

К. ф.-м. н. В. И. ПЕРФИЛЬЕВ, к. ф.-м. н. С. В. ПЛАКСИН,  
к. м. н. С. И. СОКОЛОВСКИЙ

Россия, г. Томск, НИИ полупроводниковых приборов;  
Украина, г. Днепрпетровск, Ин-т транспортных систем и  
технологий, Обл. клиническая больница им. И. И. Мечникова  
E-mail: svp@westa-inter.com

Дата поступления в редакцию  
23.03 2004 г.

Оппонент В. И. МАЙ  
(НПП "Сатурн", г. Киев)

## ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЙ ГЕНЕРАТОРНЫЙ МОДУЛЬ С УМНОЖЕНИЕМ ЧАСТОТЫ ДЛЯ АППАРАТУРЫ КВЧ-ТЕРАПИИ

*С целью расширения диапазона частот и получения высококогерентного электромагнитного излучения предложено осуществлять умножение частоты исходного сигнала.*

Современное состояние развития КВЧ-терапии, эффективность которой ныне уже не подлежит сомнению, характеризуется поиском новых системных и схемотехнических решений аппаратуры, одной из задач которой является получение оптимальных частот и улучшение спектральных характеристик инициирующих электромагнитных излучений (ЭМИ).

Феномен миллиметровой крайневисокочастотной (КВЧ) терапии состоит, как известно, в том, что организм человека особенно чувствителен к электромагнитным полям определенного диапазона частот в полосе непрозрачности (слабой прозрачности) атмосферы в данном частотном диапазоне. Вместе с тем в связи со всевозрастающей «загрязненностью» окружающей среды электромагнитными полями техногенного происхождения (мобильная связь, телевидение, компьютерные сети, спецсвязь и т. п.), частотный диапазон которых простирается вплоть до длинноволновой части миллиметрового диапазона, планируемые биологические и терапевтические эффекты электромагнитных полей могут более активно проявляться и воспроизводиться на частотах более высоких, чем известные «терапевтические» частоты 42,2 ГГц (длина волны 7,1 мм) и 53,51 ГГц (длина волны 5,6 мм).

Действительно, как показано в [1], ЭМИ КВЧ частотой 75 ГГц может оказывать эффективное влияние на столь фундаментальный для биофизики процесс как функционирование быстрых калиевых каналов, участвующих в регуляции электрической активности нервных клеток. Радиопротекторная защита кровяной системы, позитивные сдвиги в иммунной системе эффективно проявляются при воздействии на соответствующие биообъекты электромагнитных полей с длинами волн 2—4 мм (75—150 ГГц) [2, с. 9—15]. При исследовании влияния ЭМИ КВЧ на частотах молекулярного спектра излучения и поглощения атмосферного кислорода (частота 129 ГГц) на реологические свойства крови больных стабильной стенокардией была установлена возможность существенной коррекции реологических свойств крови [3], являющейся, как известно, патогенетическим направлением терапии ишемической болезни сердца и стабильных форм стенокардии, в частности.

Вторая задача, которую следует решать при построении КВЧ-аппаратуры, это — обеспечение когерент-

ности излучения. Высокая чувствительность биообъектов к ЭМИ, воспроизводимость результатов достигается лишь при высокой когерентности электромагнитного излучения. Согласно [4], оптимальной в медико-биологических исследованиях считается ситуация, когда воздействие осуществляется «сигналом, точно подходящим по своим характеристикам». В понятие «точно подходящий» вкладывается условие, чтобы сигнал был высококогерентным и соответствующим образом промодулированным, при этом необходимо, чтобы частоты модуляции соответствовали частотам функциональных систем организма, которые сложным образом взаимосвязаны и взаимозависимы. Любую, даже сложную, «зарисовку» сигнала можно осуществить, если инициирующий сигнал несущей достаточно когерентный.

При использовании в качестве источника ЭМИ КВЧ полупроводниковых модулей как наиболее приемлемых с точки зрения массогабаритных, эргономических характеристик, соображений электробезопасности одновременное достижение указанных целей — повышения частоты и получения высококогерентного сигнала — затруднительно [5, 6]. Неизбежное снижение собственной добротности автоколебательной системы (резонатора) с ростом частоты и возрастание роли корпуса полупроводниковой структуры и вызванные этим перескоки частоты при перестройке, сложность и дороговизна модулирующих устройств (электроуправляющих аттенуаторов, модуляторов, варикапов) требуют нового подхода к конструированию источников электромагнитного излучения в КВЧ-диапазоне. И таким подходом может явиться использование умножения частоты исходного высококогерентного сигнала с минимальным его зашумливанием умножительным элементом.

