

DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.4.180739

УДК 617.3:519.2

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

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

*corresponding author: tol890@ukr.net

ВИМІРЮВАННЯ ПОТУЖНОСТІ УЛЬТРАЗВУКУ ВИПРОМІНЮВАЧІВ АПАРАТІВ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТЕРАПІЇ

Проблематика. Ультразвук посідає важливе місце серед багатьох методів лікування у фізіотерапії. Процес лікування ультразвуком у фізіотерапії полягає в контактній взаємодії ультразвукового випромінювача із поверхнею шкіри тіла пацієнта. Питання безпеки пацієнта залишається актуальним для цієї процедури. Так, у повсякденній клінічній практиці спостерігалися відхилення точності вихідних акустичних параметрів апарата ультразвукової терапії від номінальних. Це може призводити або ж до недостатньої дії ультразвуку на організм пацієнта, або ж до його надлишкового впливу. У першому випадку пацієнт не отримує необхідної дози ультразвуку для лікування, і, як наслідок, може спостерігатися неефективне лікування і розчарування пацієнта у такому методі лікування. А в другому випадку виникає ризик травмування пацієнта, що створює загрозу безпеці його здоров'я під час процедури ультразвукової терапії.

Мета дослідження. Розробка методики оцінювання вихідних параметрів апаратів ультразвукової терапії для практичного застосування при розробці та вдосконаленні таких апаратів.

Методика реалізації. При дослідженні було виконано вимірювання вхідних та вихідних параметрів п'єзоелемента, що входить до складу випромінювача до експериментального апарата ультразвукової терапії.

Результати дослідження. Розроблено методику розрахунку та обчислено значення інтенсивності ультразвуку дослідного зразка адаптивного апарата ультразвукової терапії.

Висновки. Розроблена методика розрахунку вихідної інтенсивності ультразвуку для апаратів ультразвукової терапії дає можливість використовувати їх при створенні нових ультразвукових випромінювачів для фізіотерапії.

Ключові слова: ультразвук; ультразвукова терапія; інтенсивність ультразвуку; вимірювання; гідрофон.

Вступ

Ультразвукова терапія (УЗТ) у фізіотерапії широко застосовується для лікування пацієнтів. Проте багато пристроїв не відповідають чинному стандарту, який вимагає того, щоб фактична вихідна потужність була в межах $\pm 20\%$ від заданої [1]. Повідомлялося про надзвичайні випадки щодо відсутності потрібної потужності ультразвуку (УЗ) або про роботу з максимальною потужністю на всіх режимах роботи апарата [1, 2]. Це потенційно може призвести до травмування пацієнта або ж до неефективного лікування. Для того щоб ультразвукове фізіотерапевтичне обладнання забезпечувало необхідну якість роботи для використання у повсякденній клінічній практиці, необхідна регулярна перевірка вихідних параметрів УЗ.

Міжнародними організаціями розроблено керівництво, яке визначає і регламентує поточну, щотижневу та щорічну перевірку вихідних параметрів апаратів УЗТ [1, 3]. Початковий приймальний тест полягає у повірці пристрою після його доставки та перед початком його

експлуатації. Щотижнева повірка – це проста якісна перевірка роботи пристрою. У щорічній повірці, крім якісної перевірки, визначаються кількісні характеристики. Після поставки нового апарата або після ремонту існуючого пристрою необхідно перевірити письмову документацію від виробника про те, що пристрій відповідає встановленим вимогам. Апарат має бути повірений та прокалібрований згідно зі стандартами ІЕС 61689 і ІЕС 60601-2-5. Будь-який пристрій, який випромінює УЗ-енергію для лікування пацієнта, повинен бути повірений і відкалібрований та має регулярно підтримуватися у справному стані, особливо це стосується точності його вихідних параметрів, у т.ч. і температурних градієнтів [4]. Це правило повинно бути частиною програми забезпечення якості цього медичного апарата з метою якісного лікування пацієнтів. Існує кілька способів досягнення цієї мети:

а) вихідний сигнал може бути відкалібрований постачальником послуг калібрування, який володіє більш високоточним обладнанням.

б) вихідні параметри можуть бути відкалібровані через порівняння з іншим пристроєм, який був відкалібрований із більшою точністю [1, 3].

