

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ТЕРАГЕРЦОВЫХ ИЗОБРАЖАЮЩИХ СИСТЕМ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

К.И. Зайцев, В.Е. Карасик, С.А. Королева, И.Н. Фокина

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва
e-mail: kirzay@gmail.com

Методами математического моделирования исследована возможность использования активных терагерцовых изображающих систем для ранней диагностики заболеваний кожи. Проанализированы изображающая система, содержащая квадратичный матричный приемник, и система, построенная на базе терагерцового спектрометра с растровым сканированием объекта. Предложена модель слоистой среды, и на ее основе проведено моделирование процесса построения изображений участков кожи путем численного решения уравнений Максвелла методом конечных разностей. Оценена максимальная глубина, на которой может быть обнаружено новообразование. Результаты моделирования сравниваются с экспериментальными данными.

Ключевые слова: терагерцовое излучение, изображающая система, параметрическое изображение, ранняя диагностика заболеваний кожи.

STUDY OF FEASIBILITY TO USE THE TERAHERTZ IMAGING SYSTEMS FOR MEDICAL DIAGNOSTICS

K.I. Zaitsev, V.Ye. Karasik, S.A. Koroleva, I.N. Fokina

Bauman Moscow State Technical University, Moscow
e-mail: kirzay@gmail.com

The feasibility to use the active terahertz imaging systems for the early diagnostics of the skin diseases is investigated by mathematical simulation methods. The imaging system comprising a square matrix receiver and the system constructed on the basis of a terahertz spectrometer with raster scanning of the object are analyzed. A model of laminated medium is proposed, and on its basis, the process of construction of skin part images is simulated by means of numerical solving of the Maxwell equations using the finite difference method. A maximum depth is estimated, on which the tumor can be detected. The simulation results are compared with experimental data.

Keywords: terahertz radiation, imaging system, parametrical image, early diagnostics of skin diseases.

Диапазон частот терагерцового (ТГц) излучения лежит между инфракрасной и микроволновой областями электромагнитного спектра. Важной особенностью данного излучения применительно к медицинской диагностике является его сильное поглощение водой. Концентрация воды в тканях человеческого организма составляет $\sim 60\%$, поэтому ТГц волны не могут проникать глубоко в организм человека. Тем не менее существует возможность использования ТГц изображающих систем для проведения медицинской диагностики кожных заболеваний на ранних стадиях путем анализа отраженного от среды излучения.

Появление в среде онкологического новообразования приводит к росту числа кровеносных микрососудов, что вызывает изменение концентрации воды в тканях, а также к образованию в среде новых химических соединений. В результате изменяется спектральная зависимость коэффициента отражения кожи в области ТГц частот. Современные способы генерации и детектирования ТГц излучения позволяют проводить диагностику на глубине до $1 \dots 1,5$ мм. На данной глубине, соответствующей верхнему слою кожи (эпидермису), развиваются $\sim 80\%$ по частоте появления злокачественных кожных опухолей, таких как базальноклеточная карцинома [1].

При этом рентгеновское излучение, используемое для поиска новообразований, нечувствительно к кожным опухолям, поскольку поглощение рентгеновского излучения средой тем выше, чем среда плотнее. Появление на коже новообразований не всегда приводит к существенному изменению плотности тканей.

Постановка задачи. Для исследования возможности диагностики заболеваний кожи с помощью ТГц излучения необходимо разработать модель кожи в виде слоистой структуры с оптическими неоднородностями и определить оптические характеристики больных и здоровых тканей.

Моделирование работы ТГц изображающих систем предполагает описание процесса взаимодействия ТГц излучения со слоистой структурой, определение комплексных коэффициентов отражения среды по амплитуде и коэффициентов отражения по интенсивности. Отражение излучения от модели имеет сложный характер, так как излучение, взаимодействуя со слоистой структурой, дифрагирует на оптических неоднородностях, размеры которых сопоставимы с длиной волны излучения. В результате отраженное от структуры поле не всегда может быть рассчитано аналитически. Для моделирования процессов взаимодействия ТГц излучения со средой и отражения излучения от модели представляется целесообразным использовать численные методы, например метод численного решения уравнений Максвелла.

