

МЕТОД ИМПУЛЬСНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СИЛЬНО РАССЕИВАЮЩИХ ОБЪЕКТОВ

**С.В. ШМАВОНЯН, А.М. ХАНБЕКЯН*, Ф.А. САРГСЯН,
М.Э. МОВСИСЯН, А.В. ПАПОЯН**

Институт физических исследований НАН Армении, Аштарак, Армения

*e-mail: akhanbekyan@gmail.com

(Поступила в редакцию 20 августа 2025 г.)

Предложен метод просвечивающей оптической визуализации сильно рассеивающих объектов, основанный на поточечном пространственном сканировании пучка импульсно-периодического лазерного излучения по поверхности исследуемого объекта и регистрации числа прошедших импульсов света в каждой точке сканирования запатентованным фотоприемником, селективно регистрирующим короткие световые импульсы независимо от уровня фоновой засветки. Определены условия получения «пропорциональных» и «контурных» изображений модельных и биологических объектов. Особенности метода являются низкий уровень требуемой средней мощности излучения, высокая скорость регистрации изображения и широкий рабочий спектральный диапазон, что делает перспективным его использование в биомедицинской диагностике, контроле качества материалов, безопасности и других областях.

1. Введение

Визуализация – отображение внутренней структуры оптически непрозрачных (рассеивающих и/или поглощающих) объектов – представляет большой интерес в самых разных областях: биомедицине, материаловедении, машиностроении, безопасности и т. д. Объекты, непрозрачные для света, могут быть прозрачными для электромагнитного излучения в коротковолновом (рентгеновском, гамма-лучевом) и длинноволновом (микроволновом, терагерцовом) диапазонах, а также для акустических (ультразвуковых) волн и частиц высокой энергии. В настоящее время широко используется ряд методов визуализации и томографии (послойного сканирования): рентгеновская, магнитно-резонансная, ультразвуковая, позитронно-эмиссионная, терагерцовая и др. [1]. Единственным широко используемым методом оптической визуализации, особенно в биомедицинских исследованиях, является оптическая когерентная томография [2] – метод, применимый к миллиметровым слоям.

Широкому применению метода оптического просвечивания препятствует малая глубина проникновения света в исследуемый объект [3]. Выбирая длину волны света, можно найти спектральные окна относительной прозрачности конкретной среды или её компонентов, однако принципиальным ограничением для получения неискажённых изображений является сильное рассеяние. Последнее обусловлено микроструктурой исследуемого материала, пространственной неоднородностью показателя преломления и неоднородностью толщины объекта.

Тем не менее, оптическая просвечивающая визуализация, будучи безопасной, неионизирующей и относительно простой в реализации техникой, остаётся привлекательной задачей для исследователей и разработчиков.

Для смягчения ограничений, связанных с рассеянием при получении глубоко проникающих оптических изображений в сложных средах, разработан ряд методов, основанных на адаптивной оптике и формировании волнового фронта [4], регистрации одиночных фотонов с временной синхронизацией из диффузного света и анализе распределений времени пролета фотонов [5, 6], оптическом гетеродинном детектировании [7, 8] и т.д.

Проблему рассеяния можно решить, обеспечив селективную регистрацию «баллистических» фотонов (малой доли света, прошедшего через исследуемую среду без изменения направления). Поскольку оптический путь этих фотонов самый короткий, и они достигают фотодетектора раньше, чем рассеянные фотоны, которые многократно меняют направление, их можно выделить с помощью временного затвора при освещении объекта короткими (фемтосекундными) световыми импульсами [9, 10]. Баллистические фотоны сохраняют когерентность, и могут быть отделены от рассеянных с помощью интерференционных методов [11–13]. Баллистический свет также может быть отделен от общего прошедшего света с помощью пространственной фильтрации [14]. Кроме того, баллистическую визуализацию сильно рассеивающих сред можно получить, комбинируя освещение фемтосекундным суперконтинуумом с пространственным стробированием [15] или пространственной фильтрацией Фурье [16].

В недавней работе [17] был предложен простой подход для просвечивающей визуализации сильно рассеивающих объектов сантиметровой толщины, основанный на одновременном пространственном сканировании узкого пучка лазерного излучения и чувствительного одиночного (нематричного) фотоприемника, расположенного по другую сторону неподвижного исследуемого объекта. Следует отметить, что в отличие от метода регистрации с подсветкой всего объекта и одновременной регистрацией проецированного изображения матричным (ПЗС или КМОП) приемником, метод последовательной поточечной регистрации позволяет аппаратно выполнять операции, способствующие повышению чувствительности регистрации: модуляцию светового излучения, синхронное детектирование, интегрирование, усреднение и т. д. [18]. В предлагаемом методе пространственно-селективная регистрация баллистических фотонов сочеталась с амплитудной модуляцией непрерывного лазерного излучения и цифровой регистрацией числа импульсов на каждом пикселе.

