

DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.2.167537

УДК 617.3:519.2

А.Ю. Кравченко*, М.Ф. Терещенко, С.П. Вислоух, Г.С. Тимчик

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

*corresponding author: tol890@ukr.net

МОДЕЛЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЯ НА РОБОЧІЙ ПОВЕРХНІ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВИПРОМІНЮВАЧА

Проблематика. Важливе місце серед методів лікування у фізіотерапії займає лікування ультразвуком. Процес ультразвукової терапії полягає у контактній взаємодії ультразвуку з ультразвукового випромінювача з поверхневими шарами шкіри. Тому безпека пацієнта при виконанні цієї процедури є домінуючим фактором. Під час ультразвукової дії на біологічну тканину ультразвуковий випромінювач нагрівається. Діапазон нагріву ультразвукового випромінювача визначається вимірюванням і контролем значень температури. При проведенні процедури ультразвукової терапії проблематичним є вимірювання температури випромінювача безпосередньо перед п'єзоелементом на зовнішній контактній поверхні, яка своєю чергою має найбільші значення температури серед усієї робочої поверхні.

Мета дослідження. Розробка математичної моделі, що дає змогу за значеннями температури від периферійних частин робочої поверхні ультразвукового випромінювача отримувати значення температури центральної частини його робочої поверхні.

Методика реалізації. При дослідженні було застосовано метод рандомізації експерименту, теорію обробки експериментальних даних, апарат регресійного аналізу, що дало можливість розробити математичну модель та оцінити її адекватність і похибки. В ході дослідження було визначено основні значення температури в точках на робочій поверхні ультразвукового випромінювача, які було застосовано при аналізі експериментальних даних і визначенні коефіцієнтів регресії математичної моделі.

Результати дослідження. Аналіз експериментальних даних і регресійний аналіз отриманих значень температури робочої поверхні випромінювача показали, що існує істотна математична залежність між температурою в центральній частині випромінювача та у периферійних його частинах. Цю математичну залежність встановлено, серед інших основних залежностей, а також виконано її перевірку й розраховано похибки.

Висновки. Розроблено математичну модель та оцінено значення температури на робочій поверхні ультразвукового випромінювача, що дає можливість успішно використовувати їх при розробці нових ультразвукових випромінювачів для ультразвукової терапії.

Ключові слова: ультразвук; ультразвукова терапія; математична модель; температура; ультразвуковий випромінювач.

Вступ

Застосування апаратів ультразвукової терапії (УЗТ) досить поширене у фізіотерапевтичній практиці для лікування захворювань і реабілітації [1–4]. Процес лікування ультразвуком полягає як у контактному впливі – безпосередньо випромінювач – біологічна тканина, так і через пружне середовище (дистильована вода та інші, в діапазоні інтенсивностей до 3,0 Вт/см²) на проекцію цільової ділянки до поверхні шкіри на тілі пацієнта [4, 5]. Також поширене застосування апаратів УЗТ із комбінацією медикаментозного лікування, що полягає у попередньому нанесенні лікувального препарату на цільову ділянку поверхні шкіри із подальшим проведенням процедури УЗТ. Застосування такого підходу сприяє передачі лікарського засобу через шкіру вглиб тканин під

впливом ультразвуку [6, 7]. Така процедура ультрафонофорезу дає змогу досягати лікувального ефекту не тільки за рахунок впливу власного ультразвуку, але й за рахунок введеного лікарського препарату на задану глибину.

Процес перетворення електричної енергії на акустичну енергію ультразвуку в апаратах УЗТ відбувається переважно за рахунок п'єзо ефекту при коливанні кристалів п'єзоелемента [8]. Відповідно, кристал п'єзоелемента не всю електричну енергію перетворює в акустичну – істотна частина електричної енергії перетворюється в тепло нагріву самого п'єзокерамічного кристала і навколишнього простору [1]:

$$E_e(t) = E_a(t) + E_T(t),$$

де $E_e(t)$ – електрична енергія, яка підводиться до п'єзоелемента; $E_a(t)$ – акустична енергія

п'єзокристалу; $E_T(t)$ – теплова енергія в зоні п'єзокристалу.

