



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **78137** (13) **U**
(51) МПК (2013.01)
A61B 6/00

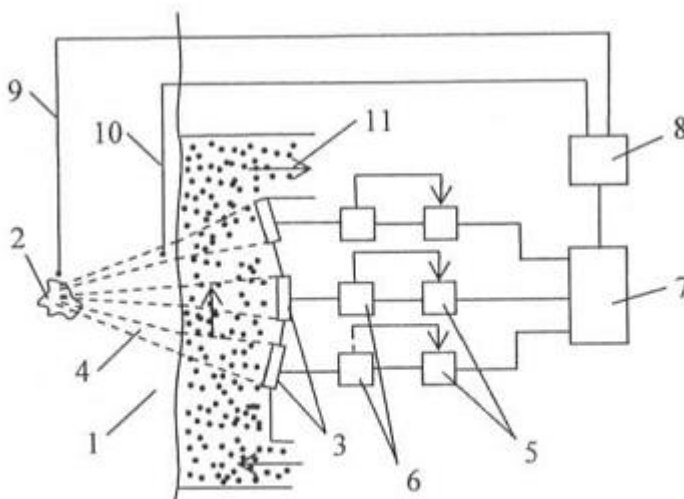
(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2012 10370	(72) Винахідник(и): Корсунов Анатолій Рувімович (UA)
(22) Дата подання заявки: 03.09.2012	(73) Власник(и): УКРАЇНСЬКА ІНЖЕНЕРНО-ПЕДАГОГІЧНА АКАДЕМІЯ,
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 11.03.2013	вул. Університетська, 16, м. Харків-003, 61003 (UA)
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 11.03.2013, Бюл.№ 5	

(54) СПОСІБ ФОРМУВАННЯ НВЧ-ВИПРОМІНЮВАННЯ ПРИ ГІПЕРТЕРМІЧНОМУ ВПЛИВІ

(57) Реферат:

Спосіб формування НВЧ-випромінювання при гіпертермічному впливі включає в себе формування імпульсів НВЧ-випромінювання, реєстрацію поля температур, відключення дії НВЧ-випромінювання після досягнення температурами, що реєструються, заданих значень температурного перепаду охолодження області до заданої температури, фокусування НВЧ-випромінювання в заданій області, виконання опромінення з затримкою відносно моменту початку охолодження, вибір параметрів НВЧ-випромінювання. Попередньо установлюють мінімальне значення коефіцієнту відбиття, яке вибирають із умов, що визначають співвідношенням кутів падіння φ та переломлення ψ на кордоні розділення поверхневих та внутрішніх тканин.



Фіг. 1

Використання: у медицині, зокрема при лікуванні онкологічних хворих.

Відомо, що сфокусовані електромагнітні поля високої інтенсивності дозволяють забезпечити локальність впливу гіпертермічного характеру на тканини людського організму. Розмір локалізації пов'язаний з довжиною хвилі електромагнітного випромінювання [Александров Н.Н. и др. Применение гипертермии и гипергликемии при лечении злокачественных опухолей. - М.: Медицина, 1980.-96 с].

При застосуванні НВЧ-діапазону електромагнітних хвиль можливе досягнення фокальної плями близько 1-2 см.

Близьким до заявленого способу є спосіб НВЧ-гіпертермії циліндричної частини тіла, призначений для локального нагріву тіла людини при комплексному лікуванні злоякісних пухлин [А.с. СРСР № 1358129, кл. 61 № 5/02], в якому генератор НВЧ-сигналу підводиться до двох електродів, які розміщені з двох боків частини тіла, що нагрівається на заданий час. Співвідношення інтенсивності тепловиділення в жировому пласті та м'язових тканинах залежить від кута нахилу силових ліній на кордоні поділу. Недоліком пристрою є призначення для проведення процедур тільки на циліндричних частинах тіла, що значно звужує область використання.

Найбільш близьким до заявленого є спосіб формування НВЧ-випромінювання при гіпертермічному впливі, при якому попередньо охолоджують вибрану область до заданої температури, фокусують НВЧ-випромінювання в вибраному місці локалізації і виконують опромінення з затримкою відносно моменту початку охолодження [А.с. СРСР № 1804793, кл. А 61 № 5/02, 1/40, А 61 В 6/03].

Недоліком даного способу є те, що щільність потужності НВЧ-імпульсу, його довжина, довжина хвилі НВЧ-випромінювання та довжина затримки між початком охолодження та НВЧ-імпульсом вибирається розрахунковим методом в залежності від відносної діелектричної проникності, коефіцієнту температуропровідності, питомої провідності, питомої теплоємності та щільності відповідно тканини людського тіла, але при цьому точно не відомі всі ці дані для вибраної області опромінення, а тим більше, що при зниженні температури області опромінення та подальшому нагріві її всі вказані параметри міняють своє значення. Все це приводить до розфокусування опромінення і витрат енергії через невизначеність умов і ефекту відбиття НВЧ-імпульсу від структурних неоднорідностей організму на трасі розповсюдження сфокусованого НВЧ-випромінювання.

