

УДК 616.329-001.37-007.271-08+621.371

## РАЗРАБОТКА ИЗЛУЧАТЕЛЯ И ОБОСНОВАНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ РЕЖИМОВ СВЧ-ТЕРАПИИ В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ПОСЛЕОЖОГОВЫХ СТРИКТУР ПИЩЕВОДА

С.А. Савви, А.О. Силин, Ю.В. Иванова

ГУ «Институт общей и неотложной хирургии АМН Украины», г. Харьков

**Реферат.** Представлено экспериментальное обоснование оптимальной конструкции излучателя и режимов СВЧ-терапии для использования в комплексе лечения больных с послеожоговыми стриктурами пищевода.

**Ключевые слова:** СВЧ-терапия, излучатель, послеожоговая стриктура пищевода.

Оптимальным методом лечения стриктур пищевода, развившихся в результате его химического ожога, является дилатационная терапия. Однако в ряде случаев в результате микротравматизации пищевода во время лечебных процедур и развития хронического эзофэгита развивается рецидив стриктуры, связанный с процессами гиперпролиферации соединительно-тканых компонентов стенки пищевода [1, 3, 6].

Перспективным направлением повышения эффективности дилатационной терапии является электромагнитная терапия волнами сверхвысокочастотного диапазона (СВЧ-терапия). Кроме деструктивного эффекта на ткани вследствие СВЧ-индуцированной гипертермии, выявлено ее десенсибилизирующее, противовоспалительное действие, стимуляция симпатико-адреналовой и иммунной системы организма, усиление крово- и лимфообращения, повышение обмена веществ, бактериостатический и бактерицидный эффекты. Широкий спектр биологического действия гипертермии позволили использовать ее при лечении целого ряда воспалительных заболеваний [2, 5, 7]. Каждый из вышеперечисленных эффектов может быть полезным при послеожоговых стриктурах пищевода с учетом патогенеза их развития.

Терапевтический диапазон температур, лежащий между 43 и 45°C, очень близок к температурам, при которых происходит разрушение тканей. Локальное действие гипертермии заключается в увеличении потока крови за счет вазодилатации, в увеличении проницаемости клеточных мембран, выходе белков во внеклеточное пространство, а также выработке биологически активных веществ в ответ на физическое воздействие [4, 5].

Однако распределение полей, вызывающих нагрев, зависит от частоты и конфигурации ис-

точника излучения, а также от формы, диэлектрических и тепловых свойств тканей. С учетом возможного глубокого распространения теплового эффекта, прежде всего, необходимо разработать излучатель необходимого размера для введения его в просвет пищевода через желудочный зонд и обосновать режимы излучения, безопасные для окружающих тканей.

**Целью исследования** было разработка излучателя и обоснование оптимальных режимов СВЧ-терапии для лечения рубцовых стриктур пищевода.

### **Материал и методы**

Выполнен стендовый эксперимент с тканью рубцово-измененного пищевода. Поскольку образец рубцовой ткани, выбранный для эксперимента, является существенно неоднородным, была проведена серия из 20 измерений, по результатам которой были определены средние значения вещественной (Real) и мнимой (Imag) части комплексной диэлектрической проницаемости  $\epsilon$ , а также основные статистические характеристики.

Вся серия разделена на три группы, несколько отличавшиеся по условиям проведения измерений. Первые 10 измерений были проведены на образце, лежащем на подставке из толстого куска пенопласта, диэлектрическая проницаемость которого мало отличается от таковой для воздуха. В следующих 5 измерениях образец, расположенный на той же подставке, был сложен вдвое таким образом, что между двумя слоями ткани присутствовала прослойка жира переменной толщины. Еще 5 измерений были проведены на образце, лежащем на металлической подставке. В таблице приведены значения, рассчитанные как по всей серии измерений, так и по каждой группе отдельно.

