

УДК 615.471:616

С. В. ПАВЛОВ, С. Н. ПЕРЕГУДОВ, А. Ф. ЯНЕНКО

Винницький національний технічний університет, г. Вінниця  
Національний технічний університет України "КПІ", г. Київ**ГЕНЕРАТОР НА ИНФРАКРАСНЫХ СВЕТОДИОДАХ ДЛЯ МИЛЛИМЕТРОВОЙ ТЕРАПИИ**

**Анотація.** Розглядається тепловий генератор шуму, в якому температура робочого тіла підтримується за допомогою джерела інфрачервоного випромінювання. Дане рішення дозволяє поліпшити характеристики медичної апаратури, призначеної для міліметрової терапії.

**Ключові слова:** генератор шуму, світлодіод, інфрачервоне випромінювання, міліметрова терапія.

**Аннотация.** Рассматривается тепловой генератор шума, в котором температура рабочего тела поддерживается при помощи источника инфракрасного излучения. Данное решение позволяет улучшить характеристики медицинской аппаратуры, предназначенной для миллиметровой терапии.

**Ключевые слова:** генератор шума, светодиод, инфракрасное излучение, миллиметровая терапия.

**Abstract.** The thermal noise generator is considered. The temperature of working body is supported by the source of infra-red radiation. This allows to perfect medical apparatus for millimeter wave therapy.

**Keywords:** noise generator, LED, infrared, millimeter therapy.

**Введение**

Электромагнитное излучение миллиметрового (мм-) диапазона длин волн широко применяется в различных областях науки, техники, а также в новых технологиях практической медицины. В последнее время наметилась стойкая тенденция снижения мощности используемых сигналов до уровня  $10^{-9}$ - $10^{-12}$  Вт [1, 2]. Кроме того, регистрируемое при помощи радиометрических систем слабое излучение физических и биологических объектов в мм-диапазоне длин волн позволяет получить о них дополнительную информацию. Для повышения достоверности таких исследований, необходимы широкополосные генераторы электромагнитного шума (ГЭШ) мм-диапазона.

Однако значения интенсивности излучения известных генерирующих устройств [3] существенно превышают рекомендуемые уровни, что усложняет как процедуру лечения, так и методы биомедицинских исследований. Разработанный генератор теплового шума [4] сопоставим по интенсивности мм-излучения с биологическими объектами, но его инерционность и достаточно большие габариты сильно ограничивают область применения. Таким образом, актуальной представляется разработка портативного, менее инерционного генератора опорных шумовых сигналов.

**Принцип работы и основные параметры генератора**

Отличительной особенностью тепловых ГЭШ является поддержание заданной температуры рабочего тела, которая соответствует определенному уровню мощности электромагнитного излучения в том или ином диапазоне длин волн. В мм-диапазоне рабочим телом является поглотитель волноводной согласованной нагрузки.

Основной вклад в погрешность установления излучаемой мощности вносят система регулировки температуры нагрузки и выходной тракт, обеспечивающий передачу электромагнитных волн между объектами разной температуры. Недостаточная точность и инерционность (до единиц минут) системы регулирования температуры являются сдерживающими факторами, ограничивающими их использование в медицинской аппаратуре, а также в средствах измерений биомедицинских исследований, например, в автоматизированных быстродействующих радиометрических системах [5].

Авторами данной работы разработан и исследован тепловой генератор шумовых сигналов (рис. 1), состоящий из волноводной согласованной нагрузки 1 и содержащей поглотитель (рабочее тело) 2.

Нагревание рабочего тела осуществляется при помощи инфракрасного (ИК) излучения светодиода 3. Температура в этом случае определяется мощностью излучения, которая пропорциональна рабочему току диода  $VD_1$ , устанавливаемому ДРТ.

Для обеспечения теплоизоляции рабочего тела применяется волновод из пластмассы с нанесенным внутри тонким слоем металла 4. Винт настройки 5 предназначен для согласования генератора с внешней нагрузкой. В результате на выходе 6 генератора в антенне WA1 имеем заданный уровень мощности электромагнитного излучения.

Для стационарного режима работы устройства уравнение баланса мощностей можно записать следующим образом

$$P_0 = P_r + P_c, \quad (1)$$

где  $P_0$  – мощность инфракрасного излучения светодиода 3, рассеиваемая в рабочем теле 2;

$P_r$  – мощность, излучаемая рабочим телом в мм-диапазоне, для случая полного согласования выхода генератора с внешней нагрузкой;

$P_c$  – тепловая мощность, рассеиваемая в корпусе 1.

