

эргономичности работы данный комплекс должен включать беспроводную коммутацию и телеметрический модуль для работы в единой сети медицинского учреждения.

Ключевые слова: реография, электрокардиография, фотоплетизмография, диагностика, сердечно-сосудистая система.

O.V. Osadchy, E.O. Tkachenko, M.V. Filippova

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

COMPLEX FOR AMBULATORY DIAGNOSIS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

In this paper the methods of studying the cardiovascular system, and identified the most effective methods for the examination of patients in outpatient settings, as well as to control the dynamics and effectiveness study of the therapeutic process. Revealed that the most appropriate for these purposes to use complex consisting of rheograph (which includes all methods rheography), electrocardiograph and photoplethysmograph. For ergonomic work this package should include switching and wireless telemetry module for a single network of medical institutions

Keywords: rheography, electrocardiography, fotopletyzmohrafy, diagnosis, cardio-vascular system.

*Надійшла до редакції
18 квітня 2011 року*

УДК 615.837.3

ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ВПЛИВУ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛУ НА БІОЛОГІЧНІ СТРУКТУРИ

Терещенко М.Ф., Кирилова А.В.

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

Розглянуто параметри моделювання фізико-біологічних процесів впливу ультразвуку на біологічну мембрану і розроблений кількісний метод оцінки якісних процесів під час терапевтичної процедури. Проведено дослідження впливу ультразвукового сигналу на біологічні структури. Встановлена функціональна залежність комплексного параметру впливу ультразвуку, як функції між основними параметрами ультразвукового сигналу та змінами, що відбуваються в опроміненій клітині, такими як: товщина мембрани клітини, зміни температури та концентрації. Розроблений метод кількісної оцінки ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури, що враховує основні зміни в клітині під час процедури УЗТ.

Ключові слова: параметри ультразвуку, мембрана, клітина.

Вступ

Центральною проблемою вдосконалення приладів ультразвукового (далі УЗ) терапевтичного напрямку незмінно лишається питання контролю дозування УЗ під час процедури. Дане питання має два основні напрямки: гарантований контакт випромінювача з біологічною тканиною та метод оцінювання впливу УЗ сигналу на біологічні тканини. В попередніх роботах було запропоноване технічне рішення, що гарантує дозований акустичний контакт [1] та показано, що зміна проникності клітинних мембран - універсальна реакція на УЗ вплив, незалежно від того, який з чинників ультразвуку, що діє на клітину, превалює в тому чи іншому випадку [4].

При дослідженні та опису руху комплексів через мембрану розглядають процес переміщення комплексів всередині мембрани або як дифузійний рух через ізотропне середовище, що характеризується відповідним коефіцієнтом дифузії, або як проходження через одиночний потенційний бар'єр їх особливої форми [3]. Наразі відсутня комплексна оцінка процесів, що виникають в клітині, при зміні проникності під впливом УЗ хвиль.

Постановка задачі

Процес дії ультразвукового сигналу на організм є складним та багатограним. Дослідження та отримання адекватних математичних моделей біофізичних процесів впливу та дії параметрів ультразвукових коливань на біологічну тканину є основою для розробки нової терапевтичної ультразвукової апаратури, підвищення ефективності її роботи та удосконалення сучасних методів і принципів проектування приладів даного класу.

Моделювання фізико-біологічних процесів впливу ультразвуку на біслойну мембрану і розробка кількісного методу оцінки якісних процесів під час процедури дасть змогу розробити адекватні фізичну і математичну моделі, щоб дослідити і відслідковувати в реальному часі перебіг фізичних процесів процедури ультразвукової терапії (УЗТ) та можливість корегувати параметри УЗ сигналу для отримання нормованої та запланованої дози ультразвуку.

Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини

В попередніх роботах [1, 4] було показано, що зміна проникності P клітинних мембран - універсальна реакція на УЗ вплив, незалежно від того, який з чинників ультразвуку, що діє на клітину, превалює в тому чи іншому випадку [4]. Тобто, $\bar{j}_{\text{кеф}} = \tilde{P} \cdot K \cdot \Delta c$ теоретично можна вважати чисельним методом, тобто кількісною оцінкою ефективності впливу УЗ на мембрану клітини.

