

Гаврилюк М.В.^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0003-3207-2917>),
Кобилянський Р.Р.^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),
Константинович І.А.^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0001-6254-6904>)

¹Інститут термоелектрики НАН України та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

²Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна

Corresponding author: Кобилянський Р.Р., e-mail: romakobylianskyi@ukr.net

Термоелектричний прилад для іонофорезу

Розроблено термоелектричний прилад для керованого температурного забезпечення процедур іонофорезу, використання якого у складі стандартних медичних апаратів іонофорезу дозволяє суттєво розширити їх терапевтичні можливості та покращити комфортність проведення процедур. Запропонований пристрій забезпечує стабілізацію температури електродів та гідрофільних прокладок у діапазоні від 15 до 45°C із високою точністю регулювання, що дозволяє оптимізувати процес трансдермального введення лікарських речовин. Застосування керованого нагрівання або охолодження дає можливість впливати на швидкість дифузії лікарських препаратів, проникність біологічних тканин, локальний кровообіг та ефективність терапевтичного впливу. Особливо перспективним є використання знижених температур для локалізації лікарських препаратів у зоні впливу, зменшення запальних процесів та підвищення ефективності лікування при різних патологічних станах. Запропонована конструкція термоелектричного приладу базується на використанні модулів Пельтьє, системи теплообміну та автоматичного терморегулювання, що забезпечує стабільну роботу пристрою у різних режимах. Прилад може використовуватись сумісно зі стандартними апаратами іонофорезу без їх конструктивної модифікації. Розроблений термоелектричний прилад дозволяє реалізувати нові режими термокерованого іонофорезу, що відкриває перспективи підвищення ефективності фізіотерапевтичних процедур та створення нових медичних технологій.

Ключові слова: іонофорез, термоелектрод, термоелектричний модуль, термоелектричний прилад, теплообмінник, температурний діапазон, терморегулятор, охолодження, нагрів, біологічна тканина, трансдермальна доставка лікарських речовин, ефективність терапевтичного впливу.

Цитування: Гаврилюк М.В., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. (2026). Термоелектричний прилад для іонофорезу. *Термоелектрика*, (1), 84–92. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2026-1-84-92>

Отримано: 16.02.2026; Переглянуто: 02.03.2026; Опубліковано: 31.03.2026

© 2026 Автори. Це стаття з відкритим доступом, що розповсюджується відповідно до умов ліцензії Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Вступ

У клінічну практику іонофорез почали впроваджувати ще на початку 19 століття, тоді для кращого терапевтичного ефекту на організм людини використовували лікарські препарати та вплив постійного електричного струму. На сьогодні, окрім постійного струму, застосовують також інші його різновиди. Під час іонофорезу лікарські речовини проникають на обмежену глибину шкіри: одразу після процедури вони локалізуються переважно в епідермісі та дермі, а також у незначній кількості – в підшкірній клітковині. Із цих біологічних тканин введені методом іонофорезу препарати потрапляють у лімфатичний та кровоносний потік і розповсюджуються по організму, однак основне їх накопичення відбувається у тканинах і органах зони впливу. При іонофорезі в організм надходить відносно невелика кількість лікарської речовини – приблизно 1–10 % від її вмісту у розчині, що знаходиться на прокладці термоелектрода. Обсяг введеної речовини значною мірою визначається фізико-хімічними властивостями лікарських препаратів і характеристиками їх розчинів, зокрема ступенем дисоціації, розмірами іонів, величиною та знаком заряду, здатністю до гідратації, типом розчинника, концентрацією тощо. Крім того, на ефективність введення впливають умови проведення фізіотерапевтичної процедури, зокрема величина електричного струму, тривалість процедури, температура ліків в зоні контакту з поверхнею шкіри, вік хворого, а також функціональний стан організму та шкіри зокрема [1–3].

