

ФОРМУВАННЯ А-ЕХОГРАМ У ВИГЛЯДІ РОЗТИНУ АКУСТИЧНИХ КОГЕРЕНТНИХ ЗОБРАЖЕНЬ.

В.Ф. Миргород, С.М. Ковешніков, А.Г. Кисель

Одеський державний політехнічний університет, Україна, 65044, м. Одеса,
пр. Шевченка, 1; тел.: +380 482 250-104, факс: +380 482 343-848;
електронна пошта: acrobat@ospu.odessa.ua

Для кола прикладних задач медичної та технічної ультразвукової діагностики запропоновано алгоритми та їх комп'ютерна реалізація, що дозволяють формувати тестові акустичні когерентні зображення типових об'єктів дослідження у вигляді А-ехограмм: кутового розтину акустичного зображення. Виконано комп'ютерне моделювання таких ехограм в порівнянні з експериментально одержаними.

ВСТУП

Ультразвукова медична та технічна діагностика є визнаним методом виявлення аномальних об'єктів у досліджуваному середовищі. Прогрес у розвитку технічних засобів ультразвукової діагностики дозволяє одержувати високоякісні акустичні зображення об'єктів у вигляді кутових розтинів (А-ехограм), або у двомірному вигляді [1]. Подальша їх класифікація становить певну проблему у зв'язку з невідповідністю акустичних когерентних зображень об'єктів дослідження їх оптичним аналогам [2]. Така невідповідність зумовлена когерентним характером зонduючих коливань та специфікою їх розсіювання на поверхні об'єктів складної форми. Саме тому акустичні когерентні зображення об'єктів дослідження досить часто мають мало загального з їх відповідними оптичними зображеннями. Для розробки автоматичних класифікаторів та оцінки їх ефективності необхідно мати можливість формувати навчаючі тестові послідовності, наприклад у вигляді А-ехограм, що вірогідно відтворюють особливості створення вторинного когерентного акустичного поля поверхнею об'єкта класифікації. Такі ехограми пропонується формувати у вигляді кутових розтинів відповідних акустичних когерентних зображень як результат просторово-часової зв'язки зонduючого поля $S(t, \vec{r})$ та функції розсіювання (ФР) об'єкта класифікації $h(t, \vec{r})$.

1. МЕТОДИКА ФОРМУВАННЯ А-ЕХОГРАМ

Когерентний характер зонduючих коливань зумовлює локальний характер процесів розсіювання

акустичних хвиль на поверхні об'єкта, тому основна енергія вторинного поля формується деякою кількістю точок дзеркального відбиття (так званих "блискучих" точок), що в дійсності є охрестям Френеля точок стаціонарної фази [2, 3]. В таких точках нормаль до поверхні об'єкта співпадає з напрямком на точку прийому відбитого сигналу. Тому для когерентних зображень найбільш вигідною моделлю функції розсіювання є модель дискретних розсіювачів [1].

$$h(\vec{r}) = \sum_{n=1}^N a_n \delta(\vec{r} - \vec{r}_n), \quad (1)$$

де N – кількість розсіювачів;

a_n – амплітудний коефіцієнт відбиття кожного розсіювача;

$\delta(\cdot)$ – функція Дірака;

\vec{r}_n – радіус-вектор, що з'єднує точку прийому з відповідною точкою стаціонарної фази (ТСФ).

Найбільш суттєвою відмінністю когерентних зображень є значний вплив на їх формування та вигляд явища інтерференції парціальних компонент в (1), характер якої залежить від фазових співвідношень вказаних компонент. Для урахування цієї залежності в [3] запропонована модель функції розсіювання когерентних зображень у вигляді:

$$h(\tau, q) = \sum_{n=1}^{N(q)} a_n(q) \exp[j\varphi_n(q)] \delta(\tau - \tau_n(q)), \quad (2)$$

де q – кут зору;

$a_n(q)$ – нормований амплітудний розподіл ФР;

$\varphi_n(q)$ – відносний фазовий розподіл ФР;

$\tau_n = |\vec{r}_n|/c$ – відносна затримка;

c – швидкість розповсюдження коливань у середовищі.

