

РОЗРАХУНОК КОЕФІЦІЄНТІВ ВІДБИТТЯ ТА ПЕРЕНОСУ ПЛОСКОЇ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ХВИЛІ КРІЗЬ ШАР БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ З ВРАХУВАННЯМ ЗАТУХАННЯ

В.М.Нагірняк

Вищий державний навчальний заклад України "Буковинський державний медичний університет", м. Чернівці

Ключові слова:

ультразвук,
коефіцієнт
переносу і
відбиття,
ультразвуковий
біоэффект,
ультразвукове
дослідження
тканин,
ультразвукова
діагностика.

Клінічна та
експериментальна
патологія Т.16, №4
(62). С.58-62.

DOI:10.24061/1727-
4338.XVI.4.62.2017.54

E-mail: volnag@
gmail.com

Актуальність. Вивчення проходження ультразвукової хвилі крізь шари біологічних тканин, в яких існує дисипація акустичної енергії, поряд із теоретичним інтересом представляє і практичний інтерес в ультразвуковій терапії та діагностиці.

Відомо, що результат терапевтичної дії ультразвуку та якість ультразвукового медичного обстеження залежать від долі ультразвукової енергії, що поглинається в матеріалі тканини. Поглинання акустичної енергії призводить до термічного біологічного ефекту та знижує контрастність зображень, отриманих ультразвуковими сканерами. **Мета роботи.** Метою роботи було визначення величини коефіцієнтів переносу та відбиття при нормальному падінні плоскої ультразвукової хвилі на шар біологічної тканини, в якому існує затухання ультразвуку.

Матеріали і методи. Проходження акустичної хвилі через тверду або м'яку біологічну тканину, в якій існує поглинання, супроводжується зменшенням амплітуди коливань і, відповідно, зменшенням акустичного тиску ультразвукової хвилі. Зміни тиску та інтенсивності ультразвуку відбуваються вздовж напрямку розповсюдження хвилі. Беручи до уваги умову неперервності на обох границях між середовищем (водою) і шаром тканини, отримали математичні формули для коефіцієнтів переносу та відбиття. **Результати.** Отримано явний вираз для величин обох коефіцієнтів у випадку нормального падіння ультразвукової хвилі та визначені параметри ультразвукової хвилі та акустичні властивості шару тканин, від яких залежать величини цих коефіцієнтів. А саме: відносний акустичний імпеданс середовищ, коефіцієнт поглинання в шарі тканини та частоту ультразвуку.

Висновки. Результати роботи дозволяють розраховувати терапевтичну дію ультразвукової хвилі. Зокрема, оцінку інтенсивності ультразвукової хвилі у внутрішніх органах людини при неінвазійних інтервенціях та величину підвищення температури в ділянці ультразвукового опромінення тканин та органів. Також використання результатів роботи дозволяє проводити числове моделювання проходження ультразвуку через багатошарові біологічні структури для покращення ультразвукової візуалізації органів, ефективності дії ультразвуку та проводити оцінку величин можливих небажаних побічних ефектів під час медичних ультразвукових обстежень.

Ключевые слова:

ультразвук,
коэффициент
переноса и
отражения,
ультразвуковой
биоэффект,
ультразвуковое
исследование
тканей,
ультразвуковая
диагностика.

Клиническая и
экспериментальная
патология Т.16, №4
(62). С.58-62.

РАСЧЁТ КОЭФИЦИЕНТОВ ОТРАЖЕНИЯ И ПЕРЕНОСА ПЛОСКОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВОЛНЫ СКВОЗЬ СЛОЙ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ С УЧЁТОМ ЗАТУХАНИЯ

В.Н. Нагірняк

Актуальность. Изучение прохождения ультразвуковой волны через слои биологических тканей, в которых существует диссипация акустической энергии, наряду с теоретическим интересом представляет и практический интерес в ультразвуковой терапии и диагностике. Известно, что результат терапевтического действия ультразвука и качество ультразвукового медицинского скрининга зависят от величины ультразвуковой энергии, поглощаемой в материале ткани. Поглощение акустической энергии приводит к термическому биологическому эффекту и снижает контрастность изображений, полученных ультразвуковыми сканерами.

Цель работы. Целью работы было определение величины коэффициентов переноса и отражения при нормальном падении плоской ультразвуковой волны на слой биологической ткани, в котором существует затухания ультразвука.

Материалы и методы. Прохождение акустической волны через твердую или мягкую биологическую ткань, в которой существует поглощение, сопровождается уменьшением амплитуды колебаний и, соответственно, уменьшением акустического давления ультразвуковой волны. Изменения давления и интенсивности ультразвука происходят вдоль направления распространения волны. Принимая во внимание условие непрерывности на обеих границах между средой (водой) и

слоем ткани, получены математические формулы для коэффициентов переноса и отражения. **Результаты.** Получены явные выражения для величин обоих коэффициентов в случае нормального падения ультразвуковой волны и определены параметры ультразвуковой волны и акустические свойства слоя ткани, от которых зависят величины этих коэффициентов. А именно: относительный акустический импеданс среды, коэффициент поглощения в слое ткани и частота ультразвука. **Выводы.** Результаты работы позволяют рассчитывать терапевтическое действие ультразвуковой волны. В частности, оценку интенсивности ультразвуковой волны во внутренних органах человека при неинвазивных интервенциях и величину повышения температуры в области ультразвукового облучения тканей и органов. Также использование результатов данной работы позволяет проводить численное моделирование прохождения ультразвука через многослойные биологические структуры для улучшения ультразвуковой визуализации органов, эффективности действия ультразвука и проводить оценку величин возможных нежелательных побочных эффектов во время медицинских ультразвуковых обследований.

CALCULATION OF THE REFLECTION AND TRANSMISSION COEFFICIENTS OF A PLANE ULTRASONIC WAVE THROUGH A LAYER OF DISSIPATIVE BIOLOGICAL TISSUE

V.M. Nahirnyak

Background. Investigation of propagation of an ultrasound wave through layers of dissipative biological tissues along with theoretical interest has also a practical meaning in ultrasound therapy and diagnostics. It is well known that the result of the ultrasound therapeutic effect and the quality of ultrasound imaging depend on the fraction of ultrasound energy absorbed in the material of a tissue. Dissipation of acoustic energy leads to a thermal bio-effect and lowers a contrast of images received by ultrasound scanners. **Objectives.** We wanted to calculate the coefficients of transmission and reflection of a plane ultrasonic wave through a layer of dissipative biological tissue during the normal incidence of the wave on the surface of that layer. **Materials and methods.** The normal incidence of a plane ultrasonic wave on the layer of dissipative tissue was considered. Taking into account the continuity conditions for pressure and velocity in the ultrasonic wave at two boundaries of the tissue's layer, the expressions for the reflection and transmission coefficients were obtained. **Results.** The explicit expressions for values of both coefficients in case of a normal incidence of ultrasonic wave were obtained and the parameters defining the magnitudes of these coefficients were determined. Namely, the relative acoustic impedances of the media through which ultrasonic wave propagates, the coefficient of absorption in the layer of a tissue, and the frequency of ultrasound. **Conclusions.** The results of this work allow calculating therapeutic effects produced by the ultrasonic wave. Particularly, they can be used for estimation of the intensity of the ultrasound wave in the human's internal organs during non-invasive ultrasound interventions and the magnitude of temperature increase in the area of ultrasound irradiation. These results may be used for calculations of a therapeutic action of ultrasound wave, numerical simulations of the propagation of ultrasound wave through multilayered biological structures for improvement of ultrasound visualization of organs. Also, they can be used for improvement in the effectiveness in ultrasound applications, and for estimation of the magnitude of undesirable ultrasound side effects during diagnostic ultrasound screening.

Key words: ultrasound, reflection and transmission coefficients, ultrasound bio-effects, ultrasound imaging, ultrasound tissue characterization.

Clinical and experimental pathology. Vol. 16, №4 (62). P.58-62.

Мета роботи

Розгляд проблеми проходження акустичної хвилі через біологічну тканину або декілька шарів тканин, в яких існує затухання, поряд із науковим значенням має і прикладне значення. Знаючи характер проходження акустичної хвилі в такому випадку, можна оцінити терапевтичний ефект ультразвуку або ж відсутність побічних негативних ефектів у разі використання, наприклад, абдомінального ультразвуку. Отримати явний вираз для обох коефіцієнтів (відбиття та переносу) та визначити фактори, що впливають на характер проходження ультразвукової хвилі крізь шар біологічної тканини та на міру її відбиття та абсолютні величини цих кое-

фіцієнтів було завданням у цій роботі.