В ТГц диапазоне существует возможность регистрации как интенсивности электромагнитного излучения с помощью квадратичных детекторов, что привычно для оптической области спектра, так и амплитуды электрического поля с высоким временным разрешением. Для сравнения изображающих систем, построенных на основе указанных методов детектирования, опишем преобразование и регистрацию отраженного от модельной структуры поля двумя системами: системой, содержащей квадратичный матричный приемник (МПИ) ТГц излучения, а также системой, построенной на основе ТГц спектрометра с растровым сканированием образца. При растровом сканировании

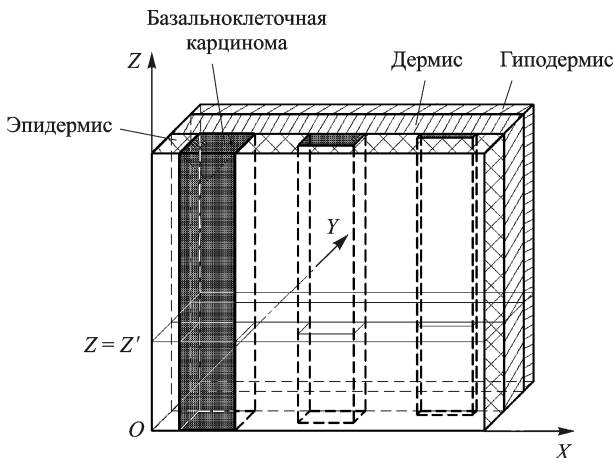


Рис. 1. Модель кожи, пораженной базальноклеточной карциномой

объекта ТГц спектрометром с временным разрешением регистрируется трехмерный сигнал. Собираемая информация обрабатывается в целях представления ее в удобной для анализа форме.

Результаты моделирования позволят оценить возможность использования ТГц излучения для диагностики онкологических заболеваний кожи, определить глубину, на которой рассматриваемые системы могут обнаружить признаки заболеваний.

Модель среды. Представим пораженную онкологическим новообразованием кожу в виде слоистой структуры (рис. 1), состоящей из следующих слоев: рогового (верхнего слоя эпидермиса), эпидермиса, дермиса, гиподермиса. Онкологические поражения кожи ($d = 2$ мм) введены в модель в виде неоднородностей эпидермиса вдоль оси OX . Будем рассматривать поражения эпидермиса, как выходящие на поверхность кожи, так и лежащие под слоем здоровой кожи на глубинах 0,4 и 0,8 мм.

Примем допущение о том, что структура модели неизменна в направлении оси OZ . Допущение справедливо, так как решение задачи дифракции излучения на объектах, имеющих вид бесконечных цилиндров, будет эквивалентно решению задачи дифракции на цилиндрах, длина l которых на порядок больше поперечных размеров. Для рассматриваемого случая $l \geq 20$ мм. Реальные онкологические поражения кожи могут иметь размеры от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров. Предложенное допущение позволит, с одной стороны, оценить достижимое латеральное разрешение систем, с другой стороны, существенно сократить объем вычислений при численном моделировании, так как в данном случае задачу моделирования можно решать для сечения объекта $Z = Z'$ (рис. 2).

Следует отметить, что оптические характеристики модели при переходе от пораженной опухолью области к здоровой коже меняются

скачком, что соответствует действительности, так как у большинства реальных поражений кожи, таких как базальноклеточная карцинома, наблюдается резкая граница раздела между больными и здоровыми тканями. Будем описывать больные и здоровые ткани в виде диэлектрических сред, оптические характеристики которых задаются моделями комплексной диэлектрической проницаемости Дебая:

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{m=1}^2 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + j\omega\tau_m},$$

где ε_{∞} , m , $\Delta\varepsilon_m$, τ_m — параметры модели (таблица), уникальные для каждой среды. Параметры модели эпидермиса, базальноклеточной карциномы и жировой прослойки взяты из работ [2, 3]. Для рогового слоя и дермы коэффициенты модели получены в результате коррекции модели диэлектрической проницаемости эпидермиса.

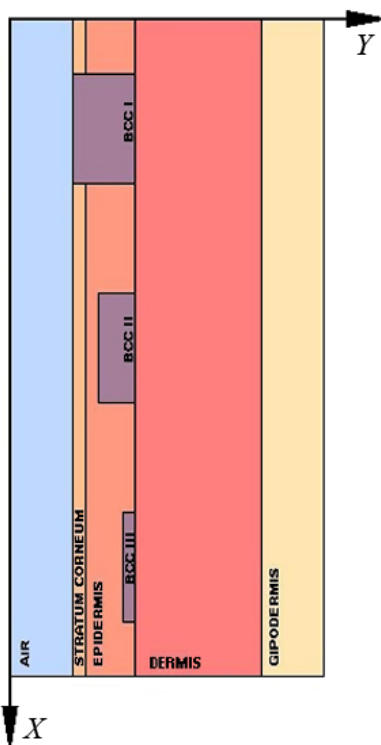


Рис. 2. Сечение модели кожи $Z = Z'$

Коэффициенты моделей комплексной диэлектрической проницаемости Дебая

Тип ткани	ε_{∞} , отн.ед.	$\Delta\varepsilon_1$, отн.ед.	$\Delta\varepsilon_2$, отн.ед.	τ_1 , пс	τ_2 , пс
Эпидермис	3,40	20,00	1,60	7,00	1,00
Базальноклеточная карцинома	4,30	33,80	2,00	10,00	1,00
Гиподермис	2,50	35,00	9,00	15,92	7,96
Роговой слой	3,26	9,56	1,42	7,00	1,00
Дермис	3,58	40,90	1,96	7,00	1,00