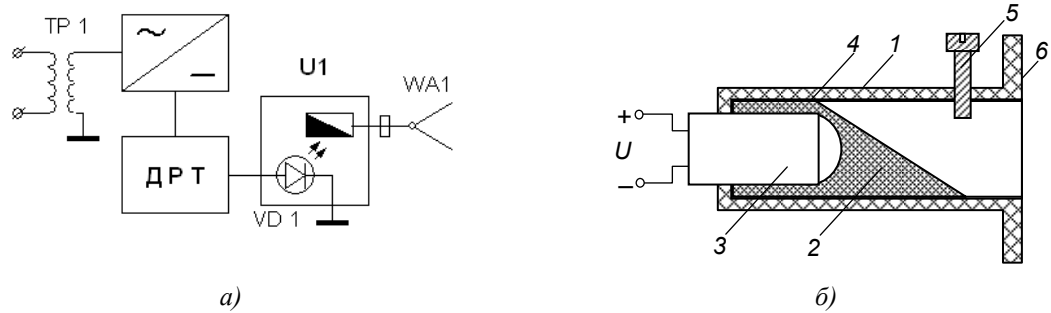


Рисунок 1 – Структурная схема генератора для миллиметровой терапии (а) и конструкция его излучающей головки (б):

ДРТ – дискретный регулятор тока, VD1 – ИК излучающий диод, U1 – преобразователь оптического излучения в миллиметровое (волноводная нагрузка), WA1 – излучающая антенна.

Величина  $P_0$  определяется коэффициентом серости материала рабочего тела  $\beta$  и мощностью ИК-излучения диода  $P_{IR}$ , зависящей от его тока.

$$P_0 = \beta P_{IR} (I) \quad (2)$$

Значение  $P_c$  можно найти из уравнения Фурье для изотермической поверхности теплоизолирующего слоя с коэффициентом теплопроводности  $\lambda$  и градиентом температуры  $\nabla T$

$$P_c = \lambda \nabla T \Sigma_0 \quad (3)$$

где  $\Sigma_0$  – общая поверхность контакта рабочего тела с волноводом.  
В результате из уравнений (1)-(3) получаем

$$P_r = \beta P_{IR} (t) - \lambda \nabla T \Sigma_0 \quad (4)$$

С другой стороны согласно закону Стефана-Больцмана

$$P_r = \sigma (T_1^4 - T_0^4) \Sigma \quad (5)$$

где  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8}$  Вт/(м<sup>2</sup> · К<sup>4</sup>) – постоянная Стефана-Больцмана;

$T_1$  – температура рабочего тела;

$T_0$  – температура окружающей среды;

$\Sigma$  – площадь излучающей поверхности.

Учитывая, что в данном генераторе  $T_1$  и  $T_0$  отличаются незначительно, их разность можно определить из (3) и (4) следующим образом

$$T_1 - T_0 \approx \frac{1}{4\sigma T_0^3 \Sigma} [\beta P_{IR} (t) - \lambda_0 \nabla T \Sigma_0] \quad (6)$$

Для одномодового режима прямоугольного волновода с типом колебаний  $H_{10}$  с учетом (6) можно получить выражение для спектральной плотности мощности шума рассматриваемого генератора

$$p = A(T_0, \beta) P_{IR}(t) - B(T_0, \lambda) \nabla T \frac{\Sigma_0}{\Sigma}, \quad (7)$$

где  $A(T_0, \beta)$  и  $B(T_0, \lambda)$  – некоторые функции, зависящие от температуры окружающей среды и тепловых свойств рабочего тела и корпуса волновода, которые можно рассчитать по формуле (6).

Как следует из приведенного уравнения для увеличения динамического диапазона регулирования мощности ГЭШ необходимо уменьшать соотношение поверхностей  $\Sigma_0/\Sigma$  и градиент температуры в теплоизолирующем корпусе устройства.

### Конструкция генератора и результаты экспериментальных исследований

В процессе работы было исследовано излучение в мм-диапазоне различных светодиодов инфракрасной ( $\lambda = 920\text{нм}$ ), видимой части ( $\lambda = 610\text{нм}$ ) и начала ультрафиолетовой ( $\lambda = 403\text{нм}$ ) частей оптического спектра. В результате эксперимента не зарегистрировано электромагнитного излучения, генерируемого в мм-диапазоне конструктивными частями диодов в результате их нагревания.

В то же время нанесение тонкого слоя поглощающего материала (ферроэпоксида) на линзу инфракрасных светодиодов обеспечивает генерации электромагнитного шума, интенсивность которого сравнима с известными тепловыми генераторами, применяемыми в медицине и биомедицинских исследованиях. Наивысшая интенсивность мм-излучения наблюдалась для диода 3Л107Б. Измерения проводились на аттестованной высокочувствительной радиометрической системе частотного диапазона 37-53 ГГц.

Указанный светодиод был использован в качестве источника инфракрасного излучения 3 разработанного генератора для миллиметровой терапии. Данный генератор может также применяться для градуировки радиометрических систем, в том числе, и автоматизированных [5].

На рис. 2 приведена частотная зависимость относительной интенсивности  $S/S_0$  мм-излучения генератора (здесь  $S_0$  – максимальное значение интенсивности). Характеристика имеет неравномерность, 2 дБ, что позволяет использовать генератор не только как медицинский прибор, но и в качестве источника эталонного электромагнитного шума.

