

Energy Ratio to Analyze the Arterial Pulse Spectrum//Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine.-2011.-Vol. 2011.- Article ID 342462, 7 pages. **3. Hideyuki HASEGAWA.** Measurement of Elastic Moduli of the Arterial Wall at Multiple Frequencies by Remote Actuation for Assessment of Viscoelasticity / *Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI* //Japanese Journal of Applied Physics.-2004. - Vol. 43, No. 5B.- p.p. 3197–3203. **4. Savitskii N.N.** Biophysical bases of blood circulation and clinical methods of studying hemodynamics /*Savitskii N.N.* -Leningrad: Medicine, 1974.- 311P. **5. Mark E., et al** Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med.-2004.-N.23.- p.161-168.

Bibliography (transliterated): **1.** Y. Y. L. Wang, et al. The natural frequencies of the arterial system and their relation to the heart rate // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004. vol. 51. 193–195. **2.** Chin-Ming Huang, et al. Developing the Effective Method of Spectral Harmonic Energy Ratio to Analyze the Arterial Pulse Spectrum//Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2011. Vol. 2011. Article ID 342462. **7. 3.** Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI. Measurement of Elastic Moduli of the Arterial Wall at Multiple Frequencies by Remote Actuation for Assessment of Viscoelasticity//Japanese Journal of Applied Physics. 2004. Vol. 43, No. 5B. 3197–3203. **4.** Savitskii N.N. Biophysical bases of blood circulation and clinical methods of studying hemodynamics. Leningrad: Medicine, 1974. 311. **5.** Mark E., et al Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med. 2004. No. 23. 161-168.

Надійшла (received) 31.06.2014

УДК 654.9:615.8

Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, НТУ «ХПИ»;
К. В. КОЛЕСНИК, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;

ПРИНЦИПЫ МОДЕРНИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ЦИРКУЛЯЦИИ ХЛАДАГЕНТА В ЛОКАЛЬНОЙ ВЧ ГИПЕРТЕРМИИ

В работе проведен анализ трёх принципиально различных систем циркуляции хладагента (СЦХ), предназначенных для обеспечения одной и той же задачи: охлаждения поверхности тела пациента в момент проведения лечебной гипертермической процедуры. Рассмотрены системы - фреоновая, криогенная и выполненная на основе использования элементов Пельтье. Выявлены сравнительные достоинства и недостатки каждой из них в указанном применении и предложен наиболее оптимальный вариант в виде комбинации двух последних. Проанализированы достоинства и недостатки одного из наиболее оптимальных его технических решений.

Ключевые слова: онкология, гипертермия, хладагент, фреон, криоагент, элемент Пельтье, болюс, алгоритм.

Введение. В современной онкологии установлено, что гипертермия является эффективным средством в сочетательном лечении раковых опухолей.

© Л. А. ПОСПЕЛОВ, К. В. КОЛЕСНИК, 2014

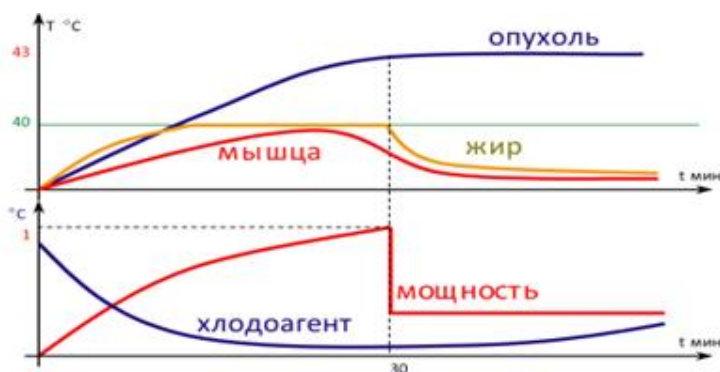


Рис. 1 – Оптимизованный алгоритм гипертермической процедуры

заключить, что система циркуляции хладагента (СЦХ) должна обеспечивать строго заданный закон изменения температуры на поверхности тела пациента. Такой режим охлаждения может быть обеспечен различными средствами. В качестве хладагента может быть использована и вода, и поток воздуха и другие вещества. Однако интенсивный и строго контролируемый процесс глубокого охлаждения (от $+37$ до $+4^{\circ}\text{C}$) может быть достигнут только с использованием промышленных методов получения холода и управления им. К таким средствам можно отнести генераторы холода, основные на использовании цикла Карно, криогенной техники и эффекта Пельтье. В настоящей работе анализ базируется на ранее осуществленных авторами исследованиях и разработках. Начаты эти работы были в связи с разработкой и созданием ВЧ гипертермического комплекса «Экстратерм-XXI», который был создан в экспериментальном варианте и был рекомендован Минздравом Украины для проведения медико-технических испытаний. Фотография комплекса «Экстратерм-XXI» представлена см. рис. 2.



