

- [5] В.В. Швидкий та М.Ф. Терещенко, “Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, т. 546 № 2), с.111- 117, 2017.
- [6] Г.С. Тимчик, А.М. Матвієнко, М.Ф. Терещенко та С.М. Матвієнко, “Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора”, *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, № 4, с. 121–130, 2017.
- [7] W. Wójcik, S. Pavlov and M. Kalimoldayev, *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, *Balkema book*, 336 Pages, 2019. <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618
- [8] С.В. Павлов, В.П. Кожем’яко, П.Ф. Колісник та ін., *Фізичні основи біомедичної оптики : монографія*, Вінниця : ВНТУ, 2010. – 155 с.

УДК 615.849.1

АЛГОРИТМ КЕРУВАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО АПАРАТУ

Шалімов В. В, Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua , sova.vowa2015@gmail.com

Ультразвукові терапевтичні апарати (УТА) мають великий попит на ринку послуг охорони здоров’я та перспективи для розвитку в медичній практиці [1]. Використання УТА допомагає в пришвидшенні зрощування кісткових тканин, лікуванні поверхневих м’язів, лікуванні судинних порушень та багато іншого [2]. Саме тому потрібні системні алгоритми керування такими апаратами. Особливо ця потреба стосується автоматизованих ультразвукових терапевтичних апаратів (АУТА). Так як алгоритм буде відрізнятися в залежності від їх призначення, у цій публікації приведений розроблений алгоритм керування АУТА для визначення проникнення параметрів ліків в біологічну тканину [3].

Використання АУТА для введення ліків в біологічну тканину та визначення параметрів проникнення, по суті є неінвазійним методом введення препаратів у тканини тіла (ультрафонофорез), та з можливістю оцінки їх глибини проникнення, значно підвищує ефективність використання трансдермальних методів введення [4]. Проте, при цьому, потрібна досить висока точність при підрахунках та розрахунках глибини проникнення, щоб достовірно оцінити ефективність процедури та якість досягнутого в терапії [5]. Для розрахунку глибини розповсюдження ліків, при трансдермальному введенні, потрібно враховувати багато факторів які можуть впливати на цей процес та мати чіткий алгоритм керування для підвищення якості дослідження [6].

Такий алгоритм роботи спеціалізованого АУТА спочатку визначає формули для виміру значень глибини h та швидкості v дисперсії лікарського засобу в біологічну тканину (БТ) [7]. Значення дисперсії глибини h та швидкості v є

результатом вимірювання Δh та Δv , звертаючи увагу на всі ймовірні похибки, вади з розрахунками та інші невизначеності. При проведенні фізіотерапевтичної процедури важливим є і значення температур біологічної тканини до та після дії ультразвуку та зовнішнього середовища, тому для покращення точності обрахунків слід проводити вимірювання при визначеній температурі T біологічної тканини [8].

Визначення дисперсії D_1 глибини h проникнення лікарського засобу, без впливу ультразвуку (інтенсивність $I=0$), при визначеній температурі T_i виконується за формулою (1):

$$D_1 = S_1^2 = \frac{\sum_{(i=1)}^N (X_i - X)^2}{N_1 - 1} \quad (1)$$

де S_1 – середньоквадратичне відхилення виміряних значень глибини проникнення; N_1 – кількість дослідів; X_i – значення досліджуваного параметру виміряних значень глибини проникнення; X – середнє арифметичне виміряних значень глибини проникнення.

Тоді електрична провідність g БТ визначається як $g = \frac{l}{R * S}$, (2)

де l – довжина зразка, S – площа поперечного перерізу досліджуваного зразка, R – електричний опір біоструктури.

