Импульсная ТГц-микроскопия на основе эффекта твердотельной иммерсии с субволновым разрешением

© В.А. Желнов[1], Д.Д. Рыбников[1,2], Ю.И. Борисов[1], С.О. Юрченко[2], Д.С. Пономарев[3], К.И. Зайцев[1], Н.В. Черномырдин[1]

[1] Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук, Москва, Россия
[2] Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия
[3] Национальный исследовательский центр „Курчатовский институт“ Москва, Россия

e-mail: vleder.zel@mail.ru

Поступила в редакцию 11.12.2025 г.
В окончательной редакции 17.02.2026 г.
Принята к публикации 27.03.2026 г.

Предложена конструкция импульсного терагерцового (ТГц) микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии, который включает широкоапертурную кремниевую иммерсионную линзу и две фотопроводящих антенны (ФПА), используемые в качестве источника и детектора широкополосных ТГц-импульсов. Такая конфигурация сочетает в себе сверхвысокое разрешение ТГц-оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии и большой объем информации, предоставляемый методом ТГц-импульсной спектроскопии. Импульсный ТГц-микроскоп формирует трехмерный массив данных путем растрового сканирования поверхности образца. Эти данные могут быть представлены как во временной, так и в частотной областях, что открывает большие возможности для анализа ТГц-сигналов. Пространственное разрешение микроскопа зависит от формы представления ТГц-изображения. Разрешение варьирует от $0.136\lambda_c$ до $0.2\lambda_c$ (длина волны $\lambda_c \approx 360\,\mu$m соответствует несущей частоте ТГц-импульса $\nu_c \approx 0.83$ THz) при формировании ТГц-изображения во временной области. В случае представления изображения в спектральной области в диапазоне частот $0.5-1.7$ THz разрешение составляет $0.147\lambda-0.304\lambda$ и $0.047\lambda-0.156\lambda$ (λ — длина волны электромагнитного излучения в свободном пространстве) для режимов детектирования амплитуды и фазы соответственно. Наибольшее разрешение, достигаемое в области фаз, обусловлено нелинейностью данного метода построения изображения. Полученные результаты демонстрируют перспективность применения импульсного ТГц-микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии для визуализации субволновых элементов объектов с одновременной регистрацией спектральных данных, что делает его крайне востребованным в биофотонике, физике конденсированного состояния, неразрушающем контроле и других областях.

Ключевые слова: терагерцовые технологии, терагерцовая импульсная микроскопия, микроскопия на основе эффекта твердотельной иммерсии, сверхразрешение, амплитудная и фазовая визуализация.

DOI: 10.61011/OS.2026.06.63418.58-25

Введение

В последние десятилетия ТГц-диапазон электромагнитного излучения привлекает значительное внимание научного сообщества ввиду своего уникального потенциала для применения в таких областях как медицинская диагностика [1] и терапия [2], неразрушающий контроль материалов [3] и полупроводниковых приборов [4,5], характеризация минералов [6], промышленный контроль качества [7], системы безопасности [8] и системы связи 6G [9].

ТГц-технологии стали востребованными благодаря особенностям взаимодействия низкоэнергетических ТГц-квантов с веществом и распространения ТГц-волн в различных средах, в том числе непрозрачных в видимом и ИК-диапазонах. Однако существует ряд факторов, ограничивающих широкое применение ТГц-технологий. Одним из них является низкое пространственное разрешение классических ТГц-оптических систем, ограниченное дифракционным пределом разрешения Аббе, составляющим $\sim 0.5\lambda$ (где λ — длина волны) [10]. Поскольку типичные длины ТГц-волн находятся в диапазоне от $100\,\mu$m до 1 mm, данное ограничение делает невозможным исследование субволновых объектов, таких как отдельные клетки или дефекты в материалах.

Для преодоления дифракционного предела Аббе активно развиваются методы ближнепольной ТГц-микроскопии, позволяющие достигнуть субволнового разрешения [4,10–13]. Они используют различные физические механизмы локализации света в непосредственной близости от исследуемого объекта, и в предельных случаях разрешение может достигать $\sim 10^{-3}\lambda-10^{-4}\lambda$. Отмеченные результаты конкурируют с разрешением ближнепольной микроскопии в видимом и ИК-диапазонах и близки к возможностям электронной микроскопии. При этом ТГц-изображение предоставляет совершенно иную дополнительную информацию об исследуемом объекте. Несмотря на впечатляющие результаты, данные методы

часто включают сложные и дорогостоящие компоненты, а также сталкиваются с компромиссом между разрешением, отношением сигнал/шум и временем сканирования. Это ограничивает практическое применение методов ТГц-ближнепольной визуализации.

Для объединения преимуществ высокого пространственного разрешения и энергетической эффективности визуализации нашей группой адаптирован для ТГц-диапазона метод микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии, применяемый ранее в видимом и ближнем ИК-диапазонах [14]. Разработан ТГц-микроскоп на основе эффекта твердотельной иммерсии, работающий в режиме регистрации отраженного от объекта излучения [15]. Эффект твердотельной иммерсии позволяет уменьшить размеры каустики пучка, сфокусированного на задней поверхности иммерсионной линзы, изготовленной из материала с высоким показателем преломления n_{SI}, с учётом вклада отражённой и эванесцентной волн. Увеличение показателя преломления иммерсионной линзы приводит к уменьшению размера пятна рассеяния оптической системы и, таким образом, позволяет повысить пространственное разрешение, сохраняя высокую энергетику пучка. Линза на основе эффекта твердотельной иммерсии позволяет повысить разрешение фокусирующей системы в зависимости от её геометрии в n_{SI} раз (для случая полусферической линзы) и в n_{SI}^2 раз (для случая гиперполусферической линзы). Было показано, что фундаментальный предел разрешения данного типа оптических систем составляет $\delta = \lambda/(2n_{\mathrm{SI}})$ [16]. ТГц-микроскопия на основе эффекта твердотельной иммерсии позволила достичь превосходного пространственного разрешения с использованием различных материалов иммерсионной линзы: $\delta = 0.15\lambda$ для линз из высокоомного кремния, полученного методом зонной плавки (high-resistivity float-zone Si — HRFZ-Si) [15], $\delta = 0.2\lambda$ для линз из сапфира [17] или композитов TiO2/полипропилен [18] и $\delta = 0.06-0.11\lambda$ для линз из рутила (монокристалл TiO_2) [19]. Для ТГц-микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии разработана модель определения локальных оптических свойств объекта на частоте $\nu = 0.6\,\mathrm{THz}$, которая впоследствии применялась для изучения структуры тканей, а также нахождения различий между здоровыми тканями и новообразованиями [20,21].