Традиционные конструкции умножителей частоты СВЧ—КВЧ-диапазона, работающие на варикапах, являются, как правило, различными модификациями волноводного крестообразного устройства и содержат следующие основные функциональные узлы:

— входной резонатор, настроенный на частоту первой гармоники и образованный отрезком регулярного волновода с трансформатором импеданса и короткозамыкающим (КЗ) плунжером, связанный с варикапом штырем связи;

— выходной резонатор, настроенный на частоту второй гармоники, образованный отрезком регулярного волновода с трансформатором импеданса и КЗ-

Авторы выражают благодарность А. А. Яшину за плодотворные дискуссии.

плунжером, содержащий варикап, связанный с входным резонатором штырем связи.

В то же время значительный интерес представляют резонансные системы, выполненные на отрезках волноводов, запердельных для частот генератора накачки. Известны умножители частоты, содержащие отрезок сигнального волновода (выход волноводного генератора — источник исходного сигнала) и соединенный с ним скачкообразным сочленением отрезок запердельного для входного сигнала волновода с установленным в нем подстроечным штырем, полупроводниковым диодом с диододержателем, выходным трансформатором при строго выбранных соотношениях расстояний от скачкообразного сочленения волноводов до подстроечного штыря и капсулированного диода [7].

Наличие, по меньшей мере, трех настроечных штырей (двух — в выходном трансформаторе) и капсулированного диода ограничивает не только достижимый КПД и частотный диапазон, в том числе полосу частот, но и затрудняет настройку и сужает область использования. В принципе, рассмотренные умножители могут считаться эффективными лишь в сантиметровом диапазоне и длинноволновой части миллиметрового диапазона. Вместе с тем использование запердельных волноводов в умножителях КВЧ-диапазона может быть продуктивным при использовании гибридных и полупроводниковых интегральных схем СВЧ—КВЧ-диапазонов [8], которые существенно удешевляют и упрощают изготовление и эксплуатацию соответствующих устройств КВЧ-диапазона, что важно для серийно выпускаемой терапевтической КВЧ-аппаратуры.

В настоящей работе представлен принцип построения высококогерентного источника ЭМИ КВЧ на диапазон 75—160 ГГц на базе серийно выпускаемых генераторных МЭП-диодов диапазона 37—40 ГГц и умножительных диодов с барьером Шоттки (ДБШ), изготовленных по планарной технологии, с использованием результатов исследований по умножению частоты в устройствах на запердельных волноводах [9].

На рис. 1 представлены конструкции умножительного модуля и умножительной вставки на ДБШ в интегральном исполнении ( $P$  — мощность), на рис. 2 — эквивалентная схема умножителя частоты, в которой не предусмотрены цепи холостых частот на промежуточные гармоники, и варикап может генерировать колебания только с частотой второй гармоники, так что этот узел на рис. 1 является простейшим вариантом варикапного удвоителя частоты. На рис. 3 показана структурная схема генераторного модуля.

На стыке выхода генератора накачки и запердельного волновода (ЗВ) образуется скачок размеров волновода по широкой и узкой стенкам. Известно [10], что сопротивление отрезка ЗВ имеет индуктивный характер, величина индуктивности зависит от геометрических размеров отрезка волновода и меры запердельности. Подбирая размеры антенны 5 и размер  $l_0 = l + L$  от стыка волноводов до антенны (рис. 1), можно получить резонанс на некоторой частоте  $\omega_0$ .

