

УДК 57.085:621.317.4

Г.С. Тимчик, М.Ф. Терещенко, В.Ю. Рудик

**СИСТЕМА ТЕМПЕРАТУРНОГО КОНТРОЛЮ В МАГНІТОТЕРАПІЇ**

The article is devoted to the issue of the temperature control of a biological object in the magnetotherapy. We develop the mathematical model of the magnetic field influence on a biological object with the control of the temperature variation on the surface epidermis areas. We conduct an experimental research of temperature variation of a biological object with magnetotherapy apparatuses "MIT-11" and "POLUS-4". The quantitative and qualitative estimation of theoretical and experimental research results of a thermal field shows high convergence of results and efficiency of the developed mathematical model of specific thermal action of a magnetic field on a biological tissue. Based on experimental and theoretical research we elaborate the system of temperature control and pointed precisely acting dosage of magnetic field on biological tissue providing high efficiency of the therapeutic effect of required forms of magnetic fields on biological tissue due to the measuring of temperature gradient during the magnetotherapy procedure.

**Вступ**

Магнітотерапія – провідний метод фізіотерапії, що базується на лікувально-профілактичній і знеболювальній дії низькочастотних магнітних та електромагнітних полів при реабілітації, відновленні та лікуванні тканин, органів і систем організму людини. При проведенні процедури магнітотерапії використовується, як правило, об'єктивна діагностика захворювань, заснована на вивченні процесів теплопродукції та теплообміну. Вона використовує три головні методи отримання інформації [1]: термометрію, термографію та калориметрію. Термографія – ефективний безпечний неінвазивний метод реєстрації інфрачервоного випромінювання тіла людини з метою діагностики різних захворювань. Важливою проблемою при тепловому контролі біологічної тканини (БТ) при роботі магнітотерапевтичної апаратури (МТА) є розроблення методики експерименту, аналіз результатів та підбір обладнання. Аналіз даних термографії включає якісну і кількісну оцінку, а також обробку отриманої інформації за допомогою професійного програмного забезпечення. Перспективним видом фізіотерапевтичної апаратури є МТА зі зворотним зв'язком, що дає можливість регулювати параметри магнітотерапевтичного впливу перед початком лікувального сеансу та змінювати їх під час процедури для досягнення максимального терапевтичного ефекту. Використання МТА зі зворотним зв'язком дає змогу: створювати задані форми магнітного поля (МП) з високою точністю, здійснювати оперативну діагностику та оптимізацію під час проведення терапевтичних процедур, варіювати біотропними параметрами, забезпечувати універсальність функціональних можливостей та

стабільність значення магнітної індукції. Ці якості дають можливість підвищити ефективність впливу МП на БТ.

Температура БТ є важливим параметром оцінки впливу та ефективності дії МП на організм людини. Для підвищення ефекту використання, вибору оптимальних режимів роботи, забезпечення контролю роботи МТА нами в праці [2] був запропонований безконтактний температурний метод контролю параметрів МП під час фізіотерапевтичної процедури із забезпеченням високої ефективності впливу за рахунок зворотного зв'язку, що дало змогу контролювати та автоматично вибирати режим МП, необхідний для досягнення ефективної дії поля за рахунок вимірювання значення температури біологічного об'єкта (БО), формувати нормовану, точно дозовану дію МП на БТ.

Більшість праць з магнітотерапії [1, 3–8] присвячені не стільки розкриттю теплового ефекту дії МП на БТ, скільки опису отриманого ефекту.

**Постановка задачі**

Метою дослідження є моделювання впливу МП на зміну температури поверхневих чи глибинних шарів епідермісу та інших БТ і проведення при цьому експериментальних досліджень зміни значень параметрів температури БТ під час магнітотерапевтичної процедури.

