

НОВЫЙ МЕТОД ВИДЕОРЕГИСТРАЦИИ ЗАДНЕГО ОТРЕЗКА ГЛАЗНОГО ДНА

DOI: 10.17691/stm2019.11.2.19

УДК 617.735–089

Поступила 12.12.2018 г.



Д. Дорошенко, главный врач¹;
 В.К. Салахутдинов, к.ф.-м.н., ведущий научный сотрудник²;
 Ю.Г. Сметанин, д.ф.-м.н., главный научный сотрудник³;
 Г.Е. Столяренко, д.м.н., профессор, генеральный директор¹;
 М.Ю. Леденева, д.м.н., врач¹

¹ООО «Центр диагностики и хирургии заднего отдела глаза», ул. 2-я Владимирская, 2, Москва, 111123;

²Федеральный научный центр Научно-исследовательский институт системных исследований РАН, Нахимовский пр., 36, к. 1, Москва, 117218;

³Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» РАН, ул. Вавилова, 44, к. 2, Москва, 119333

Представлены результаты разработки новой технологии регистрации изображения тканей заднего отрезка глазного дна, которая позволяет увеличить видность информационно значимых объектов и одновременно уменьшить световую нагрузку на ткани сетчатки. При этом существенное внимание уделено вопросу увеличения робастности регистрируемого изображения в условиях пониженной освещенности.

Ключевые слова: сетчатка глаза; освещение операционного поля на сетчатке; витреоретинальная хирургия.

Как цитировать: Doroshenko D., Salakhutdinov V.K., Smetanin Yu.G., Stolyarenko G.E., Ledeneva M.Yu. A new method of video recording the posterior fundus segment. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2019; 11(2): 129–132, <https://doi.org/10.17691/stm2019.11.2.19>

English

A New Method of Video Recording the Posterior Fundus Segment

D. Doroshenko, Head Physician¹;
 V.K. Salakhutdinov, PhD, Leading Researcher²;
 Yu.G. Smetanin, DSc, Chief Researcher³;
 G.E. Stolyarenko, MD, DSc, Professor, General Director¹;
 M.Yu. Ledeneva, MD, DSc, Physician¹

¹LLC "Center for Diagnosis and Surgery of Posterior Eye Segment", 2, 2nd Vladimirskaya St., Moscow, 111123, Russia;

²Federal Research Center Scientific Research Institute for System Studies of the Russian Academy of Sciences, Bldg 1, 36 Nakhimovskiy Prospekt, Moscow, 117218, Russia;

³Federal Research Center "Informatics and Management" of the Russian Academy of Sciences, Bldg 2, 44 Vavilova St., Moscow, 119333, Russia

The paper presents the results of developing a new technology for recording the images of posterior fundus tissues, which allows us to improve the visibility of information-significant objects reducing the light load on the retinal tissue. Considerable attention is paid to the issue of increasing the robustness of the recorded image in low light conditions.

Key words: the retina; illumination of the surgical field on the retina; vitreoretinal surgery.

Для контактов: Салахутдинов Виктор Камильевич, e-mail: vsalakhutdinov@gmail.com

Введение

Недостаточное освещение операционного поля является одной из проблем витреоретинальной хирургии [1]. Особенно остро эта проблема стоит при видеодокументировании и TV-трансляции процесса витреоретинальной хирургии в учебных целях и в телемедицине, когда к качеству TV-изображения предъявляются повышенные требования [2].

Современный осветитель глазного дна представляет собой мощный источник света с близким к солнечному спектром, излучение которого через отверстие в склере транслируется по оптическому волокну в полость глаза. Нетривиальность проблемы состоит в том, что резервы улучшения освещенности операционного поля только за счет увеличения интенсивности транслируемого в полость глаза света практически исчерпаны, так как плотность мощности светового потока, которую современные осветители уже обеспечивают на поверхности сетчатки, находится на грани предельно допустимой, а в отдельных случаях превышает 1 мВт/мм² [3, 4] и может приводить к световому повреждению сетчатки.

Проблема чрезмерной лучевой нагрузки на сетчатку превращается в неразрешимую задачу в случае интраоперационного применения ОКТ, когда одновременно с освещением тканей глазного дна на сетчатку воздействуют излучением ближнего ИК-диапазона.

