



УКРАЇНА

(19) UA (11) 33635 (13) A

(51) 6 A61B5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДвидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ КОНТРОЛЮ ЛОКАЛЬНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ТІЛА

(21) 99031499

(22) 18.03.1999

(24) 15.02.2001

(33) UA

(46) 15.02.2001, Бюл. № 1, 2001 р.

(72) Смоланка Іван Іванович, Мединець Юрій Ра-
фаїлович(73) Смоланка Іван Іванович, Мединець Юрій Ра-
фаїлович(57) Спосіб контролю локальної температури тіла,
вживаного при електромагнітній гіпертермії, який
відрізняється тим, що термодатчики розташову-
ють в проміжках посередині складових електродів
на поверхні тіла під термоізоляцією зовні.

Заявка відноситься до галузі медицини, зокрема - до фізичних методів контролю стану пацієнта під час гіпертермії.

Гіпертермія - перспективна методика лікування, яка використовується в онкології та фізіотерапії для лікування пухлинних та запальних процесів в організмі людини. Сучасна біологічна модель гіпертермії полягає у підтриманні температури патологічної тканини 42-43°C, від чого гинуть ракові клітини та хвороботворна флора і яку витримують здорові клітини людського організму. Нижча за вказану температура різко послаблює терапевтичний ефект, а більша - призводить до опіків і некрозу здорової тканини. Очевидно, що метод гіпертермії базується на точному вимірюванні температури під час сеансу терапії.

Температура на поверхні тіла контролюється накладеними датчиками [1]. Але вона не є точним показником, бо тільки температура в області патології є такою. Для цього вживають інвазивні термодатчики - голки та катетери, або більш складні пристрої: радіометри і оптоволоконні вимірювачі [2]. Перші - неінвазивні, але з малою докладністю вимірювань (показують тільки інтегральну температуру), другі - інвазивні, мають затовсту голку, що травмує людину: діаметр голок більший за 1 мм. Обидва типи дуже коштовні. Отже, існує вибір між докладністю вимірювань та небажаною інвазивністю, яка може призвести до гнійно-септичних ускладнень та/або дисемінації пухлинних клітин.

Проблему в онкології становить глибока гіпертермія, для якої найбільш ефективні випромінювачі - ємнісні електроди [3], що мають вигляд дисків, притиснутих до тіла з протилежних боків. Якщо діаметр диску значно перевищує відстань між ними, поле високочастотних струмів, що течуть через тіло, рівномірне. У рівномірному полі пухлина, набряк чи місце запалення гріються якнайбільше завдяки уповільненому кровотоку, який суттєво

охолоджує тканину. Таким чином, якщо забезпечити рівномірне поле струмів, то контроль поверхневої температури за критерієм "не більше" був би адекватним для контролю глибокої гіпертермії, не беручи до уваги розсіювання тепла поверхнею. Але саме тут теплові потоки виходять назовні, завдяки охолодженню електродами, які для цього мають водяні мішки - болюси [3].

В [4] показано, що порівняно з суцільними дисковими електродами перевагу мають дрібні ізольовані пластини, які живляться окремо: шлях струму по краях дисків коротший, ніж через його середину, бо струм на високій частоті тече тільки на поверхні провідника. Тому великий диск не догріває серединну область тоді як краї його можуть перегрівати тканини. Цей артефакт усувається саме електродами, складеними з менших пластин. Але ці пластини можуть залишати непокриті ділянки поверхні тіла в проміжках між ними (наприклад, по кутах).

Прототипом поданої заявки є ємнісний електрод, складений з окремих пластин [4], що не дає згаданого крайового ефекту. Суттєвим недоліком прототипу є низька кореляція поверхневої температури з внутрішньою через розсіювання тепла поверхнею тіла.

Задача поданого винаходу - підвищення точності контролю внутрішньої температури при гіпертермії ємнісними електродами.

Поставлена задача вирішується розташуванням термодатчиків на поверхні тіла в проміжках між сусідніми частинами складових ємнісних електродів, які охоплюють термодатчик з усіх боків, а з протилежного (зовнішнього відносно тіла) боку закриттям термодатчика термоізоляційним компресом.

Дія устрою полягає в тому, що ступільні ємнісні електроди створюють рівномірне поле струму в середині тіла. Непокриті ділянки поверхні створю-

ють "дірки" у полі струмів біля самої поверхні, але це не відбивається на внутрішній картині завдяки розсіянню елементарних струмів по краях стільних електродів - окремих пластин. Непокриті ділянки зовні захищені від розсіювання тепла компресом, тому являють собою закриті термодинамічні системи, температура в яких дорівнює температурі нижчих шарів (теплові потоки надходять сюди з усіх боків і далі не розповсюджуються). Саме в цих ділянках розташовуються термодатчики і їх показання використовуються для моніторингу температури при гіпертермії, яка мусить бути в здоровій тканині не більша від заданої.

На фігурі поданий ескіз пристрою для контролю температури, цифрами позначені: 1 - ємнісні електроди, 2 - компрес, 3 - термодатчик, 4 - тіло пацієнта, 5 - термодатчик, 6 - компрес, 7 - ємнісні електроди.

Електроди 1, 7 розташовані на тілі пацієнта 4 з обох боків, компреси 2, 6 знаходяться на тілі пацієнта 4 в інтервалах між частинами електродів 1, 7. Термодатчики 3, 5 притиснуті до тіла під компресами 2, 6.

Електроди 1, 7 зроблені з малих окремих пластин і підключені до джерела високочастотної напруги, утворюючи в електропровідному тілі 4 рівномірне поле струмів - за винятком невеликих приповерхневих зон, де розташовані термодатчики 3, 5, закриті зовні компресами 2, 6. Область патології знаходиться всередині тіла 4 на відстані від термодатчиків 3, 5, тобто у рівномірному полі струмів або зоні теплопродукції. Таким чином, термодатчики 3, 5 знаходяться у зоні розсіювання тепла, але оскільки теплові потоки приходять з усіх боків, а вихід назовні їм перешкоджає термоізолятор - компреси 2, 6 - в зоні термодатчиків 3, 5 встановлюється температура внутрішніх шарів тіла, яка і є параметром контролю: якщо підчас процедури нагріву дотримуватись цієї температури, конкретно 42°C. можна вважати, що в області патологічного процесу температура буде вища за цю завдяки

уповільненому кровотоку, що гарантує терапевтичний ефект і відсутність побічних ефектів (опіків здорової тканини).

Прикладом реалізації поданого способу може бути лабораторний макет установки для гіпертермії, складений з генератора 1 кВт, 40 МГц, та ємнісних електродів круглої форми діаметром 10 см. Роль тіла пацієнта відігравав фантом у вигляді бруска поролону у фізіологічному розчині з розмірами 20х20х30 см. З кожного боку фантома до нього щільно прикладено по 4 електроди. У створений посередині електродів проміжок покладено термодатчики: мідь-константанові термопари. Компреси зроблені з мінеральної вати, поміщеної у поліетиленовий чохол. Електроди охолоджували водяними контейнерами з протилежного (відносно тіла) боку. В експерименті фантом нагрівався посередині зі швидкістю 1°C на хвилину, температура термодатчиків відставала через послаблений поролоном теплообмін та відсутність кровообігу у порівнянні зі здоровою тканиною. Але через 20-30 хвилин після вимикання генератора температура всередині фантому і на поверхні під термодатчиками вирівнювалася, що свідчить про дієздатність заявленого методу.

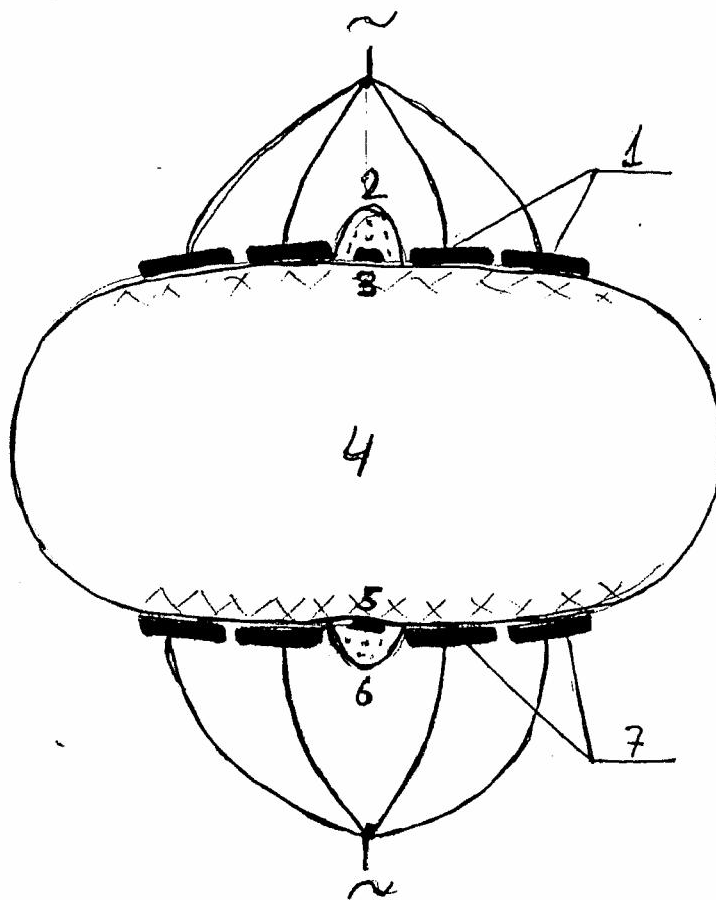
Джерела інформації

1. Патент США № 4, 055, 166 від 25 жовтня 1977р. Апарат для вимірювання поверхневої температури людського тіла. Х.В. Сімпсон.

2. Ю. Малишенко, О.Дудніченко. Перспективи створення в Україні апаратури для мікрохвальної гіпертермії злоякісних пухлин поверхневих локалізацій // Український журнал медичної техніки і технології. – 1998. - № 3. - С. 36-41.

3. Установка Термотрон РФ-8. Ямамото Вінїта Ко. Осака, 543, Японія.

4. Като. Х. та інші. Ємнісний глибокий нагрів з меншим нагрівом шару жиру // Т. 1 матеріалів 7-го міжнародного конгресу з гіпертермічної онкології, квітень 1996 р., Рим, Італія.



ДП "Український інститут промислової власності" (Укрпатент)
 Україна, 01133, Київ-133, бульв. Лесі Українки, 26
 (044) 295-81-42, 295-61-97

Підписано до друку _____ 2001 р. Формат 60x84 1/8.
 Обсяг _____ обл.-вид. арк. Тираж 50 прим. Зам. _____

УкрІНТЕІ, 03680, Київ-39 МСП, вул. Горького, 180.
 (044) 268-25-22