**Математичне моделювання впливу магнітного поля на зміну температури поверхневих шарів епідермісу**

Дію змінних МП на БТ перш за все пов'язують з глибиною проникнення та енерговиді-

ленням (тепловий ефект). МП можуть викликати зміну спектра коливань іона всередині макромолекули. Це збільшує можливість перекачки енергії від сусідніх атомів і комплексів у макромолекулі. В результаті можуть відбутися зміни енергії теплового руху іона, що становлять кілька чи навіть десятки відсотків від його початкової теплової енергії, що рівнозначно зсуву температури до десятка градусів. Цього достатньо для запуску процесу змін властивостей іонів у макромолекулі та їх конформаційного стану.

Математична модель поглиненої дози електромагнітної енергії БТ визначається параметрами поглиненої дози електромагнітного випромінювання (її магнітної складової). При проходженні електромагнітної хвилі через тканини організму частина енергії електромагнітної хвилі через електропровідність тканини перетвориться на тепло. Механізм лікувальної дії низькочастотної магнітотерапії обумовлений не величиною виділеного тепла (вона мала внаслідок низької частоти поля), а його подразнювальною, стимулювальною дією.

Одним із факторів і механізмів дії електромагнітних коливань на організм є виділення в тканинах джоулевого тепла  $Q$ . Під дією МП у БТ індуються вихрові струми  $I$ . Ці струми можуть використовуватися для прогрівання шарів БТ і органів. Розглянемо теплові ефекти, що визначаються цими струмами.

Для розрахунку питомого теплового ефекту, що створюється вихровими струмами, можна скористатися формулою Джоуля–Ленца [3]:

$$Q = I \cdot U \cdot t,$$

де  $U$  – напруга електричного поля, індукованого в БТ,  $t$  – час.

Але значення параметрів теплоти  $Q(t)$ , вихрових струмів  $I(t)$  та напруги  $U(t)$  змінюється з часом  $t$ . Тому кількість теплоти протягом  $t$  має вигляд

$$Q(t) = I(t) \cdot U(t) \cdot t,$$

де  $I(t)$  – значення вихрових струмів у даний час,  $U(t)$  – напруга електричного поля, індукованого в БТ за час  $t$ .

Кількість тепла, що виділяється в одиниці об'єму  $V$  за одиницю часу  $t$  можна оцінити за питомим тепловим ефектом (теплопродукцією)  $q$  [4]:

$$q = \frac{Q}{V \cdot t}.$$

Враховуючи, що об'єм обчислюється як  $V = S \cdot l$ , значення струму дорівнює  $I = j \cdot S$ , а  $E = j \cdot \rho$  – напруженість електричного поля, отримаємо формулу для визначення кількості тепла

$$q = j^2 \cdot \rho. \quad (1)$$

Формула (1) показує, що за даної щільності струму  $j$  більша кількість тепла буде виділятися в тканинах із великим питомим електричним опором  $\rho$ .

Для вихрових струмів можна записати [5]

$$I = -\frac{S}{R} \cdot \frac{dB}{dt},$$

де  $\frac{dB}{dt}$  – градієнт (швидкість) зміни значень індукції МП,  $S$  – площа ділянки контуру довжиною  $l$ ,  $R$  – опір БТ.

Виразимо значення опору  $R$  через формулу питомого електричного опору:

$$R = \frac{\rho \cdot l}{S}.$$

Отримаємо значення вихрових струмів:

$$I = -\frac{S \cdot S}{\rho \cdot l} \cdot \frac{dB}{dt} = -\frac{S^2}{\rho \cdot l} \cdot \frac{dB}{dt}. \quad (2)$$

Припустимо, що магнітна індукція поля змінюється за гармонічним законом

$$B = B_0 \cdot \cos(\omega t),$$

де  $B_0$  – амплітуда індукції МП,  $\omega$  – кутова частота, тоді

$$\frac{dB}{dt} = -B_0 \cdot \omega \cdot \sin(\omega t). \quad (3)$$

Підставимо (2), (3) в (1) та отримаємо вихідну формулу для розрахунку значень питомого теплового ефекту дії МП на БТ:

$$q = \frac{S^4}{l^2} \cdot \frac{B_0^2 \cdot \omega^2 \cdot \sin^2(\omega t)}{\rho}, \quad (4)$$

де  $q$  – кількість теплоти, що виділяється за 1 с в одиниці об'єму.

