

УДК 615.849.

Іван Костюк

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра електронних засобів інформаційно-комп’ютерних технологій

ТЕПЛОВА МОДЕЛЬ ЦИЛІНДРИЧНОГО СЕГМЕНТА ТІЛА ПРИ ЛОКАЛЬНІЙ ЕЛЕКТРОМАГНІТНІЙ ГІПЕРТЕРМІЇ

© Костюк Іван, 2001

Розроблена математична модель і програма розрахунку теплового відгуку в біотканині при електромагнітній (ЕМ) гіпертермії, яка здійснюється гнучкими плоскими аплікаторами, що облягають циліндричні ділянки тіла людини.

The mathematical model and program for calculating heating of tissue by EM radiation in the course of local thermotherapy of cancer are designed, which materializes flexible flat applicators, that cling cylindrical man body allotments.

Для створення гіпертермічного відгуку в області розташування злоякісних новоутворень широко використовують гнучкі плоскі випромінювачі ЕМ енергії (рис. 1) [1]. Особливості конструкції таких випромінювачів забезпечують їм гнучкість, а це дозволяє охоплювати циліндричні частини тіла пацієнта. Ефект квазіоптичного фокусування ЕМ поля дає можливість значно збільшити глибину проникнення терапевтичного прогрівання тканини.

Для моделювання розподілу теплового поля по глибині біотканини, створюваного гнучким випромінювачем, традиційний підхід, коли розв’язується плоска одновимірна задача, не є прийнятним, оскільки у цьому випадку втрачається ефект концентрації поля на осі циліндричного елемента тіла.

Це вносить суттєву похибку порівняно з дійсним розподілом об’ємної потужності тепловиділення і, як наслідок, розподілом теплового поля.

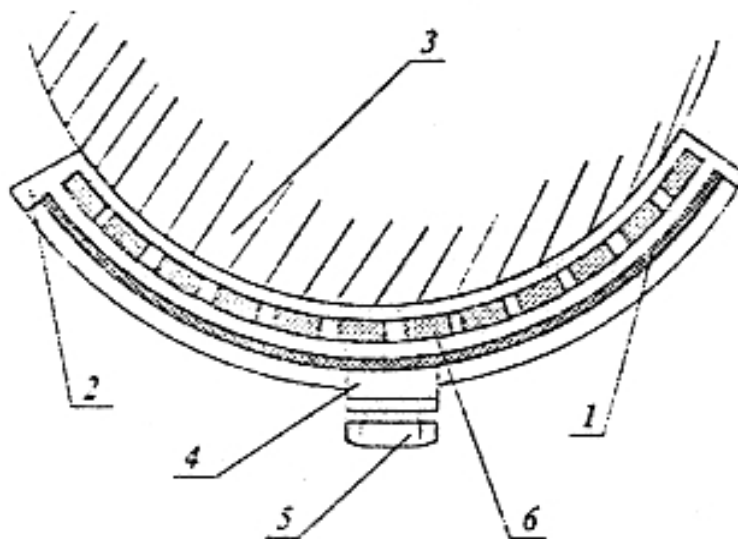


Рис. 1. Схема гнучкого аплікатора:

- 1 – мікросмушковий електрод; 2 – силіконова оболонка; 3 – біотканина;
4 – узгоджувач; 5 – ВЧ рознім; 6 – канали з циркулюючим теплоносієм

Розподіл температури в циліндричному сегменті тіла знаходили з класичного біотеплового рівняння, яке в циліндричних координатах має вигляд

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 T}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + S(r, z, \theta, t) - \omega \rho_B c_B (T - T_B),$$

де ρ , c , ρ_B , c_B – густина і теплоємність біотканини і крові відповідно; $S(r, z, \theta, t)$ – об’ємна потужність тепловиділення; λ – коефіцієнт теплопровідності в біотканині; ω – значення кров’яної перфузії; T , T_B – температура біотканини і артеріальної крові відповідно.

Об’ємна потужність тепловиділення загасає по глибині тканини за експоненціальним законом [2]

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

де I_0 – потік енергії ЕМ поля через одиницю поверхні аплікатора; B – константа; R – радіус циліндра; L_h – товщина біотканини, на якій енергія поля зменшується в e разів.

Глибина м’язової тканини, на якій ЕМ-енергія загасає в e разів, визначалася для частоти 433 МГц з рівняння [3]

$$e^{-2\delta L_h} = \frac{1}{e}$$

де δ – коефіцієнт загасання ($\delta_{433}=0.0105$).

Об’ємна потужність тепловиділення під аплікатором на зовнішній поверхні циліндра апроксимована функцією $\cos^2 \alpha$ [4]. Наприклад, для прямокутного аплікатора вздовж осі симетрії, паралельної координаті z

$$S(R, z, 0) \sim \cos^2 \left(\frac{\pi z}{L} \right),$$

де $-L/2 \leq z \leq L/2$, L – довжина аплікатора.

На бічних поверхнях циліндричного елемента прийняті такі граничні умови:

– циліндрична поверхня (крім області розташування аплікатора):

$$\lambda \frac{\partial T}{\partial n} = \alpha (T - T_c);$$

– область розташування аплікатора (примусово охолоджувана поверхня):

$$\lambda \frac{\partial T}{\partial n} = \alpha_{\Pi} (T - T_{\Pi});$$

– бічні грані циліндра:

$$T = T_0,$$

де α – коефіцієнт конвективного теплообміну; α_{Π} – коефіцієнт теплопередачі між поверхнею тіла і болюсом з проточною водою з температурою T_{Π} ; T_0 – початкова температура тіла. Початкова умова $T(r, z, \theta)_{t=0} = T_0$.

