

УДК 57.043

*М.Я. Винниченко<sup>1</sup>, А.Н. Софронов<sup>1</sup>, Д.А. Фирсов<sup>1</sup>,  
С.С. Дремов<sup>2</sup>, А.Л. Тер-Мартirosян<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Санкт-Петербургский государственный политехнический университет

<sup>2</sup> ЗАО «Полупроводниковые приборы»

## **ИССЛЕДОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ФОТОДИТАЗИНА ДЛЯ РАСШИРЕНИЯ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ**

Проведено измерение спектров поглощения фотодитазина, используемого для фотодинамической терапии, с целью уточнения спектрального положения максимумов линий поглощения. Измерены спектры флуоресценции фотодитазина при возбуждении излучением с двумя различными длинами волн, соответствующими максимумам коэффициента поглощения. Сформулированы требования к спектрально-селективным оптическим элементам диагностических систем для фотодинамической терапии, позволяющие увеличить эффективность данного метода.

**ФОТОДИНАМИЧЕСКАЯ ТЕРАПИЯ, ФОТОДИТАЗИН, ФОТОСЕНСИБИЛИЗАТОР, ФЛУОРЕСЦЕНЦИЯ, ДИАГНОСТИКА ФОТОДИНАМИЧЕСКОЙ ТЕРАПИИ.**

### **Введение**

Ранняя диагностика и лечение злокачественных опухолей, заболеваний кожи, а также некоторых инфекционных заболеваний имеет первостепенное значение. Один из методов, интенсивно развивающихся в последнее время, который уже показал хорошие результаты, это фотодинамическая терапия. Указанный метод основан на способности некоторых светочувствительных препаратов (фотосенсибилизаторов) избирательно накапливаться в пораженных тканях и одновременно взаимодействовать с электромагнитным излучением видимого или ближнего инфракрасного диапазона. Фотосенсибилизатор чаще всего вводится в организм внутривенно, но может применяться аппликационно или перорально. Локальная активация светом фотосенсибилизатора, накопившегося в опухоли, из полосы его поглощения приводит (в присутствии кислорода тканей) к развитию фотохимической реакции, разрушающей опухолевые клетки; и за счет этого достигается лечебный эффект. Данный процесс сопровождается флуоресценцией как препарата, так и кислорода в более длинноволновой (по сравнению с активирующим излучением)

области спектра. Анализ данных флуоресценции позволяет более полно исследовать процесс лечения. Картина пространственного распределения флуоресценции несет информацию о размерах опухоли и концентрации препарата, а ее изменение во времени позволяет извлечь количественные сведения о необходимой дозе облучения. Данный эффект может использоваться не только при лечении, но и при диагностике онкологических заболеваний различных локализаций на ранних стадиях [1, 2].

Достижения последних лет в области полупроводниковой оптоэлектроники делают метод фотодинамической терапии доступным для широкого использования в медицинских учреждениях благодаря разработке недорогих компактных мощных источников лазерного излучения на основе полупроводниковых лазерных диодов [3].

Наиболее конкурентоспособными фотосенсибилизирующими препаратами по совокупности своих медико-биологических и оптико-физических свойств являются фотосенсибилизаторы на основе производных хлорина еб, в частности коммерчески доступный отечественный препарат фотодитазин.



