

Bibliography (transliterated): 1. K. V. Kolisnyk, M. A. Shishkin, A. V. Kipensky Mobile radiotechnical system for control parameters of environment. Technology and design in electronic equipment. Odessa: 2013. No. 5. 3–7. 2. K. V. Kolisnyk, M. A. Shishkin, A. V. Kipensky, E. I. Sokol. Application of GSM / GPRS connection to telemedicine screening. Proceedings of the XV International Scientific and Practical Conference "Modern information and electronic technologies: Odessa: 2014. SIET. 1. 38-39. 3. Kazakov V. N., Klimovitskiy V. G., Vladzimersky A. V. Telemedicine // Donetsk: Typography Ltd. "Nord". 2002. 100. 4. Zryahov M. S., Lukin V. V. Modification of multichannel ECG compression method based on two-dimensional discrete cosine transform // Radioelektronni i komp'yuterni systems. 2004. No. 4 (8). 110-117. 5. J. R. Cox et al., "AZTEC: A Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis. IEEE Trans. on Biomed. Eng. 15. 1968. 128–129. 6. Abernstien, J. P. and Thompkins, W. J. A new data reduction algorithm for real time ECG analysis // IEEE Trans. On Biomed Engg-29. 1982. 43-48. 7. Baohua Wang, Guoxin Yuan. Compression of ECG data by vector quantization. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine July-Aug. 1997.

Надійшла (received) 16.08.2014

УДК 654.9:615.8

К. В. КОЛЕСНИК, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Т. В. СОКОЛ, канд. мед. наук, ХМАПО, Харьков;

СОСТОЯНИЕ РАЗРАБОТОК В СОВРЕМЕННОЙ ЛЕЧЕБНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

Рассмотрены особенности современной лечебной гипертермии, физических механизмов воздействия ВЧ-полей на биологические объекты, а также существующие технические проблемы локальной гипертермии и предложения по их решению. Рассмотренные предложения по совершенствованию ряда систем комплексов лечебной локальной гипертермии позволяют модернизировать существующую аппаратуру, что значительно повысит ее эффективность. Данные предложения должны пройти экспериментальную отработку, и после комплекса необходимых испытаний, могут быть предложены для практической реализации.

Ключевые слова: лечебная гипертермия, онкология, электромагнитное поле, медицинские аппараты, высокочастотная терапия.

Введение. Вот уже более 50-ти лет во всем мире активно ведутся исследования и проводятся эксперименты по тепловому воздействию на биологические объекты с целью определения возможности получения терапевтического эффекта [1, 2]. О влиянии теплового воздействия на состояние биологических организмов было известно очень давно. Наши предки широко использовали общий нагрев тела (бани, сауны, солнечную инсоляцию) и локальный нагрев (грелки, согревающие растирки и др.), добиваясь тех или иных терапевтических результатов. С развитием науки и техники возможности

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

в этом плане значительно расширились. Искусственные источники прямого ИК-излучения, а также другие методы получения тепла (как физические, так и химические), позволили реализовать термическое воздействие как на весь биологический объект – общая гипертермия, так и на отдельные его участки (региональная и локальная гипертермия).

Кроме того возможно использование способности организма биологического объекта на собственную гипертермическую реакцию при воздействии на него определенных раздражителей. При этом стали определять различные способы гипертермического воздействия: неинвазивный (источник тепла снаружи пациента) и инвазивный (источник внедряется непосредственно в полость органа). И тех, и в других случаях, могут применяться тепловые (инфракрасные) поля или высокочастотные электромагнитные поля, воздействие которых на биологические объекты сопровождается термическими эффектами [3, 4].

При этом общая гипертермия предполагает нагрев всего тела с помощью электромагнитного излучения. При региональной гипертермии нагревается часть тела ВЧ электромагнитным полем, или при помощи методов экстракорпорального кровообращения с подогревом крови. Для достижения локальной гипертермии используют контактный нагрев, СВЧ электромагнитные и ультразвуковые поля.

Для физиотерапевтического нагрева тканей используются следующие виды излучения.

1. Ультразвуковые поля с частотами 1–3 МГц (УВЧ поля и волны). Применение ультразвука имеет те преимущества, что можно сфокусировать пучок, но на практике из-за различия акустических импедансов биотканей и опухолей (особенно вблизи костей) достигается точность фокусировки объектов до нескольких сантиметров в диаметре.

