

СХЕМА БЕЗПРОВІДНОГО ДАТЧИКА УЛЬТРАЗВУКОВОЇ БІОМІКРОСКОПІЇ З УРАХУВАННЯМ АКУСТИЧНОГО ТРАКТУ

Овчаренко Г.Р., ст. викл.
ilikanet@ukr.net

Паламарчук Ю.В., студентка
yuliapalamarchuk25@ukr.net

Кафедра біомедичної інженерії
Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського”
Київ, Україна

Реферат – У випадках виявлення проблем із відділами передньої частини ока людини необхідно проводити інформативну діагностику для розуміння шляхів їх вирішення. При цьому найкраще застосувати ультразвукові дослідження, а саме біомікроскопічні. Ультразвукова біомікроскопія вважається основним методом діагностики патологій переднього сегменту ока, яка дозволяє провести кількісну і якісну оцінку його структури в нормі та при патологіях. Відповідно запальні та інфекційні захворювання, виразки, ерозії рогівки і поранення очного яблука є протипоказаннями для проведення ультразвукової біомікроскопії. Дослідження проводять для одержання інформації про дефекти переднього сегмента ока. Датчик, який використовується для ультразвукової візуалізації, є однією з головних частин ультразвукового приладу, що торкається поверхні тіла пацієнта. За його допомогою електрична енергія перетворюється в енергію ультразвукової хвилі, а також відбиті хвилі приймаються і знову перетворюються в електричну енергію. У даній статті запропоновано створення електричної схеми бездротового датчика для ультразвукової біомікроскопії. Використання дистанційного модуля передачі інформації розширює можливості проведення огляду відносно місця розташування пацієнта, значно зменшує габарити датчика, а також підвищує його функціональність. Обґрунтовано вибір Bluetooth модуля відповідно до його робочої частоти, що не чинить перешкоди медичному обладнанню при застосуванні датчика, і покоління Bluetooth. Визначено основні складові блоку живлення датчика: літій-іонний акумулятор, модуль зарядки із захистом та перетворювач напруги. Виконано розрахунок головного параметра ультразвукового перетворювача. У роботі представлено електричну схему датчика для ультразвукової біомікроскопії, підключення модуля безпровідності до мікроконтролера Arduino Uno і залежність коефіцієнта загасання акустичного тракту від глибини проникнення ультразвуку у біологічне середовище людського ока.

Ключові слова: ультразвукові дослідження, офтальмоскопічні дослідження, УЗ датчик, бездротова передача інформації, діагностика переднього відділу ока, ультразвукова біомікроскопія.

I. ВСТУП

Як відомо, велика кількість людей працює за комп'ютером або ж смартфоном. Тривале користування такими пристроями призводить до проблем із зором, що вимагає частішого обстеження очей.

Робота сучасного діагностичного обладнання пов'язана із застосуванням ультразвукового дослідження, що є одними з найбільш поширених методів візуалізації у медицині [1, 2].

У випадку виявлення патології переднього відділу ока застосовується ультразвукова біомікроскопія (УБМ), яка являється однією з найбільш високоінформативних та об'єктивних методів і не залежить від прозорості оптичних середовищ [3, 4].

На даний момент датчики ультразвукової біомікроскопії є такими, що мають підключення до засобів передачі інформації через провід, що

зменшує їх функціональність. У такому разі доцільно устаткувати прилад бездротовим датчиком.

II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Задачі, що поставлено для виконання цієї роботи, є наступними: розробити електричну схему датчика у програмі Proteus і розрахувати її параметри, розробити джерело живлення для датчика, розрахувати коефіцієнт послаблення акустичного тракту ультразвукового перетворювача.

III. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Для створення електричної схеми датчика ультразвукової біомікроскопії було використано програмне середовище Proteus. Для забезпечення безпровідності було застосовано мікроконтролер Arduino Uno з приєднанням модуля Bluetooth HC-05. Перевагами вибору

Arduino Uno є низька вартість, крос-платформенність та просте і зрозуміле середовище програмування. Відповідно, плату Arduino Uno було запрограмовано у середовищі Arduino IDE. Візуалізацію приєднання продемонстровано у програмі Fritzing.