Портативний стандарт потужності (PPS) забезпечує стабільний і відтворюваний результат джерела потужності УЗ на додачу до забезпечення приладу засобами, що демонструють його ефективність у застосуванні вимірювача потужності. PPS використовує калібровані УЗ-перетворювачі потужності (лікувальні головки), які можуть бути застосовані для калібрування вимірювача потужності користувача. Існує ціла низка доступних перетворювачів, які мають бути репрезентативними для клінічного застосування. Крім того, є перетворювач, який призначений для перевірки стійкості вимірювача потужності до перешкод електромагнітного випромінювання та його надійності у вимірюванні асиметричних УЗ-пелюстків променів. Вимірювач потужності повинен визначити правильну потужність у межах $\pm 20\%$. На сьогодні цей портативний стандарт потужності використовується в європейських країнах [1, 3, 5].

Зазвичай в оцінці роботи УЗ-приладів і апаратів у медицині використовуються наведені далі характеристики імпульсного акустичного випромінювання.

Максимальна (пікова) інтенсивність імпульсу I_{SPTP} визначається потужністю, що відповідає максимальній напівхвилі імпульсу. Аббревіатура SPTP означає spatial peak, temporal peak (пікова в просторі та пікова в часі). I_{SPTP} характеризує максимальну потужність в акустичному полі, створену в результаті випромінювання [6, 7].

Максимальна в просторі інтенсивність імпульсу I_{SPPA} визначається потужністю всього імпульсу і береться в межах тривалості імпульсу τ_i . Позначення SPPA: spatial peak, pulse average – пікова в просторі та середня за імпульсом (протягом тривалості імпульсу τ_i). I_{SPPA} характеризує максимальну потужність у просторі [7, 8].

Максимальна в просторі та середня в часі інтенсивність I_{SPTA} визначається в результаті усереднення максимальної в просторі інтенсивності імпульсу I_{SPPA} за час, що дорівнює періоду повторення імпульсів T_n [7, 9]:

$$I_{SPTA} \approx I_{SPPA} \frac{\tau_i}{T_n}. \quad (1)$$

Середня інтенсивність I_{SATA} характеризує інтенсивність, усереднену і в просторі, і в часі.

SATA – spatial average, temporal average (середня в просторі, середня в часі) [7, 10]:

$$I_{SATA} \approx I_{SPTA} \frac{S_i}{S_{ck}}.$$

Важливе значення має піковий негативний тиск p_- – так званий пік розрідження, – максимальне за величиною значення негативної напівхвилі акустичного тиску в УЗ-імпульсі. Цей параметр вибраний з тієї причини, що більшою мірою, ніж перелічені вище характеристики, пов'язаний із механічними, тобто нетепловими, ефектами впливу УЗ (кавітацією і ударними хвилями). Тиск зазвичай вимірюється в мегапаскалях (МПа): 1 МПа \approx 10 атм [6, 7, 11].

Значення вихідної інтенсивності випромінювання в промені I_{ob} (output beam intensity) визначається, як середня в часі вихідна акустична потужність, поділена на площу перерізу УЗ-променя. Цей параметр, поряд з інтенсивністю I_{SPTA} , найбільшою мірою визначає теплові ефекти впливу УЗ-випромінювання [7].

До того ж відповідно до чинних вимог стандарту України до апаратів УЗ-фізіотерапії максимальне значення інтенсивності УЗ для фізіотерапії не повинне перевищувати 3 Вт/см² [12].

Усі перелічені характеристики УЗ-випромінювання можуть бути виміряні за допомогою спеціальних приладів: гідрофонів і вимірювачів радіаційного тиску. У зв'язку з очевидними труднощами, а іноді й неможливістю проведення цих вимірювань, прийняті методики передбачають проведення вимірювань у воді [13]. Отримані результати вимірювань можна перелічити для біологічних тканин з урахуванням відомих середніх значень загасання УЗ-хвиль при їх поширенні в цих тканинах [14].

Постановка задачі

Завданням роботи є визначення характеристик і параметрів УЗ-випромінювання вихідного датчика-випромінювача розробленого адаптивного ультразвукового терапевтичного апарата (АУТА).

Виклад основного матеріалу дослідження

Нами були проведені експериментальні дослідження з вимірювання потужності УЗ експериментального випромінювача АУТА [4, 6].

