УДК 615.841

Л.И. Лисицына, С.В. Белавская, З.Н. Педонова

Устройство для внутриполостного воздействия с пространственным и временным совмещением пяти физических факторов

Рассмотрено устройство для внутриполостного воздействия (в частности, для урологии) с пространственным и временным совмещением пяти физических факторов: лазерного и теплового излучений, магнитного поля, электростимуляции и ультразвуковых колебаний. Предложена конструкция рабочего органа. Проведены расчеты и исследования ультразвукового узла.

Ключевые слова: урология, воздействующие факторы, совмещение пространственное, временное.

Задача создания многофункционального устройства для урологии. Методы лечения различных заболеваний с использованием физических полей в современной терапии завоевывают все более прочные позиции. Лечение физическими полями, в отличие от медикаментозных методов, не вызывает аллергических реакций и эффекта «привыкания» больного, не оказывает токсического и травмирующего действия и обеспечивает сравнительно невысокую стоимость лечебных процедур. Сегодня в физиотерапии используются в основном электрические и магнитные поля, электромагнитные волны (видимого и ИК-диапазонов) и акустические колебания (звуковые и ультразвуковые) [1–3].

В [1] сформулированы принципы оптимальной физиотерапии, одним из которых является сочетанность воздействия, вызывающая особый интерес ученых и практикующих врачей и приводящая к синергизму смешанных полевых воздействий. Клиническая практика показывает, что наилучший лечебный эффект соответствует наибольшему числу биотропных параметров [1]. Этот факт подтвержден авторами данной статьи [4]. И сегодня внимание многих ученых и врачей направлено на использование смешанных физических полей и создание многофункциональных физиотерапевтических приборов с пространственным и временным совмещением воздействующих факторов [3]. Реализация смешанных физических полей в медицинской практике возможна в двух вариантах: с помощью использования нескольких устройств и расположения их определенным образом относительно болевого очага; с помощью единого комплексного устройства.

Второй вариант реализации смешанных физических полей имеет преимущества как для медицинского работника, так и для пациента. Этот вариант реализуется в различных сочетаниях воздействующих факторов, используется во многих областях медицины (в частности, в урологии), позволяет повысить терапевтическую эффективность и уменьшить продолжительность лечения. Например, известна УЗ многочастотная обработка уретры в сочетании с лекарственными препаратами [5]. С участием авторов данной работы в [6] предложено устройство для внутриполостного воздействия, обеспечивающее 4 воздействующих фактора: лазерное излучение, магнитное поле, электростимуляция и контрастное тепловое воздействие, а в [7] – устройство, обеспечивающее 5 воздействующих факторов (лазерное и тепловое излучения, магнитное поле, электростимуляция и вибрационное воздействие). Многофункциональное устройство для урологии содержит рабочий зонд, индифферентный электрод и электронный блок. С целью расширения функциональности устройства необходимо иметь комплект рабочих органов с различным набором воздействующих факторов. При использовании такого устройства можно заменять рабочие органы в зависимости от выбранной методики лечения. Разработка многофункциональных устройств с пространственным и временным совмещением различных воздействующих факторов для урологии является актуальной задачей медицинской техники.

Постановка задачи. Данная статья посвящена разработке устройства для урологии, обеспечивающего пять воздействующих факторов: лазерное и тепловое излучения, магнитное поле, электростимуляция и ультразвуковые (УЗ) колебания, а также расчету и исследованию ультразвукового излучателя.

Описание конструкции рабочего зонда. Конструкция предлагаемого устройства для внутриполостного воздействия представлена на рис. 1.