Проникність мембрани залежить від коефіцієнта дифузії D і розподілу речовини γ між водною та ліпідною фазами і зменшується зі збільшенням товщини l

мембрани: $\tilde{P} = \frac{R \cdot T \cdot u \cdot \gamma}{l}$ [см/с]. Отже, потік речовини можна розрахувати, як

$\bar{j}_{\text{кеф}} = \frac{R \cdot T \cdot u \cdot \gamma}{l} \cdot K \cdot \Delta c$, де R – газова константа (8,31 Дж/(моль·К)), T – температура в Кельвінах, u - рухливості речовини в середовищі, γ - розподіл речовини між водною та ліпідною фазами, l - товщина мембрани, K - комплексний параметр впливу ультразвуку, Δc - різниця концентрацій по обидві сторони мембрани.

Коефіцієнт γ розподілу показує, яку частину концентрації у поверхні поза мембрани складає концентрація у поверхні мембрани.

Коефіцієнт γ розподілу показує, яку частину концентрації у поверхні поза мембрани складає концентрація у поверхні мембрани.

Процес зміни концентрацій $C_{10}(t)$ в самій мембрані товщиною l (рис.1) розраховується з формули:

$$C_{10}(t) = C_{00} \left(1 - e^{-\frac{t \cdot l}{\tau_m}}\right) \quad (1)$$

де t – час дифузії в мембрані, τ_m – стала для мембрани, C_{00} – концентрація речовини на поверхні мембрани.

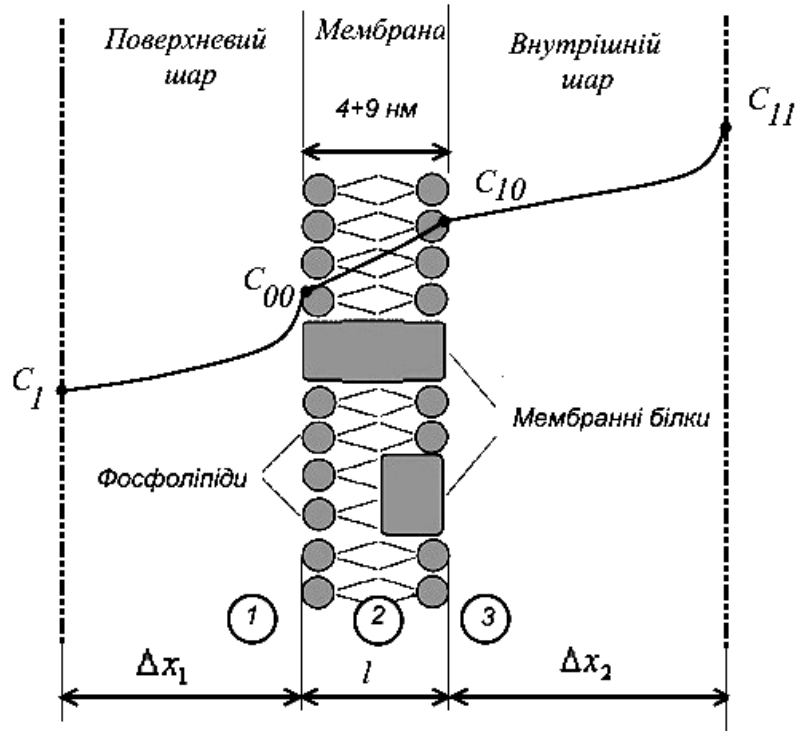


Рис.1. Профіль концентрації рідини, що проникає через ліпідну біслоюну мембрану, в самій мембрані та в примембранних прошарках: Δx_1 , Δx_2 - ефективна товщина примембранних прошарків по обидві сторони мембрани, l - товщина мембрани; $c_1 - c_{11}$ - концентрація проникаючої через мембрану рідини в глибині розчинів, розділених мембраною. Нумерація в нижній частині вказує на послідовність стадій дифузії речовини через мембрану.

З формули (1) отримаємо:

$$t = \frac{-\tau_m \cdot \ln\left(1 - \frac{c_2}{c_1}\right)}{l}, \quad (2)$$

де $\frac{C_1}{C_2}$ - відношення концентрації по різні сторони мембрани, отримане з рівняння Нернста.