Особенностью резонатора, образованного отрезком ЗВ и штыря возбуждения в нем, является мак-

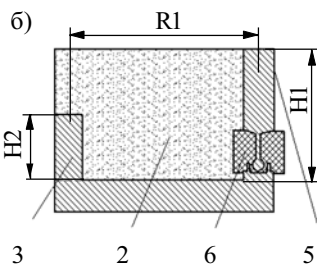
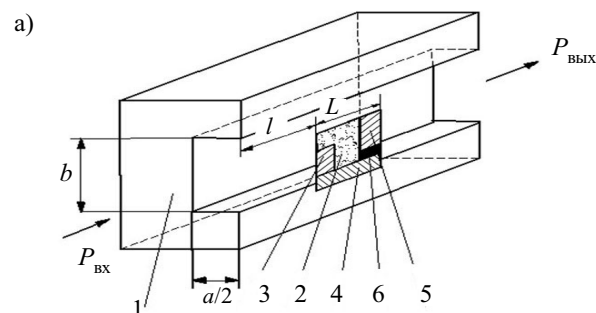


Рис. 1. Конструкция умножительного модуля:  $a$  — отрезок запердельного волновода с умножительной вставкой;  $b$  — умножительная вставка;

$l$  — отрезок запердельного волновода; 2 — полосковая плата (диэлектрическая пластина); 3 (штырь связи), 4, 5 (антенна) — отрезки полосковой линии; 6 — ДБШ

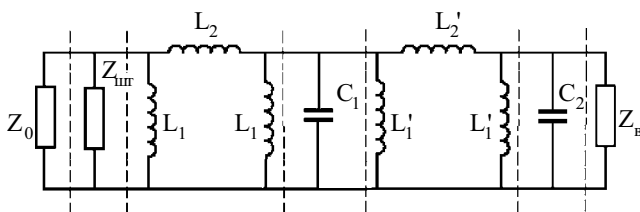


Рис. 2. Эквивалентная схема удвоителя частоты

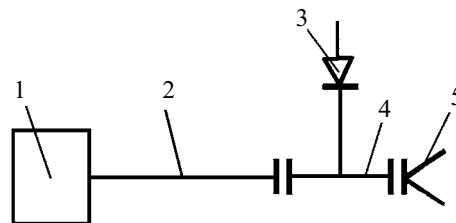


Рис. 3. Структурная схема генераторного модуля: 1 — источник входного сигнала; 2 — прямоугольный волновод номинального сечения; 3 — умножительный модуль; 4 — отрезок запердельного волновода; 5 — излучатель

симально полная концентрация электрического поля в зоне штыря, что позволяет реализовать высокие значения коэффициентов включения активных элементов, возбуждаемых этим штырем, а нелинейность вольт-амперной и вольт-кулоновской характеристик обеспечивается без подачи на умножительный диод дополнительного смещающего напряжения, которое в альтернативных схемах умножителя частоты (см. выше) является дополнительным источником шумов.

В рассматриваемой схеме умножителя частоты мощность на частоте второй гармоники, генерируемая варикапом, будет поровну делиться между генератором накачки и нагрузкой, что в итоге приведет к потерям выходной мощности, составляющим порядка 3 дБ. Поэтому для повышения эффективности работы умножителя в его резонансной системе (со сто-

роны генератора накачки) должен стоять полосонозапирающий фильтр, настроенный на частоту выходной гармоники.

Однако этот фильтр не может быть расположен на произвольном расстоянии от плоскости размещения варикапа; это расстояние должно обеспечивать определенный фазовый сдвиг волны, распространяющейся от ДБШ к нагрузке. С учетом того, что в плоскости режекции фильтр адекватен КЗ-плунжеру, это расстояние должно составлять порядка  $\lambda/4$ , где  $\lambda$  — длина волны для колебаний с частотой второй гармоники. Роль подобного фильтра играет вертикальный отрезок полосковой линии 3 (рис. 1) — он является полосонозапирающим фильтром для выходной частоты удвоителя. Одновременно он является элементом связи входного контура.

Эквивалентная схема удвоителя (рис. 2) получена при использовании представления отрезка 3В и штыря в нем в виде индуктивных и емкостных элементов [8].  $Z_0$  — характеристический импеданс подводящего волновода. Сопротивление штыря связи в эквивалентной схеме определяется как

$$Z_{шт} = \omega_0 \left\{ \frac{\pi}{A} \operatorname{ctg} \frac{\pi a}{2A} + \frac{A}{a} P \left( \frac{B}{\pi} \left[ \frac{\pi}{A} - k \right] \times \ln \left( \operatorname{cosec} \frac{\pi b}{B} \right) - \frac{\pi B}{A} \left( \frac{1}{3} + \frac{2b}{B} - \frac{8b}{\pi B} \right) \right\}; \quad (1)$$

$$P = \frac{\pi AB}{4 ab} \left( 1 - \frac{B}{b} \cos \frac{\pi a}{2A} \right), \quad (2)$$

где  $\omega_0$  — частота генератора накачки;  
 $A, a$  — размеры широких стенок подводящего и запердельного волноводов;  
 $B, b$  — размеры узких стенок подводящего и запердельного волноводов;  
 $k = 2\pi/\lambda$ ;  
 $\lambda$  — длина волны для колебаний с частотой  $\omega_0$ .

Значения индуктивности  $L_1$  и  $L_2$  эквивалентной схемы удвоителя частоты с двумя звеньями связи (рис. 2) характеризуют отрезок 3В длиной  $l$ , а значения  $L_1'$  и  $L_2'$  характеризуют отрезок 3В длиной  $L$  (рис. 1). Величины этих индуктивностей определяются соотношениями типа

$$j\omega_0 L_1 = j[X_0 \operatorname{ctg}(B_0 l/2)]; \quad (3)$$

$$j\omega_0 L_1' = j[X_0 \operatorname{ctg}(B_0 L/2)],$$

где  $X_0$  — характеристическое сопротивление 3В —

$$jX_0 = \frac{j240\pi b}{a\sqrt{(\lambda/2a) - 1}}; \quad (4)$$

$$B_0 = \frac{2\pi}{\lambda} \left( \frac{\lambda}{2a} - 1 \right). \quad (5)$$

Значения  $C_1$  и  $C_2$  определяются аналогично путем замены величины отрезка  $l$  на  $L$ .  $C_1$  — эквивалентная емкость вертикального отрезка полосковой линии — штыря связи 3, а  $C_2$  — эквивалентная емкость второго вертикального отрезка полосковой линии — антенны 5. Величина  $L$ , как говорилось выше, опреде-

ляется из условия синфазности волны, отраженной от вертикального отрезка полосковой линии 3, и волны, распространяющейся в нагрузку.

Оптимальная ширина полосковых проводников умножительной вставки, плоскости которых параллельны узким стенкам волновода, составляет порядка  $\lambda_{0\text{ВЫХ}}/40$ , где  $\lambda_{0\text{ВЫХ}}$  — длина волны на средней частоте выходного сигнала. При этом горизонтальный проводник на одну треть размещен в нижней широкой стенке волновода.

Таким образом, согласование входной цепи осуществляется подбором параметров, входящих в соотношения (1)–(5), и может быть выражено через коэффициент отражения, зависящий от этих параметров:

$$\Gamma = \frac{Z_{шт} - Z_В}{Z_{шт} + Z_В}, \quad (6)$$

где  $Z_{шт}$  — сопротивление штыря связи (вертикальный отрезок полосковой линии 3) на частоте  $2\omega_0$ ;  $Z_В$  — сопротивление варикапа на той же частоте.

Отсюда, задавая величину  $|\Gamma|$  в (6) меньше 1,0 и больше 0,8, можно определить геометрические размеры активной части удвоителя.

На макете удвоителя частоты с умножительной вставкой (рис. 1) проведено экспериментальное исследование взаимосвязи низкочастотных (вольт-амперная, вольт-фарадная) характеристик и КВЧ-характеристик (амплитудно-частотная, динамическая), а также зависимости этих характеристик от геометрических размеров умножительной вставки  $R_1, H_1, H_2$  и ее расположения — расстояния  $R_2$  (на рисунке не показано) между левым краем 3В и ДБШ.

Измерения ВАХ для определения величины последовательного сопротивления и коэффициента идеальности контакта с переходом Шоттки проводились на специальной измерительной установке. Для интерпретации полученных данных была применена эквивалентная схема для ДБШ (рис. 4). Здесь  $C_{пер}$  — емкость перехода «металл—полупроводник», образующего контакт Шоттки,  $r_n$  — последовательное сопротивление потерь рабочего объема ДБШ,  $R_{пер}$  — сопротивление перехода,  $C_{пар}$  — паразитная емкость, образованная контактным слоем полупроводника и частью площади расширенного контакта, превышающего площадь контакта с переходом Шоттки, а также областью удвоителя частоты, заключенной между штырем связи и варикапом (рис. 5).

