

УДК 519.7:612.59:615.849:681.5

**Стасевич Сергій Павлович**

*кандидат технічних наук, доцент,  
доцент кафедри екологічної безпеки та природоохоронної діяльності  
Національний університет «Львівська політехніка»*

**Стасевич Сергей Павлович**

*кандидат технических наук, доцент,  
доцент кафедры экологической безопасности  
и природоохранной деятельности  
Национальный университет «Львовская политехника»*

**Stasevych Sergiy**

*PhD, Associate Professor, Associate Professor of the  
Department of Ecological Safety and Nature Protection Activity  
Lviv Polytechic National University*

**Казимира Ірина Ярославівна**

*кандидат технічних наук, доцент,  
доцент кафедри екологічної безпеки та природоохоронної діяльності  
Національний університет «Львівська політехніка»*

**Казимира Ирина Ярославовна**

*кандидат технических наук, доцент,  
доцент кафедры экологической безопасности  
и природоохранной деятельности  
Национальный университет «Львовская политехника»*

**Kazymyra Iryna**

*PhD, Associate Professor, Associate Professor of the  
Department of Ecological Safety and Nature Protection Activity  
Lviv Polytechic National University*

**Кузь Ольга Назарівна**

*кандидат технічних наук, доцент,  
доцент кафедри екологічної безпеки та природоохоронної діяльності  
Національний університет «Львівська політехніка»*

**Кузь Ольга Назаровна**

*кандидат технических наук, доцент,  
доцент кафедры экологической безопасности  
и природоохранной деятельности  
Национальный университет «Львовская политехника»*

**Kuz Olga**

*PhD, Associate Professor, Associate Professor of the  
Department of Ecological Safety and Nature Protection Activity  
Lviv Polytechic National University*

DOI: 10.25313/2520-2057-2018-7-3658

**ТЕПЛОВА МОДЕЛЬ ТІЛА ЛЮДИНИ ПРИ ЕЛЕКТРОМАГНІТНІЙ ГІПЕРТЕРМІЇ**

**ТЕПЛОВАЯ МОДЕЛЬ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ**

**THERMAL MODEL OF A HUMAN BODY IN CASE OF ELECTROMAGNETIC  
HYPERTHERMIA**

**Анотація.** Представлено модель тіла людини для розрахунку теплового поля біологічної тканини при електромагнітній гіпертермії частини тіла. Для моделювання теплового поля використана пасивна модель терморегуляції Д. Фіала, в якій частини тіла (кінцівки, тулуб, шия) геометрично представлені як багатопшарові циліндри, а голова – як багатопшарова сфера. Розроблена модель дозволяє прогнозувати теплову реакцію тіла людини на зовнішні чинники – об’ємне нагрівання ділянки тіла гнучким плоским аплікатором електромагнітного поля.

**Ключові слова:** тепла модель, тіло людини, теплове поле людини, теплопровідність, метаболічне генерування тепла, терморегуляція людини.

**Аннотация.** Представлена модель тела человека для расчета теплового поля биологической ткани при электромагнитной гипертермии части тела. Для моделирования теплового поля использована пассивная модель терморегуляции Д. Фиала, в которой части тела (конечности, туловище, шея) геометрически представлены как многослойные цилиндры, а голова – как многослойная сфера. Разработанная модель позволяет прогнозировать тепловую реакцию тела на внешние факторы – объемное нагревание участка тела гибким плоским аппликатором электромагнитного поля.

**Ключевые слова:** тепловая модель, тело человека, тепловое поле человека, теплопроводность, метаболическое генерирования тепла, терморегуляция человека.

**Summary.** A model of the human body for calculating the thermal field of biological tissue in the case of electromagnetic hyperthermia of a part of the body is presented. To simulate the thermal field we use Fiala’s passive model of thermoregulation, in which the body parts (limbs, torso, neck) are geometrically represented by multilayer cylinders, and the head – by a multilayered sphere. The developed model allows predicting the body’s thermal response to external factors – volumetric heating of the body area by a flexible flat applicator of the electromagnetic field.

**Key words:** thermal model, human body, human thermal field, thermal conductivity, metabolic heat generation, human thermoregulation.