Несмотря на то, что в работе [17] с применением особых методик двойной модуляции лазерного излучения были получены обнадеживающие результаты по визуализации рассеивающих объектов и была обоснована принципиальная применимость этого метода для исследования внутренней структуры биологических объектов толщиной до 30 мм, практическая ценность этой работы, особенно для применений в медицинской диагностике, ограничена рядом недостатков. Отметим наиболее существенные из них.

1. Фотоприемники, разработанные для использования в бытовых инфракрасных системах дистанционного управления (в частности, VS1838), имеют ограниченный рабочий спектральный диапазон (приблизительно 930–1000 нм), в то время как для визуализации различных структурных

- особенностей биологических объектов (костной ткани, артерий, вен, нервных волокон) требуется охватить большой диапазон длин волн.
2. Фотоприемники VS1838 работают по модуляционным протоколам RC-5 или NEC, и не предназначены для быстрой передачи и регистрации больших объёмов данных за короткое время. Из-за этого процесс визуализации реальных объектов занимает много времени (так, изображение размером 80×80 пикселей регистрируется около 4.5 минуты). Для многих задач такая низкая скорость неприемлема.
 3. Вследствие низкой рабочей скважности модуляции лазерного излучения на исследуемый объект падает около 50% начальной мощности, из-за чего уровень средней интенсивности освещения оказывается неприемлемо высоким, в частности, для биомедицинских *in vivo* исследований, где допустимым является уровень около 200 мВт/см^2 .

Все эти недостатки обусловлены характеристиками использованного фотоприемника. Обладая исключительно высокой чувствительностью и невосприимчивостью к фоновой засветке, ИК фотоприемники, используемые в системах дистанционного управления, работают в узкой спектральной области и с низким быстродействием протокола модуляции.

Задачей настоящей работы было усовершенствование метода визуализации [17] с использованием фотоприемника, специально разработанного для цифровой регистрации коротких световых импульсов в широком диапазоне длин волн (450–1650 нм), а также исследование соответствующих режимов модуляции и регистрации сигналов с целью сокращения времени регистрации изображения и уменьшения средней лазерной мощности, необходимой для получения изображения.

2. Экспериментальная установка

Принципиальная схема оптико-механической части экспериментальной установки, использованной в работе, представлена на рис. 1. Источник света (коллимированный лазерный пучок) и фотоприемник установлены напротив друг друга на расстоянии 15 см на П-образной подвижной раме. Рама установлена на

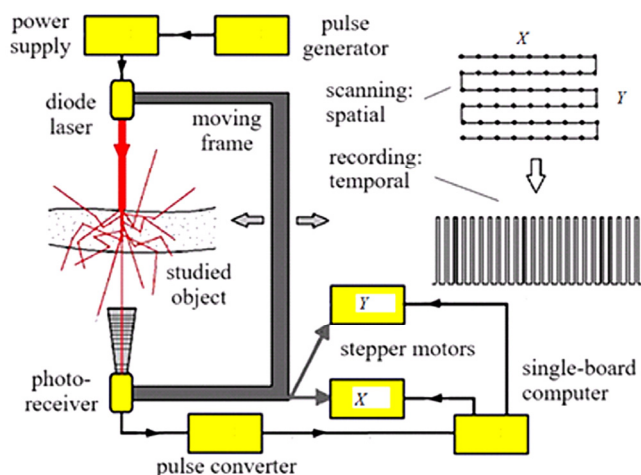


Рис. 1. Принципиальная схема экспериментальной установки.

двухкоординатной подвижной платформе, управляемой шаговыми двигателями, что обеспечивает плавное пространственное перемещение (сканирование) в горизонтальной плоскости $X-Y$ с заданным шагом и в заданном диапазоне (до 30 см). Исследуемый объект располагался на неподвижной стеклянной пластине, расположенной между источником света и фотоприемником.