Відомо, що температура є одним із важливих факторів, що значно впливає на ефективність іонофорезу. У роботі [1] досліджено вплив локального охолодження перед процедурою іонофорезу із застосуванням 10-хвилинного масажу льодом. Дослідження показали, що іонофорез значно підвищує локальний кровотік, тоді як попереднє охолодження зменшує перфузію тканин, що суттєво впливає на концентрацію лікарського препарату у підшкірних структурах та характер його розподілу [4–6]. У дослідженні [5] вивчався вплив локального охолодження при іонофорезі норадреналіну. Встановлено, що попереднє охолодження змінює реакцію тканин на процедуру, змінює температурні пороги чутливості, підсилює реакцію на холод та впливає на локальні метаболічні процеси у тканинах. Отримані результати свідчать про можливість керування терапевтичним ефектом іонофорезу за рахунок температурного впливу [7–9]. Крім того, у сучасних оглядових роботах зазначається, що на ефективність іонофорезу суттєво впливають такі фактори як температура, кровотік, провідність тканин та проникність шкіри. Показано, що зміна температури призводить до зміни швидкості дифузії лікарських речовин, руху іонів та електропровідності біологічних тканин, що безпосередньо впливає на ефективність трансдермальної доставки препаратів [10–18]. Тривалість процедури іонофорезу зазвичай становить 20–30 хвилин. Відповідно, що за цей тривалий час температура зволоженої прокладки змінюється залежно від температури навколишнього середовища, що може погіршувати комфортність проведення процедури та впливати на ефективність введення лікарських речовин. Для різних лікарських препаратів існують визначені температурні діапазони, в яких спостерігається інтенсифікація проникнення лікарських речовин або оптимізація

терапевтичного ефекту. Наприклад, деяким лікарським препаратам краще проводити введення при температурах нижчих за температуру шкіри. Зокрема, у косметологічній практиці застосовують введення лікарських речовин при температурах близько $+17\text{ }^{\circ}\text{C}$. Також багато різних конструкцій апаратів для іонофорезу, в яких реалізована можливість зміни температури електродів. Частина таких пристроїв забезпечує лише нагрівання зондів, а в інших для охолодження електродів використовується лід або охолоджені прокладки. Однак подібні методи охолодження є важкокерованими, недостатньо стабільними та малоефективними. Все вищевикладене робить надзвичайно актуальним проведення досліджень та виготовлення вдосконаленої фізіотерапевтичної термоелектричної апаратури.

Мета роботи – створення термоелектричного приладу для іонофорезу, який дозволить збільшити ефективність лікування, розширити функціональні можливості існуючих фізіотерапевтичних систем та покращити комфортність проведення процедури.

Технічні характеристики та особливості конструкції термоелектричного приладу для іонофорезу

Перспективним напрямком розвитку термоелектрики є розробка, створення та виготовлення термоелектричних приладів для медицини [19–28]. Зокрема, значно покращити ефективність приладів для іонофорезу можна шляхом застосування термоелектричного охолодження та нагріву, забезпечуючи керований температурний режим введення лікарських препаратів. Як показано вище, температура суттєво впливає на ефективність іонофорезу, змінюючи кровообіг, проникність біологічних тканин, швидкість дифузії та рух іонів лікарських речовин. Застосування охолодження перед іонофорезом дозволяє змінювати перфузію тканин і концентрацію лікарських препаратів у зоні введення, тоді як локальний нагрів може інтенсифікувати проникнення лікарських речовин у біологічні тканини. Таким чином, застосування керованого температурного режиму є перспективним напрямком підвищення ефективності процедур іонофорезу. Тому в Інституті термоелектрики НАН і МОН України розроблено термоелектричний прилад для іонофорезу, який забезпечує підтримання температури пластини-електрода та гідрофільної прокладки у діапазоні $(15 \div 45)\text{ }^{\circ}\text{C}$ з точністю до $\pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Термоелектричний пристрій для іонофорезу (рис. 1) складається із зондів-електродів, блоку керування, до складу якого входить теплообмінний вузол із системою терморегуляції, а також стандартного блоку – апарата для проведення іонофорезу. Електрод зонда виконаний у вигляді тонкої еластичної свинцевої пластини, на зовнішній поверхні якої розміщено резистивний нагрівальний елемент, трубчастий рідинний теплообмінник, датчик температури та провідник для підключення до приладу іонофорезу.

Для покращення теплового контакту між нагрівним елементом, теплообмінником, датчиком температури та пластиною зонда зовнішню поверхню конструкції залито силіконовим герметиком. Шланги трубчастого теплообмінника з'єднуються з термоелектричним охолоджувачем рідини, який оснащений циркуляційною помпою. Сам

зонд через провідник зі штекером підключається до стандартного приладу іонофорезу.