IV. БЕЗДРОТОВИЙ ДАТЧИК УЛЬТРАЗВУКОВОЇ БІОМІКРОСКОПІЇ

Ультразвукові біомікроскопічні дослідження мають високу роздільну здатність, інформативність і можуть дати детальний опис середовища ока людини [2, 5, 6]. Методика ультразвукової біомікроскопії використовує перетворювачі ультразвуку (УЗ) високої частоти (50-100 МГц) [7, 8], яка дає можливість проводити оцінку структур ока на глибині до 4-5 мм [9, 10]. Існуючі прилади ультразвукової біомікроскопії працюють на частоті 48-50 МГц, при цьому забезпечують роздільну здатність у бічному та осьовому напрямках [11].

На рис. 1 подано детальну конструкцію УЗ перетворювача.

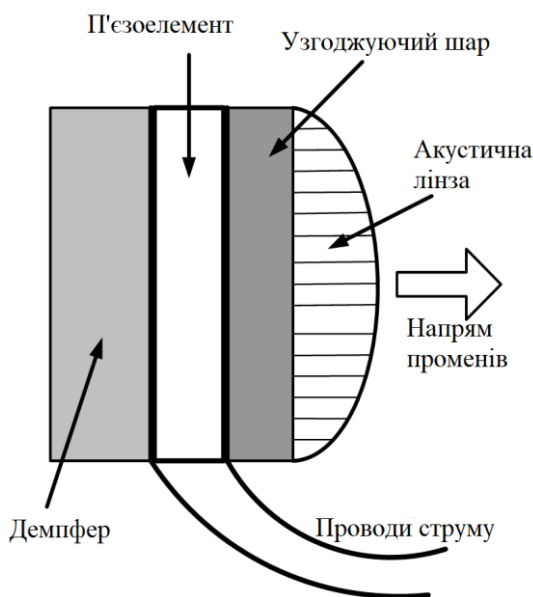


Рис. 1. Складові частини УЗ перетворювача УБМ датчика

Функціональну схему датчика ультразвукової біомікроскопії показано на рисунку 2.

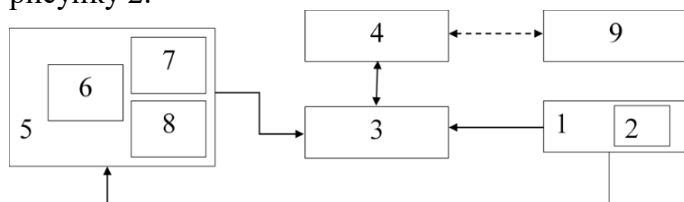


Рис. 2. Функціональна схема УБМ датчика

На рисунку 2 електричні зв'язки УБМ датчика позначено суцільно, а безпроводна

передача інформації відповідно штриховою лінією. Частина схеми УБМ датчика: 1 – корпус датчика з його електричною схемою 2, 3 – мікроконтролер Arduino Uno R3 ATmega328, 4 – дистанційний модуль Bluetooth HC-05, 5 – блок живлення датчика УБМ, що складається з літій-іонного акумулятора 6, модуля зарядки TP4056 із захистом 7 і перетворювача напруги MT3608 8, 9 – пристрій зчитування даних, що подаються з УБМ датчика.

Для забезпечення автономного режиму роботи УБМ датчика 2 він приєднується до блоку живлення 5, який у свою чергу підключається до плати Arduino Uno 3. Для передачі необхідної інформації вихід УБМ датчика з'єднується з мікроконтролером Arduino Uno, до якого під'єднано Bluetooth HC-05 4. Після передачі отриманих даних з бездротового модуля інформація оброблюється пристроєм зчитування 9, що має спеціальне програмне забезпечення.

Схема повинна мати передавач та приймач. Електричну схему датчика ультразвукової біомікроскопії без блока живлення зображено на рис. 3, 4.

