods of ultrasonic diagnostics of materials, for this, it is necessary to have full and adequate visual information about the size, form and location of heterogeneities in materials of energy facilities, construction area and tumors in medical diagnostics.

The scientific results of the thesis were confirmed in the course of experiments with diagnostic images during the cooperation with the Medical Center of Endocrinology in Kiev and showed high efficiency of recognition of the texture of the thyroid and prostate gland. Also, after researching and testing the results of the work, the system in which the method proposed by the author was implemented into the diagnostic process on an ongoing basis at the "Yukon" clinic, and into the work of the CEEC for diagnostic reinforced concrete structures and wall panels in construction that allows you to control the strength of buildings and structures. (Acts of implementation are attached)

In work was proposed a computational method based on a specific filtering procedure of interference signals of reverberation and normal nature during the formation of diagnostic images and their reproduction, which allows to improve the spatial resolution of the system by 6 times. The results obtained in the work can be used in medical diagnostics to increase the detection efficiency of low-contrast neoplasms at the initial stage of development, as well as in non-destructive testing tasks to detect the smallest defects of materials and environments (in construction area, at energy and fuel industry enterprises)

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

Підписано до друку 21.08.2020
Формат 60 x 90 1/16. Папір офсетний № 2.

Друк трафаретний.
Ум. друк арк. 0,9 арк.

Тираж 100 прим. Замовлення № **296**

Віддруковано в міні-типографії ФОП Марченко В.М.
Дата та номер запису в Єдиному державному реєстрі
юридичних осіб, фізичних осіб-підприємців та громадських
формувань: 16.03.2018, 2 319 000 0000 012145.
02660, м. Київ, вул. Є. Сверстюка, 6.
тел.: (044) 223-29-39, E-mail: 2232939@ukr.net,
www.raz.com.ua