Дислокація ТСФ зв'язана функціонально залежністю з формою поверхні об'єкта, але оскільки ця залежність невідома, одержання фазового розподілу $\varphi_n(q)$ є досить складною проблемою. Для

об'єктів з акустично-жорсткою поверхнею запропонована експериментально розрахункова методика реконструкції відносного фазового розподілу за даними експериментальних вимірювань ефективної поверхні розсіювання (ЕПР) об'єкта в цілому та окремо "блискучих" точок. Для об'єктів вказаного класу ФР з урахуванням фазового розподілу вичерпно характеризує вторинне акустичне поле і може змінюватися лише із зміною типу об'єкта. Тому для відомих типових об'єктів може бути сформована бібліотека їх акустичних ФР (сигнатур), яка не потребує значних об'ємів пам'яті. Дійсно, для кожного кута зору ФР формується з N значень амплітуди, відносної затримки та фази кожної з $3N$ ТСФ. За даними експериментальних досліджень та літературних джерел [4] число N не є значним: $N = 3 \dots 8$, оскільки при досить значних N вторинне поле втрачає просторову когерентність і модель (1) переходить в модель Делано. Комп'ютерна генерація тестової навчальної А-ехограми по відомій ФР типового об'єкта виконується згідно співвідношенню

$$y_A(t, q) = S[t, \vec{r}(q)] * h[t, \vec{r}(q)], \quad (3)$$

Відповідно (3) сформована А-ехограма є кутовим розтином для певного заданого кута зору q акустичного когерентного зображення об'єкта дослідження.

2. КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Комп'ютерне моделювання акустичних когерентних зображень виконано у середовищі "MatLab 6.0". Для експериментальних досліджень використано спеціалізований вимірювальний комплекс.

На рис.1 зображена А-ехограма тестового об'єкта, одержана з високим просторо-часовим розподілом на частоті зондування 2 МГц з довжиною хвилі $\lambda = 0,75$ мм. По цій реалізації реконструйовано елементи функції розсіювання.

Для підвищення вірогідності експериментальних вимірювань поряд з об'єктом додатково розміщувались калібрований приймач зондуючого сигналу та еталонна металева сфера діаметром 30 мм. За допомогою каліброваного приймача фіксувалась дійсна форма падаючого на поверхню об'єкта зондуючого поля, що дозволило врахувати його зміну середовищем розповсюдження.

При розповсюдженні прямокутного зондуючого імпульса у реальному середовищі його фронти набувають гаусівської форми, що враховано при комп'ютерному моделюванні.

