



УКРАЇНА

(19) UA (11) 31237 (13) U  
(51) МПК (2006)  
A61N 005/02

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

# ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

(54) АПАРАТ ДЛЯ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОЇ ГІПЕРТЕРМІЇ

1

2

(21) u200714854

(22) 27.12.2007

(24) 25.03.2008

(46) 30.12.1899, Бюл.№ , 1899 р.

(72) ОРЕЛ ВАЛЕРІЙ ЕМАНУІЛОВИЧ, UA,  
ЛИТВИНЕНКО СЕРПІЙ ВІКТОРОВИЧ, UA,  
СМОТРОВ ІВАН ВОЛОДИМИРОВИЧ, UA,  
НІКОЛОВ МИКОЛА ОЛЕКСАНДРОВИЧ, UA,  
МЕЛЬНИК ЮРІЙ ГНАТОВИЧ, UA, РОМАНОВ  
АНДРІЙ ВІКТОРОВИЧ, UA, ДЗЯТКОВСЬКА  
НАТАЛІЯ МИКОЛАЇВНА, UA, ДІЦЬКИЙ  
ВОЛОДИМИР ІВАНОВИЧ, UA, НЕДБАЙЛО ЮРІЙ  
ОЛЕКСАНДРОВИЧ, UA, ШТАНЬКО АНАТОЛІЙ  
ОЛЕКСАНДРОВИЧ, UA

(73) ФІРМА "РАДМІР" ДОЧІРНЄ ПІДПРИЄМСТВО  
АТ "НАУКОВО-ДОСЛІДНИЙ ІНСТИТУТ  
РАДІОТЕХНІЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ" НАЦІОНАЛЬНЕ  
КОСМІЧНЕ АГЕНТСТВО УКРАЇНИ, UA

(56)

(57) Апарат для регіональної електромагнітної  
гіпертермії, що містить аплікатор на основі  
індуктивної системи випромінювачів у формі  
одновиткових рамок, які виконані з відрізків  
коаксіального кабелю з розривом оплетення в  
середній частині, один з контурів виконує роль

основного і підключений до високочастотного  
генератора, а допоміжний контур розташований у  
просторі розповсюдження змінного  
електромагнітного поля основного контуру або  
підключений до високочастотного генератора,  
поверх аплікаторів встановлено охолоджувачі,  
зв'язані з постачаючим хладагент обладнанням,  
який **відрізняється** тим, що аплікатори утворюють  
фіксовану асиметрію магнітної компоненти  
електромагнітного поля у напрямку зони  
опромінення за допомогою криволінійного  
профілю контуру, форма аплікатора обчислюється  
за допомогою параметричних формул:

$$\begin{cases} x = x(l), y(l), z = z(l), 0 \leq l \leq L, \\ x(0) = x(L), y(0) = y(L), z(0) = z(L), \\ \exists 0 \leq l_1, l_2 < L : l_1 = l_2 \Rightarrow ((x(l_1) = x(l_2)) \& (y(l_1) = y(l_2)) \& (z(l_1) = z(l_2))), \end{cases}$$

де  $l \in [0, L]$  - параметр поточної довжини у  
заданому напрямку обходу контуру, функції  $x =$   
 $x(l)$ ,  $y = y(l)$ ,  $z = z(l)$  неперервно-диференційовні на  
проміжку  $[0, L]$ , охолоджувачі виконано з  
діелектричного еластичного матеріалу, який  
запам'ятовує геометричну форму, до якого  
приєднано шарнірно зв'язані стержні з  
індикаторами кутів нахилу.

Корисна модель відноситься до медицини, а  
саме до онкології і може бути використаний для  
проведення комбінованого лікування онкологічних  
хворих з використанням електромагнітної  
гіпертермії, яка ініційована апаратом з  
індуктивним аплікатором, при хіміо- та  
радіотерапії, крім того може використовуватися  
при моно або комплексному лікуванні ряду  
неонкологічних захворювань в інших сферах  
медицини та ветеринарії.