З (2) можна зробити висновок, що значення ефективного часу випромінювання це функція, що залежить від товщини l мембрани:

$$t = F(l), \quad (3)$$

залежність якої можна умовно позначити як параметр K_l , що входить у комплексний параметру впливу ультразвуку K .

Розглянемо клітину з точки зору молекулярно-кінетичної теорії (МКТ) [7].

За законом розподілу середня повна енергія молекули дорівнює:

$$\langle \varepsilon \rangle = \frac{i}{2} k \cdot T, \text{ де } i - \text{число ступенів свободи молекули, } k - \text{постійна Больцмана.}$$

Відповідно до теорії МКТ одноатомна молекула має 3 поступальні ступені свободи: $i = 3$.

Тобто кількість енергії до початку застосування ультразвуку: $\langle \varepsilon \rangle_1 = \frac{3}{2} k \cdot T_1$.

Активний транспорт, що супроводжується зростанням енергії, не може йти довільно, а тільки за рахунок витрат енергії Гіббса [5]. Тобто, при перенесенні одного моля речовини з боку мембрани з малою концентрацією C_1 на бік з більшою концентрацією C_2 треба затратити роботу, рівну зміни вільної енергії Гіббса [3]:

$$\Delta G = R \cdot T \cdot \ln \frac{C_2}{C_1} \approx 0.863T \cdot \lg \frac{C_2}{C_1}. \quad (4)$$

Така робота повинна виконуватися внаслідок сполученого процесу, що виділяє енергію.

Направлена до мембрани УЗ хвиля також має свою енергію, яка буде витрачена на активний транспорт в мембрані. Поглинена речовиною, зокрема біологічними середовищами, ультразвукова енергія виділяється також у вигляді тепла, що призводить до підвищення температури речовини. Експериментально підвищення температури в тканинах спостерігали багато авторів [2, 5, 7], проте результати їх досліджень суттєво різняться, що може бути обумовлено нерівномірністю ультразвукового поля різних випромінювачів, різними ступенем неоднорідності досліджуваних тканин, різними умовами розсіювання теплоти. Якщо температура біологічної тканини в ультразвуковому полі не перевищує 42...43 °С, то морфологічні зміни в ній не спостерігаються навіть після 8-ми годинного опромінення [2]. Отже, роботу, затрачену клітиною на активний транспорт, можна виконати внаслідок енергії УЗ, яка підводиться до БО.

Визначимо енергію хвилі. Згідно законів біофізики, ультразвук у м'яких тканинах тварин, що містять до 75% води, поширюються, в основному, як повздовжні хвилі [2]. Для пружного середовища сумарна середня щільність енергії W хвилі визначається як [6]:

$$\langle W \rangle = \frac{\rho \cdot A^2 \cdot \omega^2}{2}, \quad (5)$$

що пропорційна квадрату амплітуди хвилі A і квадрату її частоти ω .

Середній (у часі) потік енергії S дорівнює добутку середньої густини енергії на швидкість хвилі:

$$\langle S \rangle = c \cdot \langle W \rangle, \quad (6)$$

де швидкість поширення ультразвукової хвилі розраховується: $h = c / f$, тобто

$$c = h \cdot f, \quad (7)$$

де h – довжина хвилі, f – частота коливання.

Таким чином, враховуючи рівняння (5), (6) та (7), потік енергії дорівнює:

$$\langle S \rangle = h \cdot f \cdot \frac{\rho \cdot A^2 \cdot \omega^2}{2}. \quad (8)$$

Розглянемо інтенсивність I хвилі, яка чисельно дорівнює енергії, яку переносить хвиля за одиницю часу через одиничну площадку, перпендикулярну до напрямку поширення хвилі.

$$\langle I \rangle = \frac{\rho \cdot A^2 \cdot \omega^2 \cdot V_\phi}{2}, \quad (9)$$

де V_ϕ – фазова швидкість хвилі.

Під час поширення плоскої хвилі за однакові проміжки часу в коливальний рух залучаються однакові об'єми середовища. Тому інтенсивність і амплітуда плоскої хвилі не змінюються під час її поширення, якщо в середовищі не відбувається розсіювання енергії, тобто перетворення енергії коливань в інші види енергії.