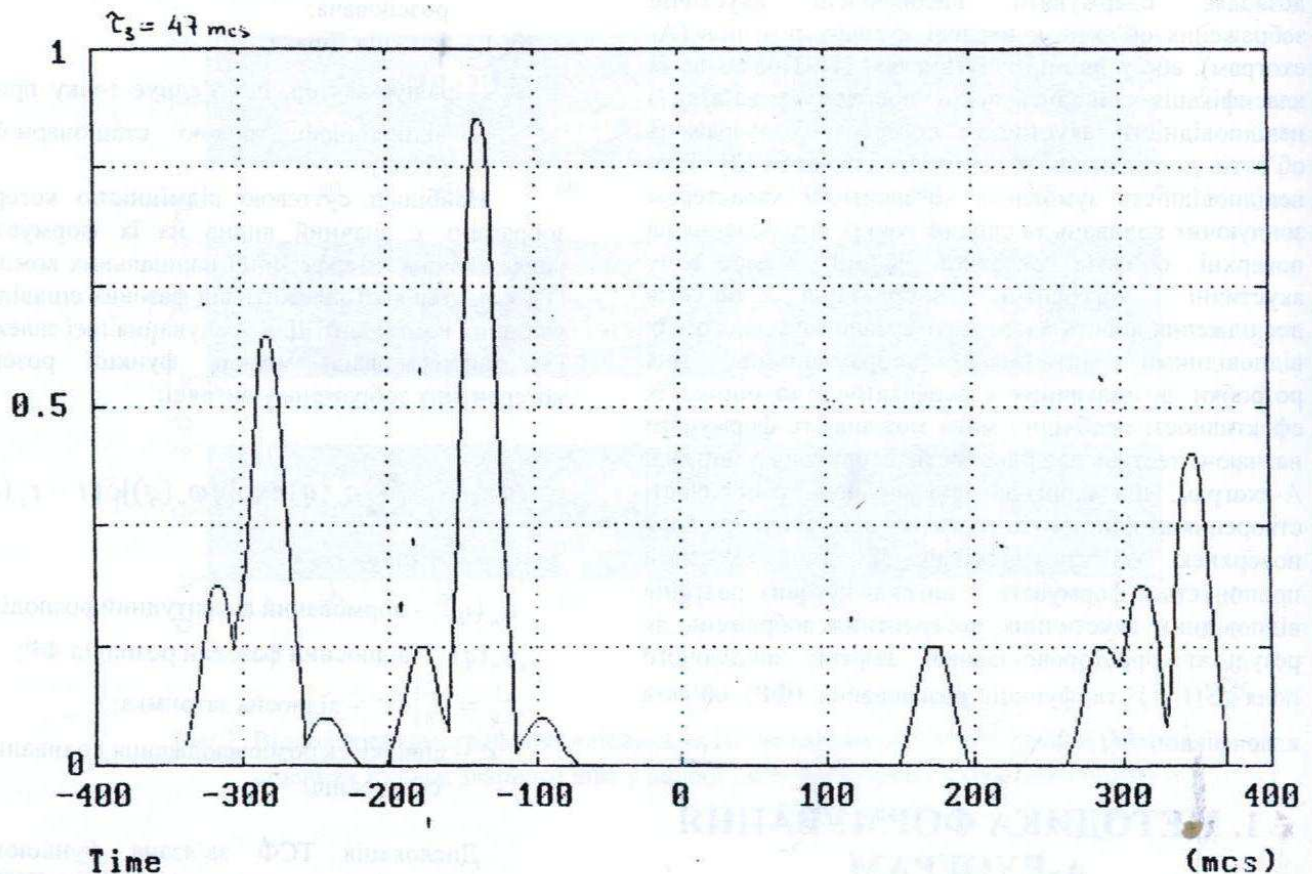


Рис. 1. А-ехограма тестового об'єкта на частоті $f = 2$ МГц.

Еталонна сфера має відому ЕПР та коефіцієнт відбиття для вказаної частоти зондування і видбитий нею сигнал використовувався для амплітудного масштабування рівня експериментально одержаних ехограм тестового об'єкта.

Частота повторення зондуючих імпульсів встановлювалась в діапазоні 50...60 Гц, що дозволило виконати статистичну обробку одержаних ехограм по декількам сотням реалізацій для кожного кута зору, який мав змогу замінюватись у двох площинах. Експериментально досліджувались сталість елементів ФР від коливань кута зору в діапазоні $\pm 5^\circ$ у двох площинах, та від зміни дистанції зондування $\pm 20\%$.

На рис.2 запропоновано для порівняння згенерована та експериментальна ехограми для довільного імпульсного зондуючого сигналу, які ілюструють явище інтерференції вторинного акустичного поля. Порівняння ехограм виконувалось за допомогою кореляційного J_1 та середньоквадратичного J_2 критеріїв, значення яких також приведені на рисунку. Комп'ютерне моделювання А-ехограм виконано при використанні зондуючих сигналів змінної акустичної довжини та різної форми (гаусівських та прямокутних імпульсів), а також для різних кутів зору в широкому діапазоні у двох площинах.

середньоквадратичне відхилення не перевищує 5%. Найбільш важливим є одержане високе значення коефіцієнта кореляції, що підтверджує близькість форми зформованого просторово-часового розподілу

вторинного акустичного поля його дійсному розподілу з урахуванням інтерференції. Найкращі результати одержано при гаусівській апроксимації фронтів та в діапазонах кутів зору, де значення N не перевищує 10, що пояснюється частковою втратою когерентності при $N > 10$. Але і в такому випадку немає принципових перешкод для моделювання акустичних зображень з частковою чи повною втратою когерентності: в моделі ФР (2) слід передбачити можливість завдання фазового розподілу стохастичним з деякою функцією щільності ймовірності, конкретний вигляд якої визначається механізмом руйнування когерентності вторинного поля.

Тому запропонована модель ФР акустичних когерентних зображень у вигляді (2) має досить загальний характер. Але найбільш важливою її перевагою є експериментально встановлена відповідність реальним фізичним процесам формування вторинного акустичного поля складною поверхнею об'єктів дослідження, і тому відповідність задачам їх класифікації.

