

І. С. БОНДАРЕНКО. О. Г. АВРУНІН

ПРО АКУСТО-МАГНІТНИЙ МЕТОД ВИМІРЮВАННЯ АКУСТИЧНОГО ОПОРУ ЛОКАЛЬНИХ ДІЛЯНОК БІОЛОГІЧНОГО СЕРЕДОВИЩА

Предметом вивчення в статті є акустичний опір локальних ділянок біологічного середовища *in vivo*, залежний від їх патології. **Метою** роботи є розробка кількісного методу вимірювання акустичного опору локальних ділянок біологічного середовища, розташованих у середині організму людини. У статті вирішуються наступні **завдання**: розробка акусто-магнітного методу вимірювання акустичного опору локальних ділянок біологічного середовища; розробка дистанційного способу вимірювання електричної напруги на поверхні шкіри пацієнта, викликаної акусто-магнітним впливом на локальні ділянки середовища і визначеною величиною акустичного опору; розрахунок співвідношень, що пов'язують величину акустичного опору локальних ділянок середовища з електричною напругою на вимірювальних зондах на шкірі пацієнта, значеннями потужності акустичного випромінювання і зовнішнього постійного магнітного поля, а також з відстанню між зондами і локальним ділянкою біологічного середовища; верифікація розрахункових співвідношень за допомогою експериментального визначення акустичного опору локальної ділянки модельного біологічного середовища. Були використані наступні **методи**: фізичне моделювання біологічного середовища, фізико-математичне моделювання електричних властивостей локальної ділянки біологічного середовища, розрахунок електромагнітних і акустичних параметрів середовища, експериментальне вимірювання напруженості електричного поля, що збуджується в локальній ділянці біологічного середовища, верифікація розрахункових співвідношень шляхом їх порівняння з результатами експериментів. Наступні **результати** були отримані: розроблено дистанційний спосіб вимірювання електричної напруги на поверхні шкіри пацієнта, викликаної акусто-магнітним впливом на локальні ділянки середовища та яка визначається величиною акустичного опору; розраховані співвідношення, що зв'язують величину акустичного опору локальних ділянок середовища з електричною напругою на вимірювальних зондах на шкірі пацієнта, значеннями потужності акустичного випромінювання і зовнішнього постійного магнітного поля, а також з відстанню між зондами і локальним ділянкою біологічного середовища; виконана верифікація розрахункових співвідношень за допомогою експериментального визначення акустичного опору локальної ділянки модельного біологічного середовища. **Висновки**: розроблено дистанційний акусто-магнітний метод високоточного вимірювання величини акустичного опору локальних ділянок біологічної тканини людини, підтверджений експериментально на модельних зразках тканини. Метод може дозволити виявити з високою точністю функціональний зв'язок вимірюваного локального значення акустичного опору з патологічними змінами тканини. При цьому виключається вплив людського фактора на інтерпретацію реєстрованих значень акустичного опору, характерного для традиційного в основному якісного, а не кількісного ультразвукового методу, підвищується інформативність і достовірність акустичної діагностики.

Ключові слова: акустичний опір; біологічне середовище; акусто-магнітний метод; електрична напруга; ультразвук.

Вступ

Використання акустичних методів для діагностики захворювань має багаторічну історію [1, 2]. Актуальним завданням медицини є підвищення інформативності та достовірності діагностики захворювань за допомогою акустичної локації організму людини. Акустичне випромінювання формується в навколишньому матеріальному середовищі (крім вакууму) в основному за допомогою твердотільних генераторів ультразвукового випромінювання (УЗВ) на основі фізичних явищ магнітострикції феромагнетиків або зворотного п'єзоефекту в сегнетоелектриках. Поширення акустичної хвилі від генератора УЗВ до звукопроводу, що знаходиться в контакті з середовищем і далі через середовище визначаються однорідністю акустичного опору (R_C) середовища.

При цьому

$$R_C = \rho \cdot c, \quad (1)$$

де ρ , c – відповідно, щільність середовища і швидкість звуку в ній.

Традиційним способом визначення R_C було досі незалежне вимірювання щільності і швидкості звуку окремо. Щільність середовища вимірюється шляхом

зважування зразка середовища і вимірювання його об'єму. Швидкість звуку визначається в зразках на спеціалізованих установках. Ці методи визначення акустичного опору практично не придатні в разі дослідження *in vivo* тканин людини.

При наявності неоднорідностей акустичного опору УЗВ з частотою f відбивається від них і в середовищі можуть встановлюватися стоячі хвилі звуку при виконанні умови

$$L_i = n \lambda / 2, \quad (2)$$

де L_i - відстань від звуководом до неоднорідності, $n = 1, 2, 3, \dots$, $\lambda = c / f$. Величина відбитої потужності залежить від відношення акустичного опору неоднорідності R_n до акустичного опору середовища R_C . Чим більше це відношення, тим більша потужність відбивається від неоднорідності. Зокрема, при введенні УЗВ в посудину з рідиною у напрямку до його дна відбуватиметься практично повне віддзеркалення звуку від дна посудини.

