



Рис. 7. Залежність чутливості оптичного частотного перетворювача від освітленості для фототранзисторів PT928-7C та PT928-6C

### Висновки

Розроблена математична модель емісійно-спектрального частотного перетворювача, на основі автогенератора з біполярного то польового транзисторів з фототранзистором в якості чутливого елементу. На основі моделі отримано аналітичні вирази для функції перетворення та рівняння чутливості. Теоретичні та експериментальні залежності показали, що чутливість розробленого оптичного перетворювача складає 1-400 кГц/люкс.

### Література

1. Таруи Ясуо. Основы технологии СБИС / Ясуо Таруи: [пер.с япон.]; под. ред. В.Г. Ржанова. – М.: Радио и связь, 1985. – 480 с.
2. Кравченко Ю. С. Шляхи підвищення ефективності контролю і управління плазмохімічними процесами / Юрій Степанович Кравченко, Володимир Степанович Осадчук, Сергій Юрійович Кравченко // Вісник ВПІ. – 2007. – № 6. – С.119-125
3. Осадчук А.В. Фоточувствительные преобразователи на основе структур с отрицательным сопротивлением: [монография] / А.В. Осадчук. – Винница: Континент, 1998. – 130 с.
4. Федотов Я.А. Основы физики полупроводниковых приборов / Я. А. Федотов. – М.: Сов. радио, 1970. – 591 с.
5. Осадчук О.В. Мікроелектронні частотні перетворювачі на основі транзисторних структур з від'ємним опором / О.В. Осадчук. – Вінниця: "УНІВЕРСУМ-Вінниця", 2000. – 303 с.

Надійшла 23.11.2009 р.

УДК 612.317 + 534.7

Ю.В. СЕНЧИШИНА

Хмельницький національний університет

## УТОЧНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ВИМІРЮВАННЯ ФАЗОВОГО МЕТОДУ ПОШУКУ ВІДСТАНЕЙ ТА КОЕФІЦІЄНТІВ ВІДБИТТЯ В БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТАХ

*Стаття присвячена розробці уточнених виразів для знаходження відстаней до об'єктів внутрішньої структури біологічних організмів, а також коефіцієнтів відбиття від кожного об'єкту. Для уточнення було враховано те що в кожній біологічній тканині різні швидкості розповсюдження ультразвукових хвиль та коефіцієнти згасання.*

*The article is dedicated to mining of updated expressions for finding of spacing intervals to objects of an inner pattern of biological organisms, and also reflection coefficients from everyone to object. For refinement that was taken into account that in each biological tissue miscellaneous rate of propagations of ultrasonic waves and factors of fading.*

Ключові слова: відстань до об'єктів, коефіцієнт відбиття, ультразвукова хвиля.

**Вступ.** Розроблена математична модель аналітичного фазового методу [1] дозволяє знайти фазові зсуви та амплітуди сигналів відбитих від декількох об'єктів, це дозволяє знайти відстані до кожного об'єкту та коефіцієнти відбиття кожного об'єкту які є характеристиками об'єктами. Але у випадку біологічних об'єктів внутрішня структура яких є дуже складною дана модель буде давати значні похибки, тому як у кожній біологічній тканині акустичні властивості є унікальними [2-4]. Для знаходження точних значень відстаней та коефіцієнтів відбиття потрібно врахувати різні швидкості розповсюдження ультразвукових

хвиль в біологічних тканинах, а також різні коефіцієнти згасання. Отже, завданням даного дослідження є пошук математичних виразів для знаходження відстаней та коефіцієнтів відбиття об'єктів в біологічних організмах, які б враховували різні швидкості розповсюдження та коефіцієнти згасання в біологічних тканинах.

**Основна частина.** Розроблена математична модель аналітичного фазового методу [1] в результаті усіх перетворень дозволяє записати степеневе рівняння. Після розв'язання рівняння, отримуємо значення векторів сигналів відбитих від кожного об'єкту в комплексній формі. Для отримання повної інформації про об'єкти необхідно віднайти модулі і аргументи кожного вектору, які дадуть змогу розрахувати коефіцієнти відбиття та відстані до кожного об'єкту. Для цього застосовуємо формули:

$$l_1 = \frac{\varphi_1 v}{4\pi f}, l_2 = \frac{\varphi_2 v}{4\pi f}, l_3 = \frac{\varphi_3 v}{4\pi f}, \dots, l_s = \frac{\varphi_s v}{4\pi f}. \quad (1)$$

$$k_1 = \frac{a_1}{a}, k_2 = \frac{a_2}{a}, k_3 = \frac{a_3}{a}, \dots, k_s = \frac{a_s}{a}. \quad (2)$$

Розглядаючи вирази (1) і (2) необхідно зробити наступні зауваження. По-перше, у випадку ультразвукової діагностики біологічних об'єктів швидкості звуку різні в різних середовищах, причому звукова хвиля спочатку проходить через перше середовище набуваючи певного фазового зсуву, потім через друге середовище із певним фазовим зсувом, і так до останнього середовища, після чого хвиля іде у зворотному напрямку так само набуваючи фазових зсувів. По-друге, при проходженні через першу границю розділення двох середовищ із різними акустичними опорами, частина хвилі відбивається, а друга проходить далі, і так з усіма об'єктами дослідження. По-третє, сигнал набуває згасання, причому при проходженні через різні середовища із різними коефіцієнтами згасання пропорційно відстані.

