

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

Известен способ гипертермического лечения опухолей путем воздействия на опухоль электрическим полем высокой частоты с помощью накладных электродов (см. Ливенцев 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 параметры "горячей зоны" не совпадают с месторасположением опухоли.

Наиболее близким техническим решением по совокупности признаков является способ гипертермического лечения опухолей (А.с. СССР №1132389, кл. А61N1/40). Воздействие электрическим полем на опухоль осуществляется через слой жидкого диэлектрика с регулируемой температурой с помощью сменных электродов.

Однако при лечении больных указанным способом измерение температуры в зоне действия ВЧ-излучения сопряжено со значительными трудностями, связанными с влиянием фоновых полей, что усложняет процедуру и снижает ее эффективность.

В основу изобретения поставлена задача создать такой способ лечения опухолей на основе высокочастотной (ВЧ) гипертермии, по которому новый режим нагрева и измерения устранял бы влияние ВЧ-излучения на результаты термоконтроля и измерения жизненно важных параметров пациента (пульс, давление, темп дыхания и температура), что приводит к эффективной лечебной процедуре.

Такой технический результат может быть достигнут тем, что в способе лечения опухолей на основе ВЧ гипертермии, основанном на объемном высокочастотном нагреве тканей организма через слой жидкого диэлектрика с регулируемой температурой, согласно изобретению используют прерывистый режим излучения генератора и измерения проводят в паузах молчания генератора. При этом длительность пауз выбирают не менее времени срабатывания измерительной аппаратуры $t_0(c)$, а ширину $t_1(c)$ и высоту $P(Br)$ импульса определяют по соотношениям:

$$P < 2000$$

$$t_1 = t_0 * P_0 / (P - P_0)$$

$$P_0 = (11.8 + 21/L) / P_1 + 4.0 * t / (L * P_1) \quad \text{при } t \leq t_{cr} \quad (1)$$

$$t_{cr} = 8(P_1/P_2) * (L/R) * 2R(R+1)/(2R + 6R + R + 1)$$

$$P_0 = (1/P_2) * 5.1(R+1)/(0.17R + 0.5R + 1 + 1/R) \quad \text{при } t > t_{cr}$$

где P_1, P_2 - объемное тепловыделение соответственно в подкожном слое жира и некротической зоне опухоли при подводимой мощности 1Квт;

$t; t_{cr}$ - время после начала процедуры в минутах;

L - толщина жирового слоя под электродом в см;

R - эффективный радиус некротической зоны

опухоли в см.

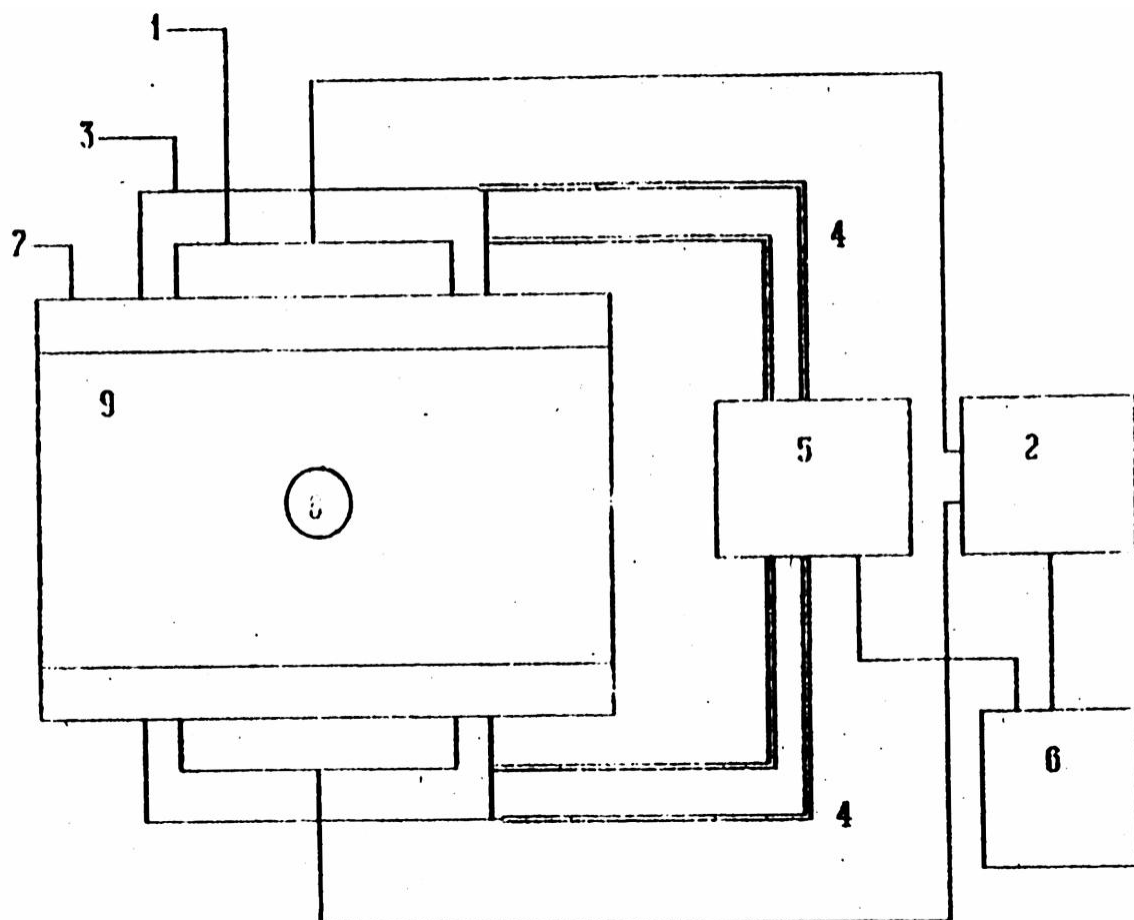
При этом желаемый эффект достигается тем, что при импульсном режиме работы генератора измерительная аппаратура работает при отсутствии фонового влияния излучателя. Выбор параметров импульсного режима в соответствии с приведенными соотношениями позволяет с одной стороны провести все необходимые измерения, а с другой - обеспечивает необходимую температуру нагрева опухоли. Это связано с тем, что за время отключения поля некротическая зона опухоли с ослабленным кровотоком не успевает существенно остыть из-за сравнительно малого коэффициента теплопроводности. В то же время здоровая мышечная ткань не перегревается за счет хорошего теплоотвода. Амплитуда используемых импульсов выбрана из соображений максимально допустимого значения напряженности поля в тканях (СВЧ-энергетика. - Т.3 / Под ред. Э. Окресса. - М.: Мир, 1971). Ее оптимальное значение в каждом конкретном случае определяется как возможностями генератора, так и параметрами измерительной аппаратуры.