В работе представлены результаты разработки новой технологии регистрации изображения тканей заднего отрезка глазного дна. При этом существенное внимание уделено вопросу увеличения робастности регистрируемого изображения в условиях пониженной освещенности.

Материалы и методы

Основная идея заключается в использовании осветителя в виде набора из небольшого числа монохро-

матических источников света с различными длинами волн излучения. Высокая робастность регистрации информационно значимых признаков достигается за счет оптимизации длин волн излучения этих источников. В качестве критерия эффективности взято отношение видности к плотности световой мощности на освещаемой поверхности.

Структурная схема спектрально-селективного осветителя представлена на рис. 1. Прибор состоит из нескольких лазерных источников света (Ls_1, Ls_2, \dots, Ls_n), излучающих каждый на своей длине волны ($\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$); мультиплексора (М), который объединяет излучение всех лазеров и вводит его в одно многомодовое оптическое волокно (МОВ); элемента очистки излучения от шумов когерентности (ОШК) и драйвера управления лазерными источниками света; а также черно-белой камеры и видеогrabбера, которые обеспечивают регистрацию цветного изображения с высокой световой чувствительностью и высоким разрешением [5].

Излучение каждого источника по отдельному оптическому волокну поступает на смеситель. С помощью мультиплексора излучение от всех источников объединяется и вводится в многомодовое волокно, по которому свет транслируется на выход осветителя. Высокая пространственная однородность пучка на выходе достигается с помощью ОШК. Скоростная видеокамера регистрирует черно-белое изображение, которое по описанному далее алгоритму преобразуется в цветное.

Оптимизация спектра. Эффективность метода определяется спектральным составом излучения. Легко заметить, что в общем виде задача оптимизации спектрального состава осветителя сводится к классической задаче обнаружения, оценок и модуляции [6], так как описывается в терминах теории ре-

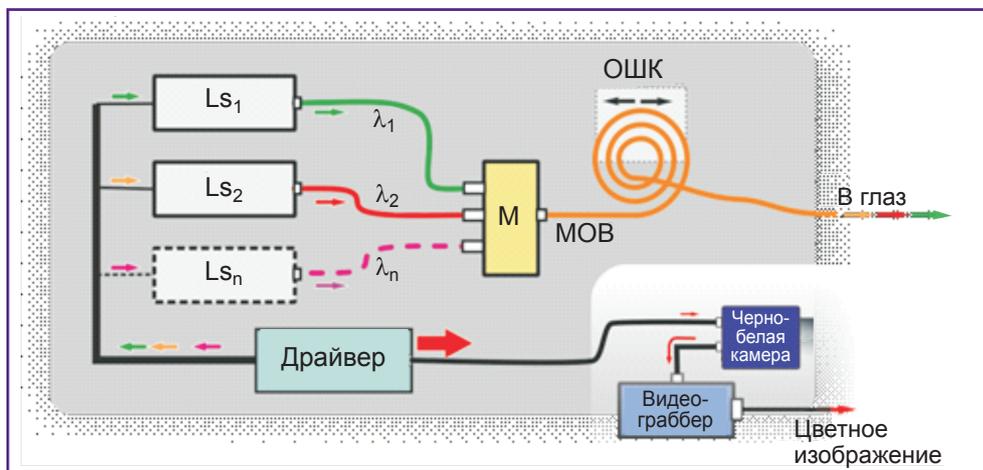


Рис. 1. Структурная схема спектрально-селективного осветителя. Объяснения см. в тексте

шений. Проблема в том, что в нашем случае число информационно значимых объектов (N) существенно превышает количество спектральных компонентов в излучении осветителя (m), а с помощью лазеров невозможно получить свет с произвольной длиной волны (λ). Поэтому методы и подходы теории обнаружения и оценок, которые базируются на критериях оптимального обнаружения Неймана–Пирсона, для решения нашей задачи малоприменимы. Однако в данном случае задача с ограничениями может быть сведена к разложению графа, описывающего взаимоотношения объектов:

$$N(i, j) = \sum_{k=1}^{m(i)} N_1(i, k) N_2(k, j) = \sum_{k=1}^{m(i)} |E_i^k \cap E^j| = |U_{k=1}^{m(i)} E_i^k \cap E^j|,$$

где: N — матрица связей элементов; N_1 — блочная матрица, показывающая, какие элементы k являются результатом разбиения i ; $m(i)$ — число таких элементов; N_2 — матрица связей элементов k с неразделенными элементами j ; E — набор разбиений.