Несмотря на ряд продемонстрированных приложений, разработанные ранее системы ТГц-микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии использовали источники непрерывного излучения и фазонечувствительные детекторы мощности для регистрации интенсивности ТГц-излучения и приблизительной оценки диэлектрического отклика в апертуре образца на одной частоте, что сильно ограничивало информационную насыщенность измерений. Следующим логическим шагом в развитии ТГц-микроскопии является её переход в область спектральной визуализации и фазочувствительного детектирования. Один из способов достижения этой цели — использование импульсных ТГц-излучателей и детекторов (таких как ФПА) [22], а также принципов ТГц-импульсной визуализации [1,7,23]. Фактически ТГц-импульсная визуализация является областью, предлагающей как временные, так и частотные методы формирования изображений и применимой в самых разных сферах [1,3,7]. В работах [18,24] сообщается о первых попытках комбинирования методов ТГц-микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии и ТГц-импульсной визуализации. В этих работах использовались низкоапертурные иммерсионные линзы, что привело к низкому пространственному разрешению визуализации. Кроме того, в этих работах не было представлено всестороннего исследования пространственного разрешения для различных режимов, предоставляемых такими системами: временной и частотной областей, спектральной амплитуды и фазы.

В настоящей работе рассмотрена конструкция импульсного ТГц-микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии, описанного ранее в статье [25], опубликованной в журнале Applied Physics Letters. В настоящей работе повторно приведена оценка пространственного разрешения микроскопа для различных способов представления трёхмерных данных: во временной области, а также в спектральной (частотной) области по мощности и фазе, чтобы сделать доступными эти данные для российского читателя. В настоящей работе даны расширенные данные апробации данного микроскопа, в том числе для визуализации биологического объекта (листа Cotoneaster lucidus) и дифференциации различных конденсированных сред и жидкостей с использованием спектральной передаточной функции. Изображения, построенные на основе временных откликов и спектральной мощности, позволили различить детали размером около $80\,\mu\mathrm{m}$, в то время как фазовые спектральные изображения выявили детали размером около $30\,\mu\mathrm{m}$, что подтвердило преимущество фазовой модальности. Показано, что разработанный метод ТГц-спектромикроскопии позволяет анализировать локальный электродинамический отклик материала с субволновым пространственным разрешением.

Экспериментальная установка

На рис. 1 представлена схема разработанного микроскопа, в котором используются оригинальные ФПА на основе арсенида галлия (GaAs), выращенного при низкой температуре, с топологией электродов „логарифмическая спираль“ в качестве источника и детектора ТГц-импульсов. Накачка и зондирование ФПА осуществляется ближним фемтосекундным волоконным ИК-лазером (Avesta EFOA-SH) со второй гармоникой на длине волны 780 nm, длительностью импульса $\sim 100\,\mathrm{fs}$, частотой повторения $\sim 80\,\mathrm{MHz}$ и выходной мощностью $\sim$ 140 mW. Светоделитель из массива вольфрамовых проволок разделяет лазерный пучок на две части: одна осуществляет накачку ФПА-источника, а вторая зонди-

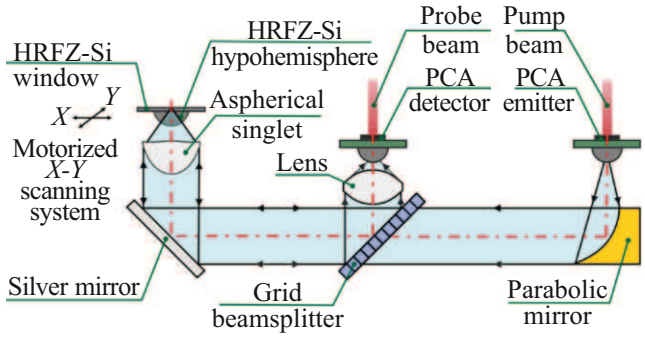

Рис. 1. Схема экспериментальной установки импульсного ТГц-микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии, работающего в режиме регистрации отраженного сигнала и использующего в качестве источника и детектора ФПА. Для упрощения часть оптического тракта, описывающая распространение лазерного пучка, не демонстрируется.

рование ФПА-детектора, при этом для предотвращения перегрузки ФПА используются аттенюаторы лазерного излучения (максимальная мощность падающего на ФПА излучения $\sim 10\,\mathrm{mW}$). Форма ТГц-сигнала $E(t)$ регистрируется путем варьирования оптической задержки между этими двумя оптическими ветвями. ТГц-излучение от источника коллимируется с помощью внеосевого параболического зеркала, проходит сквозь светоделитель, отражается от плоского зеркала и взаимодействует с объектом, расположенным на подвижном окне объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии. После отражения от границы раздела кремний–объект ТГц-пучок распространяется в обратном направлении, отражается от зеркала и далее от светоделителя и фокусируется на ФПА-детектор с помощью линзы, изготовленной из полиэтилена высокой плотности.

Разработанный микроскоп включает оптическую систему на основе эффекта твердотельной иммерсии, описанную в ранних работах [15,26]. В качестве базового фокусирующего элемента используется широкоапертурный асферический синглет из полиэтилена высокой плотности с фокусным расстоянием 15 mm, диаметром входного зрачка 25 mm и дифракционно-ограниченным качеством изображения (для поля зрения $\pm 2.5^\circ$ и частот $\nu < 1.0\,\mathrm{THz}$) [27]. Для увеличения пространственного разрешения в объективе применяется иммерсионная линза в виде полусферы из HRFZ-Si диаметром 10 mm и показателем преломления $n_{\mathrm{SI}} \simeq 3.415$. Полусфера расположена на расстоянии $\sim 2.7\,\mathrm{mm}$ от асферического синглета, при этом сферическая поверхность линзы концентрична сходящемуся волновому фронту от синглета. Иммерсионная линза имеет максимальный апертурный угол $\theta_{\max} = 40^\circ$. Хотя полусферическая линза является цельным оптическим элементом, она состоит из жестко закрепленной усечённой полусферы и подвижного плоского окна, находящихся в тесном контакте друг с другом [15]. Окно с размещенным на нем исследуемым объектом установлено на моторизованный 2D-трансляционный столик для растрового сканирования поверхности объекта сфокусированным ТГц-пучком.

В каждой точке изображения с радиусом-вектором r микроскоп регистрирует ТГц-сигнал во временной области $E(t)$, который может быть представлен в частотной области как спектральная мощность $|E(\nu)|^2$ и фаза $\Phi E(\nu)$. При сканировании поверхности образца сфокусированным ТГц-пучком регистрируются трёхмерные данные изображения, которые могут быть представлены и проанализированы либо во временной $E(\mathbf{r}, t)$, либо в частотной $|E(\mathbf{r}, \nu)|^2$ и $\Phi[E(\mathbf{r}, \nu)]$ области. Чтобы избежать искажений, связанных с пространственной и временной дискретизацией данных, использованы шаг временного сканирования сигнала детектора 0.01 ps и шаг растрового сканирования поверхности образца $5\,\mu$m, что удовлетворяет условиям теоремы Котельникова. Импульсный ТГц-микроскоп работает в диапазоне частот $0.3-3.0\,\mathrm{THz}$ с максимальной спектральной мощностью на частоте $\nu_c = 0.83\,\mathrm{THz}$ и спектральным разрешением $\simeq 15\,\mathrm{GHz}$, что следует из временного окна длительностью 65 ps.

