

УДК 621.3; 543.7.4; 543.8

DOI <https://doi.org/10.32851/tnv-tech.2022.1.6>

## ПРИНЦИПИ ДІАГНОСТИЧНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ОБ'ЄКТА АБО СЕРЕДОВИЩА

**Огір О.О.** – кандидат технічних наук, науковий співробітник  
Інституту проблем моделювання в енергетиці імені Г. Є. Пухова  
Національної академії наук України  
ORCID ID: 0000-0001-9623-399X

Проведений аналіз дав змогу виявити відсутність чітких формулювань сутності понять «діагностична візуалізація» і «діагностичне зображення». Тож пропонується визначити, що діагностичне зображення – це графічна (двовірна або тривірна) модель аномалії 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'єкті (або в середовищі) з подальшим прийняттям і обробкою відбитих коливань з метою визначення наявності аномалій, що підпадає під визначення ідентифікації в широкому розумінні (структурна ідентифікація), або їх форми, розміру, положення, глибини залягання тощо, що підпадає під визначення ідентифікації у вузькому розумінні (параметрична ідентифікація).

В роботі увага сконцентрована на певному сегменті ідентифікації у вузькому розумінні – підвищенні якості моделі, де показником якості буде визначено розрізняльну 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 зондуючого простору при русі суміщеного випромінювача – приймача уздовж лінії синтезованої апертури.

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 кольорними моделями або іншим способом досить ефективною візуальною відмінністю кожного гідробіонта окремо з властивим йому розміром і сукупністю всіх гідробіонтів, які визначають щільність їх у зондуючих об'єктах. 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.

**Ключові слова:** діагностична візуалізація, діагностичне зображення, ідентифікація, голограма, графічна модель.

### **Ogir O.O. Principles of diagnostic visualization of the object or environment**

The analysis revealed the lack of clear formulations of the essence of the concepts of “diagnostic visualization” and “diagnostic image”. Therefore, it is proposed to define that a diagnostic image is a graphical (two-dimensional or three-dimensional) model of anomalies of the object or environment under study, for which the identification problem can be set and solved. Accordingly, diagnostic visualization is a process of building such a model, and this process itself is already well-known as “reconstruction of the diagnostic image”. This process is considered in the context of the study of objects and environments by emitting ultrasonic waves into the object (or environment) with the subsequent reception and processing of reflected oscillations to determine the presence of anomalies that fall under the definition of identification

*in a broad sense (structural identification), or their shape, size, position, depth, etc., which falls under the definition of identification in the narrow sense (parametric identification).*

*The paper focuses 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. In the context of the theory of identification, the input and output signals of the ultrasound examination will be considered known, as well as the general appearance of the anomaly model, and the identification algorithm remains unknown.*

*The solution of the problem in Ultrasonic visualization is provided on the basis of the analysis of phase relations corresponding to those constructed according to certain elementary one-dimensional holograms. It is a reconstruction of images based on many one-dimensional elementary holograms on a plane perpendicular to the plane of recording the elementary hologram and is determined by the set of acoustic axes of the probing space when moving the combined emitter – receiver along the synthesized aperture line.*

*This approach should make it possible to solve the total amplitude echo received at the probing point from different depth points due to the difference of the initial phases of the complex amplitudes of individual aquatic organisms, which have their coordinates in the probing plane and their intensity values based on location. Cluster density, which reflects the intensity of individual aquatic organisms on a color monitor; can be represented by relative color models or otherwise quite effective visual differences of each aquatic organism separately with its inherent size and the totality of all aquatic organisms that determine their density in probing volumes.*

*It should be noted that the considered methods of obtaining images on a set of one-dimensional elementary holograms can be used in other provisions for the development of diagnostic techniques in medicine, construction, etc.*

**Key words:** *diagnostic visualization, diagnostic image, identification, hologram, graphic model.*

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 перетину звукового променя на різних глибинах зондування, змінення форми зонduючого звукового сигналу і ехосигналів при розповсюдженні за рахунок затухання більш височастотних компонент Фур'є-спектра ехосигналів. При цьому амплітуда ехосигнала буде флукутувати і вносити сигнали-завади в сформоване діагностичне зображення [1].

Зазначимо, 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 здійснюватися плоскою зонduючою 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 ехосигнала з заданого шару матеріалу (по часу затримки приходу ехосигнала) 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, в той час, як в Україні практично не використовується.

