

К. ф.-м. н. С. В. ПЛАКСИН, Л. М. ПОГОРЕЛАЯ,
к. ф.-м. н. И. И. СОКОЛОВСКИЙ

Украина, г. Днепропетровск, Институт транспортных систем
и технологий
E-mail: plm@westa-inter.com

Дата поступления в редакцию
19.09 2006 г.

Оппонент к. т. н. Э. Н. ГЛУШЕЧЕНКО
(НПП "Сатурн", г. Киев)

ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЙ ГЕНЕРАТОРНЫЙ МОДУЛЬ ДЛЯ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРИМЕНЕНИЙ

Модуль позволяет повысить когерентность электромагнитного излучения миллиметрового диапазона, увеличить число регулируемых биотропных параметров, обеспечивая эффективное лечение широкого класса заболеваний.

Предшествующий опыт использования низкоинтенсивного электромагнитного излучения (ЭМИ) диапазона крайне высоких частот (КВЧ) в биологических и медицинских исследованиях и применениях показал, что включение таких параметров ЭМИ КВЧ как частота и интенсивность в число биотропных явно недостаточно для того, чтобы ЭМИ КВЧ как физиотерапевтический фактор обеспечивал достаточную эффективность лечения. К сожалению, приходится констатировать, что КВЧ-терапия не получила всеобщего признания.

В [1], а также в [2, 3], констатируется парадоксальность сложившейся ситуации: многие биологические и терапевтические эффекты, обнаруживаемые в одних лабораториях и клиниках, не подтверждаются в других, причем на каждый эффект найдется литература, как подтверждающая его существование, так и опровергающая его. Поэтому в ряде стран, в частности в США, биоэффекты низкоинтенсивных полей КВЧ-диапазона в настоящее время не исследуют, т. к. американские ученые считают, что указанных эффектов не существует, а саму КВЧ-электромагнитобиологию следует отнести к «легкомысленным» наукам [4].

Среди причин, вызывающих указанную неоднозначность в оценке биоэффектов, как и невысокую в ряде случаев терапевтическую эффективность, следует, видимо, рассматривать неконтролируемость спектрального состава электромагнитного излучения в аппаратных построениях, используемых в различных лабораториях и клиниках.

Действительно, из сравнительного анализа эффективности источников КВЧ-излучения различного спектрального состава в [5] установлено, что биотропные возможности когерентного КВЧ-излучения более высоки по сравнению с шумовыми излучениями (в частности, из-за низкой поглощаемости его биологическими тканями). Показано также, что, синтезировав КВЧ-излучение посредством смешения двух высококогерентных (по существу монохроматических)

излучений оптического диапазона, удастся достичь существенного повышения биологической и терапевтической эффективности по сравнению с традиционными КВЧ-технологиями, в том числе и на частотах, отличных от известных «терапевтических» частот — 42,2 и 53,5 ГГц [6].

То, что когерентность излучения является весомым биотропным параметром, показано в экспериментальных исследованиях [7], где установлено, что при воздействии высококогерентного (ширина спектральной линии менее 10 кГц) миллиметрового излучения частотой 32 ГГц от генератора дифракционного излучения (ГДИ) на биообъект — сетчатку изолированного глазного бокала *Rana temporaria* обеспечивалось глубокое (существенно превышающее общепринятые величины, определяемые из представлений о скин-эффекте) проникновение излучения в биоткань и эффективное взаимодействие с нейронной сетью биологического объекта. Последняя трансформировалась в источник высококогерентного излучения («биологический КВЧ-генератор») с шириной спектра порядка 1 кГц с мощностью излучения, достаточной, чтобы при взаимодействии с источником инициирующего сигнала (ГДИ) осуществить его принудительную синхронизацию: происходило изменение частоты генерации («затягивание» частоты) и рабочего тока генератора (автодинный эффект).

В клинических исследованиях высокая когерентность КВЧ-излучения проявилась и в высокой терапевтической эффективности, и в том, что успешное лечение достигалось при чрезвычайно низких уровнях воздействующего излучения — порядка 10^{-14} Вт [8].