Фазова швидкість хвилі дорівнює: $V_\phi = c_c / n$, де c_c – швидкість ультразвукових коливань у повітрі, ($c_c = \text{м/с}$), n – показник заломлення клітини.

З огляду на формулу інтенсивності (8) та потік енергії (9) отримаємо:

$$\langle S \rangle = h \cdot f \cdot \frac{\langle I \rangle}{V_\phi}, \quad (10)$$

де $\langle S \rangle$ – потік енергії УЗ хвилі, $\langle I \rangle$ – інтенсивність.

Прирівняємо роботу (4), витрачену на примусовий транспорт молекул та іонів у клітині, і потік енергії УЗ хвилі (10): $\Delta G = \langle S \rangle$, тобто

$$R \cdot T \cdot \ln \frac{C_2}{C_1} = h \cdot f \cdot \frac{\langle I \rangle}{V_\phi}. \quad (11)$$

З формули (11) отримаємо значення температури T :

$$T = \frac{h \cdot f \cdot \langle I \rangle}{R \cdot V_\phi \cdot \ln \frac{C_2}{C_1}}. \quad (12)$$

Отже, швидкість проникнення молекул через мембрани істотно залежить від температури. Таку залежність, звичайно, розглядають як наслідок необхідності

подолання молекулою деякого потенційного бар'єру [3]. У нашому випадку, температура біологічної тканини при дії на неї ультразвуку є функцією від частоти та інтенсивності ультразвуку

$$T = F(f, \langle I \rangle), \quad (13)$$

залежність якої можна умовно позначити як коефіцієнт K_2 , що входить в комплексний параметр впливу ультразвуку K

$$u \cdot \gamma \cdot \Delta c = \beta \cdot \frac{c_1}{c_2},$$

де β – залежність, визначена експериментально.

Таким чином, враховуючи отримані теоретичні розрахунки виразів (3) та (13), комплексний параметр впливу УЗ - це величина, залежна від основних параметрів УЗ сигналу під час терапевтичної процедури: частота, інтенсивність, часу

$$K = F(f, \langle I \rangle, t). \quad (14)$$

Отже, використовуючи зміну мембранної проникності, як біологічний показник ефективності дії ультразвуку, та отриману функціональну залежність основних параметрів ультразвукового озвучування, комплексний параметр впливу K (14), можливо змоделювати запланований результат, що надасть змогу розробити математичну модель, що відслідковуватиме в реальному часі перебіг процедури УЗТ та корегуватиме параметри УЗ сигналу для отримання максимально запланованої дози ультразвуку.

Проаналізуємо отриманий комплексний параметр впливу K та побудуємо графік зміни відношення концентрації речовини по різні сторони мембрани залежно від часу процедури та інтенсивності ультразвуку.

Згідно рівняння (12) та (2):

$$\frac{C_2}{C_1} = \exp \left[\frac{h \cdot f \cdot \langle I \rangle}{R \cdot V_\phi \cdot T} \right], \quad (15)$$

де f , R , T , h – фіксовані значення ($f=0,9$ МГц, $R=8,31$ Дж/(моль·К), $T=20^0\text{C}$, $h=0,017$ м).

$$\frac{C_2}{C_1} = 1 - \exp \left[\frac{l \cdot t}{-\tau_m} \right]. \quad (16)$$

де l , τ_m - фіксовані значення ($l=10$ нм, $\tau_m=\text{const}$).

Згідно отриманого графіка по формулам (15) та (16) (рис.2, рис.3) часовий інтервал $0 < t < 10$ хв достатньо, для того щоб відношення концентрацій дорівнювало 1, тобто встановилась рівновага концентрацій по обидві сторони мембрани при примусовій дифузії. В той же час, при $t \rightarrow 10$ хв $I \rightarrow 0$, тобто реакція клітини буде в наявності лише, якщо зменшувати інтенсивність.