Для вимірювання вихідних характеристик випромінювача АУТА, основним коливальним

елементом якого є п'єзоелемент 1 (рис. 1), у водному середовищі 4 був використаний гідрофон 3 [15]. Для вимірювання рівня потужності УЗ ультразвукова хвиля 2 була спрямована безпосередньо на гідрофон [16, 17].

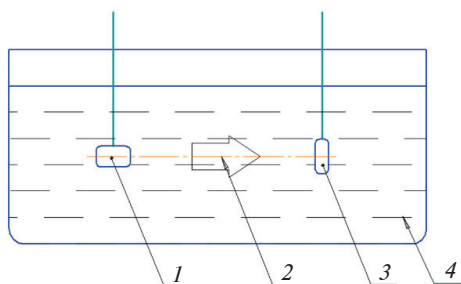


Рис. 1. Загальна схема вимірювання рівня потужності ультразвуку у воді: 1 – ультразвуковий випромінювач, 2 – напрямок поширення ультразвукової хвилі, 3 – гідрофон, 4 – водне середовище

Проводиться вимірювання потужності УЗ залежно від кута повороту УЗ-випромінювача (рис. 2) відносно гідрофона [18] (рис. 3).

У табл. 1 наведено початкові технічні дані щодо вимірювання.

Таблиця 1. Початкові технічні дані вимірювання

Параметр	Значення
Амплітуда напруги перетворювача	15 В
Тривалість імпульсу	2 мс
Частота	46,02 кГц
Чутливість гідрофона γ	50 мкВ/Па ($50 \cdot 10^{-6}$ В/Па)
Коефіцієнт підсилення	40 дБ
Амплітуда на вході підсилювача	600 мВ
Відстань гідрофон–перетворювач	1 м
Коефіцієнт концентрації акустичної хвилі	3,5
Значення струму	120 мА
Опір	100 Ом

Таблиця 2. Експериментальні дані вимірювання

Кут φ , °	-50	-45	-40	-35	-30	-25	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55
$U_{\text{системи}}$, мВ	400	500	550	600	750	1000	1100	1300	1500	1200	1400	1400	1450	1500	1500	1200	1000	1100	800	600	500	500

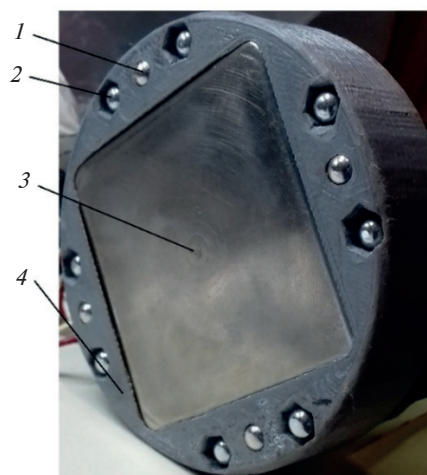


Рис. 2. Передня поверхня ультразвукового випромінювача: 1 – термодатчики (4 шт.), 2 – ковпачкові гайки (8 шт.), 3 – металічна пластина із п'єзоелементом (докладніше її конструкція описана в [1]), 4 – корпусна пластикова деталь

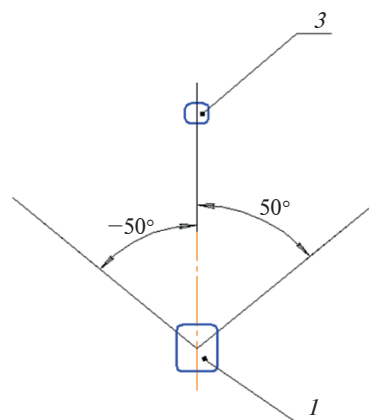


Рис. 3. Кут повороту ультразвукового випромінювача відносно чутливої зони гідрофона (градуси): 1 – ультразвуковий випромінювач, 3 – гідрофон

У табл. 2 наведені експериментальні дані вимірювання напруги $U_{\text{системи}}$ на гідрофоні за різних значень кута φ відхилення основного напрямку поширення УЗ-хвилі від випромінювача відносно місцезнаходження гідрофона.

За отриманими даними була побудована діаграма спрямованості УЗ-випромінювача АУТА (рис. 4).