Отметим, что еще на начальном этапе становления КВЧ-терапии, отталкиваясь от известной биофизической модели [9], согласно которой взаимодействие клеток в организме осуществляется с помощью высококогерентных электромагнитных полей, в [10] было предложено источники КВЧ-излучения для терапевтических целей строить на основе полупроводниковых генераторов, стабилизированных высокочастотными опорными резонаторами, и в качестве активного элемента использовать полупроводниковые диоды на эффекте переноса электронов (МЭП-диоды) — устройства с низкими собственными шумами.

Однако в погоне за технологической простотой в основу серийной КВЧ-аппаратуры был положен генераторный модуль, колебательная система которого представляет собой простую волноводно-штыревую

конструкцию, построенную на отрезке прямоугольного волновода с короткозамыкающим поршнем [11, 12], собственная добротность которой невысока, а в качестве активного элемента использован лавинно-пролетный диод — прибор со значительным уровнем АМ- и ЧМ-шумов. И не случайно при тщательно контролируемых клинических испытаниях таких аппаратов, в частности аппаратов серии «Явь-1», обнаруживается, что их эффективность при лечении клинически сложных больных не превышает эффекта плацебо и возможны побочные эффекты при использовании аппаратов [13].

Кроме того, в экспериментальных и клинических исследованиях [14] показана важная роль частотной и амплитудной модуляции, в особенности если модуляция осуществляется с определенной периодичностью, соразмерной с частотными характеристиками определенных биологических ритмов.

Несомненно, что при разработке аппаратов нового поколения или при модернизации уже имеющихся следует учесть наработки, очерченные выше.

В настоящей статье рассмотрено техническое решение по созданию полупроводникового высокостабильного генераторного модуля (ГМ) для аппаратуры КВЧ-терапии, в котором требуемая высокая собственная добротность колебательной системы и возможность перестройки частоты излучения обеспечиваются за счет включения в колебательную систему генератора большой по модулю положительной реактивности, образуемой короткозамкнутым отрезком коаксиальной линии, встроенной в волноводный резонатор и заполненной ферритом.

На рис. 1 приведена конструкция разработанного генераторного модуля. Простыми средствами удастся обеспечить когерентность излучения, приемлемую для ряда медико-биологических применений.

Базовым конструктивным элементом является отрезок прямоугольного волновода 4, в котором размещен МЭП-диод 7, через фильтр нижних частот 1 соединенный с источником питания (на рис. 1 не показан). Конструкция также содержит дроссельную

секцию 2, короткозамыкающий (КЗ) волноводный поршень 5, узел крепления МЭП-диода 6, гальванически связанный с отрезком волновода 8, и ферритовый вкладыш 3.

Генераторный модуль построен с использованием специфических резонансных свойств СВЧ-цепей. Именно, известно так называемое дроссельное соединение волноводных секций, обеспечивающее надежное их соединение, представляющее собой в общем виде Г-образную секцию — канавку кругового типа, создаваемую во фланце волновода вокруг его поперечного сечения [15, с. 212, 213].

На резонансной частоте сверхвысокочастотное сопротивление в месте стыка отрезков волноводов равно нулю, на частоте ниже резонансной — сопротивление имеет индуктивный характер. Указанную секцию с канавкой можно рассматривать и как короткозамкнутый отрезок коаксиальной линии, размещенной соосно с продольной осью отрезка прямоугольного волновода (связанного с отрезком коаксиальной линии при помощи щелевого зазора, выполненного в его стенках в плоскости поперечного сечения между полупроводниковым генераторным диодом и подвижным короткозамыкателем) и вносящей индуктивное сопротивление в колебательный контур [16], причем в реальной конструкции величину индуктивности можно сделать достаточно большой.

Проектирование указанного узла осуществляется исходя из следующих соображений.