В основу корисної моделі поставлена задача вдосконалити спосіб формування НВЧ-випромінювання при гіпертермічному впливі шляхом доповнення існуючого способу вимірюванням рівня відбиття сигналу опромінення від об'єкту за рахунок неоднорідностей і корекцією при цьому кута сходження НВЧ-випромінювання до мінімального відхилення значення рівня відбиття зафіксоване на початку сеансу.

Це забезпечує можливість підвищити рівень фокусування, оскільки запропонованим способом компенсується невизначеність параметрів тканин на шляху проміння НВЧ-імпульсу, знизяться нецільові витрати потужності імпульсу в зв'язку з неоптимальними режимами проходження променю через шари тіла людини до місця локалізації. Подібний спосіб опромінення з мінімізацією рівня відбиття енергії опромінення від неоднорідностей тіла при гіпертермічному впливі невідомий.

Поставлена задача вирішується тим, що у відомому способі формування НВЧ-випромінювання при гіпертермічному впливі, який включає в себе попереднє охолодження області опромінення до заданої температури, фокусування НВЧ-випромінювання в заданій області, опромінення із затримкою відносно початку моменту охолодження, вимірювання рівня відбиття НВЧ-випромінювання від неоднорідностей на трасі до місця локалізації, змінення кута сходження НВЧ-випромінювання згідно з результатами вимірювання рівня відбиття сигналу гіпертермічного впливу, мінімізацію потужності сигналу, що відбивається від неоднорідностей траси опромінення.

На фіг. 1 зображено суть корисної моделі, на фіг. 2 - модель проходження ЕМХ (електромагнітної хвилі) через кордон між середовищами з різними параметрами, на фіг. 3 - залежність постійної розповсюдження поверхневої хвилі від діелектричної проникності нашарувань, на фіг. 4 - модель двохшарової поглинаючої структури на провідній підкладці, на фіг. 5 - залежність коефіцієнту відбиття від кута падіння ЕМХ на кордоні розділу середовищ. В тканинах тіла людини 1 розміщена злоякісна пухлина 2, система антенних елементів 3 розміщена так, що потік 4 НВЧ-випромінювання від цих елементів фокусується синфазно в злоякісній пухлині 2. Кожен антенний елемент системи 3 пов'язаний через амплітудно-фазовий перетворювач 5 та блок 6 вимірювання КСХ (коефіцієнт стоячої хвилі) з генератором 7 НВЧ-випромінювання, а вихід сигналу управління з блоку 6 вимірювання КСХ пов'язаний із входом

управління амплітудно-фазового перетворювача 5, вхід управління генератора 7 пов'язаний з виходом блоку вимірювання температури 8, вхід якого зв'язаний з датчиком 9 вимірювання температури злосісної пухлини 2 та датчиком 10 вимірювання температури тіла 1, що охолоджується речовиною 11.

Потік 4 НВЧ-випромінювання розповсюджується в основному в діелектричному середовищі, яке за своїми електрофізичними параметрами близьке до м'язових і кісткових тканин людини, у вигляді електромагнітних сферичних хвиль з довжиною в діапазоні 10-50 см, що сходяться при великих значеннях кута сходження $45^\circ < \varphi < 180^\circ$. В залежності від параметрів тканин глибина проникнення фокальної області в тіло людини складає 10-30 см, при $\varphi \sim 120^\circ - 180^\circ$. З підвищенням тілесного кута досягається більша глибина проникнення і більша контрастність фокальної плями.

Перед початком опромінення злосісної пухлини 2 встановлюють глибину її залягання і тим самим визначають фокусну відстань для антенних елементів 3, що забезпечують синфазне фокусування електромагнітної хвилі в тілесному куті $\sim 2\pi$ стерад. При цьому у вихідному стані, коли траса розповсюдження ЕМХ в тілі людини знаходиться при нормальній температурі, в блоці 6 вимірювання КСХ встановлюється опорна напруга, яка відповідає оптимальному КСХ. Поверхня, яку створюють антенні елементи 3 близька до параболоїдної. Визначимо діаметр розкриття вказаної поверхні, виходячи із формули для діаметру розкриття (d_p) відповідної поверхні, а саме:

$$d_p = 4F \tan(\theta_0/2),$$

де F - фокусна відстань,
 θ_0 - кут розкриття.

Значення F дорівнює глибини залягання об'єкту опромінення, θ_0 значенню кута розкриття, при якому НВЧ-потік досягне об'єкту 2 з найменшим відбиттям.

