



УКРАЇНА

(19) UA (11) 29906 (13) A

(51) 6 A61N1/40

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВИНАХІДвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) ЕЛЕКТРОД ДЛЯ ВНУТРІШНЬОПОРОЖНИННОЇ ГІПЕРТЕРМІЇ

(21) 97105049

(22) 23.01.1998

(24) 15.11.2000

(33) UA

(46) 15.11.2000, Бюл. № 6, 2000 р.

(72) Кіркилевський Станіслав Ігоревич, Мединець  
Юрій Рафаїлович(73) Кіркилевський Станіслав Ігоревич, Мединець  
Юрій Рафаїлович

(57) Електрод для внутрішньопорожнинної гіпертермії, який **відрізняється** тим, що являє собою на передньому кінці катетер з балончиком, який може розширюватися і який заповнено електропровідною рідиною, і балончик має всередині металевий провідник з розширенням на кінці у межах балона, причому при використанні двох електродів їх катетери скручені до повного прилягання один до одного у межах порожнини.

Заявка стосується медичної техніки, зокрема - до техніки, вживаної в онкології для гіпертермії пухлин.

Електричний нагрів тканин - найбільш простий шлях досягнення гіпертермії та термотерапії. Широко вживаються апарати УВЧ [1], які виконують цю функцію. В них, як правило, використовуються ємності електроди для утворення електричного поля. В комплектах стандартних апаратів присутні також індуктивні випромінювачі, котушкові та рамкові, але вони випромінюють значну електричну складову через недосконалість конструкції та багато-контурну схему апарата, де резонанс вихідного контуру (випромінювача) не співпадає з частотою генератора. Доказом може бути індикатор поля на неоновій лампочці, котрий є у всіх комплектах апаратів і який яскраво світить при індуктотермії. Однак, це - індикатор електричного поля, магнітне поле виявляється витком з лампочкою розжарення. Такий індикатор в комплекті стандартного апарата відсутній.

Для порожнинних органів з метою локалізації енергії, вживаються катетерні випромінювачі, що являють собою НВЧ-диполь [2, 3]. Диполь утворює вздовж орієнтоване поле E: полюсами становляться кінці диполя, несучі пучність напруги. Магнітна складова, яка діє посередині диполя, є замала: електричні витрати вносять опір в ланцюг струму і відповідно знижується магнітна складова. Конструктивно внутріполостний диполь має вигляд стержня, запресованого у резину з порожнинами та каналами для водяного охолодження. Однак, жорстка стержнева конструкція випромінювача не може задовольнити дві протирічні вимоги: з одного боку діаметр диполя мусить бути мінімальним, щоб дати можливість провести його половину довжини за пухлину (за непрохідністю), з другого - поверхня

диполя мусить прилягати до стінок порожнини, щоб уникнути штучних порожнеч, на межі яких виділяється максимальне тепло.

Відносно вільний від цієї вади є внутріпорожнинний випромінювач [4], виконаний з еластичної трубки, наповненої розчином солі - електропровідною рідиною. Однак, його довжина фіксована і для задовольнення різних клінічних випадків необхідна гама таких випромінювачів. Крім того, випромінювач [4] живиться симетричною двохпровідною лінією, провідники мусять бути скріплені і прилягати один до одного, щоб уникнути місцевих полів, які можуть викликати опік здорової ділянки порожнинної стінки. Скріплені провідники також обмежують універсальність випромінювача, підбір довжини його активної частини.

Прототипом поданої заявки є диполь [4], який має еластичну оболонку і струмопровідячу рідину в якості провідника. Недоліком прототипу вважається недостатня універсальність, що виявляється у фіксованій довжині активної частини та наперед скріплених провідниках двохпровідної лінії, що живить диполь.

Задача поданої заявки - внутріпорожнинний випромінювач, який має універсальне пристосування, тобто має мінімальний діаметр при введенні в порожнину, приймає форму порожнини і щільно прилягає до її стінок у робочому стані, не має обмежень по довжині активної зони, а також не утворює місцевих паразитних полів по довжині живлячої лінії.

