



УКРАЇНА

(19) UA (11) 17399 (13) A

(51)6 A 61 N 1/40

ДЕРЖАВНЕ  
ПАТЕНТНЕ  
ВІДОМСТВООПИС ДО ПАТЕНТУ  
НА ВИНАХІДбез проведення експертизи по суті  
на підставі Постанови Верховної Ради України  
№ 3769-XII від 23.XII 1993 р.Публікується  
в редакції заявника

(54) СПОСІБ ГІПЕРТЕРМІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПУХЛИН

1

(21) 96020773  
 (22) 28.02.96  
 (24) 15.04.97  
 (46) 31.10.97. Бюл. № 5  
 (47) 15.04.97  
 (72) Поспелов Леонід Андрійович, Мельник Сергій Іванович  
 (73) Харківський державний технічний університет радіоелектроніки (UA)  
 (57) Способ гипертермического лечения опухолей путем воздействия электромагнитным полем высокой частоты через слой жидкого

2

диэлектрика с регулируемой температурой с помощью сменных электродов, отличающ и й с я тем, что лечение осуществляют после определения параметров процедуры на основании индивидуальных для каждого пациента параметров по соотношениям

$$U(W) = (b-a) / \ln(b/a) \quad (1)$$

$$R = [R_{оп}^2 - (b^2 - a^2) / 2 \ln(b/a)]^{1/2} \quad (2)$$

$$Q = q \cdot \exp((a+b)/(2U)) \quad (3)$$

$$q = \frac{I_m ((m/I_m)^{1/2} + 1/R_{оп} + 2/(a+b))(T_{оп} - T_{доп})}{3,141 R_{оп}^2 \cdot (b-a)} \quad (4)$$

$$T_{охл} = T_{доп} - kQL_{ж}^2/I_{ж} \quad (5)$$

$$R_{бол} > R + 10 \text{ мм}, \quad (6)$$

где W - частота электромагнитного излучения;

R - радиус дискового электрода;

Q - полная мощность, излучаемая с электрода в направлении тела пациента;

R<sub>бол</sub> - радиус прилегающей к телу поверхности болюса;

T<sub>охл</sub> - температура поверхности охлаждающего болюса;

a - глубина ближней границы опухоли;

b - глубина дальней границы опухоли;

R<sub>оп</sub> - радиус максимального поперечного сечения опухоли;

L<sub>ж</sub> - толщина жировой прослойки;

I<sub>м</sub> - удельная теплопроводность мышечной ткани;

I<sub>ж</sub> - удельная теплопроводность жировой ткани;

m - значение объемного кровотока в мышечной ткани при максимально допустимой температуре;

T<sub>а</sub> - температура артериальной крови;

T<sub>оп</sub> - наиболее эффективная температура прогрева опухоли;

T<sub>доп</sub> - максимально допустимая температура прогрева здоровых тканей;

U(W) - глубина скин-слоя плоской волны частоты W в мышечной ткани;

K - коэффициент ослабления продольной волны при переходе из жировой в мышечную ткань.

(19) UA (11) 17399 (13) A

Область применения изобретения - медицина, в частности - онкология. Оно может быть использовано при физиотерапевтическом лечении для локального термического воздействия на опухоль.

Известен способ гипертермического лечения опухолей путем воздействия на опухоль электрическим полем высокой частоты с помощью накладных электродов (см. Ливенцов Н. М. и Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. М., "Медицина". 1974, с. 22).

При лечении по описанному способу возможен недогрев опухолей или же перегрев здоровых тканей из-за того, что размеры "горячей зоны" на заданной глубине зависят только от частоты поля, радиуса электродов и не согласованы с размерами опухоли.