Проходження акустичної хвилі через тверду або м'яку біологічну тканину, в якій існує поглинання, супроводжується зменшенням амплітуди коливань і, відповідно, зменшенням акустичного тиску ультразвукової хвилі. Відомо, що терапевтична дія ультразвуку в багатьох випадках залежить від інтенсивності коливань. Це стосується як теплової, так і механічної дії ультразвуку [1]. Результати розрахунку дії ослабленої акустичної хвилі на м'які тканини, зокрема мозку, м'язів, судин залежать від цих величин.

Водночас, для ефективного гіпертермічного крізьшкіряного ультразвукового лікування, інтен-

сивність ультразвуку в об'ємі м'якої тканини має бути на рівні ватів на квадратний сантиметр [2,3]. Робочі частоти, що використовуються під час лікування, мають значення від 1 до 3 МГц. При цих частотах і відповідних довжинах хвиль дисперсія мала і пучок ультразвукової енергії може бути ефективно направлений на зону ураження. Крім того, зниження робочої частоти при ультразвуковому лікуванні шкіри та м'язів може призвести до небажаних побічних ефектів. При зменшенні частоти ультразвуку глибина проникнення ультразвуку збільшується. Це призводить до виникнення болю у суміжних кістках через суттєве поглинання ультразвуку в них [3].

Ультразвук дозволяє візуалізувати внутрішні органи людини. Знаючи величину коефіцієнта відбиття ультразвукової хвилі, можна охарактеризувати, наприклад, тип новоутворень у м'яких тканинах, їх злоякісність чи доброякісність. Механічні властивості метастазуючих ракових клітин відрізняються від властивостей доброякісних клітин. Метастазуючі клітини, як правило, "м'якші" [4]. Інформація про коефіцієнт відбиття використовується в акустичній спектрометрії, еластографії - методах ультразвукового дослідження м'яких тканин [4]. Ця інформація дає можливість оцінити як розмір новоутворень, так і їх внутрішню структуру.

Важливим напрямком використання неінвазивної дії ультразвуку є цільова доставка ліків інкапсульованих у ліпосомах. Ультразвукова хвиля має бути достатньої інтенсивності, щоб забезпечувати умови для руйнування ліпосомної оболонки і випуску ліків у проблемній зоні. Наприклад, при лікуванні хвороби Альцгеймера і доставки ліків у мозок [5]. Типові робочі частоти, що використовуються для цільової доставки ліків, мають значення між 20 кГц і 2 МГц [1].

Важливою галуззю досліджень медичного застосування ультразвуку є, наприклад, ультразвукова доставка протеїнів крізь шкіру. Результати досліджень показують, що ефективно проникнення крізь шкіру відбувається при інтенсивності ультразвуку в 1-3 Вт/см² і частотах 1-3 МГц [5]. Числова оцінка коефіцієнта переносу в такому випадку дозволила б вибрати найбільш ефективний частотний діапазон з точки зору дії ультразвуку в конкретному типі тканини.

У роботі представлено розрахунок коефіцієнтів переносу та відбиття ультразвукової хвилі через стінку біологічної тканини з урахуванням поглинання акустичної енергії в середині шару. Біологічна тканина може бути твердою (кістка) або м'якою (м'язи, судини, м'які внутрішні органи).

Постановка задачі

Розглянемо нормальне падіння плоскої ультразвукової хвилі на шар біологічної тканини шириною L, оточену об'ємом води. Для конкретності розглянемо тканину з амплітудним коефіцієнтом затухання b. Теоретична модель представлена на Рис.1. Зміни тиску та інтенсивності ультразвуку відбуваються вздовж координати x. Обидва середовища, вода і тканина, характеризуються відповідними акустичними імпедансами Z₁ і Z₂:

$$Z_1 = \rho_1 \cdot c_1, \quad (1)$$

$$Z_2 = \rho_2 \cdot c_2, \quad (2)$$

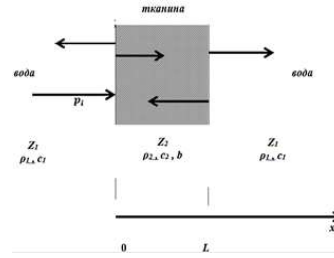


Рис.1. Проходження плоскої акустичної хвилі крізь шар біологічної тканини товщиною L, яка характеризується затуханням b і акустичним імпедансом, Z₂.