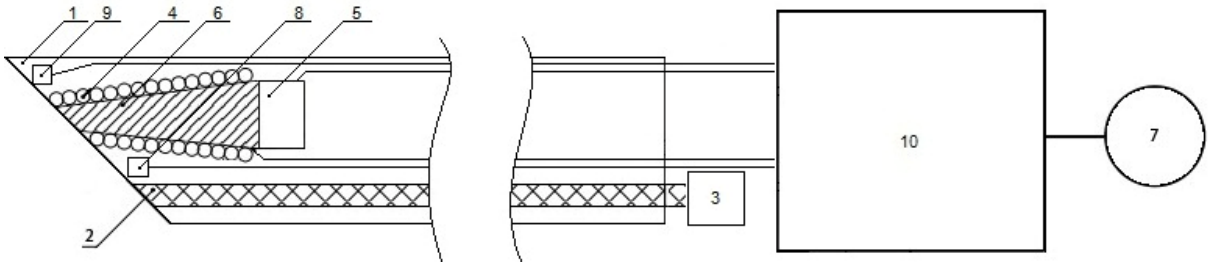

Рис. 1. Эскиз устройства для урологии: *1* – полый корпус; *2* – световод; *3* – источник лазерного излучения; *4* – индуктор; *5* – источник УЗ-колебаний; *6* – активный электрод; *7* – индифферентный электрод; *8* – нагревательный элемент; *9* – термодатчик; *10* – электронный блок

С помощью электронного блока и соответствующего узла активируется один или несколько требуемых видов воздействия. Возможно также осуществление сочетанного воздействия всеми перечисленными факторами в зависимости от выбранной методики лечения. Кроме того, устройство позволяет осуществлять контроль температуры патологического очага в процессе проведения процедуры.

Самым сложным узлом рабочего органа является узел, обеспечивающий УЗ-колебания, магнитное поле и электростимуляцию. Особенностью этого узла является то, что активный электрод одновременно является и концентратором УЗ-колебаний. Следовательно, от длины активного электрода будут зависеть коэффициент затухания и интенсивность ультразвуковых колебаний.

Расчет ультразвукового излучателя. С участием авторов данной работы была получена математическая модель для расчета ультразвукового излучателя описанной конструкции.

Оценку интенсивности УЗ-излучения при работе преобразователя на любой частоте можно осуществить на основе анализа схемы замещения односторонне нагруженного преобразователя [8]:

$$I_а = (2\pi f U_э^2\, \varepsilon\, \varepsilon_0 / l_п)\, 10^{-0,1\,\alpha}, \qquad (1)$$

где f – частота возбуждающего сигнала; $U_э$ – эффективное значение напряжения питания преобразователя; ε – относительная диэлектрическая проницаемость материала преобразователя; ε_0 – электрическая постоянная; $l_п$ – толщина пьезопластины; α – «затухание передачи», [дБ].

«Затухание передачи» оценивается потерями мощности при преобразовании электрической энергии в акустическую. Величину α можно определить через матрицу передачи преобразователя, параметры электрического генератора и озвучиваемой среды

$$\alpha = 10\lg 0,25\left[\overline{\Pi}_{11}\sqrt{\frac{\overline{Z}}{\overline{Z}_г}} + \overline{\Pi}_{12}\frac{1}{\sqrt{\overline{Z}\cdot\overline{Z}_г}} + \overline{\Pi}_{21}\sqrt{\overline{Z}\,\overline{Z}_г} + \overline{\Pi}_{22}\sqrt{\frac{\overline{Z}_г}{\overline{Z}}}\right]^2, \qquad (2)$$

где $\overline{\Pi}_{11}, \overline{\Pi}_{12}, \overline{\Pi}_{21}, \overline{\Pi}_{22}$ – нормированные коэффициенты матрицы передачи преобразователя; $\overline{Z}$ – нормированное сопротивление акустической нагрузки (озвучиваемой среды),

$$\overline{Z} = \rho_0 c_0 / \rho_п c_п\ , \qquad (3)$$

ρ_0 – плотность озвучиваемой среды; $\rho_п$ – плотность материала преобразователя; c_0, $c_п$ – скорости звука в среде и в материале преобразователя; $\overline{Z}_г$ – нормированное сопротивление электрической нагрузки (генератора сигналов)

$$\overline{Z}_г = \frac{R}{Z_п}\ , \qquad (4)$$

R – электрическое сопротивление электрической нагрузки (генератора); $Z_п$ – собственное электрическое сопротивление пьезопреобразователя,

$$Z_п = l_п / 2\pi f_R\, \varepsilon\, \varepsilon_0\, S, \qquad (5)$$

S – площадь преобразователя; f_R – собственная резонансная частота колебаний преобразователя (пластины), которая для данного случая определится как [8]

$$f_R = (c_п / 2\, l_п)\, K, \qquad (6)$$

где, коэффициент K учитывает изменение резонансной частоты пьезопластины с уменьшением ее продольных размеров.

С учетом этого при наличии переходного слоя между пьезобразователем и средой озвучивания (например, металлического стержня (активного электрода)) уравнения нормированных коэффициентов матрицы передачи преобразователя приобретают вид:

$$\overline{\Pi}_{11}=\frac{\left(\frac{\sqrt{\pi}}{k}\cos\left(\pi\overline{f}\right)-\frac{k}{\overline{f}\sqrt{\pi}}\sin\left(\pi\overline{f}\right)\right)\cos\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right)}{\cos\left(\pi\overline{f}\right)-1}-\frac{\rho_{\text{п}}c_{\text{п}}}{\rho_{\text{с}}c_{\text{с}}}\left(\frac{\sqrt{\pi}}{k}\frac{\sin\left(\pi\overline{f}\right)}{\cos\left(\pi\overline{f}\right)-1}+\frac{2k}{\overline{f}\sqrt{\pi}}\right)\sin\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right), \quad (7)$$

$$\overline{\Pi}_{12}=i\frac{\rho_{\text{с}}c_{\text{с}}}{\rho_{\text{п}}c_{\text{п}}}\frac{\left(\frac{\sqrt{\pi}}{k}\cos\left(\pi\overline{f}\right)-\frac{k}{\overline{f}\sqrt{\pi}}\sin\left(\pi\overline{f}\right)\right)\sin\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right)}{\cos\left(\pi\overline{f}\right)-1}+i\left(\frac{\sqrt{\pi}}{k}\frac{\sin\left(\pi\overline{f}\right)}{\cos\left(\pi\overline{f}\right)-1}+\frac{2k}{\overline{f}\sqrt{\pi}}\right)\cos\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right), \quad (8)$$

$$\overline{\Pi}_{21}=i\overline{f}\frac{\sqrt{\pi}}{k}\frac{\cos\left(\pi\overline{f}\right)\cos\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right)-\frac{\rho_{\text{п}}c_{\text{п}}}{\rho_{\text{с}}c_{\text{с}}}\sin\left(\pi\overline{f}\right)\sin\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right)}{\cos\left(\pi\overline{f}\right)-1}, \quad (9)$$

$$\overline{\Pi}_{22}=-\overline{f}\frac{\sqrt{\pi}}{k}\frac{\frac{\rho_{\text{с}}c_{\text{с}}}{\rho_{\text{п}}c_{\text{п}}}\cos\left(\pi\overline{f}\right)\sin\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right)+\sin\left(\pi\overline{f}\right)\cos\left(\pi\overline{f}\frac{l_{\text{с}}c_{\text{п}}}{l_{\text{п}}c_{\text{с}}}K\right)}{\cos\left(\pi\overline{f}\right)-1}, \quad (10)$$

где $l_{\text{с}}$ – длина стержня; $c_{\text{с}}$ – скорость звука в стержне; $\rho_{\text{с}}$ – плотность материала стержня; k – коэффициент электромеханической связи пьезоэлектрика; $\overline{f}$ – нормированная частота сигнала; $\overline{f}=f/f_R$.

Математические выражения (1)–(10) позволяют рассчитать интенсивность УЗ-излучателя как вблизи резонанса, так и вдали от него.

С помощью предложенной математической модели можно определить длину активного электрода с целью получения требуемой интенсивности. Влиянием контактных переходных слоев из припоя между пьезокерамикой и стальным стержнем и геля между стальным стержнем и биологической тканью на величину потерь можно пренебречь ввиду их малой толщины и близости волновых сопротивлений кожного покрова и геля, припоя и стали. Расчет проведен для выбранных параметров.

Пьезопластина – пьезокерамика ЦТС – 19, $l_{\text{п}}$ =1,5 мм; ε =1750; f_R =1,3 МГц; $\rho_{\text{п}}$ = 7000 кг/м^3; $c_{\text{п}}$ = 3000 м/с; S = 6 мм^2; k = 0,4; $K \approx$ 1,3 (как показали экспериментальные исследования).

Активный электрод (стержень): материал – нержавеющая сталь, $\rho_{\text{с}}$ = 7800 кг/м^3, $c_{\text{с}}$ = 5100 м/с.