Наиболее близким техническим решением по совокупности признаков является способ гипертермического лечения опухолей (авт. св. СССР № 1132389, кл. А 61 N 1/40). Воздействие электрическим полем на опухоль осуществляется через слой жидкого диэлектрика с регулируемой температурой с помощью сменных электродов, размеры которых превышают максимальный поперечник опухоли, но не меньше, чем глубина ее залегания. Однако при лечении больных указанным способом возможен недогрев глубоко расположенных опухолей из-за того, что глубина проникновения электромагнитного поля в ткани, зависящая как от частоты излучения, так и от размеров электродов, не

согласована с параметрами опухоли. По той же причине возможно избыточное облучение и перегрев здоровых тканей, особенно жирового слоя.

В основу изобретения поставлена задача создать такой способ гипертермического лечения опухолей, по которому определение параметров лечебной процедуры, таких как размеры электродов, подаваемая на них мощность и частота, температура охлаждающего болюса индивидуально для каждого пациента в зависимости от размеров и места расположения опухоли и толщины подкожной жировой прослойки позволяет повысить эффективность нагрева опухоли, предотвратить переоблучение и перегрев здоровых тканей, а также сократить расход электроэнергии.

Такой технический результат может быть достигнут тем, что в способе гипертермического лечения опухолей путем воздействия электромагнитным полем высокой частоты через слой жидкого диэлектрика с регулируемой температурой с использованием сменных электродов, согласно изобретению, лечение осуществляют после определения параметров процедуры на основании индивидуальных для каждого пациента параметров по соотношениям

$$U(W) = (b-a) / \ln(b/a) \quad (1)$$

$$R = [R_{оп}^2 - (b^2 - a^2) / (2 \ln(b/a))]^{1/2} \quad (2)$$

$$Q = q \cdot \exp((a+b)/(2U)) \quad (3)$$

$$q = \frac{I_m ((m/I_m)^{1/2} + 1/R_{оп} + 2/(a+b))(T_{оп} - T_{доп})}{3,14 T_{оп}^2 \cdot (b-a)} \quad (4)$$

$$T_{охл} = T_{доп} - kQL_{ж}^2 / I_{ж} \quad (5)$$

$$R_{бол} > R + 10 \text{ мм}, \quad (6)$$

где  $W$  - частота электромагнитного излучения;

$R$  - радиус дискового электрода;

$Q$  - полная мощность, излучаемая с электрода в направлении тела пациента;

$R_{бол}$  - радиус прилегающей к телу поверхности болюса;

$T_{охл}$  - температура поверхности охлаждающего болюса;

$a$  - глубина ближней границы опухоли;

$b$  - глубина дальней границы опухоли;

$R_{оп}$  - радиус максимального поперечного сечения опухоли;

$L_{ж}$  - толщина жировой прослойки;

$I_m$  - удельная теплопроводность мышечной ткани;

$I_{ж}$  - удельная теплопроводность жировой ткани;

$m$  - значение объемного кровотока в мышечной ткани при максимально допустимой температуре;

$T_a$  - температура артериальной крови;

$T_{оп}$  - наиболее эффективная температура прогрева опухоли;

$T_{доп}$  - максимально допустимая температура прогрева здоровых тканей;

$U(W)$  - глубина скин-слоя плоской волны частоты  $W$  в мышечной ткани;

$K$  - коэффициент ослабления продольной волны при переходе из жировой в мышечную ткань.

На фиг. 1 изображено устройство, осуществляющее способ, которое включает электроды 1, 1п, подключаемые к генератору УВЧ эластичные болюсы 2, заполненные диэлектриком, протекающим через трубки 3.

Способ гипертермического лечения опухолей осуществляется следующим образом

Толщину  $L_{ж}$  жирового слоя 4, размеры некритической зоны  $a, b, R_{оп}$  и месторасположение опухоли 5 (фиг. 1) определяют по данным рентгенографического обследования или ЯМР-томографии, температуру артериальной крови на основании температурных измерений, значения коэффициентов удельной теплопроводности жировой и мышечной тканей и величину объемного кровотока в мышечной ткани на основании табличных данных с учетом конкретных особенностей (температура тела, предварительное химиотерапевтическое воздействие, частота пульса). Определяют параметры процедуры гипертермии  $W, R, Q, R_{бол}, T_{охл}$  по формулам (1-6). Накладывают с двух сторон тела электроды радиусом  $R$ , подают на них напряжение частотой  $W$ , так что полная мощность, излучаемая в сторону тела -  $Q$ . При этом размеры эластичных болюсов должны удовлетворять соотношению (6), а температура их поверхности - (5). Для обеспечения плавности перехода к стационарному режиму процедуры мощность и температура охладителя должны изменяться по линейному закону.