Це своєю чергою може призводити до підвищення температури зовнішніх частин робочої поверхні самого ультразвукового (УЗ) випромінювача, який містить, крім інших частин, і сам п'єзоелемент. Однак надмірне підвищення температури робочої поверхні випромінювача є небажаним у процесі його експлуатації (понад 42 °С), оскільки потенційно може призвести до перегріву біологічних тканин, з якими він безпосередньо взаємодіє. Як наслідок, це може викликати дискомфорт пацієнта, больові відчуття в області контакту із поверхнею випромінювача. Так, не всі пацієнти, з огляду на стан свого здоров'я, вік або ж психоемоційний стан, можуть повідомити про свої відчуття дискомфорту (або ж больові відчуття) в зоні УЗ-впливу. Цю проблему було досить широко вивчено в [9–16]. Однак у зазначених роботах ця проблема досліджується для УЗ-випромінювачів, що призначені для діагностики, і проблема надлишкового нагріву фізіотерапевтичних випромінювачів недостатньо повно представлена в літературі. В нашій роботі розглядається проблема нагріву УЗ-випромінювача для терапевтичного застосування у фізіотерапії.

Для дослідження характеру нагріву було вибрано УЗ-випромінювач [1], у центральній частині робочої поверхні якого міститься п'єзоелемент (закріплений на внутрішній частині металевій пластині), а у периферійних частинах його робочої поверхні розміщені термодатчики. Проблема при виконанні процедури УЗТ полягає в тому, що при контакті робочої поверхні випромінювача із поверхнею тіла пацієнта значення температури центральної частини його робочої поверхні, яка при нагріві має найвищу температуру, залишається недоступним для вимірювання безпосередньо у цій області, яка і є суттєво важливою у питанні надлишкового нагріву УЗ-випромінювача. Тому для вирішення проблеми побічного нагрівання УЗ-випромінювача запропоновано використовувати дані на периферійній частині робочої поверхні випромінювача та встановити математичні залежності, які дадуть можливість отримати розрахункові значення центральної частини УЗ-випромінювача. У результаті підвищиться рівень безпеки для пацієнта.

Постановка задачі

Завданням роботи є встановлення математичної залежності, на основі експериментальних даних, між значеннями температури робочої поверхні ультразвукового терапевтичного випромінювача, у центральній та на периферійних його частинах у заданих точках.

Виклад основного матеріалу дослідження

Значення зростання градієнта $\Delta T = T - T_0$ поточної T і початкової T_0 температур перетворювача та його швидкості $\Delta T/\Delta t$ за час $\Delta t = t - t_0$, яке він може передати, можна описати, знаючи значення теплоємності C перетворювача [5]:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P_t}{mC}, \quad (1)$$

де m – маса перетворювача, а P_t – потужність, розсіяна в ньому. Позначимо швидкість зростання температури V_T робочої поверхні як

$$V_T = \frac{\Delta T}{\Delta t}.$$

Відношення $\Delta T/\Delta t$ є швидкістю зростання градієнта температури робочої поверхні УЗ-випромінювача, що складається не тільки з п'єзоелектричного перетворювача, а ще і з корпусних, конструкційних деталей, шарів, що узгоджують акустичний опір, кріпильних елементів та інших частин, кожна з яких своєю чергою має власну теплоємність [9, 10]. І кожен із цих компонентів буде брати участь у теплообміні (в разі зміни температури п'єзоелемента) залежно від його власної теплоємності [8]. На температуру робочої поверхні УЗ-випромінювача впливатиме кожен компонент, що входить до його складу [13]. Для спрощення, в цьому випадку, покладемо, що УЗ-випромінювач являє собою квазіоднорідний об'єкт з точки зору теплообміну. В такому випадку припустимо, що нагрівання відбувається в пластині з масою m і площею S , що відповідає площі перетворювача $S = \pi r^2$, де r – радіус робочої поверхні випромінювача. Тоді, з урахуванням викладеного вище, переписемо рівняння (1) у вигляді