Для численных расчетов применяли «жадный» алгоритм. Спектры информационно значимых объектов взяты из работ [7–11], а используемых лазерных источников — на доступном сайте [12]. Численное моделирование показало, что без учета национальных и расовых особенностей пигментации близкая к максимальной эффективность визуализации топологии кровеносных сосудов сетчатки и ее дифференциация по степени оксигенации достигаются применением осветителя всего из двух лазеров с длинами волн излучения $\lambda_1=577$ и $\lambda_2=650$ нм. При этом добавление третьего источника света с $\lambda_3=520$ нм позволяет дополнительно и энергетически эффективно визуализировать стекловидное тело, заднюю гиаллоидную мембрану, отслойку сетчатки и дефекты строения пигментного эпителия, а требуемую для визуально сопоставимого качества изображения плотность световой мощности уменьшить более чем вдвое.

Особенности видеорегистрации. Из-за уменьшенной общей энергии падающего на сетчатку света цветная видеокамера может зарегистрировать изображение операционного поля только с недопустимо низким качеством. Это обусловлено недостаточной светочувствительностью цветных видеокамер. Так как чувствительность черно-белой видеокамеры примерно на порядок больше, чем цветной, мы применили для видеорегистрации цветного изображения скоростную черно-белую камеру. На рис. 2 представлен алгоритм, который позволяет регистрировать цветное изображение с помощью черно-белой камеры и спектрально-селективного осветителя из нескольких (в нашем случае — из трех) источников света.

Эти источники света включаются последовательно, каждый — на время регистрации черно-белой камерой одного кадра. Так как каждый источник излучает монохроматический свет, то каждый черно-белый кадр камеры регистрирует только один цветовой компонент

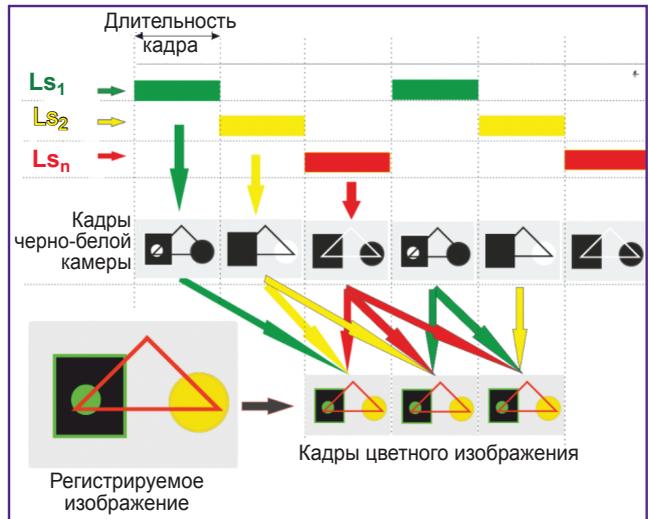


Рис. 2. Алгоритм видеорегистрации

регистрируемого объекта. При этом последовательность из n черно-белых кадров, где n — число источников света, является необходимым и достаточным набором информационно значимых цветных компонентов цветного изображения регистрируемого объекта. Видеографбер буферизирует последовательность из n черно-белых кадров и реконструирует из этой последовательности один кадр цветного изображения регистрируемого объекта.

Экспериментальный результат. Результаты численного моделирования проверены в медицинском эксперименте. В спектрально-селективном осветителе в качестве источников света использованы лазеры с длинами волн 520, 577 и 650 нм. Представлены результаты видеорегистрации операционного поля на сетчатке с использованием ксенонового осветителя (рис. 3, а), спектрально-селективного осветителя DORC Xenon BrightStar (рис. 3, б, в) и LED-осветителя Associate (рис. 3, г) (DORC, Нидерланды).