Оценка пространственного разрешения

Количественная оценка пространственного разрешения микроскопа при различных методах представления данных и уменьшения размерности с 3D до 2D осуществлялась путем визуализации тестового объекта со ступенчатым изменением коэффициента отражения в двух взаимно перпендикулярных направлениях в плоскости объекта: ортогональном ($\mathbf{E}_\perp$) и коллинеарном ($\mathbf{E}_\parallel$) по отношению к вектору напряжённости электрического поля $\mathbf{E}$ линейно-поляризованного ТГц-пучка [15,19]. На рис. 2, *a* показана фотография тестового объекта, сформированного на поверхности подвижного кремниевого окна путем напыления золота через фотомаску. При использовании данного подхода функция рассеяния оптической системы рассчитывается как первая производная профиля изображения на границе раздела сред. Затем пространственное разрешение оценивается на уровне полной ширины по уровню 0.5 (full width at half maximum — FWHM) функции рассеяния оптической системы последовательно для всех методов представления данных.

На рис. 2, *b* показано ТГц-изображение тестового объекта, сформированное по пиковым значениям амплитуды ТГц-импульса $E_{\max}$. Данный метод предполагает фиксирование временной координаты импульса $t_{\max}$ и построение пространственного распределения $E(t_{\max})$. Он широко применяется в ТГц-импульсной визуализации и позволяет оценить коэффициент отражения объекта. Изображение по пиковому значению $E_{\max}$ может быть зарегистрировано на порядок быстрее, чем в случае, когда в каждой точке изображения регистрируется вся форма импульса $E(t)$. При его простоте и высокой скорости регистрации в некоторых случаях пространственное

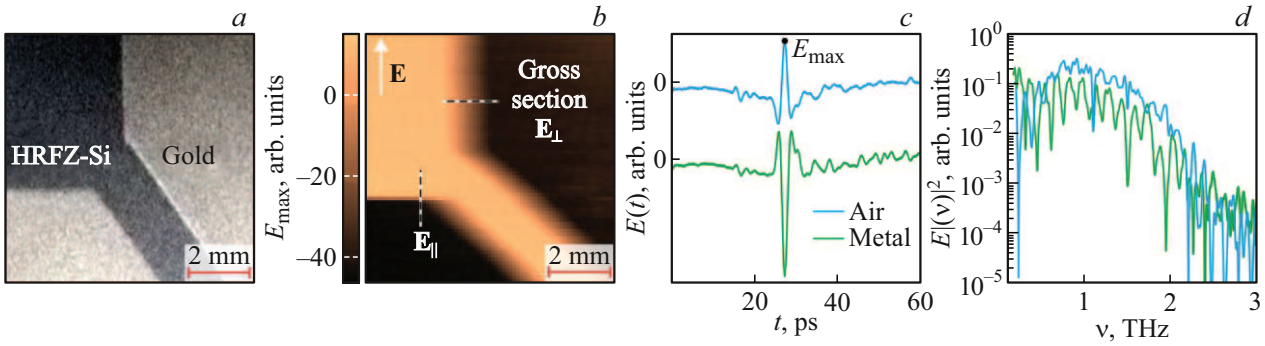

Рис. 2. ТГц-микроскопия тестового объекта. (*a*) Фотография объекта. (*b*) ТГц-изображение во временной области $E_{\max(\mathbf{r})}$, построенное по пику ТГц-импульса. (*c, d*) Примеры профилей отраженных от границ раздела кремний–воздух и кремний–металл ТГц-импульсов $E(t)$ и их спектры мощности $|E(\nu)|^2$ соответственно. Рисунок воспроизведен из работы [25] с разрешения AIP Publishing.

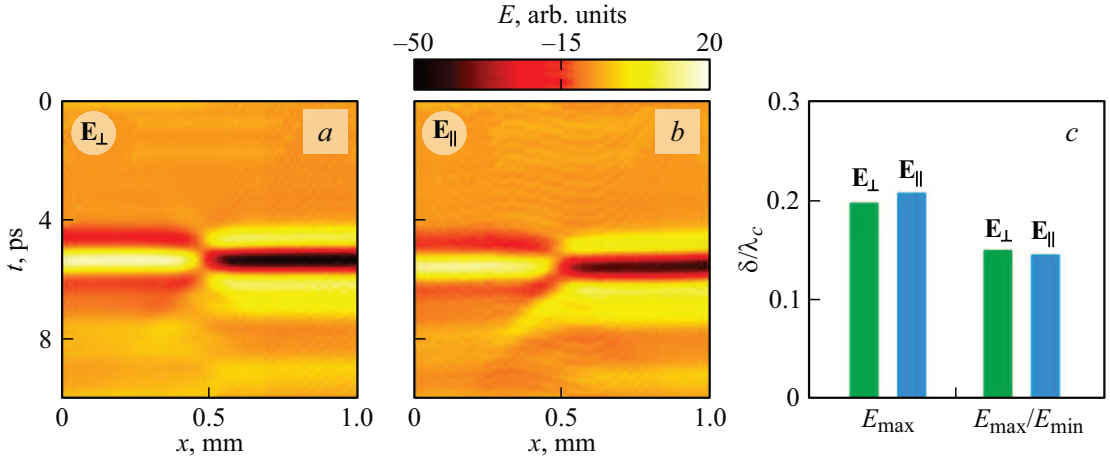

Рис. 3. (*a, b*) Эволюция временного профиля ТГц-импульса $E(t)$ при пересечении границы металл–воздух для направлений $\mathbf{E}_\perp$ и $\mathbf{E}_\parallel$ соответственно. (*c*) Пространственное разрешение δ/λ_c для изображений во временной области, сформированных по $E_{\max}(\mathbf{r})$ и $E_{\max}(\mathbf{r})/E_{\min}(\mathbf{r})$. Рисунок воспроизведен из работы [25] с разрешения AIP Publishing.

распределение $E_{\max}$ или других параметров формы ТГц-импульса может использоваться как диагностический критерий [28–30]. На данном рисунке ярко выражен контраст между ТГц-откликами, отраженными от границ раздела кремний–воздух и кремний–металл, поскольку $E_{\max}$ становится отрицательным, когда ТГц-импульс отражается от металлического объекта со сдвигом фазы на π. На рис. 2, *c, d* этот контраст также наглядно виден в соответствующих профилях ТГц-импульсов $E(t)$ и их спектрах мощности $|E(\nu)|^2$.

Для границы перехода металл–воздух в двух направлениях зарегистрированы полные временные профили импульса $E(t)$. На рис. 3, *a, b* поперечные сечения данных во временной области $E(x,t)$ иллюстрируют эволюцию формы ТГц-импульса вблизи границы металл–воздух для направлений $\mathbf{E}_\perp$ и $\mathbf{E}_\parallel$ соответственно. На рис. 3, *c* представлены оценки разрешения δ/λ_c (длина несущей волны $\lambda_c \approx 360\,\mu$m) для изображений во временной области, сформированных по $E_{\max}$ и $E_{\max}/E_{\min}$ (это общепринятые определения в ТГц-импульсной визуализации [1,3,7,23]). Таким образом, показано, что разрешение во временной области достигает значений $\delta = 0.14\lambda - 0.20\lambda$.