4. Моделирование процесса взаимодействия ТГц излучения с пораженной кожей. Процесс взаимодействия ТГц излучения с моделью больной кожи, приведенной на рис. 1, моделировался путем численного решения уравнений Максвелла методом конечных разностей (finite-difference time-domain (FDTD)). Полагалось, что на модель среды в направлении оси OY падает плоская волна с TEM -поляризацией:

$$\begin{aligned} E_x &= 0; & E_y &= 0; & E_z &\neq 0; \\ H_x &\neq 0; & H_y &= 0; & H_z &= 0. \end{aligned}$$

Поскольку рассматриваемые среды являются линейными, а задача моделирования решается для сечения $Z = Z'$, то отраженное от среды поле будет иметь *ТЕМ*-поляризацию [4]:

$$\begin{aligned} E_x &= 0; & E_y &= 0; & E_z &\neq 0; \\ H_x &\neq 0; & H_y &= 0; & H_z &= 0. \end{aligned}$$

Зависимость амплитуды электрического поля падающей волны от времени представляется в виде гауссова моноимпульса — первой производной от функции Гаусса — с центральной частотой 0,6 ТГц. Форма гауссова моноимпульса близка к форме сигнала, генерируемого источником ТГц излучения — фотопроводящей антенной, возбуждаемой фемтосекундным лазером. В узком импульсе электромагнитного излучения содержатся частоты от 0,1 до 3 ТГц.

Шаг пространственной дискретизации для двумерной модели выбирался из условия обеспечения корректности моделирования:

$$\begin{aligned} \Delta x = \Delta y &\leq \frac{\lambda_{\min}}{10} \dots \frac{\lambda_{\min}}{20}, \\ \Delta x = \Delta y &= 0,005, \end{aligned}$$

где $\lambda_{\min} = \frac{c}{f_{\max} \sqrt{\epsilon_{\max}}}$ — минимальная длина волны излучения в спектре сигнала, f_{\max} — максимальная временная частота излучения, ϵ_{\max} — максимальная диэлектрическая проницаемость в моделируемом пространстве, x — координата, откладываемая по поверхности объекта, y — координата по глубине. Шаг временной дискретизации выбирался в соответствии с условием устойчивости Куранта–Фридрихса–Леви [4]:

$$\begin{aligned} \Delta t &\leq \frac{1}{c \sqrt{(1/\Delta x)^2 + (1/\Delta y)^2}} = \frac{\Delta x}{c \sqrt{2}}, \\ \Delta t &= \frac{0,005 \cdot 10^{-3} [\text{м}]}{\sqrt{2} \cdot 3 \cdot 10^8 [\text{м/с}]} = 11,7 \text{ фс}, \end{aligned}$$

где $c = 3 \cdot 10^8$ м/с — скорость света в вакууме.

В результате моделирования процессов распространения ТГц излучения в пространстве и взаимодействия излучения с моделью регистрировалось отраженное от объекта электромагнитное поле вблизи поверхности кожи:

$$E_{refl}(x, z, t) = E_{refl}(x, z = z', t) = E_{refl}(x, t).$$

На рис. 3 приведен график зависимости $E_{refl}(x, t)$. Видно, что сигнал содержит импульсы электромагнитного излучения, отраженные от слоев структуры, а также импульсы, отраженные от неоднородностей эпидермиса.

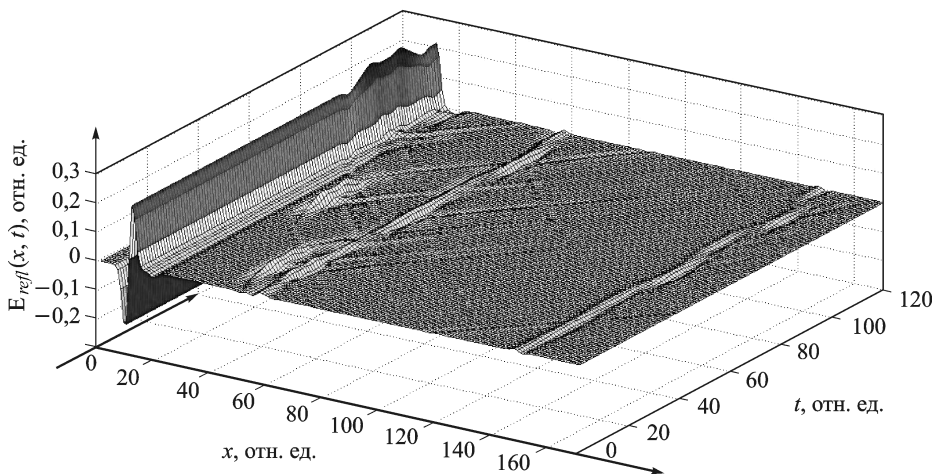


Рис. 3. Отраженное от модельной структуры поле $E_{refl}(x, t)$

Поскольку онкологические поражения эпидермиса являются дифракционной структурой, то отраженное от среды поле может рассматриваться в виде суперпозиции плоских волн, соответствующих различным порядкам дифракции падающей волны на данной структуре.