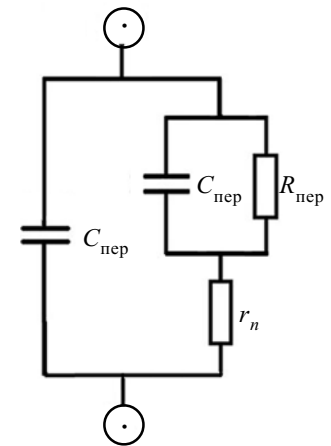


Рис. 4. Эквивалентная схема ДБШ

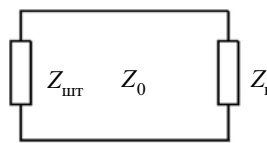


Рис. 5. Эквивалентная схема области умножителя между штырем связи и умножительным диодом

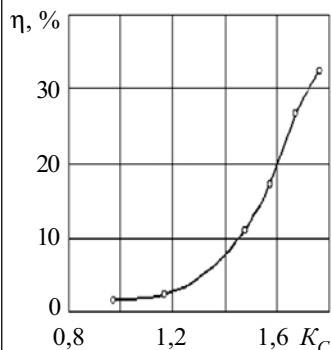


Рис. 6. Зависимость коэффициента преобразования от глубины модуляции емкости ДБШ

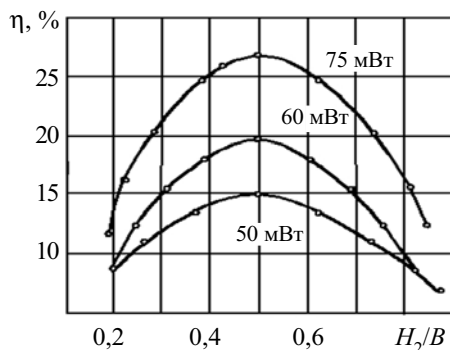


Рис. 7. Зависимость коэффициента преобразования от относительных размеров штыря связи при различных значениях мощности сигнала накачки

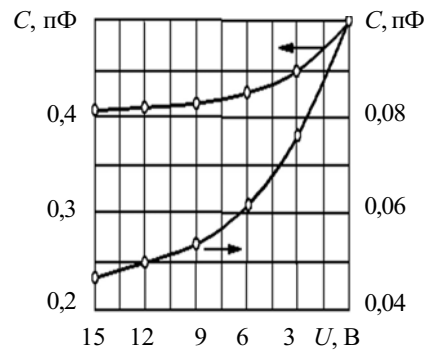


Рис. 8. Динамическая вольт-амперная характеристика ДБШ

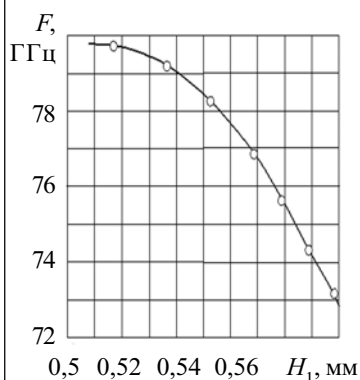


Рис. 9. Зависимость частоты преобразования сигнала от размера  $H_1$  умножительной вставки ( $F$  — линейная частота)

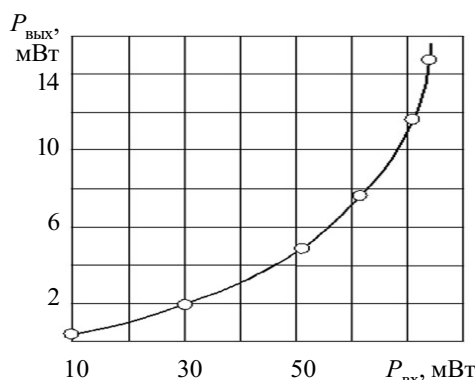


Рис. 10. Зависимость выходной мощности КВЧ-сигнала от входной при фиксированном размере штыря связи

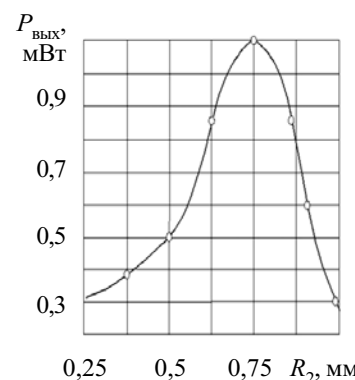


Рис. 11. Зависимость выходной мощности КВЧ-сигнала от расстояния между входным концом ЗВ и ДБШ