Застосування ультразвуку зробило переворот в діагностиці багатьох захворювань. Це сталося завдяки різко поліпшеній роздільній здатності УЗВ апаратів. З урахуванням повної безпеки УЗВ, вони серйозно потіснили рентгенівські методи діагностики і на сьогодні разом з рентгеном і МРТ складають основну

тріаду дистанційних методів діагностики, що застосовуються в сучасних поліклініках і лікарнях. Поширений в даний час метод ехо-локації організму людини при УЗВ діагностиці інтегрально реєструє не тільки відмінності в щільності біологічної тканини, а й численні відображення УЗВ від областей з різними невідомими а ргіогі значеннями акустичного опору. В результаті ультразвукові чорно-білі зображення внутрішніх тканин організму на екрані ультразвукового сканера залишаються досить складними для існуючої візуальної розшифровки і є в основному якісними, а не кількісними. Якість розшифровки обмежується індивідуальним досвідом і здатністю ока лікаря розрізнати численні чорно-білі півтони ехо-віддзеркалень ультразвукового випромінювання, відповідальні за індивідуальні особливості патологічних ділянок організму людини. Це знижує об'єктивність та інформативність УЗВ - методу.

Однією з можливостей досягти більшої об'єктивності та інформативності методів діагностики біологічного середовища (БС) в медицині з використанням УЗВ є розробка пропонованого нами акусто-магнітного методу (АММ). В його основі лежить спільна дія на БС ультразвуку і постійного магнітного поля. Цей метод ґрунтується не на візуальній якій розшифровці УЗВ зображень, а на кількісному вимірі з високою точністю величини РС локального ділянки БС, яка може бути різною в зв'язку з тим чи іншим захворюванням людини (пухлини різного походження, тромбоутворення в судинах і т.п.).

Метою статті є обґрунтування акусто-магнітного методу вимірювання РС локальних ділянок БС.

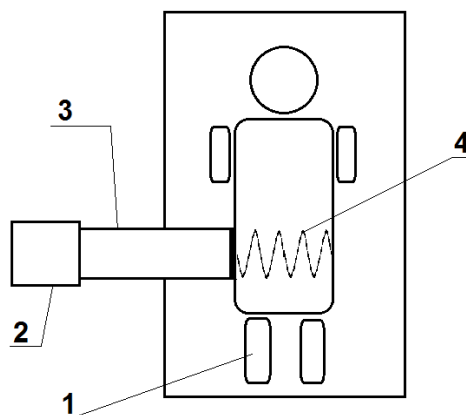


Рис. 1. Схема утворення стоячої хвилі ультразвукового випромінювання всередині гіпотетичного, тобто абсолютно однорідного, тіла пацієнта, 1-пацієнт, 2-генератор ультразвуку, 3-звуковод, 4-стояча хвиля швидкості (V) переміщення однорідного біологічного середовища під дією ультразвуку

Акусто-магнітний метод (АММ) передбачає здійснення одночасного дії на БС акустичного випромінювання і постійного магнітного поля [4,5]. В результаті такої дії в електропровідному середовищі, яким є БС, виникає внаслідок магніто-гідродинамічного ефекту (МГД-ефект) змінне електричне поле з напруженістю E [6,7]:

$$E = V \times B, \quad (3)$$

Завданнями статті є розробка схем вимірювальних систем, розрахунок співвідношень, що пов'язують величину акустичного опору з параметрами вимірювальних систем, а також верифікація отриманих співвідношень за допомогою експериментальних досліджень модельного зразка БС.

Наукові основи застосування АММ для вимірювання акустичного опору локальних ділянок біологічного середовища

В останні роки стали розвиватися методи, які використовують комбінування акустичного випромінювання і постійного магнітного поля. У даній роботі для створення УЗВ використовувався магнітострикційний генератор, що створює в модельному зразку біологічного середовища плоску акустичну хвилю. Основними параметрами плоскої хвилі є частота f , інтенсивність P (потужність), діаметр d (або поперечний переріз) "променя" УЗВ и його спрямованість в просторі. Модельний зразок БС являв собою слабкий розчин $NaCl$ у воді, поміщений в вертикально розташовану скляну посудину циліндричної форми. Звуковод генератора УЗВ вводився в розчин через отвір в посудині таким чином, щоб в ньому встановлювалася стояча хвиля через велику різницю акустичного опору розчину і скляного дна посудини. В реальній ситуації проведення діагностичної процедури з пацієнтом подібна стояча хвиля може бути сформована всередині тіла пацієнта, тому що існує помітна різниця в акустичних опорах розчину і шкіряним покривом пацієнта (рис. 1).

де V , B – відповідно, вектори швидкості переміщення БС і постійного магнітного поля.

Величина МГД-ефекту, тобто модуля вектора E , досягає максимуму, коли вектора V і B взаємно перпендикулярні, і дорівнює нулю, коли вони паралельні. При цьому коливальні переміщення БС зі швидкістю V порушується акустичним випромінюванням з частотою f , що дорівнює частоті звуку. У нашій статті під акустичним

випромінюванням мається на увазі ультразвукове випромінювання (УЗВ), існуюче при частотах понад 20 кГц. У вільному матеріальному просторі УЗВ поширюється від джерела (звуковода) у вигляді акустичної хвилі. В обмеженому просторі (судини з рідиною, тіло людини і т.п.), як вказувалося у вступі, можуть виникати стоячі хвилі швидкості і відповідно напруженості E електричного поля. Як відомо [8,9], максимальне значення швидкості (V_m) переміщення рідкого середовища (і близькою до рідини біологічного середовища) під дією УЗВ описується формулою:

$$V_m = \left(\frac{2P}{\rho c}\right)^{0.5} = \left(\frac{2P}{R_c}\right)^{0.5}. \quad (4)$$