Моделирование процесса построения изображения системой с квадратичным матричным приемником излучения. Рассмотрим изображающую систему с импульсным подсветом объекта, построенную на основе матричного приемника излучения (МПИ) (рис. 4). Матричный приемник является квадратичным детектором и регистрирует интенсивность ТГц излучения, поэтому для МПИ необходимо рассчитать коэффициенты отражения излучения от слоистой структуры по интенсивности.

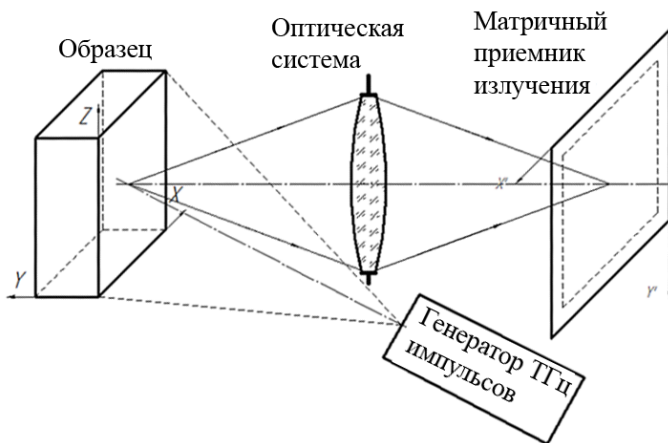


Рис. 4. Схема изображающей системы, содержащей квадратичный матричный приемник ТГц излучения

Оценим максимальную глубину, на которой данная система способна зарегистрировать опухоль. Опишем преобразования отраженного от среды поля, осуществляемые оптической системой (ОС) и квадратичным МПИ.

Из полученного в результате численного моделирования сигнала $E_{refl}(x, z, t)$ определим коэффициент отражения по интенсивности для каждой точки объекта по формуле

$$R_I(x, z) = \frac{\int_{\Delta t} |E_{refl}(x, z, t)|^2 dt}{\int_{\Delta t} |E_{inc}(x, z, t)|^2 dt},$$

где $E_{inc}(x, z, t) = E_{inc}(t)$ — падающее на модель поле, постоянное по пространственным координатам $E_{refl}(x, z, t)$ — отраженное от модели поле, $\Delta t \gg T$ — время интегрирования поля, T — период одной осцилляции поля.

Поскольку рассматриваемую среду можно представить в виде дифракционной структуры, то необходимо обеспечить, чтобы +1-й и -1-й порядки дифрагировавшего на объекте излучения попали во входной зрачок ОС. Для этого передний апертурный угол ОС должен выбираться из соотношения

$$\sigma_A \geq \arcsin \frac{\lambda}{d},$$

где λ — длина волны излучения, d — размер неоднородности, на которой излучение дифрагирует. При длине волны излучения $\lambda = 1$ мм и размерах поражений $d = 2$ мм передний апертурный угол ОС должен составлять $\sigma_A = 30^\circ$.

Для дифракционно ограниченной ОС с увеличением $\beta = 1$ и относительным отверстием $D/f' = 1 : 1$ оптическая передаточная функция репродукционной ОС с круглым входным зрачком имеет вид [5]

$$\tilde{H}_{\text{опт}}(v_x, v_z) = \tilde{H}_{\text{опт}}(\delta) = \frac{2}{\pi} \left(\arccos(\delta - \delta\sqrt{1 - \delta^2}) \text{circ}\delta \right),$$

где

$$\delta = \frac{v}{v_{\text{max}}} = \frac{\sqrt{v_x^2 + v_z^2}}{v_{\text{max}}}$$

— относительная пространственная частота,

$$v_{\text{max}} = v_{x \text{ max}} = v_{z \text{ max}} = \frac{D}{\lambda p'} = \frac{D}{2\lambda f'} \approx 1 \text{ мм}^{-1}$$

— частота среза рассматриваемой ОС.