В результате проведенных исследований получены экспериментальные зависимости, представленные в виде графиков: **рис. 6** — зависимость коэффициента преобразования  $\eta$  от величины отношения  $K_C$  максимального значения емкости к минимальному, **рис. 7** — зависимость коэффициента преобразования от изменения размера  $H_2$  умножительной вставки, **рис. 8** — зависимость емкости ДБШ от напряжения, **рис. 9** — зависимость частоты преобразованного сигнала от размера  $H_1$  умножительной вставки, **рис. 10** — зависимость выходной мощности КВЧ-сигнала от входной мощности, **рис. 11** — зависимость выходной мощности КВЧ-сигнала от расстояния  $R_2$ , **рис. 12** — зависимость выходной мощности КВЧ-сигнала от размера умножительной вставки  $R_1$  и расстояния между левым краем ЗВ и ДБШ —  $R_2$ .

Из полученных зависимостей следует, что для заданной частоты преобразования можно определить размеры  $R_1$ ,  $H_1$  и  $H_2$  умножительной вставки, а размер  $R_2$  определится в процессе ее настройки. Таким образом, пользуясь данными выполненных экспериментальных исследований, можно осуществить оптимизацию конструкции удвоителя частоты.

Экспериментальные исследования макетов умножителей частоты с использованием отрезков запрещенных волноводов с площадью поперечного сече-

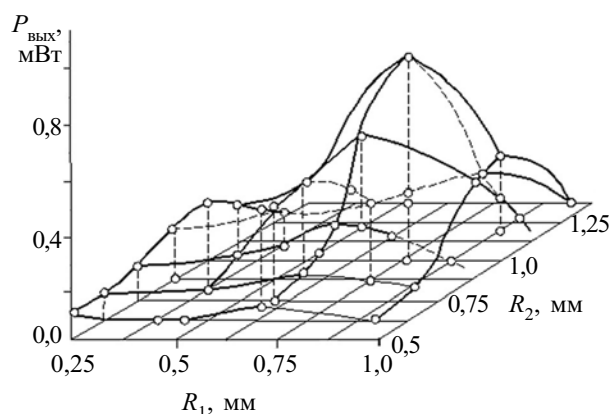


Рис. 12. Зависимость выходной мощности КВЧ-сигнала от размеров горизонтального проводника умножительной вставки и расстояния между входным концом ЗВ и ДБШ

ния  $3,6 \times 1,8 \text{ мм}^2$ ,  $2,4 \times 1,2 \text{ мм}^2$ ,  $1,6 \times 0,8 \text{ мм}^2$  показали хорошее совпадение с расчетными данными.

На рис. 6, 7, 9—12 представлены результаты исследования удвоителя частоты входного сигнала 37...42 ГГц, предназначенного для использования в серийно выпускаемом аппарате КВЧ-терапии «ЭМИТЕР-ОНС» [11, 12], в котором предусмотрены меры по обеспечению высокой когерентности сигнала и амплитудной модуляции излучения. Ограничен-

ные клинические испытания такого модифицированного аппарата по лечению генерализованного пародонтита показали целесообразность использования более высоких частот излучения: тогда удастся снизить продолжительность процедуры, что уменьшает энергетическую нагрузку на пациента, а т. к. диапазон перестройки частоты увеличен вдвое против исходного, то расширяется возможность подбора индивидуальной частоты терапевтического сигнала. Кроме того, с ростом частоты сигнала (при высокой когерентности) повышается направленность излучения, что важно как с точки зрения более эффективного использования самого инициирующего сигнала при воздействии на биологически активные точки, так и с точки зрения обеспечения безопасности обслуживающего персонала и самого пациента.

### Заключение

Повышение эффективности миллиметровой крайневысокочастотной терапии за счет использования высококогерентных излучений на частотах, существенно удаленных от электромагнитных полей техногенного происхождения, может быть осуществлено с использованием серийно выпускаемых генераторных полупроводниковых диодов и умножительных диодов, построенных по интегральной технологии. Существуют такие схемы включения умножительных диодов — диодов с барьером Шоттки, которые позволяют получить источники КВЧ-излучения с приемлемыми для КВЧ-терапии амплитудно-частотными и спектральными характеристиками.

