

К. И. Зайцев, В. Е. Карасик, Е. В. Новицкая,
В. И. Рыжий, И. Н. Фокина

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ДИАГНОСТИКИ РАКА КОЖИ С ПОМОЩЬЮ ТЕРАГЕРЦОВОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

Рассмотрена возможность диагностики различных видов рака кожи — плоскоклеточного рака, эпителиоидноклеточной меланомы, инфильтрирующей карциномы — с помощью терагерцовой спектроскопии. Показано, что изображающая система, построенная на основе сканирующего терагерцового спектрометра, позволяет определить полную область поражения кожи раком, найти все зоны поражения, включая не обнаруживаемые визуально или с помощью существующих систем диагностики. В ходе эксперимента получены параметрические изображения образцов кожи in vitro. На параметрических изображениях всех образцов наблюдается контраст между больными и здоровыми тканями. Обзор существующих аппаратных методов исследования заболеваний кожи, а также результаты экспериментальных исследований показали перспективность разработки новых терагерцовых систем диагностики заболеваний эпителиальных тканей.

E-mail: kirzay@gmail.com

Ключевые слова: терагерцовое излучение, терагерцовая спектроскопия, терагерцовые изображающие системы, диагностика рака кожи.

Введение. Задача разработки новых методов диагностики онкологических заболеваний кожи в настоящий момент является чрезвычайно актуальной. Согласно статистическим исследованиям [1], 20 % людей в процессе жизни сталкиваются с онкологическими заболеваниями кожи. По распространенности злокачественные поражения кожи занимают третье место среди всех онкологических заболеваний организма человека после рака желудка и рака легких [1].

Из всего многообразия злокачественных поражений кожи можно выделить три наиболее часто встречающихся вида: базальноклеточная карцинома (базальноклеточный рак кожи, базалиома), плоскоклеточный рак кожи и меланома.

Только в США ежегодно меланому диагностируют у 120 000 человек, а базалиому — у 1 млн. Базалиома — наиболее часто встречающийся вид рака кожи, составляющий 96 % по частоте появления из числа всех диагностируемых опухолей эпителиальных тканей (опухолей выстилающей поверхности и полостей тела, слизистых оболочек внутренних органов, пищевого тракта, дыхательной системы) [2].

Базалиома может иметь различное строение и развивается в основном в эпидермисе и дерме кожи человека. В 95 % случаев при появлении базальноклеточного рака образуется один очаг поражения, в остальных 5 % случаев очагов может быть несколько. Могут появляться очаги, визуально не отличимые от здоровых тканей, находящиеся под поверхностью кожи. Особенно актуальна задача поиска труднообнаружимых очагов данного типа новообразований на ранних стадиях их развития.

Меланома — наименее распространенное злокачественное заболевание кожи, но в то же время являющееся причиной 50 % летальных исходов, вызванных онкологическими поражениями кожи [1].

В настоящее время существует ряд методов неинвазивной диагностики заболеваний эпителиальных тканей [1], позволяющих строить дву- или трехмерные изображения кожи. Каждый метод обладает своими преимуществами и недостатками. Начнем с общей характеристики существующих методов.

Отметим, что рентгеновские изображающие системы не используются в целях диагностики заболеваний кожи, с одной стороны, потому что рентгеновские лучи вредны для человеческого организма, с другой стороны, потому что с их помощью не всегда можно обнаружить онкологическое новообразование в эпителиальных тканях.

Для изучения кожи часто применяются цифровые камеры высокого разрешения [3] и различные виды кожной микроскопии [4]. Очевидно, что данные методы позволяют анализировать лишь поверхностные характеристики поражений.

Для визуализации внутренней структуры тканей проводятся высокочастотные ультразвуковые исследования (УЗИ) (20...100 МГц), позволяющие визуализировать трехмерную структуру онкологического поражения с разрешением в 200 мкм по латеральным координатам и в 100 мкм по глубине [5]. Возможная глубина высокочастотных УЗИ составляет 7 мм. Отраженный от объекта звуковой сигнал не содержит информации о химических свойствах тканей, поэтому возможности данного метода исследований ограничены [6].

Магнитно-резонансная томография (МРТ) не используется для изучения онкологических поражений, так как разрешение МРТ-систем составляет 1 мм по всем трем направлениям [1]. С помощью МРТ можно получить полезную информацию о поражении организма, если оно находится на глубине не менее 15 мм под поверхностью кожи [7].