Відомі апарати для електромагнітної  
гіпертермії, що мають блок живлення,  
високочастотний генератор, аплікатор з  
одновиткової плоскої рамки виконаної з відрізка  
коаксіального кабелю з розривом оплетки в  
середній частині та ізолювання незамкнутим  
центральною провідником, причому з кінців  
відрізка утворено ділянку двухпровідної лінії, до  
оплетки якої підключена фідерна лінія, в кінець

двухпровідної лінії встановлено перемичку з  
можливістю продольного її переміщення,  
центральної провідник кабелю підключено до  
високочастотного генератору [1].

Найбільш близьким аналогом пристрою, що  
заявляється, вибрано в якості прототипу апарат  
для регіональної або локальної електромагнітної  
гіпертермії, що містить блок живлення,  
високочастотний генератор, аплікатор у вигляді  
індуктивної системи випромінювачів, виконаних з  
відрізків коаксіального кабелю з розривом оплетки  
в середній частині, один з контурів виконує роль  
основного і підключено до високочастотного  
генератору, а допоміжний розташований совісно в  
паралельній площині у просторі розповсюдження  
змінного електромагнітного поля основного  
контуру або підключено до високочастотного  
генератору [А.с. СССР 1833748, А61N1/40, 1993].

При роботі відомого апарату для формування

(13) U

(11) 31237

(19) UA

електромагнітного поля аплікатора застосовують принципи магнітного та амплітудно-фазового фокусування магнітної компоненти електромагнітного поля. При використанні цього пристрою для лікування онкологічних хворих, прагнуть досягти однорідності нагріву злоякісної пухлини. Однак ефективність протипухлинної дії при комплексному лікуванні злоякісної пухлини не достатня. Тому для формування конфігурації поля аплікатора додатково інвазивно вводять в опромінену пухлину заземлений провідник з ізолюваною поверхнею. Це достатньо некомфортна та потенційно небезпечна для онкологічного хворого процедура, яка може ініціювати метастатичні процеси в його організмі та непередбачена за своєю дією на ефективність процесів хіміо- та радіотерапії при комплексному лікуванні хворого. Оскільки електромагнітне опромінення буде максимально концентруватися в провіднику то первинна конфігурація електромагнітного поля перетворюється в асиметричну з максимумом у зоні провідника. Тобто буде переважно ініціюватися високотемпературний локальний ефект абіляції пухлини при температурі 42-46°C. Такі температурні впливи є досить обтяжливі для серцево-судинної системи хворих й можуть ініціювати побічні ефекти. В наслідок цього, ефективність комбінованої протипухлинної терапії з застосуванням такого аплікатора достатньо обмежена.

В основі корисної моделі поставлено задачу вдосконалення конструкції апарату для електромагнітної гіпертермії, в якому шляхом модифікації форми, конструкційних матеріалів й індикаторного вузла зміни просторової форми аплікатора та охолоджувача забезпечується підвищення асиметрії магнітної компоненти електромагнітного поля та відповідної асиметрії розподілу вихрових токів. Це підвищує ефективність регіонального та локального протипухлинного ефекту комплексної терапії з використанням електромагнітного опромінення.

Поставлена задача вирішується тим, що в апараті для електромагнітної гіпертермії, що містить індуктивні аплікатори у вигляді системи випромінювачів у формі одновиткових рамок, які виконані з відрізків коаксіального кабелю з розривом оплітки в середній частині, один з контурів виконує роль основного і підключений до високочастотного генератору, а допоміжний контур розташований у просторі розповсюдження змінного електромагнітного поля основного контуру або підключено до високочастотного генератору, поверх аплікаторів встановлено охолоджувачі, зв'язані з постачаючим хладагент обладнанням. Відповідно до корисної моделі, аплікатори утворюють фіксовано розподілену асиметрію магнітного поля у напрямку зони опромінення за допомогою криволінійного профілю контуру, форма аплікатора обчислюється за допомогою параметричних формул

$$\begin{cases} x = x(l), y(l), z = z(l), 0 \leq l \leq L, \\ x(0) = x(L), y(0) = y(L), z(0) = z(L), \\ \exists 0 \leq l_1, l_2 < L : l_1 = l_2 \Rightarrow ((x(l_1) = x(l_2)) \& (y(l_1) = y(l_2)) \& (z(l_1) = z(l_2))), \end{cases}$$