Параметры электрической нагрузки (генератора сигналов): $U_{\text{э}}$ = 13,5 В; R = 50 Ом.

Результаты расчетов представлены на рис. 2–3.

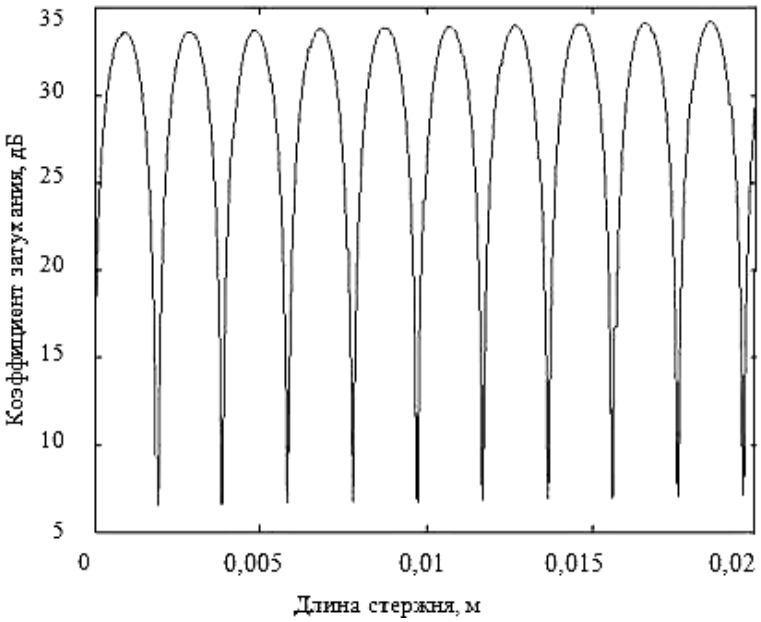

Рис. 2. Зависимость коэффициента затухания УЗ-излучения от длины стержня

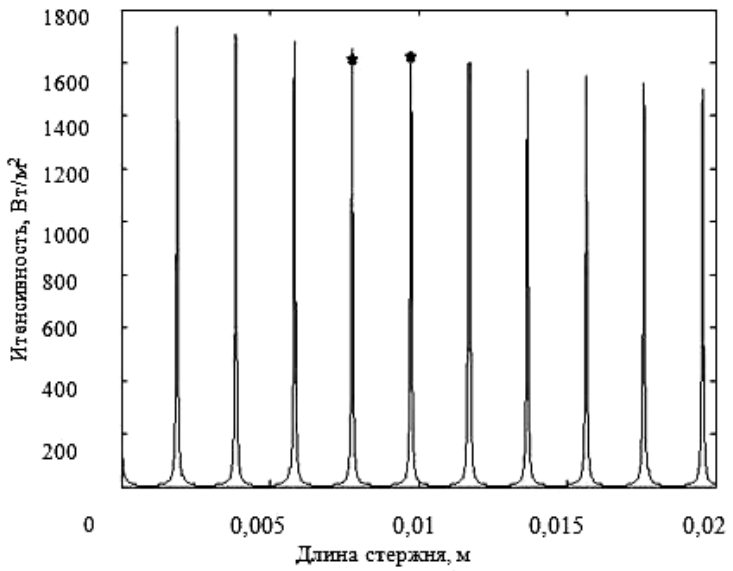

Рис. 3. Зависимость интенсивности УЗ-излучения от длины стержня

Анализ зависимостей показывает, что при длине стержня, кратной половине длины волны, имеет место резонанс. Следовательно, при выборе длины активного электрода можно использовать приведенные зависимости. Для данной конструкции уместно выбрать длину стержня от 7 до 15 мм, т.к. на такой длине стержня удобно разместить индуктор.

Для выбранной конструкции и режима работы максимальное значение интенсивности излучения ~ 0,17 Вт/см^2, в то время как минимальная рекомендуемая интенсивность УЗ-излучения для внутриполостного воздействия – 0,05 Вт/см^2. При необходимости увеличения интенсивности можно увеличить $U_э$ согласно уравнению (1).

Экспериментальные исследования проведены по методу, описанному в [8], для УЗ-излучателя с длиной стержня, равной 7,6 и 9,6 мм. На рис. 2 отмечено значение интенсивностей УЗ-излучения при этих длинах стержня, что говорит о соответствии расчетных данных и экспериментальных.