Для контроля дозы облучения и его пространственного распределения необходима система визуализации картины пространственно-временного распределения флуоресценции фотосенсибилизатора. Такая система регистрации оптического излучения должна быть спектрально селективной, т. е. должна регистрировать свет во всей полосе флуоресценции и не реагировать на излучения, возбуждающие флуоресценцию. Элементы подобных систем уже активно разрабатываются (см., например, статью [4]), однако имеется ряд существенных принципиальных трудностей для разработки спектрально-селективной оптики такого типа. Дело в том, что для возбуждения фотохимической реакции с участием фотодитазина используют излучение с высокой степенью монохроматичности на длине волны около 660 нм, совпадающей с одной из линий оптического поглощения препарата. Заметим, что другие фотосенсибилизаторы возбуждаются длинами волн в районе 630 нм и такое излучение проникает в ткани на меньшую глубину. При возбуждении же излучением с длиной волны 660 нм спектральный состав флуоресценции фотодитазина оказывается весьма близким к спектру возбуждающего излучения: флуоресценция сдвинута в длинноволновую область относительно возбуждающего излучения всего на 10 – 20 нм. Использование решеточных или призмных монохроматоров для спектральной селекции флуоресценции представляется неудобным из-за значительных размеров этих приборов. Решить эту проблему позволяет использование оптических фильтров. Однако малое спектральное расстояние между возбуждающим и испускаемым излучениями налагает крайне жесткие требования к качеству этих селективных оптических приспособлений для диагностических приборов, в частности к крутизне коротковолнового края пропускания таких фильтров. Даже имеющийся небольшой технологический разброс оптических параметров фильтров приводит к существенному ухудшению работы системы: либо к засвечиванию ее фоточувствительного элемента возбуждающим излучением, либо к существенному срезу части спек-

тра полезного излучения флуоресценции и снижению чувствительности системы.

Однако известно, что фотосенсибилизаторы на основе производных хлорина еб имеют ряд линий поглощения с длиной волны меньше 660 нм. Их использование для возбуждения фотохимической реакции потенциально может существенно снизить требования к качеству селективных оптических элементов систем диагностики для фотодинамической терапии. При этом для возбуждения могут использоваться коммерчески доступные полупроводниковые источники излучения, согласованные по спектру с линиями поглощения препаратов.

С другой стороны, сдвиг возбуждающего излучения в коротковолновую область приводит к уменьшению глубины проникновения излучения в ткани и органы человека. Так, излучение с длиной волны 660 нм успешно используется для фотодинамической терапии злокачественных новообразований различных локализаций, как наружных, так и эндогенных. Излучение с более короткой длиной волны в принципе может использоваться только для фотодинамической терапии поверхностных областей тканей, например в стоматологии.

На настоящий момент в известной нам научно-технической литературе отсутствуют данные о спектрах флуоресценции фотосенсибилизаторов на основе производных хлорина еб при возбуждении излучением, согласованным с линиями поглощения препарата в коротковолновой области спектра. Такие данные необходимы для разработки систем диагностики для фотодинамической терапии.

Таким образом, целью настоящей работы являлось изучение спектров оптического поглощения и спектрального состава излучения флуоресценции фотодитазина при возбуждении коротковолновым излучением.

#### Объекты и методика исследований

В качестве объекта исследований был выбран медицинский препарат фотодитазин, представляющий собой N-диметилглюкаминовою соль хлорина еб.

Препарат разводился в 0,9 %-м растворе хлорида натрия. Концентрация препарата в указанном растворе подбиралась для оптимального использования динамического диапазона фотоприемника, регистрирующего излучение, и составляла 0,71 мкл/мл для измерения спектров оптического поглощения и 50 мкл/мл – для спектров флуоресценции. Необходимое количество препарата отбиралось с помощью инсулинового шприца объемом 0,5 мл (цена деления – 10 мкл).

Для измерения спектров пропускания раствор помещали в прямоугольную пластиковую прозрачную кювету объемом 4 мл с длиной внутренней полости вдоль направления распространения света, равной 1 см. Для измерения спектров флуоресценции раствор помещали в кварцевую пробирку.