де  $l \in [0, L]$  - параметр поточної довжини у заданому напрямку обходу контуру, функції  $x = x(l)$ ,  $y = y(l)$ ,  $z = z(l)$  неперервно-диференційовні на проміжку  $[0, L]$ , охолоджувачі виконано з діелектричного еластичного матеріалу, який запам'ятовує геометричну форму, до якого приєднано шарнірно пов'язані стержні з індикаторами кутів нахилу.

Запропонована конструкція забезпечує утворення просторової асиметрії магнітної компоненти електромагнітного поля в пухлині, яке ініціює необхідну асиметричну направленість в просторі вихрових струмів локально в злоякісних клітинах пухлини, кровоносних та лімфатичних судинах та у регіоні патологічного вогнища, а також дозволяє провести електромагнітне опромінення на будь-якій глибині у організмі хворого пацієнта, якому під час опромінення вводять протипухлинний препарат.

Під впливом асиметричного магнітного поля та детерміновано асиметрично направлених в просторі вихрових струмів в злоякісних клітинах та судинах утворюється активний комплекс протипухлинного препарату з пухлинними клітинами з певною взаємною детермінованою хаотичною орієнтацією структури молекулярних груп реагентів, тобто з підвищеною ентропією (S). Це призводить до формування активного комплексу реагентів з більш впорядкованою взаємною орієнтацією у просторі структур, в порівнянні з початковим хаотичним розташуванням, яке було до опромінення. Відповідно до другого закону термодинаміки константа швидкості реакції під час взаємодії реагентів описується рівнянням [3]:

$$k_1 = \frac{k_0 T}{h} e^{\frac{\Delta S}{R}} e^{\frac{\Delta H}{RT}} \quad (2)$$

де:  $k_0 T/h$  - визначає частоту теплових флуктуацій,  $k_0$  - постійна Больцмана,  $h$  - постійна Планка;  $R$  - газова постійна;  $T$  - абсолютна температура;  $\Delta H$  - зміна ентальпії (загальна енергія);  $\Delta S$  - зміна ентропії (міра хаотичності).

Таким чином, відбувається прискорення швидкості вільно радикальних реакцій в пухлинних клітинах через те, що величина активаційного бар'єру в реакції знижується за рахунок зниження абсолютної величини ентропії  $|S|$ , а також за рахунок зниження ентальпії активації  $\Delta H$  при незначному підвищенні фізіологічної температури. При комбінованому лікуванні пухлин в процесі хіміо-, радіотерапії з застосуванням неіонізуючого опромінення підвищується протипухлинна дія хіміо- препаратів та іонізуючого випромінювання за рахунок ініціації вільнорадикальних реакцій в пухлинних клітинах. Будучи високо реакційними хімічними компонентами, вільні радикали цілеспрямовано ініціюють загибель малігнізованих клітин при помірній гіпертермії пацієнтки 38-39°C.

Суть запропонованої корисної моделі пояснюється кресленнями (Фіг.1, 2). На Фіг.1 зображено схему апарату для електромагнітної гіпертермії; на Фіг.2 зображено розподіл (напруженості) магнітної компоненти електромагнітного поля.

Апарат містить блок живлення 1,

високочастотний генератор 2, основний контур аплікатора 3 у формі одновиткової рамки, виконаний з відрізків коаксialного кабелю з розривами оплтки в середній частині, поверх якої розміщено охолоджувач 4, виконаний у вигляді трубки з діелектричного матеріалу, який запам'ятовує геометричну форму, в одному кінці охолоджувача вставлено заглушку, а інший є відкритим, охолоджувач має отвір, через який здійснюється з'єднання охолоджувача 4 з хладопровідом 5, який підключено до постачаючого хладагент обладнання 6, до охолоджувача 4 приєднано шарнірно зв'язані стержні 7 з індикатором кута нахилу кожного 8.

Основний контур аплікатора 3 закріплено на штативі 9 та розміщено у регіоні патологічного вогнища злоякісної пухлини 10 на пацієнті 11, якого розміщено на позиційному столі 12, у просторі розповсюдження змінного електромагнітного поля основного контуру 3 розташовано допоміжний контур 13, виконаний у формі одновиткової котушки з відрізків коаксialного кабелю, який приєднано через комутатор 14 до високочастотного генератора 15, поверх допоміжного контуру 13 встановлено охолоджувач 16, зв'язаний з доставляючим хладагент обладнанням 6 через трубку 17.

Апарат працює таким чином.

Пацієнта 11 розташовують на позиційному столі 12 та починають проводити хіміотерапію з використанням протипухлинного антибіотика антраціклінового ряду - доксорубіцину. Одночасно, в залежності від архітекtonіки регіону опромінення злоякісної пухлини та попереднього комп'ютерного розрахунку згідно формул (1), підбирають оптимальну асиметрію магнітного поля.

В якості прикладу розрахуємо аплікатор, форма якого задається системою параметричних формул (1):

$$\begin{cases} x = a \sin \alpha, \\ y = b(1 - \cos \alpha), \\ z = b \left( \sqrt{\operatorname{ctg}^2 \varphi / 2 + \sin^2 \alpha} - \operatorname{ctg}^2 \varphi / 2 \right), \end{cases} \quad 0 \leq \alpha \leq 2\pi. \quad (3)$$

Проекція аплікатора на площину  $xOy$  є еліпсом з напівосями  $a$  та  $b$  та центром у точці  $x=0, y=0, z=0$ .  $\alpha$  - параметр, що дорівнює куту, утвореного променем, який виходить з центру еліпсу у протилежному до осі  $Oy$  напрямку та поточним елементом контуру у напрямі обходу проти годинникової стрілки. Функція  $z=z(\alpha, \varphi)$  відповідає за фокусування електромагнітного поля у потрібній області за рахунок згинання площини, в якій лежить аплікатор, таким чином, що проекція аплікатора на площину  $yOz$  є дугою з кутовою мірою  $\varphi, 0 < \varphi < \pi$ . Це дозволяє досягти в області опромінення оптимальну асиметрію електромагнітного поля.

Розрахунок напруженості магнітного поля, створеного аплікатором, форма якого задається формулою (3) при  $a=1,5\text{ см}, b=2,5\text{ см}, \varphi=120^\circ$  у площині  $z=0,5\text{ см}$ , зображено на Фіг.2, де коефіцієнт асиметрії дорівнював 0,46.

Індивідуально для кожного пацієнта вигинають геометричну форму основного контуру 3 та окремо допоміжного контуру 13 за допомогою шарнірно зв'язаних стержнів 7 з індикатором кута нахилу кожного 8. Допоміжний контур 13 розташовують на пацієнті 11 разом або окремо від основного контуру 3. В залежності від необхідності за допомогою комутатора 14 допоміжний контур 13 накоротко замикають або підключають до генератора 15. При подачі електроживлення з блоку живлення 1 в апарат для електромагнітної гіпертермії високочастотний генератор 2 генерує високочастотний сигнал фіксованої робочої частоти з діапазону 8-150 МГц в основний 3 та пов'язаний індуктивно з ним замкнутий допоміжний контур 13, які накладені на пацієнта 11 в зоні опромінення патологічного вогнища злоякісної пухлини 10. Одночасно з постачаючого хладагент обладнання 6 через хладопроводи 5 та 17 подається охолоджуюча рідина в охолоджувачі 4 та 16 для попередження побічних теплових гіпертермічних ефектів за рахунок підтримки температури на поверхні аплікатора в межах 35-39°C. Можливо також підключення допоміжного контуру 13 за допомогою комутатора 14 до генератора 15 для формування асиметрії магнітної компоненти поля за рахунок амплітудно-частотного та фазового модулювання високочастотного сигналу. Під впливом асиметричного магнітного поля та відповідною асиметрією розподілу вихрових струмів в злоякісних клітинах утворюється активний комплекс протипухлинного препарату доксорубіцину з пухлинними клітинами з оптимальною взаємною орієнтацією структури молекулярних груп реагентів. Це підвищує протипухлинну активність препарату та зменшує його побічні дії при помірній гіпертермії пацієнтів 38-39°C.

Проведенні дослідження на експериментальній моделі, резистентної до доксорубіцину карциноми Герена, засвідчили, що після проведення електромагнітного опромінення тварин за допомогою апарату, що заявляється, та одночасного введення протипухлинного антибіотика доксорубіцину, спостерігалось гальмування на 69% пухлинного росту у 60% тварин-пухлиноносіїв та у 40% щурів - повна регресія пухлин. Рецидиву пухлинного росту в останній групі тварин не спостерігалось на протязі 4-х місяців після закінчення комбінованого лікування. За 15 хвилин сеансу гіпертермії температура в центрі пухлини змінювалася з 36,6 до 38,5°C. В той же час дія лише одного препарату зовсім не гальмувала ріст пухлин.

Джерела інформації:

- Орел В.Э., Смоланка И.И., Коровин СИ., Паливец А.К., Данко М.И., Дзятковская Н.Н. Электромагнитное поле радиоволн в онкологии. - К.: «Книга плюс», 2005. - 152с.
- А.с. СССР 1833748, А61N1/40, 1993 (прототип).
- Рубин А.Б. Биофизика. - М.: «Книжный дом», 1999 - Т.1, С.420.

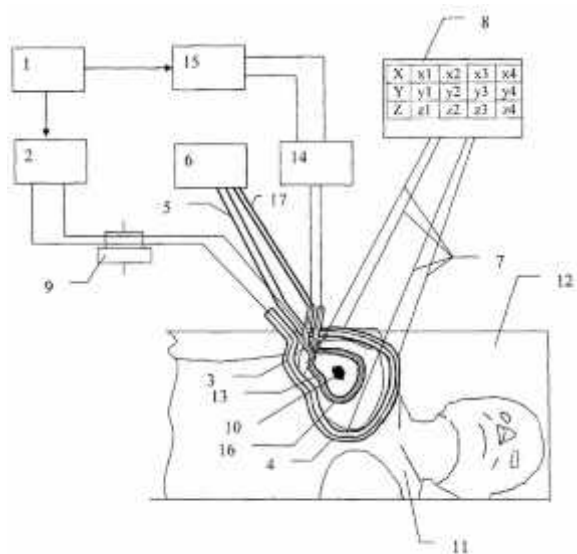


Fig. 1

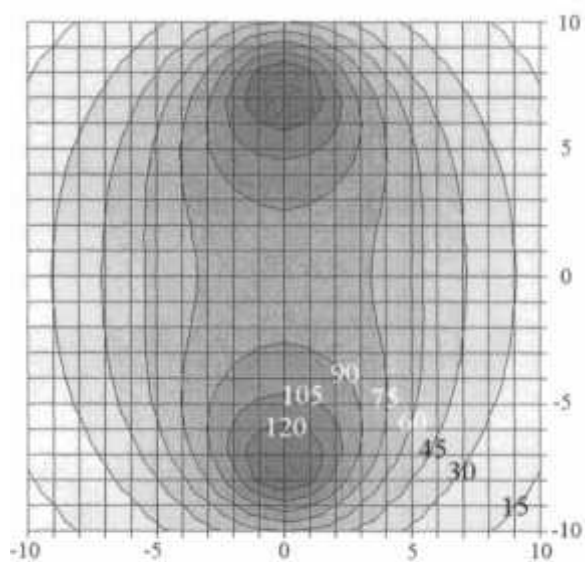


Fig. 2