

дублета при круговом изменении фазы коэффициента отражения рассогласователя при значении КСВн, равном 3.

Согласно данным рис. 3, величина внешней добротности дублета 1 равна 56, а дублета 2 – 150.

Таким образом, как следует из эксперимента, каждый из дублетов рабочего вида колебаний исследуемого магнетрона мм-диапазона связан с выводом энергии. Однако степени связи каждого из них различны. Показана возможность использования величины внешней добротности в качестве критерия связи дублетов с выводом энергии.

Библиографический список

1. Березин В.М. Электронные приборы СВЧ /В.М. Березин. М.: Высшая школа, 1985.296 с.

2. Касаткин Л.В.Электровакуумные приборы диапазона миллиметровых волн /Л. В. Касаткин, В. Д. Ерёмка, В. Д. Науменко. Севастополь: Вебер, 2007. 252 с.

3. Лебедев И.В. Техника и приборы сверхвысоких частот. Изд. 2-е. Т.2. Техника СВЧ / И. В. Лебедев. М.: Высшая школа, 1972. 376 с.

УДК 621.385.632

А.А. Елизаров, Р.В. Шаймарданов

Московский государственный институт электроники и математики
(Технический университет), e-mail: yelizarov@list.ru

ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ЗАМЕДЛЕННЫХ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

A.A. Yelizarov, R.V. Shaymardanov

Moscow State Institute of Electronics and Mathematics (Technical University)

FEATURES OF SLOW ELECTROMAGNETIC WAVES IN BIOLOGY AND MEDICINE APPLICATION

The development and realization of the microwave radiators, based on slow-wave structures (SWS) application, has shown that the application of slow electromagnetic waves is extremely promising in different areas of biology and medicine. This paper, based on analysis of the physical properties of slow electromagnetic waves and the laws of electrodynamics, presents the main features of SWS-based applicators and radiators which enable new applications of radiofrequency and microwave in biology and medicine.

В настоящее время электронные приборы и устройства, основанные на использовании замедляющих систем (ЗС) и возбуждаемых в них электромагнитных волн, получили широкое распространение в

микроволновой электронике. Они также успешно применяются при создании новых элементов радиочастотных и микроволновых трактов, контрольно-измерительных приборов и устройств, электромагнитного нагрева материалов и изделий и т.д. [1, 2].

Одним из перспективных направлений применения ЗС является возможность их использования в биологии и медицине в качестве антенн и излучателей для радиочастотной и микроволновой физиотерапии, радиотермии и томографии, чувствительных элементов для медицинской диагностики, устройств для стерилизации и термообработки [3, 4].

Преимущества применения ЗС в биологии и медицине основаны на электродинамических и конструктивных особенностях структур, которые следуют из распределения электромагнитного поля вблизи их поверхностей. В большинстве случаев ЗС сформированы проводящими элементами, имеющими периодичность вдоль распространения волны, например, одиночными спиралями, биспиралями или меандрами (рис.1, а - в). Изменение конфигурации таких структур, обеспечивающих концентрацию электромагнитного поля вблизи своей поверхности, позволяет обеспечить также проникновение энергии на заданную глубину в окружающих их средах, и сопровождается пропорциональным коэффициенту замедления увеличением эффективности взаимодействия.

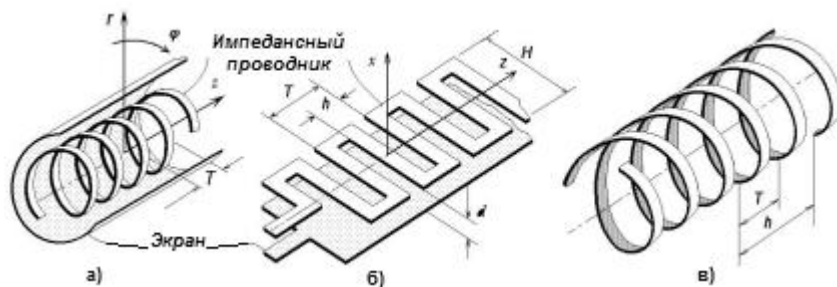


Рис. 1. Виды спиральных замедляющих систем

Рассмотрим ниже более подробно физические свойства ЗС, наиболее важные для применения в биологии и медицине.

