БІОМЕДИЧНА РАДІОЕЛЕКТРОНІКА

УДК 621.372.8

Захарія Йосип, Патрило Юрій

ДУ "Львівська політехніка", кафедра радіотехнічних пристроїв

МОДОВЕ КЕРУВАННЯ РОЗПОДІЛОМ ОБ'ЄМНОЇ ГУСТИНИ ПОТУЖНОСТІ У НЕОДНОРІДНОМУ БІОЛОГІЧНОМУ СЕРЕДОВИЩІ

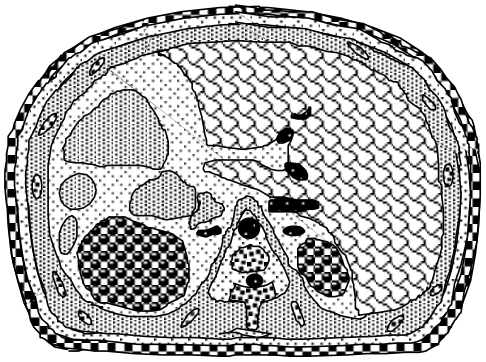
© Захарія Йосип, Патрило Юрій, 2000

Наведено результати аналізу розподілу об'ємної густини потужності електромагнітного поля у біологічному об'єкті нагрівання для зовнішнього поля з нульовим значенням у площині, що перетинає об'єкт.

Electromagnetic power density distribution in nonuniform lossy biological medium, located in waveguide aplicator, is considered. A dependency of power density from initial field distribution is discussed.

Проблема об'ємної гіпертермії біологічних об'єктів, зокрема за допомогою хвилеводних аплікаторів, висуває низку додаткових вимог. які необхідно реалізувати. Однією з них є потреба локалізувати максимум густини потужності (ГП) у довільну точку об'єму об'єкта нагрівання. Процедура гіпертермії вимагає попереднього, достатньо точного математичного моделювання розподілу ГП і відповідного моделювання розподілу температури в об'ємі об'єкта. Першим етапом є визначення розподілу напруженості електричного поля та ГП у середовищі об'єкта. Для даного зовнішнього поля всередині хвилеводу таку задачу розв'язують за допомогою інтегрального рівняння Фредгольма другого роду [1]. Отримані результати моделювання вказують на те, що на розподіл ГП суттєво впливає нерівномірність розподілу зовнішнього електромагнітного поля в об'ємі нагрівання [3], [4]. Зміною розташування об'єкта або його обертанням у неоднорідному зовнішньому полі максимум ГП можна встановити практично у довільну точку об'єкта нагрівання. Однак в об'ємі неоднорідного середовища можуть виникати додаткові максимуми ГП, що спричиняють нагрівання у небажаних точках об'єкта. Виникає необхідність послабити поле в таких точках. Очевидно, для цього недостатньо використовувати монотонний розподіл зовнішнього поля. Така сама проблема виникає в аплікаторах відкритого типу, наприклад, описаного в [2]. Однак впливати на розподіл ГП в таких аплікаторах можна іншими засобами.

Lviv Polytechnic National University Institutional Repository http://ena.lp.edu.ua

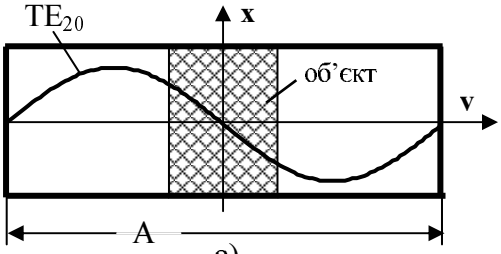


а

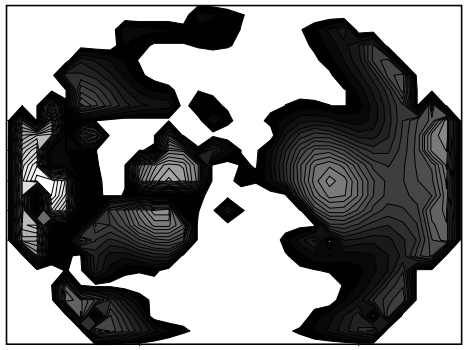
	Тканина	f=340МГц	
		$\varepsilon_p^{/}$	$\varepsilon_p^{//}$
	Шкіра	48,5	14,7
	Жир	6,4	2,08
	М'яз	50,5	23,4
	Кістка	8,5	1,3
	Нирка	49	22
	Печінка	46,5	17,6
	Кров	62,5	28

б

Рис.1. Переріз тіла людини на рівні печінки (а). Характеристики неоднорідного біологічного середовища у перерізі (а) подано у таблиці (б).

