

М. А. ШИШКИН, канд. техн. наук, доц., НТУ «ХПИ»;
А. А. БУЛГАКОВ, д-р физ.-мат. наук, проф., ИРЭ НАНУ, Харьков;
С. Ю. КОСТЕНКО, студент, НТУ «ХПИ»

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СЛОИСТО-ПЕРИОДИЧЕСКИХ СТРУКТУР ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ ТЕРАГЕРЦОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Представлены теоретические данные о терагерцовом излучении и его использовании. Кратко описана история создания генераторов ТГц волн, сложности при их производстве. Приведены результаты теоретических расчётов и полученные формулы для расчёта отражения ТГц волн.

Ключевые слова: терагерцовое излучение, спектрометрия, слоисто-периодические структуры, балансный детектор, болометр.

Терагерцовым (субмиллиметровым) излучением называется электромагнитное излучение в интервале частот 0,3 до 10 ТГц, то есть $0,3 \cdot 10^{12} - 10 \cdot 10^{12}$ Гц (длина волны 1 мм – 30 мкм). Этот частотный интервал занимает часть электромагнитного спектра между инфракрасным (ИК) и микроволновым диапазонами, поэтому его также часто называют дальним ИК или субмиллиметровым диапазоном. До нынешнего времени терагерцовый диапазон остаётся малоизученным по сравнению с соседними – ИК и микроволновым. Разработанные во второй половине XX века источники когерентного ИК-излучения (лазеры) и микроволнового излучения (электронные приборы) плохо подходят для генерации излучения в промежуточном терагерцовом диапазоне; в случае лазеров, это связано с тепловым размытием лазерных уровней, а в случае электронных приборов – с конечным временем пролёта электронов. Поэтому терагерцовый участок электромагнитного спектра назвали «терагерцовым провалом». До сегодняшнего времени в мире прикладываются значительные усилия, чтобы заполнить этот провал.

На рис. 1, показаны нижняя частотная граница лазерных методов генерации излучения и верхняя частотная граница работы электронных устройств. [1] Однако эффективность лазерных и электронных приборов, достигающих (с противоположных сторон) высоких частот в центре терагерцового провала, остается невысокой.

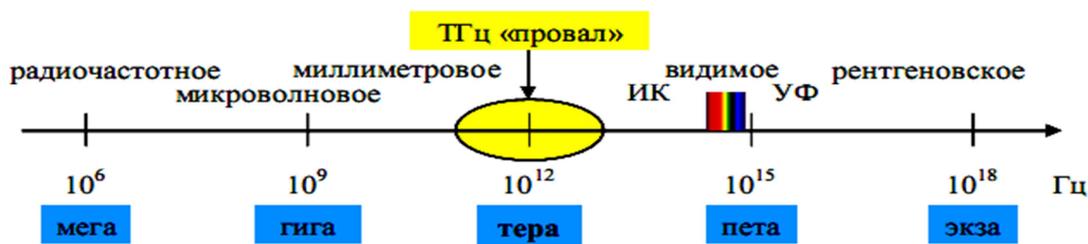


Рис. 1 – Спектр электромагнитных волн и терагерцовый «провал»

Проблема создания эффективных терагерцовых источников связана с тем, что в терагерцовом диапазоне сложно использовать хорошо разработанные методы генерации излучений соседних оптического и микроволнового диапазонов. Опти-

ческие генераторы когерентного излучения (лазеры) основаны на вынужденных переходах электронов между уровнями. Из-за того, что квант терагерцового излучения невелик (эквивалентная температура излучения частотой 1 ТГц составляет всего 47,6 К), тепловая релаксация лазерных уровней при комнатной температуре приводит к выравниванию населенностей и быстрому уничтожению инверсии. Поэтому, например, квантово-каскадные лазеры, которые являются одними из перспективных источников, на сегодняшний день могут генерировать на терагерцовых частотах только в условиях криогенного охлаждения.