$$V_T = \frac{P_t}{\pi r^2 d \rho C}, \quad (2)$$

де d і ρ – ефективна товщина і щільність наведеної конструкції перетворювача. Коефіцієнт корисної дії η перетворювача дорівнює відношенню акустичної потужності P_a до загальної електричної потужності P :

$$\eta = \frac{P_a}{P}.$$

При цьому параметр ефективності п'єзоелемента позначимо ε , що визначається як відношення загальної електричної потужності P до виділеної акустичної потужності P_a під нормальним акустичним навантаженням, яке фактично є оберненою величиною до коефіцієнта η корисної дії. В такому випадку отримаємо вираз

$$\varepsilon = \frac{1}{\eta}. \quad (3)$$

Частина миттєвої потужності P_t перетворювача та швидкості зростання температури V_T витрачається на розсіювання і нагрів:

$$P_t = P - P_a = P_a \left[\left(1 - \frac{1}{\eta} \right) / \frac{1}{\eta} \right],$$

$$V_T = P_a \left[\left(1 - \frac{1}{\eta} \right) / \frac{1}{\eta} \right] = P_a (\eta - 1).$$

Тоді перетворимо рівняння (2) з урахуванням рівняння (3) і отримаємо закономірність швидкості зростання температури:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P_a}{\pi r^2} \frac{\left(1 - \frac{1}{\eta} \right)}{\frac{1}{\eta} d \rho C} = I \frac{\left(1 - \frac{1}{\eta} \right)}{\frac{1}{\eta} d \rho C},$$

де $I = P_a / \pi r^2$ – просторова середня акустична інтенсивність ультразвуку поблизу робочої поверхні випромінювача.

У разі якщо УЗ-перетворювач працює в повітряному середовищі, без контакту з біологічною тканиною (акустичне навантаження), то миттєва потужність P_t акустичної енергії становить

$$P_t \approx P = \frac{P_a}{\varepsilon} = \eta P_a,$$

і в цьому випадку швидкість зростання температури буде

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P_a}{\pi r^2} \frac{1}{\frac{1}{\eta} d \rho C} = I \frac{1}{\frac{1}{\eta} d \rho C}. \quad (4)$$

Таким чином, для перетворювача, що працює в повітряному середовищі, значення швидкості нагріву збільшується в $1/(1-\varepsilon)$ разів порівняно зі швидкістю, коли перетворювач працює з біологічною тканиною при нормальному акустичному навантаженні.

У разі коли процес виділення теплової енергії відбувається за рахунок нагріву п'єзоелемента, вираз (4) можна перетворити з урахуванням того, що товщина п'єзоелемента d пов'язана з його резонансною частотою f співвідношенням [8]

$$d = v/2f,$$

де v – швидкість поширення коливань у матеріалі п'єзоелемента. Тоді отримаємо залежність швидкості зростання температури:

$$V_T = I \frac{2f}{\frac{1}{v \rho C}} = I \frac{2\eta f}{v \rho C}.$$

Отже, на основі отриманої закономірності можна стверджувати, що швидкість збільшення температури в матеріалі УЗ-перетворювачів буде приблизно однаковою, якщо вони працюють зі стабільною частотою та інтенсивністю [10].

Оскільки акустичний опір повітряного середовища більший, ніж у біологічних тканин, то моделювання процесу роботи УЗ-перетворювача проведемо в повітряному середовищі, щоб сильніше проявити характер якнайшвидшого нагріву випромінювача.

Процес випробування та вимірювання проводився таким чином: після вмикання дослідного зразка апарата УЗТ (рис. 1), випромінювача (рис. 2) (у повітряному середовищі) впродовж однієї хвилини одразу виконувалися вимірювання температури в контрольних точках на його робочій поверхні (рис. 3), після чого знову вмикався випромінювач і вимірювання повторювались. Саме такий алгоритм був вибраний, щоб знизити ризик пошкодження самого УЗ-випромінювача і водночас отримати об'єктивні дані про стан підвищення температури на його поверхні. Черговість вимірів у точ-

ках було виконано з урахуванням процедури рандомізації для зменшення впливу випадкових похибок.

