

ОПТИЧЕСКАЯ ТОМОГРАФИЯ

Авторы: В. В. Шувалов

ОПТИЧЕСКАЯ ТОМОГРАФИЯ, совокупность методов визуализации внутр. структуры объектов (гл. обр. биологических), основанных на использовании разл. эффектов взаимодействия оптич. излучения с сильно рассеивающими средами. О. т. основана на зондировании объекта оптич. излучением и многократных измерениях (последовательных либо параллельных) характеристик прошедшего, отражённого либо рассеянного зондирующего излучения при разных положениях источника излучения и фотоприёмника. Данные этих измерений используются для последующей (или параллельной) визуализации внутр. структуры объекта. В О. т. применяются разнообразные способы получения информации о внутр. структуре объекта из характеристик детектируемого излучения. Интенсивно развиваются такие методы О. т., как оптич. когерентная томография (ОКТ), оптич. импульсная (времяпролётная) томография, оптич. модуляционная томография (ОМТ), диффузионная оптич. томография (ДОТ), О. т. на основе корреляционных и поляризационных методов. Развиваются также методы, основанные на преобразовании зондирующего излучения в др. спектральный диапазон (флуоресцентная томография) либо в поля др. физич. природы, напр. в звуковые волны (оптико-акустич. томография). Большое разнообразие и объём информации, потенциально доступной методам О. т., открывают чрезвычайно широкие возможности для многофункциональной диагностики.

Осн. достоинством О. т. является её безвредность. Длину волны

λ зондирующего излучения обычно выбирают в области т. н. терапевтич. окна прозрачности (650–1100 нм) (рис. 1). При этом за счёт малой энергии кванта излучения (1–2 эВ) вероятность процессов ионизации с образованием свободных радикалов близка к нулю. В условиях многократного рассеяния распространение излучения описывают с помощью уравнения переноса плотности потока энергии

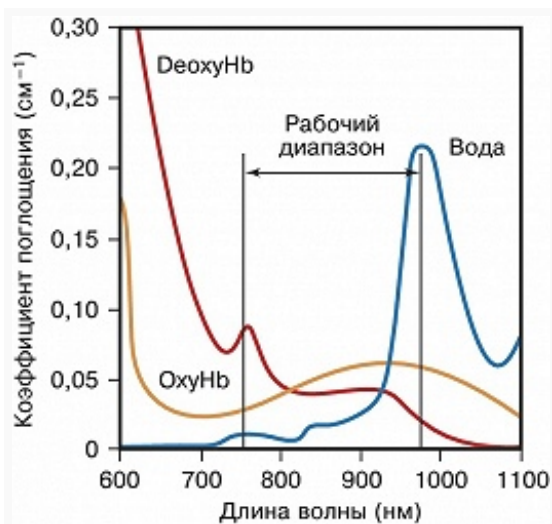


Рис. 1. Поглощение оксигемоглобина (ОхуНб), дезоксигемоглобина (ДеохуНб) и воды в терапевтическом окне прозрачности.

излучения, которое часто с помощью дополнительных приближений приводят к форме уравнения диффузии, либо статистич. методами (в частности, методом Монте-Карло). Процессы взаимодействия зондирующего излучения с объектом обычно характеризуют следующими параметрами, усреднёнными по масштабам порядка длины волны

μ : коэффициентами поглощения

μ_a и рассеяния

μ_s , а также т. н. фазовой функцией

$p(\theta)$, описывающей индикатрису однократного рассеяния на угол

θ . Фазовую функцию часто заменяют

параметром анизотропии

$g = \langle \cos \theta \rangle$, который задаёт транспортный коэф. рассеяния

$\mu'_s = (1 - g)\mu_s$. При этом транспортная длина рассеяния

$l_s = (\mu'_s)^{-1}$ характеризует расстояния, на которых фотоны «забывают» об исходном направлении распространения. Под структурой объекта в О. т. обычно понимают восстановленные зависимости

$$\mu_a(x, y, z),$$

$$\mu_s(x, y, z),$$

$$g(x, y, z),$$

$$\mu'_s(x, y, z),$$

$$D(x, y, z), \text{ где}$$

x, y, z – координаты точек внутри объекта,

$$D = c[3(\mu_a + \mu'_s)]^{-1} - \text{коэф. диффузии,}$$

c – скорость света.

В терапевтич. окне прозрачности размер неоднородностей, на которых происходит рассеяние, обычно превышает

λ , поэтому процессы однократного рассеяния для биологич. тканей являются

малоугловыми и

$g = 0,65-0,95$. В результате чаще всего выполняются неравенства

$$\mu_a \sim 10^{-2} - 10^{-1} \text{ с м}^{-1} \ll \mu'_s \ll \mu_s \sim 10^2 - 10^3 \text{ с м}^{-1},$$

что обеспечивает возможность зондирования биологич. объектов размером вплоть до нескольких десятков сантиметров.