Для визуализации трехмерной структуры онкологического поражения кожи может использоваться магнитно-резонансная микроскопия (МРМ). Данный метод дает возможность получить трехмерные

изображения объекта с латеральным разрешением 78 мкм и разрешением по глубине 19 мкм. Предельная глубина, на которой данный метод обеспечивает визуализацию структуры, составляет 800 мкм [8]. Информации о химическом составе тканей МРМ получить не позволяет. Использование МРТ и МРМ для диагностики заболеваний эпителиальных тканей нецелесообразно по ряду причин: дороговизна и громоздкость оборудования, длительность процедуры исследований и др.

Конфокальная отражательная микроскопия (КОМ) обеспечивает изучение строения кожи на глубине до 100...200 мкм с латеральным разрешением до 2 мкм и разрешением по глубине до 3...5 мкм [9]. Высокое разрешение позволяет исследовать строение клеток, визуализировать движение крови в реальном масштабе времени. Недостатком КОМ является небольшая глубина диагностики.

Оптическая когерентная томография (ОКТ) — метод диагностики, использующий оптическое излучение. ОКТ обеспечивает получение изображения внутренней структуры кожи на глубине до 1...1,5 мм, при этом теоретический предел разрешения по глубине составляет 5...15 мкм [10]. Важно отметить, что сильное рассеяние видимого и ИК-электромагнитного излучения в биологических тканях снижает качество ОКТ-изображений, уменьшает разрешение по глубине. С помощью ОКТ нельзя получить информацию о химическом составе тканей.

Лазерное доплеровское исследование приповерхностного кровотока кожи дает возможность получать изображения, содержащие информацию о микроциркуляции крови на глубине до 200 мкм [3]. Лазерные доплеровские исследования часто используются для диагностики аллергических заболеваний. Глубина диагностики данного метода недостаточна для эффективного исследования новообразований кожи.

Проведенный обзор показывает, что ни один из перечисленных методов не позволяет однозначно установить вид ракового поражения кожи, найти все очаги роста новообразования. Существует потребность в разработке нового эффективного метода поиска и идентификации заболеваний, который сочетал бы в себе возможности изучения как структуры поражения, так и его химических свойств.

Эффективным средством ранней неинвазивной диагностики злокачественных поражений могут стать терагерцовые (ТГц) изображающие системы и ТГц-спектроскопия, благодаря уникальным свойствам ТГц-излучения.

Диапазон частот ТГц-излучения лежит между инфракрасной и микроволновой областями электромагнитного спектра (между 0,1 и 10 ТГц). ТГц-волны обладают рядом характерных особенностей: низкая ионизирующая способность, сильно поглощаются водой, высокая

проникающая способность. В области ТГц-частот поглощение излучения веществами обусловлено переходом энергии кванта излучения в энергию вращательных и колебательных уровней молекулы.

Первые эксперименты, связанные с детектированием ТГц-излучения, проводились еще в 1897 г. Х. Рубенсом и Ф. Николасом [11] при исследовании спектрального состава излучения абсолютно черного тела. Позднее в 1975 г. Д. Аустон разработал генератор импульсов ТГц-излучения, построенный на основе фотопроводящей антенны, возбуждаемой фемтосекундными лазерными импульсами оптического диапазона [12]. Развитие лазерной техники, создание установок, способных генерировать стабильные и мощные ультракороткие лазерные импульсы, привело к интенсивному развитию ТГц-спектроскопии в середине 1990-х годов.

Медицинская диагностика является одной из наиболее перспективных областей применения ТГц-спектроскопии. Концентрация воды в тканях человеческого организма высока, поэтому ТГц-волны не могут проникать глубоко в тело человека. Следовательно, проводить диагностику по проходящему через организм излучению принципиально невозможно. Тем не менее существует возможность использования изображающих ТГц-систем и ТГц-спектроскопии для диагностики заболеваний эпителиальных тканей организма по отраженному от среды излучению.

Впервые возможность использования изображающей ТГц-системы для визуализации области поражения кожи раковым образованием доказана в работе [13]. На рис. 1 приведено ТГц-изображение базальноклеточного рака кожи. Возможность диагностики других типов рака кожи в данной работе не рассматривалась.