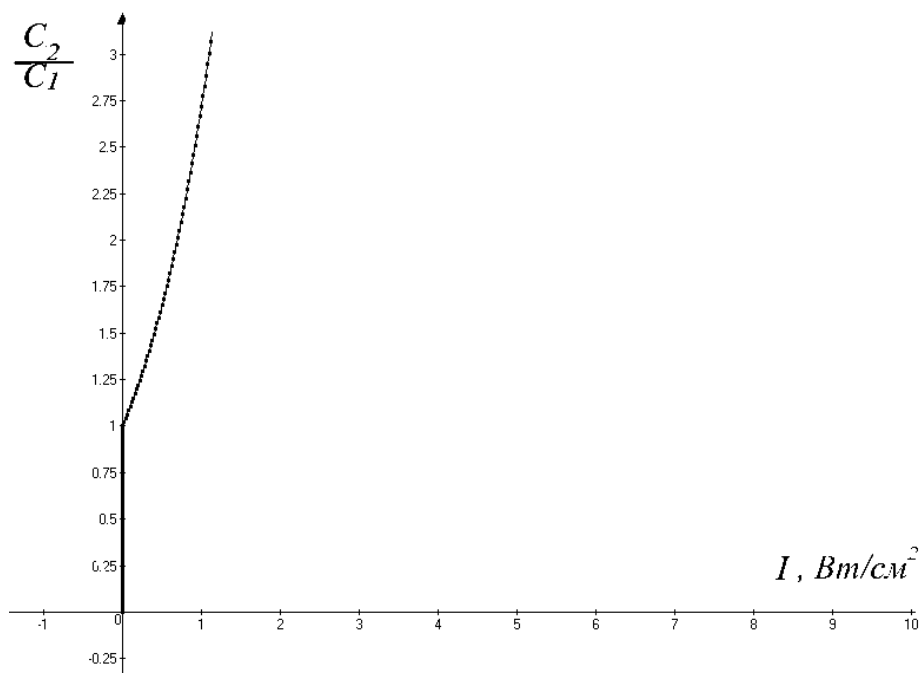


Рис.2. Графік залежності відношення концентрації по обидві сторони мембрани $\frac{C_2}{C_1}$ до інтенсивності УЗ I (Вт/см^2). Функція: $\frac{C_2}{C_1}(I) = \exp[I]$.

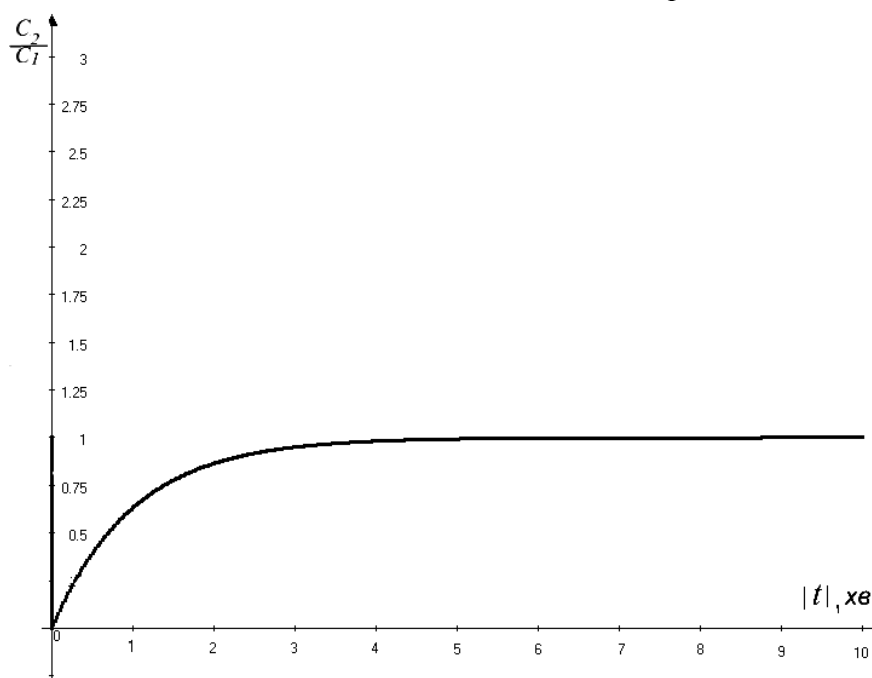


Рис.3. Графік залежності відношення концентрації по обидві сторони мембрани $\frac{C_2}{C_1}$ до часу опромінення t (хв). Функція: $\frac{C_2}{C_1}(t) = 1 - \exp[-t]$ (область відношення концентрації в примембранних шарах $0 < \frac{C_2}{C_1} < 1$).

