

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОСТОРОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК КЕРОВАНИХ ОПТИЧНИХ ПОТОКІВ НЕКОГЕРЕНТНИХ ВИПРОМІНЮВАЧІВ ДЛЯ ФОТОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

© Кожухар О.Т., 2005

Внаслідок проведеного моделювання некогерентних випромінювачів розглянуті можливості керування просторовими характеристиками випромінювання для нових інформаційно-енергетичних фотомедичних технологій.

In result of seen out modelling noncoherent of radiators are considered the management possibilities by spatial radiation descriptions for new information-power photomedical technologies.

Вступ

Для перетворення електричних сигналів у сигнали біовпливу (в лікувально-профілактичних технологіях) та зворотного перетворення (у діагностично-дослідницьких технологіях) медична електроніка застосовує найрізноманітніші фізичні явища штучного походження. Останнім часом значного розвитку набули безконтактні медичні технології з використанням енергетичного носія у вигляді електромагнітного випромінювання і, насамперед, безпечного щодо здоров'я людини оптичного випромінювання – т.з. фотомедичні технології.

Створення нестаціонарних (зі змінними у часі характеристиками) керованих біовпливових потоків оптичного випромінювання ґрунтується на досвіді розробок електростимуляційної медичної апаратури [1]. З розвитком фотостимуляційної медичної техніки, що використовує періодично змінні у часі за визначеними діагностично-лікувальними програмами потоки випромінювання та виникненням у 90-х роках інформодіагностики та інформотерапії [2], з'явилася потреба у керованих потоках оптичного випромінювання і у відповідних засобах керування. Одним із новітніх напрямків розвитку фотостимуляційної медичної апаратури є пошук і використання нових фотобіологічних ефектів, зокрема, фоторецепторної дії, що утворюються нестаціонарними потоками некогерентного поліхроматичного випромінювання з керовано змінними характеристиками просторового розподілу. Одержання таких потоків за допомогою некогерентних випромінювачів (НВ) стримується відсутністю відповідних, принаймні, розрахункових досліджень. Для розв'язання цієї важливої та актуальної задачі раціонально використовувати теоретичний метод елементарних відображень [3]. Нижче наведено елементи запропонованої моделі, методика та результати математичного комп'ютерного моделювання НВ з циліндричними випромінювальними тілами (ВТ) керовано змінної геометрії.

Методика та результати

Під час керованих деформацій ВТ можливі зміни просторових характеристик випромінювання (НВ), насамперед, його кривих сили випромінювання (КСВ), або у практичному розумінні – розмірів, в яких зосереджений потік випромінювання, наприклад, його ширини.

У загальному вигляді залежність ширини пучка потоку випромінення від геометричних розмірів циліндричного ВТ можна описати рівнянням

$$\alpha_{\max} = \left[\frac{l}{2f} \cos^2 \frac{\varphi}{2} \left(\sin \varphi + \frac{d}{l} \cos \varphi \right) \right]_{\max},$$

де α_{\max} – ширина пучка випромінювання параболоїдного відбивача; d – діаметр ВТ; l – довжина ВТ; φ – кутова координата точки на поверхні відбивача; f – фокусна відстань.

Прийmemo, що під час зміни довжини циліндричного заступника ВТ інші його параметри не змінюються. Тоді, диференціюючи цю функцію, отримуємо залежності α від зміни довжини ВТ

$$\frac{\Delta \alpha}{\alpha} = \Delta l \frac{\sin \varphi}{l \sin \varphi + d \cos \varphi}$$

На підставі одержаної залежності здійснена кількісна оцінка, з якої випливає, що ширина пучка потоку випромінення, наприклад, для циліндричного ВТ з відносними розмірами $d/l=0.4$ зміна довжини на 10% призводить до зміни ширини пучка на 7.2%.