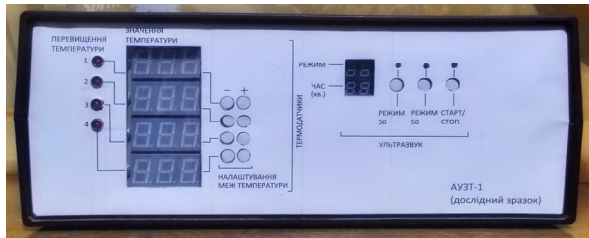


Рис. 1. Передня панель дослідного зразка адаптивного апарата ультразвукової терапії

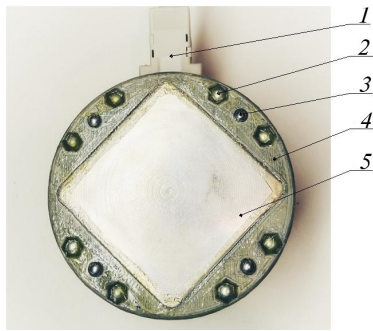


Рис. 2. Загальний вигляд робочої поверхні ультразвукового випромінювача: 1 – штекер кабелю термодатчиків, 2 – механічні кріпильні елементи (ковпачкові гайки), 3 – термодатчики, 4 – пластикова частина випромінювача, 5 – металева частина випромінювача

УЗ-випромінювач, який був застосований у цих експериментах, розроблений у КПІ ім. Ігоря Сікорського, описаний у працях [1, 5] і є складовою адаптивного апарата ультразвукової терапії (ААУЗТ), зображеного на рис. 1. Вимірювання температури було виконано температурним вимірювачем UNI-T “UT33C”, де чутливим елементом виступає високочутлива, малоінертна, стабільна термопара. Межі вимірювання температури становлять від -40 до $+1000$ °С, допустиме відхилення не перевищує ± 1 %. З метою виключення сторонніх температурних впливів на термодатчик до вимірювального елемента було прикріплено пластину, покриту термоізоляційною каптоною стрічкою.

Усі точки на поверхні випромінювача (див. рис. 3) були розділені на три групи:

1) точки, що знаходяться на поверхні центральної металевої квадратної частини випромінювача (множина значень температури X), у внутрішній частині якого розміщений п'єзоелемент;

2) точки, що знаходяться на пластиковій частині випромінювача близько до кутів квад-

ратної металевої його частини (множина значень температури Y);

3) точки, що знаходяться на пластиковій частині випромінювача близько до сторін квадратної металевої його частини (множина значень температури Z), розміщених посередині між краями металевої пластини та термодатчиками.

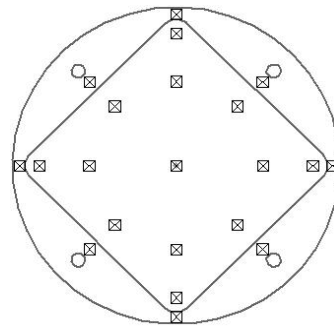


Рис. 3. Зони та місця вимірювання температури

Для розв'язання задачі, що полягає у визначенні залежності температури на периферійних частинах його робочої поверхні (де розміщено температурні датчики) від температури в центральній частині робочої поверхні випромінювача (важкодоступної для вимірювання температури), потрібно отримати такі залежності:

$$Y = f(X), \quad (5)$$

$$Z = g(X). \quad (6)$$

Процес обробки експериментальних даних (як приклад, для множини X експериментальних даних) зображено на рис. 4. Перший етап обробки полягає у виключенні з масиву отриманих даних грубих похибок. Встановлено, що розрахункові значення критерію Стьюдента t_p не перевищують табличного значення $t_{\text{табл}}$ ($f = 8$, $\alpha = 0,05$), що дало змогу виключити грубі похибки з таблиці експериментальних даних. Наступним етапом є перевірка однорідності вимірів, що виконується за критерієм Стьюдента. Встановлено, що експериментальні дані є інформативними тому, що розрахункові значення критерію перевищують табличне значення. На наступному етапі виконана перевірка гіпотези про однорідність дисперсій, що виконувалась за G -критерієм Кохрена, можливість використання якого обумовлена однаковою кількістю повторень дослідів, і встановлено, що для всіх трьох множин точок ця гіпоте-