Положим, что размер площадки МПИ составляет $a_x \times a_z = 100 \times 100$ мкм. В таком случае в соответствии с теоремой Котельникова

определим пространственную частоту дискретизации:

$$v_d = \frac{1}{a_x} = \frac{1}{a_y} = 10 \text{ мм}^{-1} > 2v_{x\text{max}} = 2v_{z\text{max}} = 2 \text{ мм}^{-1}.$$

Тогда передаточная функция МПИ имеет вид

$$\tilde{H}_{\text{МПИ}}(v_x, v_z) = \text{sinc}(\pi a_x v_x, \pi a_z v_z).$$

Пространственный фурье-спектр изображения, детектируемого МПИ, определяется выражением

$$\tilde{I}(v_x, v_z) = k \tilde{R}_I(v_x, v_z) \tilde{H}_{\text{опт}}(v_x, v_z) \tilde{H}_{\text{МПИ}}(v_x, v_z),$$

где k — коэффициент, описывающий энергетические преобразования, $\tilde{R}_I(v_x, v_z)$ — фурье-спектр коэффициента отражения объекта по интенсивности.

Положим, что при регистрации к изображению добавляется нормальный аддитивный шум с СКО, соответствующей ОСШ (S/N) равному 50 отн. ед. Данное ОСШ является предельно достижимым на настоящий момент при существующей элементной базе. Процедура добавления шума может быть описана следующим образом:

$$I'(x, z) = I(x, z) + N(x, z) = \mathfrak{F}_{v_x, v_z}^{-1} \left\{ \tilde{I}(v_x, v_z) \right\} + N(x, z),$$

где $N(x, z)$ — двумерная реализация нормального шума.

В результате моделирования работы системы с квадратичным матричным приемником при поэлементном сканировании модельной структуры получено изображение, приведенное на рис. 5. В изображении виден контраст между здоровой и больной кожей только для онкологического поражения, выходящего на поверхность кожи. Результаты моделирования показали, что с помощью данной системы может быть обнаружено новообразование, лежащее на глубине не более 0,4 мм.

Моделирование процесса детектирования сигнала ТГц спектрометром с системой растрового сканирования образца. Процедура построения параметрического изображения. На рис. 6 представлена схема растрового сканирования образца ТГц спектрометром, который облучает объект импульсным широкополосным излучением и регистрирует напряженность электрического поля, отраженного от среды, с высоким времен-

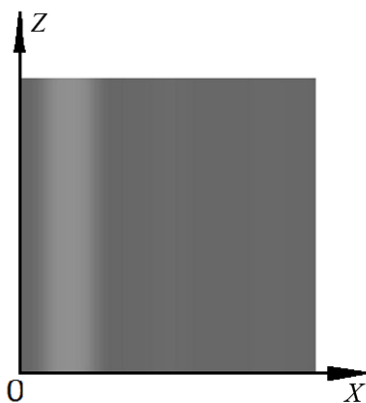


Рис. 5. Изображение модельной структуры, зарегистрированное квадратичным матричным приемником ТГц излучения

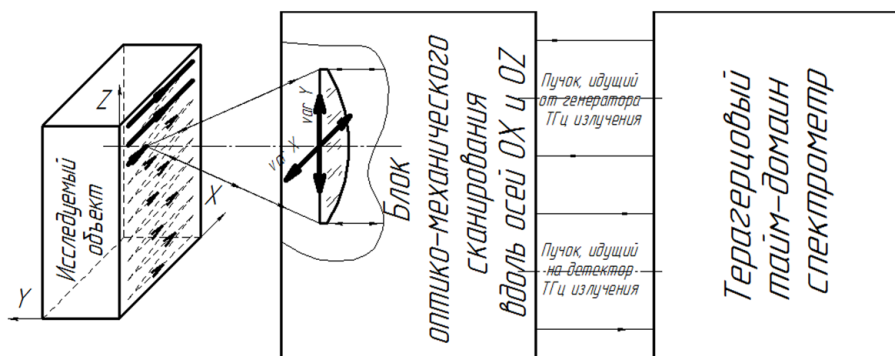


Рис. 6. Схема растрового сканирования объекта ТГц спектрометром

ным разрешением ($\sim 100 \dots 200$ фс). Временная зависимость отраженного от среды поля содержит в себе спектральные составляющие в диапазоне частот от 0,1 до 3 ТГц. В результате математической обработки зарегистрированного сигнала могут быть вычислены спектральные характеристики исследуемого объекта.

В качестве регистрируемого сигнала рассмотрим поле, рассчитанное при FDTD моделировании. Опишем усреднение поля в направлении осей OX и OZ , полагая, что ОС, преобразующая отраженное от образца поле, имеет относительное отверстие $D/f' = 1 : 1$ и дифракционное качество изображения. Операцию усреднения поля можно представить в виде свертки с функцией рассеяния (ФР) ОС, которую будем аппроксимировать двумерной функцией Гаусса:

$$E'_{refl}(x, z, t) = k_1 E_{refl}(x, z, t) \otimes h(x, z),$$

$$h(x, z) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_z} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{z^2}{\sigma_z^2}\right)\right),$$

где $\sigma_x = \sigma_z = 0,5$ мм — СКО ФР регистрирующей ОС в плоскости объекта; k_1 — коэффициент, описывающий энергетические преобразования.

