

ФАНТОМНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И РАЗРАБОТКИ ДЛЯ ВЧ-ГИПЕРТЕРМИИ

Сложность объекта гипертермии (тело пациента) обуславливает невозможность построения всеобъемлющей теории сопутствующих явлений и вынуждает прибегать к моделированию их как в теоретическом, так и в экспериментальном исследовании. И в том и в другом случае допускаются существенные упрощения модели. Однако такие, что их использование не искажает наиболее важный результат – достижение лечебного эффекта без травмирования пациента и проведение процедуры в наиболее комфортных условиях. Перечислим минимальный набор факторов, учет которых обеспечивает достижение поставленной цели. Главный из них – размер фантома (от одного электрода к другому), он должен совпадать с соответствующим размером тела пациента. Поперечные размеры должны превышать этот размер с тем, чтобы их влияние было адекватным влиянию органов пациента, находящихся вне области прямого воздействия излучения. Солевой состав фантома должен обеспечивать в целом тот же эффект распространения в нем электромагнитных и тепловых полей, что и в теле пациента. Как показали наши и другие исследования, эффект различия кровотока в разных тканях может оказаться определяющим в установлении конечного распределения температуры, а следовательно, он должен обязательно учитываться при моделировании. Кроме того, в гипертермии именно по кровотоку качественно различаются такие ткани, как кожа, жир, опухоль, «мышца» (ткань с интенсивным кровотоком). Причем отличие в кровотоке на 3 – 5 % способно обеспечить или исключить эффект гипертермии или привести к ожоговой травме. Отличие по теплоемкости и теплопроводности жировой ткани от мышечной вместе с особенностями кровотока, пространственной ориентацией и размещением ее способно привести к концентрации энергии в жире, на порядок превышающей таковую в мышце.

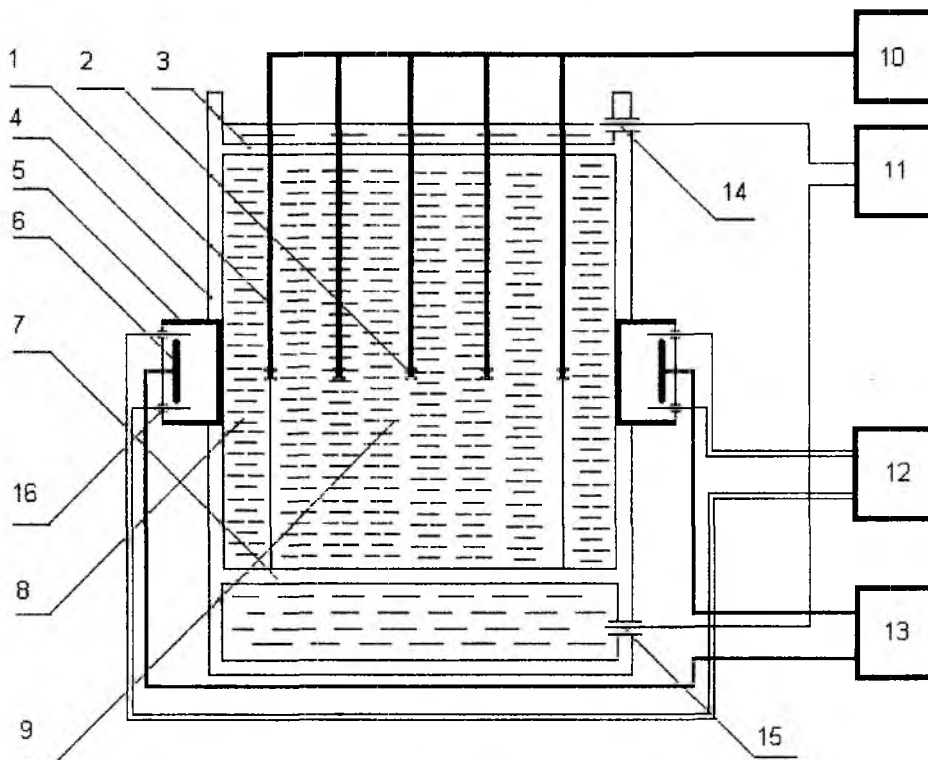


Рис. 1

Поэтому важно учитывать специфическую слоистость и физические параметры жира, опухоли и, до какой-то степени, локализация очага заболевания. В тканях организма слабо