Появляется также возможность осуществить недорогими средствами модернизацию уже выпускаемых аппаратов для КВЧ-терапии.

### ИСПОЛЬЗОВАННЫЕ ИСТОЧНИКИ

1. Гапеев А. Б., Чемерис Н. К. Действие непрерывного и модулированного ЭМИ КВЧ на клетки животных. 4.1. Особенности и

основные гипотезы о механизмах биологического действия ЭМИ КВЧ // Вестник новых медицинских технологий.— 1999.— Т. VI, № 1.— С. 15—22.

2. Искин В. Д. Биологические эффекты миллиметровых волн и корреляционный метод их обнаружения.— Харьков: Изд-во «Основа» при Харьковск. ун-те, 1990.

3. Киричук В. Ф., Малинова Л. И., Майбородин А. В. и др. Влияние ЭМИ КВЧ-диапазона на частотах молекулярного спектра излучения и поглощения атмосферного кислорода на реологические свойства крови больных стабильной стенокардией // Миллиметровые волны в биологии и медицине.— 2001.— № 4.— С. 42—50.

4. Smith C. W., Choj R. Y. S., Monro I. A. The diagnosis and therapy of electrical hypersensitivities // Clin Ecol.— 1990.— Vol. 6.— P. 119—128.

5. Нефедов Е. И., Яшин А. А. Элементная база генераторов КВЧ- и квазиоптического диапазонов для нетеплового (энергoinформационного) воздействия на биообъекты // Вестник новых медицинских технологий.— 1995.— Т. II, № 1—2.— С. 111—117.

6. Гончаров В. В., Костылев С. А., Соколовский И. И. Полупроводники с объемной отрицательной проводимостью в СВЧ-полях.— К.: Наук. думка, 1987.

7. А. с. 987786 СССР. Умножитель частоты / Ю. К. Тарабрин.— 1983.— Б. И. № 1.

8. Афромеєв В. І., Привалов В. Н., Яшин А. А. Согласующие устройства гибридных и полупроводниковых интегральных СВЧ схем.— Киев: Наук. думка, 1989.

9. Пат. 1775841 СССР. Умножитель частоты / И. И. Соколовский, В. И. Перфильев, В. Н. Привалов, В. И. Самойлов.— 1992.— Б. И. № 42.

10. Саусворт Дж. Принципы и применения волноводной передачи.— М.: Сов. радио, 1955.

11. Архипов М. Е., Соколовский С. И., Привалов В. Н. и др. Высокостабильный генераторный модуль для аппаратуры КВЧ-терапии: исследование и конструкторский синтез / Вестник новых медицинских технологий.— 1994.— Т. VI, № 3—4.— С. 117.

12. Алпатов А. П., Машенко І. С., Соколовська Л. В., Максудов Я. І. Апарат для лікування стоматологічних захворювань // Український журнал медичної техніки і технології.— 1994.— № 3—4.— С. 40—42.

### ВЫСТАВКИ. КОНФЕРЕНЦИИ

**ІНФОРМАТИКА І ЗВ'ЯЗОК**

13-16 жовтня 2004

ТЕХНОЛОГІІ ІІІ ТИСЯЧОЛІТТЯ

**ІНФОРМАТИКА І ЗВ'ЯЗОК 2004**

МІЖНАРОДНИЙ ВИСТАВКОВИЙ ЦЕНТР  
Броварський пр-т, 15 (м. «Лівобережна»)

Генеральні інформаційні спонсори: **ТЕЛЕКОМ**  
Інформаційний спонсор: **ЕКІС**  
Генеральний медіа-партнер: **СЕТІ**  
Генеральний інтернет-партнер: **АМАРА**

Організатори: Державний комітет з питань інформатизації України, Міністерство промислової політики України, **ITE GROUP PLC**, **VESHKOPO Business PREMIER**

Прем'єр Експо, 04050, Київ, вул. Пимоненка, 13-Б, Тел. +380 44 451 4160, Факс: +380 44 451 4161, E-mail: info@pe.com.ua, www.pe.com.ua