Також практичний інтерес становить вплив повздовжнього розфокусування, зокрема, на КСВ. Для типових фотомедичних оптичних систем з діаметром відбивача 50 мм та фокусною відстанню $f=4$ мм, враховуючи технічні міркування, повздовжні розфокусування можуть становити $\Delta f = \pm 0,3$ мм та $\Delta f = \pm 0,6$ мм. Дія повздовжнього розфокусування на ширину пучка випромінення аналогічна дії повздовжньої аберації [1, 2]. При відомому повздовжному розфокуванні Δf значення умовної аберації $\Delta \alpha = f(\varphi)$ можна оцінювати за виразом $\Delta \alpha'_a = \frac{\Delta f}{f} \cos^2 \frac{\varphi}{2} \sin \varphi$, з якого

видно, що умовна кутова аберація зони відбивача залежить від її кутової координати φ .

Для знаходження аналогічних залежностей стосовно КСВ, обчислюючи та додаючи зональні КСВ, за методом елементарних відображень отримують КСВ усього НВ. При цьому силу випромінювання, що формується зоною за деяким напрямком, визначають за виразом

$I_{\varphi, \alpha} = \rho \tau A_{\varphi} \cos \alpha \sum_j L_j K_{\alpha, j}$, де ρ, τ – коефіцієнти відбиття та пропускання складових НВ,

A_{φ} – площа випромінювального отвору зони, L_j – яскравість j -го умовного ВТ, $K_{\alpha, j}$ – коефіцієнт заповнення зони випромінюючою частиною, що відповідає j -му ВТ, $\cos \alpha$ – враховує проективне

скорочення випромінювального отвору зони $A_{\varphi} = 4\pi f^2 \left(\operatorname{tg}^2 \frac{\varphi_k}{2} - \operatorname{tg}^2 \frac{\varphi_{k-1}}{2} \right)$, φ_k, φ_{k-1} – кутові

координати крайових точок зони, $K_{\alpha} = \frac{\alpha \beta_{\alpha}}{\pi \sin \alpha}$.

У програмі розрахунку, що написана алгоритмічною мовою PASCAL в середовищі TurboPascal-7.0. є два цикли: перший, що здійснює розрахунок значень сили випромінювання зони; вихід з цього циклу здійснюється за умови $\alpha \geq \alpha_{\max}$; другий – здійснює перехід від однієї зони до іншої; вихід з цього циклу здійснюється за умови $\varphi \geq \varphi_{\max}$. Програма складається з таких розділів: ввід даних, розрахунок постійних параметрів зони, розрахунок КСВ зон, додавання зональних КСВ. Як вихідні в програмі вводяться параметри відбивача (кутова координата початкової точки відбивача φ_0 кутова координата кінцевої точки відбивача φ_{\max} , фокусна відстань f), кутовий розмір зони ($\Delta \varphi$), крок по куту $\alpha (\Delta \alpha)$, розміри ВТ (довжина l , діаметр d), коефіцієнт відбивання відбивача (r_0), значення яскравості ВТ (L) та аберації ($\Delta \alpha_a$).

Значення яскравості ВТ (L) та аберації ($\Delta\alpha_\alpha$) описані у вигляді масивів, розмір яких визначається кількістю зон: $N = \square \varphi_{max} / \square \Delta\varphi$. Розподіл яскравості та аберації від кута φ задається для конкретних ВТ.

Розрахунок кривих сил випромінювання пов'язаний, переважно, з розрахунком коефіцієнта заповнення зони "світлою" частиною K_α , що змінюється від 0 до 1: $K_\alpha = 1$ – всі сліди елементарних відображень перекривають обраний напрямок α ; $K_\alpha = 0$ – жоден слід не перекриває цей напрямок.

Яскравість ВТ знаходиться як $L = I_{\text{вм}} / A_{\text{вм}\perp}$, де $I_{\text{вм}}$ – сила випромінювання ВТ, $A_{\text{вм}\perp}$ – площа ВТ, перпендикулярна цій зоні, $I_{\text{вм}} = \Phi_{\text{пад}} \omega_{\text{пад}}$. Для верхніх зон відбивача, які формують основний випромінювальний потік і для яких справедлива нерівність $|\square \varphi_{i-\pi/2}| \leq 0.2\varphi_i$, $\omega_{\text{пад}} = 360^\circ / 4\pi \cdot 210^\circ$, $\Phi_{\text{падвт}} = 2 \omega_{\text{max}} \Phi_{\text{ов}} / 360^\circ$.