де ρ₁ і c₁ густина і швидкість звуку у воді та ρ₂ і c₂ густина і швидкість хвилі у шарі матеріалу кістки або м'якої тканини, відповідно. Позначимо їх співвідношення через ν:

$$\nu = \frac{Z_1}{Z_2} \quad (3)$$

Зокрема, акустичний імпеданс для води дорівнює 1.48 x 10⁶ кг/м²·с, а для кісткової тканини 5.7x10⁶ кг/м²·с. У такому разі, їх співвідношення ν = 0.26.

Для миттєвого значення акустичного тиску p(x,t) у хвилі у кожному з середовищ маємо:

$$\begin{aligned} p_i &= P_i \cdot \exp\{i(\omega t - k_1 x)\}, \\ p_r &= P_r \cdot \exp\{i(\omega t + k_1 x)\}, \\ p_a &= A(x) \cdot \exp\{i(\omega t - k_2 x)\} = A_0 e^{-bx} \exp\{i(\omega t - k_2 x)\}, \\ p_b &= B(x) \cdot \exp\{i(\omega t + k_2 x)\} = B_0 e^{-b(L-x)} \exp\{i(\omega t + k_2 x)\}, \\ p_t &= P_t \cdot \exp\{i(\omega t - k_1 x)\}, \end{aligned} \quad (4)$$

де індекс i позначає хвилю, що падає на передню стінку шару тканини, a - хвилю, що пройшла через першу стінку, b - хвилю, що відбилася від другої стінки, а індекс t - хвилю, що пройшла крізь весь шар. Загальні літери позначають відповідні амплітуди тиску. Хвильові вектори k₁ і k₂ пов'язані із довжинами хвиль λ₁ і λ₂ у відповідних середовищах таким чином:

$$k_1 = \frac{2\pi}{\lambda_1} \quad \text{і} \quad k_2 = \frac{2\pi}{\lambda_2}. \quad (5)$$

Тепер врахуємо співвідношення між тиском p і швидкістю плоскої хвилі u для кожної ділянки [8,9]:

$$u_i = \frac{p_i}{Z_1}; \quad u_r = -\frac{p_r}{Z_1}; \quad u_a = \frac{p_a}{Z_2}; \quad (6)$$

$$u_b = -\frac{p_b}{Z_2}; \quad u_t = \frac{p_t}{Z_1}$$

Запишемо умову неперервності на границях середовищ вода-тканина і тканина - вода. Спочатку розглянемо першу границю, коли x=0.

$$\begin{aligned} p_i + p_r &= p_a + p_b, \\ u_i + u_r &= u_a + u_b, \end{aligned} \quad (7)$$

Беручи до уваги рівняння (4) і (6), отримаємо такі співвідношення для миттєвих значень тисків:

$$p_i + p_r = p_a + p_b, \quad (8)$$

$$p_i - p_r = \frac{Z_1}{Z_2} (p_a - p_b) = \nu (p_a - p_b).$$

Тоді для амплітуд тисків акустичних хвиль отримуємо: $P_i + P_r = A_0 + B_0 e^{-bl}$,
 $P_i - P_r = v(A_0 - B_0 e^{-bl})$

Введемо нову змінну ξ , яка є відношенням амплітуд акустичних тисків у хвилі, що відбилася від першої стінки шару тканини до амплітуди акустичної хвилі, що пройшла крізь шар тканини:

$$\xi = \frac{P_r}{P_i} \quad (10)$$

Запишемо граничні умови для іншої границі, коли $x = L$. Маємо для швидкості і тиску:

$$P_i + P_r = P_t, \quad (11)$$

$$u_a + u_b = u_t$$

Враховуючи (6), отримуємо далі:

$$P_a + P_b = P_t, \quad (12),$$

$$(P_a + P_b) = v(P_a - P_b)$$

Підставляючи вираз для тиску (4) в (11), отримуємо вираз для амплітуд тисків акустичних хвиль у шарі тканини A_0 і B_0 :