Таким чином, як слідує з формули (4), значення кількості теплоти, що виділяється в тканинах, пропорційне квадрату частоти й індукції змінного МП та обернено пропорційне

питомому опорі. Тому більше будуть нагріватися тканини, що містять багато судин, наприклад м'язи, ніж такі тканини, як жир.

Приріст температури  $T$  тіла внаслідок передачі йому тепла  $q$  дорівнює [6]

$$dT = \frac{1}{C_q} dq,$$

де  $C_q$  – теплоємність одиниці об'єму. Беручи похідну від часу цієї рівності, отримуємо як критерій біологічної значимості нагріву тканини зростання температури зі швидкістю

$$T'_i = \frac{1}{C_q} \cdot \frac{dq}{dt}. \quad (5)$$

З (4) слідує рівняння градієнта кількості теплоти:

$$\frac{dq}{dt} = \frac{S^4}{l^2} \cdot \frac{B_0^2 \cdot \omega^3 \cdot \sin(2\omega t)}{\rho}. \quad (6)$$

Розрахунок градієнта (швидкості зростання температури) поверхневого шару БО може бути здійснений за формулою

$$T'_i = k \frac{B_0^2 \cdot \omega^3}{C_q \cdot \rho},$$

де  $k = \frac{S^4}{l^2} \cdot \sin(2\omega t)$  – коефіцієнт пропорційності, який є функцією форми.

З урахуванням кутової частоти  $\omega = 2\pi f$  отримуємо розрахункову формулу градієнта температури:

$$T'_i = k \frac{8\pi^3 \cdot B_0^2 \cdot f^3}{C_q \cdot \rho}. \quad (7)$$

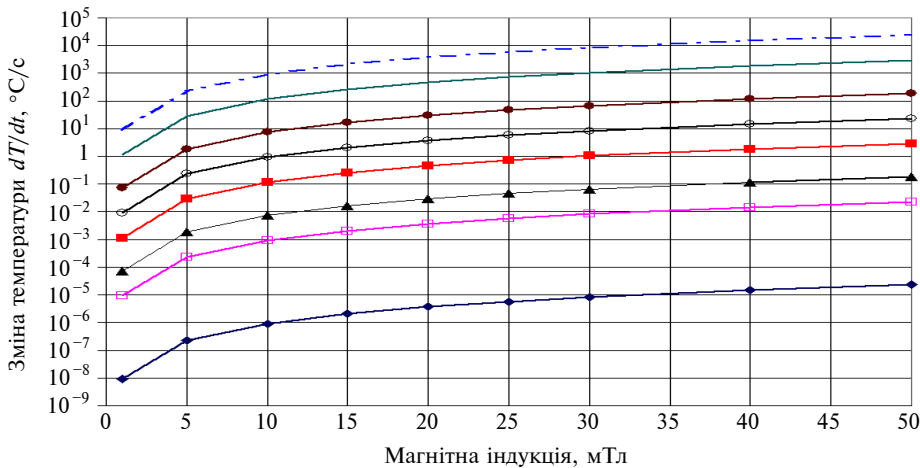


Рис. 1. Залежність швидкості зміни температури від магнітної індукції: —●— 1 Гц; —□— 10 Гц; —▲— 20 Гц; —■— 50 Гц; —○— 100 Гц; —●— 200 Гц; —■— 500 Гц; —□— 1000 Гц