Для регистрации баллистических фотонов свет, прошедший через исследуемый образец, пространственно фильтруется черненой блендой с диафрагмой диаметром 2 мм и попадает на сенсор фотоприемника диаметром $d = 2$ мм, расположенного на расстоянии 10 мм от диафрагмы. Телесный угол регистрации Ω для рассеивающего объекта, установленного на стеклянной пластине, определяется средним расстоянием L между объектом и сенсором:

$$\Omega = \frac{\pi d^2}{4L^2}. \quad (1)$$

В нашем эксперименте значение L было около 50 мм и $\Omega \approx 1.3$ мср. Благодаря такому малому углу регистрации вклад в изображение почти исключительно вносит баллистический (неотклоненный) свет, в то время как рассеянный свет остаётся за пределами зоны регистрации.

В качестве лазерного источника использовался непрерывный диодный лазер на длине волны 976.4 нм в корпусе «butterfly» со световодным выходом и с максимальной мощностью 650 мВт. Диодный лазер был подключен к контроллеру Multiwave Technologies cLDD, который позволял управлять током лазера, температурой и выходной мощностью, а также модулировать мощность лазерного излучения с частотой до 500 кГц. Лазерное излучение передавалось через гибкий световод длиной 1.5 м на коллиматор, установленный на движущейся раме, что позволяло формировать световой пучок с диаметром ≈ 1 мм и малым углом расходимости (<1 мрад).

В отличие от работы [17], проведенной на том же оборудовании, в работе использовался фотодетектор собственной разработки [19]. Он предназначен для селективной регистрации слабых импульсных излучений, независимо от степени фонового освещения, что обеспечивается дифференциальным входом с трансимпедансным усилителем и специальной компенсирующей цепью обратной связи (см. рис.2). В качестве чувствительного элемента фотодетектора использовался германиевый фотодиод, который позволяет регистрировать световые сигналы в диапазоне длин волн от 450 до 1650 нм. Входная цепь фотодетектора рассчитана на регистрацию световых импульсов с энергией не менее 20 пДж и длительностью от 25 нс до 25 мкс при уровне фонового освещения до 20000 лк, что

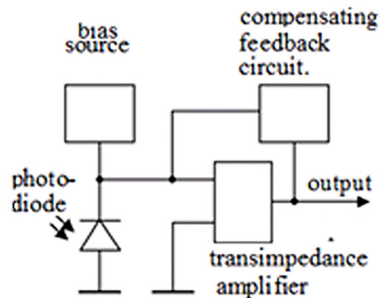


Рис.2. Структурная схема запатентованного приемника импульсных оптических сигналов.

позволяет проводить измерения даже при ярком солнечном свете.

Фотоприёмник работает по цифровому принципу, в стандарте TTL: при отсутствии светового импульса выходное напряжение равно 5 В, а при превышении импульсом пороговой мощности оно изменяется до 0. К выходу фотоприёмника подключен преобразователь импульсов (не показан на рис.2), который инвертирует импульс (0 В без света и 5 В со светом) и удлиняет импульс до определенной фиксированной длительности, независимо от длительности регистрируемого светового импульса. Для формирования коротких импульсов из непрерывного излучения диодного лазера использовался генератор произвольных импульсов Siglent SDG5082, выходной сигнал которого с выбранной формой, длительностью, периодом и шириной подавался на вход модуляции контроллера cLDD диодного лазера, формирующего импульсы лазерного излучения (как правило, прямоугольные с глубиной 100% и регулируемой скважностью). При необходимости двойной модуляции можно было использовать второй, независимый канал генератора SDG5082 с теми же функциональными возможностями.

Основным компонентом управления системой являлся одноплатный компьютер RaspberryPi 4B, установленный в электронном управляющем узле. Этот компьютер управляет движением перемещающейся рамы через драйверы шаговых двигателей, одновременно принимая и обрабатывая выходной сигнал инвертора для удлинения светового импульса.

Сигнал модуляции лазерного излучения и выходной сигнал инвертора для удлинения импульса отображались также на цифровом многоканальном осциллографе Siglent SDS5054X для визуального контроля режимов. Программное обеспечение системы реализовано с использованием кода, написанного на языке Python. После ввода данных о начальной точке измерения, шаге, диапазоне и скорости программа выполняет пошаговое перемещение подвижной рамы, на которой установлены лазерный источник и фотоприемник, по траектории, изображённой в верхней правой части рис.1. На каждом шаге (пикселе) программа вычисляет и запоминает количество импульсов зарегистрированного светового сигнала за определённый промежуток времени. По завершении цикла измерений данные сохраняются в формате CSV, и одновременно строится графическое изображение, выполненное в оттенках серого. Оттенки серого соответствуют числу подсчитанных импульсов, количество оттенков (от 1 до 32) задаётся до начала измерения. В зависимости от особенностей исследуемого объекта время регистрации на единицу пикселя составляло от 0.1 до 50 мс.