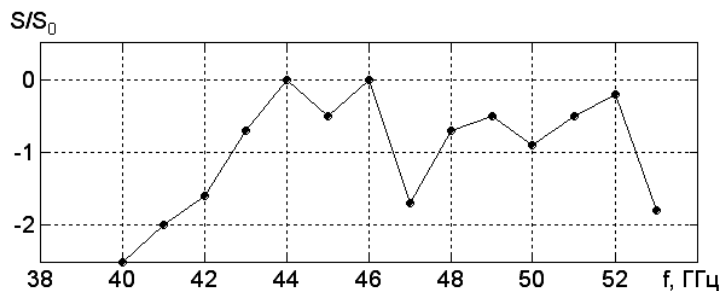


Рисунок 2 – Амплитудно-частотная характеристика генератора

На рис. 3 показана зависимость избыточной спектральной плотности мощности излучения  $(p - p_0)$  от тока диода  $I$  (здесь  $p_0$  соответствует  $I = 0$ ). Как видно, зависимость практически линейна.

Кроме того, проведенные исследования показали существенное увеличение мощности при токах, превышающих паспортное значение – 100 мА. Вместе с тем вплоть до 200 мА не наблюдалось заметного увеличения отказов светодиодов.

Учитывая, что представляемый генератор относится к классу медицинской аппаратуры, отказ которой не приводит к снижению уровня безопасности пациента и обслуживающего персонала, можно рекомендовать применение режима рабочих токов выше 100 мА. Вместе с тем для повышения надежности медицинской аппаратуры, в которой применяется генератор, можно использовать его резервирование или импульсный режим работы.

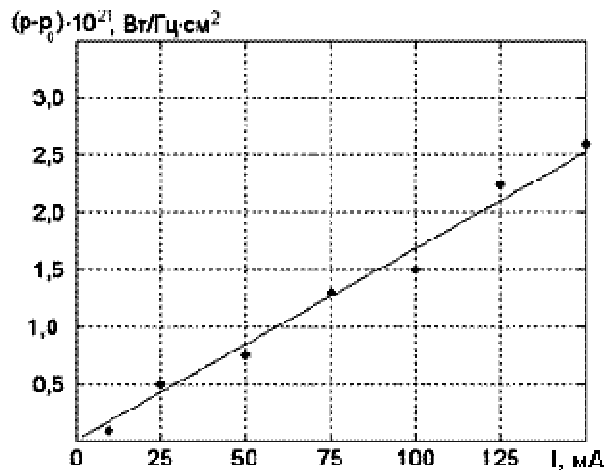


Рисунок 3 – Регулювальна характеристика генератора

### Выводы

1. В результате проведенных исследований был разработан генератор для миллиметровой терапии на основе инфракрасного светодиода, что значительно упрощает соответствующую медицинскую аппаратуру и снижает ее себестоимость.
2. Предложенный генератор является малогабаритным устройством и обладает меньшей инерционностью, чем аналоги.
3. Измерения показали, что избыточная спектральная плотность интенсивности излучения генератора может достигать  $3 \cdot 10^{-21}$  Вт/Гц·см<sup>2</sup>, имеет неравномерность не более 2 дБ в диапазоне частот 41-54 ГГц и практически линейно зависит от рабочего тока диода.
4. Приведенные характеристики позволяют использовать разработанный генератор в качестве источника эталонного электромагнитного шума при калибровке радиометрических систем мм-диапазона.

### Литература

1. Скрипник Ю. А., Яненко А. Ф., Манойлов В. Ф., Куценко В. П., Гимпилевич Ю. Б. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов. – Житомир: Вольнь, 2003. – 406 с.
2. Ситько С. П., Скрипник Ю. А., Яненко А. Ф. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины. – Киев: ФАДА ЛТД, 1999. – 200 с.
3. Ситько С.П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко ; под ред. С.П. Ситько. – К.: ФАДА, ЛТД, 1999. – 199 с.
4. Skripnik Yu., Krasuk A., Manoylov V., Peregudov S., Yanenko A. Increased accuracy of measurement of high-sensitivity mm-range radiometric equipment intended for medical-biological application. // Proceedings of 10th IMEKO TC7 International Symposium June 30–July 2, 2004, Saint-Petersburg, Russia, – P. 143–148.
5. Перегудов С.Н., Яненко А.Ф. Радиометрическая установка с автоматической регулировкой выходной мощности генератора эталонного шума // Вісник Хмельницького національного університету. – 2005, № 4. – Т. 1, частина 1, – С. 131-134.

Статья поступила: 15.11.12.

### Сведения об авторах

**Павлов Сергей Владимирович** – д.т.н., профессор, проректор по научной работе, заведующий кафедрой общей физики и фотоники, Винницкий национальный технический университет, Винница, Украина.

**Яненко Алексей Филиппович** – д.т.н., профессор, профессор кафедры радиоконструирования и производства радиоаппаратуры, Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт".

**Перегудов Сергей Николаевич** – к.т.н., доцент кафедры радиоконструирования и производства радиоаппаратуры, Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт".