

## РАДІОЕЛЕКТРОНІКА БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 621.371.399

### ЕЛЕКТРОСТАТИЧНА МОДЕЛЬ АПЛІКАТОРА ДЛЯ ГІПЕРТЕРМІЇ

Голощанов А.В.

*Розглядається конструктивна особливість аплікаторів для гіпертермії та можливість розрахунку електромагнітних полів і розподіл температури в біотканинах при лікуванні гіперплазії передміхурової залози.*

#### **Вступ. Постановка задачі**

Відомо, що найбільш цілющу дію при лікуванні доброякісної гіперплазії (ДГП) надає дія теплової енергії. Експериментально визначені пороги температурної чутливості здорових і пухлинних клітин. Відомо, що при температурі 43 ... 44°C відбувається пряме знищення ракових клітин, при 40 ... 42°C - їх сенсibiliзація до хіміотерапії, тоді як при 38 ... 40°C ріст пухлини посилюється. Як джерело енергії для нагріву тканини простати частіше за все використовують мікрохвильове, радіочастотне випромінювання, сфокусований ультразвук.

#### **Теоретичні викладки**

Впровадження нових технологій - інтерес для урологів, які мають справу з симптоматичною доброякісною гіперплазією передміхурової залози. Аби той чи інший метод лікування був признаний успішним необхідно дотримуватися наступних умов: метод повинен бути менш інвазивним і при цьому проявляти виражену ефективність як в суб'єктивному - симптоматичному, так і в об'єктивному відношенні по даним  $Q_{max}$  (індекс оцінки якості життя, за міжнародною системою сумарної оцінки симптомів при захворюванні простати (IPSS)) або дослідженню тиск - потік.

Однією з проблем будь-якого методу лікування - вибір дози випромінювання, що забезпечує високу точність підтримки заданої температури в пухлинних та нормальних тканинах. Можливості використання з цією метою безпосереднього вимірювання температури в тканинах обмежені. Тому виникає необхідність теоретичного і експериментального моделювання режимів лікування. Моделювання також служить для перспективної оцінки можливостей диференційованого нагріву нормальних і пухлинних тканин з урахуванням характерних особливостей їх геометричної конфігурації, теплових і електромагнітних властивостей. При теоретичному моделюванні теплового впливу електромагнітного поля на біологічний об'єкт одночасно вирішується дві задачі: 1) знаходиться теплова потужність, яка виділяється в тканині за рахунок поглинання електромагнітного поля; 2) з використанням цієї інформації на основі відповідного рівняння теплопровідності розраховується розподіл температури в об'єкті.

Для визначення електромагнітного поля в біооб'єкті використовуються

як аналітичні, так і чисельні методи. Вирішення задачі температурного поля в біооб'єкті ґрунтується на біотепловому рівнянні [1]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \Delta(\lambda \nabla T) + q_b + q_m + q_R, \quad (1)$$

де  $\rho, C_p$  - теплопровідність і теплоємність середовища;  $T$  - температура в К;  $\lambda$  - довжина хвилі електромагнітного поля;  $\Delta$  - оператор Лапласа;  $\nabla$  - оператор Набла;  $q_b$  - конвекційна складова теплопереносу;  $q_m, q_R$  - тепловиділення за рахунок внутрішніх біохімічних реакцій і зовнішнього електромагнітного випромінювання.

При будь-якому методі здійснення лікувальної процедури, обов'язковим елементом системи є аплікатор за допомогою якого здійснюється вплив на об'єкт дослідження, тому доцільно проаналізувати особливості існуючих конструкцій аплікаторів для внутрішньопорожнинної локальної гіпертермії та теплорадіотерапії. Частіше за все для внутрішньопорожнинної гіпертермії з застосуванням НВЧ використовується аплікатор на основі дипольного випромінювача в діелектричній оболонці. Оскільки модуль квадрату хвильового числа біологічної тканини  $|k_T|^2 \gg 1$ , то таке середовище вважається електрично щільним. Тому поширення поля і параметри випромінювача розраховуються на основі теорії ізольованих антен в електрично щільному середовищі [2]. Характеристики антенних елементів, коли їх оточує матеріальне середовище, визначаються в залежності від їх характеристик у вакуумі через вплив електричних властивостей матеріалу середовища, а також її форми і розміру. При випромінюванні антен в вакуумі в першому наближенні диполь, звичайно, розглядається як розімкнута на кінці двопровідна лінія з синусоїдальним розподілом струму. Таке наближення є досить грубим, оскільки випромінювання двопровідної лінії значно впливає на розподіл струму. Основна причина в тому, що випромінювання диполя визначається антеною в цілому; випромінювання неможна розраховувати на одиницю довжини провідника. З іншого боку, для випромінювання ізольованої антени, що розміщена в електрично щільному середовищі, можна розрахувати втрати на одиницю довжини коаксіальної лінії в діелектрику або в провіднику, що більше відповідає конструкції аплікатора. Тому ізольована антена може бути з достатньою точністю описана загальною теорією коаксіальної лінії. Струм у внутрішньому провіднику відрізка довгої лінії відповідає диференційному рівнянню:

$$\frac{\partial^2 I(Z)}{\partial Z^2} + k_L^2 = 0, \quad (2)$$

де  $k_L = (-Z_L Y_L)^{1/2} = \beta_L + i\alpha_L$  - комплексне хвильове число,  $Y_L, Z_L$  - відповідно паралельний і послідовний імпеданс на одиницю довжини. Вирішення рівняння (2) для струму в кожному з двох відрізків лінії з відкритим кінцем:

$$I(Z) = -\frac{iV_0 \sin k_L(h - |z|)}{2Z_C \cos k_L h}, \quad (3)$$

де  $V_0$  - напруга на вході лінії;  $h$  - її довжина;  $Z_C = (Z_L / Y_L)^{1/2}$  - хвильовий опір