3. Результаты и обсуждение

Для модуляции лазерного излучения был выбран режим прямоугольных импульсов генератора SDG5082 с наименьшими временами подъема и спада фронта (6 нс). Использовались импульсы с неизменной амплитудой 6 В, что является минимальным значением, при котором достигается 100% глубина модуляции лазерного излучения. Другие параметры – длительность импульса τ и частота повторения f (или период T) – выбирались в зависимости от предпочтительного режима регистрации (см. ниже). Длительность импульса τ_i , сформированного преобразователем импульсов фотоприемника, также могла быть изменена, однако в процессе всех измерений она оставалась постоянной и равной $\tau_i = 540$ мкс.

Так как сигнал преобразователя импульсов формируется в момент первого убывающего фронта импульса фотоприемника, длительность модулирующих импульсов τ не оказывает значительного влияния на результат, если выполняется условие $\tau < \tau_i$. Другим важным параметром режима регистрации является время T_{meas} , за которое производится подсчет числа импульсов в каждой точке (пикселе).

Рассмотрим различные режимы модуляции и регистрации. Их наглядное представление приведено на рис.3. Когда мощность света, проходящего через исследуемый объект, ниже порога регистрации, на выходе фотоприемника и, соответственно, на выходе преобразователя импульсов сигнал не формируется (см. рис.3а), на изображении появляется черный фон.

Первый рабочий режим предназначен для получения «пропорционального» изображения (когда уровень серого в изображении прямо пропорционален уровню прошедшего через объект света). Рассмотрим условия реализации этого режима. Поскольку период модуляции T не должен быть меньше τ , а количество оттенков серого N_g связано с числом импульсов, зарегистрированных на образце за время T_{meas} , для данного значения N_g и T_{meas} частота модуляции $f = 1/T$ должна удовлетворять следующему условию:

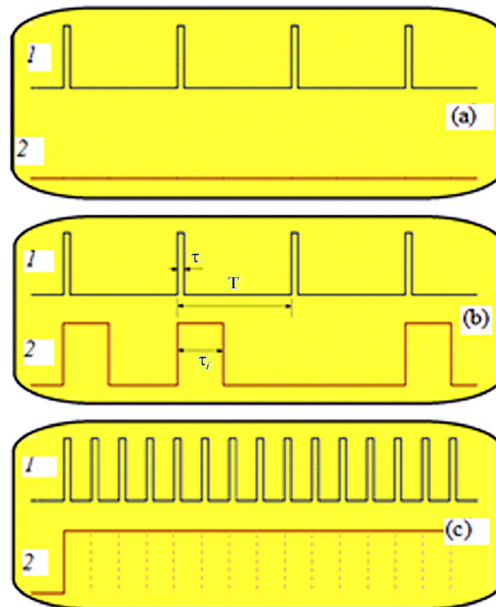


Рис.3. Периодические прямоугольные импульсы модуляции лазерного излучения (1) и сигналы преобразователя импульсов фотоприемника (2) в трех случаях: (а) мощность прошедшего через образец света ниже порога обнаружения (выходные импульсы не формируются); (б) мощность света, прошедшего через образец, выше порога регистрации, $\tau_i < T$ (регистрируемые импульсы формируются по числу импульсов, прошедших через образец), в данном примере в одном пикселе зарегистрированы 3 из 4 излученных световых импульсов, и цвет пикселя на изображении будет светло-серым; (в) мощность света, прошедшего через образец, выше порога регистрации, $\tau_i > T$ (выходные импульсы накладываются, вывода напряжение на постоянный уровень, фронты импульсов не формируются).

$$\frac{N_g}{T_{meas}} \leq f \leq \frac{1}{\tau_i}. \quad (2)$$

Теперь рассмотрим второй режим, предназначенный для получения «контурного» изображения. Это достигается наложением соседних выходных импульсов, в результате чего, даже если свет полностью проходит через образец, на выходе наблюдается постоянный уровень напряжения, фронты импульсов не формируются (см. рис.3с), и пиксель отображается черным, как в случае отсутствия света. Для реализации этого можно лишь увеличить частоту модуляции f (уменьшить период T), чтобы обеспечить выполнение неравенства $T < \tau_i$, то есть период модуляции будет больше, чем длительность сигнала, сформированного преобразователем импульсов (неравенство (2) не выполняется). В режиме «контурного» изображения выходные импульсы будут зарегистрированы, то есть пиксель не будет черным, только в промежуточном случае, когда в течение времени регистрации на одном пикселе T_{meas} частично прерывается наложение сигналов, что приводит к изменению уровня сигнала.