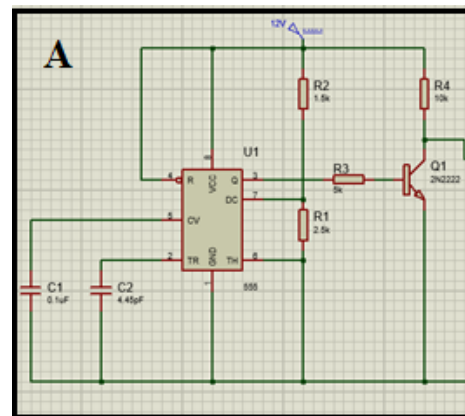


Рис. 3. Електрична схема УБМ датчика. УЗ передавач коливач

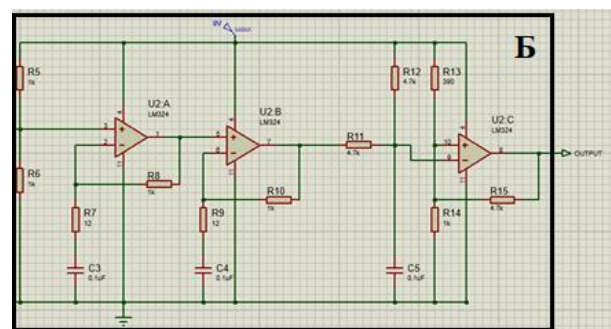


Рис. 4. Електрична схема УБМ датчика. УЗ приймач коливач

На рисунку 3 показано схему передавача. У цьому випадку для передавача було обрано

робочу частоту, яка становить 50 МГц. Номінали компонентів R1, R2 та C2 було підбрано так, щоб отримати частоту сигналу на виході за формулою:

$$f = \frac{1,44}{(R2+2 \cdot R1) \cdot C2}, \quad (1)$$

де: R1 = 2,5 кОм, R2 = 1,5 кОм, C2 = 4,45 пФ.

На рис. 4 показано приймач УЗ коливань [12].

Оскільки представлена схема є початковим етапом створення датчика, у роботі не розглядаються функції пристрою зчитування.

Основною відмінністю даного датчика є те, що він передає дані через дистанційний модуль. Підключення модулю Bluetooth HC-05 до мікроконтролера Arduino Uno показано на рис.5.

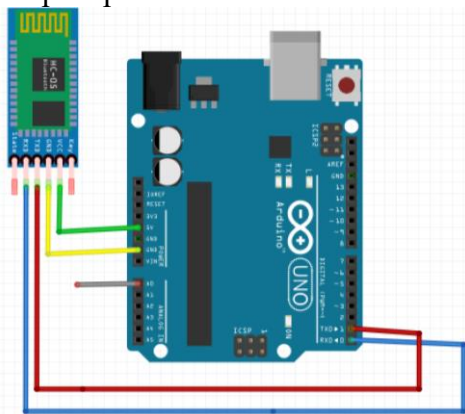


Рис. 5. Підключення модуля Bluetooth HC-05 до мікроконтролера Arduino Uno зібрана у програмному середовищі Fritzing

Для забезпечення безпроводної передачі даних вихід датчика ультразвукової біомікроскопії, що показано на рис. 2 як OUTPUT, потрібно підключити у аналоговий вхід А0 – сірий провід на рисунку вище. Адже, в іншому випадку інформацію огляду отримати неможливо, тому що не відбуватиметься обмін даними між датчиком та модулем Bluetooth. Для подачі живлення на сам модуль використано зелений провід – це входи 5V на платі і VCC на модулі відповідно. Синій і червоний проводи відповідають за прийом і передачу даних. Обов'язковим є заземлення безпроводного модуля, що здійснюється за допомогою жовтого проводу.

Відбитий УЗ сигнал передається за допомогою Bluetooth на зовнішній пристрій, на якому відбувається обробка отриманої інформації. Для зручності медичного працівника датчик і пристрій обробки мають

розташовуватися поруч, тому максимальна відстань для передавання не відіграє ключової ролі.

Умовою вибору модуля є покоління Bluetooth. Оскільки Bluetooth 4.0 має низьку споживчу потужність, може працювати як від хосту, що контролюється, так і від плати, а також входить до датчиків і медичних пристроїв домашнього користування, то його доцільно використати.

Слід зазначити, що однією з важливих характеристик цього модуля є те, що його робочий частотний діапазон не співпадає із іншим обладнанням, яке використовується сумісно із апаратурою для ультразвукової біомікроскопії. Відповідно до технічних характеристик Bluetooth HC-05, його робоча частота становить 2,4-2,8 ГГц, що значно відрізняється від порахованої робочої частоти датчика (50 МГц). Тому, обраний дистанційний модуль можна застосовувати для роботи з датчиком ультразвукової біомікроскопії.

Блок живлення датчика ультразвукової біомікроскопії має у своєму складі три елементи – літій-іонний акумулятор з напругою 3,7 В і ємністю 800 мА×год, модуль для зарядки із захистом типу TP4056 та перетворювач напруги типу MT3608. Саме через те, що модуль для зарядки TP4056 має функції захисту від перезарядки і повного розрядження акумулятора, його обрано складовою блока живлення [13]. Перетворювач напруги TP4056 змінює значення вихідної напруги у більшу сторону, має захист від перегріву [14, 15].