Для оценки эффективности локального нагрева участков тканей излучателем был проведен эксперимент на внутренностях свиньи. Объект представлял единый комплекс, включавший пищевод, трахею, легкие и сердце. Зонд с излучателем вводился в пищевод. Температура в различных участках объекта в течение сеанса и некоторое время после завершения воздействия контролировалась с помощью

шестиканального электронного термометра с термопарными датчиками, расположенными в запаянных концах хирургических игл.

### Результаты и обсуждение

Полученные в результате стендового эксперимента данные представлены в таблице.

Как видно, во всех случаях наблюдается большая дисперсия результатов измерения вещественной и мнимой частей диэлектрической проницаемости. Очевидно, она обусловлена неоднородностью образца, как по толщине, так и по структуре ткани, а также особенностями метода измерения. Так, при увеличении усилия, с которым измерительный зонд прижимается к образцу, показания растут, что может быть объяснено уплотнением ткани в области контакта с зондом и повышением удельного содержания воды в этом участке ткани. Отличия средних значений для различных групп измерений по величине сравнимы с величиной стандартных отклонений в каждой группе. Сходные отклонения диэлектрических параметров объекта можно ожидать и в условиях планируемого применения СВЧ облучения для послеожоговых стриктур пищевода. Поэтому было решено при разработке излучателя ориентироваться на полученные средние значения диэлектрической проницаемости рубцовой ткани.

Разрабатываемый излучатель должен удовлетворять следующим основным требованиям:

1. излучатель должен обеспечивать эффективный локальный нагрев небольшого участка (длиной около 20 мм) пищевода с патологией и минимально воздействовать на окружающие ткани;

2. ввод излучателя в пищевод должен осуществляться с помощью желудочного зонда, внешний диаметр которого 6 мм, а толщина

стенки 1 мм. Зонд обеспечивает также гальваническую изоляцию излучателя от стенок пищевода.

С учетом этих требований были выбраны рабочая частота 2,45 ГГц и тип конструкции излучателя – на конце радиочастотного коаксиального кабеля с фторопластовой изоляцией типа РК-50-2-22 длиной около 1 м. Это излучатель с четвертьволновым стаканом, образованным вывернутой на наружную изоляцию оплеткой кабеля, и утолщенной выступающей частью центрального проводника. Оптимальные размеры излучателя для заданных частоты и диэлектрической проницаемости рубцовой ткани были подобраны с помощью математического моделирования методом конечных разностей во временной области (Finite Difference Time Domain — FDTD). Исследовалась осесимметричная структура: излучатель – изолирующий желудочный зонд из силикона ( $\epsilon=3$ ) – рубец пищевода с толщиной стенки 3 мм – окружающая ткань (рассматривались мышечная и жировая ткани). Рассчитывались как величина входного коэффициента стоячей волны напряжения (КСВН), которая в рабочем режиме должна быть минимальна (желательно значение  $КСВН \leq 1,5$ ), так и распределение удельной мощности поглощения излучения (specific absorption rate – SAR) в заданной зоне объекта и в окружающих тканях. Расчеты показали, что одна и та же конструкция не может быть одинаково эффективна для разных типов окружающих тканей. Поэтому были выбраны размеры, оптимальные для случая, когда пищевод окружен мышечной тканью. Моделирование показало, что такой зонд может применяться и тогда, когда стенки пищевода снаружи покрыты слоем жира. В этом случае до допустимой величины увеличивает-

Результаты измерений диэлектрической проницаемости рубцовой ткани

Таблица

$\epsilon$	№ измер.	Mean	sd	se	Min	Max
Real (все измерения)	[1:20]	36,05	5,24	1,17	29,25	47,5
Imag (все измерения)	[1:20]	6	2,22	0,5	0,8	9,5
Real (на пенопласте)	[1:10]	39,69	4,34	1,37	34,22	47,5
Imag (на пенопласте)	[1:10]	7,6	1,41	0,44	5,9	9,5
Real (сложенный вдвое)	[11:15]	31,68	3,02	1,35	29,25	36,9
Imag (сложенный вдвое)	[11:15]	3,76	1,87	0,84	0,8	5,9
Real (на металле)	[16:20]	33,16	3,36	1,5	30,34	38,75
Imag (на металле)	[16:20]	5,03	1,28	0,57	3,85	7