Таким образом, в зависимости от временных характеристик модуляции, регистрации и формирования, экспериментальная система позволяет использовать два режима оптической визуализации, применение которых для моделируемых объектов описано ниже.

Как и в работе [17], исследования оптической визуализации проводились с использованием двух типов объектов: а) неизменные по толщине, однородно рассеивающие модельные образцы, в которые введены планарные поглощающие элементы; б) сложные объекты переменной толщины с неоднородной внутренней структурой, которые обладают как рассеивающими, так и поглощающими свойствами.

В качестве удобных модельных объектов использовались стандартные листы белой бумаги плотностью 80 г/м², между которыми размещались детали из алюминиевой фольги или чёрные изображения, напечатанные на той же бумаге. В этих объектах белая бумага является однородным рассеивающим элементом с равной толщиной, а деталь из фольги или напечатанное изображение – это поглощающий элемент, при этом толщина объекта не изменяется по апертуре.

На рис.4 приведены примеры изображений, полученных с использованием двух режимов, описанных выше. В качестве модельного объекта использовалась стопка из 20 листов формата А4, на одном из которых напечатан рисунок ключа

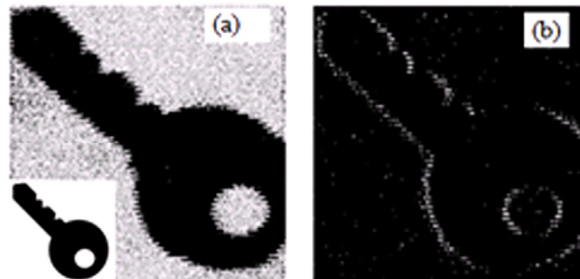


Рис.4. Изображения символа ключа размером 12 × 12 см, спрятанного в стопке белой бумаги, полученные методами (а) «пропорционального» и (б) «контурного» сканирования. Подробности в тексте.

(см. вставку в нижнем левом углу изображения). Измерения проводились с шагом 1 мм и диапазоном рассеяния 120×120 пикселей. Другими неизменными параметрами эксперимента были: длительность сигнала, сформированного преобразователем импульсов $\tau_i = 540$ мкс, время счета числа импульсов в каждой точке $T_{\text{meas}} = 20$ мс, и количество оттенков серого $N_g = 8$.

Отметим, что благодаря использованному в нашем эксперименте фотоприемнику с высокой скоростью отклика удалось удвоить скорость сканирования (соответственно уменьшив в два раза T_{meas} по сравнению с экспериментом [17]). Характеристики фотоприемника позволяют увеличить скорость сканирования еще примерно в 10 раз, но этому мешала механическая нестабильность системы и резонансные колебания рамы при больших скоростях сканирования.

Изображение на рис.4а получено при частоте модуляции $f = 10$ кГц, длительность отдельных импульсов $\tau = 25$ мкс. Подставляя заданные параметры в формулу (2), можно убедиться, что выполняются оба неравенства формулы, необходимые для формирования «пропорционального» изображения. Общий светло-серый оттенок фона обусловлен тем, что из-за сильного рассеяния бумаги не все баллистические фотоны от лазерных импульсов регистрируются фотоприемником.

Характер изображения значительно изменяется, когда частота модуляции лазерного излучения увеличивается до $f = 100$ кГц (для сохранения скважности также изменена длительность отдельных импульсов: $\tau = 9$ мкс). В этом случае не выполняется условие по правой части неравенства (2), и вместо «пропорционального» изображения (режим на рис.3b) реализуется режим, показанный на рис.3а,с, когда в случае отсутствия света или его полного прохождения выходные импульсы не регистрируются, и получается черное изображение. В этом режиме ненулевой счет имеет место только в промежуточном случае, когда соседние выходные импульсы не перекрываются. Это происходит в пикселях контуров изображения, где наблюдается резкое изменение уровня проходящего света (рис.4b). Отметим, что такой «контурный» режим изображения может проявляться наиболее ярко в случае сильно контрастных объектов.

Таким образом, для контрастного поглощающе-рассеивающего объекта переход от «пропорционального» к «контурному» изображению с использованием предложенного метода можно получить, изменяя всего один параметр эксперимента – частоту модуляции лазерного излучения.