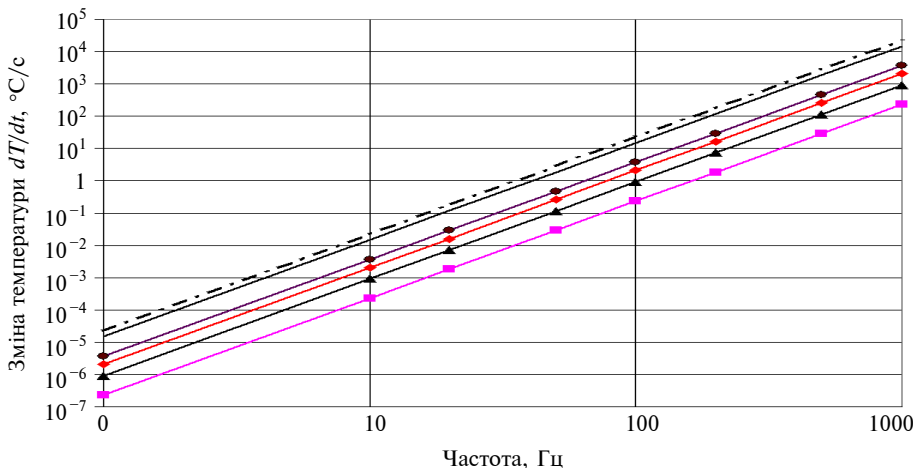


Рис. 2. Залежність швидкості зміни температури від частоти: —■— 5 мТл; —▲— 10 мТл; —●— 15 мТл; —■— 20 мТл; —■— 40 мТл; —□— 50 мТл

Проведемо графічне дослідження залежності  $T'_i$  від магнітної індукції  $B$  (рис. 1) та частоти  $f$  (рис. 2). Покладемо такі значення параметрів БТ і розмірів зразка [7]: провідність середовища  $\sigma = 0,125 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$ , теплоємність одиниці об'єму  $C_q = 3352 \text{ Дж}\cdot\text{кг}\cdot\text{л}^{-1}\cdot\text{°C}\cdot\text{с}^{-1}$ , радіус зони впливу  $r = 0,25 \text{ см}$ .

За результатами теоретичних і експериментальних досліджень впливу параметрів МП на БО емпірично була отримана формула для розрахунку температури  $T$  (°C) в зоні дії МП (8). Результати досліджень свідчать, що температура в зоні дії МП прямо пропорційна магнітній індукції  $B(t)$  і часу дії  $t$  та обернено пропорційна імпедансу БО  $Z$ , теплоємності одиниці об'єму  $C_q$ , провідності середовища  $\sigma$ , площі зони локальної дії  $S$ .

Таким чином, отримуємо формулу залежності

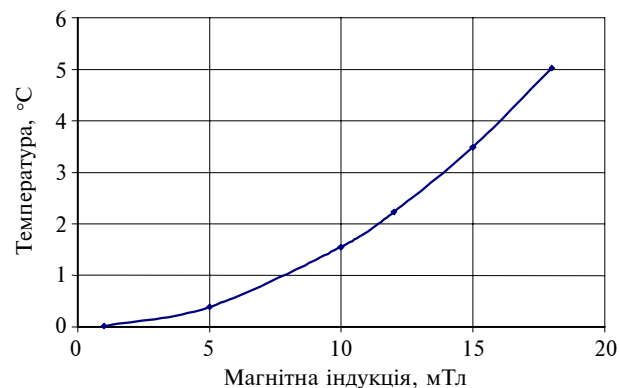
ті температури поверхневих шарів БО від параметрів об'єкта та діючих факторів:

$$T (^{\circ}\text{C}) = \frac{K_m \cdot K_{\text{БТ}} \cdot K_f \cdot B(t) \cdot t}{Z \cdot C_q \cdot \sigma \cdot S}, \quad (8)$$

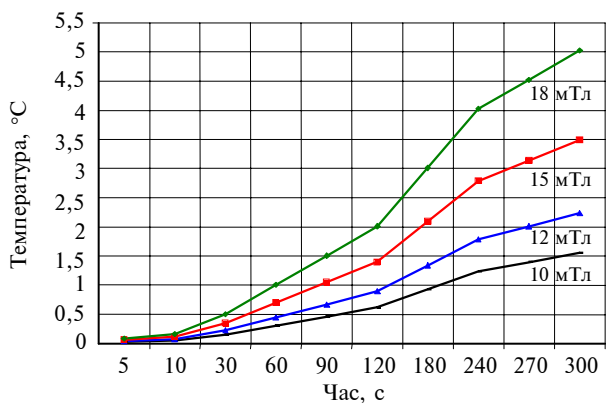
де  $K_{\text{БТ}}$  – коефіцієнт для багатошарових БТ,  $K_m$  – коефіцієнт перетворення сигналу джерела магнітної індукції,  $K_f$  – коефіцієнт залежності від частоти для конкретного типу БТ.

