

4. Дж. Астарита, Дж. Марруччи Основы гидромеханики неньютоновских жидкостей / Пер. с англ. Д.А. Казенина; Под ред. Ю.А. Бувича – М.: Мир, 1978. – 309 с.
5. Шульман З.П., Мансуров В.А., Митьковская Н.П., Тагхизадех Г.Х., Каминская Т.В., Колядко М.Г. Реологические изменения крови и плазмы и дисфункция эндотелия у больных ишемической болезнью сердца и сахарным диабетом // ИФЖ. - 2006. т. 79 -№1. - с. 96-101.

ОСОБЕННОСТИ РЕГИСТРАЦИИ ФОТОЛЮМИНЕСЦЕНЦИИ ИНДОТРИКАРБОЦИАНИНОВЫХ КРАСИТЕЛЕЙ *IN VIVO*

**Каплевский К.Н.¹, Самцов М.П.², Тарасов Д.С.¹, Ляшенко Л.С.¹,
Чалов В.Н.³**

¹*Белорусский государственный университет,
Минск, Беларусь, Karleu@bsu.by*

²*НИУ «Институт прикладных физических проблем им. А.Н. Севченко»
БГУ, Минск, Беларусь, samtsov@bsu.by*

³*РНПЦ ОМР им. Н. А. Александрова, Минск, Беларусь*

Индотрикарбоцианиновые красители с полосой поглощения и спектром испускания в ближнем инфракрасном диапазоне используются в качестве биосенсоров различного назначения, на их основе разрабатываются фотосенсибилизаторы для фотодинамической терапии [1]. Применение соединений этого класса в медико-биологических аспектах предполагает проведение анализа их флуоресцентных свойств в биологических системах. При регистрации флуоресценции красителей в биотканях необходимо учитывать особенности оптических характеристик таких систем. Трудности с корректной регистрацией спектров флуоресценции фотосенсибилизаторов обусловлены высоким уровнем рассеяния света биотканями, наличием в них эндогенных биомолекул с достаточно интенсивным свечением, неравномерным распределением кровеносных сосудов, а также изменениями оптических свойств тканей при механическом воздействии [2]. В течение ряда лет нами проводились исследования свойств индотрикарбоцианиновых красителей в биотканях, флуоресцирующих в спектральном диапазоне 700-900 нм [3]. Вследствие этого накоплен опыт работы по регистрации спектрально-люминесцентных характеристик красителей в таких системах.

Настоящая работа посвящена выяснению условий, которые обеспечивают возможность корректной регистрации характеристик фотолюминесценции соединений в тканях *in vivo* с помощью спектрометра со световодом.

Для уменьшения влияния собственного свечения биотканей проведен поиск оптимальной длины волны возбуждения флуоресценции. В качестве возбуждающего излучения применяли излучение газовых лазеров с длиной волны $\lambda=632,8$ нм, 647,1 нм и 676 нм и полупроводникового с $\lambda=682$ нм. Выбор лазеров, а не светодиодов обусловлен существенно меньшей полушириной спектра излучения у лазера по сравнению со светодиодом (≈ 30 нм), а также меньшим уровнем излучения на значительном удалении от максимума полосы испускания источника. Кроме того, большая расходимость излучения светодиода затрудняет его эффективную фокусировку при введении в тонкое волокно.

При использовании для возбуждения флуоресценции опухолевой ткани интактной крысы излучения с длиной волны 632,8 нм или 647,1 нм в спектральной области флуоресценции красителя регистрируется значительный сигнал автолюминесценции тканей. На рисунке представлены спектры флуоресценции при возбуждении на 632,8 нм. Видно, что спектр флуоресценции опухолевой ткани интактной крысы имеет ярко выраженный максимум на длине волны 705 нм. Излучение в данной области обусловлено наличием эндогенных порфиринов [4], молекулы которых достаточно эффективно возбуждаются излучением с длиной волны 632,8 нм. Высокий уровень собственной люминесценции тканей регистрируется от поверхности всех внутренних органов крыс. Аналогичные результаты получены при использовании на возбуждении излучения криптонового лазера с $\lambda = 647,1$ нм. При переходе к источникам излучения с $\lambda = 676,4$ нм или 682 нм интенсивность спектров испускания опухолевой ткани интактной крысы резко уменьшается (см. рисунок).

Наличие на исследуемом участке тела животного кровеносных сосудов, различие в приложенном к концу световода механическом усилии, наличие неровности кожи, либо волосяного покрова может искажать форму и положение зарегистрированного спектра флуоресценции *in vivo*. Для уменьшения влияния указанных факторов конец световода закреплен по оси цилиндрического держателя с внутренним диаметром 3 мм на расстоянии нескольких миллиметров от среза. Такой цилиндрический держатель световода прикладывается к испытуемой поверхности, что исключает попадание в спектрометр освещения лаборатории. Достаточно большая площадь поверхности, на которую попадает возбуждающее излучение и, соответственно, регистрируется флуоресценция, обеспечивает

усреднение сигнала и уменьшает влияние неоднородностей образца. Увеличение площади соприкосновения создает идентичные условия механического воздействия при соприкосновении элемента оптической системы с телом подопытного животного. В целом, переход к использованию такого наконечника примерно на порядок уменьшает разброс интенсивности в спектрах флуоресценции красителя при съеме информации от одной точки образца.