Схема экспериментальной установки для измерения спектров оптического поглощения представлена на рис. 1. Ее основой служит дифракционный спектрометр 4 (Noriga FHR640) с дифракционной решеткой, имеющей 1200 штрихов/мм, с блеском на 500 нм; она обеспечивает спектральное разрешение не хуже 0,02 нм при ширине входной щели 10 мкм. Фоточувствительным элементом является ПЗС-камера 6 (Noriga Symphony II SH-ILS-256-0E), охлаждаемая жидким азотом, имеющая спектральный диапазон чувствительности 300 – 1000

нм. В качестве источника широкополосного излучения использовалась галогенная лампа 1; ее излучение диафрагмировалось, изображение светящегося отверстия диафрагмы 2 фокусировалось на входной щели спектрометра с помощью собирающей линзы 3.

Кювета 5 с исследуемым раствором устанавливалась непосредственно перед входной щелью спектрометра. Спектры измерялись в автоматическом режиме, спектрометр полностью управлялся персональным компьютером с помощью специального программного обеспечения. Спектр излучения галогенной лампы, прошедшего через кювету с раствором препарата, нормировался после измерения на такой же спектр, но зарегистрированный для кюветы с физиологическим раствором; это обеспечивало получение спектра оптического пропускания препарата.

Экспериментальная установка для измерения спектров флуоресценции схематично представлена на рис. 2.

Измерение спектров производилось на описанном выше спектрометре 4 Noriga FHR640 (см. также рис. 1). Пробирка с раствором препарата 2 размещалась на оптической оси спектрометра (см. рис. 2, а). Лазерное излучение для возбуждения флуоресценции направлялось снизу на пробирку с раствором, при этом формировалась

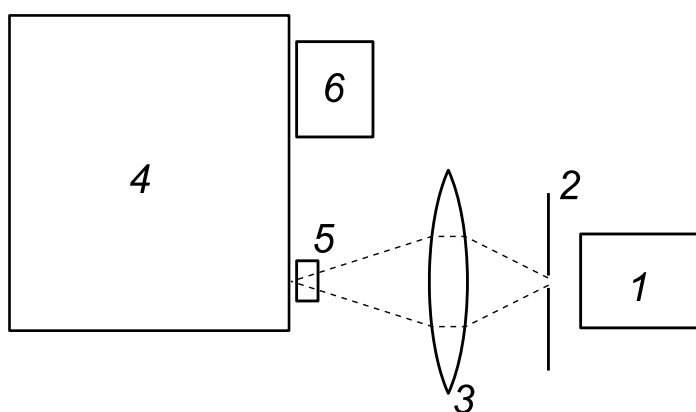


Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки для измерения спектров пропускания (вид сверху):  
 1 – галогенная лампа, 2 – диафрагма 1 мм, 3 – собирающая линза,  
 4 – спектрометр Noriga, 5 – кювета с исследуемым раствором,  
 6 – ПЗС-камера, охлаждаемая жидким азотом

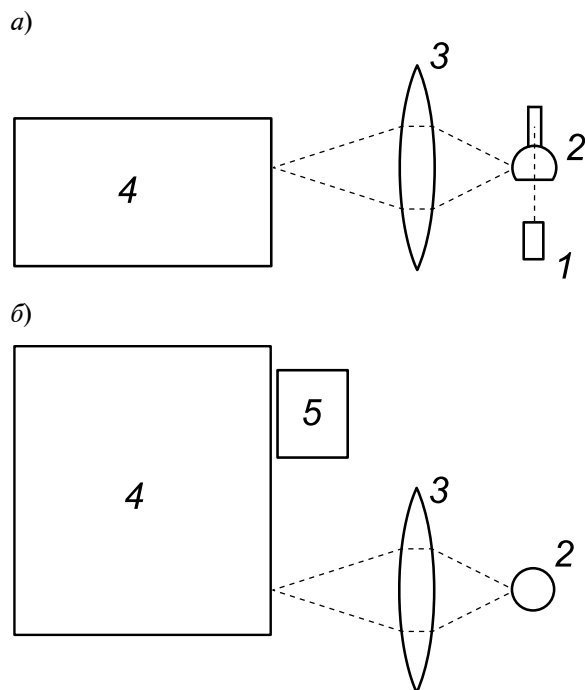


Рис. 2. Блок-схема экспериментальной установки для измерения спектров флуоресценции; виды сбоку (а) и сверху (б): 1 – возбуждающий излучение лазер, 2 – пробирка с исследуемым раствором, 3 – собирающая линза, 4 – спектрометр Nipiga, 5 – ПЗС-камера, охлаждаемая жидким азотом

вертикальная светящаяся полоса внутри пробирки. Изображение светящейся полосы флуоресценции фокусировалось на входной щели спектрометра с помощью собирающей линзы 3.