Поширення струму, для якого справедливий вираз (3), відповідають наближені рівняння для складових електромагнітного поля в ізоляторі [4]:

$$\left. \begin{aligned} B_{\varphi-I}(r, z) &\approx \frac{\mu_0}{2\pi r} I(r), \\ E_{r-I}(r, z) &\approx \frac{1}{2\pi r \epsilon_2} q(z), \\ q(z) &= -\frac{i}{\omega} \frac{\partial I(z)}{\partial z}, \\ E_{z-I}(r, z) &\approx \int_{r'=a}^r \left[ \frac{\partial E_{r-I}(r', z)}{\partial z} - i\omega B_{\varphi-I}(r', z) \right] dr', \\ B_{\varphi-I}(r, z) &\approx 0, B_{r-I}(r, z) \approx 0, B_{z-I}(r, z) \approx 0 \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

Для опису використовуються складові електромагнітного поля в циліндричних координатах. На границі між середовищами з різними властивостями мають місце граничні умови нормальної і тангенціальної складових характеристик поля:

$$\vec{B}_{n1} - \vec{B}_{n2} = 0; D_{n1} - \vec{D}_{n2} = \delta; \vec{E}_{\tau1} - \vec{E}_{\tau2} = 0; \vec{H}_{\tau1} - \vec{H}_{\tau2} = 0, \quad (6)$$

де  $\delta$  - щільність поверхневого заряду. Останнє із співвідношень (6) допускає відсутність поверхневих струмів на границі між середовищами, що відповідає припущенню про кінцеву провідність суміжних середовищ. Електромагнітні поля в біологічній тканині на поверхні ізолятора ( $r = b$ ) отримують із рівнянь (4), (5) і граничних умов (6):

$$B_{\varphi-T}(b, z) = B_{\varphi-I}(b, z); E_{r-T}(b, z) = \frac{k_2^2}{k_4^2} E_{r-I}(b, z); E_{z-T}(b, z) = E_{z-I}(b, z), \quad (7)$$

де  $k_2$  - хвильове число ізолятора;  $k_4$  - хвильове число середовища.

Розподіл поля в тканинах близький до поперечної моди; це означає, що відношення подовжньої складової електромагнітного поля до поперечної мале. Електричне поле в довільній точці зовнішнього середовища  $P(\vec{R})$  утворюється з електромагнітного поля на поверхні ізолятора  $S'$ :

$$\vec{E}_4(\vec{R}) = \frac{1}{4\pi \Sigma} \int \left\{ i \cdot \omega \cdot [\nabla \times \vec{B}_4(\vec{R}')] \cdot \Psi + [\nabla \times \vec{E}_4(\vec{R}')] \times \text{grad} \Psi + [n' \cdot \vec{E}_4(\vec{R}')] \cdot \text{grad} \Psi \right\} ds'$$

де  $\Psi = \exp\left(\frac{ik_4 |\vec{R} - \vec{R}'|}{|\vec{R} - \vec{R}'|}\right)$ ,  $\nabla$  - нормаль до поверхні. Якщо знехтувати полем на

торцях циліндра, то необхідно інтегрувати тільки по боковій поверхні ізо-

лятора. При цьому останнє рівняння прийме вигляд:

$$\vec{E}_4(\vec{R}) \approx \frac{1}{4\pi} \int_{z'=-h}^h \int_{\varphi'=-\pi}^{\pi} \left[ i\omega \cdot B_{\varphi'4}(b, z') \Psi z' - E_{z'4}(b, z') \varphi' \cdot grad' \Psi + E_{r'4}(b, z') grad' \Psi \right] \cdot b d\varphi' dz'.$$

Координати  $r', \varphi', z'$  вказують положення джерела на поверхні ізолятора, а координати  $r, \varphi, z$  - положення точки навколишнього середовища, в якому і визначається поле.

**Висновки**

При розрахунку теплового поля (розподілі температури в біооб'єкті) необхідно розрахувати розподіл електричного поля (напруженості електричного поля) в біооб'єкті, яке є джерелом тепла, що дає змогу визначити розподіл температури. Подальшим розвитком задачі має бути моделювання нестационарного теплового поля, що має місце у реальному біооб'єкті.

**Література**

1. Шульман З.П., Маркова Л.В. и др. Биотепловая задача гипертермии, АНК «Институт тепло- массообмена им. А.В. Лыкова», Минск 1991, 35 с.
2. Кинг Р., Смит Т. Антенны в материальных средах т.1, 2 – М.: Мир, 1984, 824 с.

<p>Голощанов А.В.  <b>Электростатическая модель аппликатора для гипертермии</b>                  Рассматривается конструктивная особенность аппликаторов для гипертермии возможность расчета электромагнитных полей и распределение температуры в биотканях при лечении гиперплазии предстательной железы.</p>	<p>Goloschapov A.V.  <b>Electrostatic model applicators for hyperthermia</b>                  The structural feature of applicators is examined for hyperthermia that possibility of calculation of the electromagnetic fields and division of temperature in biotkanih at treatment of hyperplazia of peredmikhurovoy gland.</p>
--	---