за прийнятна. Визначення виду математичної залежності та коефіцієнтів рівняння регресії реалізовано на наступному етапі обробки експериментальних досліджень. Для отримання залежностей для (5) і (6) застосовано спеціалізоване програмне забезпечення (IBM SPSS STATISTICS [9]), що дало змогу одержати коефіцієнти рівняння регресії для широко застосовуваних рівнянь регресії (лінійної, логарифмічної, зворотної, квадратичної, кубічної, степеневої, складової, показникової, логістичної, зростання, експоненціальної). Після порівняння значень залежних змінних, отриманих за наведеними рівняннями регресії, з експериментальними даними, одержаними за методом найменших квадратів, було вибрано ті рівняння регресії, які мали найменше розходження.

Ці математичні залежності найкраще апроксимують отриманими експериментальними виразами, з урахуванням рівнянь (5), (6), із коефіцієнтами:

для
$$y = a + \frac{b}{x} \tag{7}$$

$$a = 48,209, b = 591,733;$$

для
$$z = a + bx + cx^2 \tag{8}$$

$$a = 146,225, b = 9,882, c = 0,201.$$

На рис. 5 і 6 показано графічні залежності температури за усередненими експериментальними даними та розрахованими за отриманими рівняннями регресії (7) і (8).

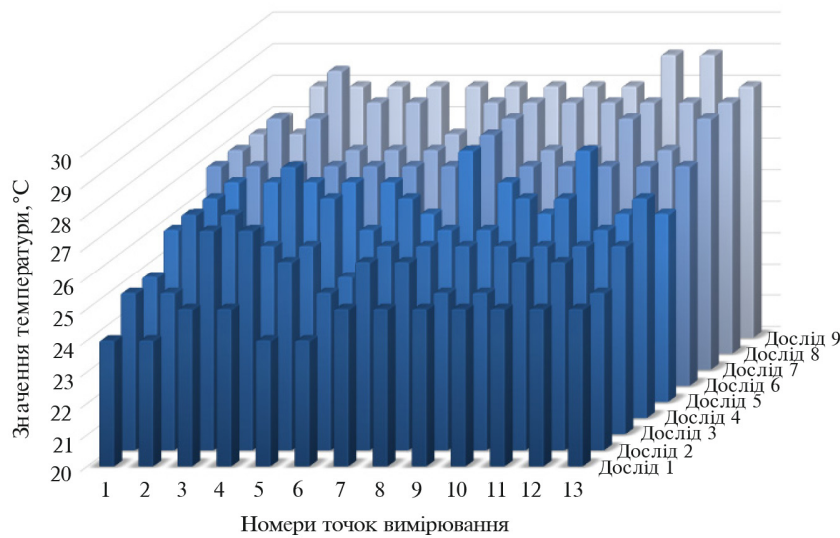


Рис. 4. Графік експериментальних значень температури в множині точок X

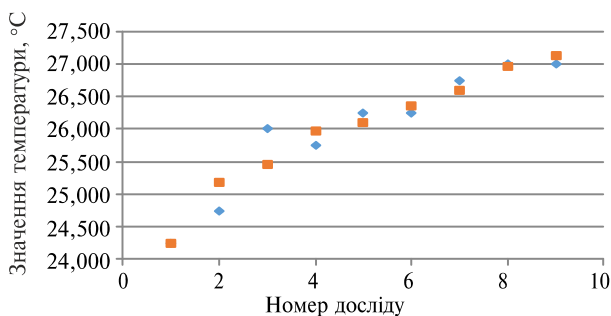


Рис. 5. Графік експериментальних і розрахованих даних для функції $f(x)$: \blacklozenge — експериментальні дані; \blacksquare — розраховані дані

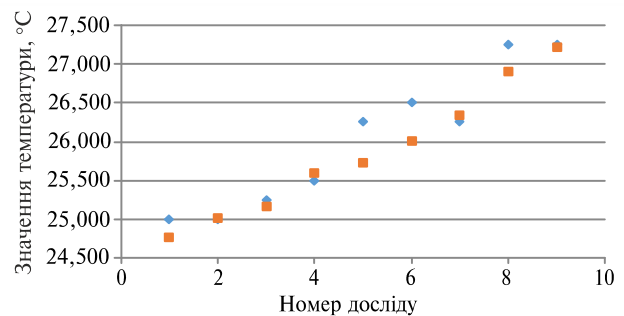


Рис. 6. Графік експериментальних і розрахованих даних для функції $g(x)$: \blacklozenge — експериментальні дані, \blacksquare — розраховані дані