Модель "блискучих" точок Делано,

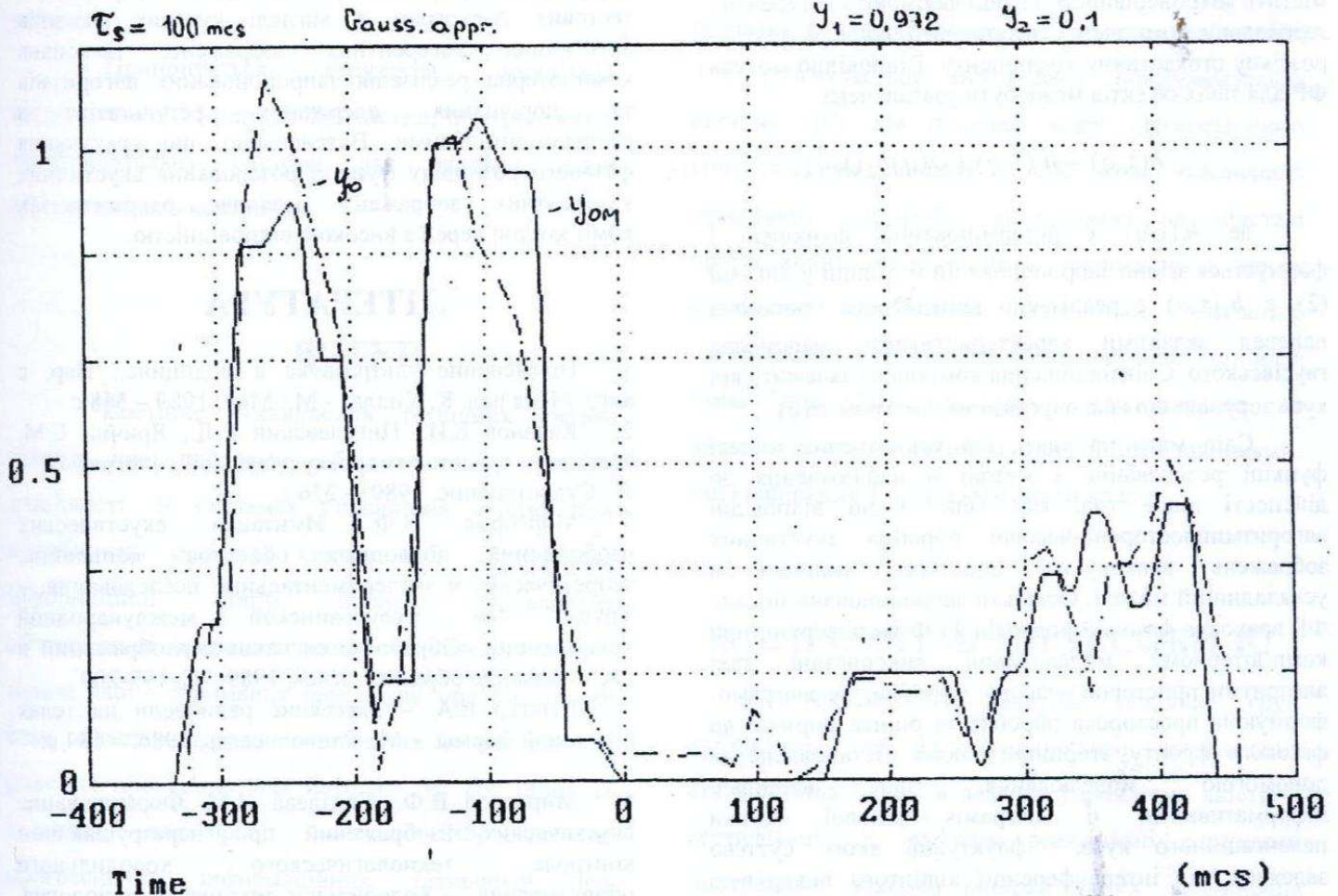


Рис. 2. Згенерована та експериментальна ехограми.

Одержана згенерованих ехограм експериментально одержаними: коефіцієнт задовільна відповідність близько 0,9;

загальнена для акустики Ольшевським, пропонує стохастичне об'єднання їх полів у гаусівське вторинне поле, відповідно тому має інтегральний

характер і не несе в собі структурної інформації про характеристики поверхні об'єкта зондування. Відома модель "локальних джерел" Штагера [4] також ґрунтується на стохастичному об'єднанні полів, відбитих локальними дільницями на поверхні об'єкта, але з урахуванням певної функції щільності ймовірності негаусівського характеру. Тому відомі моделі ФР мало пристосовані до вирішення класифікаційних задач, оскільки не містять параметрів, що мають безпосередньо залежність від особливостей форми поверхні відбиття об'єкта. На відміну від вказаних відомих моделей, запропонована модель ФР таку залежність враховує. Дійсно, амплітудні коефіцієнти відбиття залежать від радіусів кривизни поверхні в точці стаціонарної фази, відносні затримки разом з зафіксованим кутом зору вказують на їх дислокацію на поверхні, а тип фазового розподілу враховує різний характер розсіювання на гладких поверхнях та ребрах, зламах, кутах та інше.