З формул (3), (4) випливає, що максимальне значення напруженості (E_m) електричного поля рівне:

$$E_m = V_m \cdot B = \left(\frac{2P}{R_c}\right)^{0.5} \cdot B. \quad (5)$$

З формули (5) видно, що в результаті вимірювання напруженості електричного поля E_m при заданих значеннях P і B стає можливим відразу обчислити величину акустичного опору середовища, в якому існує УЗВ та постійне магнітне поле з індукцією B :

$$R_c = 2P \left(\frac{B}{E_m}\right)^2. \quad (6)$$

Розрахунок величини R_c має цінність для діагностичних цілей, якщо вдасться визначити локальну ділянку БС, де може бути виміряна напруженість електричного поля. Для цього, були розроблені [4, 5] способи формування однієї локальної ділянки БС, розташованої вздовж променя УЗВ, де існує електричне поле. Ця ділянка приблизно має вигляд циліндра, що має протяжність уздовж променя УЗВ, який дорівнює половині довжини стоячої хвилі УЗВ, і діаметр, рівний діаметру променя УЗВ. Для формування єдиної на довжині променя УЗВ локальної ділянки з електричним полем необхідно, щоб постійне магнітне поле з індукцією B було в основному локалізовано саме в цій ділянці. Для локалізації постійного магнітного поля його силові лінії повинні займати об'єм у вигляді циліндра з діаметром, близьким до величини півхвилі УЗВ. Для вимірювання E_m безпосередньо у зазначеній локальній області необхідно розташувати в ній два електричних зонда с відстанню s між ними, рівному не більше, ніж половина довжини хвилі УЗВ. Зонди потрібні для вимірювання на них різниці потенціалів U_m :

$$U_m = E_m \cdot s. \quad (7)$$

З (7) випливає, що

$$E_m = \frac{U_m}{s}. \quad (8)$$

Підставивши (8) в (6), отримуємо для величини акустичного опору локальної ділянки БС з порушеною в ньому за допомогою АММ електричним полем:

$$R_c = 2P \left(\frac{B \cdot s}{U_m}\right)^2. \quad (9)$$

В реальній ситуації діагностики пацієнта за допомогою вимірювання локальної величини R_c на підставі формули (9) зонди необхідно розміщувати безпосередньо в його м'язи. Це є досить складною і небезпечною процедурою навіть, якби їх впровадження проводилося з використанням мало травматичних способів (лапороскопічних або шляхом введення зондів через великі судини). Тому подібні ендометричні схеми діагностичних процедур допустимі тільки в крайніх випадках, коли інші методи діагностики або недоступні, або неінформативні. Найбільш привабливим може бути дистанційний (екстраметричний) спосіб вимірювання напруженості збуджуваного в БС за допомогою АММ електричного поля. Цей спосіб передбачає вимірювання напруженості електричного поля розсіювання, що існує поза джерела цього поля подібно до того, як виникає і вимірюється за допомогою зондів на шкірі пацієнта електричне поле розсіювання серця при електрокардіографії. При цьому в області розташування вимірювальних зондів відсутнє УЗВ і магнітне поле B . Цей спосіб розглядається в наступному розділі статті.

Дистанційний спосіб вимірювання акустичного опору локальної ділянки БС

Фізико-математичною моделлю локального джерела змінного електричного поля, яким є збуджена за допомогою АММ ділянка БС, може бути електричний диполь, що складається з двох рівних за величиною (q) точкових різнойменних зарядів, що знаходяться на відстані " s " один від одного і мінливих місцями з частотою УЗВ (рис. 2).

На рис. 2 показаний розподіл силових ліній електричного поля диполя всередині і поза ним. Останні є силовими лініями поля розсіювання. Крім того, показані дві пари вимірювальних зондів 1, 2 в двох різних позиціях (поздовжньої - I і поперечної - II) відносно електричної осі диполя. Для проведення дистанційних вимірювань електричного поля диполя можуть бути використані кілька схем просторового розташування зондів і напрямків УЗВ і магнітного поля. Одна з можливих схем показана на рис.3. Відповідно до цієї схеми досліджувана ділянка тіла пацієнта повинна мати протяжність уздовж променя УЗВ, який дорівнює довжині напівхвилі електричного поля. При цьому магнітне поле, перпендикулярне променю УЗВ, має проходити тільки через цю ділянку тіла. Для цього ділянка тіла розташовується між двома циліндричними постійними магнітами (або

електромагнітами) з діаметром, також рівним довжині стоячої півхвилі електричного поля.