2. Электромагнитные поля дециметрового диапазона (ВЧ поля и радиоволны) с частотами от 3 до 300 МГц. Радиочастотные поля позволяют достичь глубокого прогрева тканей, но из-за слабого поглощения, для достижения теплового эффекта приходится использовать высокие интенсивности излучения, что чревато чрезмерным нагревом в первую очередь жировых тканей, а также областей вблизи границ излучателей поля. Кроме того, радиочастотные поля практически не позволяют осуществлять дифференциальный нагрев опухолевых и нормальных тканей.

3. Электромагнитные поля сантиметрового диапазона (СВЧ поля и микроволны) с частотами 300-3000 МГц. В отличие от дециметровых волн, существенное уменьшение длины волны приводит к формированию тока молекул свободной неструктурированной воды, боковых цепей фосфолипидов и аминокислот, что связано с избирательным поглощением электромагнитной энергии. Поля микроволнового диапазона используют для нагрева поверхностных и неглубоко лежащих биотканей (характерная глубина проникновения не превышает 3-5 см).

4. Электромагнитные поля миллиметрового диапазона (КВЧ поля и радиоволны) с частотами свыше 3 ГГц. Из-за малой длины КВЧ - волны хорошо поглощаются молекулами воды, гидратированными белками и коллагеновыми волокнами. Благодаря этому они обладают низкой проникающей способностью (характерная глубина проникновения не превышает 0,2–0,6 мм). Под действием миллиметровой волны на зоны локальной

болезненности, рефлексогенные зоны и биологически активные точки происходит изменение деятельности вегетативной нервной и эндокринной систем.

Физические механизмы действия ВЧ полей. В отличие от реакции организма на электромагнитные поля низкой частоты, при высокочастотном воздействии основные эффекты обуславливаются тепловой энергией, которая выделяется в подвергнутых облучению биотканях, а также в местах контакта «электрод–ткань». При этом, для традиционных методов ВЧ терапии, физиологические механизмы теплоотдачи не компенсируют теплопродукцию организма, происходящую под действием электромагнитного поля высокой частоты [5]. В диапазоне частот до 300 МГц, тепловыделение в тканях определяется как током проводимости, так и током смещения, причем, на частоте порядка 1 МГц, ведущая роль принадлежит току проводимости, а на частоте более 20 МГц - току смещения (для мышечной ткани).

Оба эти типа токов вызывают нагрев биотканей. При частотах более 100 кГц, создаваемые в биотканях токи не способны приводить к формированию потенциала действия даже в самых чувствительных нервно-мышечных волокнах. Это обусловлено тем, что ионные каналы биологических мембран не успевают за столь короткое время открываться. Длина волны на частотах вплоть до 300 МГц превышает размеры тела и, следовательно, такие поля могут оказывать как *локальное*, так и *общее* воздействие на системы организма. На более высоких частотах длина волны сопоставима с размерами тела, либо меньше такового и такие поля оказывают преимущественно локальные воздействия. Кроме того, с ростом частоты уменьшается характерная глубина проникновения ЭМ волны в биосреду.

Известно, что глубина проникновения (толщина скин-слоя) определяется выражением $\delta = c / \sqrt{2\pi\omega\mu\gamma}$, где: γ - проводимость, ω - круговая частота; c - скорость света, μ - магнитная проницаемость среды.

До недавнего времени считалось, что действие ВЧ полей ограничивается тепловым нагревом тканей. Однако в последние годы было показано, что нетепловые по интенсивности ВЧ поля, и особенно КВЧ поля, способны избирательно воздействовать на элементы иммунной системы организма. Физические механизмы этих эффектов интенсивно изучаются, но уже сегодня понятно, что важным аспектом этих эффектов являются изменения гидрофобных взаимодействиях белковых молекул, которая возникает при действии ВЧ и КВЧ полей [5, 6].

Методы ВЧ – терапии. Сегодня различают следующие методы высокочастотной терапии: диатермия, индуктотермия, УВЧ терапия и микроволновая терапия (табл. 1) [5].

1. При диатермии применяются электромагнитные поля частотой 0,5-2,0 МГц, а так как длина волны этих колебаний много больше межэлектродного расстояния, так и размеров тела, то объект облучения находится в зоне несформированной электромагнитной волны. Биологический тепловой эффект определяется электрической составляющей электромагнитного поля, токами проводимости, электроды имеют как правило пластинчатую форму и находятся в прямом контакте с телом пациента.