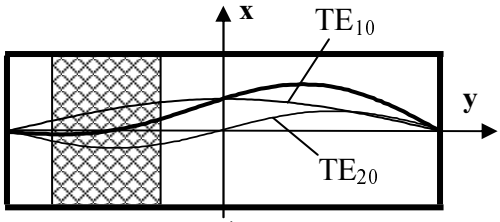


а)

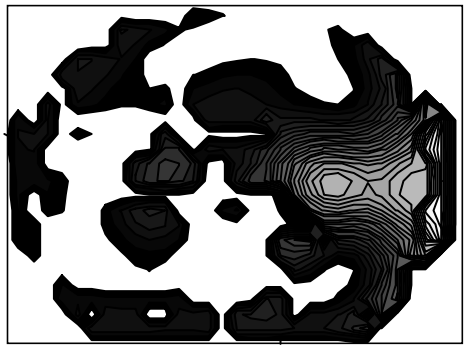


б)

Рис 2. Розташування об'єкта у перерізі прямокутного хвилеводу з полем стоячої TE_{20} хвилі для q=0,4 (а) ($q=\lambda_0/2A$; λ_0 – довжина робочої хвилі у повітрі). Відповідний розподіл об'ємної густини потужності (ГП) (б).

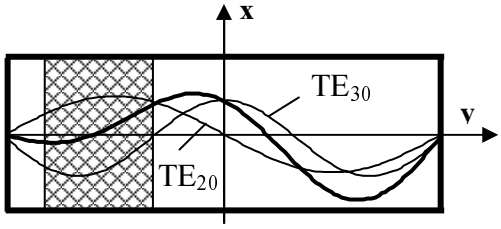


а)



б)

Рис 3. Розташування об'єкта у перерізі прямокутного хвилеводу з полем сумарної стоячої TE_{10}+TE_{20} хвилі для q=0,4;(відношення максимальних напруженостей TE_{10}/TE_{20} дорівнює 1,5) (а). Відповідний розподіл ГП (б).



а)

б)

Рис 4. Розташування об'єкта у перерізі прямокутного хвилеводу з полем сумарної стоячої TE_{20}+TE_{30} хвилі для q=0,4; (відношення максимальних напруженостей TE_{20}/TE_{30} дорівнює 1) (а). Відповідний розподіл ГП (б).

Lviv Polytechnic National University Institutional Repository http://ena.lp.edu.ua

Автори пропонують застосовувати зовнішнє поле нагрівання у вигляді комбінації полів декількох мод різних порядків. Вибором порядку моди та регулюванням її напруженості можливо як зміщувати розташування максимумів ГП, так і впливати на рівень небажаних максимумів. Нижче подано результати моделювання розподілу напруженості електричного поля і ГП у реальному біологічному об'єкті (рис.1), якщо зовнішнє поле у хвилеводному аплікаторі сформоване на основі TE_{20} та TE_{30} мод у прямокутному хвилеводі шириною A. Розв'язання інтегрального рівняння здійснено дискретизацією неоднорідного середовища для випадку, коли розподіл електричної напруженості зовнішнього поля збігається з розподілом стоячої хвилі, а характеристики середовища об'єкта не залежать від координати висоти хвилеводу. Електрична напруженість зовнішнього поля у вигляді суми (різниці) напруженостей мод різних порядків має поздовжні у хвилеводі площини нульового її значення. Розташуванням таких площин у перерізі хвилеводу аплікатора можна керувати вибором рівня електричної напруженості однієї з мод. При цьому виникає асиметрія розподілу результівної напруженості зовнішнього поля з обох боків згаданої площини. У наведених нижче результатах площина симетрії об'єкта збігається з площиною нульового значення електричної напруженості зовнішнього поля. Біле поле рисунка характеризує нульовий рівень напруженості поля; зачорнені поля – низький рівень цієї напруженості. Світлі місця на рисунку ліній однакового рівня відзначають максимуми ГП.