Короткозамкнутый отрезок коаксиальной линии выбран длиной $1/4\lambda_{0\text{ср}}$ (где $\lambda_{0\text{ср}}$ — длина волны электромагнитного излучения в середине рабочего диапазона) с внутренним диаметром $D_{\text{в}}$ внешнего проводника, удовлетворяющим соотношению $D_{\text{в}} \leq b + \lambda_{0\text{мин}}$ (где b — высота отрезка прямоугольного волновода, $\lambda_{0\text{мин}}$ — минимальная длина волны) и внешним диаметром d внутреннего проводника, удовлетворяющим соотношению $d \geq \sqrt{a^2 + b^2}$ (где a — ширина поперечного сечения отрезка прямоугольного волновода). Указанные соотношения между поперечными размерами волновода и отрезка коаксиальной линии являются конструктивными признаками генератора. Выполнение этих условий обеспечивает включение в состав колебательной системы большой по модулю конструктивной индуктивности (положительной реактивности), существенно повышающей собственную добротность колебательной системы и, соответственно, обеспечивающей высокую когерентность электромагнитного излучения. Причем меру неравенства указанных выше соотношений удастся выбрать так, что инверсии знака реактивной проводимости можно избежать в значительном диапазоне частот генерации.

В состав колебательной системы в качестве реактивных параметров входят также индуктивность четвертьволнового короткозамкнутого отрезка волновода, емкость межконтактного зазора короткозамыкающего поршня, реактанс МЭП-диода емкостного характера (из-за емкости дипольного слоя, временных задержек на формирование и рассасывание доменов сильного электрического поля и емкости кристаллодержателя) [17].

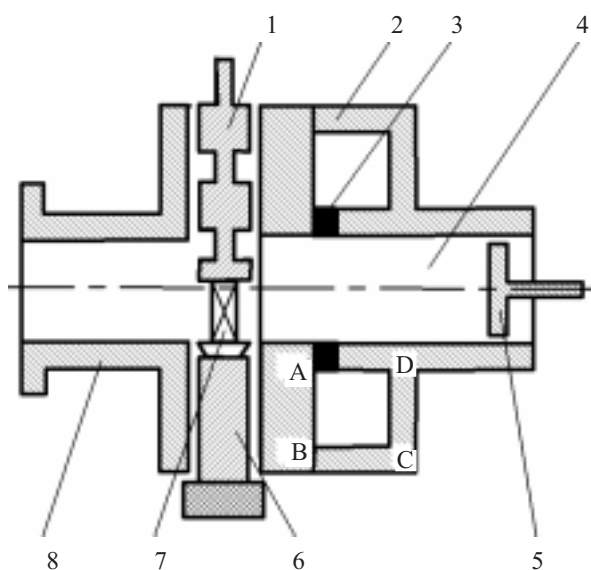


Рис. 1. Конструкция генераторного модуля

В общем случае входное сопротивление X волноводного отрезка в зависимости от длины имеет вид, представленный на **рис. 2**, где кривой 1 соответствует идеализированная картина — без учета потерь в поршне; кривые 2 и 3 отражают изменение сопротивления с учетом потерь, возрастающих от 2 к 3.