Електрична провідність g° , під час впливу ультразвуку, визначається за формулою (3):

$$g^\circ = \frac{l}{R * S} \quad (3)$$

Різниця електричної провідності Δg обраховується як (4):

$$\Delta g = g - g^\circ \quad (4)$$

Дисперсія $\overline{D_2}$ глибини проникнення лікарського засобу, під час впливу ультразвуку (інтенсивність $I \neq 0$), при визначеній температурі T_i визначається наступною формулою:

$$D_2 = S_2^2 = \frac{\sum_{(i=1)}^N (X_{i2} - X_2)^2}{N_2 - 1}, \quad (5)$$

де S_2 – середньоквадратичне відхилення виміряних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку; N_2 – кількість дослідів під час дії ультразвуку; X_{i2} – значення досліджуваного параметру виміряних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку; $\bar{X}_2$ – середнє арифметичне виміряних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку.

Значення різниці дисперсії ΔD визначають за формулою (6):

$$\Delta D = D_1 - D_2 \quad (6)$$

Швидкість $\bar{V}$ зміни дисперсії визначається за формулою (7):

$$V = \Delta D / \Delta t, \quad (7)$$

Δt – значення часу зміни різниці дисперсій.

Електрична провідність g , без дії ультразвуку, визначається за формулою (2).

Таким чином по значенням різниці дисперсії $\Delta D(6)$ та швидкості V зміни дисперсії (7) і різниці електричної провідності Δg (4) визначається фізіологічний стан досліджуваної біологічної тканини.

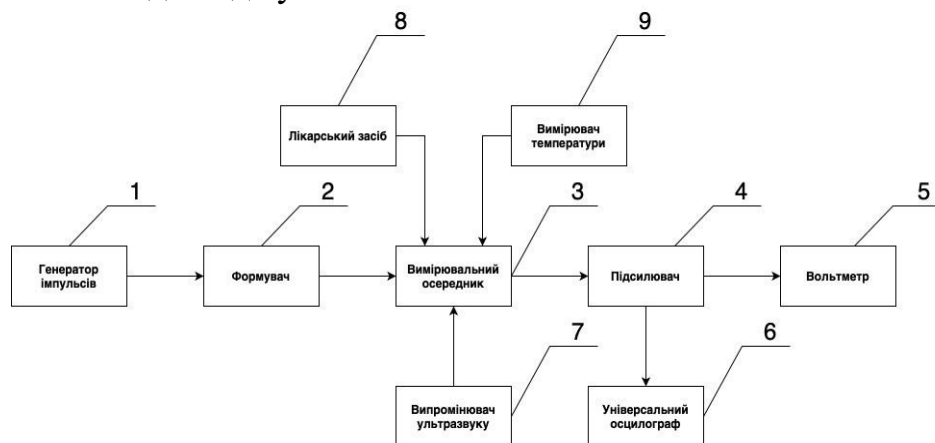


Рис. 1. Установа виміру параметрів проникнення ліків в біологічну тканину з АУТА

На схемі (рис. 1.) зображена блок-схема установки з АУТА, де: 1 – генератор імпульсів; 2 – формувач сигналу з комбінованими електродами; 3 – вимірювальний пристрій – осередок для біологічної структури; 4 – підсилювач; 5 – вольтметр; 6 – універсальний осцилограф; 7 – випромінювач ультразвуку АУТА; 8 – лікарський засіб; 9 – вимірювач температури.

Виходячи з цього, алгоритм роботи установки з АУТА бути виглядати наступним чином: лікарський засіб 8 наноситься на біологічну тканину (БТ) та вимірюється термодатчиком 9, для більшої точності обрахунків; електричний сигнал змінного гармонійного струму виходить з генератора імпульсів та подається на генератор сигналів 2, звідки згенерований сигнал йде до вимірювального осередка 3, в якому закріплена БТ та по ній протікає електричний струм. Підсилювач 4 підсилює й стабілізує вихідний сигнал. На вимірювальний пристрій-осередок 3 подається зондуючий струм, де відбувається вимірювання температури 9 і параметри струму, після чого сигнал підсилюється у підсилювачі 4 та подається до вольтметра 5, де визначається значення електричного опору та напруги. Осцилограф 6 вимірює амплітуду і фазу сигналу, а також фіксує його форму. Для збільшення точності, виміри глибина і швидкість проникнення препарату в БТ залежать від часу і температури біологічної тканини T_{oi} . Такий алгоритм роботи виконується під час дії ультразвуку на БТ та без дії ультразвуку. Це дозволяє виміряти ефективність дії ультразвуку. Вимірявши швидкість проникнення препаратів даним алгоритмом, АУТА можуть збільшувати, або зменшувати свою інтенсивність, в залежності від лікування та поставленої задачі.