Рис. 2 – Комплекс «Экстратерм-XXI»

Комплекс «Экстратерм-XXI» включает в себя как необходимую составную часть систему СЦХ, основанную на использовании фреонового генератора холода. Общий вид этой системы показан в правой части рис. 2.

В порядке альтернативы в процессе выполнения этой работы были проведены разработка, исследование и создание экспериментального образца СЦХ, основанной на использовании жидкого азота (крио СЦХ). Фотография этой системы представлена на рис. 3.

Проведено предварительное исследование возможности реализации СЦХ с использованием в качестве источника холода элементов Пельтье.

Работа посвящена сравнительному анализу достоинств и недостатков каждого из трёх указанных выше способов и основанных на них систем циркуляции хладагента. В настоящей работе доказано, что ни один из них не может считаться в полной мере удовлетворяющим «Медико-техническим

Процедура же ВЧ гипертермии проводится в строгой корреляции с охлаждением поверхности тела пациента в месте введения высокочастотного излучения. Ранее нами было доказано, что алгоритм такой корреляции может быть представлен в виде графической зависимости, изображённой на рис. 1. Из вида рис. 1 можно



Рис. 3 – Крио СЦХ

требованиям» на комплекс «Экстратерм-XXI». Установлено, что оптимальным можно признать, использование комбинации возможностей криогенной СЦХ и элементов Пельтье.

Анализ достоинств и недостатков фреоновой СЦХ. Оригинальная система циркуляции хладагента на базе использования фреонового агрегата холода была разработана как одна из основных составляющих частей ВЧ гипертермического комплекса «Экстратерм - XXI», см. рис. 2. Такая СЦХ была предназначена

для обеспечения регулирования и стабилизации температуры поверхности тела пациента во время проведения высокочастотной локальной гипертермической процедуры. Мощность компенсации тепловыделения должна быть соизмерима с мощностью ВЧ генератора, которая составляет величину порядка 500 Вт. Поэтому СЦХ поддерживала в двух независимых гидравлических контурах циркуляции заданный режим работы при тепловыделении в блоках электродов (болюсах) до 200 Вт. При этом аварийной ситуацией считается нарушение режимов циркуляции жидкости в контурах (падение расхода до 1,5 л/мин) и отклонение фактических значений температуры хладагента от заданного более чем на ± 2 °С на время более 4 мин или превышение температуры выше $43,5 \pm 0,5$ °С. Регулирование и стабилизация температуры поверхности тела осуществляется с помощью изменения температуры и объема циркулирующего жидкого хладагента в болюсах. СЦХ содержит два независимых гидравлических контура и общую подсистему охлаждения, включающую термоизолированный теплообменник-аккумулятор и агрегат компрессорно-конденсаторный. Применение в подсистеме охлаждения холодильного агрегата на фреоне обусловлено рядом его достоинств: экономичность, автономность, независимость от поставки расходного материала. Принципы работы обоих контуров циркуляции идентичны и заключаются в прокачке жидкого хладагента через охлаждающие или подогревающие плечи контура в зависимости от заданной температуры и тепловой нагрузки на болюс. В качестве хладагента используется 18 % водно-спиртовая смесь с температурой замерзания ниже -7 °С. Охлаждающий контур представляет собой змеевик-теплообменник, введенный в теплообменник-аккумулятор подсистемы охлаждения. Теплообменник заполнен жидким диэлектриком-носителем с температурой кристаллизации ниже -8 °С. Состав раствора: спирт этиловый – 18%; глицерин – 6%; вода дистиллированная – 74 %. Диапазон регулирования температуры хладагента теплообменника 0–3 °С. Нагрев хладагента осуществляется электронагревателями в каждом контуре отдельно. Переключение плеч регулирования потоков производится регулятором потока. Такой принцип регулирования с использованием аккумулятора холода большой тепловой ёмкости обеспечивает высокий темп изменения температуры при ограниченной мощности холодильного агрегата и экономичность всего СЦХ.