При падінні в загальному випадку електромагнітної хвилі на кордон біоструктури і навколишнього середовища спостерігається явище відбиття і переломлення ЕМХ (фіг. 2).

Нехай на кордон розділу між 1 і 2 під кутом φ падає ЕМХ. Розглянемо випадок, коли середовище 1 являє собою повітряний потік, а середовище 2 - півпростір з кінцевою об'ємною провідністю σ .

Діелектричні проникності цих середовищ відповідно рівні ϵ_0 , μ_0 і $\epsilon_2 = \epsilon_0 \epsilon_{22}$, $\mu_2 = \mu_0 \mu_{22}$, де ϵ_{22} і μ_{22} - відносні діелектрична і магнітна проникності середовища 2.

Для повітряного простору маємо (близько до вакууму)

$$\epsilon_0 = \frac{1}{36\pi} \cdot 10^{-9} \frac{\Phi}{\text{м}}; \quad \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{Гн}}{\text{м}}.$$

Падаючі, відбиті і переломлена хвилі лежать в одній площині падіння.

Площина падіння - це площина дотична до нормалі і напряду поширювання ЕМХ.

Напруженість полю відповідної хвилі може бути записана у вигляді:

$$E_{\text{над}} = E_0 e^{-j\gamma_1 (y \sin \varphi + z \cos \varphi)}$$

$$E_{\text{отр}} = R E_0 e^{-j\gamma_1 (y \sin \varphi - z \cos \varphi)}$$

$$E_{\text{пр}} = T E_0 e^{-j\gamma_2 (y \sin \varphi + z \cos \varphi)},$$

де R і T - відповідно коефіцієнти відбиття і проходження ЕМВ;

$$\gamma_1 = \gamma_0 = \omega \sqrt{\epsilon_0 \mu_0} = 2\pi / \lambda_0 - \text{постійна поширення ЕМХ у середовищі 1};$$

$$\gamma_2 = \omega \sqrt{\epsilon_0 \mu_2} = \frac{2\pi}{\lambda_0} \sqrt{\epsilon_{22} \mu_{22}} - \text{постійна поширювання ЕМХ у середовищі 2}.$$

Величини коефіцієнтів відбиття R і проходження T визначають із граничних умов. На границі розділу середовищ виконується рівність тангенціальних (дотичних до границі) складових компонентів електричного і магнітного полів:

$$E_{1\tau} = E_{2\tau}; \quad H_{1\tau} = H_{2\tau}.$$

Через те, що тангенціальні складові електромагнітного поля (ЕМП) залежать від кута падіння і типу поляризації ЕОМ, то від цих параметрів будуть залежати і коефіцієнти R і T.

Можна виділити два типи поляризації ЕМВ: паралельну і перпендикулярну. При паралельній поляризації вектор \vec{E} лежить у площині падіння, а при перпендикулярній поляризації вектор \vec{E} перпендикулярний до неї (у площині падіння лежить вектор \vec{H}).

Для паралельної поляризації коефіцієнт відбиття визначається за формулою:

$$R_{11} = \frac{Z_{c1} \cos \varphi - Z_{c2} \cos \psi}{Z_{c1} \cos \varphi + Z_{c2} \cos \psi}.$$

Тут $Z_{c1} = \sqrt{\mu_0 / \varepsilon_0} = Z_0 = 120 \pi$ Ом - характеристичний опір середовища 1, а $Z_{c2} = \sqrt{\mu_2 / \varepsilon_2} = Z_0 \sqrt{\mu_{22} / \varepsilon_{11}}$ - середовища 2. Кути падіння і переломлення зв'язані між собою співвідношенням

$$\frac{\sin \varphi}{\sin \psi} = \frac{\gamma_2}{\gamma_1}.$$

У таблиці приведені розрахункові дані залежності R_{11} , від значення кута φ при ε_{22} , що близько до значень для тканин біоструктур, а $\mu_{22} \approx 1$.

Як бачимо з отриманих розрахункових значень відбита частина енергії при малих кутах φ порядку половини падаючого сигналу. Така ціна дистанційного опромінення біооб'єкта ЕМП. При безпосередньому контакті випромінювача з біоструктурою рівень відбиття менше, але великий ризик опіку поверхні контакту. Одночасно є присутнім нерівномірність випромінювання від поверхні випромінювача, що може спричинити до локальних перегрівів з необоротними наслідками.

У такий спосіб видно, що ступінь зміни між КСХ і дією розігріву та охолодження можна використовувати як показник, що прогнозує зміну параметрів на трасі розповсюдження променя при гіпертермічному впливі. Це дозволить точніше вимірювати стан людини, оскільки температурна релаксація може не співпадати з іншими механізмами релаксації тканин людини (електропровідність, вміст води, діелектричні характеристики, тангенс кута витрат і т.п.).