Розглянуто 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 [2]. Такі системи є експертними засобами підвищення надійності та збільшення ресурсу енергетичного устаткування. Проведено аналіз ультразвукових систем діагностики, що використовують алгоритми формування діагностичних зображень дефектів

матеріалів з використанням математичних методів. 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 [1].

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. 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. 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 або швидкості звуку в просторі. Теорія розсіяння вивчає асимптотичні рішення хвильового рівняння. Методами теорії розсіяння знаходять деякі опосередковані параметри неоднорідності [3].

В основному глибокі теоретичні роботи в даному напрямку відносяться до досліджень топології функціональних просторів, сформованих рішеннями хвильових рівнянь.

Доведено, що в середовищі з одним типом акустичних хвиль (газ, рідина), де оператор розсіяння є повним та однозначним, існує також єдиний обернений оператор. 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 [4; 5].

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.

Визначено, 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;
- 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.

$F(I)$ ки 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. 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  $F_i(L)$ , – 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. 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.

Дослідження процесу ідентифікації ультразвукових діагностичних зображень. Просторовий розподіл комплексних амплітуд вимірюваного поля відбитої звукової хвилі на відстані  $Z$  від об'єкту є дискретною звуковою голограмою об'єкту. Враховуючи лише фазову інформацію комплексних амплітуд, вимірюваних 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 [1; 5].

В цілому можна зазначити, що фазова інформація в ультразвуковій візуалізації прокрашує поперечну розрізнявальну здатність системи і розрізнення деталей зображення на фоні дії сигналів-завад. Математична модель звукової голограми, що описує залежність вимірюваних значень комплексних амплітуд відбитого звукового поля від просторового роз-поділу 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 [6].

Дифракційний інтеграл в формі Релея-Зоммерфельда записується у вигляді:

$$h(x_1, y_1, x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{I^{jk_{r_{01}}}}{r_{01}} \cos(\vec{n}, \vec{r}_{01}) \quad (1)$$

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;  $\theta$  – кут між нормаллю до площини апертури вимірювань і напрямком від точки об'єктної площини  $P_1$  до точки на апертурі вимірювань  $P_0$ ;  $\lambda$  – довжина хвилі;  $j = \sqrt{-1}$ ;  $k = 2\pi/\lambda$  – хвильове число;  $\vec{n}$  – нормаль до апертури вимірювань;  $\vec{r}_{01}$  – вектор, що характеризує довжину, і напрямком розповсюдження відбитої хвилі від точки  $P_1$  до точки  $P_0$ . Якщо в під інтегральному виразі (1) позначити через  $h$

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r_{01}} \cos(\vec{n}, \vec{r}_{01}) \cdot I^{jk_{r_{01}}} \quad (2)$$

передатну функцію вільного простору, то вираз (2) запишеться у вигляді:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I^{jk_{r_{01}}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (3)$$

Вираз (3) 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 (3) 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 ультразвуку при розповсюдженні в такому середовищі являє собою об'ємний інтеграл суперпозиції сферичних хвиль з центрами в елементарних об'ємах досліджуваного середовища. Це положення є фундаментальною фізичною основою голограмних описів середовища (об'єкта) у відбитому акустичному полі. 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 параксіального наближення Френеля з обмеженнями типу:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{1}{r_{01}} \text{Cos}(\vec{n}, \vec{r}_{01}') \cdot I^{jk_{r_{01}}} \quad (4)$$

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

Використання параксіальної моделі Френеля є вкрай проблематичним з викладених нижче причин:

- Малі значення апертури підносне  $Z$  негативно відбиваються на точності оцінювання відтворюваних значень інтенсивності ехосигналів в пікселях зображень внаслідок неортогональності Фур'є-перетворення просторового сигналу на обмеженій апертурі;

- Зі збільшенням вимірювальної апертури  $x_0, y_0$  для обмежених значень  $Z$  обмеження апроксимацій Френеля на довжину і 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'єкта звукового імпульсу  $d_{zв.ім.}$  і значеннями  $r_{10}$  і  $\theta_{10}$  довжини і напрямків розповсюдження звукових хвиль від звукового імпульсу до приймачів вимірювальної апертури[6]. Це співвідношення типу:

$$U(x_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2} \cdot I^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} I^{\frac{jk}{2z}(x_0 - x_1)^2} \cdot U(x_1) dx_1 \quad (5)$$