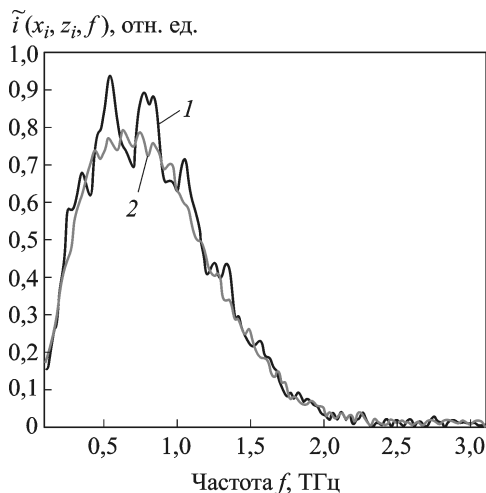
После детектирования поля ТГц спектрометром временной сигнал имеет вид

$$i(t) = k_2 E'_{refl}(t),$$

где k_2 — коэффициент, устанавливающий связь между напряженностью поля и током на выходе детектора. При растровом сканировании объекта ТГц спектрометром в направлении осей OX и OZ регистрируется трехмерная информация, которая может быть представлена как во временной области

$$i(x, z, t) = k_2 E'_{refl}(x, z, t),$$

Рис. 7. Амплитудные фурье-спектры сигналов, отраженных от здоровой кожи (2) и от кожи с онкологическими поражениями (1), лежащими на поверхности и на глубинах 0,4 и 0,8 мм



так и в пространстве временных частот

$$\tilde{i}(x, z, \nu_t) = \mathcal{J}_t(i(x, z, t)).$$

На рис. 7 приведены амплитудные фурье-спектры сигналов, детектируемых в различных точках сканирования. Представлены спектры $\tilde{i}(x_i, z_i, \nu_t)$ для точек (x_i, z_i) , соответствующих здоровой коже и больной коже с поражением, залегающим на глубине 0,4 мм.

Полученные спектры $\tilde{i}(x, z, \nu_t)$ после соответствующей обработки представляются в виде изображения, на котором пораженные ткани выделяются на фоне здоровых. Контраст между больными и здоровыми тканями должен сохраняться на максимальной глубине. В процессе построения изображения яркость элемента изображения (x_i, z_i) определяется значением параметра p , извлекаемого из сигнала $\tilde{i}(x_i, z_i, \nu_t)$:

$$p(x_i, z_i) = P(\tilde{i}(x_i, z_i, \nu_t)).$$

Алгоритмы для определения p из сигнала \tilde{i} могут быть различными. Предложено использовать процедуру извлечения параметра $p(x_i, z_i)$, основанную на интегрировании спектральных характеристик:

$$p(x_i, z_i) = \frac{1}{\Delta f} \int_{\Delta f} \Delta \tilde{E}_{refl}(x_i, z_i, f) df,$$

$$\Delta \tilde{E}_{refl}(x_i, z_i, f) = \left| \tilde{E}_{refl}(x_i, z_i, f) \right| - \left| \tilde{E}_{refl_{base}}(f) \right|,$$

где $\tilde{E}_{refl}(x_i, z_i, f)$ — амплитудный фурье-спектр сигнала, отраженного от точки (x_i, z_i) объекта, а $\tilde{E}_{refl_{base}}(f)$ — базовый сигнал, отраженный от здоровой кожи.

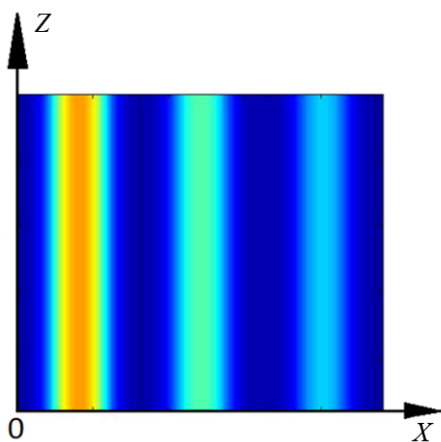


Рис. 8. Параметрическое изображение модельной структуры, зарегистрированное сканирующим ТГц спектрометром

к росту спектрального коэффициента амплитудного отражения во всем частотном диапазоне от 0,1 до 3 ТГц.

На рис. 8 представлено параметрическое изображение, сформированное в соответствии с амплитудным фурье-спектром сигнала при ОСШ во временном сигнале $i(x_i, z_i, t)$, равном 20 отн.ед., характерном для реального ТГц спектрометра. Из полученного изображения следует, что контраст между здоровой и больной кожей наблюдается для всех неоднородностей эпидермиса.