На рис. 4 представлена количественная оценка пространственного разрешения импульсного ТГц-микроскопа при представлении данных в частотной области. На изображениях *a, c* и *b, d* показана эволюция спектральной мощности $|E(x,\nu)|^2$ и фазы $\Phi[E(x,\nu)]$ при пересечении границ металл–воздух соответственно. В свою очередь, на рис. 4, *e, f* представлено относительное частотно-зависимое разрешение δ в случае визуализации по $|E(x,\nu)|^2$ и $\Phi[E(x,\nu)]$ соответственно. Здесь анализируемый спектральный диапазон ограничен областью 0.501.7 THz из-за падения отношения сигнал–шум в ТГц-изображениях на более низких и высоких частотах. Полученная зависимость δ от частоты ν имеет монотонный характер возрастания и принимает значения в диапазонах $0.15\lambda - 0.30\lambda$ и $0.05\lambda - 0.16\lambda$ для режимов визуализации по амплитуде и фазе соответственно. Снижение пространственного разрешения с увеличением ча-

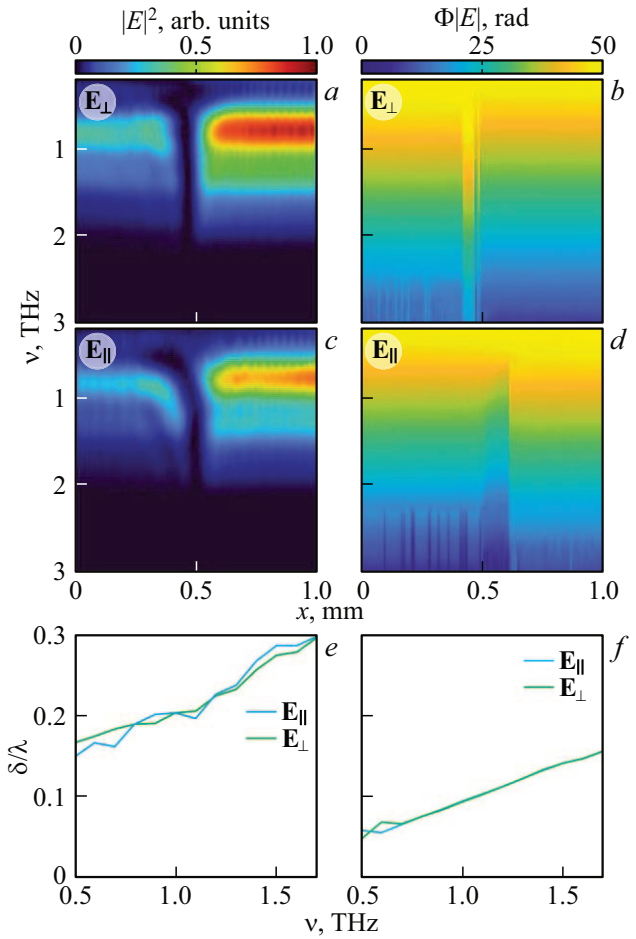

Рис. 4. (a, c) Эволюция спектральной мощности $|E(\nu)|^2$ при пересечении границы металл–воздух для направлений $\mathbf{E}_\perp$ и $\mathbf{E}_\parallel$ соответственно. (e) Пространственное разрешение δ/λ для изображений, построенных по спектральной мощности $|E(\mathbf{r}, \nu)|^2$. (b, d, f) Аналогичные данные для визуализации по спектральной фазе $\Phi[E(\mathbf{r}, \nu)]$. Рисунок воспроизведен из работы [25] с разрешения AIP Publishing.

стоты ν объясняется аберрациями оптической системы. Фактически базовый асферический синглет в оптической системе на основе эффекта твердотельной иммерсии оптимизирован для более узкого частотного диапазона ($\nu < 1.0\,\mathrm{THz}$) [27].

Наблюдаются незначительные различия ($< 5 - 10\%$) в разрешении для направлений поляризации $\mathbf{E}_\perp$ и $\mathbf{E}_\parallel$. Их можно объяснить как анизотропным пятном рассеяния оптической ТГц-системы на основе эффекта твердотельной иммерсии [19], так и остаточными погрешностями в юстировке оптической системы. Разрешение во временной и спектральной областях согласуется со значением $\delta \approx 0.15\lambda$, которое ранее получено для идентичной оптической ТГц-системы, состоящей из асферического синглета из полиэтилена высокой плотности и полусферы из HRFZ-Si [15,20,26]. Оно также удовлетворяет общему пределу пространственного разрешения, выведенному для оптических систем на основе эффекта твердотельной иммерсии, работающих в режиме регистрации интенсивности излучения [16]. Наблюдаемое сверхразрешение в режиме построения изображения по $\Phi[E(\mathbf{r}, \nu)]$ преодолевает этот общий предел, что является хорошо известным эффектом в фазовой визуализации объектов с разностью фаз, близкой к π (как в описанных экспериментах с металлическими объектами, рис. 3 и 4). Кроме того, стоит отметить, что абсолютное значение фазового разрешения остается практически постоянным на разных частотах и составляет порядка $\sim 28\,\mu$m. Данное явление может объясняться тем, что фаза отраженного сигнала меняется скачком на границе перехода без промежуточных значений. Эффект сверхразрешения фазовой микроскопии впервые наблюдался для оптической интерференционной микроскопии [31]. В работе [32] сверхразрешение в фазовых изображениях подтверждается при детектировании края металлических полосовых объектов с помощью микроволнового интерферометра и объясняется нелинейностью процесса формирования фазового изображения. Действительно, можно рассмотреть плоскую волну

$$E(t, z) = E_0 \exp(-i(2\pi\nu t + \frac{2\pi\nu}{c_0} z + \phi))$$

как гармонику в ТГц-импульсе, детектируемом разработанным микроскопом в определенной точке изображения (здесь $c_0 = 3 \cdot 10^8$ m/s — скорость света в свободном пространстве). Извлечение амплитуды E_0 из этого сигнала является линейной операцией, тогда как нахождение фазы ϕ требует нелинейной логарифмической операции. Такое „сверхразрешение“ в фазовой области использовалось для исследования (через различные режимы фазовой визуализации) полосовых объектов [33,34] и плазмонных решеток [35]. Тем не менее важно понимать, что это сверхразрешение может наблюдаться только для объектов с разностью фаз, близкой к π, и оно обусловлено нелинейностью формирования фазового изображения. Несмотря на сложность процесса формирования фазового изображения, импульсная микроскопия дает возможность избежать ошибок интерпретации этих данных путем использования других подходов для представления данных, описанных выше. Примечательно, что во всех режимах визуализации разработанный микроскоп обеспечивает значительно более высокое разрешение, чем представленное в недавних экспериментах [18,24].