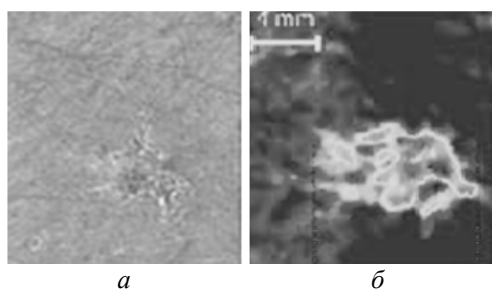


Рис.1. Результат исследования базальноклеточного рака кожи *in vivo* [13]:

а — фотография образца кожи; *б* — ТГц-изображение образца кожи

Помимо диагностики базальноклеточного рака кожи показана возможность использования ТГц-спектроскопии для поиска пораженных раком тканей груди в процессе операции по их удалению [14] и онкологических заболеваний прямой кишки [15], а также при

диагностике деминерализации эмали зуба (первой и обратной стадии кариозного процесса) [16].

Появление онкологического новообразования приводит к росту числа кровеносных микрососудов и, следовательно, к увеличению концентрации воды в тканях. В пораженных областях кожи изменяется содержание различных химических соединений, например аминокислоты триптофана [17], а также происходят структурные изменения тканей. В результате при появлении ракового образования изменяется спектральная зависимость коэффициента отражения ТГц-излучения кожей, что позволяет говорить о возможности диагностики онкологических заболеваний кожи по отраженному от среды ТГц-излучению.

Цель данной работы — ознакомление с методом построения параметрических изображений объектов с помощью ТГц-спектрометра, построение изображения различных видов поражений кожи — плоскоклеточного рака, эпителиоидноклеточной меланомы, инфильтрирующей карциномы — с помощью изображающих ТГц-систем; выявление возможности локализации полной области поражения кожи с помощью ТГц-изображающей системы и оценка перспективности разработки ТГц-систем диагностики онкологических заболеваний эпителиальных тканей на основе результатов экспериментальных исследований.

Терагерцовая спектроскопия во временной области. Принцип действия ТГц-спектроскопии во временной области предполагает зондирование исследуемого объекта коротким импульсом ТГц-излучения длительностью всего 1...2 пс, регистрацию отраженного или прошедшего через объект сигнала — временной зависимости напряженности электрического поля — с временным разрешением до 50 фс.

Короткий импульс ТГц-излучения содержит спектральные составляющие от 0,1 до 3,0 ТГц. Это позволяет анализировать спектральные характеристики исследуемого образца: амплитудные коэффициенты пропускания и отражения, диэлектрическую проницаемость, удельный коэффициент поглощения излучения веществом [18].

На рис. 2 представлена принципиальная схема ТГц-спектрометра, в котором генерация импульсов ТГц-излучения осуществляется с помощью фотопроводящей антенны (оптического переключателя), возбуждаемой ультракороткими оптическими лазерными импульсами, а регистрация ТГц-поля реализуется с помощью электрооптического детектора.

Источником ультракоротких лазерных импульсов длительностью 80 фс, следующих с частотой 1 МГц, служит волоконный лазер, в котором активной средой является легированное Yb-стекло.

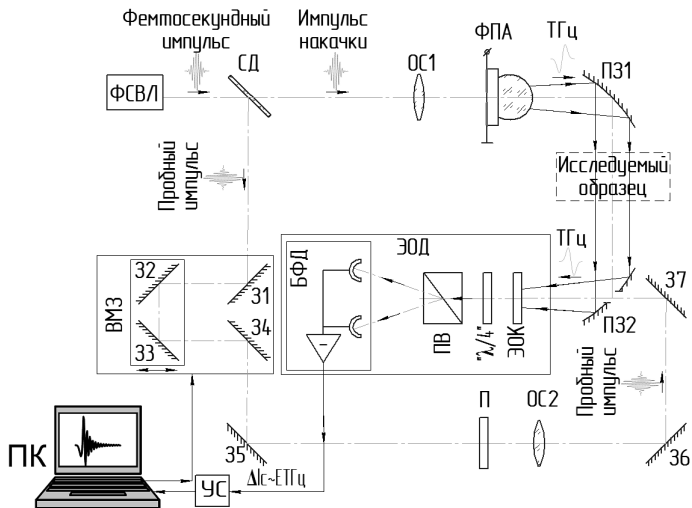


Рис. 2. Принципиальная схема ТГц-спектрометра с временным разрешением с приставкой для работы в режиме «на пропускание»:

31—37 — плоские зеркала; ПЗ1, ПЗ2 — параболические зеркала; ОС1, ОС2 — оптические системы; ФСВЛ — фемтосекундный волоконный лазер; СД — светоделитель; ФПА — фотопроводящая антенна; ЭОД — электрооптический детектор ТГц-поля; МВЗ — механическая ветвь задержки; П — поляризатор; $\lambda/4$ — четвертьволновая пластинка; ПВ — призма Волластона; БФД — балансный фотодетектор оптического сигнала; ЭОК — электрооптический кристалл; УС — усилитель сигнала; ПК — портативный компьютер

Пучок излучения от фемтосекундного волоконного лазера (ФСВЛ) падает на светоделитель (СД) и расщепляется на две части: пучок накачки и пробный пучок. Пучок накачки имеет большую интенсивность.

Ультракороткие импульсы пучка накачки попадают на диэлектрическую подложку фотопроводящей антенны (ФПА). Каждый оптический импульс накачки участвует в генерации соответствующего ему импульса ТГц-излучения. В дальнейшем ТГц-импульсы проходят через измерительную кювету, пустую при измерении базового сигнала или содержащую исследуемый образец при измерении сигнала образца.

Импульсы пробного пучка, пройдя механическую ветвь задержки (МВЗ) и поляризатор (П), одновременно с импульсами ТГц-излучения попадают в ячейку Погкельса электрооптического детектора (ЭОД), изготовленную на основе электрооптического кристалла (ЭОК) ZnTe. Наведенное ТГц-полем двулучепреломление приводит к преобразованию линейной поляризации оптического излучения в слабоэллиптическую поляризацию.

Четвертьволновая пластинка ($\lambda/4$), стоящая за ЭОК, позволяет преобразовать слабоэллиптическую поляризацию на выходе ЭОК в эллиптическую, близкую к циркулярной поляризации.

Призма Волластона (ПВ) служит для пространственного разделения двух ортогонально поляризованных составляющих оптического излучения, которые впоследствии детектируются балансной схемой фотодетекторов (БФД). Разность интенсивностей двух ортогонально поляризованных компонент оптического излучения пропорциональна напряженности электрического поля ТГц-излучения в момент времени, соответствующий текущей задержке пробного оптического импульса.

Меняя задержку пробного оптического импульса относительно оптического импульса накачки в МВЗ (а следовательно, и относительно детектируемого ТГц-импульса), можно детектировать напряженность электрического ТГц-поля в разные моменты времени, регистрировать зависимость напряженности этого поля от времени $E_{\text{THz}}(t)$.

Отличительная особенность приведенной схемы ТГц-спектрометра заключается в том, что импульсное ТГц-излучение с частотой следования импульсов 1 МГц модулируется огибающей с частотой 100 кГц. Модуляция импульсного ТГц-излучения приводит к модуляции ортогонально поляризованных компонент излучения пробного пучка, регистрируемого БФД, что позволяет повысить отношение сигнал—шум на выходе БФД. Модуляция ТГц-излучения реализуется за счет приложения переменного напряжения питания с частотой 100 кГц к электродам ФПА во время генерации ТГц-импульсов.

Методика исследований. Для исследования образцов онкологических поражений в НОЦ «Фотоника и ИК-техника» при МГТУ им. Н.Э. Баумана был построен макет изображающей ТГц-системы. Макет состоит из ТГц-спектрометра, работающего по отраженному от среды излучению, оснащенного устройством механического сканирования (УМС) образца. Процесс сканирования образца ТГц-спектрометром иллюстрирует рис. 3.

Исследуемый объект, установленный в УМС, базируется на опорной пластинке (ОП). Первая поверхность ОП расположена на фиксированном расстоянии от ТГц-спектрометра при любом положении УМС.

Импульсное ТГц-излучение фокусируется на границе раздела сред «опорная пластинка — образец» линзой (Л), выполненной из полимера полиметилпентен, с фокусным расстоянием $f' = 25$ мм и относительным отверстием $D/f' = 1:1$. Формируемый оптической системой кружок рассеяния имеет дифракционное качество.

