

МЕДИЧНА ФІЗИКА

УДК 53.082.56

СТАТИСТИЧНЕ ОЦІНЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ПАРЕНХІМАТОЗНИХ ОРГАНІВ НА ОСНОВІ МОДЕЛІ ДИСКРЕТНИХ РОЗСІЮВАЧІВ

З. М. Скрипаченко, С. П. Радченко

Київський національний університет імені Тараса Шевченка, пр. ак. Глушкова, 2, к. 5, zoya@univ.kiev.ua
Надійшла до редакції 31 серпня 2005 р.

За допомогою математичного моделювання досліджуються фізичні основи процесів розсіяння ультразвукових хвиль біологічними тканинами. Для досліджень вибрана модель м'яких тканин як сукупності випадково розподілених дискретних розсіювачів. За допомогою математичного моделювання в роботі оцінений вплив розподілу поперечних перерізів розсіювачів та їх середнього розміру на огинаючу отриманого сигналу відлуння. На основі цих результатів запропоновані методика реконструкції параметрів паренхіматозних органів і спосіб визначення стану їх тканин. В роботі також показано, що на основі моделі дискретних розсіювачів з випадковими параметрами може бути проведена класифікації та ідентифікація біологічних тканин за їх ультразвуковими зображеннями.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: ультразвукова діагностика, К-розподіл, розсіяння, моделювання, біологічна тканина, моменти розподілу.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Фізичні методи ультразвукової діагностики спрямовані на ідентифікацію, класифікацію біологічних тканин та діагностування стану органу за їх ультразвуковими інтроскопічними даними. Результат визначаються адекватністю фізичної моделі формування акустичного сигналу відгуку і вибраним на її основі алгоритмом реконструкції інтроскопічних зображень. Очевидно, що зміни стану біологічної тканини, які виникають у тканинах з віком, при захворюваннях та різного роду відхиленнях, призводять до змін умов розсіяння ультразвукових хвиль (напр. зміна кількості розсіювачів або їх розмірів). Том головною метою дослідження був пошук методу моделювання та розрахунок незалежних чисельних параметрів, які б дозволили ідентифікувати різні стани біологічної тканини. З аналізу результатів досліджень процесів розсіяння ультразвукових хвиль біологічними тканинами [1, 2] для їх адекватного опису була обрана модель дискретних розсіювачів з випадковими параметрами. Огинаюча отриманого ехо-сигналу розсіяного випромінювання від такої системи описується К-розподілом [1] з параметрами M – ефективна густина розсіювачів та b – величина, обернено пропорційна до поперечного перерізу розсіювачів. Значення цих параметрів та їх зміна залежать від реальної кількості розсіювачів та їх характеристик. Це може відбуватись, наприкладі тканини щитовидної залози, за рахунок змін структурно-функціональних одиниць паренхіми щитовидної залози – фолікул, що являють собою замкнуті кулькоподібні або трохи витягнуті утворення з порожниною всередині. Їх середні розміри становлять близько 40-50 мкм і можуть змінюватись залежно від стану тканини (форми захворювання) [3,4].

МОДЕЛЮВАННЯ ВІДГУКУ СИСТЕМОЮ ВИПАДКОВИХ РОЗСІЮВАЧІВ

При комп'ютерному моделюванні сумарне розсіяне акустичне поле вважалось суперпозицією хвиль, розсіяних на кожному з елементарних розсіювачів, амплітуда яких пропорційна поперечному перерізу s [2]

$$H(t) = \sum_{n=1}^N a_n P\left(t - \frac{2x_n}{c}\right) \quad (1)$$

де a_n – амплітуда хвилі, розсіяної n -м розсіювачем $a_n \sim S$; $P(t)$ – огинаюча зонduючого ультразвукового імпульсу, яка залежить від випромінювача, x_n – положення n -го розсіювача, c – швидкість поширення ультразвукових хвиль в середовищі, N – кількість розсіювачів в елементарній комірці. Для моделювання зонduючого імпульсу була використана прямокутна огинаюча одиничної амплітуди із синусоїдальним заповненням. Частота несучої 3,5 МГц, а довжина імпульсу 5-7 періодів несучої, оскільки у медичній діагностиці використовуються саме такі короткотривалі сигнали. Положення розсіювачів x_n в (1) задавалось випадково з рівномірним розподілом у межах елементарної комірки (об'ємний елемент розділення). Розміри визначались відповідно до повздовжньої роздільної

Статистичне оцінювання параметрів паренхіматозних органів ...