$$(v-1)A_0 e^{-bl} e^{-k_2 L} = (v+1)B_0 e^{ik_2 L}, \quad (13)$$

Згідно з означенням, коефіцієнт відбиття R акустичної хвилі від шару тканини пов'язаний із відповідними амплітудами акустичних тисків у відбитій P_r і у хвилі, що падає на шар тканини P_i [10,11]:

$$R = |\xi|^2 = \left| \frac{P_r}{P_i} \right|^2.$$

Враховуючи рівняння (4) і (13), отримуємо систему рівнянь:

$$(1+\xi)P_i = B_0 \left[\left(\frac{v+1}{v-1} \right) e^{bl} e^{i2k_2 L} + e^{-bl} \right], \quad (15)$$

$$(1-\xi)P_i = vB_0 \left[\left(\frac{v+1}{v-1} \right) e^{bl} e^{i2k_2 L} - e^{-bl} \right].$$

Розділивши перше рівняння на друге, отримаємо вираз для коефіцієнта ξ :

$$\xi = \frac{(1-v^2)[1 - e^{2bl} e^{i2k_2 L}]}{(1-v)^2 - (1+v)^2 e^{2bl} e^{i2k_2 L}} = \frac{(1-v^2)[1 - e^{2bl}(\cos(2k_2 L) + i \sin(2k_2 L))]}{(1-v)^2 - (1+v)^2 e^{2bl}[\cos(2k_2 L) + i \sin(2k_2 L)]}. \quad (16)$$

Памятаючи, що коефіцієнт відбиття R дорівнює квадрату абсолютної величини ξ , знаходимо для першого:

$$R = \frac{(1-v^2)^2 [1 - 2e^{2bl} \cos(2k_2 L) + e^{4bl}]}{(1-v)^4 - 2(1+v)^2 e^{2bl} \cos(2k_2 L) + (1+v)^4 e^{4bl}}. \quad (17)$$

Згідно з означенням, коефіцієнт переносу ультразвуку T задається наступним співвідношеннями [10,11]:

$$T = \left| \frac{P_t}{P_i} \right|^2. \quad (18)$$

Для знаходження коефіцієнта переносу скористаємося рівняннями (8) і (12). Тоді для коефіцієнта переносу плоскої хвилі крізь шар тканини отримуємо:

$$T = \frac{16v^2}{[(1+v)^2 e^{bl} \cos(2k_2 L) - e^{-bl}(1-v)^2]^2 + [e^{bl}(1+v)^2 \sin(2k_2 L)]^2} \quad (19)$$

Результати та їх обговорення

Результати розрахунків для величин коефіцієнтів відбиття та переносу представлені формулами (17) і (19). Видно, що обидва коефіцієнти залежать від відносних акустичних властивостей обох середовищ, величини затухання, частоти і швидкості ультразвуку в шарі тканини, а також її товщини.

Цікаво розглянути значення обох коефіцієнтів у двох граничних випадках: коли акустичні властивості шару біологічної тканини близькі до акустичних властивостей води і коли вони сильно різняться. У першому випадку коефіцієнт v дорівнює 1, а у другому - безмежності. Коли $v=1$, $R=0$ і $T=e^{-bl}$. Тобто інтенсивність ультразвукової хвилі, що проникає крізь шар, зменшується в e^{-bl} раз, а відбиття зовсім немає. Це очікуваний результат. Оцінка значення обох коефіцієнтів в іншому граничному випадку вимагає додаткового комп'ютерного числового аналізу.

Відповідно до закону збереження енергії, коефіцієнт трансмісії T і коефіцієнт відбиття R пов'язані таким співвідношенням:

$$T + R + \Delta = 1, \quad (20)$$

де коефіцієнт Δ визначає величину втрат акустичної енергії у шарі тканини. Наявність акустичного поглинання Δ в матеріалі тканини зменшує амплітуду акустичної хвилі, що пройшла крізь шар тканини. Числове значення поглинутої енергії визначається формулою (20). Знаючи T і R , можна підрахувати Δ . Коефіцієнт Δ визначає міру акустичних втрат у матеріалі шару тканини і визначає об'ємну густину генерації тепла.

Таким чином, отримані результати розрахунку для коефіцієнтів переносу та відбиття можуть бути використані для оцінки, з одного боку, термального біоефекту в шарі тканини, а також для оцінки інтенсивності ультразвукової хвилі при, наприклад, транскреніальному Доплер або абдомінальному обстеженнях [12] у тілі пацієнта. У разі використання транскреніального ультразвуку в діагностиці, результати розрахунку представляють інтерес для оцінки відбиття ультразвукової хвилі від можливих новоутворень в об'ємі мозку. Це можуть бути тромби в судинах, злоякісні або доброякісні пухлини, новоутворення, поверхні нирок або печінки тощо. Порівнюючи експериментальні результати з числовими оцінками для цих коефіцієнтів, можна визначити тип тканин внутрішніх органів, їх стан.

Аналіз частотної залежності коефіцієнта відбиття від неоднорідностей у біологічних тканинах дозволяє, поперше, диференціювати схожі, але різні типи новоутворень [6,13]; по-друге, спектральний аналіз коефіцієнта відбиття дозволяє проаналізувати внутрішню структуру новоутворень.

Висновки

Явні вирази для коефіцієнтів відбиття та переносу плоскої ультразвукової хвилі показують залежність коефіцієнтів пропускання і відбиття від швидкості звуку у шарі біологічної тканини, його товщини і акустичного затухання в ньому. Числові значення обох коефіцієнтів залежать від робочої частоти ультразвуку. Спектральний аналіз величин обох коефіцієнтів дозволить визначити наявність "акустичних вікон", в яких проникнення

і терапевтична дія ультразвуку максимальна.

Перспективи подальших досліджень можуть включати числове моделювання та оцінки величин обох коефіцієнтів з урахуванням частоти ультразвукової хвилі і розмірів типових біологічних тканин в органах та їх фізичних властивостей.

Список літератури

1. Bailey MR, Khokhlova VA, Sapozhnikov OA, Kargl SG, Crum LA. Physical mechanisms of the therapeutic effect of ultrasound (a review). *Acoustical Physics*. 2003;49(4):369-88. doi: 10.1134/1.1591291
2. Nahirnyak VM, Mast TD, Holland CK. Ultrasound-induced thermal elevation in clotted blood and cranial temporal bone. *Ultrasound Med Biol*. 2007;33(8):1285-95. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2007.02.005
3. Stauffer PR. Thermal therapy techniques for skin and superficial tissue disease. In: Ryan TP, editor. *Matching the Energy Source to the Clinical Need: A Critical Review*. Proc SPIE. 2000;10297. doi: 10.1117/12.37521.
4. Maev GR, editor. *Acoustical Imaging*. New York: Kluwer academic publishers/Plenum Press; 2002;26:9-25.
5. Pitt WG, Hussein GA, Staples B.J. Ultrasonic Drug Delivery - A General Review. *Expert Opin Drug Deliv*. 2004;1(1):37-56. doi: 10.1517/17425247.1.1.37.
6. Kim HC, Al-Mahrouki A, Gorjizadeh A, Sadeghi-Naini A, Karshafian R, Czarnota GJ. Quantitative Ultrasound Characterization of Tumor Cell Death: Ultrasound-Stimulated Microbubbles for Radiation Enhancement. *PLoS ONE*. 2014;9(7):e102343. doi: 10.1371/journal.pone.0102343
7. Weitz AC, Lee NS, Yoon CW, Bonyad A, Goo KS, Kim S, et al. Functional Assay of Cancer Cell Invasion Potential Based on Mechanotransduction of Focused Ultrasound. *Front Oncol*. 2017;7:1-13. doi: 10.3389/fonc.2017.00161
8. Kinsler LE, Frey AR, Coppens AB, Sanders JV. *Fundamentals of acoustics*. New York: John Wiley; 1982. 480 p.
9. Morse PM, Feshbach H. *Methods of theoretical physics*. Parts 1 and 2. New York: McGraw- Hill; 1953, p. 857-61.
10. Hill CR, Bamber JC, ter Haar GR, editor. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2th ed. England: John Wiley & Sons, Ltd; 2004. doi: 10.1002/0470093978.
11. Голямин ИП, редактор. *Ультразвук. Маленькая энциклопедия*. Москва: Советская Энциклопедия; 1979. 480 с.
12. Naqvi J, Yap KH, Ahmad G, Ghosh J. Transcranial Doppler Ultrasound: A Review of the Physical Principles and Major Applications in Critical Care. *International Journal of Vascular Medicine [Internet]*. 2013 [cited Nov 10];2013:629378. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/ijvm/2013/629378/> doi: 10.1155/2013/629378.