ТГц-микроскопия тестовых объектов

В работе [25] импульсный ТГц-микроскоп применялся для визуализации тестовых объектов, для которых наблюдалось резкое изменение фазы отраженного сигнала на π — металлическое напыление на кремниевом окне и чип ФПА со спиральной топологией электродов. Однако для большинства сред, включая биологические объекты и ткани, изменение фазы отраженного сигнала слабо

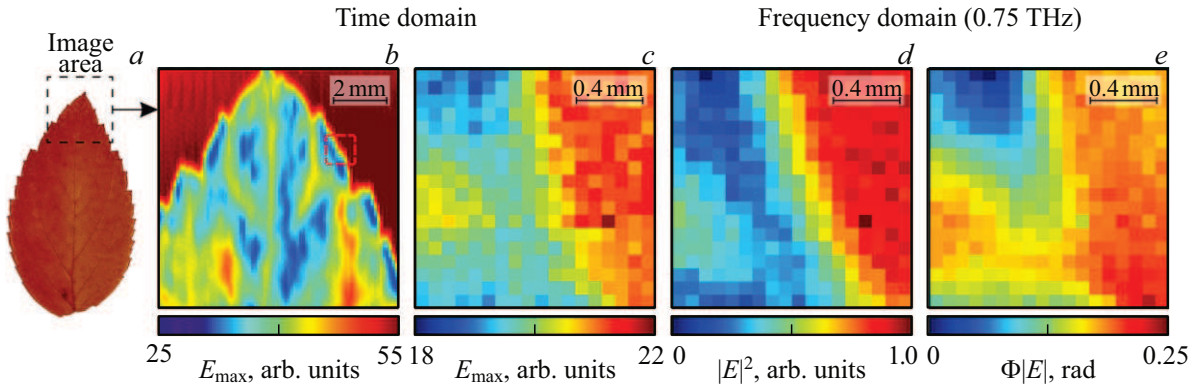

Рис. 5. Апробация импульсного ТГц-микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии во временной и частотной областях. (*a*) Фото листа *Cotoneaster lucidus*. (*b*) ТГц-изображение (область сканирования 9×9 mm) во временной области, зарегистрированное по пику ТГц-импульса $E_{\max}(\mathbf{r})$. (*c*) Увеличенное изображение по $E_{\max}(\mathbf{r})$ участка листа размером 1×1 mm. (*d, e*) Изображения, построенные по $|E(\mathbf{r}, \nu)|^2$ и $\Phi[E(\mathbf{r}, \nu)]$ того же участка на частоте $\nu = 0.75$ THz.

выражено и зависит от многих факторов. Чтобы наглядно продемонстрировать возможность визуализации биологических объектов при помощи импульсного ТГц-микроскопа, в настоящей работе с его помощью получены изображения листа *Cotoneaster lucidus*, показанные на рис. 5. На панели *a* приведена фотография листа и указана область сканирования. На рис. 5, *b* показано ТГц-изображение этого участка размером 9×9 mm, зарегистрированное по максимальной амплитуде ТГц-импульса $E_{\max}(\mathbf{r})$ с пространственным шагом сканирования 0.1 mm. Для участка размером 1×1 mm, обозначенного красной рамкой, получено увеличенное изображение с шагом сканирования $50\,\mu$m и временным шагом сканирования 0.025 ps. На рис. 5, *c*–*e* показаны изображения этой области, построенные по $E_{\max}(\mathbf{r})$, $|E(\mathbf{r}, 0.75\,\text{THz})|^2$ и $\Phi[E(\mathbf{r}, 0.75\,\text{THz})]$. Как можно заметить на рис. 5, *b*, с помощью ТГц-импульсного микроскопа удалось визуализировать жилки листа субволнового размера. Области с большим поглощением соответствуют более высокой концентрации воды. На рис. 5, *c*–*e* можно видеть, что граница листа выглядит более четко при визуализации по спектральной мощности, однако фазовая визуализация позволила визуализировать канал в нижней части изображения, который не виден при других способах представления данных.

Чтобы продемонстрировать высокую информативность импульсного ТГц-микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии, проведена его апробация с использованием различных конденсированных сред и жидкостей, исследованных ранее с помощью ТГц-импульсной спектроскопии, среди которых кристаллический кварц [36], полиметилпентен (TPX) [37], полиэтилен высокой плотности (HDPE) [38], полипропиленгликоль (PG) [39], глицерин [39], деионизованная дистиллированная вода [39]. Каждый образец размещался на подвижном HRFZ-Si-окне, после чего выполнялось сканирование временного профиля ТГц-импульса с шагом 0.01 ps. Для исследования жидких сред аддитивным методом изготовлена кювета из полилактида (PLA) и приклеена к поверхности HRFZ-Si-окна. Для рассмотренных сред получена оценка экспериментальной передаточной функции

$$H_{\text{exp}}(\nu) = \frac{E_{\text{obj}}(\nu)}{E_{\text{air}}(\nu)},$$

где $E_{\text{obj}}(\nu)$ и $E_{\text{air}}(\nu)$ — фурье-образы сигналов, отраженных от исследуемого объекта и от воздуха позади HRFZ-Si-окна соответственно. На рис. 6, *a* показана зависимость теоретической модели передаточной функции H_{th} $(n_{\text{obj}},\ \alpha_{\text{obj}})$ от показателя преломления n_{obj} и коэффициента поглощения α_{obj} объекта на частоте $\nu = 0.6$ THz. Теоретическая модель основана на формулах Френеля и законе Бугера–Ламберта–Бера. Модельная зависимость H_{th} от n_{obj} имеет практически линейный характер, а, следовательно, экспериментальная оценка $H_{\text{exp}}(\nu)$ может быть использована для дифференцирования объектов с различными оптическими свойствами. Кроме того, на основе $H_{\text{exp}}(\nu)$ может быть получена оценка спектральных зависимостей показателя преломления $n_{\text{obj}}(\nu)$ и коэффициента поглощения $\alpha_{\text{obj}}(\nu)$ в каждой точке изображения объекта, что является темой дальнейших исследований. На рис. 6, *b* показаны полученные экспериментальные зависимости $H_{\text{exp}}(\nu)$ для вышеописанных образцов. Можно видеть, что импульсная ТГц-микроскопия на основе эффекта твердотельной иммерсии позволяет различить все рассмотренные образцы, кроме TPX ($n_{\text{obj}}(0.6\,\text{THz}) = 1.46$, $\alpha_{\text{obj}}(0.6\,\text{THz}) = 0.1\,\text{cm}^{-1}$) и HDPE ($n_{\text{obj}}(0.6\,\text{THz}) = 1.51$, $\alpha_{\text{obj}}(0.6\,\text{THz}) = 0.1\,\text{cm}^{-1}$), которые имеют близкие значения оптических свойств с разницей $\Delta n \sim 0.05$ [37,38]. Стоит отметить, что $H_{\text{exp}}(\nu)$ главным образом определяется оптическими свойствами объекта. Однако, как следует из теоретической модели H_{th}, изменение углов падения излучения в результате разъюстировки оптических элементов или возникновение воздушной прослойки в результате неплотного прилегания HRFZ-Si-окна и линзы приведут к изменению значений коэффициентов