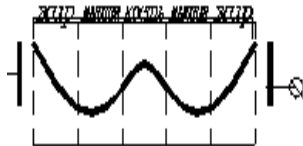



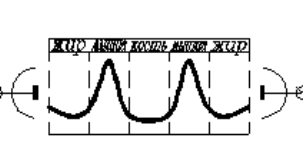
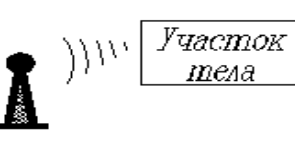
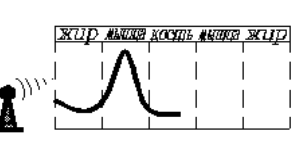
2. При индуктотермии пациент также находится в зоне несформированной волны. Индуктор представляет собой соленоид различных форм. Тепловой эффект в тканях определяется магнитной составляющей поля, так как тепло выделяется за счет вихревых токов.

3. При УВЧ терапии пациент находится в зоне несформированной волны, электроды имеют форму пластин. Метод широко используется для прогрева глубоко расположенных мягких тканей и различного рода пазух.

4. При микроволновой терапии тепловой эффект создается преимущественно

токами смещения, который возникает под действием СВЧ излучения. Пациент находится в зоне сформировавшейся электромагнитной волны, поэтому для оценки тепловыделения необходимо рассчитывать поток вектора Пойнтинга через поверхность, а также как и в случае слоистого объекта учитывать отражения волны от границ разделов тканей.

Таблица 1 – Характеристики методов ВЧ терапии

Метод	Частота f , МГц	λ , [м] Длина волны	Взаиморасположение электродов (излучателей) и фрагментов тела пациента	Формула для оценки теплового эффекта [5].	Распределение теплоты в тканях
Диатермия	0,5-2	150-600		$\Delta Q \sim \rho j_{\text{прое}}^2$	
Индуктометрия	10-15	15-30		$\Delta Q \sim \gamma^2 B^2$	
УВЧ терапия	40-50	6-7,5		$\Delta Q \sim \epsilon v^2 E^2 \text{tg} \delta$	
Микроволновая терапия	10^2-10^5	$1-10^{-3}$		$\Delta Q \sim \frac{\epsilon v}{2} \bar{\Pi} $ $\bar{\Pi} = [\bar{E} \times \bar{H}]$	

Поскольку в частотный диапазон СВЧ излучений попадает частота релаксации воды, то именно водные среды организма поглощают энергию в большей мере. СВЧ излучения слабо поглощаются кожей, жиром и костью, а в мышечных тканях и внутренних органов интенсивно поглощаются, поэтому мышцы и внутренности претерпевают наибольший нагрев при микроволновой терапии. Под действием СВЧ излучений может активироваться и угнетаться иммунная система.

Экспериментально установлено, что при длинах волн порядка несколько миллиметров происходит стимуляция активности лейкоцитов и их выход из костного мозга. Механизмы подобных реакций активно изучаются. Кроме того, известны длины волн, на которых происходит угнетение лейкоцитарной активности [6].

Существующие проблемы лечебной ВЧ гипертермии и предложения по их решению. В современной лечебной ВЧ гипертермии можно выделить несколько проблемных моментов, решение которых на основе внедрения новейших результатов по исследованию взаимодействия ВЧ -электромагнитных, ультразвуковых и тепловых полей с телом пациента позволит повысить эффективность гипертермической процедуры [7, 8].

Так в публикациях [7-9] отмечалась проблема, связанная с перегревом подкожного жира при использовании емкостных электродов, а для предупреждения этого ожога требуется интенсивное охлаждение поверхности кожи в месте введения излучения. Кроме того, на этот избыточный нагрев затрачивается непроизводительно высокочастотная энергия, что требует использования генераторов повышенной мощности. Все эти проблемы успешно разрешаются при использовании аппликаторов излучательного типа, например, в виде полосковой антенны [10].

Еще одной проблемой ВЧ гипертермии является сложность, громоздкость и связанная с этим пониженная надёжность системы циркуляции хладагента, обеспечивающая исключение перегрева подкожного жира. Замена её компактной, надёжной и конструктивно более простой криогенной системой особенно целесообразна с учётом замены ёмкостных электродов на излучательные [9, 11].

Требуется решение другая важная проблема ВЧ гипертермии - измерение температуры облучаемого участка инвазивным методом, который широко используется в настоящее время. Замена её неинвазивной термографией была бы весьма актуальной из нескольких соображений. Во-первых, исключило бы ненужный и вредный для лечения существенный травматизм пациента, повысив при этом эффективность всего процесса лечения. Во-вторых, замена точечной термометрии (как правило, в восьми точках нагреваемого участка тела пациента) на непрерывную по объёму термографию позволило бы качественно улучшить процесс нагрева и повысить надёжность и безопасность лечебной процедуры [7, 9].