В микроволновом и СВЧ диапазонах, расположенных с другой стороны терагерцового провала, генерация электромагнитного излучения связано с транспортом (движением) носителей заряда. Верхняя граница частоты излучения определяется характерным временем пролёта носителя в приборе. То есть, если нужно получить осцилляции носителей на терагерцовых частотах, нужно приложить достаточно сильное электрическое поле к малой области пространства, что и вызывает технические трудности. Мощными источниками терагерцового излучения, основанными на переносе носителей заряда, являются синхротроны и лазеры на свободных электронах, но их дороговизна и размеры препятствуют их широкому использованию, даже для чисто научных исследований.

До конца 20-го века лазеры для дальней ИК области были громоздкими и малоэффективными, поэтому потребовалась разработка новой схемы генерации. Создание в 80-х годах прошлого столетия мощных импульсных лазеров, в частности, фемтосекундного, то есть генерирующего импульсы длительностью около 100 фс ($1 \text{ фс} = 10^{-15} \text{ с}$), открыло пути для создания компактных источников терагерцового излучения, основанных на взаимодействии лазерного излучения с веществом. Выяснилось [2], что терагерцовое излучение можно получить за счёт нелинейного преобразования высокоинтенсивного лазерного излучения в кристаллах (генерация разностной частоты), а также за счёт некоторых линейных эффектов, таких как индуцированная лазерным импульсом генерация носителей в полупроводниках. Впервые т. н. квантово-каскадный принцип генерации ТГц лазера был реализован в 1994 г.

Одной из перспективных областей исследования, связанных с терагерцовыми волнами, является использование слоисто-периодических диэлектрических материалов. Данные структуры при облучении ТГц волнами ведут себя специфичным образом. В зависимости от толщины слоёв и диэлектрической проницаемости используемых материалов, возможно получать характеристические кривые, позволяющие характеризовать саму структуру и определять её параметры. В связи с этим, представляет интерес применение данных структур в диагностике состояний биологических материалов.

В работе исследовались многослойные периодические структуры, которые состояли из двух слоёв с различной диэлектрической проницаемостью ϵ_1 и ϵ_2 , которые периодически повторяются. Толщины слоёв d_1 и d_2 соответственно. После нескольких периодов диэлектрических слоёв находится биологический материал с диэлектрической проницаемостью ϵ_L и толщиной слоя d_L . Считаем, что объекты исследования находятся в плоскости xz и при этом однородны по направлению

оси Oy . Рассматривался случай для немагнитной среды. Исследуемая структура изображена на рис. 2.

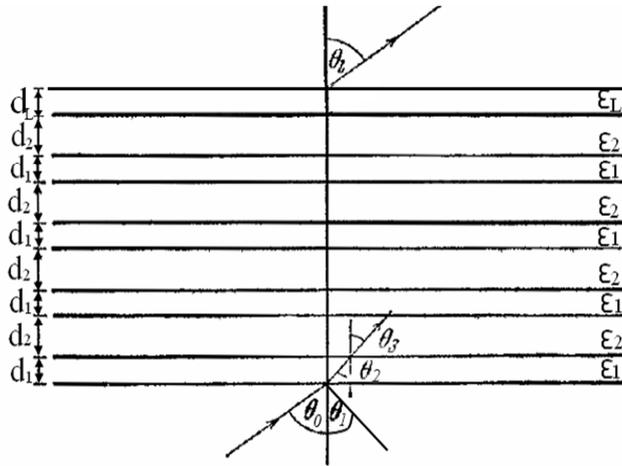


Рис. 2 – Схематическое изображение исследуемой многослойной структуры

Изначально рассматривалось прохождение и отражение волн в случае однородного диэлектрического слоя. После получения необходимых формул, с помощью теоремы Абеле, были получены уравнения для многослойной диэлектрической структуры [3]. Затем уравнения были модифицированы с учетом наличия слоя биологического материала и получена характеристическая матрица данной системы в целом. Было получено дисперсионное уравнение для ТМ-колебаний:

$$\begin{aligned} \cos \bar{k}^{-TM} d &= (\cos k_{z1} d_1 \cos k_{z2} d_2 - \frac{1}{2} \left(\frac{\epsilon_2 k_{z1}}{\epsilon_1 k_{z2}} + \frac{\epsilon_1 k_{z2}}{\epsilon_2 k_{z1}} \right) \sin k_{z1} d_1 \sin k_{z2} d_2) \cdot U_{N-1} \cos k_{zL} d_L \\ &- \frac{i\omega \epsilon_1}{k_{z2} c} \cos k_{z1} d_1 \sin k_{z2} d_2 U_N \frac{ik_{zL} c}{\omega} \sin k_{zL} d_L - \frac{ik_{z2} c}{\omega \epsilon_2} \cos k_{z1} d_1 \sin k_{z2} d_2 U_N \left(-\frac{i\omega}{k_{zL} c} \sin k_{zL} d_L \right) \\ &- \frac{i\omega \epsilon_2}{k_{z1} c} \sin k_{z1} d_1 \cos k_{z2} d_2 U_N \frac{ik_{zL} c}{\omega} \sin k_{zL} d_L - \frac{ik_{z1} c}{\omega \epsilon_1} \sin k_{z1} d_1 \cos k_{z2} d_2 U_N \left(-\frac{i\omega}{k_{zL} c} \sin k_{zL} d_L \right) \end{aligned}$$

$$\text{где } U_N = \frac{\sin(N \cos \bar{k} d)}{\sin(\cos \bar{k} d)};$$

$$U_{N-1} = \frac{\sin(N \cos \bar{k} d) - \sin((N-1) \cos \bar{k} d)}{\sin(\cos \bar{k} d)}.$$

При рассмотрении полученных уравнений были определены зависимости прохождения и непрохождения электромагнитных волн в зависимости от угла падения, количества слоёв и состояния биологической структуры. Поведение волны представляется в виде зонной структуры, которая имеет разрешённые и запрещённые зоны. При параметрах, соответствующих запрещённой зоне, электромагнитная волна не может проникать вглубь структуры, что даёт нам возможность определять состояние биологического материала по результатам поведения волны.

Используя полученные уравнения, была разработана компьютерная программа, которая позволяет моделировать поведение терагерцовой электромагнитной волны в зависимости от следующих параметров: диэлектрические проницаемости слоёв, их толщины, количество периодов. Для всех основных биологических структур (ткани, органы) существуют градуировочные таблицы с величинами диэлектрических проницаемостей при различных частотах волн. Используя эти данные в программе, можно получить график, с поведением волны в данной структуре, при её нормальной работе. В случае же отклонений или нарушений в работе, мы будем получать иные графики. На рис. 3 представлен результат работы программы. Слева, на рис. 3, *а*, представлен теоретический график для биологического материала здоровой печени; справа, на рис. 3, *б*, представлен график для печени с опухолью. По оси Oy отложена функция формулы (1.1). Графики выполнены в едином масштабе. Наиболее характерно отличающиеся пики выделены на рис. 3, *б*, прямоугольниками.