**Вступ.** У сучасній онкології лікування злоякісних пухлин відбувається різними методами, як традиційними (хімічна, променева терапія, хірургічно з доповненням хімічної, променевою терапії), так і новими, малоінвазивними, які при менших ускладненнях в організмі дають більший терапевтичний ефект. Мова йде про технології локального руйнування пухлин з використанням методик прямого направлено руйнування злоякісних клітин термічним або хімічним (електрохімічним) впливом [10].

Розрізняють такі види термічного впливу на злоякісні пухлини: лазерна, мікрохвильова, радіочастотна, ультразвукова, кріодеструкція. Методики локального руйнування злоякісних пухлин використовуються при лікуванні пухлин печінки, нирок, легень та інших органів. Найбільш перспективним методом лікування є метод локальної гіпертермії злоякісної пухлини — руйнівного нагрівання пухлини при одночасному оберіганні від перегрівання здорової клітини навколо неї [8].

Підвищення температури тіла згубно впливає на злоякісні пухлини та покращує діяльність імунної системи. Локальне підвищення температури ураженої ділянки тіла до 42–47 °С робить злоякісні клітини більш чутливими до радіоактивного випромінювання та сильнодіючих хімічних препаратів, тому гіпертермія використовується у комплексі із радіо- та хіміотерапією, що підвищує ефективність останніх у 2–3 рази.

**Геометрична модель тіла людини.** Для побудови моделі терморегуляції людини використаємо пасивну систему терморегуляції тіла людини, запропоно-

вану Д. Фіала [2]. Пасивна система терморегуляції моделюється геометричною апроксимацією тіла людини та явищами теплообміну в ньому.

Геометрично тіло людини розбивається на 16 сегментів (рис. 1): голова; шия; тулуб — грудна клітка, черевна порожнина; дві верхні кінцівки — передпліччя, лікоть, кисть; дві нижні кінцівки — стегно, гомілка, стопа. Усі сегменти тіла представлені багатопшаровими циліндрами, а голова — сферою.

Свою чергою, залежно від фізичних параметрів, сегменти тіла — шия, нижні та верхні кінцівки, поділяються на чотири шари: кістка, м’язова тканина, жирова тканина та шкіра (рис. 2).

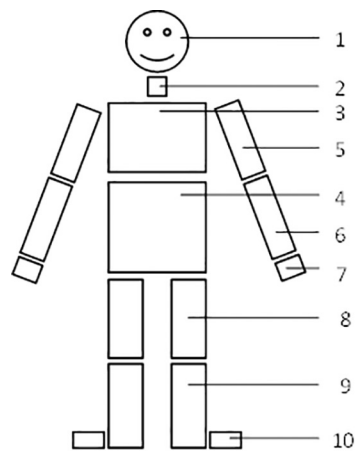


Рис. 1. Геометрична модель тіла людини:  
1 — голова, 2 — шия, 3 — грудна клітка, 4 — черевна порожнина, 5 — передпліччя, 6 — лікоть, 7 — кисть, 8 — стегно, 9 — гомілка, 10 — стопа

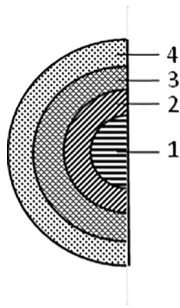


Рис. 2. Геометрична модель шиї, верхніх та нижніх кінцівок:  
1 — кістка, 2 — м’язова тканина, 3 — жирова тканина, 4 — шкіра

Тулуб людини представлений як два п’ятишарових сегменти з різними фізичними властивостями ядра — легені та нутроці, кістка, м’язова тканина, жирова тканина, шкіра (рис. 3). Голова моделюється як чотиришарова сфера (ядро — мозок, кістка, жирова тканина, шкіра).