Для возбуждения флуоресценции использовалось два типа источников излучения 1. Первый – лазерный аппарат Латус-Т [5], длина волны его излучения – 659,6 нм, установленная выходная оптическая мощность – 140 мВт, диаметр пятна на нижней поверхности пробирки – 2 мм, интенсивность возбуждающего излучения – 4,4 Вт/см<sup>2</sup>. Второй – лазерный диод, длина волны его излучения – 406 нм; он питался стабилизированным источником тока 1,3 А, выходная оптическая мощность – 160 мВт, диаметр пятна на нижней поверхности пробирки – 5 мм, интенсивность возбуждающего излучения – 0,8 Вт/см<sup>2</sup>. При этом перед входной щелью спектрометра уста-

навливался фильтр из оптического стекла ЖС12, отсекающий излучение лазера. Для красного света (лазер с длиной волны излучения 659,6 нм) фильтры не использовались. Спектры флуоресценции измерялись в автоматическом режиме с использованием персонального компьютера.

С помощью установки, схема которой приведена на рис. 1, были измерены спектры оптического пропускания исследуемого раствора фотодитазина  $I_{\text{ФТ}}(\lambda)$  и физиологического раствора  $I_{\text{ФЗ}}(\lambda)$ . Согласно закону Бугера, интенсивность светового пучка, прошедшего через раствор, определяется следующим выражением:

$$I_{\text{ФТ}} = I_0 \exp(-\alpha L), \quad (1)$$

где  $I_0$  – интенсивность падающего пучка;  $L$  – толщина слоя раствора, пропускающего свет (оптический путь);  $\alpha$  – коэффициент поглощения.

Чтобы избавиться от эффектов, не связанных с фотодитазином, в качестве нормировочного спектра  $I_0$  удобно использовать интенсивность  $I_{\text{ФЗ}}$  и взять логарифм от отношения  $I_{\text{ФТ}}/I_{\text{ФЗ}}$ :

$$\ln \left( \frac{I_{\text{ФТ}}}{I_{\text{ФЗ}}} \right) = \ln(\exp(\alpha L)) = \alpha L. \quad (2)$$

### Результаты и их обсуждение

Экспериментально полученный спектр оптического пропускания ( $I_{\text{ФТ}}/I_{\text{ФЗ}}$ ) фотодитазина представлен на рис. 3. Спектр коэффициента поглощения  $\alpha(\lambda)$ , рассчитанный по формуле (2), представлен на рис. 4.

Из представленных данных видно, что наблюдаются полосы поглощения фотодитазина с максимумами на длинах волн 653 и 403 нм, а также слабые спектральные особенности в области длин волн 500 и 600 нм. По этим спектрам можно рассчитать коэффициенты удельного поглощения (на единицу концентрации): для света с длиной волны 653 нм он равен 0,62 см<sup>-1</sup>(мл/л)<sup>-1</sup>, а с длиной волны 403 нм – 3,34 см<sup>-1</sup>(мл/л)<sup>-1</sup>. Таким образом, наблюдается разница значений более чем в пять раз, что говорит о большей эффективности возбуждения флуоресценции излучением с