Первой особенностью ЗС является возможность концентрации энергии замедленной волны пропорционально величине коэффициента замедления. При этом энергия может быть определена по формуле

$$W = \frac{P_0}{v_{гр}}$$

где P_0 - поток мощности через поперечное сечение ЗС; $v_{гр}$ - групповая скорость электромагнитной волны.

Вторая особенность ЗС состоит в возможности дополнительной концентрации энергии в поперечном сечении структуры, что вызвано поверхностным распределением области замедленной волны, которая пропорциональна частоте и коэффициенту замедления (рис. 2).

В качестве **третьей** особенности ЗС следует подчеркнуть возможность поверхностного распределения поля при разных частотах и коэффициентах замедления, что позволяет их применять для относительно больших и малых объемов биологических объектов и сред.

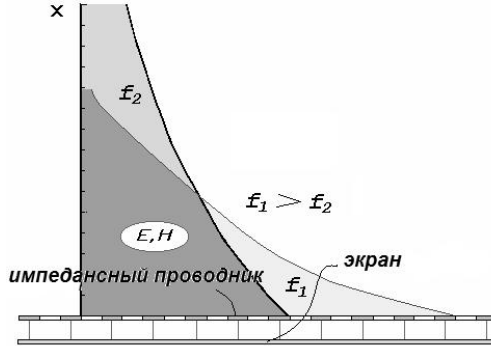


Рис. 2. Поверхностное распределение поля замедленной волны

Четвертой особенностью ЗС является то, что в зависимости от граничных условий и различного распределения в поперечном направлении, ее электромагнитное поле в большинстве случаев представлено в виде гибридной волны, которую можно рассматривать в виде совокупности волн *E*- и *H*-типов (рис. 3). В такой гибридной волне отношение электрической энергии к магнитной в волне *E*-типа, а также отношение магнитной энергии к электрической в волне *H*-типа равно

$$N^2 = \frac{W_m^e}{W_e^e} = \frac{W_m^m}{W_e^m}.$$

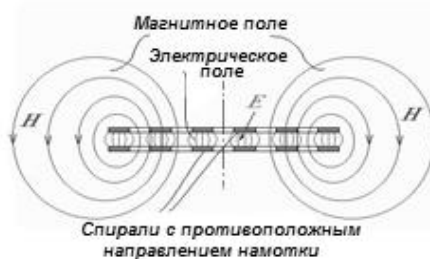


Рис. 3. Распределение поля в спиральных с противоположным направлением намотки

Данное свойство позволяет создавать медицинские излучатели и электроды с преимущественным сосредоточением электрического или магнитного поля в заданной области биоткани, что важно при проведении локальной физиотерапии.

Пятая особенность ЗС состоит в возможности многократной концентрации электрического и магнитного полей в связанных структурах, например, цилиндрических или радиальных спиралях с противоположным направлением намотки (рис. 3, 4).



Рис. 4. Связанные цилиндрические спирали

Концентрация электрического поля между спиралями с большим замедлением обеспечивает лучшие условия для терапии радиочастотным магнитным полем, в то время как интенсивность электрического поля в биоткани уменьшена приблизительно в N^2 раз. При этом дополнительное замедление может превысить основное замедление, обеспеченное изгибом проводников.

Шестая особенность ЗС состоит в периодичности их структуры, что подчеркивает формирование электромагнитного поля пространственными (нулевой и первой) гармониками. Когда все поле или его электрическая или магнитная часть представлены суммой ± 1 гармоник, энергия концентрируется в небольшом слое. Толщина этого слоя меньше $1/6$ периода ЗС, равной T (рис. 5). Это позволяет создавать медицинские излучатели на относительно низких частотах с заданным проникновением энергии в биоткань.

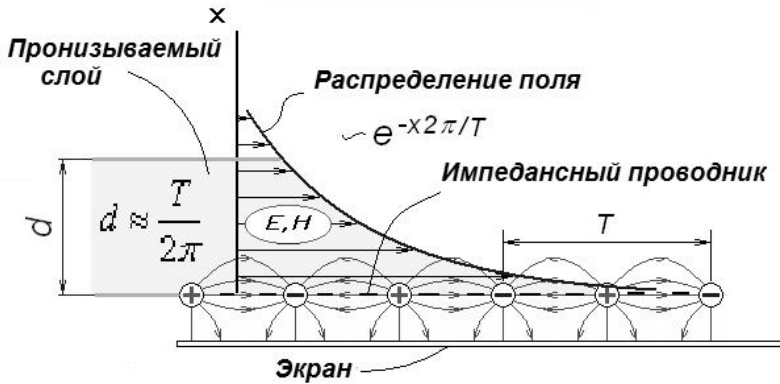


Рис. 5. Распределение поля ± 1 пространственных гармоник

Седьмой особенностью ЗС является возможность интенсивного излучения при условии, что фазовая скорость волны в структуре меньше скорости распространения света в оптически плотной среде (биоткани) (рис. 6).

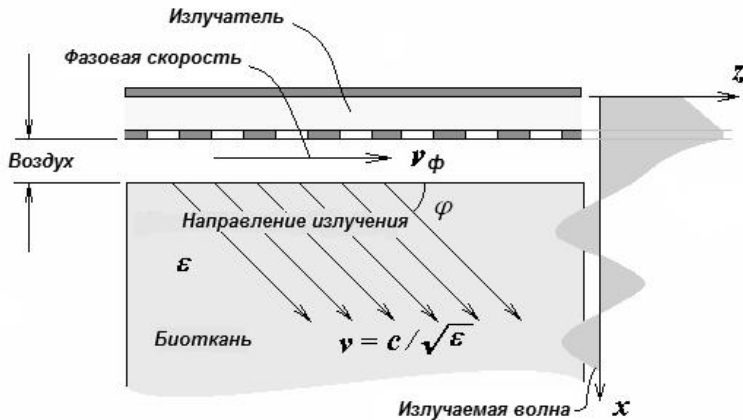


Рис. 6. Излучение замедленной волны в диэлектрическую среду

В этом случае $N < \sqrt{\epsilon}$, где ϵ - относительная диэлектрическая проницаемость биоткани, а угол φ направления излучения к продольной координате z определяется по формуле $\cos \varphi = N / \sqrt{\epsilon}$. Тем самым, будучи независимым от геометрических размеров и периода ЗС, эффект излучения достигается в широком диапазоне частот [5].

Проанализированные особенности ЗС открывают широкие перспективы их использования в биологии и медицине. Уменьшение

резонансных размеров электродов и отсутствие излучения в окружающее пространство позволяет сконцентрировать эффект терапии на заданную область биологического объекта, обеспечивая одновременно безопасность медперсонала.

Практическая реализация рассмотренных особенностей замедленных электромагнитных волн позволила научной группе под руководством профессора Ю.Н. Пчельникова разработать и создать целый ряд внутриполостных и наружных излучателей и электродов на спиральных ЗС для радиочастотной и микроволновой физиотерапии (рис. 7) [1- 4].

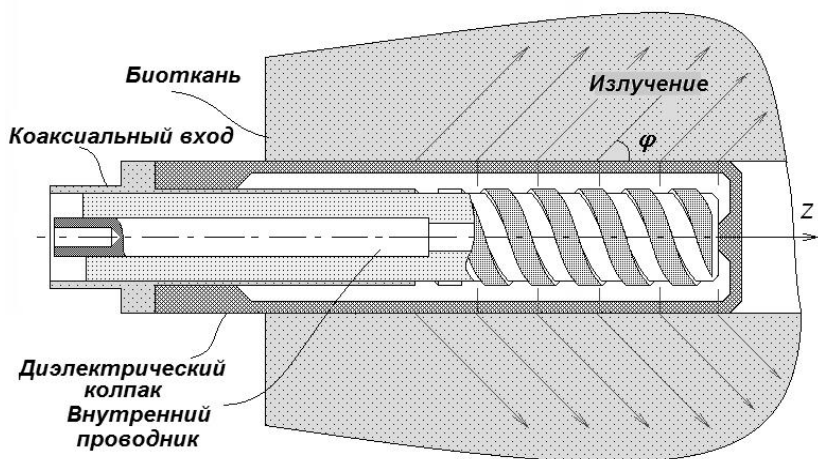


Рис. 7. Спиральный электрод для внутриполостной физиотерапии

Несмотря на очевидные преимущества таких электродов и излучателей, они имеют и отдельные недостатки. Так, равномерное распределение излучения по поперечному сечению электрода не позволяет оказывать локальное воздействие на определенный орган (например, на предстательную железу). Другим недостатком является малая эффективность излучения, вызванная наличием воздушного зазора между внешним проводником излучателя и поверхностью облучаемого участка тела пациента.