Рис. 2, б підтверджує, що наявність площини з нульовою напруженістю зовнішнього поля визначає розподіл ГП, незважаючи на взаємний вплив окремих частин об'єкта. Симетрія розподілу електричної напруженості зовнішнього поля (рис.2, а) майже повністю передається на розподіл ГП (рис.2, б). Дійсно, у площині симетрії об'єкта напруженість електричного поля практично нульова. Зміщення об'єкта вносить асиметрію зовнішнього поля і відповідну асиметрію ГП. Складання напруженостей поля TE_{10} і TE_{20} мод приводить до асиметричного розподілу зовнішньої напруженості (рис.3, а). Відповідний розподіл ГП (рис.3, б) не має максимумів ГП у лівій частині з низьким рівнем зовнішньої напруженості. Крім цього, такий розподіл зовнішньої напруженості приближує об'єкт до бокової стінки хвилеводу, тобто дає змогу зменшити ширину хвилеводу аплікатора. Ще більше наблизити об'єкт до бокової стінки і за допомогою часткового заповнення звузити хвилевід дозволяє зовнішнє поле у вигляді суми електричних напруженостей TE_{20} і TE_{30} мод (рис.4, а). У лівій частині об'єкта поле практично зникає, і майже не змінюється у правій частині об'єкта (рис.4, б).

Використання хвилеводних мод вищих порядків дає змогу усувати небажані максимуми ГП, наприклад, з правого боку на рис.4, б. Залежно від фазових співвідношень мод нижчого і вищого порядків, а також від відношення максимальних амплітуд цих мод можливо різко знижувати або збільшувати напруженість поля на частині об'єму нагрівання. Таким розподілом можна усувати небажані максимуми ГП або знижувати їх рівень. Розподіл поля моди вищого порядку вздовж хвилеводу аплікатора також повинен відповідати стоячій хвилі.

З наведеного вище випливають технічні умови для схеми живлення аплікатора, а також системи керування режимом нагрівання. Тут не враховано впливу структури уведення об'єкта у порожнину хвилеводу аплікатора. На робочій частоті така структура є граничним хвилеводом, тобто не відводить потужності і мало впливає на розподіл ГП. Попереднє моделювання розподілу ГП треба реалізувати в кожному конкретному випадку

Lviv Polytechnic National University Institutional Repository http://ena.lp.edu.ua

гіпертермії, тому отримані вище рекомендації корисні для моделювання в реальній структурі аплікатора з об'єктом.

1. Верлань А.Ф., Сизиков В.С. Интегральные уравнения. К., 1986. 2. Гоблик В., Семенистий К., Технічні проблеми апаратурної реалізації пристроїв для надвисокочастотної гіпертермії // Український журнал медичної техніки і технології. 1997. № 1-2. С.38-41. 3. Захарія Й.А., Патрило Ю.М. Моделювання розподілу об'ємної густини потужності електромагнітного поля у біологічному середовищі в умовах хвилевідної гіпертермії // Вісн. ДУ "Львівська політехніка". 2000. № 387. С. 13-16. 4. Shizuo Mizushima, Yong Xiang, Toshifumi Sugiura. A large waveguide applicator for deep regional hyperthermia // IEEE Trans. on MTT-34. May 1986. № 5. P.644-648.

УДК 616.006

Костюк Іван, Стасевич Сергій

ДУ "Львівська політехніка", кафедра конструювання та технології виробництва радіоапаратури

ОГЛЯД МЕТОДІВ СТВОРЕННЯ ГІПЕРТЕРМІЧНОГО ВІДГУКУ У ЖИВИХ ТКАНИНАХ

© Костюк Іван, Стасевич Сергій, 2000

У даній роботі на основі вітчизняних та закордонних публікацій проаналізовано методи створення теплового впливу на живі тканини. Зроблено висновки про можливості підвищення ефективності їх застосування в клінічній практиці.

This paper presents short review of the methods of local heat influence on living tissues. The results of their clinical application reported in local and foreign publications are discussed.

Застосування теплового впливу для лікування ряду захворювань здавна відоме в медицині. Статистичні дослідження показали, що у населення країн, де поширені гарячі ванни та сауни (Фінляндія, Японія та інші), ракові захворювання зустрічаються набагато рідше. Це пояснюється тим, що підвищення температури тіла згубно впливає на злоякісні утворення та покращує діяльність імунної системи. Встановлено, що нагрівання популяцій злоякісних клітин до температур 42...46°С робить їх чутливішими до радіоактивного випромінювання та сильнодійних хімічних препаратів. Цей ефект пояснюється декількома факторами. По-перше, нагрівання клітин до високих температур різко підвищує їх мітонічну активність, що, своєю чергою, збільшує час знаходження клітин в стані мейозу та ймовірність їх ураження радіоактивними та хімічними речовинами. По-друге, за даних температур розпочинається активна теплова руйнація внутрішньоклітинних мембран, що порушує синтез життєво необхідних елементів клітин, зокрема тих, які відповідають за відновлення порушень [1]. Використання термотерапії в онкології ставить жорсткі вимоги

Lviv Polytechnic National University Institutional Repository http://ena.lp.edu.ua