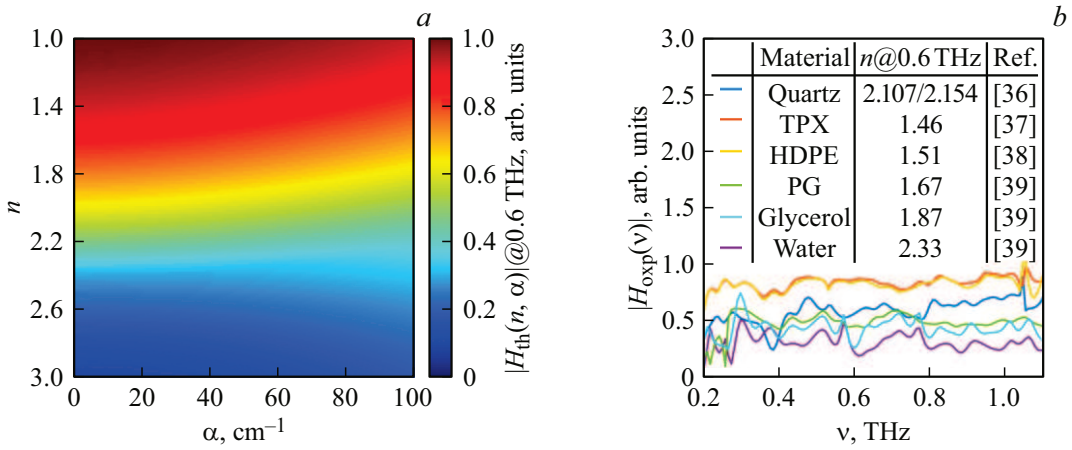

Рис. 6. Дифференциация конденсированных сред и жидкостей с помощью импульсного ТГц-микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии. (*a*) Зависимость теоретической передаточной функции $H_{\text{th}}(n_{\text{obj}}, \alpha_{\text{obj}})$ от n_{obj} и α_{obj} на частоте $\nu = 0.6$ THz. (*b*) Экспериментальные передаточные функции для различных образцов в диапазоне частот от 0.2 до 1.1 THz.

Френеля и Бугера–Ламберта–Бера и, как следствие, самой передаточной функции. Поэтому она не является функцией лишь оптических свойств объекта.

Таким образом, разработанный микроскоп сочетает пространственное разрешение за пределом Аббе оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии и широкие возможности для характеризации объекта, предоставляемые принципами импульсной визуализации. Данная система позволяет получать изображение объекта, используя различные способы представления данных на основе временной формы импульса и его спектра (рис. 5). Кроме того, импульсное излучение дает возможность оценки широкополосных спектров диэлектрических свойств объекта за одно измерение. В настоящей работе эта возможность реализована путем анализа спектральной передаточной функции объекта. При этом диэлектрические свойства объекта могут быть восстановлены путем решения обратной задачи импульсной ТГц-микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии. Благодаря перечисленным преимуществам данный метод может найти применение в таких областях, как физика конденсированного состояния и науки о материалах [40,41], неразрушающий контроль [42,43], оценка качества продукции фармацевтической [7,44] и химической [45,46] промышленности, пищевой индустрии [47,48], полупроводников и микроэлектроники [5,49], биофотоника и медицинская диагностика [1,50,51], исследование малых объемов жидкостей в каналах микрофлюидных чипов [52,53].

Стоит отметить границы применимости импульсного ТГц-микроскопа. Оптическая система на основе эффекта твердотельной иммерсии является ближнепольным методом, поэтому позволяет визуализировать только плоские твердые объекты. Однако двусоставная конструкция иммерсионной линзы позволяет также исследовать аморфные биологические объекты и мягкие ткани [15,20,21,54,55]. Использование HRFZ-Si-окна, оснащенного герметичной кюветой, позволяет визуализировать жидкости [19]. При этом, как отмечалось выше, дополнительного повышения пространственного разрешения фазовой модальности стоит ожидать лишь для объектов с границей перехода, на которой фаза отраженного сигнала меняется на π, таких как металл–диэлектрик.

Подобно ранее опубликованным работам, описывающим данный тип систем [18,24], скорость получения спектральных изображений с высоким разрешением ограничена скоростью растрового сканирования поверхности образца и оптической линии задержки, что приводит к длительности регистрации одного изображения порядка нескольких часов. Эта проблема является общей для всех методов импульсной ТГц-визуализации и ближнепольной ТГц-микроскопии, в которых используется моторизованная оптическая линия задержки и растровое сканирование для регистрации ТГц-изображений. Скорость регистрации может быть повышена за счет использования двумерных матриц ФПА-детекторов [56], систем быстрой развертки ТГц-пучка на основе осциллирующих зеркал [57] или вращающихся призм [58], принципов однопиксельной визуализации с кодированной апертурой [59], высокоскоростных вращающихся линий задержки [60] и других методов. Могут быть достигнуты еще более высокие значения пространственного разрешения импульсной ТГц-микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии за счет использования материалов иммерсионных линз с более высоким показателем преломления, таких как рутил ($n_{\text{SI}} \sim 10$), преимущества и недостатки которого обсуждались в [19]. Как и для любого метода ближнепольной визуализации, разрешение ТГц-микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии зависит от оптических и структурных свойств отображаемого объекта, однако, как показано [19,20,26], в большинстве случаев остается лучше предела Аббе.

Заключение

В настоящей работе представлен импульсный ТГц-микроскоп на основе эффекта твердотельной иммерсии, сочетающий превосходное разрешение иммерсионной оптики с высокой информативностью импульсной ТГц-визуализации. Полученные результаты свидетельствуют о высоком потенциале разработанного микроскопа для решения широкого круга фундаментальных и прикладных задач в областях физики конденсированных сред, материаловедении, биофотонике и т.д., где требуется субволновое пространственное разрешение.

Финансирование работы

Работа В.А. Желнова, К.И. Зайцева и Н.В. Черномырдина по сборке и оценке характеристик импульсного ТГц-микроскопа выполнена при поддержке Российского научного фонда (РНФ), проект № 22-79-10099. Работа Д.С. Пономарева по созданию и юстировке ФПА выполнена при финансовой поддержке государственного задания НИЦ „Курчатовский институт“.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] K.I. Zaytsev, I.N. Dolganova, N.V. Chernomyrdin, G.M. Katyba, A.A. Gavdush, O.P. Cherkasova, G.A. Komandin, M.A. Shchedrina, A.N. Khodan, D.S. Ponomarev, I.V. Reshetov, V.E. Karasik, M. Skorobogatiy, V.N. Kurlov, V.V. Tuchin. J. Opt., **22** (1), 13001 (2020). DOI: 10.1088/2040-8986/ab4dc3

[2] O.P. Cherkasova, D.S. Serdyukov, E.F. Nemova, A.S. Ratushnyak, A.S. Kucheryavenko, I.N. Dolganova, G. Xu, M. Skorobogatiy, I.V. Reshetov, P.S. Timashev, I.E. Spektor, K.I. Zaytsev, V.V. Tuchin. J. Biomed. Opt., **26** (09), 090902 (2021). DOI: 10.1117/1.JBO.26.9.090902

[3] P. Lopato. Appl. Sci., **7** (7), 661 (2017). DOI: 10.3390/app7070661

[4] A.J. Huber, F. Keilmann, J. Wittborn, J. Aizpurua, R. Hillenbrand. Nano Lett., **8** (11), 3766–3770 (2008). DOI: 10.1021/nl802086x

[5] M. Yamashita, C. Otani, K. Kawase, K. Nikawa, M. Tonouchi. Appl. Phys. Lett., **93** (4), 41117 (2008). DOI: 10.1063/1.2965810

[6] H. Huang, Z. Liu, M.T. Ruggiero, Z. Zheng, K. Qiu, S. Li, Z. Zhang, Z. Zhang. Cryst. Growth Des., **25** (10), 3578–3594 (2025). DOI: 10.1021/acs.cgd.4c01423