Для розрахунку акустичного тракту (АТ) створено еквівалентну модель, що складається з 6 шарів: рогівка, передня камера, кришталік, скловидне тіло, сітківка, склера (рис. 6). Ця модель не враховує заломлення УЗ на межі двох середовищ.

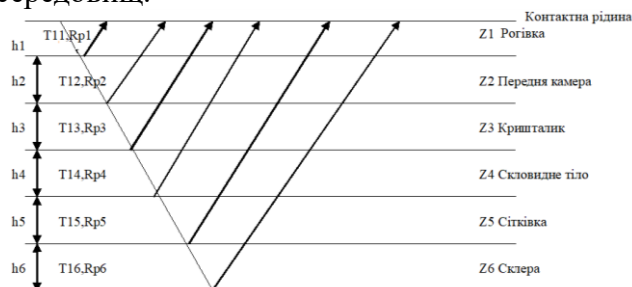


Рис. 6. Еквівалентна модель акустичного тракту ока людини: h_i – товщини шарів; z_i – імпеданси шарів; T_{ii} – коефіцієнти проходження по інтенсивності; R_{p_i} – коефіцієнти відбиття по тиску (рисунок був зроблений у графічному середовищі)

Для розрахунку АТ (параметрів УЗ перетворювача), а саме коефіцієнта послаблення АТ, було використано параметри біологічних середовищ ока людини – це швидкість УЗ, густина, товщина та коефіцієнт загасання (табл. 1).

Таблиця 1. Параметри біологічних середовищ для розрахунку АТ (УЗ перетворювача)

| Біол. серед. | Швидкість УЗ C , м/с | Густина ρ , $\cdot 10^3$ кг/м ³ | Товщина h , $\cdot 10^{-3}$ м | Коеф. загасання α , Нп/м |
|--------------|------------------------|---|---------------------------------|---------------------------------|
| Рогівка | 1640 | 1,0 | 0,4 | 6,912 |
| Пер.кам. | 1610 | 1,09 | 3,5 | 13,825 |
| Криштал. | 1645 | 1,21 | 4,3 | 28,802 |
| Скл. тіло | 1580 | 1,0089 | 0,74 | 31,106 |
| Сітківка | 1620 | 1,09 | 0,29 | 35,714 |
| Склера | 1648 | 1,1 | 1,0 | 39,171 |

Для знаходження коефіцієнта послаблення АТ було обрховано наступні величини: кути заломлення, акустичні опори, коефіцієнти проходження по інтенсивності, коефіцієнти відбиття по тиску, довжини хвиль, товщини біологічних шарів ока. Лише після визначення цих даних, що пов'язані між собою, розраховано коефіцієнт загасання АТ.

Для дослідження було обрано оптимальний кут, що становить 60°.

Для кожної межі двох середовищ ока людини було знайдено кути заломлення за формулою (за законом Снеліуса):

$$\frac{C_n}{C_m} = \frac{\sin \theta_n}{\sin \theta_m}, \quad (2)$$

де C_n – швидкість проходження УЗ n середовища, C_m – швидкість проходження УЗ m прошарку, θ_n і θ_m – кути відхилення УЗ від уявної осі перетворювача до заломлення (n) і після заломлення (m).

Межа рогівка-передня камера. $\theta_{\text{рогівка}} = \theta_1 = 60^\circ$. $\theta_{\text{пер.кам.}} = \theta_2 = 58,2^\circ$.

Межа передня камера-кришталік. $\theta_{\text{криштал.}} = \theta_3 = 60,27^\circ$.

Межа кришталік-склоvidне тіло. $\theta_{\text{скл.тіло}} = \theta_4 = 56,52^\circ$.

Межа склоvidне тіло-сітківка. $\theta_{\text{сітківка}} = \theta_5 = 58,78^\circ$.

Межа сітківка-склера. $\theta_{\text{склера}} = \theta_6 = 60,45^\circ$.