выражен конвективный перенос тепла и сильно выражены теплоперенос потоком крови. Учет его сложен как в теоретическом моделировании, так и в физико-технической реализации модели – в фантоме, однако он необходим и поэтому реализован нами.

В рамках этих представлений построена модельная теория ВЧ-гипертермии. Они же явились идеологической базой для разработки, на которой проведены экспериментальные исследования процесса гипертермии с использованием комплекса «Экстратерм XXI». Для этих целей нами был разработан базовый образец фантома, реализованный в виде двух конструкций: вертикальной и горизонтальной. На рис. 1 изображена конструкция фантома. Цифрами обозначены: (1) направляющая планка температурного датчика; (2) температурный датчик; (3) верхняя крышка; (4) боковая стенка; (5) болюс; (6) электрод; (7) дно фантома; (8) резервуар, имитирующий жир; (9) резервуар, имитирующий мышечную ткань; (10) термометрическая система; (11) насос контура, имитирующего кровоток; (12) система циркуляции хладагента; (13) ВЧ генератор; (14) входной клапан контура «кровотока»; (15) выходной клапан контура «кровотока»; (16) клапана системы циркуляции хладагента.

В первом рабочем пространстве фантома размером 250 × 500 мм ограничено стенками из оргстекла толщиной 14 мм, снаружи закрытых специализированным поглотителем толщиной 40 мм. В боковых стенках выполнены круглые окна диаметром 160 мм для размещения в них электродов с болюсами. Окна изнутри затянуты тонкой (толщина < 0,1 мм) полихлорвиниловой пленкой. Объем фантома заполнен слоями поролона, пропитанными дозированным раствором поваренной соли в дистиллированной воде. Жир, мышцы и опухоль имитируются поролоном соответствующей плотности и размеров. Кровоток имитируется прокачкой раствора с помощью насоса, управляемого сервомотором. Аналогичен, но более прост конструктивно, горизонтальный фантом. В соответствии с модельной теорией частота ВЧ поля и диаметр подводимого к фантому электрода выбирают согласно соотношению: $\delta(f) \approx H$, где δ – эффективная глубина проникновения поля в среду фантома; H – глубина удаления центра «опухоли» от электрода.

Величина $\delta(f)$ может быть оценена с помощью соотношения:

$$\delta(f, D) \approx \frac{\delta_1 \delta_2}{\sqrt{\delta_1 + \delta_2}},$$

где $\delta_1 = \delta_1(f, \alpha)$ – глубина скин-слоя ВЧ поля в среде фантома с концентрацией соли, равной α , $\delta_2 = \delta_2(d)$ – эффективная глубина проникновения поля, связанная с рассеянием его за счет конечной апертуры d электрода. Отсюда видно, что оптимальным будет выбор $\delta_1 \approx \delta_2 = \delta_0$, т. е. $\delta = \delta_0 / \sqrt{2}$. При этом оптимальными будут поперечные размеры порядка $2H$. Для этих условий влиянием одного электрода на другой можно пренебречь. Тогда система электродов может рассматриваться как совокупность двух последовательно включенных конденсаторов. Для дисковых электродов с диаметрами d_1 и d_2 , размещенных в среде с комплексной диэлектрической проницаемостью $\epsilon = \epsilon' + j\epsilon''$, общая емкость системы будет

$$C = \frac{\pi d_1 d_2}{2(d_1 + d_2)}.$$

Для оптимального выбранного диапазона частот f длина волны $\lambda = \frac{c}{\epsilon' f}$ (где c – скорость света) в фантоме будет превышать размер фантома: $\lambda \gg H_0$. Если электроды включить противофазно, то во всем объеме фантома будут складываться напряженности полей. При условии $d_1 \approx d_2$, мощность поля в центре фантома будет в 4 раза превышать мощность поля отдельного электрода.