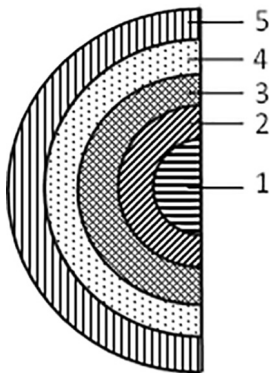


Рис. 3. Геометрична модель грудної клітки та черевної порожнини:  
1 — ядро (відповідно легені та нутроці), 2 — кістка, 3 — м’язова тканина, 3 — жирова тканина, 5 — шкіра

**Теплова модель тіла людини.** Кожна частина тіла має певну температуру, яка підтримується завдяки системі терморегуляції. Метаболічне тепло, яке виробляється організмом, розноситься у різні частини тіла за рахунок циркуляції артеріальної крові і теплоперенесення до поверхні тіла. У той же час між організмом людини та навколишнім середовищем відбувається постійний теплообмін (рис. 4), а система терморегуляції підтримує температуру окремих частин тіла постійною.

Теплообмін людини з навколишнім середовищем відбувається за рахунок теплопровідності, конвекції, випромінювання та випаровування. Важко визначити співвідношення кількості відданої теплоти між перерахованими процесами, оскільки воно залежить від багатьох факторів: стану організму (температура, емоційний стан, рухливість тощо), стану навколишнього середовища (температура, вологість, рух повітря тощо), одягу (матеріал, форма, колір, товщина).

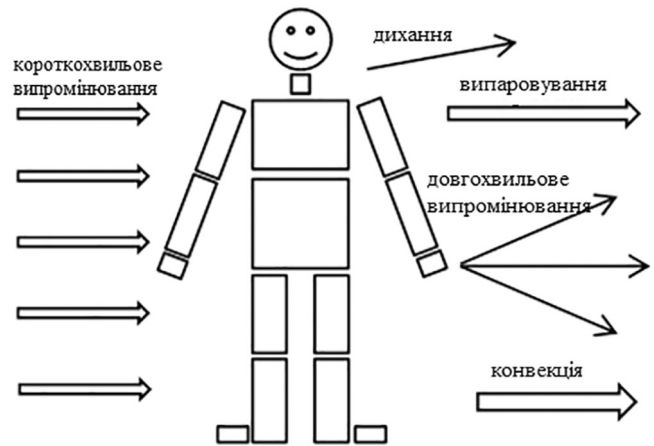


Рис. 4. Теплообмін людини з навколишнім середовищем

Випаровування відбувається з поверхні шкіри і легенів (за рахунок дихання), що складає близько 30% тепловтрат. Найбільша частка тепловтрат (близько 50%) припадає на випромінювання в зовнішнє середовище від відкритих частин тіла та одягу.

Розподіл теплового поля знаходимо з рівняння Пеннеса [5], яке має вигляд:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \left( \frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{n}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) + q_m + w_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{bl,a} - T), \quad (1)$$

де  $\rho$ ,  $c$ ,  $\rho_{bl}$ ,  $c_{bl}$  — густина і теплоємність біотканини і артеріальної крові відповідно;  $\lambda$  — коефіцієнт теплопровідності біотканини;  $n$  — безрозмірний коефіцієнт ( $n=1$  для полярних координат і  $n=2$  для сферичних);  $w_{bl}$  — швидкість перфузії крові;  $T$ ,  $T_{bl,a}$  — температура біотканини і артеріальної крові відповідно;  $q_m$  — метаболічна теплопродукція (основна швидкість обміну речовин).

Величини термofізичних і фізіологічних параметрів організму людини для кожного шару відповідного сегменту тіла наведено у таблиці 1 [3]. Для проведення розрахунків прийнято, що тканина кожного шару відповідного сегменту тіла є однорідною по всій товщині шару. Для визначення залежності кровотоку від температури в охолоджуваних приповерхневих ділянках тіла скористаємося співвідношенням [7]:

$$w_{bl} = w_{bl,0} [1 - K_1 (T_{bl,a} - T)], \quad (2)$$

де  $w_{bl,0}$  — перфузія крові, яка відповідає базовому рівню температури ( $T_b = 36.6^\circ\text{C}$ );  $K_1 = 0.01 \dots 0.035$ .

При температурах, вищих за базовий рівень, кровотік у м’язових тканинах залишається практично незмінним до досягнення критичної температури  $T_{cr} = 41.5^\circ\text{C}$ . Зростання кровотоку в цьому випадку може бути апроксимоване лінійною функцією [9]:

$$w_{bl} = w_{bl,0} [1 - K_1 (T_{cr} - T)]. \quad (3)$$

Метаболічне вироблення тепла відбувається безперервно та змінюється залежно від віку, температури

середовища, фізичного навантаження та інших факторів і є різним у різних ділянках тіла.