Акустичні імпеданси розраховано за формулою:

$$Z = \rho \times C, \quad (3)$$

де ρ – питома щільність (густина), кг/м³ (табл. 1); C – швидкість УЗ, м/с (табл. 1).

$$Z_{\text{води}} = Z_0 = 1,48 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right);$$

$$Z_{\text{рогівка}} = Z_1 = 1,64 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right);$$

$$Z_{\text{пер.кам.}} = Z_2 = 1,755 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right);$$

$$Z_{\text{криштал.}} = Z_3 = 1,99 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right);$$

$$Z_{\text{скл.тіло}} = Z_4 = 1,594 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right);$$

$$Z_{\text{сітківка}} = Z_5 = 1,766 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right);$$

$$Z_{\text{склера}} = Z_6 = 1,813 \cdot 10^6 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} \right).$$

Коефіцієнт проходження по інтенсивності було знайдено за формулами:

$$T_{1i} = \frac{4 \cdot Z_i \cdot Z_j}{(Z_i + Z_j)^2} \text{ або} \quad (4)$$

$$T_{1i} = \frac{4 \cdot Z_i \cdot Z_j \cdot \cos \theta_i \cdot \cos \theta_j}{(Z_i \cdot \cos \theta_j + Z_j \cdot \cos \theta_i)^2} \quad (5)$$

де $Z_{i,j}$ – акустичні імпеданси шарів біологічного середовища, $\theta_{i,j}$ – кути заломлення на межі двох середовищ, i, j – номер відповідного шару, при цьому $j = i + 1$.

У залежності від типу шару, що проходить УЗ хвиля, залежало обрання формули (4) або (5) – шари зовнішній-внутрішній або внутрішній-внутрішній.

При обрхованні межі контактна рідина-рогівка використано формулу (4), для всіх інших меж – відповідно формулу (5).

$$T_{\text{конт.рід.рог}} = T_{11} = 0,997;$$

$$T_{\text{рог.пк}} = T_{12} = 0,999;$$

$$T_{\text{пк.кришт}} = T_{13} = 0,991;$$

$$T_{\text{кришт.склт}} = T_{14} = 0,972;$$

$$T_{\text{склт.сітк}} = T_{15} = 0,993;$$

$$T_{\text{сітк.склера}} = T_{16} = 0,998.$$

Коефіцієнт відбиття по тиску Rp_i від межі поділу середовищ знайдено за формулою:

$$Rp_i = \left| \frac{Z_j - Z_i}{Z_j + Z_i} \right|, \quad (6)$$

$$Rp_1 = 0,051;$$

$$Rp_2 = 0,034;$$

$$Rp_3 = 0,063;$$

$$Rp_4 = 0,111;$$

$$Rp_5 = 0,051;$$

$$Rp_6 = 0,013.$$

Довжини хвиль обрховано за формулою:

$$\lambda_i = \frac{C_i}{f}, \quad (7)$$

де C_i – швидкість УЗ в і-тому середовищі (табл. 1), f – робоча частота.

$$\lambda_{\text{рогівка}} = 32,8 \cdot 10^{-6} \text{ (м);}$$

$$\lambda_{\text{пер.кам.}} = 32,2 \cdot 10^{-6} \text{ (м);}$$

$$\lambda_{\text{кристал.}} = 32,9 \cdot 10^{-6} \text{ (м);}$$

$$\lambda_{\text{скл.тіло}} = 31,6 \cdot 10^{-6} \text{ (м);}$$

$$\lambda_{\text{сітківка}} = 32,4 \cdot 10^{-6} \text{ (м);}$$

$$\lambda_{\text{склера}} = 32,96 \cdot 10^{-6} \text{ (м).}$$

Щоб знайти товщини шарів біологічних середовищ, через які проходить УЗ, застосовано формулу:

$$h_i = \frac{h'_i}{\cos \theta_i}, \quad (8)$$

де h'_i – товщина і-того шару (табл. 1), θ_i – кут, під яким падає УЗ в і-тому шарі.

$$h_{\text{рогівка}} = h_1 = 0,8 \cdot 10^{-3} \text{ (м);}$$

$$h_{\text{пер.кам.}} = h_2 = 6,64 \cdot 10^{-3} \text{ (м);}$$

$$h_{\text{кристал.}} = h_3 = 8,67 \cdot 10^{-3} \text{ (м);}$$

$$h_{\text{скл.тіло}} = h_4 = 1,33 \cdot 10^{-3} \text{ (м);}$$

$$h_{\text{сітківка}} = h_5 = 0,56 \cdot 10^{-3} \text{ (м);}$$

$$h_{\text{склера}} = h_6 = 2,03 \cdot 10^{-3} \text{ (м).}$$

Товщина всіх середовищ ока для діагностування становить $20,03 \cdot 10^{-3}$ (м).