довжини, яка залежить від тривалості зондуючого імпульсу t

$$l = (c * t) / 2$$

c – швидкість розповсюдження ультразвуку у біологічних тканинах. Для моделювання розподілу поперечних перерізів S був використаний випадковий величини з розподілом Сімпсона.

Ефективна густина розсіювачів M розраховувалась двома шляхами:

1) з використанням змодельованого сигналу

$$M_{\text{згод}} = 2 / (r_4 - 2), r_{2m} = E(A^{2m}) / (E(A^2))^m, \quad (2)$$

де A – максимальні значення амплітуди $H(t)$, розраховані як суперпозиція хвиль, розсіяних на кожному з N розсіювачів, у певний момент часу $i\Delta t$ (1), де $\Delta t = 1/6f$ – час вибірки вимірювання розсіяного випромінювання. $E(A^z)$ – моменти розподілу [1], які розраховувались наступним чином

$$E(A^z) = \sum_{i=1}^W A_i^z / W$$

2) та за теоретичною формулою

$$M_{\text{теор}} = N(1 + \nu), \quad (3)$$

де ν – параметр асиметрії розподілу, N – реальна кількість розсіювачів у елементарній комірці [5].

$\nu = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} (S - S_m)^3 p(S) ds}{m^{1.5}}$, $m = \int_{-\infty}^{+\infty} (S - S_m)^2 p(S) dS$, S_m – математичне сподівання значення площі поперечного перерізу розсіювачів в елементарній комірці, $p(S)$ – функція густини розподілу площ елементарних розсіювачів в межах комірки.

Для оцінки впливу розподілу поперечних перерізів розсіювачів та їх середнього розміру на отриманий стриманий сигнал відлуння розраховані значення параметра для різних діапазонів значень площ поперечних перерізів розсіювачів [6]. Отримані результати наведені на Рис. 1.

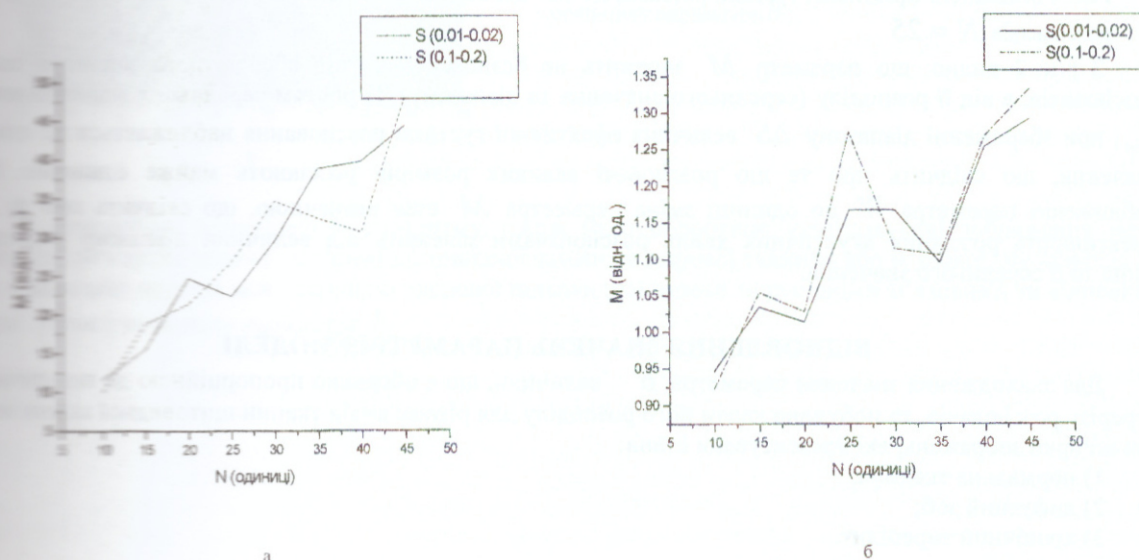


Рис. 1 Залежність ефективної густини розсіювачів M від реальної їх кількості N для діапазонів значень площ поперечних перерізів (S_{\min} , S_{\max}): а) за змодельованим сигналом (2); б) за теоретичних формулою (3).