Поставлена задача вирішується вжиттям електродів, між якими тече струм, принаймні один з яких являє собою катетер з балоном, який може розширятись на передньому кінці, заповнений електропровідною рідиною і міст в середині металевий провідник з розширенням на передньому кі-

(19) UA (11) 29906 (13) A

нці в межах балона, який може розширятись, причому, якщо вживаються два катетери з балонами, катетери скручені між собою на внутрішньопорожнинній довжині до повного прилягання один до одного.

Балон, що розширюється, щільно прилягає до стінок порожнини і навіть розтягує їх, служить саме електродом: тонка оболонка балона є проникна для струмів високої частоти. Катетер, заповнений провідником, служить частиною живлячої лінії. Металевий провідник в середині надає катетеру з балоном жорсткість, необхідну для введення в порожнину, а розширений кінець провідника - більшу поверхню контакту з балоном-електродом та вагу, що полегшує введення в порожнину, розташовану вертикально (наприклад, стравохід). Балонний електрод може бути уніполярним (наприклад, для гіпертермії шийки матки) або біполярним (стравохід, пряма кишка). При біполярній схемі катетери, утворюють двохпровідну лінію, після фіксації електродів (розширення балонів) вкручуються на один-два витки, що забезпечує прилягання їх один до одного на внутрішньо-порожнинній довжині і відсутність паразитних полів. При уніполярній схемі використовується додатковий пластиковий електрод з великою площиною, контактуючий з поверхнею тіла. Уніполярний балонний електрод вигідно вживати у штучній порожнині - для інтраоперативної гіпертермії (наприклад, при лапароскопії).

На фігурі показаний ескіз устрою за біполярною схемою. Цифрами позначені: 1 - стінка порожнини, 2 - пухлина, 3 - джерело енергії, 4, 5 - металеві провідники, 6, 7 - катетери, 8, 9 - балони, 10, 11 - розширені частини провідників.

Провідники 6, 7 знаходяться всередині катетерів 6, 7, які закінчуються балонами 8, 9. Передні кінці провідників 4, 5 мають потовщення 10, 11, які знаходяться всередині балонів 8, 9.

Пристрій введено в порожнину, таким чином, що балони 8, 9 знаходяться спереду і позаду пухлини. Катетери 6, 7 скручені на довжині від балона 8 до виходу з порожнини 1. Початок провідників 4, 5 підключені до джерела енергії 3.

Для проведення гіпертермії спочатку в порожнину вводиться катетер з балоном 9 у зжатому стані і, досягнув потрібної позиції позаду пухлини (операція проводиться під рентгеном), балон 9 розширюється введенням в його катетер під тиском розчину солі. По тому таким же чином вводиться і розширюється катетер з балоном 8, після чого обидва катетери вкручуються на один-два витки, а провідники 4, 5 підключаються до джерела енергії 3. Розділення електричної та гідравлічної

схем виконується за яким-небудь відомим методом.

В якості прикладу реалізації даного пристрою може бути макет, зроблений з кремнійорганічних трубок (катетери) діаметром 6 мм і діаметром отвору 2 мм. Балончики запозичені від піпеток і приклеєні до кінців трубок після введення в останні провідників, за яких вжито басові струни з напайками на кінцях (розширені місця). На другі кінці трубок надягнені короткі латунні трубки  $\varnothing$  4 мм, електрично підключені до рамки, індуктивно сполученої з генератором 100 Вт, 40 МГц. Задні кінці струн проходять крізь латунні трубки, забезпечуючи контакт з ними. Вільні кінці латунних трубок сполучені з двома грушами, заповненими 10% розчином солі. В якості фантома взято шматок поліетиленової гофрованої трубки  $\varnothing$  30 мм із зробленим боковим вирином 20x40 мм вздовж, а також шматок поролону дещо більшого розміру, змочений фізраствором.