Можливо також примусова автоматична корекція кута розкриття до досягнення заданого КСХ, не чекаючи закінчення релаксації і контролюючи тільки перегрів тканини. Відповідне математичне співвідношення між кутами падіння, відбиття та проходження сигналу з параметрами коефіцієнтів передачі і відбиття показує, що зміна КСХ при перемінних показниках тканини людини може змінюватись в межах 1,5-3,5. Змінюючи кут розкриття, досягаємо мінімального значення КСХ, зменшення рівня енергії потужності, що відбивається від тканин і підвищуючи тим самим ефективність гіпертермії. Показане пов'язано з тим, що при великих рівнях відбиття ефект розігріву підвищується, оскільки тканини розігріваються одночасно і енергію, що падає, і енергію, що відбивається, проходячи зворотній пункт через ті ж шари людської тканини. В результаті ефект розігріву підсумовується, що може призвести до незворотних процесів. Таким чином, мінімізуючи КСХ, ми зменшуємо вірогідність незворотних процесів в тканинах, через які прокладена траса НВЧ-гіпертермічного впливу.

Звідси видно, що відбита частина енергії при малих кутах φ складає близько половини значення енергії падаючого сигналу при великих кутах φ коефіцієнт відбиття має мінімальне значення і суттєве значення потужності НВЧ-випромінювання проникає при цьому до глибини розміщення злоякісної пухлини.

Крім цього дослідження показали, що при розробці ефектів радіопоглинання необхідно враховувати, що смугасто-проникні або відбиваючі складові біоструктур мають резонансні властивості системи шарів без поглинання і ростом поглинання в структурі зі зміною кута падіння НВЧ-сигналу. Показано також, що на основі ефекту "швидких" поверхневих хвиль у поглинаючих середовищах існують структури з низьким коефіцієнтом відбиття при великих кутах падіння хвилі при наявності складних структур з різними коефіцієнтами відносної діелектричної проникності ε_2 .

З подібних структур складається більшість біооб'єктів, наприклад, жирові тканини межують з м'язовими, в той же час через судини кровообігу протікають обсяги крові, що мають через значний зміст іонізованих часток коефіцієнт відбиття електромагнітних хвиль близький до одиниці (майже як метал). Поверхневі хвилі у вказаних структурах виникають при наступних умовах для значення хвильового числа $k_0 = 2\pi/\lambda$, яке задовольняє наступному рівнянню:

для поверхневих Е-хвиль

$$k_0 = \frac{m\pi}{b\sqrt{\varepsilon_{2r}^1 - 1}}, m=0, 1, 2, 3,$$

для поверхневих Н-хвиль

$$k_0 = \frac{(m-0,5)\pi}{b\sqrt{\varepsilon_{2r}^1 - 1}}, m=0, 1, 2, 3,$$

де b - товщина шару,

ε_{r2}^1 - відносна діелектрична проникність.

Таким чином, можна припустити, що дані ефекти у НВЧ діапазоні відіграють істотну роль у рішенні питань локалізації опромінення на границях вибраної біоструктури і тому вимагають досліджень.

5 У результаті отримані залежності постійних поширення поверхневих хвиль $\gamma = \alpha + j\beta$ від уявної частини діелектричної проникності шарів ε_{r2}^1 в точках частотного діапазону, що задовольняють рівнянням. Розрахунок проведений для низьких і вищих типів коливань при значенні $b=1$ (вираженому в одиницях довжини хвилі).

10 Аналіз отриманих результатів показує, що у всіх випадках спостерігається загальна закономірність, характер якої ілюструється кривими на фіг. 3. Суцільні лінії відповідають Е-хвилям, а штрихові - Н-хвилям. Головна їхня особливість полягає в наступному:

1. У відзначених характерних точках частотного діапазону наявність у діелектрику навіть невеликої провідності (ε_{r2}^{11}) приводить до перетворення повільної поверхневої хвилі в "швидку".

15 2. Чим нижче тип коливань, тим у більшому діапазоні значень провідності діелектрика підтримуються "швидкі" поверхневі хвилі;

3. Для Е- і Н-хвиль максимальне значення цього діапазону має місце на частотах, що задовольняють рівнянням при $m=1$.

Одночасно необхідно звернутися до умов порушення "швидких" поверхневих хвиль падаючої на поглинач хвилі під кутом θ . Зазначені умови мають вигляд:

20 $\alpha = k_0 \sin \theta$, $\beta \ll \alpha$.

З цього випливає, що мінімум коефіцієнта відбиття (найбільше поглинання) при великих кутах падіння на біоструктуру буде мати місце,

коли $\alpha \approx k_0$, $\beta \ll \alpha$.