Передача энергии ВЧ электромагнитного поля в нагрузку требует соблюдения некоторых условий, одним из важнейших является качество согласования выходного каскада усилителя мощности с нагрузкой, которым является тело пациента. Применение стандартных электромеханически управляемых L, C систем для этих целей недостаточно. Необходимо учитывать комплексный характер нагрузки, которой является тело пациента, а также значительная длительность гипертермической процедуры, и как следствие механическое изменение тела пациента относительно приложенных электродов, посредством системы ориентации электродов, что ведет к рассогласованию системы передачи электромагнитного поля в нагрузку. Поэтому необходима система быстрого реагирования на эти изменения. Предложенная в [12] ферроракторная согласующая система ВЧ-диапазона, основанная на изменении коэрцитивной силы ферромагнита током подмагничивания является наиболее перспективной моделью решения этой проблемы.

Заключение. Рассмотренные предложения по совершенствованию ряда систем комплексов лечебной локальной гипертермии позволят модернизировать существующую аппаратуру, что значительно повысит ее эффективность. Данные предложения должны пройти экспериментальную отработку, и после комплекса необходимых испытаний, могут быть предложены для практической реализации.

Список литературы: 1. Сакало С. М. Надвисокі частоти в медицині (терапія і діагностика) / Сакало С. М., Семенець В. В. Азархов О. Ю. / : Навч. посібник. Харків: ХНУРЕ; Колегіум.— 2005.— 264 с. 2. Сокол Е.И. Состояние разработок и исследований в области высокочастотной гипертермии / Сокол Е. И. Поспелов Л. А., Когут А. Е. // Сб. научных трудов 4-го МРФ «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития»: МРФ-2011.— Украина, Харьков.— 2011. — т. III.— С. 110-114. 3. Болдина Н. В. Физические поля в биологических объектах / Болдина Н. В. Хавина И. П. / Уч. пособие. Харьков: НТУ «ХПИ.— С. 2001.— 203 с. 4. Самойлов Л. Ю. Медицинская биофизика // Л.: Изд-во Военно-медицинской академии им. С.М.Кирова.— 1988.— 297 с. 5. «Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами» // http://electrobezopasnost1.narod.ru/electrotravmi/vozddeystvie_elektricheskogo_toka_na_cheloveka/zaklyuchenie.html. 6. Галстян С. Г. Медицинские аспекты воздействия электромагнитного излучения на биологические системы и объекты: от математического моделирования к эксперименту / Галстян С. Г., Перова И. Г., Чурюмов Г. И. // Прикладная радиоэлектроника.— Харків: ХНУРЕ.— 2014, № 1(13). — С. 71-82. 7. Поспелов Л. А. Состояние разработок комплекса «ЭКСТРАТЕРМ-XXI» // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск «Силова електроніка та енергоефективність».— Київ: ІЕД НАНУ.— 2010, Ч. 1. — С. 270-275. 8. Поспелов Л. А. Проблемы нагрева диссипативных сред высокочастотным полем / Поспелов Л. А. Дранищев Ф. Ю. // Труды X Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2009».— Украина, Одесса.— 2009.— т. II.— С. 62. 9. Поспелов Л. А. Проблемы высокочастотной гипертермии. // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск «Силова електроніка та енергоефективність».— Киев: ІЕД НАНУ.— 2010, Ч. 2.— С. 285-288. 10. Дранищев Ф.Ю. Разработка принципов конструирования излучательных электродов-аппликаторов на основе диэлектриков с высокой диэлектрической проницаемостью / Дранищев Ф. Ю., Поспелов Л. А. // Труды X Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2009».— Украина, Одесса.— 2009.— т. II.— С. 36. 11. Сокол Е. И. Повышение эффективности гипертермического медицинского комплекса с помощью криогенной системы термостабилизации / Сокол Е. И., Поспелов Л. А., Колесник К. В., Федоренко Ю. П. // Труды XV Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2014».— т. I.— Украина, Одесса.— 2014.— С. 38-39. 12. Санжара А. Н. / Ферроваракторная согласующая система для ВЧ-диапазона / Санжара А. Н., Поспелов Л. А., Федоренко Ю. П. // Сб. научных трудов 9-ой Международная конференция «Теория и техника передачи, приёма и обработки информации» («Новые информационные технологии»).— Харьков: изд. ХНУРЭ.— 2003.— С. 175-176.