Обраховано всі необхідні параметри, що входять до розрахунку коефіцієнта загасання АТ. Кожен біологічний шар ока розраховано за різною формулою. Лише площа відбивача S є однаковою для будь-якого середовища ока, і вона дорівнює $2 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2$.

Для роگیвки $K_{\text{АТ1}}$:

$$K_{\text{АТ1}} = \frac{S \cdot T_{11} \cdot R p_1}{h_1 \cdot \lambda_1} \cdot e^{-2 \cdot h_1 \cdot \alpha_1} = \frac{2 \cdot 10^{-7} \cdot 0,997 \cdot 0,051}{0,8 \cdot 10^{-3} \cdot 32,8 \cdot 10^{-6}} \cdot e^{-2 \cdot 0,8 \cdot 10^{-3} \cdot 6,912} = 0,383.$$

Для передньої камери $K_{\text{АТ2}}$:

$$K_{\text{АТ2}} = \frac{S \cdot T_{11} \cdot T_{12} \cdot R p_2}{(h_1 + h_2) \cdot \lambda_2} \cdot e^{-2 \cdot (h_1 \cdot \alpha_1 + h_2 \cdot \alpha_2)} = 2,3 \cdot 10^{-2}.$$

Для кристаліка $K_{\text{АТ3}}$:

$$K_{\text{АТ3}} = \frac{S \cdot T_{11} \cdot T_{12} \cdot T_{13} \cdot R p_3}{(h_1 + h_2 + h_3) \cdot \lambda_3} \times e^{-2 \cdot (h_1 \cdot \alpha_1 + h_2 \cdot \alpha_2 + h_3 \cdot \alpha_3)} = 1,172 \cdot 10^{-2}.$$

Для скловидного тіла $K_{\text{АТ4}}$:

$$K_{\text{АТ4}} = 1,777 \cdot 10^{-2}.$$

Для сітківки $K_{\text{АТ5}}$: $K_{\text{АТ5}} = 7,362 \cdot 10^{-3}$.

Для склери $K_{\text{АТ6}}$: $K_{\text{АТ6}} = 1,411 \cdot 10^{-3}$.

Залежність коефіцієнта послаблення АТ від глибини проникнення у біологічні шари ока показано на рис. 7, де А означає саме товщину відповідного середовища, яка є різною. При

проходженні УЗ хвилі через кожен наступний шар ока їх товщини додаються, тобто збільшуються.

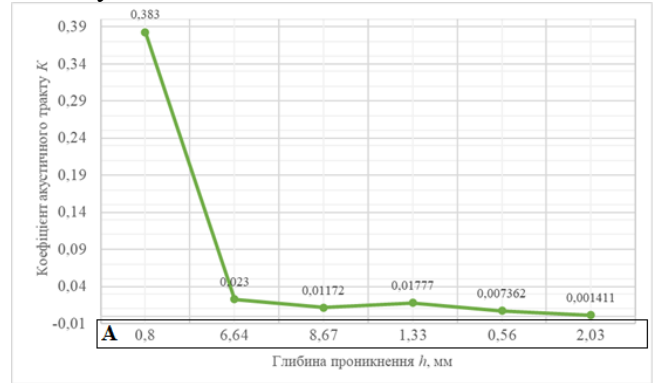


Рис. 7. Залежність коефіцієнта загасання АТ від товщини проникнення УЗ хвилі

Можна сказати, що чим глибше УЗ проникає у біологічний шар ока, тим більше коефіцієнт АТ наближається до нуля. Відповідно з проходженням кожного наступного середовища, яке додається до попереднього, коефіцієнт АТ зменшується.

V. ВИСНОВКИ

Розроблена електрична схема на основі таких елементів, як конденсатори 0402YC103KAT2A, резистори 10WAT1K, таймер 555, транзистор 2N2222 й операційні підсилювачі LM324, дає змогу створити генератор ультразвуку, який працює на частоті 50 МГц, що є оптимальним для офтальмологічних досліджень. Для забезпечення можливості бездротової передачі даних після дослідження додано модуль безпроводної передачі Bluetooth HC-05.

Блок живлення, який складається з літій-іонного акумулятора з напругою 3,7 В і ємністю 800 мА×год, модуля зарядки із захистом TP4056 та перетворювача напруги MT3608, забезпечує автономне функціонування розроблюваного датчика протягом 5 годин.