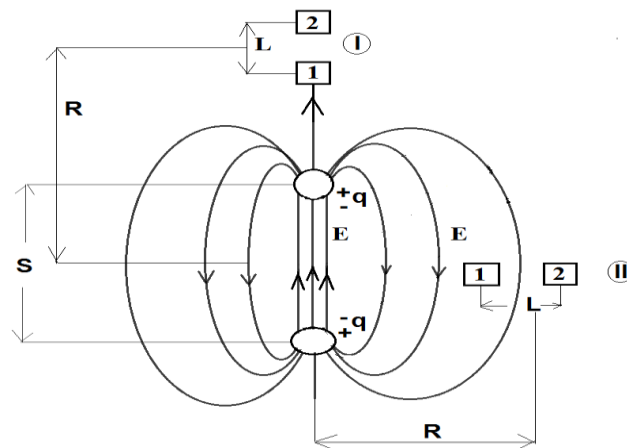


Рис. 2. Схема електричного диполя, що складається з двох точкових зарядів q з відстанню s між ними, що моделює локальний ділянку середовища зі збуджуванням в ньому за допомогою АММ змінним електричним полем (напрямок силових ліній електричного поля E диполя показано для наочності для одного з двох можливих знаків заряду)

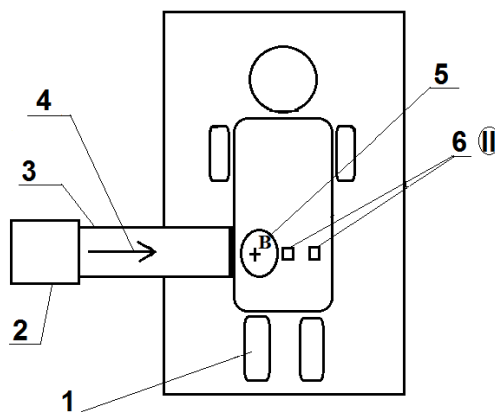


Рис. 3. Одна з можливих схем просторового положення "променя" УЗВ, області з магнітним полем B і вимірювальних зондів по відношенню до тіла пацієнта під час діагностичної процедури вимірювання напруги на зондах, 1 - пацієнт, 2 - генератори УЗВ, 3 - звукопровід, 4 - напрямок акустичного випромінювання, 5 - розташування локального (в межах однієї стоячої півхвилі напруженості електричного поля) магнітного поля з індукцією B через тіло пацієнта, 6 - розташування електричних зондів на тілі пацієнта в позиції II

За умови, коли відстань R між диполем і місцем розташування зондів багато більше розміру диполя s , рівного довжині стоячої півхвилі електричного поля, для двох основних позицій розташування зондів щодо модельованого електричного диполя (поздовжньої по відношенню до напрямку електричного моменту p диполя і поперечної по відношенню до цього напрямку) величина напруженості електричного поля розсіювання розраховується за найбільш простими формулами [10]. Електричний диполь характеризується величиною дипольного моменту $p = q \cdot s$. Напруженість електричного поля (E_s) в точці розташування пари зондів в положенні I розраховується за формулою:

$$E_{sI} = \frac{p}{2\pi\epsilon_0\epsilon R^3} = \frac{q \cdot s}{2\pi\epsilon_0\epsilon R^3}, \quad (10)$$

а в позиції II – за формулою:

$$E_{sII} = \frac{p}{4\pi\epsilon_0\epsilon R^3} = \frac{q \cdot s}{4\pi\epsilon_0\epsilon R^3}, \quad (11)$$

де ϵ_0 , ϵ – відповідно, діелектрична проникність вакууму і відносна діелектрична проникність досліджуваного середовища.

Оцінимо величину заряду q модельного диполя. Це можна зробити, якщо врахувати, що напруженість електричного поля точкового заряду в центрі диполя, тобто на відстані $s/2$ від нього, дорівнює [10]:

$$E = \frac{q}{\pi\epsilon_0\epsilon s^2}, \quad (12)$$

а від двох зарядів в центрі диполя:

$$E = \frac{2q}{\pi\epsilon_0\epsilon s^2}. \quad (13)$$

Приврівнюючи це значення до величини напруженості поля, що збуджується за допомогою АММ, отримуємо:

$$V_m B \approx \frac{2q}{\pi \epsilon_0 \epsilon s^2}. \quad (14)$$

З формули (14) отримуємо величину зарядів модельного диполя:

$$q \approx \frac{\pi \epsilon_0 \epsilon s^2 V_m B}{2}. \quad (15)$$

Підставимо в формули (12, 13) значення заряду q з формули (15) і отримаємо максимальну величину напруженості електричного поля розсіювання для двох основних позицій вимірювальних зондів:

$$E_{mзI} \approx \frac{0,25V_m B}{(R/s)^3}, \quad (16)$$

$$E_{mзII} \approx \frac{0,12V_m B}{(R/s)^3}. \quad (17)$$

З цих формул видно, що величина вимірюваного поля не залежить від діелектричних властивостей середовища і швидко зменшується зі збільшенням відносини R/s . Наприклад, при $R/s = 10$ напруженість поля в області розташування зондів зменшиться в тисячу разів при незмінних величинах V_m і B . З огляду на значення величини V_m (4), з формул (16, 17) отримуємо для варіанту $R \gg s$ для двох основних позицій розташування зондів:

$$E_{mзI} \approx \frac{0,25B(2P/\rho c)_I^{0,5}}{(R/s)^3}. \quad (18)$$

$$E_{mзII} \approx \frac{0,12B(2P/\rho c)_{II}^{0,5}}{(R/s)^3}. \quad (19)$$

Електрична напруга на зондах дорівнює при цьому:

$$U_{mзI} \approx E_s \cdot L = \frac{0,25BL(2P/\rho c)_I^{0,5}}{(R/s)^3}, \quad (20)$$

$$U_{mзII} \approx E_s \cdot L = \frac{0,12BL(2P/\rho c)_{II}^{0,5}}{(R/s)^3}. \quad (21)$$

З рівнянь (20, 21) слід, що для двох основних позицій зондів щодо осі модельного диполя акустичний опір локального ділянки БС може бути розрахований за формулами:

$$(\rho c)_I = R_{c1} \approx \frac{0,12P \cdot B^2 \cdot L^2}{[(R/s)^6 U_{mзI}^2]}, \quad (22)$$

$$(\rho c)_{II} = R_{c2} \approx \frac{0,03P \cdot B^2 \cdot L^2}{[(R/s)^6 U_{mзII}^2]}. \quad (23)$$

Діагностика захворювань за допомогою вимірювання акустичного опору може бути тим ефективніше, чим меншу його частку можна зареєструвати існуючими вимірювальними засобами.