Формула (8) дає змогу оцінити вплив та дію МП за значеннями температури  $T$  і теплоємності одиниці об'єму БТ.

На рис. 3 подано результати теоретичного дослідження теплового поля за формулою (8). Як бачимо, під час магнітотерапевтичної процедури температура поверхневого шару БТ змінюється за законом, близьким до експоненціального, та збільшується різниця температур  $\Delta T$  від  $0,015^{\circ}\text{C}$  при  $B = 1$  мТл до  $5,02^{\circ}\text{C}$  при  $B = 18$  мТл (протягом 300 с).



а



б

Рис. 3. Залежність температури від магнітної індукції (а) та зміни температури від часу (б) за різних режимів роботи магнітотерапевтичного апарата

При використанні формули (7) для прогнозування температури необхідно вибрати коефі-

цієнт  $k$ , що є функцією форми. Порівняємо графіки на рис. 1–3 та вибором коефіцієнта  $k$  забезпечимо збіжність результатів формул (7) і (8). Оптимальні значення радіусу ділянки дії МП  $k = r^2 = 0,00000625$  м<sup>2</sup> при частоті  $f = 1000$  Гц.

### Експериментальні дослідження

За допомогою багатофункціональної прецизійної інфрачервоної камери “MobiR M3” (рис. 4) виконано вимірювання температури в зоні дії МП при контакті індуктора МТА з БТ, а універсальним тесламетром 43205 – вимірювання значень магнітної індукції.

Експериментальні дослідження проводились з МТА “МИТ-11” (режими роботи 12, 15, 18 мТл) та “ПОЛЮС-4” (режими роботи 5, 10, 15 мТл).



Рис. 4. Інфрачервона камера “MobiR M3”, температурна інформаційна таблиця і тесламетр універсальний 43205

Використання прецизійного повноекранного вимірювання температури дає можливість отримати з високою точністю розподіл теплового поля БТ з МТА під час проведення процедур магнітотерапії.

Перевагами цієї інфрачервоної камери є точне радіометричне температурне випромінювання, сучасна вбудована обробка термозображень, інтегрована сигналізація, професійне програмне забезпечення.

На основі даних температурних інформаційних таблиць побудовано графіки зміни температури з часом при контакті індуктора з БО для апаратів “МИТ-11” (рис. 5, а) і “ПОЛЮС-4” (рис. 5, б).

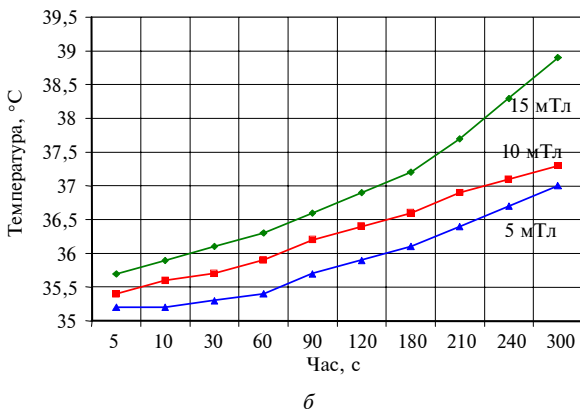
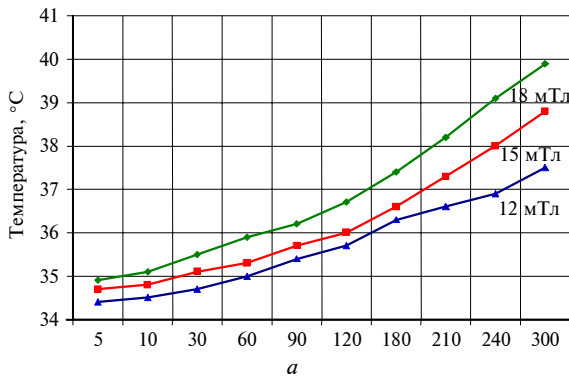