Коефіцієнт загасання акустичного тракту ока людини зменшується при проникненні ультразвукової хвилі у глибинні структури переднього відділу ока. Результати отримано наступні: для роگیвки $K_{\text{АТ1}} = 0,383$, передньої камери $K_{\text{АТ2}} = 2,3 \cdot 10^{-2}$, кристаліка $K_{\text{АТ3}} = 1,172 \cdot 10^{-2}$, скловидного тіла $K_{\text{АТ4}} = 1,777 \times 10^{-2}$, сітківки $K_{\text{АТ5}} = 7,362 \cdot 10^{-3}$ і склери $K_{\text{АТ6}} = 1,411 \cdot 10^{-3}$.

У використанні бездротових датчиків ультразвукової біомікроскопії існує проблема, яка пов'язана з низькою частотою передачі даних. У цьому випадку втрачається досить багато потрібної інформації, яка є важливою для оцінки стану переднього відділу ока людини. У подальшому планується вирішення даної проблеми, що полягає у передачі саме огинаючого сигналу, а не прямого, або ж застосувати інші методи передачі даних з якомога меншою втратою корисного сигналу.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ. / Под ред. К. Хилла. – М.: Мир, 1989. – 568 с.
- [2] Методы ультразвукового исследования в офтальмологии: метод. рекомендации / С.И. Жукова [и др.]. – Иркутск: РИО ГБОУ ДПО ИГМАПО, 2015. – 32 с.
- [3] Круглова Т.Б., Катаргина Л.А., Егиян Н.С., Мазанова Е.В., Демченко Е.Н., Кононов Л.Б. Роль ультразвуковой биомікроскопії в оцінці стану переднього отрезка глаза и результатов хирургического лечения детей с врожденными катарактами. Российский офтальмологический журнал. 2011; 4: 34–7.
- [4] Винник Н. А. Ультразвуковая биомікроскопії в диагностике патологии крайней периферии глазного дна : дис. канд. мед. наук : 14.01.07 - глаз / Винник Наталья Анатольевна – Москва, 2014 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://eyepress.ru/sbornik.aspx?200>.
- [5] Тахчиди Х.П., Егорова Э.В., Узунян Д.Г. Ультразвуковая биомікроскопії в диагностике патологии переднего сегмента глаза. М.: Издательский центр “Микрохирургия глаза”, 2007: 3–125.
- [6] MALIGNANT GLAUCOMA 365.20 (Ciliary Block Glaucoma, Aqueous Misdirection, Ciliolenticular/Ciliovitreous Block) Nau T. Nguyen MD, George A. Cioffi MD [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/ultrasound-biomechanics>.
- [7] Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, et al. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. Ophthalmology. 1991;98:287–95.
- [8] Алексеев И.Б., Страхов В.В., Мельникова Н.В., Попова А.А., Изменения фиброзной оболочки глаза у пациентов с впервые выявленной первичной открытоугольной глаукомой // Национальный журнал глаукома. – 2016. – Т. 15. – № 1. – С. 13–23.
- [9] Щуко А.Г., Малышева В.В. Оптическая когерентная томография в диагностике глазных болезней. М.: ГЕОТАР-МЕДИА, 2010: 7–22.
- [10] Kumar RS, Sudhakaran S, and Aung T. Imaging. From Pearls of Glaucoma Management. 2016.
- [11] Tello C, Potash S, Liebmann J, et al. Soft contact lens modification of the ocular cup for high-resolution ultrasound biomicroscopy. Ophthalmic Surg. 1993;24:563–4.
- [12] Donald F. Ultrasonic receiver circuit using Opamp LM324 [Електронний ресурс] / Frank Donald // Gadgetronicx. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.gadgetronicx.com/ultrasonic-receiver-circuit/>.
- [13] TP4056 Модуль зарядки с защитой (1A) 18650 Micro USB [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://needful.co.ua/tp4056-modul-zaryadki-s-zashitoj-1a-18650>.
- [14] Step-Up Converter. MT3608 Datasheet [Електронний ресурс] // AEROSEMI – Режим доступу до ресурсу: <https://datasheetspdf.com/pdf/909246/AEROSEMI/MT3608/1>.
- [15] Модуль MT3608 живлення підвищуючий перетворювач [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://blackchip.com.ua/dzherela-zhivlennya/modul-mt3608-zhivlennya/>.