Управление СЦХ всех типов осуществляется как в ручном режиме с панели управления и индикации, так и по программе с ПЭМ комплекса (мониторинговый режим). Все функции управления выполняются через встроенный микропроцессор, обмен информацией которого с внешней ПЭМ осуществляется по одному из последовательных портов (типа RS-232). С помощью микропроцессора фреоновая СЦХ выполняет такие функции как заполнение контуров циркуляции и дозатора хладагентом, удаление воздуха из контуров циркуляции, включая болюсы, дозирование объема хладагента в болюсах, циркуляцию хладагента в обоих контурах, терморегулирование и контроль объема хладагента в болюсах. В ходе проведения цикла технических испытаний были получены все заложенные в разработку функции и параметры, подтверждающие правильность выбранных концептуальных и конструкторских решений. Доказано, что СЦХ пригодна для применения в клинических испытаниях в составе комплекса «Экстратерм - XXI». Однако выявлен были при этом и ряд недостатков такой системы. К ним необходимо отнести явную сложность конструкции как всей СЦХ, так и её комплектующих. Это обуславливает сравнительную дороговизну их разработки и изготовления.

Необходимость использования электромеханических и резинотехнических изделий делает устройство недостаточно надёжным и долговечным. А это приводит к требованию проведения нежелательно частых и дорогостоящих ремонтных и пуско-наладочных работ. Несомненным недостатком следует считать также избыточно большие веса и габариты и её комплектующих и всей системы в целом. А это влечёт за собой стоимость производства и обслуживания.

Фреоновая СЦХ, несмотря на простоту физического принципа её построения, имеет сложное конструктивное выполнение и достаточно сложную электрическую схему. Метод регулирования и термостабилизации хладагента в двух контурах, основанный на смешивании холодного и горячего потоков хладагентов достаточно громоздок и требует для его практической реализации трудно регулируемых и недостаточно долговечных элементов конструкции. К ним можно отнести электрически управляемые клапаны и ряд различных резинотехнических изделий. Это приводит к относительно низкой степени надёжности всей системы. При этом требуется проведение достаточно сложных и объёмных сервисных, пусконаладочных и ремонтных работ. Но наряду с этими недостатками, фреоновая СЦХ обладает и рядом несомненных преимуществ. К ним можно отнести возможность комплектации её серийными элементами конструкции, такими как агрегат компрессорно-конденсаторый, электроклапаны, резинотехнические изделия и другие. К тому же, использование гидравлических контуров, обладающих определённой механической гибкостью, даёт возможность подвода электродной системы вместе с охлажденными болюсами на достаточно большое удаление от самой СЦХ, в том числе, и к любому участку тела пациента. К тому же, будучи уже разработанной в полном соответствии с Медико-техническими требованиями на ВЧ гипертермический комплекс «Экстратерм-XXI», технически реализованной, она выполняла все возложенные на неё функции в составе комплекса.

При этом в таком виде комплекс «Экстратерм-XXI» был рекомендован Министерством здравоохранения Украины для проведения на нём медико-технических испытаний.

Анализ крио СЦХ. Предложенная, разработанная и практически реализованная в виде автономного экспериментального прибора криогенная система хладагента, использующая низкотемпературные пары азота, сравнительно проста конструктивно, пространственно компактна, относительно легко управляема и достаточно просто реализуема. Отличительной особенностью криогенной СЦХ является возможность быстрой подачи довольно большого количества холода к месту его потребления. Эта особенность её может обусловить повышенную опасность холодовой травмы при проведении гипертермической процедуры. К недостаткам крио СЦХ следует также отнести то, что она требует пополнения источника холода – азота. Азот в свою очередь требует соблюдения определённых правил безопасности при работе с ним, что представляет некоторое неудобство при пользовании им. Именно этот фактор и ограничивает широкую применяемость такого устройства. Главным же достоинством криогенной системы является возможность аккумуляирования с её помощью большого количества «холода» в относительно небольшом объёме пространства. Ещё одной особенностью крио СЦХ является специфика системы автоматического управления (АСУ) температурой. Дело в том, что АСУ практически безинерционна. Сигнал о разбалансе температуры в боллусе мгновенно поступает в исполнительный орган крио СЦХ – в нагреватель сжиженного азота в сосуде Дюара. Далее включается механизм нагрева азота, транспортировки и передача его по каналам подачи к боллусу, и процесс теплопередачи внутри боллуса и электрода - аппликатора. Этот процесс сравнительно инерционный и может существенно запаздывать по отношению к прохождению электронного сигнала системы управления. Это может вызвать существенные колебания температуры, не предусмотренные алгоритмом управления гипертермической процедурой.