У моделі Д. Фіала [2] метаболічне вироблення тепла складається із базового значення метаболізму  $q_{m,b,0}$  та додаткового тепла  $\Delta q_m$ :

$$q_m = q_{m,b,0} + \Delta q_m \quad (4)$$

Базові значення метаболізму  $q_{m,b,0}$  всіх шарів сегментів тіла наведені у табл. 1.

У м'язах додаткове тепло  $\Delta q_m$  може мати три компоненти: зміна основного метаболізму  $\Delta q_{m,b}$

і додаткового метаболізму при дрижаннях  $q_{m,sh}$  та роботі  $q_{m,w}$ :

$$\Delta q_m = \Delta q_{m,b} + q_{m,sh} + q_{m,w} \quad (5)$$

Зміна основного метаболізму  $\Delta q_{m,b}$  є різницею між фактичною базальною швидкістю та базальною швидкістю в нормальних навколишніх умовах з температурою  $T_b$ . Ця зміна метаболізму є і у нем'язових тканинах, температура яких відрізняється від базової температури  $T_b$ . Швидкість основного обміну за правилом Вант-Гоффа змінюється з температурним

Таблиця 1

Термофізичні і фізіологічні параметри організму людини [3]

Частина тіла	Матеріал	L, cm	r, cm	$\lambda$ , W/(m·K)	$\rho$ , kg/m <sup>3</sup>	c, J/(kg·K)	$w_{bl,0}$ , l/(s·m <sup>3</sup> )	$q_{m,b,0}$ W/m <sup>3</sup>
Голова (сфера)	Мозок	*	8.60	0.49	1.080	3.850	10.1320	13.4
	Кістка		10.05	1.16	1.500	1.591	0	0
	Жир		10.20	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		10.40	0.47	1.085	3.680	5.4800	368
Шия (циліндр)	Кістка	8.42	1.90	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		5.46	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		5.56	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		5.67	0.47	1.085	3.680	6.8000	368
Грудна клітка (циліндр)	Легені	30.60	7.73	0.28	550	3.718	4.3000	600
	Кістка		8.91	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		12.34	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		12.68	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		12.90	0.47	1.085	3.680	1.5800	368
Черевна порожнина (циліндр)	Нутроці	55.20	7.85	0.53	1.000	3.697	4.3100	4,1
	Кістка		8.34	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		10.90	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		12.44	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		12.60	0.47	1.085	3.680	1.4400	368
Рука (циліндр, 4 шт.)	Кістка	31.85	1.53	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		3.43	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		4.01	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		4.18	0.47	1.085	3.680	1.1000	368
Долоня (циліндр, 2 шт.)	Кістка	31.00	0.70	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		1.74	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		2.04	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		2.26	0.47	1.085	3.680	4.5400	368
Нога (циліндр, 4 шт.)	Кістка	34.75	2.20	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		4.80	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		5.33	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		5.53	0.47	1.085	3.680	1.0500	368
Ступня (циліндр, 2 шт.)	Кістка	24.00	2.00	0.75	1.357	1.700	0	0
	М'яз		2.50	0.42	1.085	3.768	0.5380	684
	Жир		3.26	0.16	850	2.300	0.0036	58
	Шкіра		3.50	0.47	1.085	3.680	1.5000	368
Кров					1.069	3.650		

коефіцієнтом реакції рівним 2 [6], що відображає залежність біохімічних реакцій від локальної температури біотканини  $T$ :

$$\Delta q_{m,b} = q_{m,b,0} \cdot (2^{(T-T_b)/10} - 1). \quad (6)$$

Під час виконання гіпертермії організм людини перебуває у стані спокою без додаткової фізичної активності, то додатковим метаболізмом при дрижаннях  $q_{m,sh}$  та роботі  $q_{m,w}$  можна знехтувати.