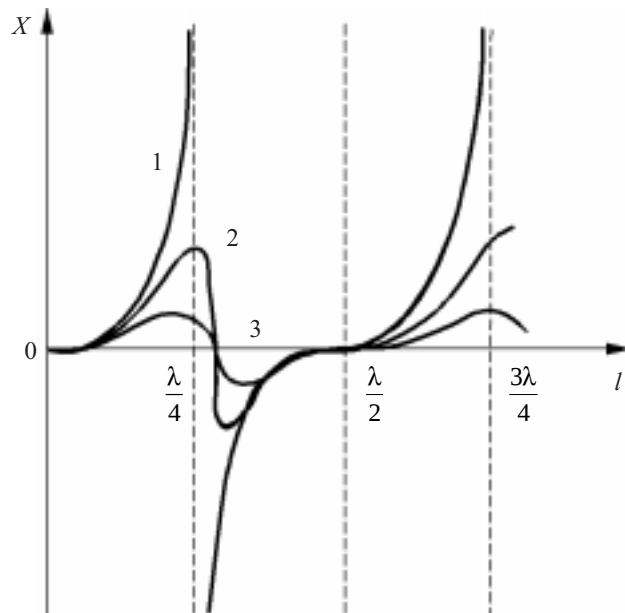


Рис. 2. Зависимость входного сопротивления волноводного короткозамкнутого отрезка от его длины при различных величинах потерь в короткозамыкающем поршне (потери увеличиваются от 2 к 3)

С целью снижения потерь и емкости межконтактного зазора в короткозамыкающем поршне последний выполнен по технологии, представленной в [18], по которой обеспечивается плотное прилегание тела поршня к стенкам волновода, и его передвижение в волноводе сопровождается поддержанием надежного электрического контакта со стенками волновода.

Поэтому (в пренебрежении потерями) отрезок волновода с КЗ-поршнем, отрезок введенной коаксиальной линии и МЭП-диод образуют реактивную цепь (**рис. 3**), где $C_{\text{кп}}$ — емкость диода и межконтактного зазора в КЗ-поршне; $L_{\text{кп}}$ — индуктивность отрезка волновода; $L_Q(H)$ — индуктивность отрезка коаксиальной линии с участком, заполненным ферритом (см.

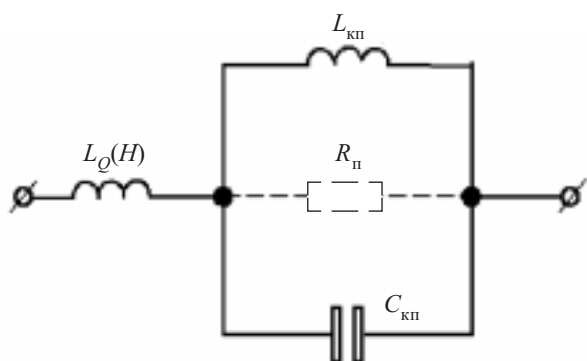


Рис. 3. Эквивалентная схема реактивной цепи генераторного модуля (правее осевой линии, проходящей через МЭП-диод на рис. 1)

рис. 1), намагниченность которого изменяется внешним магнитным полем напряженностью H , создаваемым электромагнитом соленоидального типа (на рис. 1 не показан), в рабочем пространстве которого находится участок волноводной цепи с ферритовым вкладышем.

Внесение ферритового вкладыша изменяет импеданс отрезка коаксиальной линии и, соответственно, величину реактивного (и частично активного) сопротивления, вносимого в колебательную систему и изменяемого магнитным полем, что приводит к изменению частоты генерации.

Нетрудно показать, что реактивное сопротивление цепи на рис. 3 определяется как

$$X = \omega L_Q(H) \left(\frac{\omega^2 - \omega_0^2}{\omega^2 - \omega_1^2} \right),$$

где ω — круговая частота;

$$\omega_0^2 = \omega_1^2 + 1/L_Q(H)C_{\text{кп}};$$

$$\omega_1^2 = 1/L_{\text{кп}}C_{\text{кп}};$$

$L_{\text{кп}}$ — индуктивность КЗ-отрезка волновода.

Собственная добротность колебательной системы определяется выражением

$$Q_{\text{сд}} = \omega L_Q/R_{\text{п}},$$

где L_Q — эквивалентная индуктивность, включающая индуктивность введенной коаксиальной линии;

$R_{\text{п}}$ — сопротивление потерь, которые, как указывалось, удаётся минимизировать за счет использования КЗ-поршня специальной конструкции (см. рис. 3).

