

УДК 654.9, 615.8

## ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ГИПЕРТЕРМИЧЕСКОГО МЕДИЦИНСКОГО КОМПЛЕКСА С ПОМОЩЬЮ КРИОГЕННОЙ СИСТЕМЫ ТЕРМОСТАБИЛИЗАЦИИ

Д. т. н. Е. И. Сокол, д. т. н. Л. А. Поспелов, к. т. н. К. В. Колесник, Ю. П. Федоренко

НТУ «Харьковский политехнический институт»  
Украина, г. Харьков  
kolesniknet@ukr.net

*Проанализированы достоинства криогенной системы хладагента для ВЧ-гипертермии в сравнении с аналогичной системой, использующей фреоновый генератор холода.*

*Ключевые слова: высокочастотная гипертермия, злокачественные образования, криогенная система хладагента.*

В настоящее время проблемы онкологии занимают достаточно важное место среди первоочередных задач современного общества. Поэтому усовершенствование средств и методов терапевтического воздействия на злокачественные образования в человеческом организме продолжает оставаться достаточно актуальным направлением научных исследований [1].

Одним из общепринятых методов лечения онкологических заболеваний является воздействие на пораженные клетки организма высокочастотными электромагнитными волнами. При этом электромагнитная волна ВЧ-диапазона, достаточно легко проникая в организм человека, может избирательно взаимодействовать с патологическим очагом любой локализации и, следовательно, избирательно перегревать опухолевые клетки вплоть до их некротизации. Основными причинами такой повышенной тепловой чувствительности опухолевых клеток по сравнению с клетками нормальных тканей являются особенности системы кровоснабжения в опухолях: как правило, значительно менее интенсивный кровоток и, следовательно, худший отвод тепла, недостаток кислорода и питательных веществ, пониженное значение рН. Кроме того, известно, что мнимая часть комплексной диэлектрической проницаемости, определяющая поглощение электромагнитной энергии в веществе, сильно (резонансным образом) зависит от частоты, имея экстремум возле собственных частот колебаний молекул вещества (частот релаксации). Поскольку опухолевые клетки значительно отличаются от здоровых, они различаются и по частотам релаксации, поэтому существует возможность также избирательно действовать на опухоль на соответствующих частотах релаксации (причем, в радиочастотном диапазоне). Данный метод определен как гипертермия.

Задачей гипертермии является повышение температуры всего объема опухоли до  $+42,5 \dots +43^\circ\text{C}$  и более без перегрева нормальных тканей. Однако, как оказалось, при определенных видах и методах гипертермии приповерхностные жировые ткани сильно перегреваются, так как в них распространяются ВЧ-поля с большей концентрацией энергии. Поэтому неизменным условием гипертермической лечебной процедуры является охлаждение поверхностных слоев тела внешним хладагентом. В настоящее время эта задача решается путем введения между излучающими электродами и поверхностью тела эластичных емкостей с циркулирующим в них жидким диэлектриком с достаточно высокой диэлектрической проницаемостью (болусов) [2].

Одной из основных проблем высокочастотной гипертермии является сложность, громоздкость и связанная с этим пониженная надежность системы циркуляции хладагента (СЦХ), обеспечивающая исключение перегрева подкожного жира. В настоящее время кроме водяного охлаждения, известны методы охлаждения с помощью различных хладагентов: азота, кислорода, гелия, водорода и др. Система охлаждения гипертермической установки на основе жидкостного хладагента несомненно обладает многими преимуществами перед традиционной системой охлаждения, с циркулирующей и постоянно охлаждающейся в процессе теплообмена водой. Криогенная система менее инерционна, чем громоздкая водяная система охлаждения, она компактна, и следовательно, легче и надежнее в управлении, она только отдает аккумулированный в ней холод, легко доставляя хладагент по криотрубопроводам в нужные места гипертермической установки.