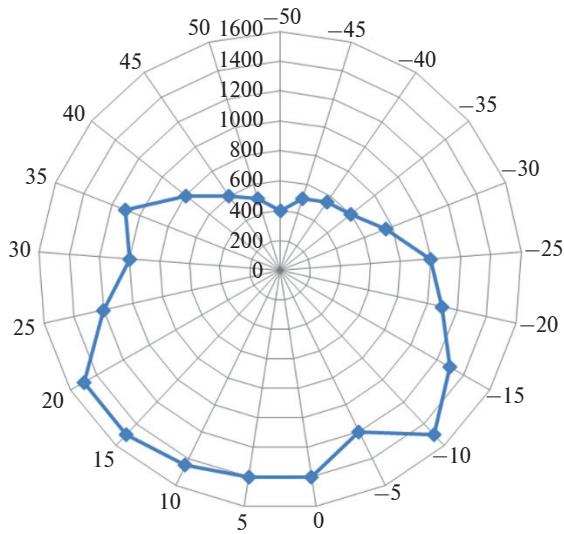


Рис. 4. Діаграма спрямованості ультразвукового випромінювача адаптивного ультразвукового терапевтичного апарата

Згідно з отриманими даними проведемо розрахунки, які необхідні для обчислення значення інтенсивності УЗ від випромінювача за заданих параметрів.

Для води інтенсивність на максимумі:

$$P = \frac{U_{\text{системи}}}{k} \cdot \frac{1}{\gamma} \cdot \frac{R}{1} = \frac{1500 \cdot 10^{-3} \cdot 1}{100 \cdot 50 \cdot 10^{-6}} = 0,3 \cdot 10^{-3} = 300 \text{ Па.}$$

Чутливість у випромінюванні:

$$\beta = \frac{P_{1\text{м}}}{U_{\text{випромінювача}}} = \frac{300}{15} = 20 \text{ Па/В.}$$

Для води інтенсивність на максимумі на відстані 1 м:

$$I_{1\text{м}} = \frac{P_{1\text{м}}^2}{\rho \cdot c} = \frac{300^2}{1000 \cdot 1500} = 0,06 \text{ Вт/м}^2.$$

Площа сфери на відстані 1 м:

$$S_{\text{сфери}_{1\text{м}}} = 4\pi r^2 = 4 \cdot 3,14 \cdot 1^2 = 12,56 \text{ м}^2.$$

Повна потужність ненаправленого УЗ-випромінювання:

$$P_{\text{а,нен}} = I \cdot S_{\text{сфери}_{1\text{м}}} = 0,06 \cdot 12,56 = 0,7536 \text{ Вт.}$$

Повна потужність направлено УЗ-випромінювання:

$$P_{\text{а,нап}} = \frac{P_{\text{а,нен}}}{K_{\text{кінц.}}} = \frac{0,7536}{3,5} = 0,2153 \text{ Вт.}$$

Споживана потужність на цій частоті становить:

$$P = 15 \cdot 0,12 = 1,8 \text{ Вт.}$$

Покладемо, що ККД = 10 %.

Питома потужність на одиницю площі випромінювача:

$$I = \frac{P_{\text{а,нап}}}{S_{\text{рабоча_поверхня_випромінювача}}} = \frac{0,2153}{19,635} = 0,011 \text{ Вт/см}^2.$$

Частотну характеристику за тиском за напруги випромінювача 15 В наведено в табл. 3 та на рис. 5.

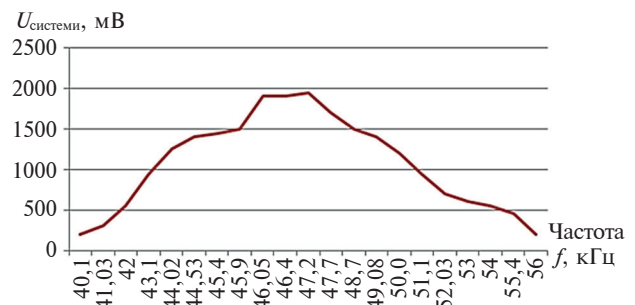


Рис. 5. Частотна характеристика за тиском

Таким чином, встановлено, що вимірюване значення інтенсивності відповідає правій частині формули (1) і значенню максимальної в просторі та середньої в часі інтенсивності $I_{\text{СПТА}} = 0,06 \text{ Вт/м}^2$ (за час існування самого імпульсу, на відстані 1 м від випромінювача у водному середовищі), що відповідає стандарту МЕК [3, 10].