За счет растрового сканирования объекта ТГц-спектрометром регистрируется трехмерная информация об объекте $E(x, y, t)$. Сигнал $E(x, y, t)$ обрабатывается с целью построения параметрического

изображения образца — изображения, яркость каждого пиксела (x', y') которого пропорциональна некоторому параметру $p(x', y')$ временного сигнала $E(x', y', t)$:

$$p(x_i, z_i) = f(E(x', y', t)). \quad (1)$$

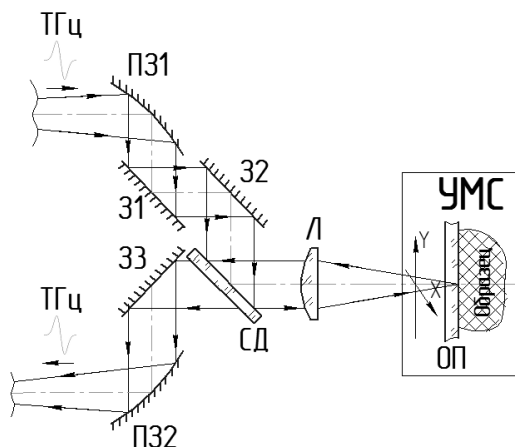


Рис 3. Принципиальная схема измерительного отсека ТГц-спектрометра при работе по отраженному от образца излучению:

ПЗ1, ПЗ2 — параболические зеркала; 31, 32, 33 — плоские зеркала; СД — светодиод; Л — линза; УМС — устройство механического сканирования; ОП — опорная пластинка

Существуют различные процедуры вычисления параметра $p(x', y')$, предполагающие обработку сигнала во временной области $E(x', y', t)$ или в пространстве временных частот $\tilde{E}(x', y', \nu_t)$. В данной работе для вычисления параметра $p(x', y')$ использовали процедуру интегрирования спектральных характеристик [19,20]:

$$p(x', y') = \frac{1}{\Delta \nu_t} \int_{\Delta \nu_t} \Delta \tilde{E}(x', y', \nu_t) d\nu_t; \quad (2)$$

$$\Delta \tilde{E}(x', y', \nu_t) = \left| \tilde{E}(x', y', \nu_t) \right| - \left| \tilde{E}_b(\nu_t) \right|,$$

где $\tilde{E}(x', y', \nu_t)$ — амплитудный фурье-спектр сигнала, отраженного от точки (x', y') объекта; $\tilde{E}_b(\nu_t)$ — базовый сигнал, отраженный от здоровой кожи.

Процедура интегрирования спектральных характеристик позволяет повысить контраст в параметрическом изображении, так как в процессе интегрирования усредняются флуктуации в амплитудном

спектре отраженного сигнала, появляющиеся вследствие интерференции излучения в ОП и в слоях объекта.

Результаты исследования образцов кожи *in vitro*. Проведены *in vitro* исследования образцов кожи, пораженной плоскоклеточным раком, инфильтрирующей карциномой и эпителиоидноклеточной меланомой.

При транспортировке из медицинского учреждения образцы в течение нескольких часов находились в растворе формалина, что повлияло на их оптические характеристики [21].

На рис. 4—6 представлены фотографии и параметрические изображения образцов раковых поражений кожи.

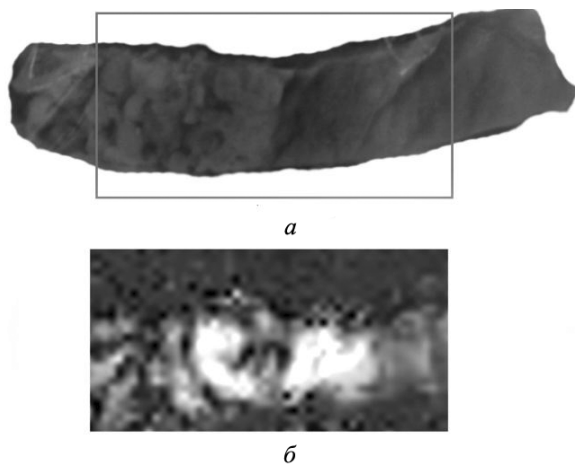


Рис. 4. Результат растрового сканирования образца кожи *in vitro*, пораженной плоскоклеточным раком:

a — фотография образца; *б* — параметрическое изображение образца

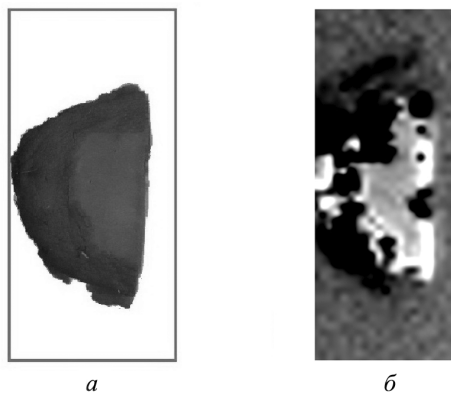


Рис. 5. Результат растрового сканирования образца кожи *in vitro*, пораженной эпителиоидноклеточной меланомой:

a — фотография образца; *б* — параметрическое изображение образца



a



b

Рис. 6. Результат растрового сканирования среза образца кожи *in vitro*, пораженной инфильтрирующей карциномой:

a — фотография образца; *b* — параметрическое изображение образца

Обсуждение результатов. Результаты экспериментальных исследований показали, что контраст между здоровыми и больными тканями наблюдается на параметрических изображениях всех трех образцов, исключая области раковых поражений с неровной, рассеивающей поверхностью.

На параметрическом изображении образца кожи, пораженной плоскоклеточным раком (рис. 4), контраст наблюдается даже в том случае, когда новообразование лежит на глубине до 0,1...0,3 мм под слоем здоровой кожи. Установить предельную глубину диагностики раковых поражений в ходе эксперимента не удалось вследствие отсутствия подходящих для этой цели образцов.

Математическое моделирование процесса построения параметрического изображения оптической системой, построенной на основе сканирующего ТГц-спектрометра, показало [19], что поражение типа базальноклеточной карциномы может быть обнаружено на глубине не менее 1 мм. Данная глубина диагностики сопоставима с предельной глубиной, которую позволяют получить существующие методы исследования тканей кожи. Следует отметить, что в работе [19] не учитывалось рассеяние излучения в биологических тканях, способное снизить возможную глубину диагностики [22].

Несмотря на то что изучались образцы кожи *in vitro*, полученные результаты позволяют говорить о возможности использования изображающих ТГц-систем для визуализации полной области поражения кожи раковым заболеванием *in vivo*, поиска очагов раковых поражений, которые не могут быть обнаружены с помощью существующих средств диагностики.

Возможность идентификации типа ракового поражения на основе его естественных или искусственных спектральных маркеров — ве-

ществ, имеющих характерные линии поглощения в ТГц-области спектра, — в данной работе не рассматривалась.

В дальнейшем планируется исследование большого числа образцов раковых поражений кожи с целью регистрации их спектральных характеристик, поиска естественных спектральных маркеров злокачественных поражений. Для обеспечения чистоты эксперимента необходимо исследовать либо свежеизвлеченные образцы рака кожи, либо поражения *in vivo*. Планируется изучение спектральных характеристик различных контрастных веществ с целью поиска вещества, пригодного для использования в качестве искусственного маркера ракового поражения, вводимого в кровоток, накапливающегося в раковом поражении и имеющего характерные линии поглощения в ТГц-области спектра.

Заключение. В данной работе экспериментально обоснована возможность использования изображающих ТГц-систем при диагностике раковых заболеваний кожи для визуализации области поражения кожи. Получены параметрические изображения различных видов раковых поражений кожи *in vitro* — плоскоклеточного рака, эпителиоидноклеточной меланомы, инфильтрирующей карциномы. На всех параметрических изображениях наблюдается контраст между больными и здоровыми тканями.

Обзор существующих методов диагностики заболеваний кожи, а также результаты экспериментальных исследований позволяют заключить, что рассмотренный в данной работе метод диагностики с использованием изображающей ТГц-системы, построенной на основе сканирующего ТГц-спектрометра, может конкурировать с существующими методами исследования заболеваний кожи.

Предстоит также рассмотреть возможность идентификации вида онкологического поражения кожи по его спектральным ТГц-характеристикам. В случае если идентификация на основе естественных или искусственных спектральных маркеров окажется возможной, ТГц-методы получат неоспоримые преимущества по сравнению с существующими методами диагностики.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Barral J. K. In Vivo High-Resolution Magnetic Resonance Imaging. A Dissertation Submitted to the Department of Electrical Engineering and the Committee on Graduate Studies of Stanford University in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy, 2010.
2. Денисов Л. Е., Курдина М. И., Поткаев Н. С., Володин В. Д. Активное выявление злокачественных новообразований кожи. М., 1995. С. 29.