Задача выбора оптимальных режимов модуляции и регистрации значительно усложняется при переходе от простых модельных объектов к сложным, неоднородным и изменяющимся по толщине объектам. Следует отметить, что практическая ценность оптической визуализации особенно высока именно для таких объектов (в частности, биомедицинских). Для просвечивающей оптической визуализации объектов с неоднородным распределением рассеивающих и поглощающих свойств в работе [17] использовалась двойная модуляция с «плавающим окном». Несмотря на то, что эффективность этого подхода была успешно подтверждена, его недостатком является значительное ограничение скорости сканирования.

В нашей работе для выявления структурных особенностей сложных объектов использовался тот же подход, что и для простых модельных объектов, а именно, одиночная управляемая по частоте импульсная модуляция.

В качестве исследуемого образца была выбрана центральная часть ладони человека с небольшим охватом области пальцев размером 8×8 см, а измерения были проведены в трёх режимах, два из которых имели те же настройки, что и для изображений на рис.4. Фактически, основное различие между этими режимами заключается в частоте модуляции f : (a) 1, (b) 10 и (c) 100 кГц. Результаты измерений приведены на рис.5 (пальцы обращены вниз). Проанализируем эти изображения.

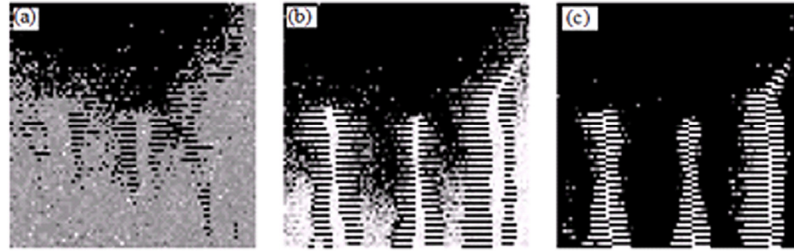


Рис.5. Изображение участка ладони человека размером 8×8 см, полученное при трёх режимах модуляции лазерного излучения: (a) $f = 1$ кГц, $\tau = 50$ мкс, (b) $f = 10$ кГц, $\tau = 25$ мкс, (c) $f = 100$ кГц, $\tau = 9$ мкс. Подробности в тексте.

Как и в случае с модельными объектами, с увеличением частоты модуляции происходит переход от «пропорционального» режима регистрации (рис.5а) к «контурному» режиму (рис. 5с). Основной проблемой при «пропорциональной» визуализации сложных объектов, таких как ладонь, является изменение толщины образца h по мере сканирования (в нашем случае – от $h_1 = 17$ до $h_2 = 24$ мм). В биологических тканях коэффициент ослабления баллистического света из-за рассеяния обычно составляет $\mu_s \sim 1 \text{ мм}^{-1}$ [20], и интенсивности света I_1, I_2 , прошедшего через самые тонкие и самые толстые участки образца, вычисляются по формуле:

$$I_{1,2} = I_0 e^{-\mu_s h_{1,2}}, \quad (3)$$

где I_0 – интенсивность падающего лазерного излучения. Доли прошедшего излучения для предельных толщин составляют соответственно 4.1×10^{-8} и 3.8×10^{-11} , а отношение I_1/I_2 равно примерно 1100. В условиях такой значительной разницы в уровнях фона сигнала становится проблематичным выявить какие-либо структуры с относительно равномерно выраженной текстурой (костную, сосудистую, хрящевую или другую).

Это ясно видно на рис.5а, где можно выделить два участка: верхнюю черную часть, где из-за большой толщины ладони свет не регистрируется фотоприемником, и среднюю-нижнюю часть, примыкающую к пальцам, где свет практически полностью проходит и регистрируется фотоприемником. Контур структуры практически не выражены, поскольку изменение интенсивности света при сканировании (более чем в 1000 раз) слишком велико, значительно превышая возможное количество оттенков серого для изображения.

С увеличением частоты модуляции происходит постепенный переход от «пропорционального» режима к «контурному», что позволяет повысить контраст скрытых структур в объекте. При $f = 1$ кГц (рис.5а) структура не обнаруживается,

при $f = 10$ кГц (рис.5b) уже видна костная структура, но в нижней части (в области пальцев) ее выраженность слабая. Структура становится контрастной и полностью выраженной при $f = 100$ кГц (рис.5с), при мощности проходящего света, превышающей пороговую для регистрации по всему диапазону.

Следует отметить, что задачи данной работы ограничиваются исключительно разработкой оптических методов и режимов визуализации. Структурные исследования биологических объектов как таковые в работе не проводились.

