

$P_{с-расч-поп}$ – рассчитанная ретиальная мощность ЛИ в случае возникновения «эффекта попкорна».

Таблица 1

Безопасные и расчетные уровни мощности ЛИ в плоскости сетчатки при различных условиях ЛТСЦК

1	2	3	4	5	6
Параметры методики (длительность импульса, мощность излучения)	$P_{с-пду}$, Вт	$P_{с-расч}$, Вт	$P_{с-расч-поп}$, Вт	$K_{б}$, $P_{с-пду}$ / $P_{с-расч}$	$K_{блпд}$, $P_{с-пду}$ / $P_{с-расч-поп}$
1 сек., 2 Вт	0,55	0,1	0,2	5,5	2,75
2 сек., 2 Вт	0,46	0,1	0,2	4,6	2,3
4 сек., 1,5 Вт	0,39	0,075	0,15	5,2	2,6

Согласно результатам расчетов, ни при одной из методик ЛТСЦК ЛИ, прошедшее через цилиарное тело, не превышает безопасный уровень для сетчатки при установленных параметрах. Расчетные уровни его мощности на сетчатке примерно в 5 раз меньше, чем предельно допустимый уровень. Однако в случае истончения склеры или смещения моноволоконного зонда на плоскую часть цилиарного тела без изменения энергетических параметров воздействия коэффициент пропускания может возрасти, что, вероятно, приведет к резкому увеличению энергетической освещенности в плоскости сетчатки и ее повреждению излучением.

Обсуждение. Значительное пропускание структур цилиарного тела при некоторых условиях передачи излучения может стать одним из аргументов в пользу изменения как параметров ЛИ, так и способов его передачи.

При выборе ориентации зонда для передачи излучения ввод последнего перпендикулярно поверхности склеры более предпочтителен. Этот способ формирует индикатрису прошедшего рассеянного излучения, смещенную относительно центральной области сетчатки, и обеспечивает более безопасное для макулярной области воздействие.

Несмотря на обнадеживающие расчетные данные, свидетельствующие о безопасности прошедшего через цилиарное тело ЛИ, все-таки следует учитывать возможные риски повреждения сетчатки в случаях, перечисленные выше. Тем более что предельно-допустимые уровни мощности, рассчитанные по стандартам безопасности в случае возникновения «эффекта попкорна», незначительно отличаются от рассчитанного уровня мощности на сетчатке.

Для более детальной и точной оценки рисков повреждения глазного дна пациентов необходимы тщательные функциональные, офтальмоскопические, ангиографические и другие исследования, которые могут

оценить реальный характер изменений структур глазного дна при различных способах воздействия ЛИ.

Выводы. Рекомендуется полностью исключить параметры воздействия, приводящие к многократным взрывным эффектам в виде «попкорна». Применение методов ЛТСЦК, обеспечивающих контроль процесса проведения и регистрацию результатов воздействия, может исключить все возможные риски осложнений, связанных с применением данных методик.

МОДЕЛИРОВАНИЕ СПЕКТРОСКОПИЧЕСКИХ МЕТОДОВ АНАЛИЗА СОСТОЯНИЙ БИОТКАНЕЙ

^{1,2}Ровира Р.У., ²Павлов С.В., ³Василенко В.Б., ^{1,2}Байас М.М.

1 Университет Пэнинсула дэ Санта Элэна, Эквадор
 2 Винницкий национальный технический университет, Винница
³Новый Университет Лиссабона, Португалия

Актуальность: Большинство обнаруженных типов рака имеют характер эпителиального происхождения. Ранняя диагностика позволяет увеличить выживаемость пациентов. Однако многие из имеющихся в настоящее время методов диагностирования предракового состояния не обеспечивают достаточную чувствительность. Таким образом, необходимо разработать более чувствительные и точные методы диагностики для определения предраковых поражений.

Цель работы: Повышение достоверности диагностики путем моделирования спектроскопии отражения в поляризованном свете.

Материал и методы: Предраковое состояние характеризуется следующими признаками: увеличение размеров ядра, повышение ядерного / цитоплазматического отношения и др., которые в настоящее время можно оценить только с помощью инвазивных методов. Спектроскопия упругого рассеяния света может обеспечить неинвазивный способ для оценки ядерной морфометрии.

Зависимость от длины волны упругого рассеяния света определяется размерами объектов, которые рассеивают и преломляют оптическое излучение. Можно оценить размеры рассеивающих частиц из спектров упругого рассеяния с помощью теории Ми. В экспериментах для определения распределения размеров в ядре, чтобы получить низкое однократное рассеяние, нанесенное эпителиальными клетками, моделируется уровень фона и вычитается из экспериментальных спектров отражения. Точность этого метода в значительной степени зависит от способности моделирования описания рассеивающих свойств и поглощения слоя стромы. Таким образом, весьма целесообразно разработать экспериментальные методы для непосредственного измерения упругого рассеяния света эпителиальными клетками.

