

УДК 621.373.1

Ю.М. Стоянов

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

## МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПОШИРЕННЯ ЗМІННОГО ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ПОЛЯ У ТКАНИНАХ БІООб'ЄКТУ

Y.M. Stoyanov

### MATHEMATICAL MODELING OF SPREADING THE ALTERNATING ELECTROMAGNETIC FIELD IN THE TISSUES OF BIOLOGICAL OBJECTS

Для забезпечення ефективної передачі електроенергії на акумулятор в системах черезшкірного живлення імплантатів підбирають оптимальні параметри електромагнітного випромінювання. Це дає змогу зробити математична модель поширення цього випромінювання у біологічних тканинах, розташованих перед імплантатом [1]. Встановлено, що безпечними для передачі енергії через тканини тіла є частоти (0.1-1) МГц, бо частоти <100 кГц можуть спричинити фібриляцію, а частоти (1-40) МГц – діатермічний ефект. Для кожного шару тканин враховують поглинання випромінювання на оптимальній частоті магнітного зв'язку (wireless mid-field connection, рис. 1) [2]. Проте, для підвищення ефективності передачі енергії необхідно враховувати й інші ефекти поширення електромагнітної хвилі в багат шаровому неоднорідному середовищі. В тезах наведено результати дослідження в цьому напрямку.

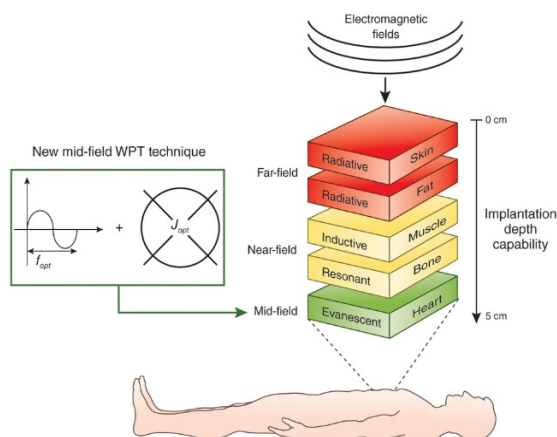


Рис. 1. Структура середовища поширення магнітного поля від джерела випромінювання до імплантату [2]

За основу дослідження взято феноменологічну математичну модель – рівняння Максвелла:

$$\begin{cases} \text{rot}(\vec{H}) = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{j}^e \\ \text{rot}(\vec{E}) = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \vec{j}^m \\ \text{div} \vec{D} = \rho^e \\ \text{div} \vec{B} = \rho^m \end{cases} \quad (1)$$

За джерело  $P_0$  випромінювання вибрано диполі Герца  $Q_j(t)$ , в частотній області (2), у вигляді інтегралів Фур'є (рис. 2) [3].

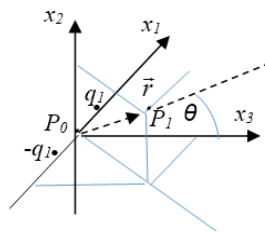


Рис. 2. Схема поширення хвилі диполя  $(-q, q)$  на осі  $x_1$  з напрямком  $x_3$  уздовж головного променя в декартовій системі координат  $(x_1, x_2, x_3)$

$$Q_j(t) = \text{Re} \left[ \sqrt{\frac{2}{\pi}} \int_0^{\infty} |q_j(\omega)| e^{i\delta_j(\omega)} e^{-i\omega t} d\omega \right], \quad (2)$$

де  $|q_j(\omega)|$  — амплітуда,  $\delta_j(\omega)$  — фаза  $q_j(\omega)$ .

З виразу (2) визначено електричну і магнітну компоненти фронту хвилі:

$$\vec{E}_\omega = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2 r} |q(\omega)| \vec{r}_0 \times (\vec{\rho}_0(\omega) \times \vec{r}_0) e^{i[\delta(\omega) - \omega(t-r/c)]} \right\} \quad (3)$$

$$\vec{H}_\omega = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2 r} |q(\omega)| \vec{r}_0 \times \vec{\rho}_0(\omega) e^{i[\delta(\omega) - \omega(t-r/c)]} \right\}, \quad (4)$$

де  $\vec{r}_0$  — одиничний радіус-вектор. Методом ейконалу визначено хвильову функцію:

$$U_\omega(X, Y, Z) = \frac{\omega}{2\pi i c} \iint_{s'} \frac{1}{s} e^{i\frac{\omega}{c}[\ell_\omega(x', y', z') + s]} dS. \quad (5)$$

Точка  $P_1(X, Y, Z)$  знаходиться в області з інтенсивністю  $I(X, Y, Z)$  [3]:

$$I(X, Y, Z) = C \int_0^{\infty} |U_\omega(X, Y, Z)|^2 d\omega. \quad (6)$$

Для  $|\omega_0 \pm \Delta\omega| \rightarrow \omega_0$ , то:

$$I(X, Y, Z) = C |U_{\omega_0}(X, Y, Z)|^2, \quad (7)$$

де  $C$  — коефіцієнт впливу середовища.

$$C = \frac{c}{4\pi T} \int_0^{\infty} [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega, \quad (8)$$

де  $f(\omega)$  та  $g(\omega)$  визначаються залежно від геометрії середовища та частоти випромінювання.

В результаті отримано змогу визначити коефіцієнти змін інтенсивності опромінення при поширенні електромагнітного поля через тканини тіла.

### Література

1. Стоянов Ю.М., Тези V Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції ТНТУ ім. І. Пулюя «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання», Синтез ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантованому електрокардіостимуляторі, 2012. - 207 с.

2. Henry Mei & Pedro P Irazoqui, "Miniaturizing wireless implants", Nature Biotechnology 32,1008–1010 (2014), Published online 09 October 2014.

3. M. Born, E. Wolf Principles of optics\ Printed in Great Britain, A. Eaton & Co. Ltd., Exeter, 1986, 831 P.