Заключение. Таким образом, в работе предложена конструкция рабочего органа устройства для урологии, обеспечивающая воздействие пятью физиотерапевтическими факторами с пространственным и временным совмещением, описана математическая модель расчета интенсивности УЗ-излучателя с малой рабочей площадью, приведены расчеты длин активного электрода, обеспечивающие требуемую интенсивность УЗ-излучения, приведены примеры экспериментальных исследований, подтверждающие правильность математической модели.

Литература

1. Райгородский Ю.М. Форетические свойства физических полей и приборы для оптимальной физиотерапии в урологии, стоматологии и офтальмологии / Ю.М. Райгородский, Ю.В Серянов, А.В. Лепилин. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2000. – 268 с.

2. Самосюк И.З. Акупунктура. Медицинская энциклопедия / И.З. Самосюк, В.П. Лысенюк. – М.: АСТ-ПРЕСС КНИГА, 2004. – 528 с.

3. Современные физиотерапевтические устройства с пространственным и временным совмещением воздействующих факторов / С.В. Белавская, А.Ф. Еремина, И.М. Еремина и др. // Матер. VII Междунар. конф. «Актуальные проблемы электронного приборостроения» (АПЭП-2004). – Новосибирск: НГТУ, 2004. – Т. 5. – С. 152–155.

4. Пат. 2152202 РФ, A 61 H 39/06, A 61 N 1/32, 2/04, 5/067, A 61 H 39/04, 23/00. Способ рефлексотерапевтического воздействия / С.В. Лисицына, В.И. Бородина, Л.И. Лисицына и др. (РФ). – № 98102560/14; заявл. 16.02.1998; опубл. 10.07.2000. Бюл. № 19–20 с.

5. Ультразвуковая технология в медицинской диагностике и лечении. Обзоры по электронной технике. – Сер. 7: Технология, организация производства и оборудование / Ю.М. Райгородский, Д.М. Либерзон, Ю.А. Курдин, И.И. Поляков. – М.: ЦНИИ «Электроника», 1984. – Вып. 1 (1002). – 75 с.

6. Пат. 105170 РФ, МПК А 61Т 5/06 (2006.01). Устройство для полостного воздействия / С.В. Белавская, Л.И. Лисицына, С.А. Верзилин, З.Н. Педонова (РФ). – № 2010150459/14; заявл. 08.12.2010; опубл. 10.06.2011. Бюл. №16. – 2 с.

7. Пат. 2101998 РФ, А 61 В 1/00, А 61 N 1/00, 2/00, 5/06, А 61 М 23/00. Устройство для полостного воздействия / С.В. Лисицына, Л.И. Лисицына, В.И. Чушикина (РФ). – № 96109628/14; заявл. 06.05.96; опубл. 20.01.98. Бюл. №2. – 12 с.

8. Белавская С.В. Ультразвуковые терапевтические излучатели с малой рабочей площадью // Научный вестник НГТУ. – 2006. – № 1 (22). – С. 43–60.

Лисицына Лилия Ивановна
Д-р техн. наук, профессор каф. электронных приборов
Новосибирского государственного технического университета (НГТУ)
Тел.: 8 (383-3) 46-06-19
Эл. почта: lisitcinali@ gmail.com

Белавская Светлана Витальевна
Канд. техн. наук, доцент каф. систем сбора и обработки данных (ССОД) НГТУ
Тел.: 8 (383-3) 46-08-46
Эл. почта: belavsv@gmail.com

Педонова Зоя Николаевна
Аспирант каф. ССОД НГТУ
Тел.: 8 (383-3) 46-08-46
Эл. почта: pedonovaz@gmail.com

Lisitcyna L.I., Belavskaya S.V., Pedonova Z.N.

The device intracavitary therapy for influence with spatial and temporal combination of five physical factors

We consider a device for urology with spatial and temporal combination of the five influencing factors: the laser and thermal radiation, magnetic fields, electrical stimulation and ultrasonic vibrations. The design of the working body. The calculations and studies of the ultrasonic unit.

Keywords: urology, influencing factors, the combination of the spatial, temporal.