3. Aspres N., Egerton I. B., Lim A. C. Imaging the skin // *Australas J. Dermatol.* 44(1): 19–27. 2003.
4. Cohen D. E., Sanguenza O. P., Fass E. In vivo cutaneous surface microscopy: revised nomenclature // *Int. J. Dermatol.* 32(4): 257–258. 1993.
5. Blevé M., Capra P., Pavonetto F. Ultrasound and 3D Skin Imaging: Methods to Evaluate Efficacy of Striae Distensae Treatment // *Dermatology Research and Practice.* 2012. Vol. 2012. Article ID 673706. 10 p.
6. Hoffmann K., Happe M., Schuller S. Ranking of 20 MHz sonography of malignant melanoma and pigmented lesions in routine diagnosis // *Ultraschall Med.* 20:104-109. 1999.
7. Heinritz H., Benzel W., Hoffmann K., Iro H. Imaging superficial skin tumors of the ENT area. High frequency ultrasound in comparison with computerized tomography and magnetic resonance tomography // *HNO.* 43:6–11. 1995.
8. Song H. K., Wehrli F. W., Ma J. In vivo MR microscopy of the human skin // *MRM.* 37:185–191. 1997.
9. Branzan A. L., Landthaler M., Szeimies R.–M.. In vivo confocal scanning laser microscopy in dermatology // *Lasers Med Sci.* 22(2):73–82. (2007).
10. Mogensen M., Thrane L., Jorgensen T. M. OCT imaging of skin cancer and other dermatological diseases // *J. Biophotonics.* 2(6–7):442–451. (2009).
11. Rubens H., Nichols E. F. Heat Rays of Great Wave Length // *Phys. Rev.* 4. 314–323. 1897.
12. Auston D. H. Picosecond Optoelectronic Switching and Gating in Silicon // *Appl. Phys. Lett.* 26. 101–103. 1975.
13. Wallace V. P., Woodward R. M., Fitzgerald A. J. Terahertz Pulsed Imaging of Cancers // *Proceedings of SPIE.* 2003. Vol. 4949.
14. Ashworth P. C., Pickwell-MacPherson E., Provenzano E. Terahertz Pulsed Spectroscopy of Freshly Existed Human Breast Cancer // *Optics Express.* 2009. Vol. 17. No. 15.
15. Reid C. Spectroscopic Methods for Medical Diagnosis at Terahertz Wavelength. A thesis submitted to University College London for the degree of Doctor of Philosophy. 2009. P. 193.
16. Pickwell E., Wallace V. P., Cole B. E. A Comparison of TPI with Micro-radiography for Depth Imaging of Enamel Demineralization in vitro // *Caries Reserch,* 41:49-55. 2007.
17. Joseph C. S., Yaroslavsky A. N., Lagraves J. L. Dual Frequency Continuous Wave Terahertz Transmission Imaging of Nonmelanoma Skin Cancer // *Proceedings of the SPIE.* 2010. Vol. 7601. P. 760104-760104-8.
18. Зайцев К. И., Фокина И. В., Федоров А. К., Юрченко С. О. Анализ спектральных характеристик воды и льда в ТГц-области спектра в процессе фазового перехода // *Вестник МГТУ им. Н. Э. Баумана. Сер. Естественные науки. Спец. выпуск «Моделирование физических и технических процессов».* 2012.
19. Зайцев К. И., Карасик В. Е., Королева С. А., Фокина И. Н. Исследование возможности использования терагерцовых изображающих систем для медицинской диагностики // *Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение.* 2012. № 4.
20. Zaytsev K. I., Karasik V. E., Fokina I. N. Study of Terahertz Pulsed Imaging of Skin Cancers // *Abstract Book. The 2-nd International Conference «Terahertz*

and Microwave Radiation: Generation, Detection and Applications», Moscow, Russia, 20–22 June 2012.

21. Sun Y., Fischer B. M., Pickwell-MacPherson E. Effects of formalin fixing on the terahertz properties of biological tissues // *J Biomed Opt.* 14(6):064017. 2009.
22. Алехнович В. И., Зайцев К. И., Карасик В. Е., Фокина И. Н. Математическое моделирование процесса рассеяния электромагнитного излучения на проводящих диэлектрических телах сложной формы // *Вестник МГТУ им. Н. Э. Баумана. Сер. Естественные науки. Спец. выпуск «Прикладная математика и механика».* 2012.

Статья поступила в редакцию 28.09.2012.