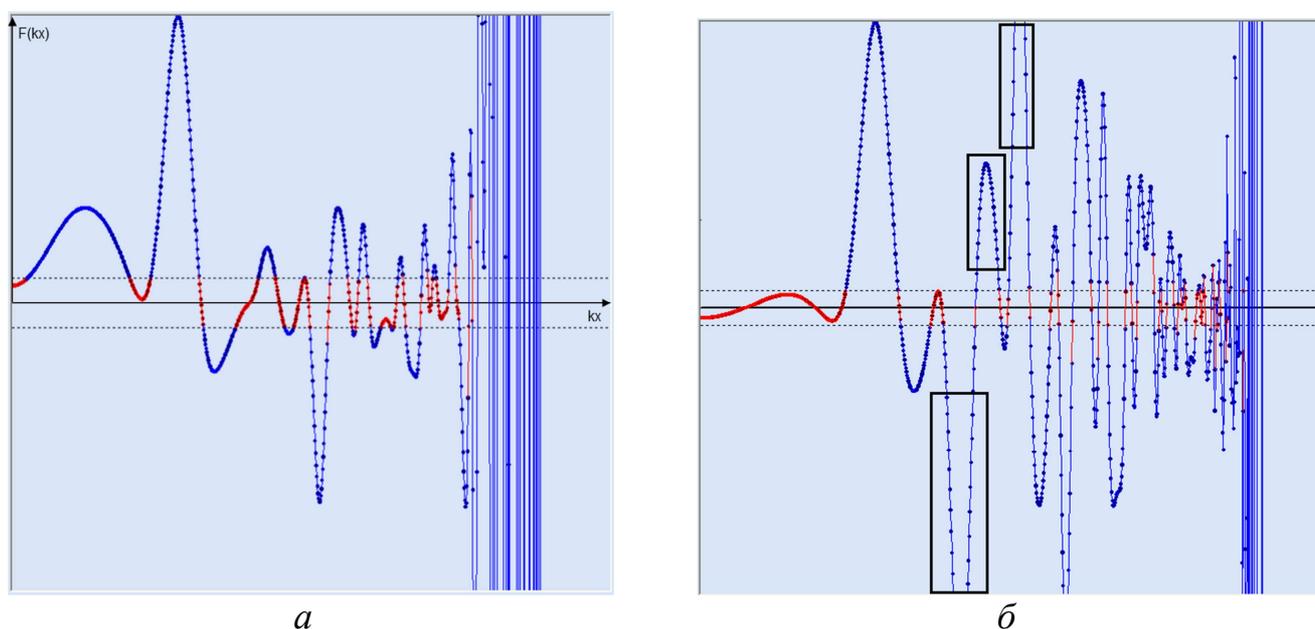


Рис. 3 – Теоретические характеристические кривые для:
а – здоровой печени; *б* – печени с опухолью

Вышеописанный принцип диагностики состояния биологических объектов возможно применить, используя терагерцовый спектрометр, предложенный в [4]. Его функциональная схема представлена на рис. 4. Лазерный пучок фемтосекундного (фс) лазера с помощью светоделительного клина K разделяют на два пучка: пучок накачки и зондирующий (пробный) пучок. Более мощный пучок накачки используется для генерации терагерцового импульса в кристалле генератора G , а зондирующий пучок – для детектирования в кристалле детектора D . Для эффективного детектирования терагерцового пучка его также необходимо сконцентрировать в малой области пространства (с размерами порядка длины волны), поэтому аналогичное зеркало может использоваться в плече детектора. Исследуемые образцы помещают в терагерцовый пучок между параболическими зеркалами.

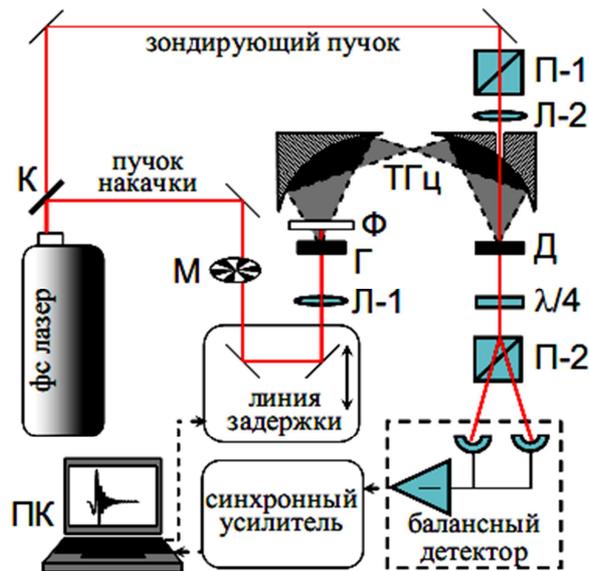


Рис. 4 – Функциональная схема терагерцового спектрометра

Использование слоистых структур позволяет диагностировать различные отклонения или опухоли. Одно из главных отличий, по сравнению с уже известными методами, это возможность использования для проведения анализов кожного покрова без нарушения его целостности. В дальнейшем стоит стремиться к увеличению эффективности данной системы. Также нужно искать иные пути детектирования ТГц излучения, менее критичные к температуре окружающей среды, что, возможно, приведёт к общему удешевлению производства данных приборов.