25 З фіг. 3 видно, що даній умові задовольняють ті поверхневі хвилі, у яких частотний діапазон лежить поблизу частоти, яка задовольняє розглянутим рівнянням. Звідси випливає, що для ефективного локального поглинання електромагнітних коливань біоструктурами доцільно збуджувати ті типи хвиль і типи коливань, що дозволяють одержати менше значення коефіцієнта відбиття при більш високому значенні кута падіння хвилі.

30 Для подальшого ускладнення моделі шаруватих структур, що наближать їх до реальних локальних біоструктур, розглянемо двошарову поглинаючу структуру (фіг. 4), розташовану на добре провідній підкладці (наприклад, система кровообігу).

У нашому розгляді добре провідна підкладка береться в зв'язку з тим, що в більшості шарів біооб'єктів відмічені значно іонізовані середовища (кров, нервова тканина і т.п.). У розглянутій моделі нижній шар має комплексну діелектричну проникність $\varepsilon_3 = \varepsilon_0 (\varepsilon_{r3}^1 - j\varepsilon_{r3}^{11})$. Коефіцієнт віддзеркалення Е-поляризованого випромінювання, знайдений тим же методом, можна записати у вигляді

$$R_E = \frac{\varepsilon_{r2} k_0 \cos \theta - X_2 T}{\varepsilon_{r2} k_0 \cos \theta + X_2 T} \exp(j2k_0 \cos \theta b),$$

де

$$T = \frac{d \sin X_3 a \cos[X_2(b-a)] + j \cos X_3 a \sin X_2(b-a)}{\cos X_3 a \cos[X_2(b-a)] + j d \sin X_3 a \sin[X_2(b-a)]},$$

40 $X_2 = -X_2^1 + jX_2^{11}$, $X_3 = -X_3^1 + jX_3^{11}$,

$$X_2^1 = k_0 \sqrt{\frac{\sqrt{(\varepsilon_{r2}^1 - \sin^2 \theta)^2 + \varepsilon_{r2}^{11^2}} + (\varepsilon_{r2}^1 - \sin^2 \theta)}{2}},$$

$$X_2^{11} = k_0 \sqrt{\frac{\sqrt{(\varepsilon_{r2}^1 - \sin^2 \theta)^2 + \varepsilon_{r2}^{11^2}} - (\varepsilon_{r2}^1 - \sin^2 \theta)}{2}},$$

$$X_3^1 = k_0 \sqrt{\frac{\sqrt{(\varepsilon_{r3}^1 - \sin^2 \theta)^2 + \varepsilon_{r2}^{11^2}} + (\varepsilon_{r3}^1 - \sin^2 \theta)}{2}},$$

$$X_3^{11} = k_0 \sqrt{\frac{\sqrt{(\epsilon_{r3}^1 - \sin^2 \theta)^2 + \epsilon_{r3}^{11^2}} - (\epsilon_{r3}^1 - \sin^2 \theta)}{2}},$$

$$d = j \frac{X_3 \epsilon_2}{X_2 \epsilon_3}.$$

У випадку скошеного падіння Н-поляризованого випромінювання коефіцієнт віддзеркалення визначається з рівняння:

$$R_H = \frac{Pk_0 \cos \theta - X_2 N}{Pk_0 \cos \theta + X_2 N} \exp(j2k_0 \cos \theta b),$$

де

$$P = \sin X_3 a \cos X_2 b - j d \cos X_3 a \sin X_2 b;$$

$$N = j \sin X_3 \sin X_2 b - d \cos X_3 a \cos X_2 b;$$

$$d = j \frac{X_3}{X_2}.$$

10 Вирази для X_2^1 , X_2^{11} , X_3^1 , X_3^{11} залишилися попередні.

Розглянемо з цих позицій випадок поведінки коефіцієнта відбиття при падінні під кутом θ на одношарову ($a=0$) поглинаючу структуру Е- і Н-поляризованого випромінювання. Товщина шару (виражена в одиницях довжини хвилі) $b=1$, його відносна діелектрична проникність $\epsilon_{r2}^1 = 5$. У результаті, як видно з фіг. 5, глибокий мінімум коефіцієнта віддзеркалення при

15 великих кутах падіння хвилі зберігається у вузькому інтервалі значень ϵ_{r2}^{11} . Тут суцільні криві характеризують коефіцієнт віддзеркалення Е-поляризованого випромінювання при $k_0=0,5\pi$, а штрихові лінії - Н-поляризованого випромінювання при $k_0=0,25\pi$.

Установлено, що для Н-поляризованих хвиль найбільша глибина мінімуму коефіцієнта відбиття спостерігається при порушенні "швидкої" поверхневої хвилі основного типу коливань

20 ($m=1$, $k_0=0,25\pi$). Для Е-поляризованих хвиль такий мінімум відповідає порушенню "швидкої" поверхневої хвилі, що виникає з ТЕ₀₂-типу коливань ($m=1$, $k_0=0,5\pi$). Він належить до вищих типів коливань.