Вважаючи ВТ рівнояскравим, знаходимо значення L з вихідних даних. При цьому площу ВТ знаходимо як $A_{\text{вт}} = \square \pi dl / 4$ ($d = 2$ мм, $l = 2$ мм). Звідси $L = 7.6 \cdot 10^7$ Вт/м². Коефіцієнт відбивання, наприклад, для алюмінієвого відбивача $r_o = 0.80$. З виразу $16Hf = D^2$ можна знайти значення фокусної відстані $f = 4$ мм для параболоїдного відбивача висотою $H = 25$ мм, діаметром вихідного отвору $D = 40$ мм та моделювати залежність випромінювальних характеристик від довжини ВТ та його переміщень вздовж оптичної осі.

У першому випадку, з погляду практичного застосування, вибираємо зміну довжини ВТ від 2 мм до 3 мм, тобто 1 мм. При розрахунках приймається, що яскравість ВТ не змінюється, аберація відсутня, а ВТ рівномірно видовжується в обидва боки. Внаслідок обчислень отримані залежності, що показані на рис. 1, з яких видно, що ширина пучка змінюється приблизно на 1° при зміні довжини ВТ на 1 мм.

У другому випадку розглядали зміну положення ВТ відносно фокуса на 1 мм у бік відбивача з фокусною відстанню $f = 4$ мм. Під час моделювання приймали, що аберація дорівнює 0, а ВТ є рівнояскравим. На рис. 2 зображені КСВ при різних положеннях ВТ.

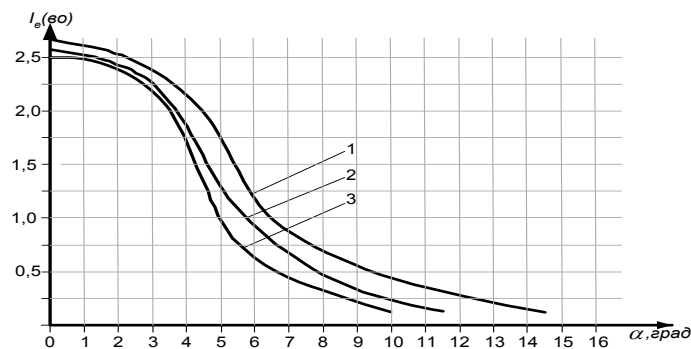


Рис. 1. Криві сили випромінювання при різних довжинах випромінювального тіла l (1 – 2 мм, 2 – 2.5 мм, 3 – 3 мм)

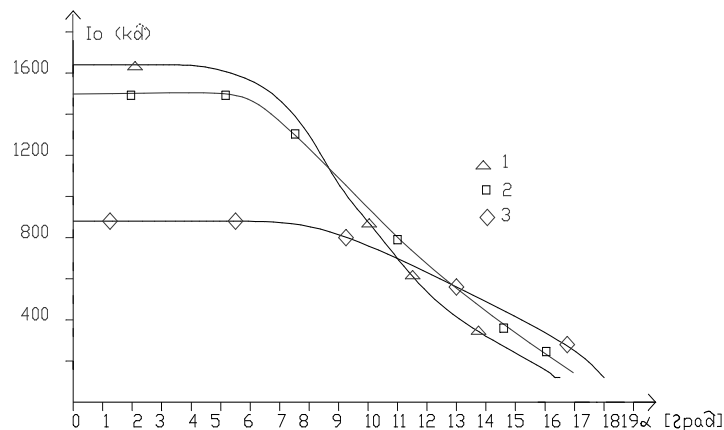


Рис. 2. Криві сили випромінювання при різних положеннях випромінювального тіла (1 – $f = 4$ мм, 2 – $f = 3.5$ мм, 3 – $f = 3$ мм)

Під час просторового керування важливою характеристикою є залежність площі опромінення A , що створюється фотомедичним приладом на відстані L ($L=0.3$ м) від довжини ВТ l . При цьому вважаємо, що $E_0=\text{const}$, $I_0=\text{const}$, $\Phi=\text{const}$, $\omega=\text{var}$, $A=\text{var}$, $A=\pi Da^2/4=\pi L^2 \text{tg}^2 \pi k/4$, звідки можна одержати залежність $\Delta A/A_0=f(\Delta l/l)$ та $A=f(l)$ (рис.3).