Електричні провідники датчика температури та нагрівального елемента мають гальванічну ізоляцію від свинцевої пластини зонда, що підвищує електробезпеку під час проведення процедури. Регулювання температури зонда здійснюється за принципом «включено-виключено» у заданому температурному діапазоні. Термоелектричний охолоджувач рідини реалізовано у вигляді окремого блоку, в якому застосовано модулі Пельтьє з відведенням тепла від гарячої сторони через радіатор, оснащений вентилятором.

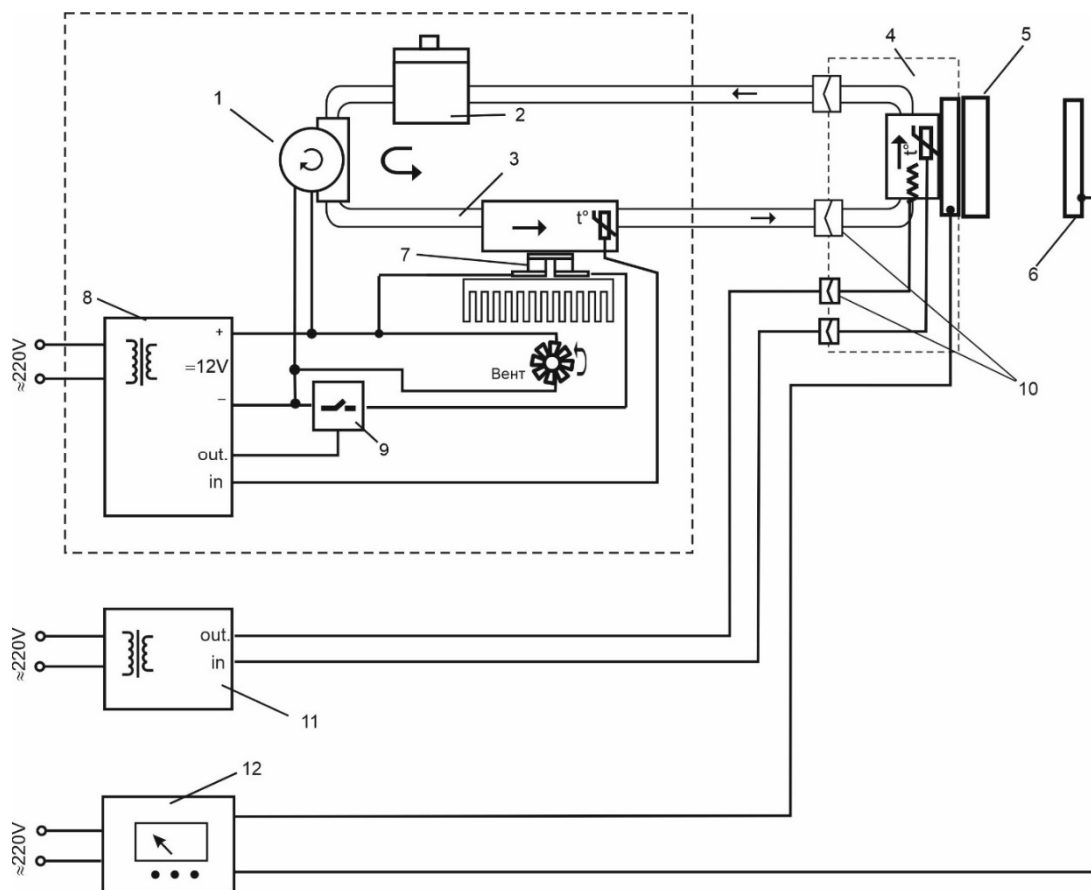


Рис. 1. Схема термоелектричного приладу для іонофорезу:

- 1 – рідинний насос, 2 – розширювальна ємність, 3 – теплообмінна система,
- 4 – термоелектрод для іонофорезу (анод), 5 – гідрофільна прокладка для ліків,
- 6 – електрод іонофорезу (катод), 7 – модуль Пельтьє,
- 8 – блок живлення та терморегулювання теплообмінної системи, 9 – комутатор,
- 10 – електричні та рідинні роз'єми, 11 – блок нагріву термоелектроду,
- 12 – стандартний прилад для іонофорезу