На фиг.1 изображено устройство, осуществляющее способ лечения, которое включает электрод 1, соединенные с генератором ВЧ 2, эластичные болюсы 3, заполненные диэлектриком, протекающим через трубки 4, соединенные с системой циркуляции 5, блок управления 6, обеспечивающий необходимые значения $P, t_1(t), t_0$.

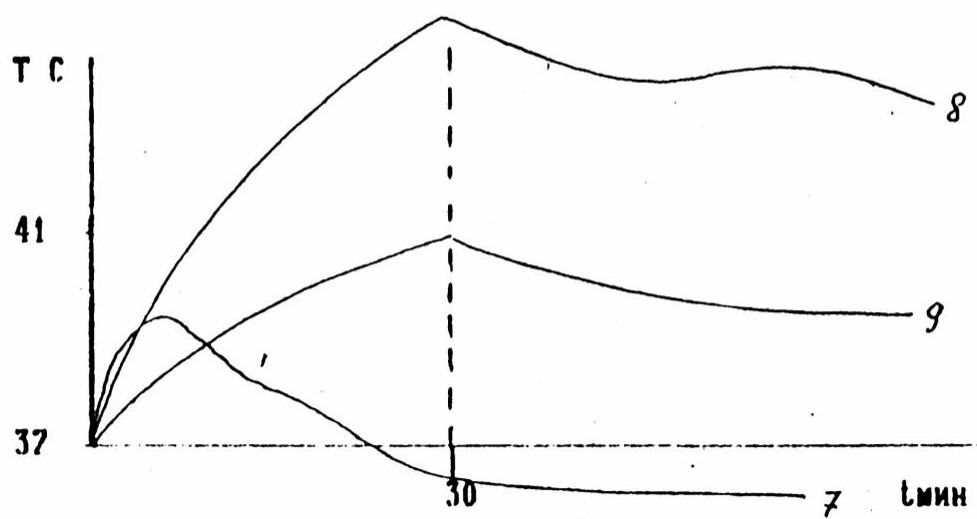
Способ ВЧ гипертермии осуществляется следующим образом. Толщину L жирового слоя 7, эффективный радиус некротической зоны опухоли 8 и ее месторасположение определяют по данным рентгенографического обследования или ЯМР-томографии. Частоту электромагнитного поля выбирают такой, чтобы глубина ее проникновения в тело пациента была не менее половины его толщины, а параметры режима импульсного включения генератора ВЧ-поля рассчитывают по формулам (1). В течение всей процедуры температура охлаждающей жидкости в болюсе 2 изменяется таким образом, чтобы избежать перегрева жирового слоя 4, но не быстрее 1°C/мин. При этом контроль температуры различных областей и других параметров состояния пациента осуществляется в промежутки времени с выключенным генератором ВЧ поля.

Так, например, для гипертермического воздействия на опухоль размерами 2см × 4см, находящуюся на глубине 5см в теле пациента толщиной 20см и со слоем жира толщиной 10мм выбирают частоту воздействия 40Мгц, параметры режима работы генератора выбирают в соответствии с формулой (1); $P = 1000 \text{ Вт}, t_0 = 3 \text{ с}, t_1(t) = (510 + 27t)/(830 - 9t) \text{ с}.$

Температуру поверхности кожи уменьшают со скоростью 1°C/мин, охлаждая протекающим через болюсы жидким диэлектриком. Через время t_{cr} , равное 30мин изменяют параметр t_1 до стационарного значения 0,72с. Температуру поверхности кожи поддерживают необходимое время (30 - 45мин). При этом температура в мышечной ткани (9), жировом слое (7) и некротической зоне опухоли (8) изменяется со временем, как показано на фиг.2.



Фиг. 1



Фиг. 2