

РАВНОМЕРНОЕ СОГРЕВАНИЕ РАЗНОСТРУКТУРНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПРИ ПОМОЩИ ФАЗИРОВАННЫХ ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО И МАГНИТНОГО ПОЛЕЙ ПОСРЕДСТВОМ ИХ ФОКУСИРОВКИ

Шамаев Н.В., Пульвер А.Ю., Буслов Д.С.

Институт биологии старения, Москва, Россия

E-mail: vrn-ts@mail.ru

UNIFORM HEATING OF MULTI-STRUCTURAL BIOLOGICAL OBJECTS BY MEANS OF ELECTRIC AND MAGNETIC FIELDS' PHASED EMITTERS

Shamaev N., Pulver A., Buslov D.

Institute of Biology of Aging, Moscow, Russia

E-mail: vrn-ts@mail.ru

We describe an approach to achieving uniform heating of bulky multi-structural biological objects by coherent electromagnetic radiation, guided by the data from the MRI thermometry. The explanation of how we plan to “focus” electromagnetic fields which in principle cannot be focused, is also given. We hope that this technique (patent pending) will allow to reach previously unattainable speeds of rewarming from cryogenic to near-zero temperatures, including non-vascular areas and cavities. This will allow achievement of rapid and uniform warming rates that are necessary to avoid devitrification even with reduced cryoprotectants concentrations, thus eliminating the main problems in applying vitrifying techniques to bulky tissues and organs.

В настоящее время нагрев биологических тканей при помощи электромагнитной энергии в основном ограничен двумя методами: использование микроволновой энергии 2,4 ГГц и 27 МГц. В криобиологии чаще всего используются частоты в диапазоне 300–1000 MHz, но до практического использования этого способа дело пока не дошло [2].

Использование диапазона 2,4 ГГц позволяет быстро нагревать ткани с высоким содержанием воды. Высокие частоты сильно поглощаются поверхностными тканями, что не позволяет использовать этот диапазон для равномерного нагрева объектов большого объема.

Мегагерцовый диапазон более критичен к проводимости объекта нагрева, что ограничивает его использование на объектах, в которых большая часть воды находится в твердом агрегатном состоянии. Вместе с этим излучение мегагерцового диапазона лучше проникает в биологические ткани за счет меньшего затухания, что в свою очередь позволяет использовать его на объектах большого размера – например, в физиотерапевтических аппаратах.

Сущность метода. Для использования высокочастотного нагрева в целях равномерного нагревания разнородных тканей в одном объекте предлагается метод фокусирования коге-

рентного электромагнитного излучения с получением областей с нулевой напряженностью электрической и магнитной составляющей поля.

Создание точки с нулевой напряженностью поля будет решаться посредством размещения минимум четырех излучателей в вершинах тетраэдра, мощность излучения и фаза в каждом из которых задается исходя из положения «точки» в его пределах.

На рисунке показаны напряженность поля от двух излучателей, которые работают со сдвигом 180°. Суммарная напряженность поля показана черным цветом. В точке (А) напряженность поля равна нулю.

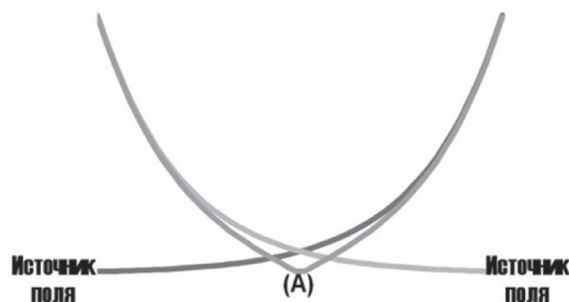


Рис. Показана двухмерная интерференционная картина излучения от двух источников.

При изменении мощности излучения одного источника происходит перемещение «точки» (А) по оси Х между источниками. Произведя расчет системы линейных уравнений, в которой исходными данными являются:

- размер объекта;
- теплоемкость каждой виртуальной точки объекта (ВТО);
- поглощающая способность в каждой ВТО;
- исходное значение температуры в каждой ВТО.

Результатом решения системы является матрица со следующим набором полей:

Порядковый номер	Координаты точки	Мощность источника 1	Мощность источника 2	Фаза источника 1	Фаза источника	Время нагрева
1						
2						
3						
4...						

для четырех источников. Большее количество источников излучения (индукторы для магнитного поля, и обкладки конденсаторов – для электрического) из соображений уменьшения размерности системы линейных уравнений в идеале должно располагаться на поверхности виртуальной сферы (точнее, множества вложенных друг в друга виртуальных сфер – для исключения чрезмерной напряженности поля на границах нагреваемого объекта).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По сути дела, основываясь на данных, получаемых из сформированной при помощи обработки информации от разрабатываемой нами вариации трехмерного МРТ-термометра [1] трехмерной «матрицы теплоемкостей», мы вычисляем, с какими фазами, какими мощностями и сколько времени надо концентрировать точку (А) в каждой ВТО («концентрировать ненагрев»). В простейшем варианте использования – виртуальная точка этого «ненагрева» с огромной скоростью перемещается по объему нагреваемого образца наподобие отклоняемого луча в телевизионном кинескопе.

По этой матрице будут включаться в работу излучатели магнитного и электрического (для последних, правда, условия применения несколько более сложные из-за особенностей его распространения) полей.

Почему предполагается использовать сразу два вида полей: объекты при низких температурах эффективнее нагревать емкостным способом (эффективность магнитного поля связана с электрической проводимостью нагреваемого материала), а при более высоких – магнитным.

Для использования подобного метода на практике рассчитывается матрица минимум

Еще более точным подобием может являться ускоренная в сотни тысяч или миллионы раз повторяющаяся работа 3D-принтера.

В зависимости от структуры нагреваемого объекта можно использовать и более эффективные паттерны «движения», но их только еще предстоит разработать.

Математика в любом случае получится крайне сложная. Чтобы в реальном времени отслеживать температуру объекта, необходимо будет использовать либо суперкомпьютеры, либо создавать аппаратную реализацию математического модуля с использованием большого количества ПЛИС.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Basgall M.* Duke innovations improve accuracy of MRI as internal «thermometer»// Duke Today. October, 2008. <http://shar.es/RHQW1>.
2. *Wusteman M., Robinson M., Pegg D.* Vitrification of large tissues with dielectric warming: biological problems and some approaches to their solution // Cryobiology. 2004. 48. P. 179–89.