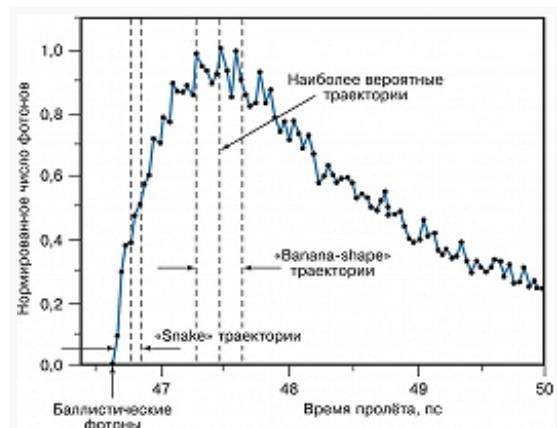


Рис. 2. Типичный вид времяпролётной характеристики в условиях многократного рассеяния излучения.

Детектируемое излучение условно делят на 3 составляющие. Это баллистич. фотоны, не испытавшие рассеяния и прошедшие от источника к фотодетектору по кратчайшему пути, «snake»-фотоны, распространявшиеся по траекториям с длинами, близкими к кратчайшим, и «banana-shape»-фотоны, прошедшие по более длинным траекториям. Фотоны, испущенные в один и тот же момент времени, детектируются в разное время, что описывает т. н. времяпролётная характеристика (рис. 2). Параметры среды

неодинаково влияют на разные участки этой характеристики, что и позволяет разделять их вклады. Такое разделение обеспечивается за счёт использования импульсных (пико- и фемтосекундных) источников излучения (импульсный томограф, рис. 3), высокочастотной модуляции (частота модуляции неск. сотен МГц и более, ОМТ) либо корреляционных методик.

Хотя принципиальный предел пространственного разрешения в О. т. определяется λ , приблизиться к этому пределу удаётся лишь такими методами, которые основаны на регистрации баллистич. фотонов. Для объектов размером более 1 см относит. вклад таких фотонов пренебрежимо мал (

$\leq 10^{-40}$) и приходится ограничиваться детектированием диффузной компоненты рассеянного излучения (ДОТ). В связи с этим реализовать высокое (менее l_s) пространственное разрешение невозможно. В ДОТ неприменимы методы реконструкции, развитые для рентгеновской и ультразвуковой томографии, что

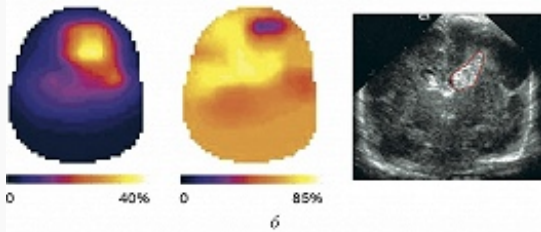
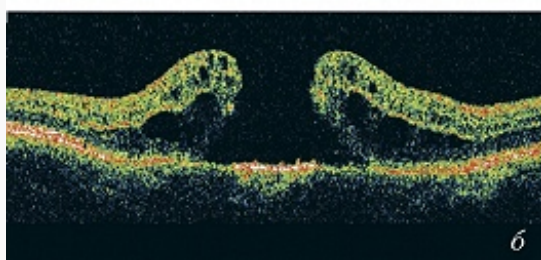


Рис. 3. а – Импульсный томограф MONSTIR (Университетский колледж, Лондон) для функциональной диагностики мозга; б – восстановленные коронарные сечения, слева направо: регионарные карты объ...



делает задачу восстановления структуры объекта чрезвычайно сложной проблемой.

Можно выделить три осн. направления развития О. т. Первое – изучение сравнительно тонких (толщиной менее 1–3 мм) слоёв биологич. тканей на основе импульсных, когерентных и поляризационных методик с предельно высоким разрешением. Наиболее отработаны методики ОКТ, реализованные в ряде серийно выпускаемых приборов (Stratus OCT 3000, США, рис. 4; Topcon 3D OCT-1000, Япония, и др.). Второе направление связано с визуализацией внутр. структуры крупномасштабных объектов (О. т. мозга, маммография), направленной на выявление новообразований (гематом, опухолей и т. п.). На 2013 диффузионные системы О. т.

подготовлены к серийному выпуску и проходят клинич. испытания. Третье направление – разработка гибридных методик (оптико-акустич. томография, некоторые флуоресцентные методики и т. п.), которые должны обеспечить лучшее, чем в ДОТ, пространственное разрешение при диагностике крупномасштабных объектов.

Литература

Лит.: Левин Г. Г., Вешняков Г. Н. Оптическая томография. М., 1989; Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния // Успехи физических наук.

Рис. 4. а – Оптический когерентный томограф Stratus OCT 3000 (США) для офтальмологии; б – изображение разрыва сетчатки.

1997. Т. 167. № 5; он же. Оптика биологических тканей. М., 2012; Зимняков Д. А., Тучин В. В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. 2002. Т. 32. № 10.