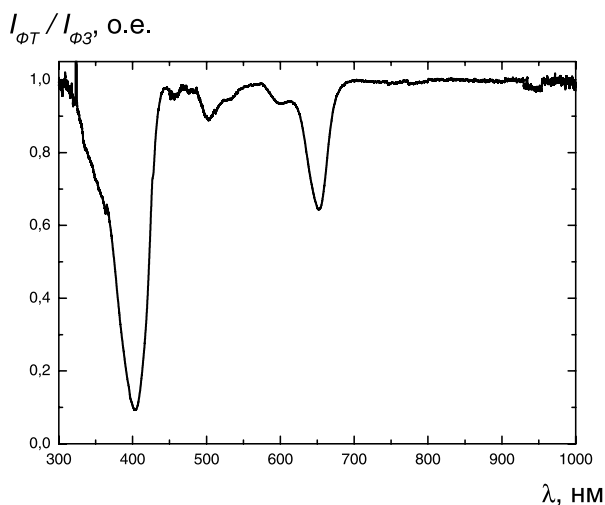


Рис. 3. Спектр оптического пропускания раствора фотодитазина при комнатной температуре; его концентрация – 0,71 мл/л; длина оптического пути в растворе – 1 см

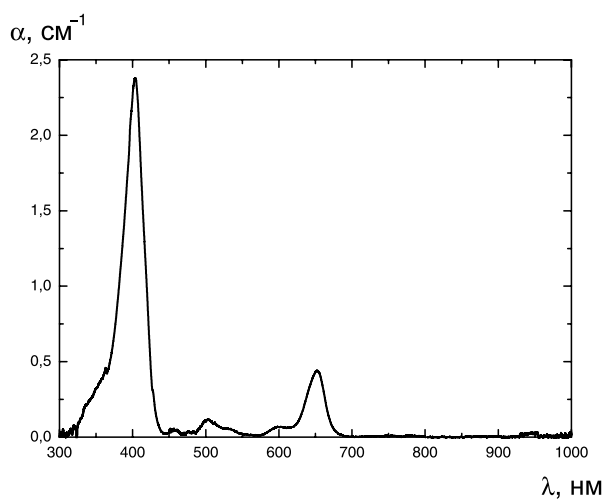


Рис. 4. Спектр оптического поглощения раствора фотодитазина при комнатной температуре; его концентрация – 0,71 мл/л

длиной волны 403 нм. Это может привести к снижению мощности излучения, необходимой для проведения фотодинамической терапии.

Полученное спектральное положение длинноволновой линии поглощения хорошо согласуется с известными литературными данными. Так, по данным работы [6], спектральный максимум поглощения фотодитазина составляет 655 нм для водного

раствора и 662 нм в биологических средах (зависит от растворителя).

С помощью установки, представленной на рис. 2, были измерены спектры флуоресценции при возбуждении излучением с длинами волн 406,0 и 659,6 нм (рис. 5). Видно, что полученные спектры в целом подобны друг другу, однако при возбуждении флуоресценции фиолетовым светом (406,0 нм) появляется дополнительная по-

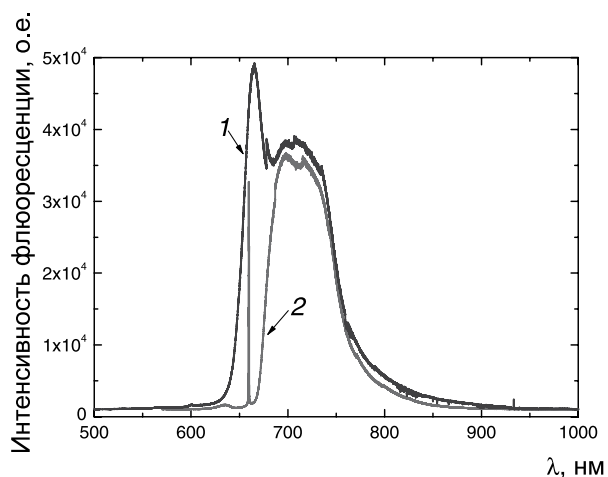


Рис. 5. Спектры флуоресценции раствора фотодитазина при возбуждении излучением с длинами волн 406,0 нм (1) и 659,6 нм (2). Кривая 2 содержит также линию от рассеянного возбуждающего излучения