Bibliography (transliterated): 1. Sakalo S. N., Semenethz V. V., Azarhov O. Y. (2005) Microwave frequencies in medicine (Diagnosis and treatment): Kharkiv: KhNURE. 264. 2. Sokol E. I., Pospelov L. A., Kogut A. E. (2011) State of development and research in the field of high-frequency hyperthermia. Collection scientific papers 4-th MRF "Applied electronics. Status and Prospects for Development ": MRF - Ukraine, Kharkiv, 3, 110-114. 3. Boldina N. V., Havina I. P. (2001) Physical fields in biological objects. 203 p. 4. Samoylov L. Y. Medical Biophysics (1988) 297 p. 5. «Fundamentals of physical fields interaction with biological objects» // http://electrobezopasnost1.narod.ru/electrotravmi/vozddeystvie_elektricheskogo_toka_na_cheloveka/zaklyuchenie.html. 6. Galstyan C. G., Perova I. G., Chyrymov G. I Medical aspects of the impact of electromagnetic radiation on biological systems and objects from mathematical modeling to eksperimentu // Applied Radio Electronics. Kharkiv: KhNURE. 2014. No. 1(13). 71-82. 7. Pospelov L. A (2010) Development status of «EKSTRATERM-XXI»//Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 1, 270-275. 8. Pospelov L. A., Dranischev F. U. (2009) Problems heat dissipative media RF field//Proceedings of the X International scientific-practical conference "Modern information and electronic technologies: SIET." Ukraine, Odessa. 2009." 2. 62. 9. Pospelov L. A (2010) Problems of high-frequency hyperthermia // Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 285-288.

10. Dranischev F. U., Pospelov L. A. (2009) Development of design principles radiative electrode applicator based dielectrics with high permittivity //Proceedings of the X International scientific-practical conference "Modern information and electronic technologies: SIET." Ukraine, Odessa. 2009." II. 36. 11. Sokol E. I., Pospelov L. A., Kolesnik K. V., Fedorenko Y. P. (2014) Improving the efficiency of hyperthermia using medical complex cryogenic system thermostabilization//Proceedings of the XV International Scientific and Practical Conference "Modern information and electronic technologies: SIET, 1, 38-39 . 12. Sanshzara A. N., Pospelov L. A ., Fedorenko Y. P. (2003) Ferrovaraktornaya matching system for the high frequency range. Proceedings of the IX International conference "Theory and Techniques of sending, receiving and processing information" («New Information Technologies»): Kharkiv: KhNURE. 175-176.

Надійшла (received) 16.05.2014

УДК 615.83

А. В. КИПЕНСКИЙ, д-р. техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»;
Т. А. ГЛУХЕНЬКАЯ, соискатель, НТУ «ХПИ»;

РАЗРАБОТКА МЕТОДА КОРРЕКТНОЙ ДОЗИРОВКИ ОЗОНА В ПРОЦЕДУРАХ ВНУТРИВЕННОЙ ИНФУЗИИ ОЗОНИРОВАННОГО ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО РАСТВОРА

Одним из немедикаментозных методов лечения является озонотерапия, которая достаточно часто проводится в виде внутривенных инфузий озонированного физиологического раствора. В работе показано: концентрация озона в таком растворе существенно зависит от ряда факторов, что, в свою очередь, влияет на дозу озона, получаемую пациентом во время процедуры инфузии. Получены расчетные выражения и предложен метод корректной дозировки озона при проведении внутривенных инфузий. Использование предложенного метода в медицинской практике позволит достаточно точно обеспечивать дозу озона, получаемую пациентом в процессе проведения процедуры.

Ключевые слова: озонотерапия, внутривенная инфузия, физиологический раствор, доза озона, метод дозировки.

Введение. На украинском рынке достаточно часто (15-25 %) вместо качественных фармакологических препаратов встречаются фальсификаты («пустышки», без соответствующего лекарственного действия) [1], либо генерики (до 70 %), т.е. аналоги известных препаратов далеко не всегда соответствующие им по биоэквивалентности [2]. В связи с этим в медицине все большее внимание уделяется немедикаментозным методам терапии, разработке и внедрению высокоэффективных медицинских технологий, позволяющих целенаправленно воздействовать на ключевые звенья многих патологических процессов. За последние 30-35 лет в результате углубленных экспериментальных и клинических исследований, а также проводимых на базе современной сертифицированной аппаратуры процедур, медицина получила достаточно доступную и многообразную технологию использования озона в лечебных и профилактических целях – озонотерапию [3, 4]. Для проведения

© А. В. КИПЕНСКИЙ, Т. А. ГЛУХЕНЬКАЯ, 2014