Алгоритм проведення вимірювання наведено на рис. 6.

Таблиця 3. Частотна характеристика

Частота f, кГц	40,1	41,03	42	43,1	44,02	44,53	45,4	45,9	46,05	46,4	47,2	47,7	48,7	49,08	50,0	51,1	52,03	53	54	55,4	56
U_системи, мВ	200	300	550	950	1250	1400	1450	1500	1900	1900	1950	1700	1500	1400	1200	950	700	600	550	450	200

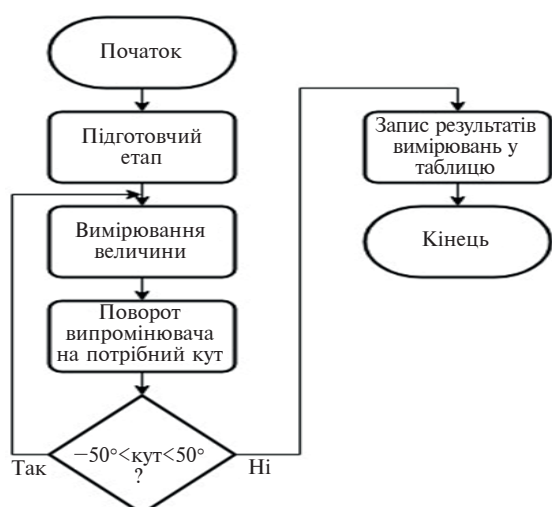


Рис. 6. Алгоритм вимірювання

Висновки

У роботі наведені методика й алгоритм вимірювання інтенсивності УЗ експериментального УЗ-випромінювача [6, 4], що становить $I_{\text{СПТА}} = 0,06 \text{ Вт/м}^2$. Вони можуть бути використані для вимірювання вихідних параметрів випромінювачів апаратів УЗ-терапії для забезпечення їх точності. Алгоритм підходить для оцінки значень інтенсивності УЗ для терапевтичних випромінювачів, що перебувають ще в процесі розробки та випробувань. Зокрема, покращення точності та доступності приладів для вимірювання інтенсивності УЗ дасть можливість у перспективі, відповідно, покращити точність вихідних параметрів апаратів УЗ-терапії для фізіотерапевтичного застосування.

References

- [1] R. Hekkenberg *et al.*, *Guide for the Maintenance of Ultrasound Physiotherapy Systems*. Luxembourg: Publications Office, 2007, pp. 5–12.
- [2] 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
- [3] *Medical Electrical Equipment – Part 2-5: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Ultrasonic Physiotherapy Equipment*. Geneva: IEC, 2009. doi: 10.3403/30173424
- [4] M. Tereshchenko *et al.*, “Modeling of the temperature field on the working surface of an ultrasonic emitter”, *KPI Science News*, vol. 2, pp. 83–90, 2019. doi: 10.20535/KPI-SN.2019.2.167537
- [5] 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
- [6] M. Tereshchenko *et al.*, *Ultrasound Physiotherapy Devices and Machines*. Kyiv, Ukraine: Politehnika, 2018. Available: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>
- [7] L. Osipov, *Ultrasound Diagnostic Instruments: A Practical Guide for Users*. Moscow, Russia: Vidar, 1999, pp. 100–256.
- [8] T. Watson, “Ultrasound in contemporary physiotherapy practice”, *Ultrasonics*, vol. 48, no. 4, pp. 321–329, 2008. doi: 10.1016/j.ultras.2008.02.004
- [9] Z. Izadifar *et al.*, “Mechanical and biological effects of ultrasound: A review of present knowledge”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 43, no. 6, pp. 1085–1104, 2017. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.01.023
- [10] 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
- [11] 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
- [12] *Medical Electrical Equipment – Part 2-5: Additional safety requirements for the Ultrasonic Physiotherapy Equipment*. Kyiv, Ukraine: DP ‘UkrNDNC’, 2016.
- [13] T. Leighton, “What is ultrasound?”, *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, vol. 93, no. 1-3, pp. 3–83, 2007. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.026
- [14] M. Tereshchenko *et al.*, “The influence of therapeutic ultrasound intensities to cluster structure of distilled water”, *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series Instrument Making*, vol. 1, no. 51, pp. 126–131, 2016. doi: 10.20535/1970.51(1).2016.78216
- [15] G. Tymchik *et al.*, “Investigation thermal conductivity of biological materials by direct heating hermistor method”, in *Proc. IEEE 38th Int. Conf. Electronics and Nanotechnology*, 2018, pp. 429–434. doi: 10.1109/elnano.2018.8477460
- [16] A. Kurylova and N. Tereshchenko, “Estimation of ultrasound influence on biological tissue”, in *Proc. XIII Int. Ph.D. Workshop OWD 2011, Conference Archives PTETIS*, Wisla, Poland, 2011, pp. 319–323.
- [17] W. O'Brien, “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.
- [18] V. Tsapenko *et al.*, “Complex emitter of ultrasonotherapy”, in *Proc. 8th Int. Conf. Instrument Making – 2015*, 2015, pp. 158–159. Available: <http://rep.bntu.by/handle/data/25553>.