З графіків залежності значення ефективної густини розсіювачів M від реальної кількості розсіювачів видно, що в обох випадках спостерігається тенденція до зростання M при збільшенні N , але залежність між ними не є прямо пропорційною, що свідчить про те, що ефективна густина розсіювачів M враховує не лише число розсіювачів, а й такі їх характеристики як середнє значення площі поперечного перерізу S_m та її розподілу, що робить параметр M універсальною характеристикою для розсіюючої системи, і зокрема для біологічної тканини. Відмінність між абсолютними значеннями $M_{\text{згод}}$ та $M_{\text{теор}}$ можна пояснити тим, що амплітуда відгуку системи (1) з N розсіювачів залежить не лише від значення поперечного перерізу розсіювачів як вважалось при моделюванні, а й від розподілу цих значень.

Для дослідження впливу на значення параметра M розмірів елементарних розсіювачів було проведено моделювання процесів розсіювання ультразвукових хвиль, коли кількість розсіювачів N була постійною, а їх площа змінювалась. Для цього була введена безрозмірна величина $W = S_{\text{max}}/S_m$ відносних змін площ перерізу, результати моделювання наведено на рис. 2.

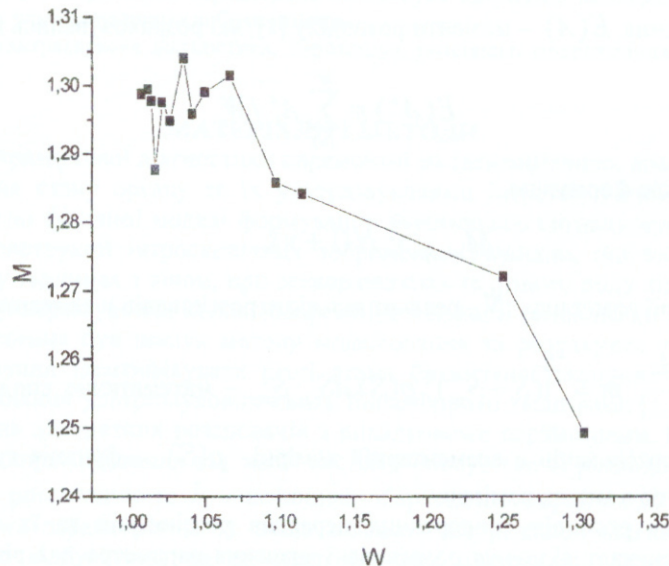


Рис. 2 Залежність ефективної густини розсіювачів M від величини W для значення реальної кількості розсіювачів $N = 25$

З рис. 2 видно, що параметр M залежить не безпосередньо від абсолютного значення площі розсіювачів, а від її розподілу (середнього значення та діапазону). Із ростом середнього значення площі S_m , при збереженні діапазону ΔS величина ефективної густини розсіювання наближається до одного значення, що свідчить про те, що розсіювачі великих розмірів розсіюють майже однаково. При наближенні параметра W до одиниці зміна параметра M стає незначною, що свідчить про те, що ефективність розсіяння акустичних хвиль розсіювачами залежить від величини діапазону розподілу площ та її середнього значення.

ВІДНОВЛЕННЯ ЗНАЧЕНЬ ПАРАМЕТРІВ МОДЕЛІ

Для знаходження значення параметра b , величини, що є обернено пропорційною до поперечного перерізу розсіювачів, та побудови карти його розподілу для різних видів тканин щитовидної залози взято три вибірки зображень, які презентували стани:

- 1) нормальна тканина;
- 2) дифузний зоб;
- 3) хронічний тиреоїдит.

Статистичне оцінювання параметрів паренхіматозних органів ...

За стримними картами параметра b були розраховані його вибіркові значення для різних станів тканини щитовидної залози (табл. 1). За алгоритмом [7] побудовані карти розподілу параметра b . Параметр b розраховувався за формулою

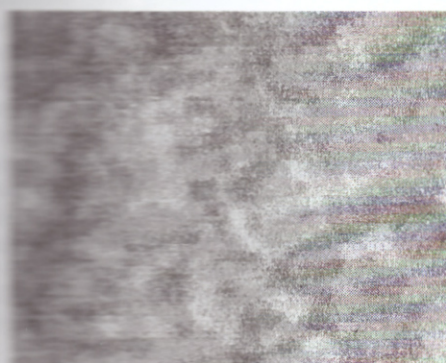
$$b = \Gamma(b^2 / (6s_{1,3})) / \Gamma(b^2 / (6s_{1,3}) - 1/2) 2\Gamma(3/2) / E(A) \quad (4)$$

Табл. 1. Вибіркові значення параметру b для тканин щитовидної залози з різними станами.