Визуализация кожи с помощью поляризованного освещения и детектирования позволяет определить однократное рассеяние света, связанное с эпителием. Отраженный от поверхности кожи и диффузно отраженный свет от подлежащей дермы могут быть разделены при поляризованном освещении и обнаружении. Когда кожа освещается линейно поляризованным светом и наблюдается через линейный поляризатор, который ориентирован параллельно поляризации падающего света, усиливаются текстуры поверхности и детали. Если наблюдать через линейный поляризатор, ориентированный перпендикулярно поляризации падающего света, то увеличивается контрастность изображений кровеносных сосудов и пигментных поражений под поверхностью кожи. Когда поляризованный свет проникает глубоко в ткань, он многократно рассеивается и, таким образом, теряет свою первоначальную поляризацию. Часть, которая возвращается на поверхность, деполаризуется из-за многократного рассеяния, а другая часть поглощается гемоглобином. Свет, который испытывает несколько актов рассеяния в верхнем эпителиальном слое, сохраняет свою поляризацию. Измеряется зависимость рассеяния от длины волны при параллельной и перпендикулярной поляризации освещения для получения характеристик, зависящих от размера рассеивателей. Теории Ми используются для описания наблюдаемых спектров рассеяния, а также для оценки размеров рассеивателей.

Выводы: Спектроскопия чувствительна к поляризации света дает возможность получить информацию о распределении размеров в ядре клеток.

ФОТОНИКА В БИМЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

Рожицкий Н.Н., Сушко О.А., Белаш Е.М.

Харьковский национальный университет радиозлектроники (ХНУРЭ), лаборатория аналитической оптоэлектроники, г. Харьков, Украина

Фотоника – совокупность взаимосвязанных фотофизических и фотохимических процессов. Этот термин был введен А.Н.Терениным [1] в работах, посвященных фотонике молекул красителей. Фотонные методы широко используются для исследования объектов живой и неживой природы, диагностики и лечения большого количества заболеваний.

Значительных успехов в отрасли фотонного приборостроения за последние годы достигла корпорация «Лазер и здоровье», где были разработаны фотонные матрицы Коробова для лечения наиболее распространенных заболеваний [2].

С другой стороны, фотоника успешно используется для разработки аналитических приборов типа сенсоров, которые с помощью регистрации оптического сигнала могут определять концентрацию вещества-аналита в водной среде или в биологических жидкостях. Актуальным является

создание нанофотонных сенсоров. На протяжении нескольких последних лет разработка и тестирование таких сенсоров проводится лабораторией аналитической оптоэлектроники в ХНУРЭ.

Нанофотоника – наука, изучающая оптические явления, возникающие при испускании и/или взаимодействии фотонов с объектами нанометровых размеров, а также практическое применение указанных явлений при разработке оптических наноструктурированных материалов и функциональных устройств на их основе – от систем связи и преобразования информации до наносенсоров и биочипов [3].

Нанофотонные сенсоры, разрабатываемые в нашей лаборатории, представляют собой тонкослойную проточную ячейку, состоящую из оптически прозрачного рабочего электрода, модифицированного квантово-размерными структурами типа полупроводниковых квантовых точек (КТ) с помощью технологии Лангмюра-Блоджетт. КТ представляют собой детекторные элементы сенсора, испускающие при взаимодействии с аналитом оптический аналитический сигнал $I = f(c_a)$, где I – интенсивность оптического сигнала, c_a – концентрация аналита в исследуемой пробе. Использование КТ вместо традиционных органических люминофоров имеет ряд преимуществ, в том числе возможность разработки так называемых мультиплексных сенсоров.

Принцип работы нанофотонного сенсора можно пояснить следующим образом. При подаче напряжения на электроды сенсора происходит образование ион-радикалов КТ (KT^+) на рабочем электроде и ион-радикалов аналита (A^-) на противоэлектроде. В результате этого анионы A^- диффундируют к KT^+ с последующим переносом электрона от A^- к KT^+ . Перенос электрона между ионными формами возможен при условии, что ширина запрещенной зоны E_{BG} КТ будет равной или меньше расстояния между орбиталями LUMO и HOMO (нижней незаполненной и высшей заполненной молекулярными орбиталями) молекулы-аналита (рис. 1).

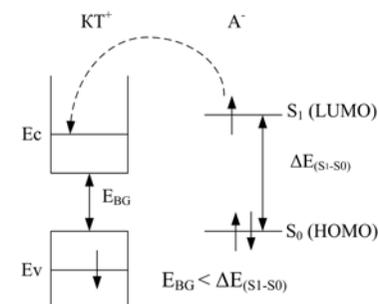


Рис. 1. Схема реакции переноса электрона между анионом аналита A^- и катионом KT^+ (уровни энергии E_v и E_c дырок в валентной зоне и электронов в зоне проводимости, соответственно)