

Технічні науки

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 Polytechnic National University*

Казимира Ирина 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 Polytechnic National University*

Костюк Иван Васильевич

*кандидат технічних наук, доцент,
директор Технологічного коледжу*

Національний університет “Львівська політехніка”

Костюк Иван Васильевич

*кандидат технических наук, доцент,
директор Технологического колледжа*

Национальный университет “Львовская политехника”

Kostiuk Ivan

PhD, Associate Professor,

Director of Technological College

Lviv Polytechnic 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 Polytechnic National University

**ТЕПЛОВА МОДЕЛЬ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОЇ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОЇ
ТЕРМОТЕРАПІЇ**

**ТЕПЛОВАЯ МОДЕЛЬ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ
ТЕРМОТЕРАПИИ
THERMAL MODEL FOR LOCAL ELECTROMAGNETIC
THERMOTHERAPY**

***Анотація.** Розроблено модель для планування терапевтичної процедури при лікуванні онкологічних пухлин з використанням електромагнітної гіпертермії. Локальне нагрівання біотканини проводиться гнучким аплікатором індуктивного типу з інтегрованою системою охолодження поверхні тіла.*

***Ключові слова:** Теплова модель тіла людини, метаболічне генерування тепла, терморегуляція людини, гіпертермія.*

***Аннотация.** Разработана модель для планирования терапевтической процедуры при лечении онкологических опухолей с использованием электромагнитной гипертермии. Локальный нагрев биоткани проводится гибким аппликатором индуктивного типа с интегрированной системой охлаждения поверхности тела.*

***Ключевые слова:** Тепловая модель тела человека, метаболическое генерирование тепла, терморегуляция человека, гипертермия.*

***Summary.** A model for planning a therapeutic procedure in the treatment of oncological tumors using electromagnetic hyperthermia has been developed. Local heating of the tissue is carried out by a flexible applicator of inductive type with an integrated cooling system of the body surface.*

***Key words:** Thermal model of a human body, metabolic heat generation, human thermoregulation, hyperthermia.*

Вступ. Гіпертермія, як метод лікування онкологічних захворювань, набула широкого застосування в медичній практиці в комплексі з хіміо- та

радіотерапією. Для створення гіпертермічного відгуку у живій тканині використовуються різноманітні методи донесення енергії в патологічну область (ультразвукові хвилі, лазерне випромінювання, кондуктивне нагрівання, електромагнітне (ЕМ) поле, тощо) [5]. Електромагнітна гіпертермія набула найбільшого розповсюдження завдяки ряду переваг над іншими методами, а саме: неінвазивність методу, можливість концентрації поля в тілі пацієнта, можливість гнучкого регулювання енергетично-часових характеристик під час проведення гіпертермічної процедури, можливість неінвазивного контролю температури в ході лікування (радіометрія) тощо.

Локальне нагрівання області, ураженої злоякісним новоутворенням, здійснюється за допомогою аплікаторів, які, залежно від принципу формування ближньої зони електромагнітного поля, поділяються на випромінюючі (рупорні), ємнісні та індуктивні. Гнучкі плоскі аплікатори індуктивного типу мають низку переваг над іншими: висока однорідність розподілу ЕМ поля, збільшена глибина терапевтичного прогріву внаслідок концентрації поля при обляганні циліндричних ділянок тіла, достатньо велика апертура, конструкційна інтегрованість з системою охолодження поверхні тіла [2; 3].

Мета роботи. Ефективність проведення гіпертермічного лікування залежить від виконання ряду вимог, які обумовлені характером взаємодії живої тканини з внесеною енергією ЕМ поля. До них можна віднести: забезпечення у патологічній області температури в діапазоні 42...46°C; перегрівання інтактною здоровою тканиною може бути причиною її деструкції; швидке (в межах 10...15 хвилин) виведення температури до терапевтичного рівня для запобігання розвитку явищ термотолерантності (підвищення резистентності злоякісної тканини до дії підвищеної температури); моніторинг температури в декількох контрольних точках; коректування ходу гіпертермічної процедури шляхом зміни енергетично–

часових характеристик ЕМ поля. Для забезпечення цих вимог використовується попереднє теоретичне моделювання, яке дозволяє планувати термотерапевтичну процедуру з урахуванням анатомічних та фізіологічних особливостей пацієнта, області розміщення, розмірів і гістології пухлини, тощо.