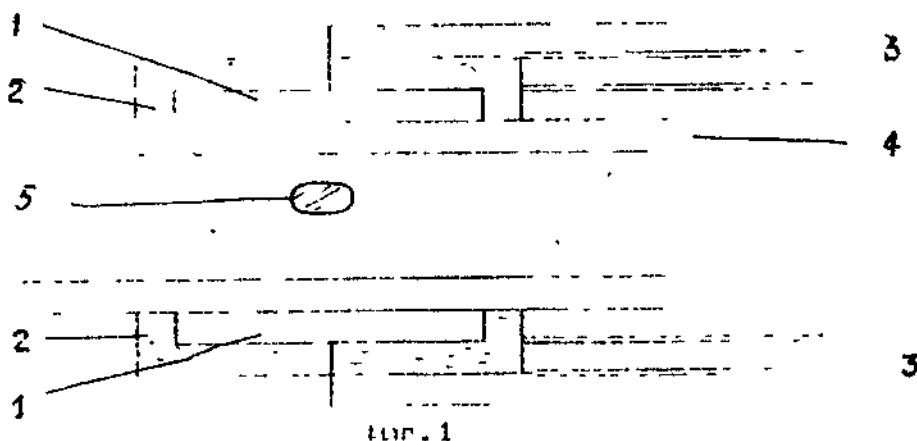
Так, например, для гипертермического воздействия на опухоль с параметрами  $a=3$  см,  $b=6$  см,  $R_{оп}=3$  см в теле пациента толщиной 20 см и со слоем жира толщиной 10 мм по таблицам (Гай, Лемманн, Стоунбридж.