Охолоджувач має власну систему терморегулювання охолоджуючої рідини, якою зазвичай є дистильована вода. Інерційність терморегулювання рідинних теплообмінників є досить великою, тому у режимі охолодження зондів до температури нижче температури тіла рідина спочатку охолоджується до температури нижчої за необхідну, після чого резистивний нагрівник у самому зонді забезпечує точне доведення температури гідрофільної прокладки до заданого значення. Така конструкція зондів є простою, надійною та зручною для стерилізації, оскільки зонди витримують стандартні процедури стерилізації. Для варіанта використання

зондів лише в режимі нагріву блок охолодження може не використовуватися. Вказаний режим роботи застосовується значно частіше у клінічній практиці. У нижче наведеній таблиці показано технічні характеристики термоелектричного приладу для іонофорезу.

Таблиця

Технічні характеристики термоелектричного приладу для іонофорезу

Технічні характеристики приладу	Значення параметрів
Час виходу на режим, хв	до 10
Час неперервної роботи приладу, год	8
Діапазон робочих температур, °С	15 ÷ 45
Максимальна потужність приладу, Вт	до 150
Напруга живлення приладу, В	~240
Габарити термоелектроду, мм	150×80×5
Габарити блоку керування нагрівом термоелектроду, мм	80×70×110
Габарити блоку керування охолодженням термоелектроду, мм	200×200×80
Вага блоку керування нагрівом термоелектроду, кг	0.75
Вага блоку керування охолодженням термоелектроду, кг	3

На рис. 2. показано зовнішній вигляд експериментального зразку приладу для іонофорезу.



Рис. 2. Зовнішній вигляд експериментального зразку приладу для іонофорезу

Конструкція термоелектродів максимально наближена до стандартних, що дозволяє використовувати розроблений термоелектричний прилад сумісно з

різноманітними моделями стандартного обладнання для іонофорезу, які вже використовуються у медичних закладах. Крім того, використання термоелектричного керування температурою дозволяє реалізувати нові режими лікування, включаючи термokerований іонофорез та комбіновані режими нагрів-охолодження, що відкриває перспективи підвищення ефективності фізіотерапевтичних процедур.

Висновки

1. Розроблено конструкцію термоелектричного приладу для іонофорезу з можливістю керованого нагріву та охолодження електродів у діапазоні температур ($15 \div 45$) °C з точністю до ± 0.5 °C, що дозволяє забезпечити стабільні умови проведення фізіотерапевтичних процедур. Показано, що використання керованого температурного режиму під час іонофорезу дозволяє впливати на проникність біологічних тканин, кровообіг, швидкість дифузії лікарських препаратів та ефективність їх трансдермального введення, що підтверджується сучасними експериментальними дослідженнями. Запропонована конструкція термоелектричного приладу дозволяє реалізувати нові режими фізіотерапевтичного впливу, зокрема термokerований іонофорез, локальне охолодження та комбіновані режими нагрів-охолодження.
2. Встановлено, що розроблений термоелектричний прилад може використовуватись сумісно з існуючими моделями стандартного обладнання для іонофорезу без необхідності їх конструктивної модифікації. Використання термоелектричних модулів Пельтьє забезпечує компактність, надійність та високу точність регулювання температури, що підвищує ефективність лікування та комфортність проведення процедур. Запропонований підхід відкриває перспективи створення нових медичних технологій термokerованого іонофорезу, що можуть бути використані у фізіотерапії, реабілітаційній медицині, косметології, дерматології та інших галузях медичної практики.

Інформація про авторів:

Гаврилюк М.В. – Асистент кафедри термоелектрики та медичної фізики.

Кобилянський Р.Р. – Кандидат фізико-математичних наук, завідувач кафедри термоелектрики та медичної фізики.

Константинович І.А. – Кандидат фізико-математичних наук, доцент кафедри термоелектрики та медичної фізики.