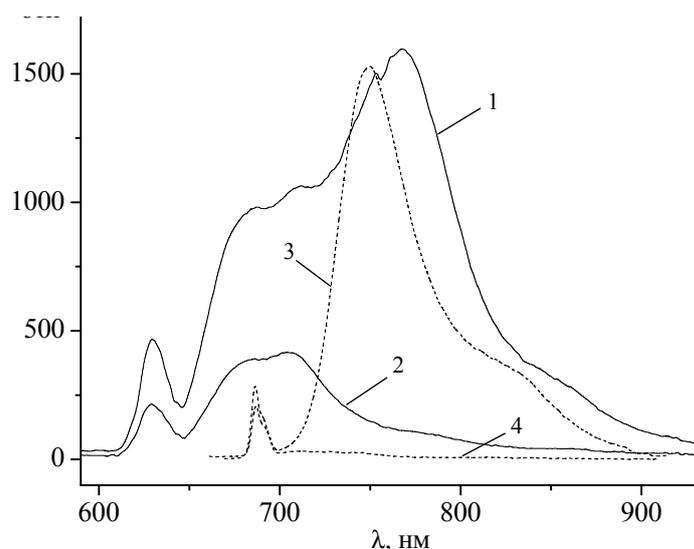


Рисунок – Спектр флуоресценции красителя (1, 3) в опухолевых тканях и спектр свечения опухоли *in vivo* (2, 4) при возбуждении на 632,8 нм (1, 2) и на 682 нм (3,4).

Для обнаружения концентрационных эффектов при регистрации спектров флуоресценции красителя зарегистрированы спектры флуоресценции в опухолевых тканях при введении фотосенсибилизатора в концентрации 5; 2,5 и 1,25 мг/кг. Полученные данные демонстрируют совпадение спектров флуоресценции в опухолевых тканях для данного диапазона использованных концентраций, что свидетельствует об отсутствии каких-либо концентрационных эффектов. В тоже время, установлено, что при концентрации 3 мг/кг, как и при более высокой концентрации 5 мг/кг, в спектрах флуоресценции красителя в тканях внутренних органах наблюдаются деформации, которые обусловлены перепоглощением.

Одним из факторов, который требует внимания при регистрации сигнала флуоресценции фотосенсибилизатора *in vivo*, является различная толщина исследуемых образцов. Для определения размеров области, с которой регистрируется флуоресценция красителя в конкретных экспериментальных условиях, проведен анализ влияния толщины образцов тканей на сигнал флуоресценции. В результате установлено, что испускание света регистрируется от молекул красителя находящихся не только

в коже и непосредственно прилегающих к ней слоях опухолевой ткани, но и на значительной глубине (до 2 см). Поэтому, при регистрации флуоресценции фотосенсибилизатора *in vivo* необходимо учитывать толщину исследуемых образцов.

Литература

1. Е.С. Воропай, М.П. Самцов, К.Н. Каплевский и др.// Известия РАН. Серия физическая. – 2007. – Т. 71, № 1. – С. 145–149.
2. Синичкин, Ю.П. *In vivo* отражательная и флуоресцентная спектроскопия кожи человека / Ю.П. Синичкин, С.Р. Утц. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2001. – 92 с.
3. М. П. Самцов, Е.С. Воропай, Л.С. Ляшенко, Д.Г. Мельников, К.Н. Каплевский, А.П. Луговский // ЖПС. – 2011. – Т. 78, №1. – С. 121–127.
4. Meyers, R.A. Fluorescence spectroscopy *in vivo* nirmala ramanujam / R.A. Meyers // Encyclopedia of analytical chemistry. – Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 2000. – Vol. Biomedical. – P. 20-56.

ЧЕТЫРЕХКАНАЛЬНЫЙ ЛАЗЕРНЫЙ НЕФЕЛОМЕТР

Коваленко Е.И., Лобан В.А., Коваленко С.А., Попов В.В.

*Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь,
kavalenka@bsu.by*

При изучении функционирования биосистем часто возникает задача проведения кинетических исследований геометрических и концентрационных характеристик нано- и микроразмерных объектов в суспензиях. Проведение таких исследований позволяет изучать влияние различных факторов на структуру полипептидов, полинуклеотидов и других биополимеров, на процессы взаимодействия и агрегации биополимеров, является необходимым для анализа состава лекарственных средств и жидких сред организмов [1,2]. Исследование размеров, формы, внутренней неоднородности клеток позволяют получить информацию о качественном и количественном составе клеточных популяций, изучить процессы агрегатообразования, деформации, гибели клеток, роста клеточных культур [3–9]. Приоритетными методами для проведения гранулометрического анализа являются методы, основанные на явлении рассеяния света, с помощью которых возможно определение размеров частиц в диапазоне от 0,1 до 300 мкм. В настоящее время созданы приборы, ос-