

*В.Ю. Ошурков**

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОЗДНО ПРИШЕДШИХ ФОТОНОВ ДЛЯ ДИФфуЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Современные оптические методы детектирования неоднородностей (ДОТ) в отдельных случаях могут заменить рентгеновскую компьютерную томографию (КТ) и ядерный магнитный резонанс (ЯМР), а иногда использоваться как дополняющий их метод диагностики. Хотя КТ и ЯМР дают очень хорошее пространственное разрешение, для их применения требуется достаточно громоздкое и дорогостоящее оборудование. Рентгеновское излучение является жестким ионизирующим излучением, опасным для живого организма. Вследствие квантовой природы взаимодействия даже малые его дозы могут вызвать мутации на генетическом уровне и привести к серьезным заболеваниям. При магниторезонансной томографии (МРТ) используются сильные магнитные поля, влияние которых на живой организм до конца не изучено, однако в медицинской практике наложены существенные ограничения на величину магнитной индукции (не более 4 Тл).

* Работа представлена в отборочном туре программы У.М.Н.И.К. 2011 г. в рамках Шестой научной студенческой конференции «Проблемы ноосферной безопасности и устойчивого развития» ассоциации «Объединенный университет им. В.И. Вернадского» и выполнена под руководством канд. физ.-мат. наук, доцента ФГБОУ ВПО «ТГТУ» С.Г. Проскурина.

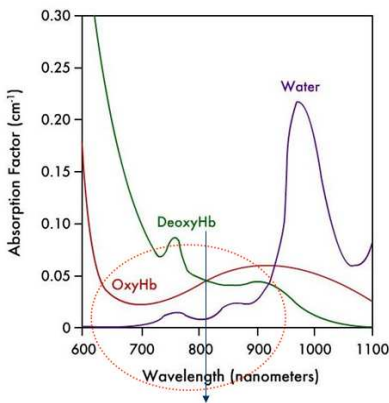


Рис. 1. Инфракрасная спектроскопия и томография

Инфракрасная спектроскопия и томография (рис. 1) основаны на измерении спектров поглощения и рассеяния оптического излучения с длиной волны 700 – 1100 нм. Чаще используется окно 780 – 830 нм в окрестности изобестической точки $l = 805$ нм. В оптических методах применяются безопасные и неинвазивные способы диагностики, дающие информацию об оксигенации или деоксигенации крови и о функциональном состоянии тканей, а аппаратура для их реализации значительно менее громоздкая и более дешевая.

Обычно обращают внимание на начальную часть кривой (область I соответствует рано пришедшим фотонам) или на ее среднюю часть (область II, определяет среднее время пролета фотона), но можно использовать и последнюю часть временной зависимости диффузно прошедшего излучения (область III), соответствующую поздно пришедшим фотонам (рис. 2). Важно отметить, что поздно пришедшие фотоны практически не вносят вклада в вычисление среднего времени пролета диффузно прошедших фотонов.

Экспериментальная установка показана на рис. 3. Импульсное излучение фемтосекундного титан-сапфирового через световод попадает на исследуемый объект. В качестве фантома использовался цилиндр, изготовленный из эпоксидной смолы с добавлением частиц оксида титана.

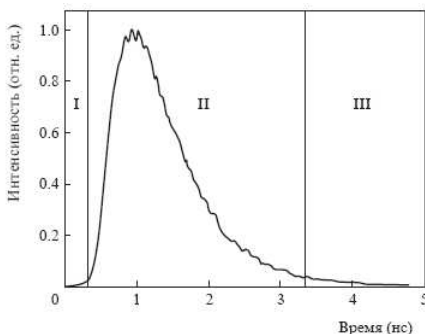


Рис. 2. Типичный вид ВФРТ для рассеивающего фантома с оптическими свойствами, схожими с оптическими свойствами биомедицинского объекта

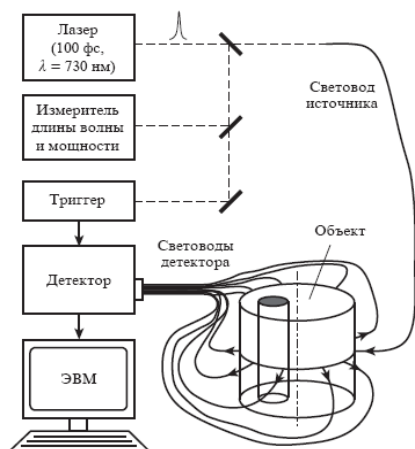


Рис. 3. Экспериментальная установка для диффузионной оптической томографии

Концентрация частиц была подобрана такой, чтобы редуцированный коэффициент рассеяния был таким же, как для биологической ткани. Для моделирования поглощения в материал, из которого был изготовлен цилиндр, добавлялся специальный краситель с известными спектрами поглощения в ИК-диапазоне.