Послідовність операцій: один зжятий балончик вводиться в трубку за вирином, другий - перед вирином. Натиском на груші балончики заповнюються і, розширюючись, прилягають до внутрішніх стінок трубки. Цей стан фіксується перетисканням трубок, які ведуть до груш. В трубку через вирином вкладається шматок поролону, у розріз в якому вкладається носик спиртового термометра. Катетери вкручуються на півтора обороти (до прилягання, яке спостерігається через напівпрозору трубку). Електрична рамка, живляча катетери, підводиться до рамкового випромінювача генератора, забезпечуючи індуктивний зв'язок. Термометр показує нагрів. При досягненні показника 50-60°C генератор вимикається і рукою контролюються місця нагріву. Результат: при повній потужності і швидкості нагріву 20°/сек, гріється тільки поролон. Температура балончиків помітно нижча. А вздовж живлячої лінії нагрів відсутній, що свідчить про добру електричну якість поданої установки.

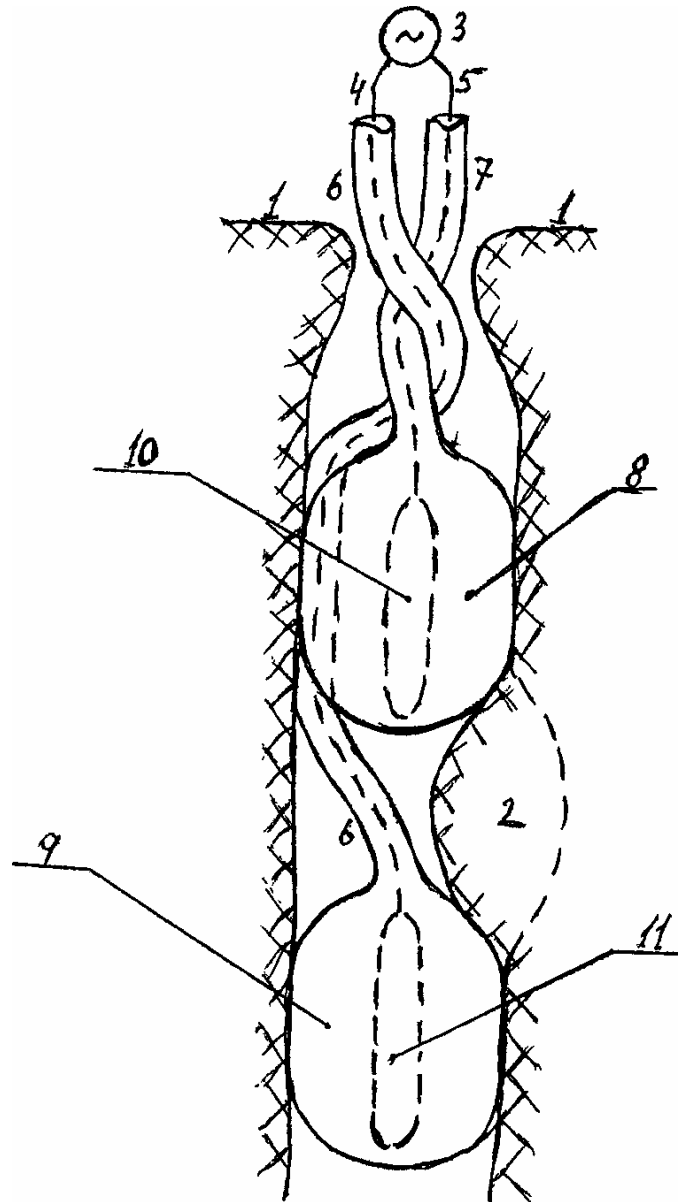
Джерела інформації

1. Н.М. Ливенцев, А.Р. Ливенсон. Электромедицинская аппаратура. - М.: Медицина, 1974 г.

2. Аппарат для СВЧ-терапии "Яхта-3". Электронная промышленность, 1985. - № 1. - С. 158-163.

3. Аппарат для внутриволокнистой терапии. Проспект фирмы BSD Medical Corporation. США. Выставка "Медицина-90".

4. А.с. СССР № 1784232 АІ, кл. А61 № 1/40, 1990 г. "Внутриволокнистой излучатель". Ю.Р. Мединец, А.Н. Гусев и др.



Фіг.

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

Підписано до друку \_\_\_\_\_ 2002 р. Формат 60x84 1/8.  
 Обсяг \_\_\_\_\_ обл.-вид. арк. Тираж 35 прим. Зам. \_\_\_\_\_

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