Рис. 5. Експериментальні дослідження зміни температури БО з магнітотерапевтичними апаратами “МИТ-11” (а) і “ПОЛЮС-4” (б)

У табл. 1 подано результати теоретичних розрахунків за формулами (7) і (8) (відповідно  $\Delta T_1$  і  $\Delta T_2$ ) та результати експериментальних досліджень швидкості зміни температури на МТА “МИТ-11” ( $\Delta T_3$ ) (для режимів роботи апарата 12, 15, 18 мТл) і “ПОЛЮС-4” ( $\Delta T_4$ ) (для режимів роботи апарата 10, 15 мТл). У табл. 2 наведені абсолютні  $\Delta_{ij} = |\Delta T_i - \Delta T_j|$  та відносні  $\delta_{ij}$  ( $i, j = 1, 2, 3, 4$ ) похибки теоретичних і експериментальних досліджень швидкості зміни температури  $T'_i$ .

Відносна похибка порівняння розрахунку зміни температури  $\Delta T$  за формулами (7) і (8) дорівнює 10,4 %.

Порівняння результатів розрахунку запропонованої нами формули (7) та експерименталь-

них результатів дослідження зміни температури  $\Delta T$  на апаратах “МИТ-11” і “ПОЛЮС-4” показує найменшу відносну похибку  $\delta = 6,5\%$  для апарату “МИТ-11” для режиму роботи  $B = 15$  мТл і  $\delta = 10,3\%$  для режиму роботи  $B = 10$  мТл.

Таблиця 1. Порівняння прогнозованих і експериментальних досліджень зміни температури

Магнітна індукція $B$ , мТл	Прогнозована зміна температури $\Delta T$ , °C/c		Експериментальне дослідження $\Delta T$ , °C/c	
	$\Delta T_1$	$\Delta T_2$	“МИТ-11” $\Delta T_3$	“ПОЛЮС-4” $\Delta T_4$
10	0,005772	0,00517	—	0,00644
12	0,008312	0,007445	0,0105084	—
15	0,012988	0,011633	0,013898	0,010847
18	0,018702	0,01675	0,016949	—

Таблиця 2. Порівняння абсолютних ( $\Delta_{ij}$ ) і відносних ( $\delta_{ij}, \%$ ) похибок прогнозованих і експериментальних змін температури

Похибка	Магнітна індукція, мТл			
	10	12	15	18
$\Delta_{12}$	0,000601	0,000867	0,001355	0,001952
$\Delta_{13}$	—	0,002196	0,000909	0,001753
$\Delta_{14}$	0,000668	—	0,002141	—
$\Delta_{23}$	—	0,00306	0,00226	0,000199
$\Delta_{24}$	0,00127	—	0,000786	—
$\delta_{12}$	10,4	10,4	10,4	10,4
$\delta_{13}$	—	20,8	6,5	9,3
$\delta_{14}$	10,3	—	16,4	—
$\delta_{23}$	—	29,1	16,2	1,1
$\delta_{24}$	19,7	—	6,7	—

За даними [8], при  $40^\circ\text{C} \leq T \leq 42^\circ\text{C}$  порушуються знакові режими акустичних та електромагнітних випромінювань хромосомного континууму біологічних систем, виникають перешкоди для “солітонної” провідності на ДНК, РНК, білках та їх водних оболонках. На рис. 6 криві 1, 3, 5, 7, 9 показують час досягнення прогнозованого відповідно до формули (8), а криві 2, 4, 6, 8, 10 — відповідно до формули (7), критично допустимого рівня температури ( $T = 40^\circ\text{C}$ ) для різних режимів роботи МТА (відповідно 10, 12, 15, 18, 20 мТл). Початкова температура  $T_0 = 34,3^\circ\text{C}$  взята з експериментальних досліджень — рис. 5, а.