Наступний етап обробки експериментальних даних відповідає перевірці адекватності отриманої математичної моделі, що подана у вигляді рівняння регресії. Перевірку здійснювали за F -критерієм Фішера, де розрахункове значення критерію порівнюється з табличним (для множини точок Y : $f_1 = 8, f_2 = 27$; для множини точок Z : $f_1 = 7, f_2 = 18$; $\alpha = 0,05$). Це дало змогу встановити те, що отримана модель є адекватною (відповідно, у певних межах значень температури, а саме $24,5-27,5$ °C) внаслідок того, що розрахункове значення критерію Фішера не перевищує табличного.

Абсолютну похибку Δx обчислення середньої температури на робочій металевій поверхні (пластині) УЗ-випромінювача розраховували за формулою

$$\Delta x = \sqrt{\Delta x_{\text{вип.}}^2 + \Delta x_{\text{сист.}}^2},$$

де $\Delta x_{\text{вип.}}$, $\Delta x_{\text{сист.}}$ – випадкова та систематична частини похибки обчислення відповідно.

При цьому відносна похибка вимірювання у визначалась за формулою

$$\gamma = \frac{\Delta x}{x} \cdot 100 \%,$$

де x – значення середньої температури на робочій металевій поверхні УЗ-випромінювача.

За аналогічними формулами обчислювались значення абсолютних і відносних похибок температури в точках на поверхнях випромінювача (в масивах X, Y і Z). У таблиці наведено абсолютні та відносні похибки визначення температури на поверхнях випромінювача.

Таблиця. Значення похибок визначення температури випромінювача на металевій і пластиковій поверхнях

X		Y		Z	
$\Delta x, ^\circ\text{C}$	$\gamma_x, \%$	$\Delta y, ^\circ\text{C}$	$\gamma_y, \%$	$\Delta z, ^\circ\text{C}$	$\gamma_z, \%$
0,668	2,481	0,925	3,559	1,379	5,298

З отриманих математичних моделей (7) і (8) на практиці доцільно використовувати залежність (8) (рис. 7). Хоч ця залежність має більшу похибку обчислення порівняно з формулою (7), але вона є більш адекватною. Це обумовлено конструктивними вимогами до випромінювача (в цих зонах випромінювача зручніше розміщувати датчики температури).

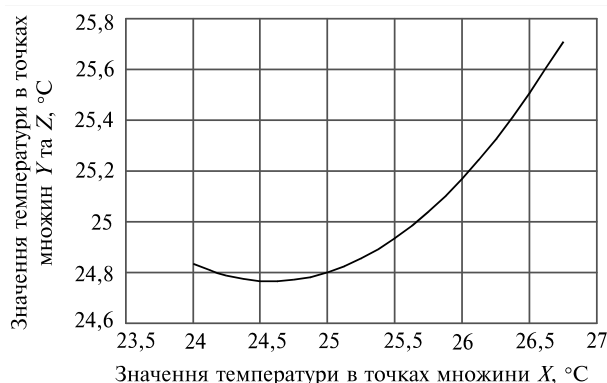


Рис. 7. Графік залежності температури на пластиковій поверхні випромінювача (у зоні точок Z) від температури на металевій його пластині

Висновки

У результаті проведених експериментальних досліджень отримано математичну модель УЗ-випромінювача, що відображає залежності температури на пластиковій частині, в околі термодатчиків, від температури на робочій металевій поверхні (пластині) УЗ-випромінювача. Це дає змогу за значенням температури пластикової частини випромінювача контролювати та прогнозувати температуру випромінювача в центральній частині його робочої поверхні.