Алгоритм, зображений на діаграмі, розпочинається з ініціалізації АУТА, де встановлюються початкові параметри для подальшої роботи. Після цього відбувається перевірка стану АУТА; якщо установка не працює, алгоритм переходить до етапу включення живлення і повторної перевірки стану. Це забезпечує, що установка з АУТА готова до роботи перед тим, як перейти до наступного кроку.

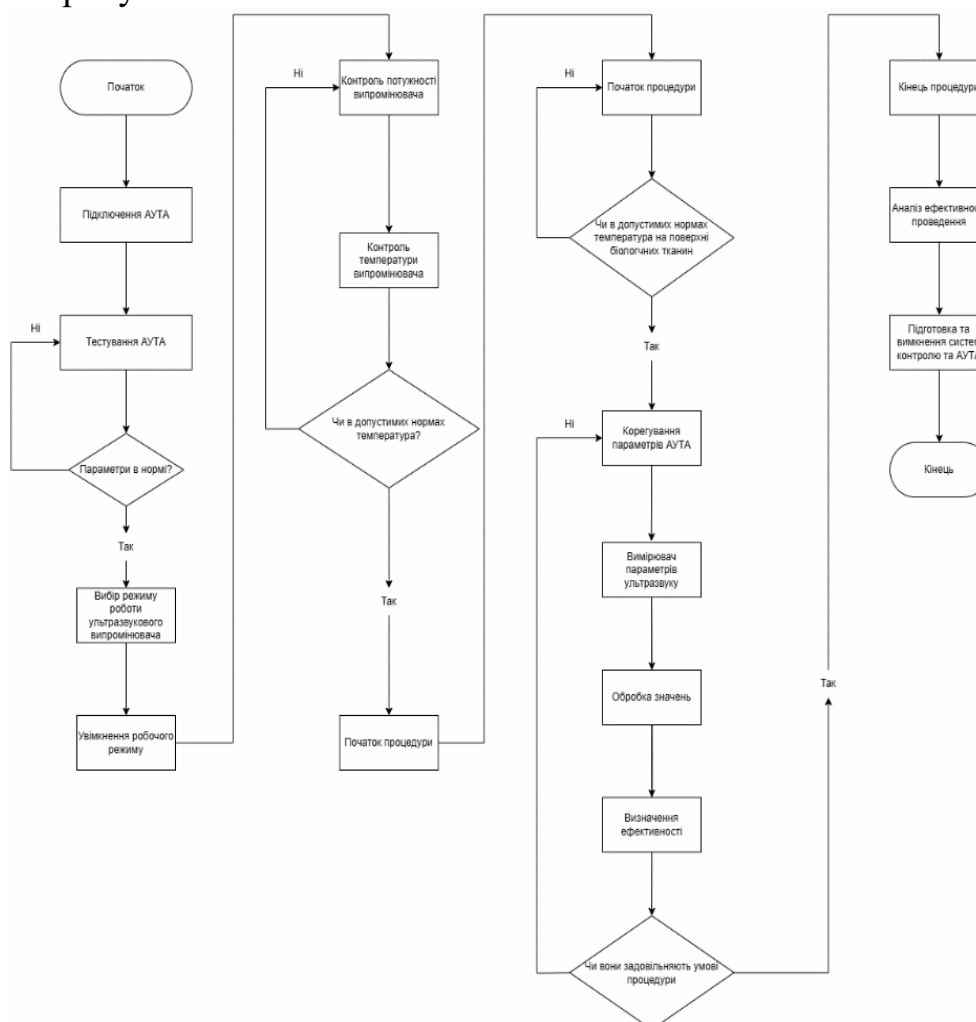


Рис. 2. Алгоритм роботи АУТА

У разі, коли установка з АУТА працює коректно, алгоритм переходить до контролю температурного режиму. Якщо умови в межах норми, температурний режим не змінюється. Проте, при виявленні проблем з температурою, запускається процедура корекції параметрів системи для підтримки оптимального режиму роботи, що включає регулювання температури для забезпечення стабільності та ефективності установки з АУТА.