[7] J.A. Zeitler, P.F. Taday, D.A. Newnham, M. Pepper, K.C. Gordon, T. Rades. J. Pharm. Pharmacol., **59** (2), 209–223 (2007). DOI: 10.1211/jpp.59.2.0008

[8] A.V. Shchepetilnikov, P.A. Gusikhin, V.M. Muravev, B.D. Kaysin, G.E. Tsydynzhapov, A.A. Dremin, I.V. Kukushkin. Appl. Opt., **60** (33), 10448–10452 (2021). DOI: 10.1364/AO.442060

[9] H. Guerboukha, B. Zhao, Z. Fang, E. Knightly, D.M. Mittleman. Commun. Eng., **3** (1), 58 (2024). DOI: 10.1038/s44172-024-00206-3

[10] N.V. Chernomyrdin, M. Skorobogatiy, D.S. Ponomarev, V.V. Bukin, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev. Appl. Phys. Lett., **120** (11), 110501 (2022). DOI: 10.1063/5.0085906

[11] R. Hillenbrand, Y. Abate, M. Liu, X. Chen, D.N. Basov. Nat. Rev. Mater., **10** (4), 285–310 (2025). DOI: 10.1038/s41578-024-00761-3

[12] S. Yoshida, Y. Arashida, H. Hirori, T. Tachizaki, A. Taninaka, H. Ueno, O. Takeuchi, H. Shigekawa. ACS Photonics, **8** (1), 315–323 (2021). DOI: 10.1021/acsphotonics.0c01572

[13] X. Guo, K. Bertling, B.C. Donose, M. Brünig, A. Cernescu, A.A. Govyadinov, A.D. Rakić. Appl. Phys. Rev., **11** (2), 21306 (2024). DOI: 10.1063/5.0189061

[14] S.M. Mansfield, G.S. Kino. Appl. Phys. Lett., **57** (24), 2615–2616 (1990). DOI: 10.1063/1.103828

[15] N.V. Chernomyrdin, A.S. Kucheryavenko, G.S. Kolontaeva, G.M. Katyba, I.N. Dolganova, P.A. Karalkin, D.S. Ponomarev, V.N. Kurlov, I.V. Reshetov, M. Skorobogatiy, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev. Appl. Phys. Lett., **113** (11), 111102 (2018). DOI: 10.1063/1.5045480

[16] V.A. Zhelnov, V.E. Ulitko, M. Skorobogatiy, K.I. Zaytsev, N.V. Chernomyrdin. Appl. Opt., **63** (30), 7893–7899 (2024). DOI: 10.1364/AO.536928

[17] A.S. Kucheryavenko, V.A. Zhelnov, D.G. Melikyants, N.V. Chernomyrdin, S.P. Lebedev, V.V. Bukin, S.V. Garnov, V.N. Kurlov, K.I. Zaytsev, G.M. Katyba Opt. Express, **31** (8), 13366–13373 (2023). DOI: 10.1364/OE.484650

[18] Q. Chapdelaine, K. Nallappan, Y. Cao, H. Guerboukha, N.V. Chernomyrdin, K.I. Zaytsev, M. Skorobogatiy. Opt. Mater. Express, **12** (8), 3015–3031 (2022). DOI: 10.1364/OME.461756

[19] V.A. Zhelnov, N.V. Chernomyrdin, G.M. Katyba, A.A. Gavdush, V.V. Bukin, S.V. Garnov, I.E. Spektor, V.N. Kurlov, M. Skorobogatiy, K.I. Zaytsev. Adv. Opt. Mater., **12** (1), 2300927 (2024). DOI: 10.1002/adom.202300927

[20] N.V. Chernomyrdin, M. Skorobogatiy, A.A. Gavdush, G.R. Musina, G.M. Katyba, G.A. Komandin, A.M. Khorokhorov, I.E. Spektor, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev. Optica, **8** (11), 1471 (2021). DOI: 10.1364/OPTICA.439286

[21] N.V. Chernomyrdin, D.R. Il'enkova, V.A. Zhelnov, A.I. Alekseeva, A.A. Gavdush, G.R. Musina, P.V. Nikitin, A.S. Kucheryavenko, I.N. Dolganova, I.E. Spektor, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev. Sci. Rep., **13** (1), 16596 (2023). DOI: 10.1038/s41598-023-43857-6

[22] D.S. Ponomarev, A.E. Yachmenev, D.V. Lavrukhin, R.A. Khabibullin, N.V. Chernomyrdin, I.E. Spektor, V.N. Kurlov, V.V. Kveder, K.I. Zaytsev. Uspekhi Fiz. Nauk, **194** (01), 2–22 (2024). DOI: 10.3367/ufnr.2023.07.039503

[23] E. Castro-Camus, M. Koch, D.M. Mittleman. Appl. Phys. B, **128** (1), 12 (2021). DOI: 10.1007/s00340-021-07732-4

[24] D.-H. Choi, M. Kim, D. Woo Park, E. Su Lee, I.-M. Lee. Opt. Laser Technol., **174**, 110557 (2024). DOI: 10.1016/j.optlastec.2024.110557

[25] V.A. Zhelnov, D.D. Rybnikov, V.E. Ulitko, Y.G. Goncharov, D.V. Lavrukhin, A.N. Perov, S.V. Garnov, D.S. Ponomarev, M. Skorobogatiy, K.I. Zaytsev, N.V. Chernomyrdin. Appl. Phys. Lett., **126** (25), 251101 (2025). DOI: 10.1063/5.0268579

[26] V.A. Zhelnov, K.I. Zaytsev, A.S. Kucheryavenko, G.M. Katyba, I.N. Dolganova, D.S. Ponomarev, V.N. Kurlov,