Важно, что благодаря использованию лазерной модуляции короткими прямоугольными импульсами удалось существенно снизить среднюю мощность лазерного излучения P_m , направленного на объект. В «пропорциональном» режиме при соотношении $\tau/T = 5\%$ (рис.5a) эта мощность составила $P_m = 12$ мВт, что в 25 раз меньше по сравнению с работой [17] (при этом возможно уменьшить мощность до 0.5 мВт без потери качества изображения). Однако с увеличением частоты модуляции соотношение τ/T возрастает (до 25% для рис.5b и до 90% для рис.5с), и значения P_m достигают соответственно 46 и 430 мВт, что превышает среднюю мощность, использованную в работе [17].

4. Заключение

Усовершенствована методика оптической просвечивающей визуализации, разработанная в работе [17], с целью устранения выявленных ограничений и недостатков, таких как ограниченный спектральный диапазон, низкая скорость регистрации изображений и высокая требуемая мощность лазерного излучения.

Указанные проблемы были решены благодаря использованию нового патентованного фотодетектора и соответствующему выбору оптимальных режимов модуляции лазерного излучения. Исследования показали, что изменение всего одного параметра – частоты модуляции периодическими прямоугольными импульсами – позволяет получать как «пропорциональное» изображение, где уровень серого зависит от уровня проходящего света, так и «контурное» изображение, где выделяются только те пиксели, в которых происходит резкое изменение уровня проходящего света. Условия получения «пропорциональных» и «контурных» изображений были исследованы и оптимизированы для как модельных объектов (с неизменной толщиной, однородным рассеиванием, в которые встроены планарные поглощающие элементы), так и объектов с более сложной структурой (неоднородных и пространственно изменяющихся по толщине образцов). В качестве таких объектов использовались соответственно пачки белой бумаги с введенными тонкими поглощающими элементами и ладонь человека. Показано, что для объектов со сложной структурой наиболее информативен режим «контурной» регистрации, который позволяет выявить скрытые структурные особенности объекта толщиной до 20 мм, даже при сильно изменяющемся уровне фонового пропускания во время сканирования.

Результаты исследования показали, что спектральный диапазон регистрации изображений может быть расширен с 930–1000 до 450–1650 нм, скорость регистрации изображений увеличена в два раза (дальнейшему увеличению скорости еще на порядок препятствовала нестабильность механической системы сканирования), а средняя мощность требуемого лазерного излучения уменьшена как минимум в 25 раз для получения «пропорционального» изображения. В режиме

«контурного» изображения не было зафиксировано снижения средней мощности.

Будущие работы по развитию метода связаны с точной синхронизацией процессов сканирования и регистрации с использованием единой задающей частоты, что позволит повысить эффективную чувствительность метода и качество изображений. Результаты, полученные в работе, могут быть использованы для применения в биомедицинской диагностике, контроле качества материалов, безопасности и других областях.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Комитета по высшему образованию и науке РА в рамках научного проекта № 21AG-1C082.