Результаты моделирования показали, что система, построенная на основе ТГц спектрометра, позволяет обнаруживать онкологические поражения на глубинах до 1...1,5 мм. Из регистрируемых при растровом сканировании спектральных характеристик можно восстанавливать комплексную диэлектрическую проницаемость больных тканей $\hat{\varepsilon}(\omega)$, которая позволит идентифицировать новообразования. Комплексная диэлектрическая проницаемость больных тканей определяется непосредственно из сигнала, отраженного от поверхности кожи $i(x_i, z_i, t)$, если опухоль выходит на поверхность. Если же опухоль расположена под слоем здоровой кожи, то для определения комплексной диэлектрической проницаемости больных тканей необходимо решать обратную задачу — о восстановлении профиля комплексной диэлектрической проницаемости $\hat{\varepsilon}(\omega, y)$ из отраженного от среды сигнала.

Экспериментальная проверка результатов моделирования работы системы осуществлялась с помощью ТГц спектрометра miniZ фирмы zOmega. Сканирование проводилось путем перемещения образца относительно неподвижного спектрометра, а для построения параметрического изображения использовалась предложенная процедура интегрирования спектров. На рис. 9–11 представлены результаты

Интегрирование спектра позволяет повысить контраст в изображении и, следовательно, увеличить возможную глубину обнаружения опухоли, так как в процессе интегрирования усредняются флуктуации в амплитудном спектре отраженного сигнала (см. рис. 7), появляющиеся вследствие интерференции в слоистой структуре.

Рассматриваемый метод построения параметрического изображения позволяет детектировать области кожи с повышенным содержанием воды, так как рост концентрации воды в тканях приводит

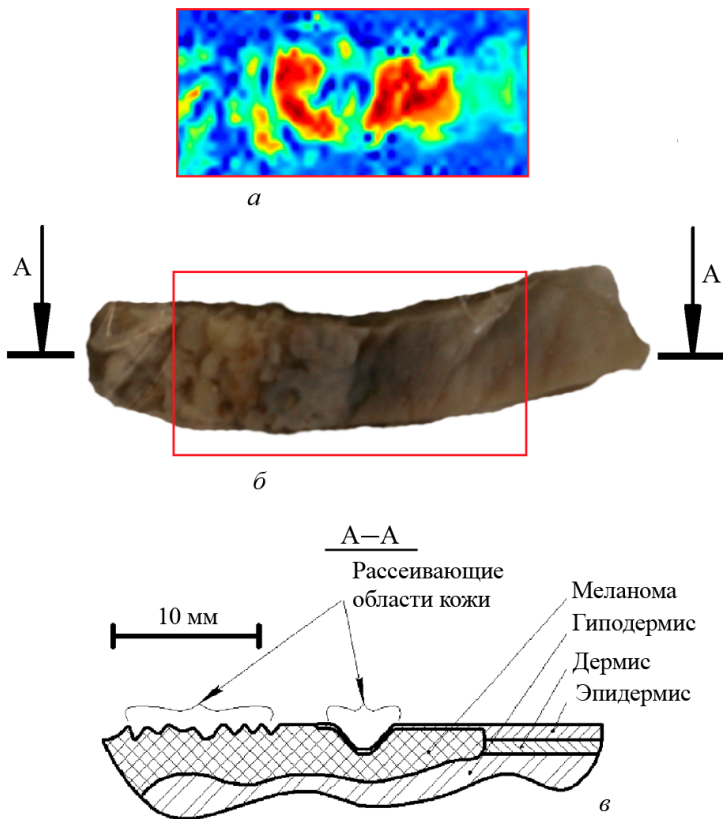


Рис. 9. Результат растрового сканирования образца кожи с плоскоклеточным раком:

а – параметрическое изображение; *б* – изображение образца; *в* – сечение образца, иллюстрирующее форму поверхности

сканирования образцов кожи *in vitro*, пораженной онкологическими заболеваниями.

На рис. 9 показано: результат построения параметрического изображения для выделенной области образца; изображение образца кожи, пораженной плоскоклеточным раком; сечение образца, иллюстрирующее форму поверхности кожи. Данный образец находился в растворе формалина в ходе транспортировки (в течение двух часов), что повлияло на его оптические характеристики. Из рис. 9 следует, что области кожи, пораженные онкологическими новообразованиями, на параметрическом изображении контрастируют с областью здоровой кожи, расположенной в правой части образца. Контраст изображения снижается для областей кожи, которые имеют неровную поверхность, что обусловлено рассеянием излучения при отражении.