Отримані результати аналізу підтверджуються даними експериментів інших авторів [2], що зведені у графік граничної кривої (рис.4). На графіку зображена одна з найбільш характерних реакцій клітини на ультразвуковий вплив (0,9 МГц; 0,2...0,5 Вт/см²; 5...30 с) і виникнення визванного потенціалу дії. Його виникнення має граничний характер, що залежить від інтенсивності та тривалості ультразвукового впливу.

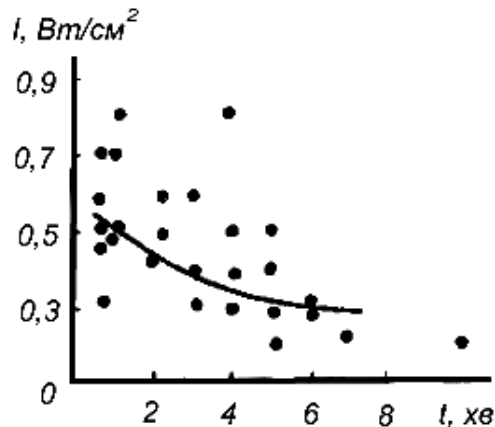


Рис.4. Гранична крива, що характеризує залежність виникнення біоелектричної реакції клітин ацетабулярії від інтенсивності та тривалості ультразвукового озвучування, де • - наявність реакції [2].

Отже, комплексний параметр впливу K – функція, що обмежує область значень інтенсивності ультразвуку та тривалості процедури, яка описує максимальний ефект дії ультразвуку на біологічні тканини.

Висновки

1. Встановлено функціональну залежність коефіцієнта впливу ультразвуку на озвучуванні біологічні структури, як функцію між основними параметрами ультразвукового сигналу та змінами, що відбуваються в опроміненій клітині, такими як: товщина мембрани клітини, зміни температури і концентрації та зміни часу дії.
2. Розроблений метод кількісної оцінки ефективності впливу ультразвуку на біологічні структури, що враховує основні зміни в клітині під час процедури УЗТ.
3. У подальших роботах будуть розглянуті та дослідженні особливості впливу ультразвукового сигналу на біологічну тканину при використанні комплексного параметра впливу як корегуючої функції основних параметрів ультразвуку.

Література

1. Терещенко М.Ф. Принципи побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів / М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2010. - Вип. 40. – С. 136-143.

2. Акопян Б.В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: Учеб. пособие / Б. В. Акопян, Ю.А. Ершов / Под ред. С.И. Щукина. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
3. Давыдов А. С. Биология и квантовая механика / А. С. Давыдов. – К.: Наук. думка, 1979. – 296 с.
4. Терещенко М. Ф. Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини. Частина 1 / М. Ф. Терещенко, А. В. Кирилова // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2010. - Вип. 39. – С.130-136.
5. Антонов В.Ф. Мембранный транспорт / В.Ф. Антонов // Соросовский образовательный журнал. - 1997. -- № 6. - С.14-20.
6. Ігнатенко В. М. Механічні коливання і хвилі: Конспект лекцій / В.М. Ігнатенко. - Суми: Вид-во Сум ДУ, 2007.- С. 89.
7. Фёдорова В. Н. Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами. Учебное пособие ГОУ ВПО «ММА им. И.М. Сеченова» / В. Н. Фёдорова, Е. В. Фаустов. –М.: «ГЕОТАР-Медиа», 2009 – 592 с.

References

1. Tereshchenko M. F. Principles of construction modern ultrasonic therapeutic devices / M. F. Tereshchenko, A. V. Kyrylova // Bulletin of National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”. Series INSTRUMENT MAKING. – 2010. – N. 40. - P.136-143. [ukr]
2. Akopjan B.V. Basic interactions of ultrasound with biological objects: ultrasound is in medicine, veterinary science and experimental biology: train aid / B. V. Akopjan, Ju.A. Ershov / under release S.I. Wukina. – М.: publishing house of MGTU named after N.Je. Bauman, 2005. – 224 pp. [rus]
3. Davydov A.S. Biology and quantum mechanics. - Kyiv:Naukova dumka, 1979. – 296 pp. [rus]
4. Tereshchenko M.F., Kyrylova A.V. Influence estimation of ultrasound on biological tissue // Bulletin of National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”. Series INSTRUMENT MAKING.– 2010.–N. 9.- P.130-136. [ukr]
5. Antonov V.F. Membrane transport / V.F. Antonov // Sorosovskij educational magazine. - 1997. - №6. – P.14-20. [rus]
6. Ignatenko V.M. Mechanical vibrations and waves: Compendium of lectures/ V.M. Ignatenko.- Sumi: publishing house of Sum DU, 2007.- P. 89. [ukr]
7. Fjodorova V.N. Medical and biological physics. Course of lectures with tasks. Train aid GPO «ММА im. I.M. Sechenova» / V.N. Fjodorova, E.V. Faustov. – М.: «ГЕОТАР-Медиа», 2009 – 592 с. [rus]