ся входной КСВН, т.е. увеличивается доля отраженной обратно к генератору СВЧ энергии, а проникновение ее в окружающие ткани даже уменьшается, за счет увеличения отражения от внешних стенок пищевода. На рисунках 1 и 2 приведены полученные при моделировании распределения SAR для обоих случаев, нормированные на 1 Вт подводимой СВЧ мощности, а на рисунке 3 – рассчитанные для этих случаев частотные зависимости входного КСВН излучателя.

На рисунке 3 также приведены измеренные значения КСВН образца излучателя, изготовленного на основе результатов моделирования. Внешний вид этого излучателя, помещенного в желудочный зонд, показан на рисунке 4. Измерения проводились на воздухе (как видно на графике, в этом случае имеет место существенное рассогласование на рабочей частоте) и в условиях, когда зонд с излучателем введен в пищевод свиньи (см. описание эксперимента ниже), т.е. приближенных к рабочим. Во втором случае наблюдается весьма хорошее согласование излучателя.

На рисунке 5 представлены результаты эксперимента, в котором к излучателю подводилась СВЧ мощность ( $5 \pm 0,5$ ) Вт, время экспозиции составляло 10 мин, температура контролировалась в стенке пищевода вблизи расположения излучателя, в легком (расположенном между нагреваемым участком пищевода и сердцем) и в прилегающем участке сердца.

Видно, что приращение температуры облучаемого участка пищевода за время сеанса составило  $11^\circ\text{C}$ , в то время как температуры в

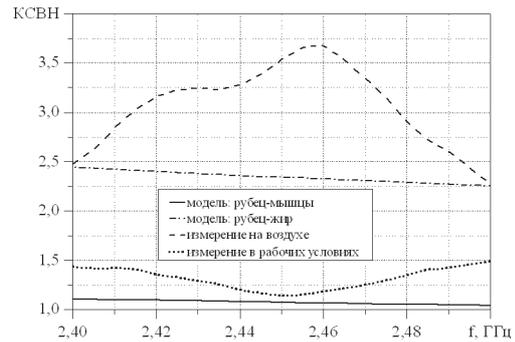


Рис. 3. Частотные зависимости входного КСВН излучателя (расчет и измерение).

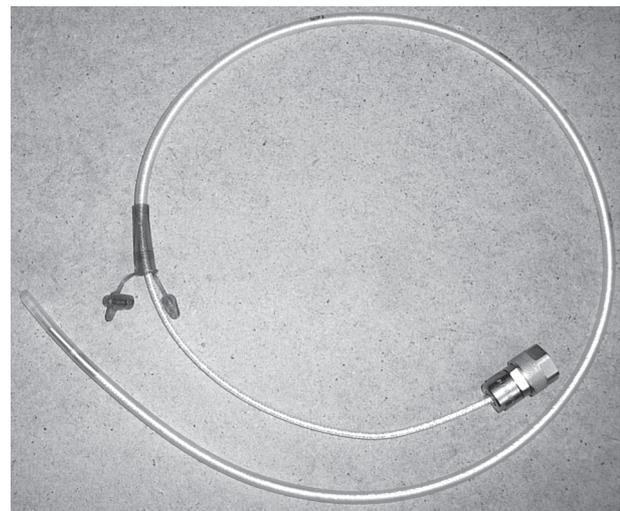


Рис. 4. Внешний вид СВЧ-излучателя.

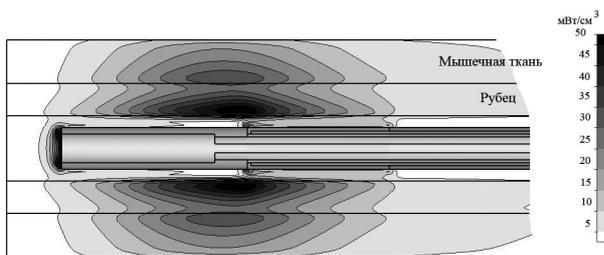


Рис. 1. Распределение удельной мощности поглощения в рубце, окруженном мышечной тканью (модель).