На рис. 10 представлены спектры сигналов, отраженных от больной и здоровой областей образца кожи. Видно, что спектральные характеристики сильно флуктуируют из-за интерференции излучения

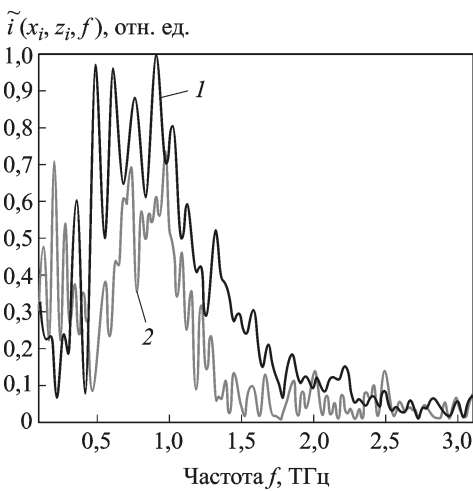


Рис. 10. Амплитудные фурье-спектры сигналов, отраженных от здоровой (2) и больной кожи (1)

на изображении данного образца также наблюдается контраст между здоровыми и пораженными меланомой областями кожи.

в слоях объекта. Экспериментально полученные спектры сложнее, чем спектры, полученные в результате моделирования. Однако коэффициент отражения по амплитуде больной кожи превосходит коэффициент отражения здоровой кожи практически во всей области частот от 0,1 до 3 ТГц как в случае моделирования, так и в случае эксперимента.

На рис. 11 представлены: результат построения параметрического изображения; изображение образца пораженной эпителиоидноклеточной меланомой; сечение образца. На параметрическом изображении данного образца также наблюдается контраст между здоровыми и пораженными меланомой областями кожи.

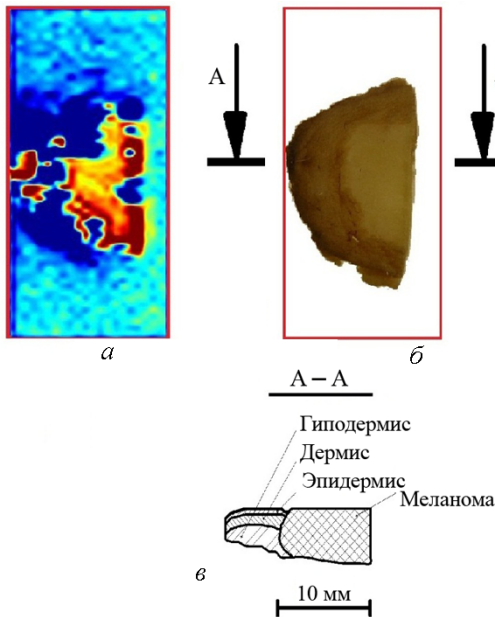


Рис. 11. Результат растрового сканирования образца кожи с меланомой: а — параметрическое изображение, б — изображение образца, в — сечение образца, иллюстрирующее форму поверхности

Полученные результаты демонстрируют возможность использования ТГц излучения для диагностики онкологических заболеваний кожи.

Дальнейшие исследования будут направлены на определение возможности классификации онкологических новообразований средствами ТГц спектроскопии и параметрического имиджинга.

Выводы. Результаты анализа двух систем диагностики заболеваний показали, что система диагностики, детектирующая амплитуду сигнала с высоким временным разрешением, обладает неоспоримыми преимуществами перед системой, построенной на основе квадратичного матричного приемника. Тот факт, что в ТГц диапазоне возможна регистрация амплитуды электромагнитного поля, позволяет, с одной стороны, детектировать очень слабые сигналы, так как используемые методы детектирования обладают высокой чувствительностью, с другой стороны, регистрировать спектральную информацию об исследуемом объекте. В работе показано, что с помощью системы, детектирующей амплитуду электрического поля, можно обнаружить онкологические новообразования, лежащие на глубине до 1...1,5 мм, что в несколько раз выше, чем при квадратичном приеме сигналов.

Предложенная процедура построения параметрических изображений для системы с амплитудным детектированием, основанная на интегрировании амплитудных фурье-спектров отраженных от объектов сигналов, позволяет повысить контраст в параметрическом изображении, что увеличивает максимальную глубину диагностики новообразований.

Верификация результатов моделирования с помощью экспериментальных данных показала, что изображающие системы и спектроскопия ТГц диапазона способны стать мощным инструментом для медицинской диагностики, в том числе для диагностики онкологических заболеваний кожи на ранних стадиях.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проект № 12-08-31104 мол_а; № 12-08-33112 мол_а_вед).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Brun M. -A., Formanek F. terahertz imaging applied to cancer diagnosis // Phys. Med. Biol., 55 (16), (2010), 4615–4623.
2. Augustin R. Electromagnetic modeling of human tissues and its application on the interaction between antenna and human body in BAN context. – Ecol Doctorale ICMS These, University Paris-EST–2009.
3. Pickwell E., Fitzgerald A. J. Simulating the response of terahertz radiation to basal cell carcinoma using ex vivo spectroscopy // J. Biomed. Opt. – 2005. – Vol. 10. No. 6, 064021.
4. Taflov A., Hagness S. C. Computational electrodynamics: The finite-difference time-domain method. Second Edition. – Artech House, 2000.
5. Карасик В. Е., Орлов В. М. Лазерные системы видения. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2001.

Статья поступила в редакцию 15.05.2012