Компенсировать указанные недостатки удастся, заменив спиральный проводник ребристым стержнем [6, 7]. При этом некоторое уменьшение коэффициента замедления приводит к пропорциональному снижению излучения в азимутальном направлении. На рис. 8 показаны два варианта выполнения такого излучателя, отличающиеся конструкцией внешнего экрана. Первая конструкция экрана выполнена в виде секторного цилиндра с продольными щелями, симметрично расположенными по

образующим, а вторая – в виде цилиндра с продольным щелевым разрезом, угол раскрытия которого равномерно увеличивается от нуля со стороны коаксиального ввода до угла $180\text{-}360^\circ$ на рабочем конце излучателя.

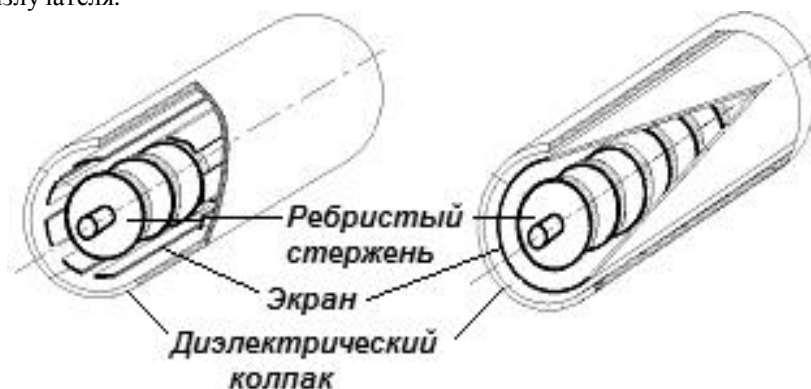


Рис. 8. Варианты внутривидового излучателя для урологии

Наличие продольных щелей или щелевого разреза у внешнего проводника приводит к росту волнового сопротивления излучателя с увеличением углового размера щели. При этом равномерное увеличение угла раскрытия позволяет обеспечить плавное изменение волнового сопротивления излучателя, что с учетом поглощения волны в тканях тела обеспечивает его хорошее согласование с генератором. Поскольку внешний проводник оказывает экранирующее действие, интенсивность излучения неравномерна по окружности и длине излучателя. Вне зависимости от величины углового размера продольной щели, интенсивность излучения максимальна в плоскости симметрии, проходящей через ее середину. Это позволяет, выбирая закон изменения размера щели, получать требуемое распределение интенсивности электромагнитного поля, как по окружности, так и по длине излучателя.

Практическая реализация описанного выше эффекта излучения возможна благодаря относительно большой диэлектрической проницаемости тела пациента (около 80) при замедлениях электромагнитной волны в резонаторной ЗС излучателя порядка $3\text{...}6$. Геометрическая длина электрода выбрана равной 30 мм (рабочая частота 2450 МГц), диаметр электрода - 12 мм. Количество ребер, укладываемых на данной длине, при равенстве ширины ребра и расстояния между ними, выбрано равным восьми.

Наличие зазора между внешним проводником резонатора и поверхностью облучаемого участка тела пациента может приводить к существенному уменьшению интенсивности излучения, вызванному как

резким спадом амплитуды поля электромагнитной волны от поверхности внешнего проводника, так и экранирующим действием поверхности тела. При заполнении внутреннего пространства излучателя многослойной диэлектрической средой с линейно уменьшающимся от поверхности ребристого стержня до поверхности секторного цилиндра волновым сопротивлением, достигается его согласование с телом пациента, что увеличивает эффективность облучения.