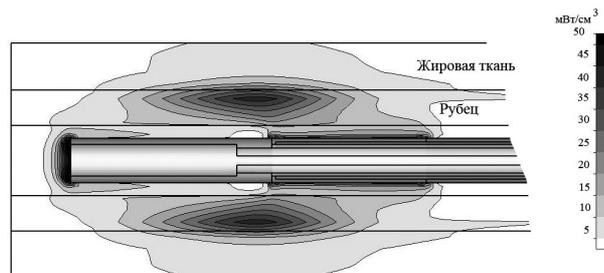


Рис. 2. Распределение удельной мощности поглощения в рубце, окруженном жировой тканью (модель).

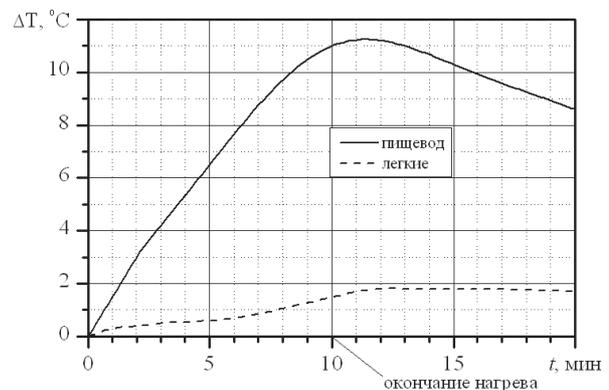


Рис. 5. СВЧ нагрев пищевода свиньи (эксперимент № 1).

легком только  $1,5^\circ\text{C}$ . Приращения температуры сердца вообще не было зафиксировано. Незначительное повышение показаний термометра в первые несколько минут после выключения СВЧ мощности может быть объяснено отчасти некоторой его инерционностью (время установления показаний около 30 с), а в основном расположением датчика не в области максимального нагрева (где приращение температуры больше) и выравниванием тем-

пературы за счет теплопроводности ткани. Это предположение подтверждают результаты второго эксперимента, в котором температура пищевода контролировалась четырьмя датчиками (концы игл с датчиками располагались произвольно вблизи зоны максимального нагрева, точное положение которой визуальное определить было сложно) (рис. 6).

Подводимая к излучателю мощность в этом эксперименте составляла ( $10 \pm 0,5$ ) Вт, время экспозиции 5 мин. Приведенные на рис. 6 кривые показывают, что разброс величины приращения температуры в близлежащих участках за это время может составить  $13^\circ\text{C}$ .

На основе проведенных экспериментов можно сделать вывод, что в условиях клинических испытаний требуется очень точное позиционирование излучателя с помощью рентген-контроля и наличие датчика температуры, конструктивно совмещенного с излучателем (расположенный в области максимальной плотности излучаемой мощности). При уровне подводимой мощности около 5 Вт время экспозиции составит (3...4) мин (точное его значение должно определяться по контролируемому приращению температуры). Увеличение уровня подводимой СВЧ мощности с уменьшением времени экспозиции нежелательно из-за слишком быстрого приращения температуры и сложностью его контроля ввиду инерционности термометра. При уменьшении подводимой мощности и увеличении времени экспозиции, эффекты выравнивания температуры за счет теплопроводности будут приводить к нагреву окружающих тканей.