**Моделювання потужності тепловиділення електромагнітного поля.** Для знаходження розподілу теплового поля ділянки тіла, яка піддається гіпотермічній процедурі, запишемо рівняння Пеннеса у циліндричних координатах [4]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \left( \frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 T}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + q_m + S(r, z, \theta, t) + w_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{bl,a} - T) \quad (7)$$

де  $S(r, z, \theta, t)$  — об’ємна потужність тепловиділення, створювана ЕМ випромінювачем.

У біологічних тканинах електромагнітне поле в глибину згасає за експоненціальним законом [4]:

$$S(r) = I_0 \frac{B}{L_h} \cdot e^{-\frac{R-r}{L_h}}, \quad (8)$$

де  $I_0$  — потік енергії ЕМ поля, Вт/м<sup>2</sup>;  $B$  — коефіцієнт, який враховує частку енергії, яка проникає в біотканину;  $R$  — радіус сегмента, м;  $L_h$  — товщина біотканини, в якій енергія поля зменшується в  $e$  разів; для  $f=915$  МГц —  $L_h=3.04$  см, для  $f=433.9$  МГц —  $L_h=3.57$  см).

Аплікатор електромагнітного поля створює нерівномірний потік енергії під своєю площиною, і максимум енергії, як правило, знаходиться на геометричній осі аплікатора, а ближче до його країв зменшується до нуля. Тому розподіл потоку енергії ЕМ поля у ближній зоні можна апроксимувати функцією  $\cos^2 \alpha$  [9]. Частина тіла з аплікатором (рис. 5) розбивається на 6 об’ємних сегментів, на межі розділу яких забезпечуються крайові умови IV роду.

Рівняння (1) та (7) описують температурне поле тіла людини, один сегмент якого піддається електромагнітній гіпертермії.

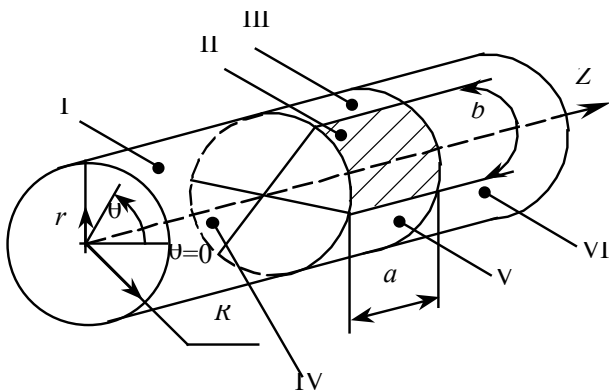


Рис. 5. Розбиття сегменту тіла на окремі об’єми

**Крайові умови.** Бічні поверхні сегментів тіла (крім області розташування гнучкого аплікатора) мають такі крайові умови:

$$\lambda \frac{\partial T}{\partial n} = \alpha (T - T_e), \quad (9)$$

де  $T_e$  — температура навколишнього середовища;  $\alpha$  — конвективний коефіцієнт теплопередачі.

Поверхня сегмента, розташована під аплікатором:

$$\lambda \frac{\partial T}{\partial n} = \alpha_n (T - T_c), \quad (10)$$

де  $\alpha_n$  — коефіцієнт теплообміну між поверхнею тіла і болусом з проточною водою;  $T_c$  — температура теплоносія.

Початкова умова поверхні тіла:

$$T(r, Z, \theta)_{t=0} = T_b. \quad (11)$$

Коефіцієнт конвективного теплообміну залежить від фізичних характеристик теплоносія, його швидкості, температури і геометричних характеристик перешкоди. Для одичної циліндричної поверхні, яка омивається потоком теплоносія, коефіцієнт теплопереносу можна визначити з рівняння:

$$\alpha = \frac{C Pr^n Re^m \lambda}{2R}, \quad (12)$$

де  $Pr$  — число Прандтля (в діапазоні температур повітря 0...40 °C  $Pr=0.707...0.699$ );  $Re = V\pi R/\nu$  — число Рейнольдса;  $V$  — швидкість переміщення повітря (для закритих приміщень  $V=0.06$  м/с);  $\nu$  — кінематична в’язкість ( $\nu=13.28 \cdot 10^{-6}...16.96 \cdot 10^{-6}$  м<sup>2</sup>/с для діапазону температур 0...40 °C);  $C=0.26$ ;  $m=0.6$ ;  $n=0.37$  (якщо  $1000 \leq Re \leq 2 \cdot 10^5$ ); коефіцієнт теплопередачі  $\alpha_n$  приймався рівним 3000 Вт/(м<sup>2</sup>·°C) [4].