З огляду на все вище викладене, вирази (1) і (2) потрібно змінити.

Зонduючий сигнал проходить через перше середовище, відбивається від границі між першим і другим середовищами і повертається до ультразвукового давача. Тому як анатомія людини і тварин добре відома, то відомі і акустичні властивості різних тканин організму та їх взаємне розташування. Отже, знаючи якою є перша тканина, можна взяти табличне значення швидкості розповсюдження ультразвуку в цій тканині  $v_1$ . В такому разі відстань до першої границі розділення двох тканин може бути обрахована за формулою:

$$l_1 = \frac{\varphi_1 v_1}{4\pi f}. \quad (3)$$

Сигнал, що відбивається від другої границі розділення двох середовищ, проходить подвійну відстань  $l_1$  (в прямому і зворотному напрямках), яка обраховується за виразом (3), а також подвійну відстань у другому середовищі із відомою швидкістю розповсюдження ультразвуку  $v_2$ . В другому середовищі сигнал набуває фазового зсуву  $\varphi_2 - \varphi_1$ . Тоді відстань до другої границі розділення двох середовищ можна знайти за виразом:

$$l_2 = l_1 + \frac{(\varphi_2 - \varphi_1)v_2}{4\pi f}. \quad (4)$$

Сигнал, який відбивається від третьої границі розділення двох середовищ проходить подвійну відстань  $l_2$ . В третьому середовищі розповсюджується із швидкістю  $v_3$  і набуває фазового зсуву  $\varphi_3 - \varphi_2$ . Тоді вираз для знаходження відстані  $l_3$  буде наступний:

$$l_3 = l_2 + \frac{(\varphi_3 - \varphi_2)v_3}{4\pi f}. \quad (5)$$

Продовжуючи аналогічні міркування можна записати узагальнений вираз для знаходження відстаней до s-ї границі двох середовищ:

$$l_s = l_{s-1} + \frac{(\varphi_s - \varphi_{s-1})v_s}{4\pi f}. \quad (6)$$

Змінюючи значення s, можна розраховувати значення відстаней до будь-якої границі розділення двох середовищ, але усі розрахунки потрібно проводити починаючи із першого значення, тому як результати попередніх розрахунків використовуються для наступних.

Особливу увагу викликають реальні коефіцієнти відбиття, тому як саме коефіцієнт відбиття характеризує дві тканини. Якщо одна із тканин є відомою, то тоді можна ідентифікувати другу. Це потрібно при ідентифікації різних доброякісних і злоякісних новоутворень, каменів, запальних процесів тощо. Отже, зонduючий сигнал проходить відстань  $l_1$  до першої границі розділення двох тканин і відбивається. Причому, при проходженні по середовищу сигнал зазнає згасання із коефіцієнтом згасання  $\alpha_1$ . Таким чином, на відстані  $l_1$  зонduючий сигнал буде мати амплітуду  $a \cdot e^{-\alpha_1 l_1}$ . Але відбитий сигнал також згасає і, відповідно, сигнал відбитий від першої границі двох середовищ, що прийшов на УЗ давач буде мати

амплітуду  $a_1 = a_{e1} \cdot e^{-\alpha_1 l_1}$ , де  $a_{e1}$  – амплітуда відбитого сигналу в точці границі двох середовищ. Тоді  $a_{e1} = a_1 / e^{-\alpha_1 l_1}$ . Звідси реальний коефіцієнт відбиття буде дорівнювати:

$$k_1 = \frac{a_1 / e^{-\alpha_1 l_1}}{a \cdot e^{-\alpha_1 l_1}} = \frac{a_1}{a} e^{2\alpha_1 l_1}. \quad (7)$$