M. Skorobogatiy, N.V. Chernomyrdin. Opt. Express, **29** (3), 3553–3566 (2021). DOI: 10.1364/OE.415049
[27] N.V. Chernomyrdin, M.E. Frolov, S.P. Lebedev, I.V. Reshetov, I.E. Spektor, V.L. Tolstoguzov, V.E. Karasik, A.M. Khorokhorov, K.I. Koshelev, A.O. Schadko, S.O. Yurchenko, K.I. Zaytsev. Rev. Sci. Instrum., **88** (1), 14703 (2017). DOI: 10.1063/1.4973764
[28] P.C. Ashworth, E. Pickwell-MacPherson, E. Provenzano, S.E. Pinder, A.D. Purushotham, M. Pepper, V.P. Wallace. Opt. Express, **17** (15), 12444–12454 (2009). DOI: 10.1364/oe.17.012444
[29] V.P. Wallace, A.J. Fitzgerald, S. Shankar, N. Flanagan, R. Pye, J. Cluff, D.D. Arnone. Br. J. Dermatol., **151** (2), 424–432 (2004). DOI: 10.1111/j.1365-2133.2004.06129.x
[30] Y. Sun, M. Sy, Y.-X. Wang, A. Ahuja, Y.-T. Zhang, E. Pickwell-MacPherson. World J. Radiol., **3** (3), 55–65 (2011). DOI: 10.4329/wjr.v3.i3.55
[31] V.P. Tychinsky. Opt. Commun., **74** (1), 41–45 (1989). DOI: 10.1016/0030-4018(89)90486-0
[32] M. Totzeck, M.A. Krumbü gel. Opt. Commun., **112** (3), 189–200 (1994). DOI: 10.1016/0030-4018(94)00451-X
[33] T. Wilson. IEEE Eng. Med. Biol. Mag., **15** (1), 84–91 (1996). DOI: 10.1109/51.482847
[34] W. Zhou, L. Cai. J. Appl. Phys., **85** (9), 6295–6302 (1999). DOI: 10.1063/1.370130
[35] I.M. Akhmedzhanov, D.V. Baranov, B.A. Usievich. Opt. Eng., **62** (8), 84102 (2023). DOI: 10.1117/1.OE.62.8.084102
[36] D. Grischkowsky, S. Keiding, M. van Exter, C. Fattinger. J. Opt. Soc. Am. B, **7** (10), 2006 (1990). DOI: 10.1364/JOSAB.7.002006
[37] A. Podzorov, G. Gallot. Appl. Opt., **47** (18), 3254 (2008). DOI: 10.1364/AO.47.003254
[38] W. Withayachumnankul, B.M. Fischer, D. Abbott. Opt. Express, **16** (10), 7382 (2008). DOI: 10.1364/OE.16.007382
[39] G.R. Musina, I.N. Dolganova, N.V. Chernomyrdin, A.A. Gavdush, V.E. Ulitko, O.P. Cherkasova, D.K. Tuchina, P.V. Nikitin, A.I. Alekseeva, N.V. Bal, G.A. Komandin, V.N. Kurlov, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev. J. Biophotonics, **13** (12), (2020). DOI: 10.1002/jbio.202000297
[40] H.A. Hafez, S. Kovalev, K. Tielrooij, M. Bonn, M. Gensch, D. Turchinovich. Adv. Opt. Mater., **8** (3), 1900771 (2020). DOI: 10.1002/adom.201900771
[41] M.G. Burdanova, A.P. Tsapenko, M.V. Kharlamova, E.I. Kauppinen, B.P. Gorshunov, J. Kono, J. Lloyd–Hughes. Adv. Opt. Mater., **9** (24), 2101042 (2021). DOI: 10.1002/adom.202101042
[42] C. Stoik, M. Bohn, J. Blackshire. NDT E Int., 43 (2), 106–115 (2010). DOI: 10.1016/j.ndteint.2009.09.005
[43] Z. Liu, R. Li, Y. Wu, D. Ye, C. He. Nondestruct. Test. Eval., 1–38 (2025). DOI: 10.1080/10589759.2025.2452366
[44] Y.-C. Shen. Int. J. Pharm., **417** (1–2), 48–60 (2011). DOI: 10.1016/j.ijpharm.2011.01.012
[45] M. Walther, B.M. Fischer, A. Ortner, A. Bitzer, A. Thoman, H. Helm. Anal. Bioanal. Chem., **397** (3), 1009–1017 (2010). DOI: 10.1007/s00216-010-3672-1
[46] B. Fischer, M. Hoffmann, H. Helm, G. Modjesch, P.U. Jepsen. Semicond. Sci. Technol., **20** (7), S246 (2005). DOI: 10.1088/0268-1242/20/7/015
[47] A. Ren, A. Zahid, D. Fan, X. Yang, M.A. Imran, A. Alomainy, Q.H. Abbasi. Trends Food Sci. Technol., **85**, 241–251 (2019). DOI: 10.1016/j.tifs.2019.01.019
[48] M. Karalinas, K.E. Nasser, A. Urbanowicz, I. Kašalynas, D. Bražinskienė, S. Asadauskas, G.Valušis. Sci. Rep., **8** (1), 18025 (2018). DOI: 10.1038/s41598-018-36151-3
[49] J. True, C. Xi, N. Jessurun, K. Ahi, N. Asadizanjani. Opt. Eng., **60** (6), 060901 (2021). DOI: 10.1117/1.OE.60.6.060901
[50] O.A. Smolyanskaya, N.V. Chernomyrdin, A.A. Konovko, K.I. Zaytsev, I.A. Ozheredov, O.P. Cherkasova, M.M. Nazarov, J.-P. Guillet, S.A. Kozlov, Y.V. Kistenev, J.-L. Coutaz, P. Mounaix, V.L. Vaks, J.-H. Son, H. Cheon, V.P. Wallace, Y. Feldman, I. Popov, A.N. Yaroslavsky et al. Prog. Quant. Electron., **62**, 1–77 (2018). DOI: 10.1016/j.pquantelec.2018.10.001
[51] H. Lindley-Hatcher, R.I. Stantchev, X. Chen, A.I. Hernandez-Serrano, J. Hardwicke, E. Pickwell-MacPherson. Appl. Phys. Lett., **118** (23), 230501 (2021). DOI: 10.1063/5.0055259
[52] J.-S. Kwon, J.H. Oh. Appl. Sci., **8** (6), 992 (2018). DOI: 10.3390/app8060992
[53] A. Asif, K.H. Kim, F. Jabbar, S. Kim, K.H. Choi. Microfluid. Nanofluidics, **24** (6), 43 (2020). DOI: 10.1007/s10404-020-02347-1
[54] A.S. Kucheryavenko, N.V. Chernomyrdin, A.A. Gavdush, A.I. Alekseeva, P.V. Nikitin, I.N. Dolganova, P.A. Karalkin, A.S. Khalansky, I.E. Spektor, M. Skorobogatiy, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev. Biomed. Opt. Express, **12** (8), 5272–5289 (2021). DOI: 10.1364/BOE.432758
[55] D.R. Il'enkova, D.D. Rybnikov, A.I. Alekseeva, A.S. Kucheryavenko, S.V. Garnov, S.O. Yurchenko, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev, N.V. Chernomyrdin. J. Biophotonics, 19 (1), e70232 (2026). DOI: 10.1002/jbio.70232
[56] R. Henri, K. Nallappan, D.S. Ponomarev, H. Guerboukha, D.V. Lavrukhin, A.E. Yachmenev, R.A. Khabibullin, M. Skorobogatiy. IEEE Access, **9**, 117691–117702 (2021). DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3106227
[57] M.R. Grootendorst, A.J. Fitzgerald, S.G. Brouwer de Koning, A. Santaolalla, A. Portieri, M.Van Hemelrijck, M.R. Young, J. Owen, M. Cariati, M. Pepper, V.P. Wallace, S.E. Pinder, A. Purushotham. Biomed. Opt. Express, **8** (6), 2932 (2017). DOI: 10.1364/BOE.8.002932
[58] S. Sy, S. Huang, Y.-X.J. Wang, J. Yu, A.T. Ahuja, Y. Zhang, E. Pickwell-MacPherson. Phys. Med. Biol., **55** (24), 7587–7596 (2010). DOI: 10.1088/0031-9155/55/24/013
[59] R.I. Stantchev, X. Yu, T. Blu, E. Pickwell-MacPherson. Nat. Commun., **11** (1), 2535 (2020). DOI: 10.1038/s41467-020-16370-x
[60] G.-J. Kim, S.-G. Jeon, J.-I. Kim, Y.-S. Jin. Rev. Sci. Instrum., **79** (10), 106102 (2008). DOI: 10.1063/1.2995763