Література:

1. Smith, B. M., Draper, D. O., Hyldahl, R. D., & Rigby, J. H. (2020). Effects of ice massage prior to an iontophoresis treatment using dexamethasone sodium phosphate. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(4), 538–544. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0002>
2. Nugroho, A. K., Li, G., Grossklaus, A., Danhof, M., & Bouwstra, J. A. (2004). Transdermal iontophoresis of rotigotine: Influence of concentration, temperature and current density in

- human skin in vitro. *Journal of Controlled Release*, 96(1), 159–167.
<https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2004.01.012>
3. Wang, Y., Zeng, L., Song, W., & Liu, J. (2022). Influencing factors and drug application of iontophoresis in transdermal drug delivery: An overview of recent progress. *Drug Delivery and Translational Research*, 12(1), 15–26. <https://doi.org/10.1007/s13346-021-00898-6>
 4. Batheja, P., Thakur, R., & Michniak, B. (2006). Transdermal iontophoresis. *Expert Opinion on Drug Delivery*, 3(1), 127–138. <https://doi.org/10.1517/17425247.3.1.127>
 5. Nair, V., Pillai, O., Poduri, R., & Panchagnula, R. (1999). Transdermal iontophoresis. Part I: Basic principles and considerations. *Methods and Findings in Experimental and Clinical Pharmacology*, 21(2), 139–151.
<https://doi.org/10.1358/mf.1999.21.2.529241>
 6. Zuo, J., Du, L., Li, M., Liu, B., Zhu, W., & Jin, Y. (2014). Transdermal enhancement effect and mechanism of iontophoresis for non-steroidal anti-inflammatory drugs. *International Journal of Pharmaceutics*, 466(1-2), 76–82.
<https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2014.03.013>
 7. Kumar, M. G., & Lin, S. (2008). Transdermal iontophoresis: Impact on skin integrity as evaluated by various methods. *Critical Reviews in Therapeutic Drug Carrier Systems*, 25(4), 381–401.
 8. Singh, P., & Maibach, H. I. (1994). Iontophoresis in drug delivery: Basic principles and applications. *Critical Reviews in Therapeutic Drug Carrier Systems*, 11(2-3), 161–213.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7600587/>
 9. Singh, J., & Roberts, M. S. (1989). Transdermal delivery of drugs by iontophoresis: A review. *Drug Design and Delivery*, 4(1), 1–12.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2673280/>
 10. Karpiński, T. M. (2018). Selected medicines used in iontophoresis. *Pharmaceutics*, 10(4), 204. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics10040204>
 11. Dixit, N., Bali, V., Baboota, S., Ahuja, A., & Ali, J. (2007). Iontophoresis – An approach for controlled drug delivery: A review. *Current Drug Delivery*, 4(1), 1–10.
<https://doi.org/10.2174/1567201810704010001>
 12. Baktir, S., Ozdinler, A. R., Mutlu, E. K., & Bilsel, K. (2019). The short-term effectiveness of low-level laser, phonophoresis, and iontophoresis in patients with lateral epicondylitis. *Journal of Hand Therapy*, 32(4), 417–425.
<https://doi.org/10.1016/j.jht.2018.01.002>
 13. Lark, M. R., & Gangarosa, L. P. (1990). Iontophoresis: An effective modality for treatment of inflammatory disorders. *Cranio*, 8(2), 108–119.
<https://doi.org/10.1080/08869634.1990.11678305>
 14. Che, X., Wang, L., Yuan, Y., Gao, Y., Wang, Q., Yang, Y., & Li, S. (2012). A novel method to enhance transdermal iontophoresis delivery. *International Journal of Pharmaceutics*, 428(1-2), 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2012.02.039>
 15. Kalia, Y. N., Naik, A., Garrison, J., & Guy, R. H. (2004). Iontophoretic drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 56(5), 619–658.