Достовірність проведених досліджень і якість отриманої математичної моделі підтверджено багатократними експериментальними вимірами та низкою статистичних розрахунків. Було встановлено, що запропоновані математичні моделі є адекватними за критерієм Фішера з імовірністю 0,95. Встановлено, що відносна похибка обчислення значення температури на поверхнях випромінювача не перевищує $\gamma < 5,298 \%$.

Ця математична модель, що розроблена для основного УЗ-випромінювача адаптивного апарата УЗ-терапії, може бути рекомендована для практичного застосування при розробці нових типів УЗ-випромінювачів і апаратів УЗТ. Перспективами подальших досліджень є більш глибокий аналіз теплових явищ і процесів у застосованих матеріалах випромінювача та їх сукупності у конкретних конструкціях, а також застосування більш точних приладів для вимірювання температури (тепловізорів).

References

- [1] M. Tereshchenko *et al.*, *Ultrasound Physiotherapy Devices and Machines*. Kyiv, Ukraine: Politekhnik, 2018, 184 p.
- [2] L. Orlova, *Medical Encyclopaedia*. Minsk, Belarus: Harvest, 2019, 896 p.
- [3] T. Watson, "Ultrasound in contemporary physiotherapy practice", *Ultrasonics*, vol. 48, no. 4, pp. 321–329, 2008. doi: 10.1016/j.ultras.2008.02.004
- [4] T. Leighton, "What is ultrasound?", *Progress Biophys. Molec. Biol.*, vol. 93, no. 1-3, pp. 3–83, 2007. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.026
- [5] M. Tereshchenko *et al.*, "Effect of ultrasound of therapeutic intensities on the cluster structure of distilled water", *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Ser. Instrument Making*, vol. 1, no. 51, pp. 126–131, 2016.
- [6] V. Tsapenko *et al.*, "Complex emitter of ultrasonotherapy", in *Proc. Instrument Making – 2015*, Minsk, Belarus, Nov. 25–27, 2015, pp. 158–159.
- [7] W. Obrien, "Ultrasound-biophysics mechanisms", *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, vol. 93, no. 1-3, pp. 212–255, 2007. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.010
- [8] A. Donskoy *et al.*, *Ultrasonic Electrical Engineering Devices*. Leningrad, SU: Energoizdat, 1982, 208 p.
- [9] G. Tymchik *et al.*, "Investigation thermal conductivity of biological materials by direct heating hermistor method", in *Proc. IEEE 38th Int. Conf. ELNANO*, 2018, pp. 429–434. <https://doi.org/10.1109/elnano.2018.8477460>
- [10] C. Doody *et al.*, "Prediction of the temperature rise at the surface of clinical ultrasound transducers", *BMUS Bulletin*, vol. 11, no. 3, pp. 26–28, 2003. doi: 10.1177/1742271x0301100307
- [11] F. Duck *et al.*, "Surface heating of diagnostic ultrasound transducers", *British J. Radiol.*, vol. 62, no. 743, pp. 1005–1013, 1989. doi: 10.1259/0007-1285-62-743-1005
- [12] M. Tereshchenko and A. Kirilova, "Investigation of parameters of influence of ultrasonic signal on biological structures", *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Ser. Instrument Making*, no. 41, pp. 152–161, 2011.
- [13] L. Crum *et al.*, "Therapeutic ultrasound: Recent trends and future perspectives", *Physics Procedia*, vol. 3, no. 1, pp. 25–34, 2010. doi: 10.1016/j.phpro.2010.01.005
- [14] F. Ahmadi *et al.*, "Bio-effects and safety of low-intensity, low-frequency ultrasonic exposure", *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, vol. 108, no. 3, pp. 119–138, 2012. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2012.01.004
- [15] J. Demmink *et al.*, "The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy", *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 29, no. 1, pp. 113–118, 2003. doi: 10.1016/s0301-5629(02)00691-9
- [16] L. Spicci and G. Vigna, "Heat drain device for ultrasound imaging probes", in *Proc. COMSOL Conference in Cambridge*, 2014, pp. 200–207.
- [17] *SPSS Statistics – Overview* (2019). [Online]. Available: <https://www.ibm.com/products/spss-statistics>

А.Ю. Кравченко, Н.Ф. Терещенко, С.П. Вислоух, Г.С. Тымчик

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЯ НА РАБОЧЕЙ ПОВЕРХНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ

Проблематика. Важное место среди методов лечения в физиотерапии занимает лечение ультразвуком. Процесс ультразвуковой терапии заключается в контактном взаимодействии ультразвука с ультразвуковым излучателем с поверхностными слоями кожи. Поэтому безопасность пациента при выполнении этой процедуры является доминирующим фактором. Во время ультразвукового воздействия на биологическую ткань ультразвуковой излучатель нагревается. Диапазон нагрева ультразвукового излучателя определяется измерением и контролем значений температуры. При проведении процедуры ультразвуковой терапии проблематичным является измерение температуры излучателя непосредственно перед пьезоэлементом на внешней контактной поверхности, которая в свою очередь имеет наибольшие значения температуры среди всей рабочей поверхности.

Цель исследования. Разработка математической модели, позволяющей по значениям температуры от периферийных частей рабочей поверхности ультразвукового излучателя получать значения температуры центральной части его рабочей поверхности.

Методика реализации. При исследовании были применены метод рандомизации эксперимента, теория обработки экспериментальных данных, аппарат регрессионного анализа, что позволило разработать математическую модель и оценить ее адекватность и погрешности. В ходе исследования были определены основные значения температуры в точках на рабочей поверхности ультразвукового излучателя, которые были применены при анализе экспериментальных данных и определении коэффициентов регрессии математической модели.

Результаты исследования. Анализ экспериментальных данных и регрессионный анализ полученных значений температуры рабочей поверхности излучателя показали, что существует значительная математическая зависимость между температурой в центральной части излучателя и в периферийных его частях. Эта математическая зависимость определена, среди других основных зависимостей, а также выполнена ее проверка и рассчитаны погрешности.

Выводы. Разработана математическая модель и оценены значения температуры на рабочей поверхности ультразвукового излучателя, что позволяет успешно использовать их при разработке новых ультразвуковых излучателей для ультразвуковой терапии.

Ключевые слова: ультразвук; ультразвуковая терапия; математическая модель; температура; ультразвуковой излучатель.

A.Yu. Kravchenko, M.F. Tereshchenko, S.P. Vysloukh, G.S. Tymchik

MODELING OF THE TEMPERATURE FIELD ON THE WORKING SURFACE OF AN ULTRASONIC EMITTER

Background. An important place among the methods of treatment in physiotherapy is the treatment of ultrasound. The process of ultrasound therapy consists of contacting the interaction of ultrasound from an ultrasonic emitter with superficial skin layers. Therefore, patient safety in this procedure is a dominant factor. During ultrasonic action on the biological tissue, the ultrasound emitter is heated. The range of heating of the ultrasonic emitter is determined by measuring and controlling the temperature values. When performing the procedure of ultrasound therapy, it is problematic to measure the temperature of the probe directly before the piezoelectric element on the external contact surface, which, in turn, has the highest temperature values across the entire working surface.

Objective. Development of a mathematical model that allows for the temperature values from the peripheral parts of the working surface of the ultrasonic probe to get the temperature value of the central part of its working surface.

Methods. In the study used, the method of randomization of the experiment, the theory of processing of experimental data, the regression analysis, which allowed to develop a mathematical model and evaluate its adequacy and accuracy, was applied. In the course of the study, the main values of temperature at the points on the working surface of the ultrasonic probe were determined, which were applied in the analysis of experimental data and determination of regression coefficients of the mathematical model.

Results. An analysis of experimental data and a regression analysis of the received values of the temperature of the working surface of the ultrasound probe showed that there is a significant mathematical dependence between the temperature in the central part of the probe and its peripheral parts, and this mathematical dependence has been determined, among other basic dependencies, and its verification has been made and errors have been calculated.

Conclusions. The mathematical model and estimated values of temperature on the working surface of an ultrasonic emitter are developed, which makes it possible to successfully use them in the development of new ultrasonic treatment heads for ultrasound therapy.

Keywords: ultrasound; ultrasound therapy; mathematical model; temperature; ultrasound probe.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
25 лютого 2019 року

Прийнята до публікації
25 квітня 2019 року