10.1155/2013/629378.

13. Lizzi FL, Greenebaum M, Feleppa EJ, Elbaum M, Coleman DJ. Theoretical framework for spectrum analysis in ultrasonic tissue characterization. *J Acoust Soc Am*. 1983;73(4):1366-73. doi: 10.1121/1.389241

References

1. Bailey MR, Khokhlova VA, Sapozhnikov OA, Kargl SG, Crum LA. Physical mechanisms of the therapeutic effect of ultrasound (a review). *Acoustical Physics*. 2003;49(4):369-88. doi: 10.1134/1.1591291
2. Nahirnyak VM, Mast TD, Holland CK. Ultrasound-induced thermal elevation in clotted blood and cranial temporal bone. *Ultrasound Med Biol*. 2007;33(8):1285-95. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2007.02.005
3. Stauffer PR. Thermal therapy techniques for skin and superficial tissue disease. In: Ryan TP, editor. *Matching the Energy Source to the Clinical Need: A Critical Review*. Proc SPIE. 2000;10297. doi: 10.1117/12.37521.
4. Maev GR, editor. *Acoustical Imaging*. New York: Kluwer academic publishers/Plenum Press; 2002;26:9-25.
5. Pitt WG, Hussein GA, Staples B.J. Ultrasonic Drug Delivery - A General Review. *Expert Opin Drug Deliv*. 2004;1(1):37-56. doi: 10.1517/17425247.1.1.37.
6. Kim HC, Al-Mahrouki A, Gorjizadeh A, Sadeghi-Naini A, Karshafian R, Czarnota GJ. Quantitative Ultrasound Characterization of Tumor Cell Death: Ultrasound-Stimulated Microbubbles for Radiation Enhancement. *PLoS ONE*. 2014;9(7):e102343. doi: 10.1371/journal.pone.0102343
7. Weitz AC, Lee NS, Yoon CW, Bonyad A, Goo KS, Kim S, et al. Functional Assay of Cancer Cell Invasion Potential Based on Mechanotransduction of Focused Ultrasound. *Front Oncol*. 2017;7:1-13. doi: 10.3389/fonc.2017.00161
8. Kinsler LE, Frey AR, Coppens AB, Sanders JV. *Fundamentals of acoustics*. New York: John Wiley; 1982. 480 p.
9. Morse PM, Feshbach H. *Methods of theoretical physics*. Parts 1 and 2. New York: McGraw- Hill; 1953, p. 857-61.
10. Hill CR, Bamber JC, ter Haar GR, editor. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2th ed. England: John Wiley & Sons, Ltd; 2004. doi: 10.1002/0470093978.
11. Golyamin IP, redaktor. *Ul'trazvuk. Malen'kaya entsiklopediya [Ultrasound. Small Encyclopedia]*. Moskov: Sovetskaya Entsiklopediya; 1979. 480 s. (in Russian)
12. Naqvi J, Yap KH, Ahmad G, Ghosh J. Transcranial Doppler Ultrasound: A Review of the Physical Principles and Major Applications in Critical Care. *International Journal of Vascular Medicine [Internet]*. 2013 [cited Nov 10];2013:629378. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/ijvm/2013/629378/> doi: 10.1155/2013/629378.
13. Lizzi FL, Greenebaum M, Feleppa EJ, Elbaum M, Coleman DJ. Theoretical framework for spectrum analysis in ultrasonic tissue characterization. *J Acoust Soc Am*. 1983;73(4):1366-73. doi: 10.1121/1.389241

Відомості про авторів:

Нагірняк В.М.-к.фіз.-мат.н., доцент кафедри біологічної фізики і медичної інформатики Вищого державного навчального закладу України "Буковинський державний медичний університет", Чернівці

Сведения об авторе:

Нагірняк В.Н. - к.физ.-мат.н., доцент биологической физики и медицинской информатики Высшего государственного учебного заведения Украины "Буковинский государственный медицинский университет", Черновцы

Information about authors:

Nahirnyak V.M. - candidate of physical and mathematical sciences Department of biological physics and medical informatics Higher state educational establishment "Bukovinian State Medical University", Chernivtsi

*Стаття надійшла до редакції 5.11.2017
Рецензент – проф. В.І.Федів
© В.М.Нагірняк, 2017*