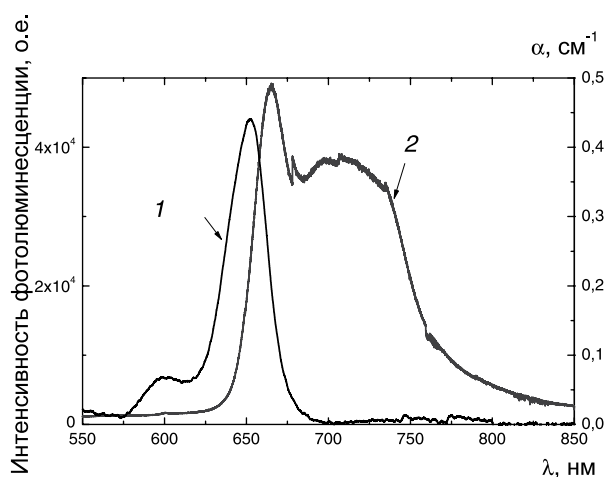


Рис. 6. Спектры коэффициента поглощения (1, правая ось) и флуоресценции при возбуждении излучением с длиной волны 406,0 нм (2, левая ось) раствора фотодитазина при комнатной температуре



лоса излучения с коротковолновой стороны. Возможно, она связана с испусканием света по тому же микроскопическому механизму, с которым связано поглощение света в области длин волн 660 нм. Доводом в пользу этого предположения служит сравнение двух спектров, приведенных на рис. 6. Здесь виден стоксовский сдвиг коротковолновой полосы излучения относительно полосы оптического поглощения *I*. Однако анализ микроскопических механизмов формирования спектра флуоресценции препарата выходит за рамки данной статьи.

### **Практическая значимость полученных результатов**

Проведенные эксперименты позволили определить спектральный диапазон чувствительности фоторегистрирующих элементов систем, предназначенных для диагностики злокачественных опухолей методами фотодинамической терапии, а также выработать ряд рекомендаций.

При возбуждении флуоресценции излучением с длиной волны 660 нм необходимо ограничивать засветку возбуждающим излучением фоточувствительного элемента системы диагностики с целью повышения общего контраста итогового флуоресцентного изображения. Спектр флуоресценции по уровню 0,5 от высоты максимума имеет ширину от 677 до 751 нм, а по уровню 0,1 – от 669 до 808 нм. Таким образом, пропускание используемого оптического фильтра должно спадать от единицы до нуля в узкой области длин волн (от 669 до 660 нм), причем крутизна коротковолнового края пропускания должна составлять не менее  $1000 \text{ нм}^{-1}$  для эффективного подавления лазерного излучения.

На спектрально-селективную оптику при возбуждении флуоресценции излучением с длиной волны 406 нм налагаются гораздо менее жесткие требования. Коротковолновый край спада пропускания оптического фильтра может располагаться в довольно широкой области: от 450 до 600 нм,

причем без существенных ограничений на крутизну спада. Отношение пропускания фильтра на длине волны флуоресценции к пропусканию на длине волны возбуждающего излучения должно быть при этом не менее 100. Общий диапазон чувствительности системы должен лежать в пределах от  $520 \pm 80$  до  $900 \pm 80$  нм.

### **Заключение**

В работе проведено экспериментальное исследование оптических свойств фотодитазина – коммерчески доступного отечественного препарата. Все измерения выполнены при комнатной температуре.

В частности, получен спектр испускания флуоресценции препарата при ее возбуждении коротковолновым излучением. Проведено измерение спектров оптического поглощения фотодитазина, чтобы уточнить положение максимумов линий поглощения. Измерены спектры флуоресценции объекта при возбуждении лазерным излучением на двух различных длинах волн, соответствующих максимуму коэффициента поглощения.