З урахуванням співвідношень (5) координати  $x_1, y_1$  можна апроксимувати центром площини  $S$  зі сталими значеннями  $x_1', y_1' = 0$  (рис. 1). Враховуючи залежність  $r_{10}'$  і  $\theta_{10}'$  винятково від координат  $x_0, y_0$  апроксимаційний вираз для формули дифракційного інтеграла (5) матиме вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(z^2 + x_0^2 + y_0^2)} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I^{jk_{01}} \cdot U(x_1, y_1) dx_1 dy_1 \quad (6)$$

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 виміральної 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 [4]. Фазова імпульсна передатна функція вільного простору  $h_\phi$  з урахуванням (7) запишеться у вигляді:

$$h(x_0 - x_1, y_0 - y_1, z_0 - z_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{I^{jk_{01}[(x_0 - x_1)(y_0 - y_1)(z_0 - z_1)]}}{r_{01}[(x_0 - x_1)(y_0 - y_1)(z_0 - z_1)]} \cdot \text{Cos}(\bar{n}, \bar{r}_{01}) \quad (7)$$

При апроксимації в показнику експоненти (7) квадратного кореня лінійними членами степеневого ряду:

$$b = \left(\frac{x_0 - x_1}{z}\right)^2 + \left(\frac{y_0 - y_1}{z}\right)^2 \quad (8)$$

Вираз для апроксимованої фазової передатної функції матиме вигляд:

$$h(x_0, y_0; x_1, y_1) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{(\sqrt{z^2 + x_0^2 + y_0^2})^2} \cdot I^{jk_{01}} \quad (9)$$

В інтегральному вигляді з урахуванням (9) апроксимаційна модель звукової голограми матиме вигляд:

$$U(x_0, y_0) = \frac{1}{j\lambda} \cdot \frac{z}{z^2 + x_0^2 + y_0^2} \cdot I^{jkz} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} U(x_1, y_1) \cdot I^{\frac{jk}{2z}[(x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2]} dx_1, dy_1 \quad (10)$$

Апроксимаційна модель (10) вільна від обмежень (8) параксіальної моделі Френеля на апертуру вимірювань  $x_0, y_0$  на довжину  $r_{10}$ , і напрямком розповсюдження  $\theta_{10}$  звукових хвиль від точок неоднорідностей звукового імпульсу до ехоприймачів виміральної ґратки [5].

При достатньо великих значеннях апертури значно зростає максимальна частота гармоніки 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. 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 високої розрізняювальної здатності. Перші експерименти з використанням квадратичних детекторів сигналів кутовий модуляції і реєстрацією інтенсивності інтерферуючих 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.

В УЗ діагностиці для формування звукової голограми вимір амплітудно-фазових просторових спектрів здійснюється лінійними (одновимірними) або двовимірними

гратами 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 [7].

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.

З властивостей лінійності інтегральних перетворень Фур'є, Френеля впливає, що голограмний опис двох і більше об'єктів дорівнює сумі таких для кожного об'єкта окремо, що мають однакові функції розсіювання і пропорційні розміри [8].

Моделі ехосигналів і алгоритми формування акустичних зображень є ключовими моментами реконструкції зображень. Зазначимо, 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 здійснюватися 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. 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 формуватися помилкові картини дефектів (артефакти).

### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ:

1. Огир А.С. Новая информационная технология формирования голограммных акустических изображений высокого разрешения в системах ультразвуковой визуализации медицинского назначения. Электронное моделирование / А.С. Огир, В.В. Тарапата, Е.А. Огир. 2014. № 1. С. 49–57.
2. Огир А.С. О голографической системе визуализации медицинского назначения. Інформаційні технології : зб. наук. праць / А.С. Огир, В.В. Тарапата, Е.А. Огир. Київ : Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова Національної академії наук України, 2006. Вип. 37. С. 3–6.
3. Огир Е.А. О компьютерной обработке томографических диагностических изображений. Інформаційні технології : зб. наук. праць. Вип. 32. Київ : Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова Національної академії наук України, 2006. С. 36–41.
4. Огир О.О. Метод підвищення якості реконструкції діагностичних зображень на основі інтегральних перетворень. Электронное моделирование. 2019. № 4. С. 35–48.



5. 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 имени М.В. Ломоносова. Москва, 2006. 123 с.

6. Євдокимов В.Ф. Дослідження характеристик якості УЗ зображень та алгоритмів їх обробки. Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць / В.Ф. Євдокимов, О.С. Огір, О.О. Огір. Київ : Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова Національної академії наук України, 2017. Вип. 80. С. 3–11.