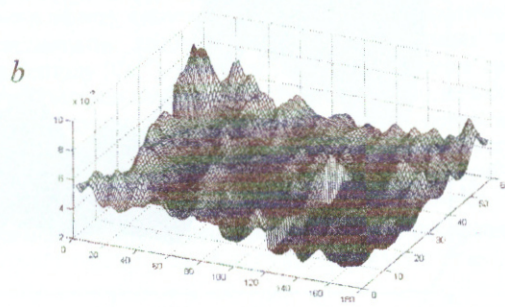
Стан тканини	Без патології	Дифузний зоб	Тиреоїдит
Параметр b	$3.88 \cdot 10^{-5}$	$5.15 \cdot 10^{-5}$	$4.13 \cdot 10^{-5}$
Сер. квад. відх.	$0.28 \cdot 10^{-5}$	$0.39 \cdot 10^{-5}$	$0.19 \cdot 10^{-5}$

З таблиці 1 видно, що значення параметра b різні для кожного із станів тканини, що може бути використано для класифікації ультразвукових зображень за значенням b у медичній діагностиці і структурній додатковою інформацією для лікаря-діагноста.

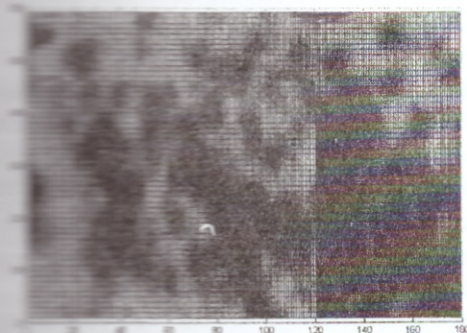
На рис. 3 наведено карту розподілу та рельєф розподілу для ультразвукового зображення тканини щитовидної залози з діагнозом хронічний тиреоїдит.



а



в



б

Рис. 3 – Реконструкція розподілу параметру b для тканин щитовидної залози з діагнозом хронічний тиреоїдит: а) ультразвукове зображення нормальної щитовидної залози; б) карта розподілу параметра b ; в) рельєф розподілу параметра b .

За даного розробленого алгоритму також було оброблено ультразвукові зображення межі переходу між типів тканин: тканини щитовидної залози та жирової тканини або м'язової. Як приклад на рис. 4 наведено перехід між тканиною здорової щитовидної залози та сусідніми м'язовими та відповідні карти і рельєф розподілу параметра b .