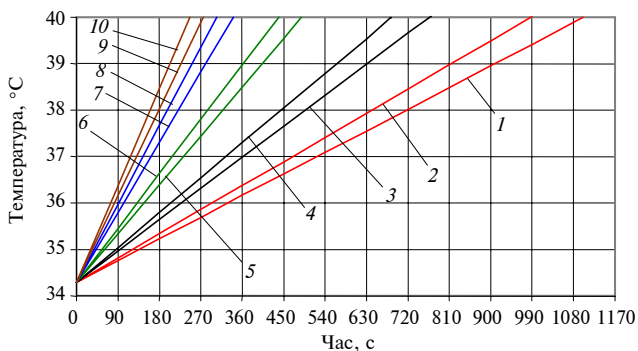


Рис. 6. Час досягнення критично допустимого рівня температури за формулами (7) і (8)

Експериментальні дані досліджень з “МИТ-11” (див. рис. 5, а) свідчать, що для режиму роботи 18 мТл критично допустимий рівень температури досягається при перевищенні часу  $t = 300$  с.

Результати прогнозування часу досягнення критично допустимого рівня температури (див. рис. 6) при режимі роботи МТА 18 мТл показують, що критично допустимий рівень температури досягається за час  $t = 304,7$  с за формулою (7) (крива 8) та  $t = 340,2$  с за формулою (8) (крива 7).

## Висновки

У статті запропоновано безконтактний температурний метод контролю роботи МТА, який

полягає в дистанційній реєстрації, візуалізації та аналізі теплових полів БТ на основі їх інфрачервоного випромінювання при проведенні фізіотерапевтичної процедури. Аналіз отриманих результатів вказує на залежність параметрів індукції та часу впливу від значень температури в зоні процедури, а також засвідчує ефективність використання МТА.

Проведені теоретичні дослідження впливу МП на поверхневі шари епідермісу. Отримані результати свідчать, що зміна температури БТ збільшується зі збільшенням значення магнітної індукції. Порівняння теоретичних та експериментальних досліджень температурного поля показує високу збіжність результатів. На основі проведених експериментальних і теоретичних досліджень розроблена система температурного контролю та направленої точно дозованої дії МП на БТ, що забезпечує більш точний контроль і високу ефективність лікувального впливу МП необхідної форми на БТ за рахунок вимірювання градієнта температури під час сеансу магнітотерапії.

У подальших дослідженнях буде розроблено математичну модель впливу сигналу зворотного зв'язку на БТ та спроектовано апарат магнітотерапії зі змінним МП зі зворотним зв'язком з температурним контролем.

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебн. пособие для вузов / А.М. Беркутов, В.И. Жулев, Г.А. Кураев и др. — М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. — 376 с.
2. Рудик В.Ю., Терещенко М.Ф. Безконтактний тепловий контроль роботи магнітотерапевтичної апаратури // XI Міжнар. науково-техн. конф. “Приладобудування 2012: стан і перспективи”, 24–25 квітня 2012 р. — К.: НТУУ “КПІ”, 2012. — С. 193–194.
3. Сердюк В.В. Магнитотерапия: Прошлое, настоящее, будущее: Справ. пособие — К.: “Азимут-Украина”, 2004. — 536 с.
4. Тиманюк В.А., Ромоданова Э.А., Животова Е.Н. Живой организм и электромагнитные поля: Монография. — Харьков: НФаУ “Золотые страницы”, 2004. — 260 с.
5. Александров Ю.М. Взаємодія фізичних полів з біологічними об'єктами. Ч. 2. — Харків: ХНУРЕ, 2007. — 316 с.
6. Бинги В. Н. Магнитобиология: эксперименты и модели. — М.: Милта, 2002. — 592 с.
7. Кузнецов А.Н. Биофизика электромагнитных явлений. — М.: Энергоатомиздат, 1984. — 255 с.
8. Иларионов В.Е. Магнитотерапия. — М.: КД “Либром”, 2009. — 136 с.