Детектирующие световоды были собраны в один ряд и доставляли сигнал к линейке детектора. Измерения интегральной интенсивности проводились с помощью этого же прибора, но при выключенной временной развертке. Это не позволяло провести измерения за один импульс, так как отношение интенсивностей при $\alpha = 18^\circ$ и 180° было порядка нескольких миллионов, что типично для ДОТ.

Большой динамический диапазон детектируемого сигнала создает существенные трудности для получения абсолютных величин $R\phi(a, t)$ и $\ln [R\phi(a, t)]$. Видимо, поэтому ранее, как правило, измерялся нормированный на максимум сигнал и основное внимание уделялось форме временной функции рассеяния точки (ВФРТ) для линейной и логарифмической шкал интенсивности.

Чтобы получить все кривые диффузно прошедшего излучения $R(a, t)$ в одном масштабе и с учетом абсолютной величины интенсивности, был предложен новый двухэтапный метод измерений. На первом этапе детектировался интегрированный сигнал

$$T(a) = \int_0^{\infty} R(a, t) dt .$$

На втором этапе детектировалась только форма диффузно прошедшего импульса (зависимость интенсивности от времени) без учета абсолютной величины интенсивности.

$$R(a, t) = T(a) \left(\int_0^{\infty} R'(a, t) dt \right)^{-1} R'(a, t).$$

Часть полученных зависимостей показана на рис. 4. Важно отметить, что в неоднородном случае на бесконечности все кривые $\ln[R(a, t)]$ становятся параллельными. Когда сформированный виртуальный изотропный источник движется от поверхности, можно считать, что он находится в центре фантома, т.е. при регистрации поздно пришедших фотонов можно считать, что источник излучения помещен в центр объекта.

Диффузионное приближение в случае движущегося виртуального источника дает возможность решать задачу ДОТ в два этапа: непосредственное детектирование неоднородности и восстановление карты распределения неоднородностей – собственно томография.

Если все кривые поместить на трехмерный рисунок, то в однородном случае получится плоскость, а в неоднородном – плоскости с провалами при углах, поблизости от которых находится неоднородность. Такое трехмерное представление позволит непосредственно, без решения обратной задачи, определить наличие или отсутствие неоднородности в режиме реального времени для большинства несимметричных случаев.

Дальнейшая работа будет сконцентрирована на достижении точного количественного совпадения результатов эксперимента и 3D FEM для более широкого класса фантомов, в том числе для случая, когда неоднородности разных размеров расположены в центре.

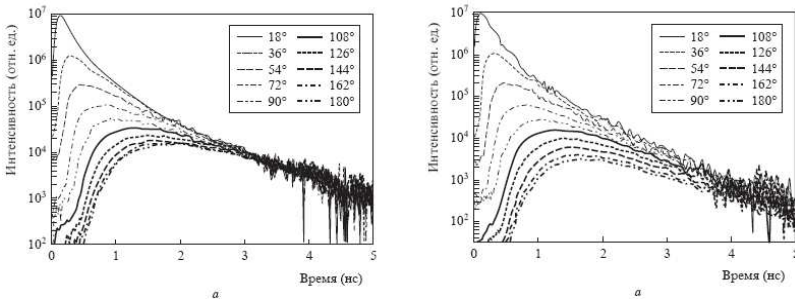


Рис. 4. Экспериментальная интенсивность импульсного ИК-излучения, диффузно прошедшего через однородный фантом и зарегистрированного при разных углах α

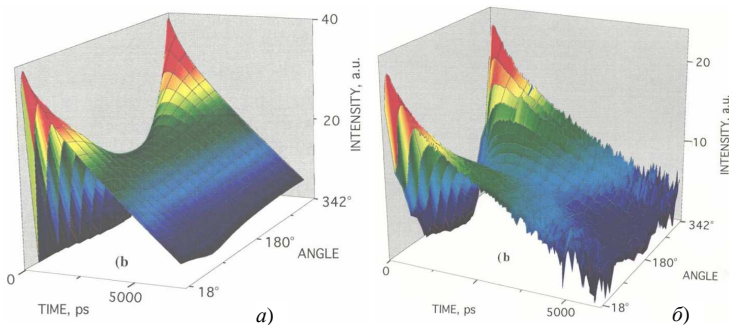


Рис. 5. Трехмерные временные зависимости для неоднородных расчетного (а) и экспериментального (б) случаев

Для таких симметричных фантомов предполагается использовать изменение положения световода источника по отношению к плоскости световодов детекторов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Patterson, M.S. Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties / M.S. Patterson, V. Chance, B.C. Wilson // Applied Optics. – 1989. – 28. – P. 2331 – 2336.
2. Чурсин, Д.А. Оптический томограф со счетом фотонов проекционное восстановление параметров поглощающих «фантомов» в протяженных рассеивающих средах / Д.А. Чурсин, В.В. Шувалов, И.В. Шутов // Квантовая электроника. – 1999. – 29. – С. 83 – 88.
3. Proskurin S.G., Tanikawa Y., Kwee I., Yamada Y. Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng., 2925, 2 (1996).