Следовательно, повышение добротности и, соответственно, напряженности КВЧ-поля в колебательном контуре усиливает эффективность контролирующего влияния КВЧ-поля на доменную электрическую неустойчивость в МЭП-диоде и тем самым повышает когерентность излучения, увеличивает эксплуатационную надежность, расширяет частотный диапазон генерации. При этом перестройка частоты достигается как за счет перемещения КЗ-поршня, так и вследствие изменения магнитной проницаемости ферритового вкладыша при изменениях напряженности магнитного поля. Изменение величины $L_Q(H)$ приводит к вариациям значений реактивного сопротивления X и, соответственно, частоты генерации.

Во избежание зашумливания электромагнитного излучения в генераторном диоде тепловыми шумами, связанными с протеканием значительных по величине токов через диод (в используемых МЭП-диодах типа 3А718И номинальные токи достигают 1 А) и с целью увеличения эксплуатационного ресурса диодов, а также для улучшения амплитудно-частотной характеристики генераторного модуля, использовался узел крепления полупроводникового диода [19] с чрезвычайно низким тепловым сопротивлением и высокой фиксирующей способностью.

Высокая добротность синтезированного таким образом колебательного контура (порядка 1000) обеспечивает достижение высокой когерентности электромагнитного излучения: с использованием диодов Ганна серии 3А718И в диапазоне частот 37,5...42,2 ГГц на

отстройке 5 кГц от несущей уровень частотно-модулированных шумов составил $-55 \dots -60$ дБ/Гц, что существенно ниже, нежели аналогичные показатели для известных аппаратов КВЧ-терапии, и ниже, чем для измерительных генераторов Г4-141 и Г4-142, широко используемых в медико-биологических исследованиях.

При частичном заполнении щелевого зазора ферритом марки 1СЧ-44, намагничиваемым соленоидальным электромагнитом, удастся обеспечить перестройку $\pm (0,3 \dots 0,35)\%$ от среднего значения частоты при изменениях напряженности магнитного поля в рабочем пространстве электромагнита в интервале $45 \dots 65$ кА/м при незначительном ухудшении шумовых характеристик излучения.

Для сравнительных экспериментальных клинических и амбулаторных исследований в неврологии, гастроэнтерологии, стоматологии был использован серийно выпускаемый аппарат электромагнитной милливолновой терапии «ЭМИТЕР-ОНС» и тот же аппарат, доработанный с учетом декларируемых положений. Исследования показали целесообразность модификации устройства [20].

Предусмотренная в конструкции генераторного модуля возможность магнитного управления частотой излучения без срывов генерации и перескоков частоты позволяет простыми средствами решить такую сложную для КВЧ-терапии с фиксированной частотой излучения задачу как регуляция психофизиологического состояния пациента. Это достигается в режиме комбинированной АМ–ЧМ-модуляции ЭМИ КВЧ, и в качестве амплитудного модулятора для этой цели эффективны выпускаемые отечественной промышленностью модуляторные устройства серии М34, что позволяет реализовать требуемую при этом специфическую внутриимпульсную частотную модуляцию.

Варьированием характеристик такой комбинированной модуляции удастся исключить так называемый «эффект привыкания», характерный для всех нерегулируемых физиотерапевтических методик.

В целом представленное техническое решение позволяет простыми средствами повысить когерентность электромагнитного излучения миллиметрового диапазона, увеличить число регулируемых биотропных параметров и тем самым обеспечить эффективное лечение широкого класса заболеваний.

ИСПОЛЬЗОВАННЫЕ ИСТОЧНИКИ

1. Чукова Ю. П. Нетепловые биоэффекты мм-излучения в свете законов термодинамики и люминесценции // Миллиметровые волны в биологии и медицине. — 2001. — № 4. — С. 13—32.
2. Искан В. Д. Биологические эффекты миллиметровых волн и корреляционный метод их обнаружения. — Харьков: Основа, 1990.