ЛИТЕРАТУРА

1. Sh. Hussain, I. Mubeen, N. Ullah, S.S.U.D. Shah, B.A. Khan, M. Zahoor, R. Ullah, F.A. Khan, M.A. Sultan. *Biomed. Res. Int.*, **2022**, 5164970 (2022).
2. B.E. Bouma, J.F. de Boer, D. Huang, I.K. Jang, T. Yonetsu, C.L. Leggett, R. Leitgeb, D.D. Sampson, M. Suter, B.J. Vakoc, M. Villiger, M. Wojtkowski. *Nat. Rev. Methods Primers*, **2**, 79 (2022).
3. S. Yoon, S.Y. Cheon, S. Park, D. Lee, Y. Lee, S. Han, M. Kim, H. Koo. *Biomater. Res.*, **26**, 57 (2022).
4. S. Gigan S., O. Katz, H. Barbosa de Aguiar, E. Andresen, A. Aubry, J. Bertolotti, E. Bossy, D. Bouchet, J. Brake, S. Brasselet. *J. Phys. Photonics*, **4**, 042501 (2022).
5. A. Dalla Mora, Di L. Sieno, R. Re, A. Pifferi, D. Contini. *Appl. Sci.*, **10**, 1101 (2020).
6. A. Lyons, F. Tonolini, A. Boccolini, A. Repetti, R. Henderson, Y. Wiaux, D Faccio. *Nat. Photonics*, **13**, 575 (2019).
7. K. Chan, M. Yamada, B. Devaraj, H. Inaba. *Opt. Lett.*, **20**, 492 (1995).
8. P. Zhan, W. Tan, J. Si, J. Tong, Sh. Xu, X. Hou. *Appl. Phys. Lett.*, **104**, 211907 (2014).
9. J. Cho, S. Kang, B. Lee, J. Moon, Y. Lim, M. Jang, W Choi. *Opt. Express*, **29**, 35640 (2021).
10. M. Tanner, T. Choudhary, T. Craven, B. Mills, M. Bradley, R. Henderson, K. Dhaliwal, R.R. Thomson. *Biomed. Opt. Express*, **8**, 4077 (2017).
11. F. Corral, M. Strojnik, G. Paez. *Opto-Electron. Rev.*, **23**, 44 (2015).
12. E. Ipus, B. Bravo-Medina, M. Strojnik. *Proc. SPIE*, **11128**, 111280W (2019).
13. J. Dykes, Z. Nazer, A. Mosk, O. Muskens. *Opt. Express*, **28**, 10386 (2020).
14. A. Mok, J. Shea, Ch. Wu, F. Xia, R. Tatarsky, N. Yapici, C Xu. *Biomed. Opt. Express*, **13**, 438 (2021).
15. Y. Zheng, W. Tan, X. Liu, J. Tong. *Opt. Express*, **25**, 20431 (2017).
16. J. Tong, Y. Zheng, W. Tan, C. Li, J. Si. *Photonics*, **9**, 624 (2022).
17. S. Shmavonyan, A. Khanbekyan, M. Movsisyan, A. Papoyan. *Opt. Lasers Eng.*, **184**, 108633 (2025).
18. F. He, R. Li, X. Tian. *Opt. Lasers Eng.*, **161**, 107388 (2023).
19. A. Papoyan. Patent of RA 720Y/G01J, Industrial Property (in Armenian), No.3/2, 7 (2022).
20. J. Hebden, S. Arridge, D. Delpy. *Phys. Med. Biol.*, **42**, 825 (1997).

ՈՒԺԵՂ ՅՐՈՂ ՕԲՅԵԿՏՆԵՐԻ ԻՄՊՈՒԼՍԱՅԻՆ ՕՊՏԻԿԱԿԱՆ
ՊԱՏԿԵՐԱԳՐՄԱՆ ՄԵԹՈԴ

Ս.Վ. ՇՄԱՎՈՆՅԱՆ, Ա.Մ. ԽԱՆԲԵԿՅԱՆ, Ֆ.Ա. ՍԱՐԳՍՅԱՆ,
Մ.Է. ՄՈՎՍԻՍՅԱՆ, Ա.Վ. ՊԱՊՈՅԱՆ

Առաջարկվել է ուժեղ ցրված օբյեկտների թափանցող օպտիկական պատկերագրման մեթոդ, որը հիմնված է ուսումնասիրվող օբյեկտի մակերևույթի վրայով իմպուլսային-պարբերական լազերային ճառագայթման փնջի կետ առ կետ տարածական ծրման և յուրաքանչյուր կետում անցած լուսային իմպուլսների քանակի գրանցման վրա՝ օգտագործելով արտոնագրված ֆոտոընդունիչ, որն ընտրողաբար գրանցում է կարճ լուսային իմպուլսները՝ անկախ ֆոնային լուսավորության մակարդակից: Որոշվել են մոդելային և կենսաբանական օբյեկտների «համաչափ» և «կոնտուրային» պատկերներ ստանալու պայմանները: Մեթոդի առանձնահատկություններն են պահանջվող միջին ճառագայթման հզորության ցածր մակարդակը, պատկերի գրանցման բարձր արագությունը և լայն աշխատանքային սպեկտրալ տիրույթը, ինչը այն խոստումնալից է դարձնում կենսաբժշկական ախտորոշման, նյութերի որակի վերահսկման, անվտանգության և այլ ոլորտներում օգտագործման համար:

METHOD OF PULSED OPTICAL IMAGING OF
STRONGLY SCATTERING OBJECTS

S.V. SHMAVONYAN, A.M. KHANBEKYAN, F.A. SARGSYAN,
M.E. MOVSISYAN, A.V. PAPOYAN

A method of optical transmission imaging of strongly scattering objects is proposed, based on point-by-point spatial scanning of a beam of pulsed-periodic laser radiation over the surface of the object under study and recording the number of transmitted light pulses at each scanning point using a patented photoreceiver that selectively registers short light pulses regardless of the level of background illumination. The conditions for obtaining "proportional" and "contour" images of model and biological objects are determined. The features of the method are a low level of required average radiation power, high image recording speed and a wide operational spectral range, which makes it promising for use in biomedical diagnostics, materials quality control, security, and other areas.