7. Кайно Г. Акустические волны: устройства, визуализация и аналоговая обработка сигналов / Г. Кайно ; под ред. О.В. Руденко. Москва : Мир, 1990. 656 с.

8. Евдокимов В.Ф. Методы формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии. Моделювання та інформаційні технології : зб. наук. праць / В.Ф. Евдокимов, Е.А. Огір, В.В. Душеба. Київ : Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова Національної академії наук України, 2018. Вип. 84. С. 3–16.

### REFERENCES:

1. Ogir A.S. Novaya informatsionnaya tekhnologiya formirovaniya gologrammykh akusticheskikh izobrazheniy vysokogo razresheniya v sistemakh ultrazvukovoy vizualizatsii meditsinskogo naznacheniya [New information technology for the formation of high-resolution holographic acoustic images of ultrasound diagnostics for medical purposes] / A.S. Ogir. V.V. Tarapata. E.A. Ogir // Elektronnoye Modelirovaniye – Electronic Modeling. 2014. (1), 49–57.

2. Ogir A.S. O golograficheskoy sisteme vizualizatsii meditsinskogo naznacheniya [About holographic imaging system for medical purposes] / A.S. Ogir. V.V. Tarapata. E.A. Ogir // Informatsiyni tekhnologii: zb. nauk. prats. – K.: IPME im. G.YE. Pukhova NANU – Information technologies: collection of scientific works. – K. : PIMEE G. Pukhova NANU. 2006. № 37, 3–6.

3. Ogir A.S. O kvazistatsionarnom izmerenii linearizovannoy zvukovoy gologrammy v sootvetstvii s funktsiyey prostanstvenno-vremennykh toчек [Quasi-stationary measurement of linearized sound hologram in accordance with the function of space-time points] / A.S. Ogir // Modelyuvannya ta informatsiyni tekhnologii :zb. nauk. prats. – K. : IPME im. G.YE. Pukhova NANU. – Information technologies: collection of scientific works. – K.: PIMEE G. Pukhova 2006. № 20, 185–189.

4. Ogir O.O. Metod pidvishchennya yakosti rekonstruktsii diagnostichnikh zobrazen na osnovi integralnikh peretvoren [Method of improving the quality of reconstruction of diagnostic images based on integral transformations] / O.O. Ogir // Elektronnoye Modelirovaniye. – Electronic Modeling – 2019. № 4, 35–48.

5. Morozov A.V. Razvitiye metodov akusticheskoy golografii i lazernoy vibrometrii dlya issledovaniya kolebaniy ultrazvukovykh izluchateley v zhidkostiakh [Development of methods of acoustic holography and laser vibrometry for the study of oscillations of ultrasonic emitters in liquids] : dis. kand. fiz.-mat. nauk : spets. 01.04.06/ Andrey Viktorovich Morozov; Moskovskiy gosudarstvennyy universitet im. M. V. Lomonosova. – Moscow State University. M. Lomonosov – M. 2006. – 123.

6. Yevdokimov V.F. Doslidzhennya kharakteristik yakosti UZ zobrazhen ta algoritmiv ikh obrobki [Research of quality characteristics of ultrasound images and algorithms for their processing] /V.F. Yevdokimov. O.S. Ogir. O.O. Ogir // Modelyuvannya ta informatsiyni tekhnologii : zb. nauk. prats. – K. : IPME im. G.YE. Pukhova NANU – Information technologies: Collection of scientific works. – K.: PIMEE G. Pukhova. 2017. № 80, 3–11.

7. Kayno G. Akusticheskiye volny: ustroystva. vizualizatsiya i analogovaya obrabotka signalov [Acoustic waves: devices, visualization and analog signal processing] / G. Kayno: pod redaktsiyey O.V. Rudenko – under the editorship of O.V. Rudenko – M: Mir. 1990. – 656.

8. Evdokimov V.F. Metody formirovaniya izobrazheniy v sistemakh ultrazvukovoy defektoskopii [Imaging techniques in ultrasonic flaw detection systems] /V.F. Evdokimov. E.A. Ogir. V.V. Dusheba // Modelyuvannya ta informatsiyni tekhnologii : zb. nauk. prats. – K. : IPME im. G.YE. Pukhova NANU – Information technologies: Collection of scientific works. – K.: PIMEE G. Pukhova 2018. №84, 3–16.