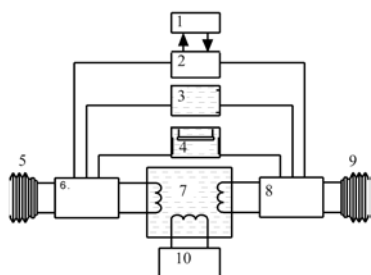


Рис. 1. Блок-схема фреоновой СЦХ

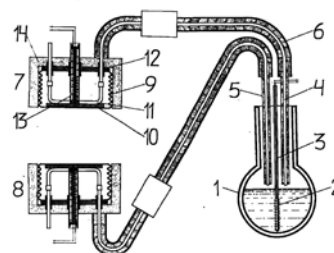


Рис. 2. Блок-схема КСЦХ

На рис. 1 представлена фреоновая многоуровневая система циркуляции хладагента. Первый уровень охлаждения представляет собой фреоновый компрессорно-конденсаторный агрегат 10, охлаждающий теплообменник-аккумулятор 7 до уровня температуры  $+4^{\circ}\text{C}$ , заполненный водно-спиртоглицериновым хладагентом с температурой замерзания  $-2^{\circ}\text{C}$ . В теплообменник введены два идентичных гидравлических контура с 18%-ным водно-спиртовым хладагентом, представляющие собой второй контур охлаждения. Режимы работы этих контуров обеспечиваются блоками клапанов 6 и 8. В гидравлические контуры включены две болюсные системы 5 и 9, в которых находятся электроды, подключенные к выходному каскаду генератора ВЧ-поля. Управление фреоновой СЦХ осуществляется как в мониторинговом режиме, под управлением ПЭВМ 1, так и в «ручном» режиме посредством блока управления 2. Дозатор 4 регулирует поступление хладагента в каждый из контуров охлаждения из заправочного бака 3. Автоматическое регулирование температуры в каждом из контуров выполняется с погрешностью  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ . Недостатком фреоновой СЦХ является наличие возможности утечки хладагента из контуров, а также недостаточная эффективность компенсации тепла, вносимого фреоновым охладителем [3].

Предлагается криогенная система циркуляции хладагента (КСЦХ) на основе использования низкотемпературных паров азота, имеющего низкую температуру кипения (рис. 2) [4]. Испарение жидкого азота производится из металлического сосуда Дьюара 1, внутри которого находится небольшой электрический нагреватель 2, намотанный на медную трубку 3, который служит для ускорения испарения жидкого азота и создания в сосуде Дьюара повышенного давления, способствующего перекачке холодных паров азота в болюсы. Испаряющийся азот по криотрубопроводам 4–6 поступает в теплообменники 11 болюсов 7 и 8, представляющих собой цилиндрическую эластичную (резиновую), гофрированную емкость 9, внутри которой находится водно-спиртовой хладагент и электрод 10. Вся система смонтирована на диэлектрическом фланце 13, удерживающем болюса при помощи обода 12.

Рассмотренная структура криогенной системы термостабилизации позволяет решать вопросы обеспечения безопасной эксплуатации гипертермического медицинского комплекса и имеет достаточно высокую эффективность теплообмена.

#### ИСПОЛЬЗОВАННЫЕ ИСТОЧНИКИ

1. Шерешевский О. В. Современное состояние и тенденции развития технических средств гипертермии злокачественных опухолей // Медицинские приборы, оборудование и инструменты. Вып. 4. – Москва: Информприбор, 1988.
2. Пат. 96041407, Украина. Способ гипертермического лечения опухолей. Поспелов Л. А., Мельник С. И. 1997 г.
3. Сокол Е. И., Поспелов Л. А., Когут А. Е. Состояние разработок и исследований в области высокочастотной гипертермии // 4-й МРФ-2011 «Прикладна радіоелектроніка. Стан та перспективи розвитку» – Україна, м. Харків, 2011.– С. 110–114.
4. Поспелов Л. А. Проблеми високочастотної гіпертермії // НТУ «ХПІ», Технічна електродинаміка.– 2010.– Ч. 2.– С. 285–288.

E. I. Sokol, L. A. Pospelov, K. V. Kolisnyk, Yu. P. Fedorenko

#### Ways to improve the efficiency of the cryogenic system for the thermostabilization of the hyperthermic medical complex.

Advantages of the cryogenic system refrigerant for HF hyperthermia in comparison with a similar system that uses freon generator cold are analyzed.

Keywords: *high-frequency hyperthermia, malignancy, cryogenic system refrigerant.*