Загальним обмеженням запропонованої моделі є наближення Кірхгофа, тобто радіуси кривизни поверхні відбиття повинні багаторазово перевищувати довжину хвилі зондуючих коливань. Для більшості задач медичної та технічної діагностики таке обмеження не є суттєвим.

Поверхня багатьох об'єктів дослідження не є цілком гладкою, і крім структурних формуючих нерівностей, що мають детермінований характер, містить мікронерівності. Перші формують когерентну дзеркальну компоненту вторинного поля, а другі – розсіяну стохастичну компоненту. Відповідно модель ФР для таких об'єктів може бути узагальнена:

$$h(\tau, q) = h_1(\tau, q) + \alpha(q)h_2(\tau, q),$$

де $h_1(\tau, q)$ є детермінованою функцією і формується згідно запропонованої методики у вигляді (2), а $h_2(\tau, q)$ є реалізацію випадкового процесу з наперед заданими характеристиками, наприклад гаусівського. Співвідношення компонент залежить від кута зору, що враховується параметром $\alpha(q)$.

Слід мати на увазі, що ускладнення моделі функції розсіювання з метою її наближення до дійсності лише тоді має сенс, якщо відповідні алгоритми просторово-часової обробки акустичних зображень враховують додаткові чинники в ускладненій моделі. Оскільки запропонована модель ФР враховує фазовий розподіл ТСФ на поверхні, при комп'ютерному моделюванні використані такі алгоритми просторово-часової обробки, як діаграмо-формуєча просторова обробка та оцінка нормалі до фазового фронту вторинного поля. Встановлено за допомогою моделювання, що найбільш інформативними є діаграми фазової оцінки пеленгаційного кута, флуктуації якого суттєво залежить від інтерференції відбитого поверхнею поля. Таким чином додаткова структурна інформація,

врахована в ФР, мліже бути виявлена відповідними алгоритмами обробки вторинного акустичного поля.

Зауважимо, що одержана функція розсіювання деякого типового об'єкта з урахуванням фазового розподілу, вичерпним чином характеризує його вторинне акустичне поле у наближенні Кірхгофа і є невід'ємною характеристикою відповідного акустичного зображення. Складність одержання такої ФР компенсується повнотою структурної інформації про його поверхню відбиття, яка може бути реконструйована по відповідній ФР, розрахованій для різних кутів зору.

Окрім вирішення задачі формування навчаючих послідовностей для забезпечення автоматичних класифікаторів, запропонована модель ФР може бути використана для оптимального вибору відповідних зондуючих сигналів, узгоджених з особливостями поверхні відбиття. Мірою такої узгодженості може бути максимальне значення функції взаємкореляції чи двомірної функції невизначеності [4,5].

ВИСНОВКИ

Для збудування навчальних послідовностей автоматичних класифікаторів аномальних об'єктів стосовно медичної та технічної ультразвукової діагностики запропоновано алгоритм формування тестових А-ехограм в вигляді кутових розтинів акустичних когерентних зображень. Виконана комп'ютерна реалізація запропонованих алгоритмів та порівняння одержаних результатів з експериментальними. Встановлено, що урахування фазового розподілу функції розсіювання акустичних когерентних зображень дозволяє одержати їх комп'ютерні версії з високою відповідністю.

ЛІТЕРАТУРА

1. Применение ультразвука в медицине.: Пер. с англ. / Под ред. К. Хилла. – М.: Мир, 1989 – 568 с
2. Качанов Е.И., Пигулевский Е.Д., Яричин Е.М. Методы и средства гидроакустической голографии. – Л.: Судостроение, 1989. – 256 с.
3. Миргород В.Ф. Имитация акустических изображений подводных объектов: концепция, теоретические и экспериментальные исследования. – Труды 4-й Всеукраинской международной конференции «Обработка сигналов и изображений и распознавание образов», Киев, 1989 – С. 199-200
4. Штагер Е.А. – Рассеяние радиоволн на телах сплошной формы. – М.: Радио и связь, 1986. – 184 с.
5. Миргород В.Ф., Гвоздева И.М. Формирование акустических изображений при неразрушающем контроле технологического холодильного оборудования. – Холодильная техника и технология, вып. 64, 1999. – С. 126-129.