СХЕМА БЕСПРОВОДНОГО ДАТЧИКА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ БИОМИКРОСКОПИИ С УЧЕТОМ АКУСТИЧЕСКОГО ТРАКТА

Овчаренко А.Р., ст. преп,
ilikanet@ukr.net

Паламарчук Ю.В., студентка
yuliapalamarchuk25@ukr.net

Кафедра биомедицинской инженерии
Национальный технический университет Украины
“Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского”
Киев, Украина

Реферат – В случаях выявления проблем с отделами передней части глаза человека необходимо проводить информативную диагностику для понимания путей их решения. При этом лучше использовать ультразвуковые исследования, а именно биомикроскопические. Ультразвуковая биомикроскопия считается основным методом диагностики патологий переднего сегмента глаза, которая позволяет провести количественную и качественную оценку его структуры в норме и при патологиях. Соответственно воспалительные и инфекционные заболевания, язвы, эрозии роговицы и ранения глазного яблока являются противопоказаниями для проведения ультразвуковой биомикроскопии. Исследование проводят для получения информации о дефектах переднего сегмента глаза. Датчик, который используется для ультразвуковой визуализации, является одной из главных частей ультразвукового прибора, который касается поверхности тела пациента. С его помощью электрическая энергия превращается в энергию ультразвуковой волны, а также отраженные волны принимаются и снова превращаются в электрическую энергию. В данной статье предлагается создание электрической схемы беспроводного датчика для ультразвуковой биомикроскопии. Использование дистанционного модуля передачи информации расширяет возможности проведения осмотра относительно местоположения пациента, значительно уменьшает габариты датчика, а также повышает его функциональность. Обоснован выбор Bluetooth модуля в соответствии с его рабочей частоты, которая не препятствует медицинскому оборудованию при применении датчика, и поколение Bluetooth. Определены основные составляющие блока питания датчика литий-ионный аккумулятор, модуль зарядки с защитой и преобразователь напряжения. Выполнен расчет главного параметра ультразвукового преобразователя. В работе представлено электрическую схему датчика для ультразвуковой биомикроскопии, подключение модуля беспроводности к микроконтроллеру Arduino Uno и зависимость коэффициента затухания акустического тракта от глубины проникновения ультразвука в биологическую среду человеческого глаза.

Ключевые слова: ультразвуковые исследования, офтальмоскопические исследования, УЗ датчик, беспроводная передача информации, диагностика переднего отдела глаза, ультразвуковая биомикроскопия.

ULTRASOUND BIOMICROSCOPY CORDLESS SENSOR SCHEMA WITH ACOUSTIC PATH

Ovcharenko G. R., senior lecturer
ilikanet@ukr.net

Palamarchuk.Y.V., student
yuliapalamarchuk25@ukr.net

Department of Biomedical Engineering
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”
Kiev, Ukraine

Abstract – In cases of detection of problems with the front of the human eye, it is necessary to conduct an informative diagnosis to understand how to solve them. It is best to use ultrasound, namely biomicroscopic. Ultrasound biomicroscopy is considered to be the main method of diagnosis pathologies of the anterior segment of the eye, which allows for quantitative and qualitative assessment of its structure in normal and in pathologies. Accordingly, inflammatory and infectious diseases, ulcers, corneal erosions and eyeball injuries are contraindications for ultrasound biomicroscopy. Studies are performed to obtain information about the defects of the anterior segment of the eye. The sensor used for ultrasound imaging is one of the main parts of the ultrasound device that touches the surface of the patient's body. With its help, electric energy is converted into the energy of an ultrasound wave, and the reflected waves are received and again converted into electric energy. This article proposes the creation of an electric circuit of a cordless sensor for ultrasound biomicroscopy. The use of a remote information transmission module expands the possibilities of conducting an examination relative to the location of the patient, significantly reduces the size of the sensor, as well as increases its functionality. The choice of the Bluetooth module according to its operating frequency, which does not interfere with medical equipment when using the sensor, and the generation of Bluetooth is justified. The main components of the sensor power supply are determined: lithium-ion battery, charging module with protection and voltage converter. The calculation of the main parameter of the ultrasound transducer is performed. The electric circuit of the sensor for ultrasound biomicroscopy, connection of the cordless module to the Arduino Uno microcontroller and the dependence of the attenuation coefficient of the acoustic path on the depth of penetration of ultrasound into the biological environment of the human eye are presented.

Keywords: *ultrasound images, ophthalmoscopy images, US sensor, cordless information transfer, diagnosis of the anterior part of the eye, ultrasound biomicroscopy.*