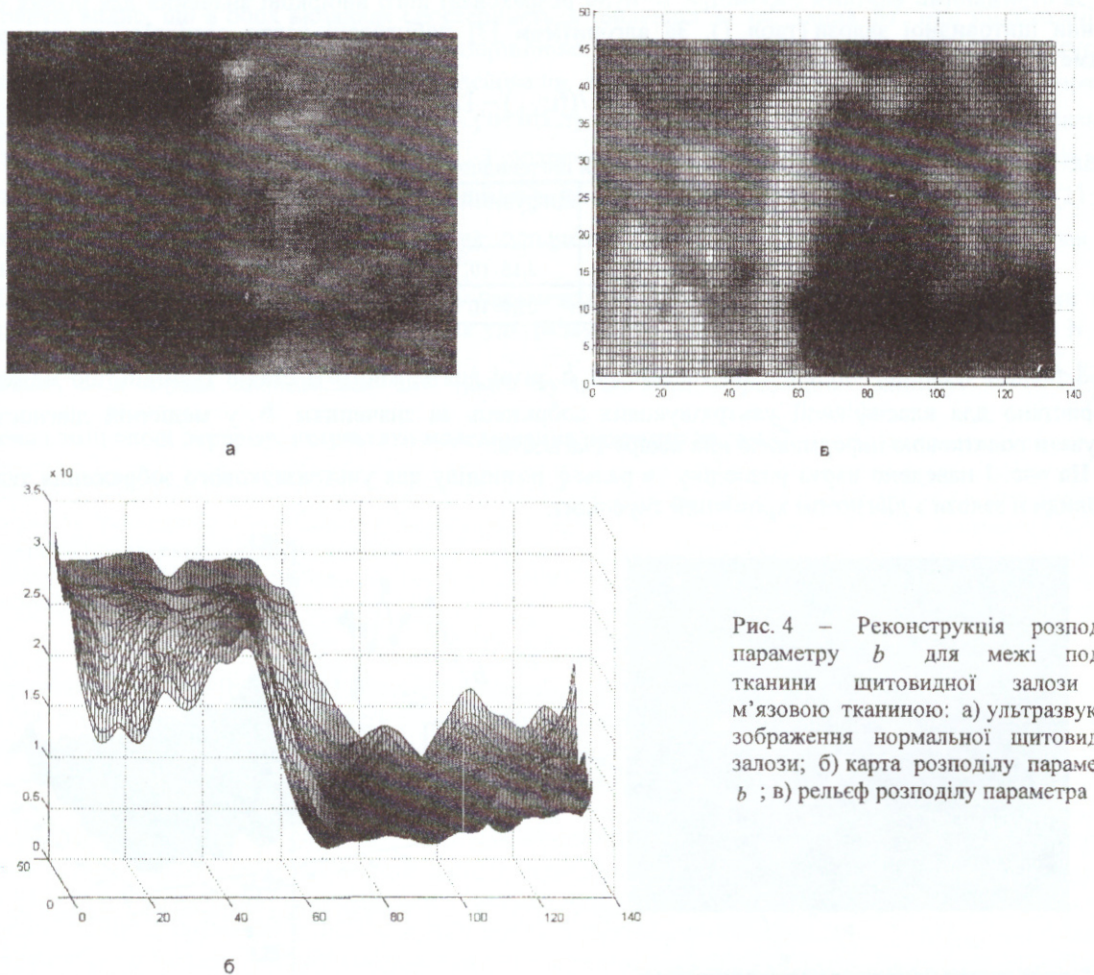


Рис. 4 – Реконструкція розподілу параметру b для межі поділу тканини щитовидної залози із м'язовою тканиною: а) ультразвукове зображення нормальної щитовидної залози; б) карта розподілу параметра b ; в) рельєф розподілу параметра b .

ВИСНОВКИ

За допомогою математичного моделювання досліджений вплив зміни кількості та поперечного перерізу розсіювачів на амплітуду огинаючої сигналу відлуння. Результати моделювання процесів розсіювання свідчать про те, що ефективна густина розсіювачів M є характеристикою, яка залежить не лише від реальної кількості розсіювачів, а й від їх розподілу. Виявлені залежності дозволяють використовувати реконструйовані значення параметра b , величина якого є обернено пропорційною до площі поперечного перерізу елементарних розсіювачів, разом із M для ідентифікації різних станів тканин паренхіматозних органів, зокрема для щитовидної залози.

Локальний характер відновлених значень параметрів тканин в рамках моделі системи розсіювачів з випадковими параметрами дозволяє застосовувати їх для сегментації і визначення країв органів та новоутворень в системах автоматизованої обробки медичних інтроскопічних зображень.

ЛІТЕРАТУРА

1. P. M. Shankar A model for ultrasonic scattering from tissues based on the K distribution // Phys. Med. Biol. - 1995. - Vol. 40, - p. 1633-1649.
2. К.Хилл Использование ультразвука в медицине М. :Мир, 1989. –568 с.
3. Эпштейн Е.В., Матяшук С.И. Ультразвуковое исследование щитовидной железы, атлас-руководство. Киев 2004–360 с.
4. Н.М. Дразин Основы эндокринологии Минск 1967 – 479 с.
5. P. M. Shankar A General Statistical Model for Ultrasonic Backscattering from Tissues // IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Control. - 2000. - Vol. 47, No 3, p. 764-778.
6. Z.M.Skrypachenko, S.P.Radchenko The reconstruction of the characteristics of the parenchymatous organs. I Українська наукова конференція “Проблеми біологічної і медичної фізики”, 20-22 вересня, 2004, Харків, с. 219.
7. Z.M.Skrypachenko, S.P.Radchenko Scatterers parameters reconstruction in ultrasonic backscatter for tissue identification. //Proceeding of the Third International Young Scientists' Conference on Applied Physics, June 18-20, 2003, Kyiv, Ukraine, p. 146-147.