При відбитті від другої границі двох середовищ зонduючий сигнал проходить по першому середовищу відстань  $l_1$ , згасає на величину  $e^{-\alpha_1 l_1}$ , частково проходить через першу границю розділення двох середовищ, коефіцієнт проходження при цьому  $1 - k_1$ , далі проходить по другому середовищу відстань  $l_2 - l_1$  і згасає на величину  $e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)}$ . Сигнал відбитий від другої границі двох середовищ проходить у зворотному напрямку по другому середовищу відстань  $l_2 - l_1$  і згасає на величину  $e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)}$ , проходить через границю розділення першого і другого середовищ з коефіцієнтом проходження  $1 - k_1$ , проходить по першому середовищу відстань  $l_1$  і згасає на величину  $e^{-\alpha_1 l_1}$ . Враховуючи вище викладене, отримуємо вираз для знаходження коефіцієнта відбиття від другої границі розділення двох середовищ:

$$k_2 = \frac{a_2 / (e^{-\alpha_1 l_1} \cdot (1 - k_1) \cdot e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)})}{a \cdot (e^{-\alpha_1 l_1} \cdot (1 - k_1) \cdot e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)})} = \frac{a_2}{a} \cdot \frac{e^{2(\alpha_1 l_1 + \alpha_2(l_2 - l_1))}}{(1 - k_1)^2}. \quad (8)$$

Для сигналу, який відбивається від третьої границі двох середовищ відбувається наступна картина. В прямому напрямку сигнал проходить через три середовища і дві границі розділення двох середовищ, при цьому зазнає згасання:  $e^{-\alpha_1 l_1}$ ,  $e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)}$ ,  $e^{-\alpha_3(l_3 - l_2)}$ , а також проходить лише частина сигналу на кожній границі:  $1 - k_1$  на першій і  $1 - k_2$  на другій. При проходженні відбитого сигналу у зворотному напрямку спостерігається аналогічна картина. Сигнал відбитий від третьої границі двох середовищ зазнає згасання на трьох ділянках, та частково проходить через дві попередні границі. Отже, отримуємо наступний вираз для знаходження коефіцієнта відбиття від третьої границі розділення двох середовищ:

$$k_3 = \frac{a_3 / (e^{-\alpha_1 l_1} \cdot (1 - k_1) \cdot e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)} \cdot (1 - k_2) \cdot e^{-\alpha_3(l_3 - l_2)})}{a \cdot (e^{-\alpha_1 l_1} \cdot (1 - k_1) \cdot e^{-\alpha_2(l_2 - l_1)} \cdot (1 - k_2) \cdot e^{-\alpha_3(l_3 - l_2)})} = \frac{a_3}{a} \cdot \frac{e^{2(\alpha_1 l_1 + \alpha_2(l_2 - l_1) + \alpha_3(l_3 - l_2))}}{((1 - k_1) \cdot (1 - k_2))^2}. \quad (9)$$

Продовжуючи аналогічні міркування можна отримати наступний вираз для  $k_s$  – коефіцієнта відбиття від s-ї границі розділення двох середовищ:

$$k_s = \frac{a_s}{a} \cdot \frac{e^{2(\alpha_1 l_1 + \alpha_2(l_2 - l_1) + \alpha_3(l_3 - l_2) + \dots + \alpha_s(l_s - l_{s-1}))}}{((1 - k_1) \cdot (1 - k_2) \cdot \dots \cdot (1 - k_{s-1}))^2}. \quad (10)$$

Розрахунки коефіцієнтів відбиття потрібно проводити лише після отримання значень відстаней до кожної границі розділення двох середовищ. Також, як і при розрахунках відстаней за виразами (3) – (6), усі розрахунки коефіцієнтів відбиття потрібно проводити послідовно від першого до останнього, використовуючи результати отримані в попередніх розрахунках для наступних обчислень. Амплітуди відбитих сигналів  $A_s$  потрібно брати із попередніх розрахунків за методикою [1]. Причому, сигнали, які відбилися від попередніх границь розділення двох середовищ при зворотному проходженні відбитого сигналу, можна не враховувати виходячи із наступних міркувань. Як показали дослідження у попередньому розділі, коефіцієнти відбиття відрізняються від коефіцієнтів проходження приблизно на один порядок і повторно відбиті сигнали, враховуючи згасання сигналів, не будуть створювати якого-небудь помітного впливу на сумарний сигнал.

**Висновок.** Отримані вирази дозволяють розрахувати відстані до кожної границі розділення двох середовищ, а також коефіцієнти відбиття від кожної границі розділення двох середовищ. Це дозволяє побудувати більш точну модель внутрішньої структури біологічного організму і, відповідно, провести більш точну діагностику.

#### Література

1. Любчик В.Р., Сенчишина Ю.В., Параска Г.Б., Килимник О. М. Розробка аналітичного фазового методу вимірювання відстаней до трьох об'єктів // Вісник ХНУ, № 2, 2009, – С.146-151.
2. Сенчишина Ю.В., Любчик В.Р. Дослідження методів ультразвукової діагностики медико-біологічних об'єктів // Вісник ХНУ. – 2008. – № 6. – С. 132- 137
3. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: Учеб. пособие/ Под ред. С.И. Щукина. – М.: Мир Изд-во МГТУ им. Н.Э.Баумана, 2005. – 224 с.
4. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ./ Под ред. К. Хилла. – М.: Мир, 1989. – 568 с.

Надійшла 21.11.2009 р.