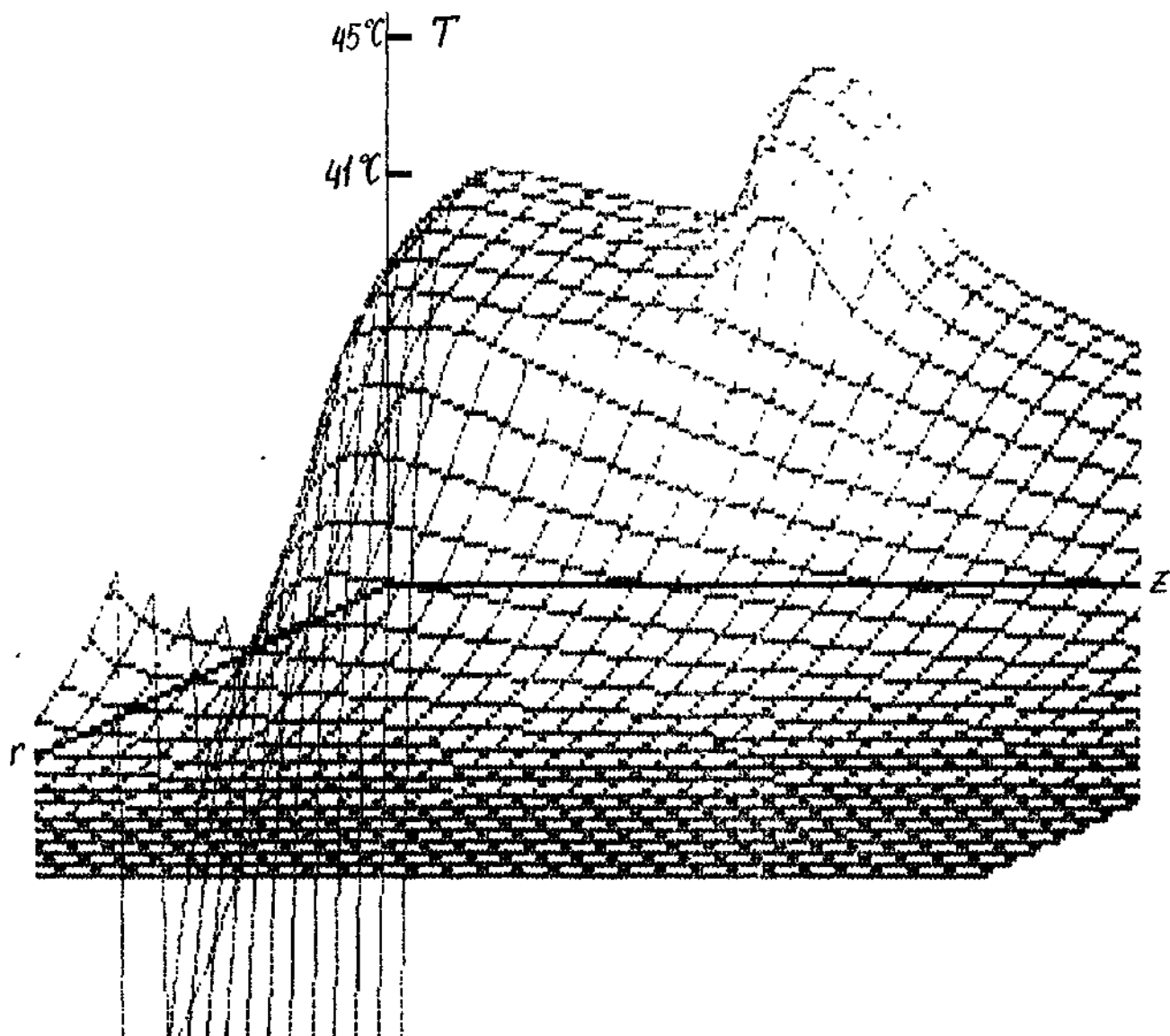
Применение электромагнитной энергии в терапии. (ТИИЭР т. 62. - 1974. - №1. - С. 66-93) и на основании непосредственных измерений определяют биотепловые параметры тканей

$$\begin{aligned} m &= 2,7 \text{ ml}/(100 \text{ g} \cdot \text{min}) \\ I_m &= 6,42 \text{ mW}/(\text{cm}^2 \cdot \text{K}) \\ I_{ж} &= 2,1 \text{ mW}/(\text{cm}^2 \cdot \text{K}) \\ T_a &= 41 \text{ K}. \end{aligned}$$

С учетом медицинских требований. ( $T_{оп}=44 \text{ K}$ ,  $T_{доп}=41,5 \text{ K}$  вычисляют глубину скин-слоя  $U=11$  см, по таблице определяют частоту воздействия  $W=40$  МГц, устанавливают сменный электрод 1 радиусом 17 мм, подают на него полезную мощность 400 Вт. Температуру поверхности охлаждающего болюса выбирают равной  $10^\circ\text{C}$ . Переход к стационарным значениям параметров процедуры осуществляют по линейному закону за время 15 мин. При этом термопрофили в теле пациента имеют вид, показанный на фиг. 2. Эти данные получены на основании численной модели гипертермии с учетом анатомических особенностей и стандартных биотепловых параметров.

Таким образом, способ позволяет повысить эффективность нагрева опухоли, предотвратить переоблучение и перегрев здоровых тканей, а также сократить расход электроэнергии.





фиг. 2

Упорядник

Техред М.Моргентал

Коректор А. Обручар

Замовлення 4231

Тираж

Підписне

Державне патентне відомство України,  
254655, ГСП, Київ-53, Львівська пл., 8

Відкрите акціонерне товариство "Патент", м. Ужгород, вул. Гагаріна, 101