Результаты компьютерного моделирования излучателя в программе Ansoft HFSS v.12 приведены в виде распределений магнитного (рис. 9) и электрического (рис. 10) полей вблизи его поверхности. Полученные зависимости наглядно демонстрируют снижение излучения в азимутальном направлении, что обеспечивает возможность эффективного локального облучения определенного участка тела пациента.

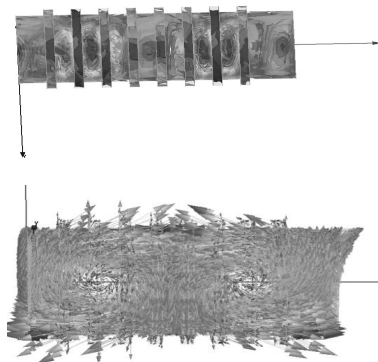


Рис. 9. Распределение магнитного поля вблизи поверхности электрода

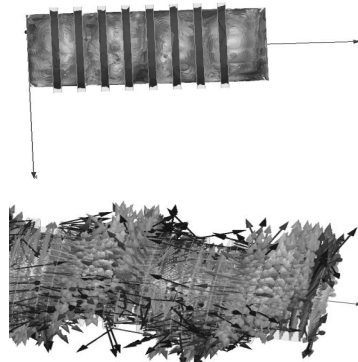


Рис. 10. Распределение электрического поля вблизи поверхности электрода

Предложенный излучатель может быть использован, например, для трансуретральной микроволновой термотерапии - лечения доброкачественной гиперплазии простаты, а также как источник излучения для микроволнового томографа при исследовании крупных кровеносных сосудов или пищевода. Кроме того, возможно его применение в качестве миниатюрной приемной антенны при радиометрии и термографии.

Таким образом, рассмотренные и проанализированные особенности применения ЗС в биологии и медицине позволяют создавать высокоэффективные электроды и излучатели для радиочастотной и микроволновой терапии, гипертермии, стерилизации и термообработки,

диагностики и т.д. Технологии на базе замедляющих систем обеспечивают новые функциональные возможности устройств, они просты, недороги и позволяют работать на относительно низких частотах. Возможность концентрации энергии вблизи поверхности ЗС, а также возможность преимущественного сосредоточения энергии электрического или магнитного поля в заданной области позволяют обеспечить более высокую эффективность воздействия требуемым излучением, чем биомедицинские устройства на отрезках волноводных или коаксиальных линий.

Библиографический список

1. Елизаров А.А. Радиоволновые элементы технологических приборов и устройств с использованием электродинамических замедляющих систем / А.А. Елизаров, Ю.Н. Пчельников. М.: Радио и связь, 2002. 200 с.
2. Елизаров А.А. Технологические процессы и устройства на замедленных электромагнитных волнах: современное состояние и тенденции развития / А.А. Елизаров // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. 1998. Т.1. №1. С. 41-49.
3. Pchelnikov Yu.N. Medical application of slow-wave structures / Yu.N. Pchelnikov // 40th Annual Microwave Symposium Proceedings. 2006. P.1-5.
4. Pchelnikov Yu.N. Medical application of slow electromagnetic waves / Yu.N. Pchelnikov, А.А. Yelizarov // Proceedings International University Conference «Electronics and Radiophysics of Ultra-High Frequencies (UHF-99)». St.Petersburg, 1999. P. 464-467.
5. Пчельников Ю.Н. Излучение замедленной электромагнитной волны в магнитоэлектрике / Ю.Н. Пчельников // Радиотехника и электроника. 1995. Т.40. № 4. С. 532-538.
6. Елизаров А.А. Исследование электрода для трансуретральной микроволновой термотерапии на основе замедляющей системы типа коаксиальный ребристый стержень / А.А.Елизаров, Р.В. Шаймарданов // Труды LXVII Научной сессии, посвященной Дню радио. М., 2012. С. 369-372.
7. Елизаров А.А. Исследование электрода на основе коаксиальной ребристой линии для лечения доброкачественной гиперплазии простаты / А.А. Елизаров, Р.В. Шаймарданов, Д.А. Нестерова // Медицинская физика и инновации в медицине: материалы V Троицкой конф. ТКМФ-5. Троицк, 2012. Т. 2. С. 294-296.