Матеріал і результати досліджень. Ділянку тіла людини можна представити у вигляді циліндричного сегмента, який складається із чотирьох концентричних шарів: шкіра, жировий прошарок, м'яз і серцевина (рис. 1). На шкірі знаходиться гнучкий аплікатор, внутрішня поверхня якого забезпечує кондуктивне охолодження тіла завдяки прокачуванню теплоносія (деіонізована вода) через болюс аплікатора.

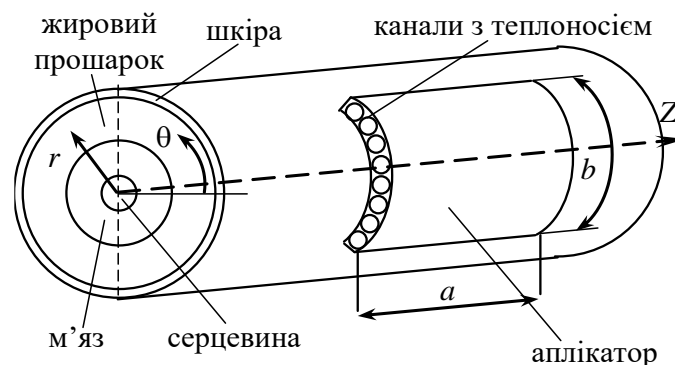


Рис. 1. Модель сегмента тіла людини з плоским аплікатором на поверхні

Розподіл теплового поля у живій тканині описується класичним біотепловим рівнянням, яке в циліндричних координатах має вигляд:

$$\rho(r)C(r)\frac{\partial T(r, z, \theta, t)}{\partial t} = \nabla \lambda(r) \nabla T(r, z, \theta, t) + \omega(r, t)\rho_a C_a [T_a(r, z, \theta, t) - T(r, z, \theta, t)] + S(r, z, \theta, t), \quad (1)$$

де $\rho(r)$, ρ_a – густина тканини і артеріальної крові відповідно; $C(r)$, $C_a(r)$ – теплоємність тканини і артеріальної крові відповідно; $\lambda(r)$ – теплопровідність тканини; $T(r, z, \theta, t)$, $T_a(r, z, \theta, t)$ – температура тканини і артеріальної крові відповідно; t – час; r, z, θ – циліндричні координати; $S(r, z, \theta, t)$ – об'ємна потужність тепловиділення.

Величина об'ємної потужності тепловиділення на поверхні тіла практично співпадає з розподілом квадрату електричної складової поля [3], тому її апроксимуємо функцією, яка повторює розподіл E^2 на випромінювальній поверхні аплікатора. Враховуючи, що для більшості плоских аплікаторів E^2 змінюється за законом $\cos^2\alpha$ [1], та беручи до уваги експоненціальне загасання енергії поля по глибині біотканини, отримаємо вираз [6]:

$$S(r, z, \theta) = I_0 \cos^2\left(\frac{\pi\theta}{\varphi}\right) \cos^2\left(\frac{\pi z}{b}\right) \frac{B}{L_h} e^{-\frac{R-r}{L_h}} \quad (2)$$

де $\varphi = a/R$, $-b/2 \leq z \leq b/2$, $-\varphi/2 \leq \theta \leq \varphi/2$; I_0 – величина потоку енергії в геометричному центрі аплікатора ($r=R$, $\theta=0$, $z=0$); R – радіус сегмента; a і b – геометричні розміри аплікатора; L_h – товщина біотканини, у якій енергія поля зменшується в e разів (у м'язовій тканині для $f=915$ МГц – $L_h=3.04$ см; для $f=4339$ МГц – $L_h=3.57$ см); B – частка поглинутої біотканиною енергії ($B=0.4\dots 0.6$).

Величина перфузії в біологічних тканинах є різною і залежить від температури навколишньої тканини. Використаємо такі співвідношення для моделювання величини кровотоку у тканинах тіла [4, 6]:

$$1. \text{ Шкіра} \quad \omega = \omega_{0i} [1 - K_i (T_0 - T)] \quad T \leq T_0, \quad T_0 = 37^\circ\text{C}. \quad (3)$$

$$2. \text{ М'яз} \quad \omega = \begin{cases} 0.45 + 3.55 e^{-\frac{(T-45)^2}{12}} & T \leq 45^\circ\text{C}, \\ 4.0 & T > 45^\circ\text{C}. \end{cases} \quad (4)$$

$$3. \text{ Жировий прошарок} \quad \omega = \begin{cases} 0.36 + 0.36 e^{-\frac{(T-45)^2}{12}} & T \leq 45^\circ\text{C}, \\ 4.0 & T > 45^\circ\text{C}. \end{cases} \quad (5)$$

$$4. \text{ Тканина пухлини} \quad \omega = \begin{cases} 0.833 & T < 37^\circ\text{C}, \\ 0.833 + \frac{(T-37)^{4.8}}{5438} & 37^\circ\text{C} \leq T \leq 45^\circ\text{C}, \\ 0.416 & T > 45^\circ\text{C}. \end{cases} \quad (6)$$