Дело в том, что в соответствии с указанным выше алгоритмом скорость изменений амплитуды колебаний температуры не может быть больше $1^{\circ}C / min$. В противном случае пациент будет ощущать не предусмотренный алгоритмом и эмоционально неприятный болевой удар. Этот непредвиденный эффект, в принципе, можно устранить существенной модернизацией механизма управления подачи азотной эмульсии. Один из путей её решения состоит во включении в схему управления температурой боллуса регуляторов, основанных на использовании элементов Пельтье.

Элемент Пельтье в системе СЦХ. В физике полупроводников открыт и достаточно полно исследован эффект Пельтье. Как известно, он состоит в том, что на двух противоположных гранях полупроводника прямоугольной формы может возникать разность температур, если к двум перпендикулярным к ним граням подключено электрическое напряжение. При этом элементы Пельтье работают практически безинерционно. А модуль Пельтье представляет собой термоэлектрический холодильник, состоящий из последовательно соединённых элементов Пельтье. В настоящее время на рынке комплектующих электронных

приборов представлен широкий набор термоэлектронных модулей. Известно широкое использование этих изделий в самых различных областях применений: в научных исследованиях, в медицине, в технике и т. д. Были попытки, в том числе - и наши, применения элементов Пельтье в гипертермии, для охлаждения электродов-аппликаторов. Однако все они заканчивались неудачей уже на этапе предварительного изучения проблемы. Дело в том, что отбор тепла холодной стороной элемента Пельтье требует охлаждения противоположной нагретой грани элемента Пельтье мощным охладителем. Это обусловлено физическими свойствами термоэлектрического модуля. Обычно, это представляет трудно решаемую техническую задачу.

Выводы.

1. В результате проведенного анализа свойств и характеристик трёх типов «Систем циркуляции хладагента», фреонового, криогенного и модулей Пельтье, выявлены сравнительные достоинства и недостатки каждого из них.

2. Показано, что любая из них в отдельности не способна в полной мере удовлетворять «Медико-техническим требованиям», предъявляемым к лечебному гипертермическому комплексу «Экстратерм-XXI».

3. Проанализирована возможность использования элементов Пельтье как дополняющих штатные СЦХ для демпфирования колебаний температуры на электродах – аппликаторах.

4. Установлена актуальность задач исследования пульсаций регулируемой СЦХ температуры для целей формулировки требований к модулям Пельтье.

Список литературы: 1. Гипертермическая онкология. Материалы международного конгресса. Рим. 1998г. 2. *Поспелов Л. А.* Физико-технічні проблеми ВЧ-гіпертермії. Доповідь Міжнародної конференції: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок», Севастополь, 1995. 3. *Поспелов Л. А.* Спосіб гіпертермічного лікування пухлин. / *Поспелов Л. А., С. І. Мельник.* Патент на винахід. Україна, № 17233А, 1997. 4. *Поспелов Л. А.* Гіпертермічний комплекс «ЕКСТРАТЕРМ – XXI». *Поспелов Л. А.* Доклад на Міжнародній конференції: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок», Севастополь, 1994. 5. *Поспелов Л. А.* Состояние разработок комплекса «Экстратерм-XXI»./ *Поспелов Л. А.*//Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. –Київ: ІЕД НАНУ, 2010.–Ч.1. – С. 270-275. 6. *Поспелов Л. А.* Техническое обеспечение экспериментального исследования излучательного электрода – аппликатора для ВЧ гипертермії / *Поспелов Л. А., Сокол Е. И., [и др.]* // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ 2012.–Ч.1 –С. 182-188.

Bibliography (transliterated): 1. Hyperthermic Oncology. Proceedings of the International Congress. Rome. (1998). 2. Pospelov L. A. (1995) Physico-Technical merit problemi RF hypertermii. Report of the International Conference: "Microwave and satellite communication equipment", Sevastopol,. 3. Pospelov L, A, Melnik S. I. (1997) Method hypertermic treatment the tumor. Patent for invention. Ukraine. № 17233A. 4. Pospelov L. A. (1994) Hypertermic complex "EKSTRATERM - XXI». Report of the International Conference: "Microwave and satellite communication equipment", Sevastopol. 5. Pospelov L. A. (2010) Condition development complex "Ekstraterm-XXI». Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 1. 270-275. 6. Pospelov L A, Sokol E I, (2012) Technical support experimental research emitting electrode - RF applicator for hyperthermia. Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU. 1. 182-188.

Надійшла (received) 04.07.2014