Розрахунки, проведені для інших електрофізичних і геометричних параметрів поглинаючих шарів, показали, що виявлені закономірності мають загальний характер. Однак зі збільшенням

25 ϵ_{r2}^1 верхнє значення діапазону змін ϵ_{r2}^{11} , при якому існує глибокий мінімум коефіцієнта відбиття, збільшується.

З врахуванням викладеного можна встановити необхідні параметри поглинаючого шару, що при заданій частоті падаючого випромінювання дозволяють отримати низьке значення коефіцієнта відбиття при значних ($\theta \approx 70^\circ - 85^\circ$) кутах падіння хвилі.

30 Можна вирішити зворотну задачу і для заданих шарів знайти частоти опромінення, що дозволяють здобути глибоку каналізацію високочастотного сигналу всередину біоструктури з найбільшим поглинанням і мінімальним відбиттям. Зазначене вирішення значно знизить перегрів навколишніх тканин і не поведе до небажаних вторинних ефектів від процесу опромінення.

35 Поклавши в рівняннях для k_0 значення $m=1$, одержимо, що для Е-поляризованого випромінювання ці параметри знаходяться з рівняння

$$\lambda = 2b \sqrt{\epsilon_{r2}^1 - 1}.$$

Для падаючого Н-поляризованого випромінювання - з рівняння

$$k = 4b \sqrt{\epsilon_{r2}^1 - 1}.$$

40 Оскільки більшість тканин біооб'єктів мають значення реальної частини діелектричної проникності $\epsilon_{r2}^1 < 5$, то при умовах (1) і (2) значення мнімої частини можуть лежати в межах $0,1 \leq \epsilon_{r2}^{11} < 2$.

Наприклад, при довжині хвилі $\lambda=8$ мм падаючого Н-поляризованого випромінювання шар товщиною 1 мм із параметрами $\epsilon_{r2}^1 = 5$, $\epsilon_{r2}^{11} = 0,1 \dots 0,4$ (структура печінки) забезпечує ефективне

45 поглинання з мінімальним коефіцієнтом відбиття при кутах падіння $\theta \approx 80^\circ$.

Таблиця

Залежність коефіцієнту віддзеркалення від кута падіння ЕМХ

φ^0	10	20	30	40	50	60	70	80
R_{II}	0,514	0,49	0,43	0,424	0,35	0,22	0,3	0,35

Джерела інформації:

1. Александров Н.Н. и др. Применение гипертермии и гипергликемии при лечении злокачественных опухолей. - М.: Медицина, 1980.-96 с].
2. А.С СРСР № 1358129, кл. 61 № 5/02.
3. А.с. СРСР № 1804793, кл. А 61 № 5/02, 1/40, А61В 6/03.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб формування НВЧ-випромінювання при гіпертермічному впливі, який включає в себе формування імпульсів НВЧ-випромінювання, реєстрацію поля температур, відключення дії НВЧ-випромінювання після досягнення температурами, що реєструються, заданих значень температурного перепаду охолодження області до заданої температури, фокусування НВЧ-випромінювання в заданій області, виконання опромінення з затримкою відносно моменту початку охолодження, вибір параметрів НВЧ-випромінювання, який **відрізняється** тим, що попередньо установлюють мінімальне значення коефіцієнту відбиття, яке вибирають із умов, що визначають співвідношенням кутів падіння φ та переломлення ψ на кордоні розділення поверхневих та внутрішніх тканин

$$\sin\varphi/\sin\psi=\gamma_1/\gamma_2,$$

де γ_1 та γ_2 - постійна поширення електромагнітної хвилі у середовищах поверхневих і внутрішніх тканин відповідно,

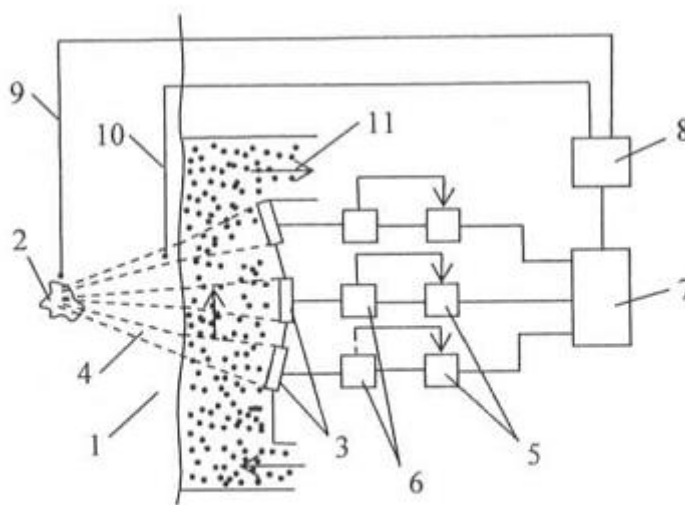
та при умові глибокого мінімуму коефіцієнта відбиття при значних кутах падіння($\varphi \sim 70^\circ-80^\circ$), коли довжина хвилі λ знаходиться із наступного

$$\text{для Е - поляризованого випромінювання } \lambda=2b(\varepsilon_{22}^1-1)^{1/2},$$