Теплофізичні характеристики біологічних тканин, які використовуються у виразі (1), мало залежать від зміни температури тіла в процесі життєдіяльності, тому будемо вважати їх сталими і такими як у [6].

Умови теплообміну поверхні циліндричного сегменту: торцеві поверхні – теплоізольовані, бокова поверхня (в тому числі і під болюсом) – теплообмін за законом Ньютона, теплообмін між тканинними прошарками – граничні умови четвертого роду. Для всіх тканинних елементів початкова температура $T=T_6 = 37^{\circ}\text{C}$.

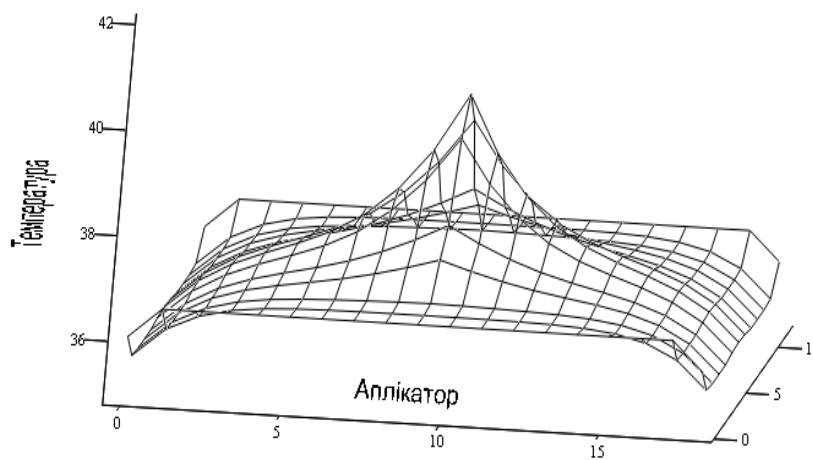


Рис. 2. Розподіл температурного поля по глибині біотканини

На рис. 2 представлено розподіл температурного поля по глибині біотканини під аплікатором. Найбільша температура 42°C спостерігається у центрі аплікатора в глибині біотканини. Охолодження шкіри для запобігання опікам відбувається за рахунок прокачування охолоджувальної рідини через болюси аплікатора.

Висновки. Попереднє моделювання процедури електромагнітної термотерапії дозволить застосовувати індивідуальний підхід до лікування кожного пацієнта.

Література

1. Caleb K., Charny and Ronald L. Levin. Simulations of MAPA and APA Heating Using a Whole Body Thermal Model / IEEE. Transactions on Biomedical Engineering. – Vol. BME-33. № 5. – May, 1986. – pp. 477–484.
2. Mendecki I.E. et al. Therapeutic potential of conformal applicators for induction of hyperthermia / J. Microwave Power, 1979. – Vol. 14, №2. – pp. 139–144.
3. Гельвич Э.А., Мзохин В.Н. Технические аспекты электромагнитной гипертермии в медицине / Биомедицинская радиоэлектроника. – №1. – 1998. – С. 37–47.
4. Lang J., Erdmann B. and Seeba M. β. Impact of Nonlinear Heat Transfer on Temperature Control in Regional Hyperthermia / Preprint SC 97–73, ZIB, 1997.
5. Костюк І., Стасевич С. Огляд методів створення гіпертермічного відгуку в живих тканинах / Радіоелектроніка та телекомунікації. Вісник Державного університету "Львівська політехніка". – № 399. – Львів, 2000. – С. 197–203.
6. Костюк І., Стасевич С., Павлиш В. Тривимірна модель для розрахунку теплового поля при електромагнітній гіпертермії / Спільна українсько-польська школа-семінар "Актуальні проблеми теоретичної електротехніки: наука і дидактика". – Алушта, 3–7 вересня 2001 р. – С. 141–143.