Н. Ф. Терещенко, А. В. Кириллова

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ВЛИЯНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛА НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ СТРУКТУРЫ

Рассмотрены параметры моделирования физико-биологических процессов влияния ультразвука на бислойную мембрану и разработан количественный метод оценки качественных процессов во время терапевтической процедуры. Установлена функциональная зависимость комплексного параметра влияния ультразвука как функции между основными параметрами ультразвукового сигнала и изменениями, происходящими в облученной клетке, такими как: толщина мембраны клетки, изменения температуры и концентрации. Разработан метод количественной оценки эффективности воздействия ультразвука на биологические структуры, учитывающей основные изменения в клетке во время процедуры УЗТ.

Ключевые слова: параметры ультразвука, мембрана, клетка.

M. F. Tereshchenko, A. V. Kyrylova

National Technical University of Ukraine 'Kyiv Polytechnic Institute', Kyiv, Ukraine

RESEARCH OF ULTRASOUND SIGNAL PARAMETERS INFLUENCE ON BIOLOGICAL STRUCTURES

Such problems as physical and biological modeling of processes that hold ultrasound influence on bilayer membrane and development of a numerical method of qualitative rating during the therapeutic procedure were submitted. Functional dependence of complex coefficient of ultrasound influence as function is set between the basic parameters of ultrasonic signal and changes in the exposed cell, such as: thickness of membrane of cell, changes of temperature and concentration. The method of quantitative estimation of efficiency of ultrasound influence on biological structures is worked out, taking into account basic changes in a cell during a procedure.

Keywords: ultrasound parameters, membrane, cell.

Надійшла до редакції

23 квітня 2011 року

УДК 615.849.19

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ІНТЕГРОВАНОГО КОГЕРЕНТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА ПОКАЗНИКИ КРОВІ ТЕЛЯТ

¹⁾Голопура С.І., ¹⁾Скиба О.О., ²⁾Дастжерді А.Х.М., ²⁾Клочко Т.Р., ²⁾Скицюк В.І.

¹⁾Національний університет біоресурсів і природокористування України, м. Київ, Україна,

²⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

У статті наведено результати експериментальних досліджень впливу інтегрованого випромінювання розроблених приладів на живі об'єкти на прикладі хворих тварин. Для лікування світловим випромінюванням інтегрованим були використані розроблені авторські фізіотерапевтичні прилади серії «ПРОМІНЬ-12». Показано, що подібні методики та апаратура можуть бути використані для лікування широкого спектру захворювань у галузі ветеринарної медицини. Режим роботи лазерних випромінювачів є оптимізованими для регенерації біологічних структур, зокрема крові, а також імунних функцій організму. Для удосконалення наведених методів впливу та застосування приладів необхідні подальші дослідження з метою створення режимів інтегрованого впливу поширеного діапазону частот електромагнітного випромінювання.

Ключові слова: інтегроване світлове випромінювання, біологічні об'єкти, фізіотерапевтичні прилади.

Вступ. Постановка задачі

Найбільш важливим аспектом при застосуванні фотомедичних приладів, зокрема з використанням лазерів, для опромінення біологічних тканин є виявлення практичної значущості принципу резонансного поглинання, перевірка можливості селективного пошкодження внутрішньоклітинних метаболітів, у тих випадках, коли їх абсорбційні максимуми співпадають з довжиною хвилі випромінювання.

Вплив електромагнітного випромінювання на живі біологічні об'єкти супроводжується зміною структурного складу біологічної тканини, зміною енер-