3. Ситько С. П. Почему не всегда воспроизводимы резонансы Девяткова–Грюндлера? // Докл. АН УССР. Сер. Б. — 1989. — № 4. — С. 74—77.
4. Бинги В. Н. Магнитобиология. Эксперименты и модели. — М.: Милта, 2002.
5. Ковалев А. А., Костюнин А. В. Сочетание когерентных электромагнитных излучений — от суммации к интегральному синтезу // Миллиметровые волны в биологии и медицине. — 2001. — № 1–2. — С. 34—43.
6. Киричук В. Ф., Волин М. В., Крицкий А. П. и др. Воздействие электромагнитных колебаний КВЧ диапазона на частотах молекулярного спектра поглощения и излучения оксида азота на тромбоциты, эффекторные клетки системы гемостаза // Там же. — С. 3—10.
7. Банников В. С., Веденский О. Ю., Ермак Г. П. и др. ГДИ-автодинный метод исследования биообъектов // Докл. АН СССР. — 1990. — Т. 315, № 3. — С. 733—737.
8. Кузьменко А. П., Лобарев В. П., Соловьев И. Е., Тофан А. В. Микроволновая резонансная терапия при мощности КВЧ-излучения 10^{-14} Вт // Применение радиоволн миллиметрового и субмиллиметрового диапазонов. — Харьков: ИРЭ АН УССР, 1991. — С. 26—29.
9. Popp F. A. How cells communicate by means of coherent electro-magnetic fields // Laser + Electro = Optic. — 1980. — Vol. 19, N 3. — P. 28—32.
10. Макаренко В. Т., Тимчишин В. Н., Цвирко Ю. А. Источники мощности для КВЧ терапии // Междунар. симпозиум «Миллиметровые волны нетепловой интенсивности в медицине». Сб. докладов. Ч. 3. — Москва: ИРЭ АН СССР, 1991. — С. 730—732.
11. Дедик Ю. В., Кругляков Н. А., Реброва Т. Б. и др. Малогабаритная экспериментальная терапевтическая установка для лечения СВЧ облучением // Электронная техника. Сер. Электроника СВЧ. — 1984. — Вып. 6. — С. 61.
12. Гассанов Л. Г., Писанко О. И., Назаренко Л. С. и др. Аппараты "Электроника КВЧ" для медико-биологических исследований и КВЧ-терапии // В сб.: ММ волны в медицине и биологии / Под ред. Н. Д. Девяткова. — М.: ИРЭ АН СССР, 1989. — С. 269—276.
13. Серебряков С. Н., Довганюк А. П. Лечение больных язвенной болезнью волнами миллиметрового диапазона // Вопросы физиотерапии, курортологии и лечебно-физической культуры. — 1989. — № 4. — С. 37—38.
14. Афромеєв В. І., Субботина Т. І., Яшин А. А. Корреляційний підхід і роль фізіологічних ритмів в поясненні ефектів взаємодії електромагнітних полів з живим організмом // Вестник новых медицинских технологий. — 1997. — Т. IV, № 3. — С. 31—35.
15. Саусворт Дж. К. Принципы и применения волноводной передачи. — М.: Сов. радио, 1995.
16. А. с. 1363422 СССР. Генератор сверхвысокой частоты / И. И. Соколовский, В. Я. Крысь, С. В. Плаксин. — 1987. — БИ № 48.
17. Костылев С. А., Гончаров В. В., Соколовский И. И., Челядин А. В. Полупроводники с объемной отрицательной проводимостью в сверхвысокочастотных полях. — Киев: Наукова думка, 1987.
18. А. с. 1427445 СССР. Устройство для настройки волноводных узлов / И. И. Соколовский, В. Ф. Коломойцев, В. Я. Крысь. — 1988. — БИ № 36.
19. Пат. 57222 України. Вузол кріплення напівпровідникового діода / І. І. Соколовський, М. Я. Житник, С. В. Плаксін, Л. М. Погоріла. — 2003. — Бюл. № 6.
20. Пат. 75754 України. Спосіб електромагнітної терапії та пристрій для його здійснення / Ю. М. Куликович, І. І. Соколовський, С. В. Плаксін та ін. — 2006. — Бюл. № 5.