### Выводы

Таким образом, использование СВЧ-терапии в комплексном лечении послеожоговых стриктур пищевода целесообразно для уменьшения явлений воспаления и улучшения микроциркуляции в зоне рубцово-измененных тканей. Эти эффекты позволяют уменьшить интенсивность образования рубцовой ткани и ригидность тканей в области уже сформиро-

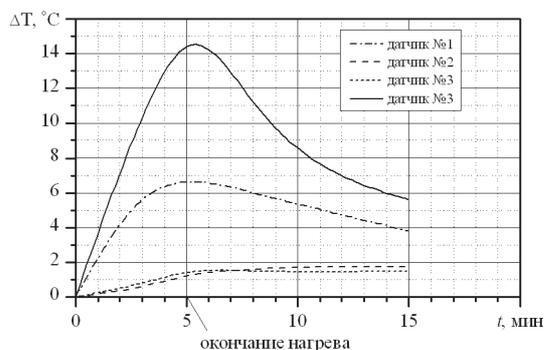


Рис. 6. СВЧ нагрів пищевода свиньи (эксперимент №2).

ванной стриктуры. Предлагаемая конструкция СВЧ-излучателя позволяет ввести его в просвет пищевода через стандартный желудочный зонд. При уровне подводимой мощности около 5 Вт и времени экспозиции до 5 мин обеспечивается безопасный режим СВЧ-терапии, который дополнительно можно контролировать с помощью датчика температуры в зоне излучения максимальной мощности. Можно предполагать, что использование СВЧ-терапии в комплексе с дилатационными мероприятиями повысит их эффективность. Это положение нуждается в дальнейшем клиническом изучении.

### РОЗРОБКА ВИПРОМІНЮВАЧА ТА ОБГРУНТУВАННЯ ОПТИМАЛЬНИХ РЕЖИМІВ СВЧ-ТЕРАПІЇ В КОМПЛЕКСНОМУ ЛІКУВАННІ ПІСЛЯОПІКОВИХ СТРИКТУР СТРАВОХОДУ

С.А. Савві, А.О. Сілін, Ю.В. Іванова

**Реферат.** Представлено експериментальне обґрунтування оптимальної конструкції випромінювача та режимів СВЧ-терапії для використання в комплексі лікування хворих з після опіковими стриктурами стравоходу.

**Ключові слова:** СВЧ-терапія, випромінювач, післяопікова стриктура стравоходу.

### MICROWAVE HEAD AND SUBSTANTIATION OF OPTIMUM REGIMENS OF MICROWAVE THERAPY IN COMPLEX TREATMENT OF POSTBURN ESOPHAGEAL STRICTURES

S.A. Savvi, A.O. Silin, YU.V. Ivanova

**Abstract.** Experimental substantiation of optimal design of microwave head and regimens of microwave therapy for use in a complex of treatment of patients with postburn esophageal strictures are presented.

**Key words:** microwave therapy, microwave head, postburn esophageal strictures.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Зятьков И.Н., Лобанов В.Г., Полуэктов В.Л. и др. Лечение рубцовых стриктур пищевода с использованием малоинвазивных технологий // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. – Том X, № 1. – С.1-10
2. Джонсон Гай. Воздействие неионизирующего электромагнитного излучения на биологические среды и системы // ЕИИЭР. – 1972. – Т.60, № 6. – С. 49-82
3. Кривченя Д.Ю., Дубровін А.Г. Корекція контрактури стравоходу при його рубцевому стенозі після опіку хімічними речовинами у дітей // Клінічна хірургія. – 2001. – № 3. – С.25-28
4. Кудрявцев Ю.С. Разработка эффективных СВЧ излучателей для локальной гипертермии. Дис. .... канд. тех. наук: 05.05.04. - Защищена 13.02.1992; Утв. 08.12.1992. - Фрязино, НИИ «Исток», 1992. – 182 с
5. Курпешев О.К. Возможности и перспективы использования гипертермии в медицине // Клиническая медицина. - 1996. - Том 74, № 1. – С.25-27
6. Chiu Y.C., Hsu C.C., Chiu K.W. et al. Factors influencing clinical applications of endoscopic balloon dilation for benign esophageal strictures // Endoscopy. – 2004. – Vol. 36(7). – P.595-600
7. Gopal M.K., Hand J.W., Lumari L.D. et al. Current sheet applicator arrays for superficial hyperthermia of chestwall lesions // Intern. J. Hyperther. – 1992. - Vol. 8, № 2. – P. 346