Заключение

Были получены физические выражения для периодически-слоистых структур с учётом слоя биологического материала. Разработана компьютерная программа для моделирования поведения электромагнитных волн на основе полученных выражений, и показано, на примере биологического материала печени, наличие на диаграммах характерных зон, чем подтверждена возможность диагностики биологических объектов.

Список литературы: 1. Zhang, X.-C. Introduction to THz Wave Photonics / X.-C. Zhang, Jingzhou Xu. – Springer, 2010. – 248 p. 2. Far-infrared step-tunable coherent radiation source: 70 μm to 2 mm / B. Lax, R. L. Aggarwal, and G. Favrot // Appl. Phys. Lett. – American Institute of Physics, 1973. – V. 23. – P. 679-681. 3. Басс Ф.Г. Высоочастотные свойства полупроводников со сверхрешетками / Ф.Г. Басс, А.А. Булгаков, А.П. Тетервов – М: Наука, 1989. – 288 с. 4. Царев М.В. Генерация и регистрация терагерцового излучения ультракороткими лазерными импульсами: [учеб. пособие] / М.В. Царев. – Нижний Новгород: Нижегородский госуниверситет, 2011. – 75 с.

Надійшла до редколегії 18.03.2013

УДК 615.8

Использование слоисто-периодических структур для исследования биологических материалов при терагерцовой диагностике / М. А. Шишкин, А. А. Булгаков, С. Ю. Костенко // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Нові рішення в сучасних технологях. – Х. : НТУ «ХПІ», – 2013. - № 18 (991). – С. 109-114. – Бібліогр.: 4 назв.

Представлені теоретичні дані про терагерцове випромінювання і його використання. Коротко описана історія створення генераторів ТГц хвиль, складності при їх виробництві. Наведено результати теоретичних розрахунків і отримані формули для розрахунку відбиття ТГц хвиль.

Ключові слова: терагерцове випромінювання, спектрометрія, шарувато-періодичні структури, балансний детектор, болометр.

The theoretical data on the terahertz radiation and its use is presented. Summarized history of the THz wave generators, difficulties in their production is described. The results of theoretical calculations and the resulting formulas for the calculation of reflection THz waves are reported.

Keywords: terahertz radiation spectrometry, layered periodic structures, balanced detector, bolometer.

УДК 004.358:615.837

О. Г. АВРУНИН, д-р. техн. наук, доцент, ХНУРЭ, Харків;

Я. В. НОСОВА, студент, ХНУРЭ, Харків

СИСТЕМА ВИРТУАЛЬНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ ДЛЯ ПОДГОТОВКИ БИМЕДИНЖЕНЕРОВ

В работе рассматривается проблема разработки системы виртуальной ультразвуковой диагностики для подготовки биомедицинских инженеров. Важной составляющей такого продукта является фантомный объект, который имитирует реального пациента. В качестве фантомного объекта предлагается использовать искусственно созданное изображение органов пациента в норме и с типичными патологическими состояниями.

Ключевые слова: ультразвук, тренажер, биомедицинский инженер, спекл-шум, фантомный объект

Введение

При подготовке биомедицинских инженеров существует проблема доступа к реальному диагностическому оборудованию, что объясняется его высокой стоимостью и загруженностью в клиниках и диагностических центрах. Одним из наиболее перспективных направлений медицинской интроскопии является ультразвуковой метод диагностики, так как он обладает высокой диагностической информативностью и безвредностью обследований для пациента и врача. Важной составляющей такого продукта является фантомный объект, который должен быть максимально приближен к реальной биомедицинской информации, получаемой в клинической практике. В работе предлагается в качестве фантомного объекта использовать искусственно созданные изображения органов пациента в норме и патологии. Для обучения медиков проведению УЗ-диагностики созданы фантомы из тканеэквивалентных материалов, но при проведении тренировочного исследования применяется реальный УЗ-сканер. Таким образом, существует риск выхода из строя дорогостоящего аппарата при его неправильной эксплуатации. Также существует проблема морального устаревания медицинской аппаратуры.

Анализ последних исследований и литературы

В последние годы обучение на тренажерах приобрело широкое применение