В даному випадку це відноситься до точності вимірювання електричної напруги, що виникає на зондах, що знаходяться на шкірі пацієнта. Для оцінки необхідної точності вимірювань U_m спочатку визначимо за допомогою формули (21) найменше можливу очікувану напругу, яка з'являється на зовнішніх зондах в разі реально можливих значень потужності УЗВ, індукції постійного магнітного поля, відстані між зондами і відношення R/s . Виходячи з характерних розмірів тіла людини і необхідності отримання інформації, в тому числі, від глибоко розташованих ділянок тканини пацієнта, а також з наявного у нас досвіду роботи з модельними зразками БС при частоті УЗВ, рівній 22кГц (11, 12, 13), представляється обґрунтованим вибрати для розрахунків відношення $R/s = 5$ і $L = 0,3$ м. В якості орієнтовної величини акустичного опору виберемо його рівним опору води, тобто середовища, що становить основну масу людського організму ($R_{c2} = 1,5 \times 10^6$ кг / м²с). Розрахунок виконується для величини локального магнітного поля $B=0,4$ Т, що може бути забезпечено або сучасними постійними магнітами, зокрема, підковоподібними, або соленоїдами малого діаметра, що живляться постійним струмом, зокрема, надпровідними. Для підвищення потужності УЗВ рекомендується його застосовувати в імпульсному режимі, що дозволяє використовувати імпульсну потужність, рівну 100 Вт/см² при тривалості імпульсу 0,5 мс і частоті повторення близько 1000 Гц [3]. Крім того, напруга на зондах може бути збільшена приблизно в 100 разів за допомогою підвищувального трансформатора між зондами і мікровольтметром, що реєструє. Розрахунок показав, що для наведених значень параметрів вимірювальної схеми величина максимальної напруги на реєстраторі становить близько 10 мВ. При цьому, як показує аналіз формули (21), для реєстрації змін акустичного опору на 1% необхідно, щоб чутливість реєстратора була не гірше 20 мкВ. Це цілком реально при використанні сучасних електронних засобів вимірювання. Слід зазначити, що в публікаціях [14, 15, 16, 17, 18] повідомляється, що при деяких захворюваннях величина R_c може змінюватися на десять і більше відсотків. Тому точність вимірювань в 1% є цілком достатньою для докладної реєстрації акустичного опору і його зміни у зв'язку з можливим захворюванням.

Верифікація розрахункових співвідношень за допомогою модельних експериментів

Співвідношенням, що лежить в основі всіх вище отриманих формул (20-23) є формула $E = (2P/\rho \cdot c) 0,5B$, що зв'язує напруженість електричного поля, що збуджується в локальній ділянці БС за допомогою АММ, з параметрами УЗВ, магнітного поля і акустичним опором БС. Верифікацію цієї формули можна виконати на основі використання експериментальних результатів

вимірювань напруги на зондах [13]. У цих вимірах використовувалося УЗВ з частотою близько 22 кГц (довжина стоячої півхвилі 35мм) з потужністю 3×10^{-2} Вт / см². Безпосередньо всередині імітованої БС на зондах, розташованих на відстані $L = 1$ см, було виміряно напруга U_z близько 10-4В при величині постійного магнітного поля близько 0,4 Т. Напруженість електричного поля, що збуджується за допомогою АММ в БС при цьому становить:

$$E = \frac{U_z}{L} \approx \frac{10^{-4}[B]}{10^{-2}[m]} = 10^{-2}[B/m]. \quad (24)$$

Відповідно до теорії магнітної гідродинаміки напруженість поля в БС дається формулою:

$$E = V_m \cdot B = \left(\frac{2I}{\rho c}\right)^{0,5} B. \quad (25)$$

З цієї формули випливає, що акустичний опір БС дорівнює:

$$(\rho c) = \frac{2P \cdot B^2}{E^2}. \quad (26)$$

Підставляючи в цю формулу експериментальні значення потужності УЗВ, магнітного поля і напруженості електричного поля, отримуємо:

$$(\rho c) = R_c = \frac{2 \cdot 3 \cdot 10^2 \left[\frac{Bm}{m^2}\right] \cdot 0,16[T^2]}{10^{-4}[(B/m)^2]} \approx 10^6 \left[\frac{кг}{м^2 \cdot с}\right]. \quad (27)$$

Моделюючи БС розчин в наших експериментах являв собою одновідсотковий розчин NaCl у воді, тобто практично був водою. Для води відомо [3], що $(\rho c) = 1,5 \times 10^6$ [кг / м² с]. Таким чином, експериментально отримане за допомогою АММ значення акустичного опору дуже близько до його величини, отриманої з інших, в тому числі акустичних, вимірювань. Достовірність основної формули для розрахунку акустичного опору БС підтверджує достовірність інших, отриманих на її основі формул (20-23). Різниця між експериментально отриманими значеннями акустичного опору і табличними його значеннями може бути пояснена існуючої точністю наших аналогових вимірювань інтенсивності УЗВ і магнітного поля. Ця точність при необхідності може бути істотно підвищена. Зокрема, при вимірюванні акустичного опору з точністю до

одного відсотка необхідно використовувати цифрові перетворювачі напруги.

Висновки

1. Розроблено наукові основи дистанційного акусто-магнітного методу високоточного вимірювання величини акустичного опору локальних ділянок біологічної тканини людини, підтверджено експериментально на модельних зразках тканини. Метод може дозволити виявити з високою точністю функціональний зв'язок вимірюваного локального значення акустичного опору з патологічними змінами тканини. При цьому виключається вплив людського фактора на інтерпретацію реєстрованих значень акустичного опору, характерного для традиційного в основному якісного, а не кількісного ультразвукового методу, підвищується інформативність і достовірність акустичної діагностики.

2. Отримано розрахункові співвідношення, що зв'язують електрична напруга на вимірювальних зондах, що знаходяться в електричному контакті з поверхнею шкіри пацієнта, з величинами акустичного опору внутрішніх локальних ділянок біологічних тканин, потужності УЗВ і постійного магнітного поля, а також з відстанню між вимірювальними зонами і локальними ділянками тканин.

3. Виконано верифікацію розрахункових співвідношень за допомогою їх зіставлення з експериментальними даними, отриманими на модельних зразках біологічного середовища.

4. Виконана оцінка чутливості вимірювання напруги на зондах, необхідна для вимірювання акустичного опору з точністю близько 1%.

5. Перевагами пропонованого акусто-магнітного методу визначення акустичного опору середовища в порівнянні з традиційним, заснованому на роздільному вимірі щільності середовища і швидкості звуку в ній, є:

- безпосередній (прямий) вимір електричним способом добутку щільності середовища на швидкість звуку в ньому, тобто акустичного опору,

- можливість високоточного вимірювання акустичного опору локальних ділянок досліджуваної середовища,

- можливість дистанційних вимірювань in vivo локальних значень акустичного опору біологічного середовища.

References

- Oleinik, V. P. (2006), *Fundamentals of Interaction of Physical Fields with Biological Objects [Osnovy vzaimodeystviya fizicheskikh poley s biologicheskimi ob'yektami]*, National Aerospace University – Kharkov Aviation Institute, 61 p.
- Wang Shigang, Zhang Shunqi, Ma Ren, Yin Tao, Liu Zhipeng (2014), "A study of acoustic source generation mechanism of Magnetoacoustic Tomography", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, No. 38, P. 42–48.
- Elpiner, I. E. (1963), *Ultrasound. Physicochemical and biological action [Ul'trazvuk. Fiziko-khimicheskoye i biologicheskoye deystviye]*, Moscow : Fizmatgiz, 420 p.
- Bondarenko, I. S. (2017), "Magnetic hydrodynamics of the biological environment" ["Mahnytnaya hydrodynamika byolohicheskoy sredy"], *Promising directions of modern electronics, information and computer systems (MEICS-2017). Abstracts of reports at the II All-Ukrainian scientific-practical conference: November 22-24, 2017, Dnipro*, P. 222–223.
- Bondarenko, I. S., Avrunin, O. G., Bondarenko, S. I., Krevsun, A. V., Sorochan, E. N. (2018), "Experience and Prospects of Researching the Combined Action of Magnetic Field and Acoustic Radiation on Model and Real Biological Objects" ["Opyt i perspektivy issledovaniya sovmestnogo deystviya magnitnogo polya i akusticheskogo izlucheniya na model'nyye i real'nyye

- biologicheskoye ob'yekty", *Science and Technology: Mizhvuz. topics. zb. sciences. ave. VIP. 19 / DVNZ PDTU, Mariupol, PDTU*, P. 138–150.
6. Landau, L. D., Lifshits, E. M. (1982), *Continuous media electrodynamics [Elektrodinamika sploshnykh sred]*, Moscow, The science, Main editorial office of physical and mathematical literature, 616 p.
 7. Kizimova, N. N. (1991), "Magneto-hydrodynamic effects during blood movement" ["Magnitogidrodinamicheskiye efekty pri dvizhenii krovi"], *Biophysics*, Vol. 36, No. 1, P. 147.
 8. Bondarenko, I., Avrunin, O., Gryshkov, O., Glasmacher, B. (2018), "Possibilities of joint application of acoustic radiation and direct magnetic field for biomedical research", *International Journal of Bioelectromagnetism, Proceedings of the 11th International Conference on Bioelectromagnetism, 23-25 May 2018, Aachen, Germany*, Vol. 20, No. 1, P. 66.
 9. Avrunin, O. G., Bondarenko, I. S., Bondarenko, S. I., Kuzmenko, Y. V., Pinaieva, O. Yu., Kisała, P., Teleshova, A., Luganskaya, S. (2019), "Acoustic excitation of electric field in water solution NaCl", *Przegląd elektrotechniczny*, ISSN 0033-2097, R. 95 NR 4, P. 158–161.
 10. Yavorskiy, B. M. Detlaf, A. A. (1985), *Physics Handbook [Spravochnik po fizike]*, Moscow, Nauka, Main Edition of Physics and Mathematics Literature.
 11. Bondarenko, I. S., Avrunin, O. G., Rakhimova, M. V., Bondarenko, S. I., Krevsun, A. V., Kulish, S. M. (2019), "Acoustomagnetic Registration of Magnetic Nanoparticles in a Liquid Medium", *Telecommunications and Radio Engineering*, Vol. 78 (8), P. 707–714.
 12. Bondarenko, S. I., Avrunin, O. G., Bondarenko, I. S., Krevsun, A. V., Koverya, V. P., Rakhimova, M. V. (2020), "On the measurements of magnetic nanoparticle concentration in a biological medium using a superconducting quantum magnetometer", *Low Temperature Physics/Fizika Nizkikh Temperatur*, Vol. 46, No. 11, P. 1287–1291.
 13. Bondarenko, I., Avrunin, O. (2021), "On the excitation of local electric current in the biological environment", *Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries*, No. 1 (15), P. 106–112. DOI: <https://doi.org/10.30837/ITSSI.2021.15.106>
 14. Elpiner, I. E. (1956), "Ultraacoustic parameters of organs and tissues and their importance in biology and medicine" ["Ul'traakusticheskiye parametry organov i tkaney i ikh znacheniy v biologii i meditsine"], *Advances in modern biology*, P. 143.
 15. Frank, G. A. (2004), "Problems of morphological classification in the diagnosis of soft tissue neoplasms of the limbs and trunk" ["Problemy morfologicheskoy klassifikatsii v diagnostike novoobrazovaniy myagkikh tkaney konechnostey i tulovishcha"], *Practical Oncology*, Vol. 5, No. 4, P. 231–236.
 16. Dolgushin, B. I., Kosyrev, V. Yu., Sinyukova, G. T. (2004), "Complex diagnostics of tumors of the biliopancreatoduodenal zone" ["Kompleksnaya diagnostika opukholey biliopankreatoduodenal'noy zony"], *Practical Oncology*, Vol. 4, No. 2, P. 77–84.
 17. Poddubny, B. K., Gubin, A. N., Sholokhov, V. N., Vakurova, E. S. (2003), "Possibilities of laparoscopic intracavitary ultrasound (VUS) in a patient with stomach cancer" ["Vozmozhnosti laparoskopicheskogo vnutripolostnogo ul'trazvukovogo issledovaniya (VUZI) u bol'nogo rakom zheludka"], *Opportunities of modern oncologists in the diagnosis and treatment of malignant diseases*, Moscow, P. 43.
 18. Glybachko, P. V., Chekhonatskaya, M. L., Priezzheva, V. N. (2007), "Transrectal ultrasound examination with the use of Doppler mapping in prostate cancer" ["Transrektal'noye ul'trazvukovoye issledovaniye s primeneniyyem dopplerovskogo kartirovaniya pri rake predstatel'noy zhelezy"], *Topical issues of urology and nephrology, Sat. scientific works*, Engels, P. 82–84.

Надійшла (Received) 13.05.2021

Відомості про авторів / Сведения об авторах / About the Authors

Бондаренко Ігор Станіславович – Харківський національний університет радіоелектроніки, асистент кафедри біомедицинської інженерії, Харків, Україна; email: igor.bondarenko@nure.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2925-3020>.

Бондаренко Игорь Станиславович – Харьковский национальный университет радиоэлектроники, ассистент кафедры биомедицинской инженерии, Харьков, Украина.

Bondarenko Igor – Kharkiv National University of Radio Electronics, Assistant of the Department of Biomedical Engineering, Kharkiv, Ukraine.

Аврунін Олег Григорович – доктор технічних наук, професор, Харківський національний університет радіоелектроніки, завідувач кафедри біомедицинської інженерії, Харків, Україна; email: oleh.avrunin@nure.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6312-687X>.

Аврунин Олег Григорьевич – доктор технических наук, профессор, Харьковский национальный университет радиоэлектроники, заведующий кафедрой биомедицинской инженерии, Харьков, Украина.

Avrunin Oleg – Doctor of Sciences (Engineering), Professor, Kharkiv National University of Radio Electronics, Head of the Department of Biomedical Engineering, Kharkiv, Ukraine.

ПРО АКУСТО-МАГНИТНЫЙ МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ АКУСТИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ЛОКАЛЬНЫХ УЧАСТКОВ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СРЕДЫ

Предметом изучения в статье является акустическое сопротивление локальных участков биологической среды *in vivo*, зависимое от их патологии. **Цель** работы есть разработка количественного метода измерения акустического сопротивления локальных участков биологической среды, расположенных внутри организма человека. В статье решаются следующие **задачи**: разработка научных основ акусто-магнитного метода измерения акустического сопротивления локальных участков биологической среды; разработка дистанционного способа измерения электрического напряжения на поверхности кожи пациента, вызванного акусто-магнитным воздействием на локальные участки среды и определяемым величиной акустического сопротивления; расчет соотношений, связывающих величину акустического сопротивления локальных участков среды с электрическим напряжением на измерительных зондах на коже пациента, значениями мощности акустического излучения и внешнего постоянного магнитного поля, а также с расстоянием между зондами и локальным

участком биологической среды; верификация расчетных соотношений с помощью экспериментального определения акустического сопротивления локального участка модельной биологической среды. Были использованы следующие **методы**: физическое моделирование биологической среды, физико-математическое моделирование электрических свойств локального участка биологической среды, расчет электромагнитных и акустических параметров среды, экспериментальное измерение напряженности электрического поля, которое возбуждается в локальном участке биологической среды, верификация расчетных соотношений путем их сравнения с результатами экспериментов. Следующие **результаты** были получены: разработаны научные основы акусто-магнитного метода количественного измерения акустического сопротивления локальных участков биологической среды; разработан дистанционный способ измерения электрического напряжения на поверхности кожи пациента, вызванного акусто-магнитным воздействием на локальные участки среды и определяемым величиной акустического сопротивления; рассчитаны соотношения, связывающие величину акустического сопротивления локальных участков среды с электрическим напряжением на измерительных зондах на коже пациента, значениями мощности акустического излучения и внешнего постоянного магнитного поля, а также с расстоянием между зондами и локальным участком биологической среды; выполнена верификация расчетных соотношений с помощью экспериментального определения акустического сопротивления локального участка модельной биологической среды. **Выводы**: Разработаны научные основы дистанционного акусто - магнитного метода высокоточного измерения величины акустического сопротивления локальных участков биологической ткани человека, подтвержденного экспериментально на модельных образцах ткани. Метод может позволить выявить с высокой точностью функциональную связь измеряемого локального значения акустического сопротивления с патологическими изменениями ткани. При этом исключается влияние человеческого фактора на интерпретацию регистрируемых значений акустического сопротивления, характерного для традиционного в основном качественного, а не количественного ультразвукового метода, повышается информативность и достоверность акустической диагностики.

Ключевые слова: акустическое сопротивление; биологическая среда; акусто-магнитный метод; электрическое напряжение; ультразвук.

ON THE ACOUSTO-MAGNETIC METHOD OF MEASURING THE ACOUSTIC RESISTANCE OF LOCAL AREAS OF THE BIOLOGICAL TISSUE

The **subject** of study in the article is the acoustic resistance of local areas of the biological tissues in vivo, depending on their pathology. The **aim** of the work is to develop a quantitative method for measuring the acoustic resistance of local areas of the biological tissue (substance) located inside the human body. The following **tasks** are solved in the article: development of scientific foundations of the acousto-magnetic method for measuring the acoustic resistance of local areas of the biological tissue; development of a remote method for measuring electrical voltage on the surface of the patient's skin, caused by acousto-magnetic impact on local areas of the tissue and determined by the value of acoustic resistance; calculation of the ratios binding the value of the acoustic resistance of the local areas of the tissue with the electric voltage on the measuring probes on the patient's skin, the values of the acoustic radiation power and the external constant magnetic field, as well as with the distance between the probes and the local area of the biological tissue; verification of the calculated ratios using the experimental determination of the acoustic resistance of the local area of the model biological tissue. The following **methods** were used: physical modeling of the biological tissue, physical and mathematical modeling of electrical properties of the local part of the biological tissue, calculation of electromagnetic and acoustic parameters of the tissue, experimental measurement of electric field strength excited in the local part of the biological tissue, verification of calculated relations by comparing them with experimental results. The following **results** were obtained: the scientific foundations of the acousto-magnetic method for the quantitative measurement of the acoustic resistance of local areas of the biological tissue were developed; a remote method for measuring the electric voltage on the surface of the patient's skin caused by the acousto-magnetic effect on local areas of the tissue and the determined value of the acoustic impedance was developed; relations were calculated connecting the value of the acoustic impedance of local areas of the tissue with the electric voltage on the measuring probes on the patient's skin, the values of the acoustic radiation power and external constant magnetic field, as well as the distance between the probes and the local area of the biological tissue; verification of the calculated ratios was carried out using the experimental determination of the acoustic resistance of the local area of the model biological tissue. **Conclusions**: The scientific foundations of the remote acousto-magnetic method of high-precision measurement of the acoustic resistance of local areas of human biological tissue, confirmed experimentally on model tissue samples, have been developed. The method can make it possible to reveal with high accuracy the functional relations of the measured local value of acoustic resistance with pathological changes in the tissue. At the same time, the influence of the human factor on the interpretation of the recorded values of acoustic resistance (which is characteristic of the traditional, mainly qualitative, rather than quantitative ultrasound method) is excluded, the information content and reliability of acoustic diagnostics are increased.

Keywords: acoustic resistance; biological tissue; acousto-magnetic method; electric voltage; ultrasound.

Бібліографічні описи / Bibliographic descriptions

Бондаренко І. С., Аврунін О. Г. Про акусто-магнітний метод вимірювання акустичного опору локальних ділянок біологічного середовища. *Сучасний стан наукових досліджень та технологій в промисловості*. 2021. № 2 (16). С. 72–79. DOI: <https://doi.org/10.30837/ITSSI.2021.16.072>

Bondarenko, I., Avrunin, O. (2021), "On the acousto-magnetic method of measuring the acoustic resistance of local areas of the biological tissue", *Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries*, No. 2 (16), P. 72–79. DOI: <https://doi.org/10.30837/ITSSI.2021.16.072>