Задачу розв’язували методом кінцевих різниць. Теплофізичні і фізіологічні характеристики приймали аналогічними як у [5] для м’язової тканини.

На рис. 2 показаний розподіл теплового поля в площині половинного перерізу циліндра вздовж осі симетрії прямокутного аплікатора $a \times b = (6 \times 4)$ см, паралельної осі Z .

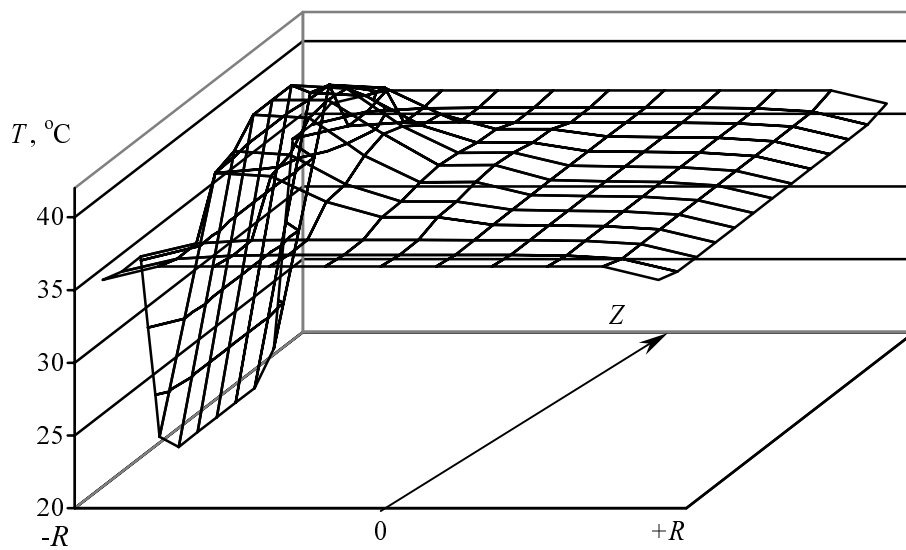


Рис. 2. Розподіл теплового поля в площині половинного перерізу циліндра ($\theta=0$)

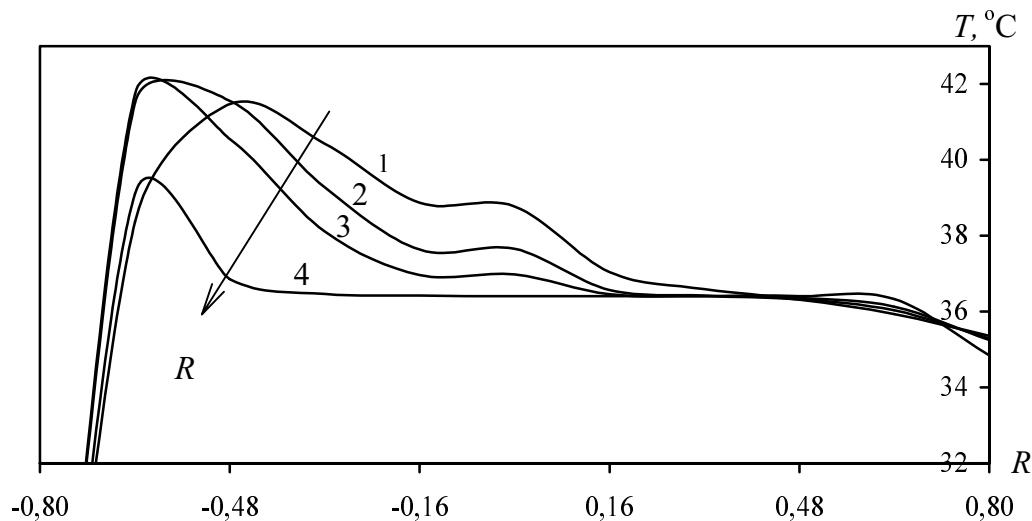


Рис. 3. Залежність температури по глибині циліндра від радіуса R :
1 – $R=4$ см; 2 – $R=6$ см; 3 – $R=8$ см; 4 – $R=20$ см

Залежність температури по глибині циліндричного сегмента вздовж центральної осі аплікатора залежно від радіуса показана на рис. 3. При збільшенні значення охоплення аплікатором циліндричних поверхонь тіла ефект концентрації осевого тепловиділення зростає.

1. Гельвич Э.А., Мазохин В.Н. Технические аспекты электромагнитной гипертермии в медицине // Биомедицинская радиоэлектроника. 1998. № 1. – С. 37– 47. 2. Morten Knudsen, Jens Overgaard. Identification of Thermal Model for Human Tissue. IEEE Transaction on Biomedical Engineering. Vol. BME– 33. No 5. May, 1986. P. 477 – 484. 3. Eric R.Lee, Tawna R.Wilsey et al. Body Conformable 915 MHz Microstrip Array Applicators for Large Surface Area Hyperthermia. IEEE Transactions on Biomed. Eng. Vol. 39. No 5. May 1992. P. 470 – 482. 4. Caleb K. Charny, Roland L.Levin IEEE Transaction on Biomedical Engineering. Vol. 35. No 5. May, 1988. P. 362 – 371. 5. Костюк І., Стасевич С., Пашикевич В. Розрахунок теплового поля при електромагнітній гіпертермії // Вісн. НУ”Львівська політехніка”. 2000. – № 403. – С. 65–71.