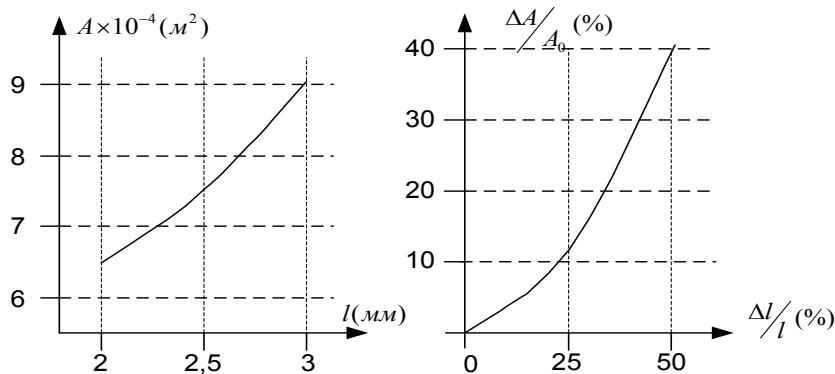


Рис. 3. Залежності $A=f(l)$ та $\Delta A/A_0=f(\Delta l/l)$

Відповідно крутизна керування для цієї характеристики в межах даного діапазону становить $S = \Delta A / \Delta l = 2.67 \cdot 10^{-4}$ м²/мм або $S = (\Delta A / A_0) / (\Delta l / l)$, що приблизно дорівнює 0,8.

Глибина керування, одержана за виразом $M = (A_{\text{max}} - A_{\text{min}}) / (A_{\text{max}} + A_{\text{min}}) 100\%$, порядку 20%.

Висновки

На підставі проведеного моделювання встановлено, що вплив деформації діаметра та довжини ВТ на ширину пучка випромінювання залежить від відносних розмірів його циліндричного заступника. Під час збільшення відношення діаметра до довжини ВТ вплив на ширину пучка повздожної деформації зменшується, а вплив змін діаметра збільшується. Величина повздожнього розфокусування або кутової аберації $\Delta \alpha'$ є меншою від кутових розмірів елементарного відображення в меридіальній площині і тому практично не впливає на осьову силу випромінювання. При зміні довжини ВТ незначно розширюється ширина пучка потоку випромінювання, причому найбільший вплив спостерігається на рівні $0.9 I_{0\text{max}}$. На цьому рівні відбувається просторова зміна потоку випромінювання, що свідчить про можливість практичного здійснення за таким принципом досить глибокого, достатнього для фотостимуляції просторового керування. Під час зміни положення ВТ відносно фокуса відбивача сильно змінюється осьова сила випромінювання (з 870 до 2600 кд при зміні f від 3 до 4 мм). При зміні довжини ВТ на 50% площа опроміненої ділянки збільшується на 41%, що відповідає зміні площі з $6,510^{-4}$ м² до $9,1710^{-4}$ м² при видовженні ВТ від 2 до 3 мм. Порівняно із способом деформації спосіб осьового зміщення є ефективнішим. Отримані показники керування відповідають мінімально необхідним значенням, прийнятим у медичних стимуляційних технологіях.

1. Абакумов В.Г., Розоринов Г.Н.. Новая электронная техника для стимуляции органов и тканей. // Сб. науч.тех.трудов "Электроника и связь". За матер. XX Міжн. наук. техніч. конфер. «Проблеми фізич. і біомед. електроніки». т.4, ч.2. – К.: НТУУ "КПІ", 1998. – С. 286–290.

2. Родионов Б.Н.. Энергоинформационное воздействие низкоэнергетических электромагнитных излучений на биологические объекты. // Вестник новых медицинских технологий. – 1999. 6 (3 – 4), – С. 24 – 26.

3. Трембач В.В.. Световые приборы (теория и расчет). – М.: Высшая школа, 1991, – 333 с.