- <https://doi.org/10.1016/j.addr.2003.10.026>
16. Eslami, S., Tahmasbi, F., Rahimi-Mamaghani, A., Sanaie, S., Bettocchi, C., Sedigh, O., & Soleimanzadeh, F. (2025). Investigating iontophoresis as a therapeutic approach: A systematic review. *Sexual Medicine Reviews*, 13(1), 41-51.
<https://doi.org/10.1093/sxmrev/qeae058>
 17. Pontrelli, G., Lauricella, M., Ferreira, J., & Pena, G. (2016). Iontophoretic transdermal drug delivery: A multi-layered approach. *Mathematical Biosciences*.
 18. Machado, N., Callegaro, C., Christoffolete, M., & Martinho, H. (2019). Tuning transdermal transport by application of electric field. *Journal of Molecular Modeling*.
 19. Anatychuk, L. I., Kushneryk, L. Ya., & Serebyuk, O. I. (2005). Device for thermoreflexotherapy. Ukrainian Patent No. 8405 UA. State Intellectual Property Service of Ukraine.
 20. Anatychuk, L. I., Kushneryk, L. Ya., & Rozver, Yu. Yu. (2005). Device for treatment of hematomas. Ukrainian Patent No. 5701 UA. State Intellectual Property Service of Ukraine.
 21. Saringer, J. H. (1999). Device for producing cold therapy (U.S. Patent No. US5895418A). U.S. Patent and Trademark Office.
 22. Anatychuk, L. I., Kobylianskyi, R. R., Fedoriv, R. V., & Konstantynovych, I. A. (2023). On the prospects of using thermoelectric cooling for the treatment of cardiac arrhythmia. *Journal of Thermoelectricity*, (2), 5–17. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2023-2-5-17>
 23. Kobylianskyi, R. R., Zadorozhnyi, O. S., Umanets, M. M., Pasechnikova, N. V., Rozver, Y. Y., & Babich, A. O. (2024). Computer simulation of a thermoelectric device for controlling the temperature of irrigation fluid during ophthalmological operations. *Journal of Thermoelectricity*, (1–2), 61–71.
<https://doi.org/10.63527/1607-8829-2024-1-2-61-71>
 24. Kobylianskyi, R. R., Lysko, V. V., Pasechnikova, N. V., Umanets, M. M., Zadorozhnyi, O. S., Rozver, Y. Y., & Babich, A. O. (2025). Application of thermoelectric cooling and heating to control the temperature of irrigation fluid in ophthalmic surgery, 26(1), 151–157. DOI:10.15330/pcss.26.1.151-157
 25. Anatychuk, L. I., Vikhor, L. M., Kobylianskyi, R. R., & Kadeniuk, T. Y. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for treatment of skin diseases. *Journal of Thermoelectricity*, (2), 46–59.
 26. Anatychuk, L. I., Kobylianskyi, R. R., & Kadeniuk, T. Y. (2017). Computer simulation of local thermal effect on human skin. *Journal of Thermoelectricity*, (1), 62–70.
 27. Anatychuk, L. I., Vikhor, L. M., Kobylianskyi, R. R., Kadeniuk, T. Y., & Zvarych, O. V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. *Journal of Thermoelectricity*, (3), 65–74.
 28. Anatychuk, L. I., Kobylianskyi, R. R., & Fedoriv, R. V. (2019). Computer simulation of human skin cryodestruction process during thermoelectric cooling. *Journal of Thermoelectricity*, (2), 21–35.

M.V. Havryliuk^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0003-3207-2917>),
R.R. Kobylanskyi^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),
I.A. Konstantynovych^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0001-6254-6904>)

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1 Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;
²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,
2 Kotsiubynsky str., Chernivtsi, 58012, Ukraine

Thermoelectric Device for Iontophoresis

A thermoelectric device has been developed for controlled temperature support of iontophoresis procedures. Its use in standard medical iontophoresis devices significantly expands their therapeutic capabilities and improves treatment comfort. The proposed device stabilizes the temperature of electrodes and hydrophilic pads in the range from 15 to 45 °C with high control accuracy, optimizing the transdermal drug delivery. The use of controlled heating or cooling makes it possible to influence the rate of diffusion of drugs, the permeability of biological tissues, local blood circulation and the efficiency of therapeutic effects. The use of reduced temperatures for localization of drugs in the zone of influence, reduction of inflammatory processes and increase of treatment efficiency in various pathological conditions is especially promising. The proposed thermoelectric device design utilizes Peltier modules, a heat exchange system, and automatic temperature control, ensuring stable operation in various modes. The device can be used in conjunction with standard iontophoresis devices without any design modifications. The developed thermoelectric device enables the implementation of new temperature-controlled iontophoresis modes, opening up prospects for improving the effectiveness of physiotherapy procedures and developing new medical technologies.

Keywords: iontophoresis, thermoelectrode, thermoelectric module, thermoelectric device, heat exchanger, temperature range, thermostat, cooling, heating, biological tissue, transdermal drug delivery, efficiency of therapeutic effect.