На основе полученных экспериментальных результатов сформулированы требования к спектрально-селективным оптическим элементам диагностических систем, используемых для фотодинамической терапии. Показано, что в случаях, когда нет необходимости вводить излучение в ткани человека на большую глубину, для возбуждения флуоресценции фотосенсибилизаторов на основе хлорина еб предпочтительнее использовать излучение с длиной волны 406 нм. Данная рекомендация диктуется как возможностью получать более высокие значения коэффициента поглощения, так и простотой спектральной селекции.

Работа выполнена при финансовой поддержке Правительства Российской Федерации (Минобрнауки России) в рамках реализации комплексного проекта по созданию высокотехнологичного производства (договор № 02.G25.31.0064).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Loschenov V.B., Steiner R. Working out the early diagnostics and controls for the cancer treatment method with the use of photosensitizer of modeling action. *Proceedings of SPIE*. 1994. Vol. 2325. P. 144.
2. Loschenov V.B., Konov V.I., Prokhorov A.M. Photodynamic therapy and fluorescence diagnostics. *Laser Physics*. 2000. Vol. 10. Iss. 5, pp. 1188-1207.
3. Воробьев Л.Е., Софронов А.Н., Фирсов Д.А., Демидов Д.М., Леус Р.В., Свердлов М.А., Тер-Мартirosян А.Л. Лазерные диоды для фотодинамической терапии // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. 2011. № 2 (122). С. 80–84.
4. Анিকেева М.С., Софронов А.Н., Дремов С.С., Тер-Мартirosян А.Л. Цифровая система визуализации флуоресценции для фотодинамической терапии // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Информатика. Телекоммуникации. Управление. 2012. № 6 (162). С. 159–164.
5. Лазерный медицинский аппарат для ФДТ серии Латус-Т [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.atcus.ru/application.php?ID=2>.
6. Белый Ю.А., Терещенко А.В., Володин П.Л., Семенов А.Д., Каплан М.А., Пономарев Г.В., Баум Р.Ф. Первые экспериментальные результаты фотодинамической терапии в офтальмологии с использованием отечественного препарата «Фотодитазин» // Вестник ОГУ. Новые технологии микрохирургии глаза. 2004. С. 182–184.

#### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

**ВИННИЧЕНКО Максим Яковлевич** – кандидат физико-математических наук, старший преподаватель кафедры физики полупроводников и нанoeлектроники Санкт-Петербургского государственного политехнического университета.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
mvin@spbstu.ru

**СОФРОНОВ Антон Николаевич** – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры физики полупроводников и нанoeлектроники Санкт-Петербургского государственного политехнического университета.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
sofronov@rphf.spbstu.ru

**ФИРСОВ Дмитрий Анатольевич** – доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой физики полупроводников и нанoeлектроники Санкт-Петербургского государственного политехнического университета.

195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29  
lvor@rphf.spbstu.ru

**ДРЕМОВ Сергей Сергеевич** – инженер ЗАО «Полупроводниковые приборы».

194156, Россия, г. Санкт-Петербург, пр. Энгельса, 27, к. 5.  
sales@atcsd.ru

**ТЕР-МАРТИРОСЯН Александр Леонович** – кандидат технических наук, генеральный директор ЗАО «Полупроводниковые приборы».

194156, Россия, г. Санкт-Петербург, пр. Энгельса, 27, к. 5.  
sales@atcsd.ru

---

*Vinnichenko M.Ya., Sofronov A.N., Firsov D.A., Dremov S.S., Ter-Martirosyan A.L.*  
INVESTIGATION OF PHOTODITAZIN OPTICAL PROPERTIES FOR EXPANDING  
POSSIBILITIES OF PHOTODYNAMIC THERAPY.