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

ИЗМЕРЕНИЕ МОЩНОСТИ УЛЬТРАЗВУКА ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ АППАРАТОВ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТЕРАПИИ

Проблематика. Ультразвук занимает важное место среди многих методов лечения в физиотерапии. Процесс лечения ультразвуком в физиотерапии заключается в контактном взаимодействии ультразвукового излучателя с поверхностью кожи тела пациента. Вопрос безопасности пациента остается актуальным для данной процедуры. Так, в повседневной клинической практике наблюдались отклонения точности исходных акустических параметров аппарата ультразвуковой терапии от номинальных. Это может приводить или к недостаточному действию ультразвука на организм пациента, или же к его избыточному воздействию. В первом случае пациент не получает необходимой дозы ультразвука для лечения, и, как следствие может наблюдаться неэффективное лечение и разочарование пациента в данном методе лечения. А во втором случае возникает риск травмирования пациента, что создает угрозу безопасности его здоровью во время процедуры ультразвуковой терапии.

Цель исследования. Разработка методики оценки исходных параметров аппаратов ультразвуковой терапии для практического применения при разработке и усовершенствовании таких аппаратов.

Методика реализации. При исследовании были выполнены измерения входных и выходных параметров пьезоэлемента, который входит в состав излучателя к экспериментальному аппарату ультразвуковой терапии.

Результаты исследования. Разработана методика расчета, и определены значения интенсивности ультразвука опытного образца адаптивного аппарата ультразвуковой терапии.

Выводы. Разработанная методика расчета интенсивности ультразвука для аппаратов ультразвуковой терапии позволяет использовать их при создании новых ультразвуковых излучателей для физиотерапии.

Ключевые слова: ультразвук; ультразвуковая терапия; интенсивность ультразвука; измерения; гидрофон.

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

MEASUREMENT OF ULTRASONIC POWER OF ULTRASONIC THERAPY DEVICES

Background. Ultrasound occupies an important place among many therapies in physiotherapy. The process of ultrasound treatment in physiotherapy consists of the contact interaction of the ultrasonic emitter with the surface of the skin of the patient's body. The issue of patient safety remains relevant to this procedure. Thus, in everyday clinical practice deviations of the accuracy of the initial acoustic parameters of the ultrasound apparatus from the nominal ones were observed. This can either lead to an inadequate effect of the ultrasound on the patient's body or may lead to an excessive effect of the ultrasound on the patient. In the first case, the patient does not receive the necessary dose of ultrasound for treatment, and as a consequence, ineffective treatment and disappointment of the patient in this method of treatment may be observed. In the second case, there is a risk of injury to the patient, which poses a threat to the safety of his health during the procedure of ultrasound therapy.

Objective. The purpose of the paper is development of a technique for evaluating the initial parameters of ultrasound therapy apparatus for practical application in the development and improvement of ultrasound therapy apparatus.

Methods. The study measured the input and output parameters of a piezoelectric element that is included in the emitter of the experimental ultrasound therapy apparatus.

Results. As a result of these studies, a calculation technique was developed and the value of the ultrasound intensity of the test unit of the adaptive ultrasound therapy apparatus was determined.

Conclusions. A technique for calculating the initial intensity of ultrasound for ultrasound therapy apparatus has been developed, which makes it possible to use them in the development of new ultrasonic emitters for physiotherapy.

Keywords: ultrasound; ultrasound therapy; ultrasound intensity; measurements; hydrophone.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
20 липня 2019 року

Прийнята до публікації
05 вересня 2019 року