Экспериментальные исследования на фантоме (а частично и на людях) ставили целью установление зависимости электрических параметров среды фантома (ϵ' , ϵ'' , C , R) от концен-

трации α , частоты f и диаметра электрода ($d_1 = d_2 = d$). Результаты некоторых экспериментальных исследований представлены на рис. 2.

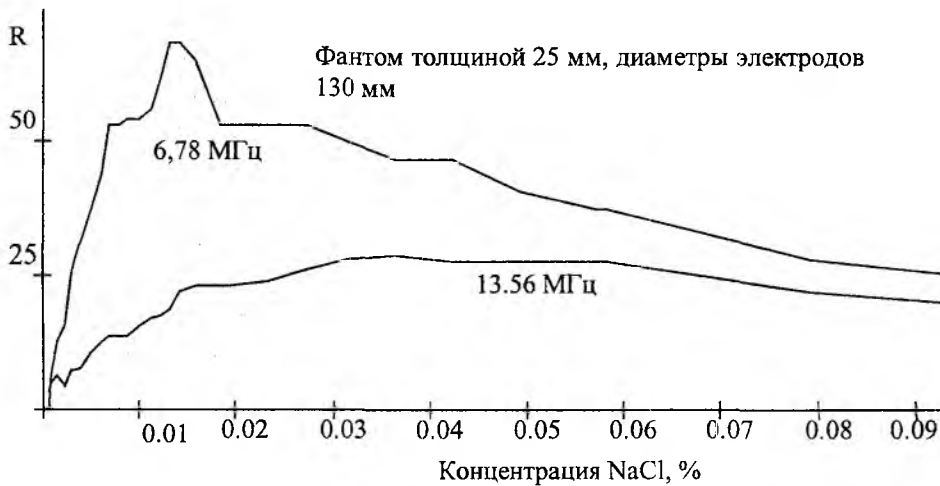


Рис. 2

Были проведены исследования распределения температуры в среде фантома и сопоставлены с соответствующими зависимостями, даваемыми фантомной теорией

Кроме того, были проведены calorиметрические измерения мощности ВЧ излучения, поступающего в фантом. В отличие от описанных выше термографических исследований, при calorиметрических измерениях важно было не допустить растекание тепла по объему фантома, поскольку это увеличивало общую погрешность измерений. В соответствии с модельной теорией для этого необходимо максимальную мощность (≈ 1 кВт) подводить в течение времени порядка 5 минут. Уменьшать время также нежелательно, так как при этом уменьшается прирост температуры нагрева, что при конечной погрешности термографической системы ($\sim 0,2$ °C) будет приводить к понижению общей точности измерений.

Измерения температуры производились с помощью многоканальной термографической системы. Измеренные величины в режиме реального времени визуализировались на мониторе ПЭВМ и обрабатывались с учетом содержащихся в памяти ПЭВМ калибровочных кривых.

На основе устанавливаемых при этом распределений температур проводился расчет уровней мощности, поглощенной фантомом. Расчет проводился на основе специально для этого разработанных программ, получаемых как следствие результатов модельной теории. Найденные при этом значения мощности перепроверялись на основе других штатных средств измерения мощности, в итоге получены удовлетворительные соответствия этих результатов.

В целом цикл проведенных разработок и исследований показал перспективность фантомного моделирования явлений гипертермии и необходимость дальнейшего расширения набора размеров электродов, частот излучения, межэлектродного расстояния фантомов с тем, чтобы фантомными измерениями можно было обеспечивать индивидуальность условий проведения клинических испытаний комплекса «Экстратерм XXI».