Photodynamic therapy is a promising method for diagnostics and treatment of cancers of varying localization. Photodynamic diagnostic systems are based on fluorescence detection of photosensitizers. One of the much used photosensitizers is photoditazin, but it is characterized by too small fluorescence-absorption spectral separation. This property involves considerable difficulties in spectral selection of fluorescent emission

and exciting laser radiation when working out diagnostic systems.

Optical properties of photoditazin have been studied in this work. The absorption spectra were recorded to refine the spectral positions of line maxima. The efficient fluorescence in the spectral range between 670 and 800 nm was found to be obtainable under radiant excitation with not only conventional wavelength (660 nm) but with 405 nm wavelength as well. If the latter is the case, the spectral selection of exciting radiation and fluorescent emission becomes much simpler. The studies conducted allowed us to determine requirements for spectral optical elements of photodynamic diagnostic systems. The fluorescence excitation with laser radiation at 405 nm wavelength was shown to be available for diagnostic systems with limited depth of light penetration into tissue.

PHOTODYNAMIC THERAPY, PHOTODITAZIN, PHOTOSENSITIZER, FLUORESCENCE, PHOTODYNAMIC DIAGNOSTICS.

#### REFERENCES

1. **Loschenov V.B., Steiner R.** Working out the early diagnostics and controls for the cancer treatment method with the use of photosensitizer of modeling action. *Proceedings of SPIE*, 1994, Vol. 2325, p. 144.
2. **Loschenov V.B., Konov V.I., Prokhorov A.M.** Photodynamic therapy and fluorescence diagnostics. *Laser Physics*, 2000, Vol. 10, Iss. 5, pp. 1188-1207.
3. **Vorob'ev L.E., Sofronov A.N., Firsov D.A., Demidov D.M., Leus R.V., Sverdlov M.A., Ter-Martirosyan A.L.** Lazernye diody dlya fotodinamicheskoj terapii. *St. Petersburg State Polytechnical University Journal: Physics and Mathematics*, 2011, No. 2 (122), pp. 80-84. (rus)
4. **Anikeeva M.S., Sofronov A.N., Dremov S.S., Ter-Martirosyan A.L.** Tsifrovaya sistema vizualizatsii flyuorestsentsii dlya fotodinamicheskoj terapii. *St. Petersburg State Polytechnical University Journal: Computer Science. Telecommunication and Control Systems*, 2012, No. 6 (162), pp. 159-164. (rus)
5. Lazernyj meditsinskij apparat dlya FDT serii Latus-T. Available at: <http://www.atcus.ru/application.php?ID=2>.
6. **Belyj Yu.A., Tereshchenko A.V., Volodin P.L., Semenov A.D., Kaplan M.A., Ponomarev G.V., Baum R.F.** Pervye eksperimental'nye rezul'taty fotodinamicheskoj terapii v oftal'mologii s ispol'zovaniem otechestvennogo preparata «Fotoditazin». *Vestnik OGU. Novye tekhnologii mikrokhirurgii glaza*, 2004, pp. 182-184. (rus)

#### THE AUTHORS

##### **VINNICHENKO Maxim Ya.**

*St. Petersburg State Polytechnical University*  
29 Politekhnikeskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia  
mvin@spbstu.ru

##### **SOFRONOV Anton N.**

*St. Petersburg State Polytechnical University*  
29 Politekhnikeskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia  
sofronov@rphf.spbstu.ru

##### **FIRSOV Dmitry A.**

*St. Petersburg State Polytechnical University*  
29 Politekhnikeskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia  
lvor@rphf.spbstu.ru

##### **DREMOV Sergei S.**

*ATC – Semiconductor Devices*  
27/5 Engels Ave., St. Petersburg, 194156, Russia  
sales@atcsd.ru

##### **TER-MARTIROSYAN Alexander L.**

*ATC – Semiconductor Devices*  
27/5 Engels Ave., St. Petersburg, 194156, Russia  
sales@atcsd.ru