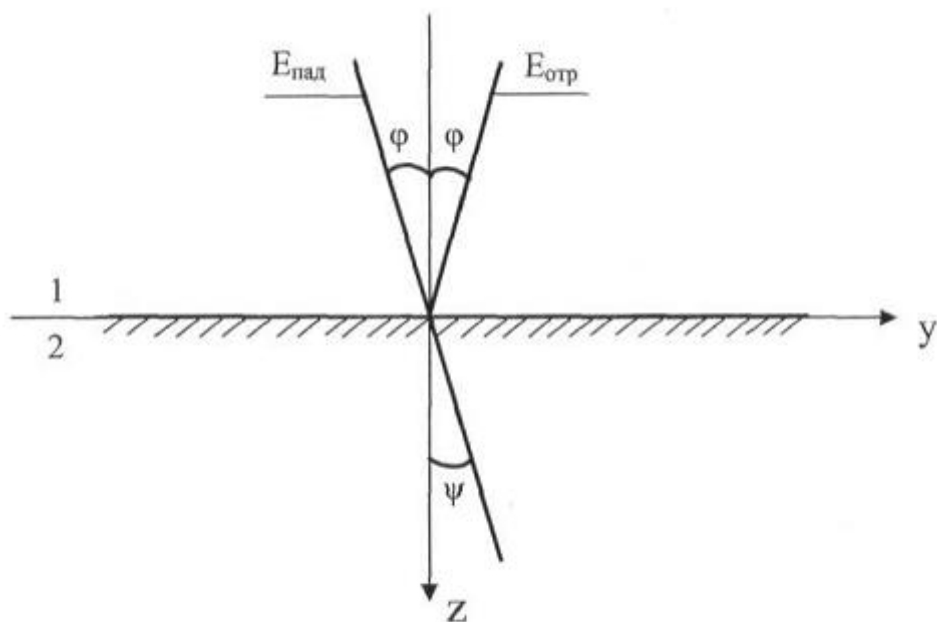
$$\text{для Н- поляризованого випромінювання з рівняння } k_0=4b(\varepsilon_{22}^1-1)^{1/2},$$

де b - товщина шару відбиття, $k_0=2\pi/\lambda$ - постійне хвильове число, ε_{22}^1 - реальна частина діелектричної проникності,

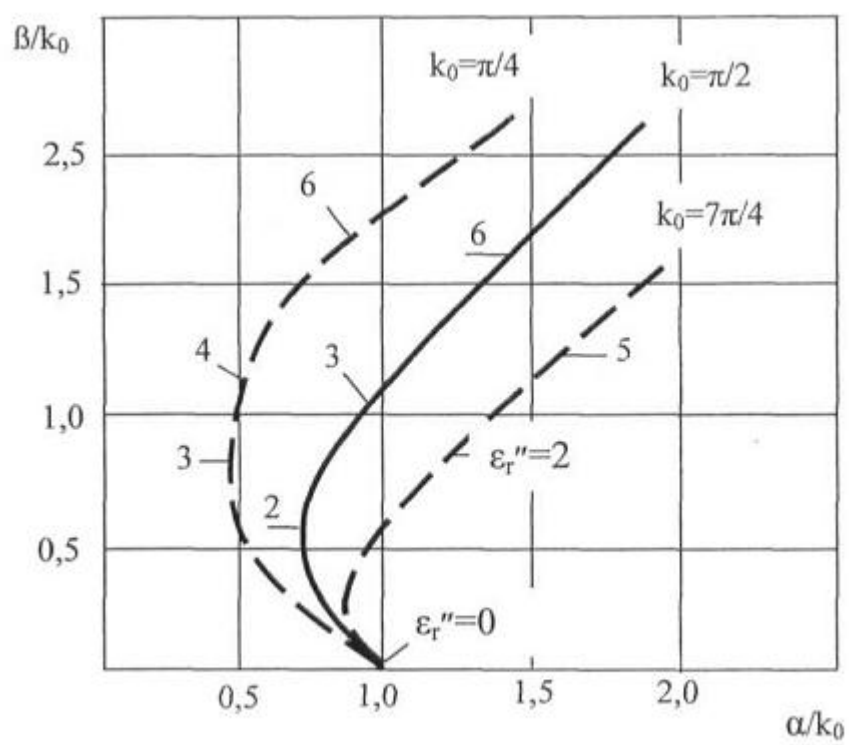
і виконують опромінення з автоматичною корекцією зміни значення коефіцієнта відбиття від температурних перепадів в тканинах при опроміненні до мінімального значення, що зафіксоване на початку сеансу.



Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3

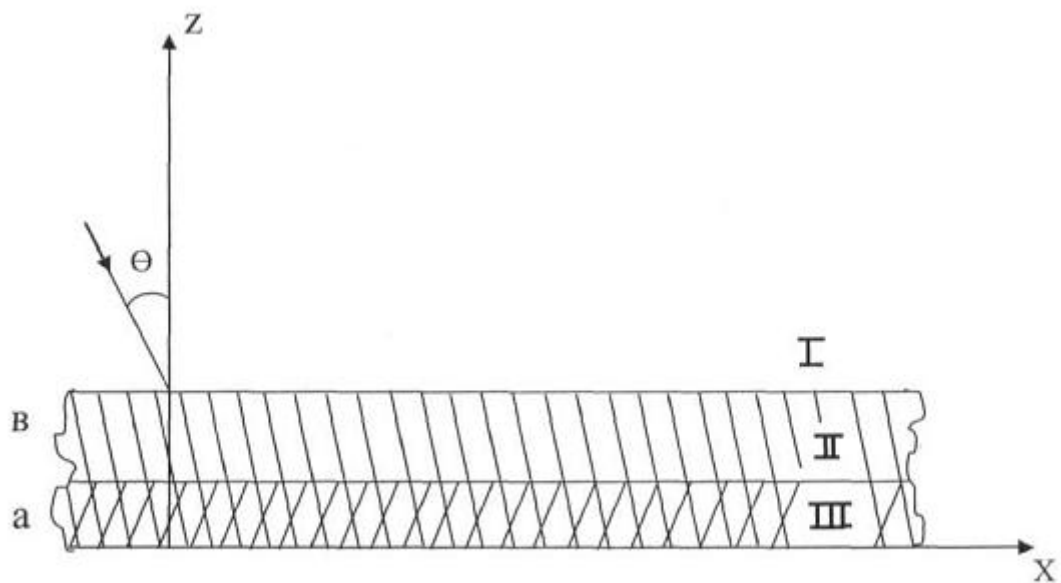


Fig. 4

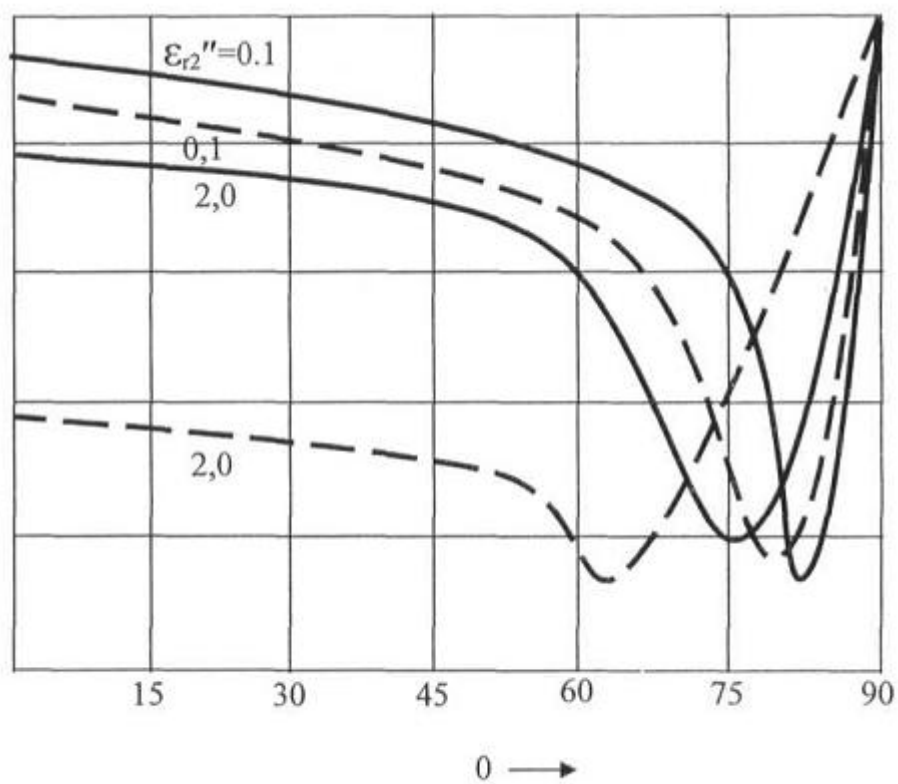


Fig. 5

Комп'ютерна верстка А. Крижанівський

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601