Результатом дослідження даної публікації став алгоритм керування автоматизованого ультразвукового терапевтичного апарату. Було визначено основні формули для правильного, та більш точного виміру проникності ліків у БТ, що дозволяє точніше керувати установкою з АУТА. Запропоновано структуру для визначення глибини проникнення препаратів під дією

ультразвукового випромінювання. Розроблено алгоритм роботи АУТА для покращення ефективності та достовірності роботи.

Ключові слова: ультразвукова терапія, трансдермальне введення ліків, алгоритм керування автоматизованих ультразвукових терапевтичних апаратів.

Література

- [1] С. Б. Паньков та М. Ф. Терещенко, “Залежність параметрів проникнення фармакологічних препаратів у біологічну тканину від дії ультразвукових коливань різної інтенсивності”, *Вчені записки Таврійського національного університету ім. В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*, т. 29(68), №4, ч.1, с. 61-66, 2018.
- [2] L. Feng, M. Rajchl, J. White, A. Goela, and T. Peters, “Generation of Synthetic 4D Cardiac CT Images for Guidance of Minimally Invasive Beating Heart Interventions”, in *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, vol. 7915, pp. 11–20, 2013.
- [3] М.Ф. Терещенко та А.В. Кирилова, “Оцінка впливу ультразвукового сигналу на біологічні тканини. Частина 1”, *Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування*, вип. 39, с. 130-136, 2010.
- [4] L. E. Dolotov, Y. P. Sinichkin, V. V. Tuchin, S. R. Utz, G. B. Altshuler, and I. V. Yaroslavsky, “Design and Evaluation of a Novel Portable Erythema-Melanin-Meter”, *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 34, pp. 127-135, 2004.
- [5] S. Matvienko, V. Shevchenko, M. Tereshchenko, A. Kravchenko, and R. Ivanenko, “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method”, *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, vol. 1/5 (103), pp. 19–29, 2020, doi: 10.15587/1729-4061.2020.193429.
- [6] W.-F. Cheong, S. A. Prahl, and A. J. Welch, “A Review of the Optical Properties of Biological Tissues”, *IEEE Journal of Quantum Electronics*, vol. 26, no. 12, pp. 2166-2185, 1990.
- [7] O. Yanenko, K. Shevchenko, T. Klochko, R. Tkachuk, and V. Kuz, “Computerized Radiometric System for Measuring Microwave Radiation of Biological Objects”, *CEUR Workshop Proceedings*, vol. 3628, pp. 483–490, 2023. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3628/short25.pdf>
- [8] “Enraf-Nonius Sonopuls 490”, *ManualsLib*. [Online]. Available: <https://www.manualslib.com/manual/1441190/Enraf-Nonius-Sonopuls-490.html>

УДК 615.849.11

АЛГОРИТМИ РОБОТИ КОМП’ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО БІОМЕДИЧНОГО КОМПЛЕКСУ

Дейнеко Б. С., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: bogdandeyneko08@gmail.com, agfarkpi@i.ua

На сьогодні в фізіотерапії використовується різноманітні методи та засоби ультразвукової терапії (УЗТ) [1-2]. Дозволяючи лікувати захворювання, такі як захворювання опорно-рухової системи, спортивні травми, ревматизм та інші, без необхідності хірургічного втручання, апарати ультразвукової терапії мають великий попит на ринку послуг охорони здоров’я та перспективи для розвитку в сучасній медичній практиці [3-4].