На рис. 6 наведено розподіл температурного поля, що виникає у циліндричному сегменті тіла під впливом ЕМ поля, створюваного аплікатором. У місці знаходження злоякісної пухлини спостерігається пік температури 43 °C, далі за рахунок кровотоку у тканинах температура знижується до температури тіла 36.6 °C.

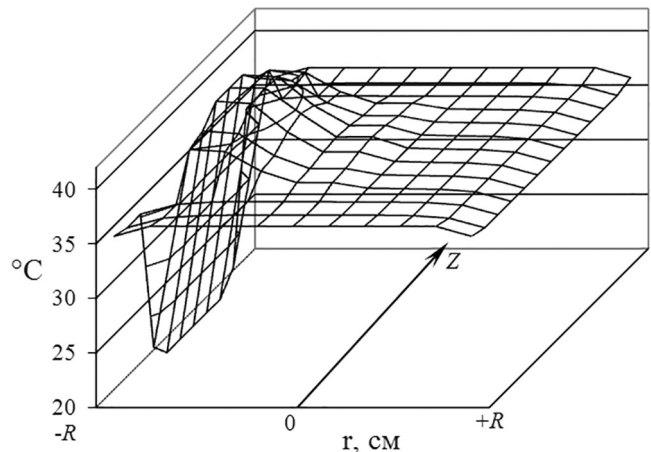


Рис. 6. Розподіл теплового поля у площині симетрії аплікатора ЕМ поля

У приповерхневому шарі сегмента тіла температура знижується за рахунок охолоджувального ефекту болюсу аплікатора з охолоджувальною рідиною.

**Висновки.** Запропонована теплова модель тіла людини дозволяє при виконанні електромагнітних

гіпертермічних процедур на початкових етапах діагностування хвороби прогнозувати хід гіпертермічної процедури та підбирати оптимальні режими гіпертермічного впливу при проведенні лікування.

#### Література

1. Emery A. F. and Sekins K. M. The use of heat transfer princiles in designing optimal diatermy and cancer treatment modalines / *Int. J. Heat Mass Transfer*. — Vol 25, 6. — 1982. — pp. 823–834.
2. Fiala D., Lomas K. J., Stohrer M. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system / *J. Appl. Physiol.* — Vol.87. — 1999. — pp. 1957–1972.
3. Kingma B. Human Thermoregulation. A Synergy between Physiology and Mathematical Modelling / Ph.D thesis, Maastricht University. — 2012.
4. Knudsen M., Overgaard J. Identification of Thermal Model for Human Tissue / *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. — Vol. BME-33, No 5. — May, 1986. — pp. 477–484.
5. Pennes H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm / *J. Appl. Physiol.* — 1948. — Vol.1. — pp. 93–121.
6. Werner J., M. Buse. Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body / *J. Appl. Physiol.* — 1988. — Vol.65. — pp. 1110–1118.
7. Костюк І., Стасевич С. Моделювання теплового стану ділянки тіла людини при НВЧ опроміненні з використанням гнучких плоских іплікаторів / І. Костюк, С. Стасевич // *Електроніка и связь*. — № 11. — Киев, 2001. — С. 71–73.
8. Костюк І., Стасевич С. Огляд методів створення гіпертермічного відгуку в живих тканинах / І. Костюк, С. Стасевич // *Радіоелектроніка та телекомунікації. Вісник Державного університету «Львівська політехніка»*. — № 399. — 2000. — С. 197–203.
9. Костюк І. Розрахунок теплового поля при електромагнітній гіпертермії / І. Костюк, С. Стасевич, В. Пашкевич // *Електроенергетичні та електромеханічні системи. Вісник НУ «Львівська політехніка»*. — № 403. — 2000. — С. 65–71.
10. Улащик В. С. Локальная гипертермия в онкологии: использование магнитного поля, лазерного излучения, ультразвука / В. С. Улащик // *Вопр. курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры*. — 2014. — № 2. — С. 48–57.