Кадры а и в получены с помощью цветной CCD-видеокамеры V1641 при плотности световой мощности в области стрелки 40–45 мВт/см² и частоте 30 кадров в секунду. Кадры б и г получены с помощью черно-белой CMOS-камеры DMK 33GX236 при плотности световой мощности в центральной области кадра ≈ 20 мВт/см² и частоте 50–60 кадров в секунду. Для преобразования кадров черно-белого изображения в цветное использован алгоритм, который описан в работе [5]. Соотношение мощностей отдельных источников света в спектрально-селективном осветителе и весовые функции алгоритма обработки черно-белого видеопотока [5] подбирались исходя из критерия максимального визуального соответствия изображению, полученному с помощью LED-осветителя Associate.

Рис. 3, а и б демонстрируют качество визуализации изображения задней гиаллоидной мембраны при мембраностомии. Видно, что при спектрально-селектив-

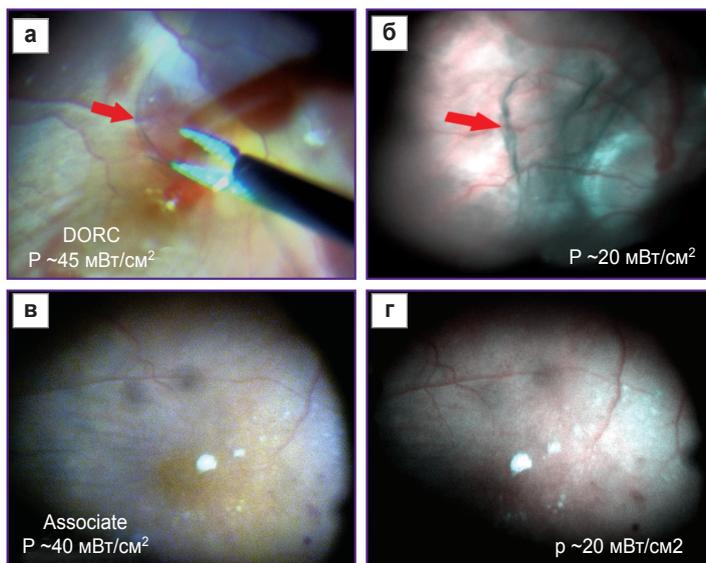


Рис. 3. Кадры видеорегистрации операционного поля на сетчатке, которые получены с использованием разных источников света:

а — с помощью ксенонового осветителя; б, в — с помощью спектрально-селективного осветителя (с $\lambda=520, 577$ и 650 нм) и в — с помощью LED-осветителя. Стрелка указывает на изображение окрашенной задней гиалоидной мембраны

ном освещении контрастность и разрешение выше, а световая нагрузка на ткани сетчатки — существенно меньше.

Рис. 3, в и г демонстрируют качество визуализации топологии сетчатки и хориоидеи. Видно, что при спектрально-селективном освещении изображение лучше передает детали топологии сетчатки и дефекты хориоидеи. В значительной степени это обусловлено большой интегральной глубиной проникновения света, устранением поперечных хроматических аберраций на этапе преобразования черно-белого изображения в цветное и робастностью видеорегистрации к снижению освещенности.

Заключение

Применение спектрально-селективного осветителя в качестве источника света повышает контрастность изображения при одновременном уменьшении световой нагрузки на сетчатку. Излучение спектрально-селективного источника может быть сформировано всего тремя доступными на рынке и недорогими лазерами. Уменьшение световой нагрузки позволяет интраоперационно применять дополнительные методы диагностики, основанные на использовании света, например эндо-ОКТ.

Еще одним преимуществом предлагаемого метода является повышение робастности видеорегистрации относительно снижения освещенности.

Финансирование исследования и конфликт интересов. Исследования выполнены при частичном финансировании в рамках проектов Российского фонда фундаментальных исследований №18-07-00882, №17-07-00561 и №19-07-00395 в части программной реализации алгоритма квантификации.

Конфликты интересов, связанные с данным исследованием, отсутствуют.

Литература/References

1. Sakaguchi H., Oshima Y. Considering the illumination choices in vitreoretinal surgery: continual improvements allow for better, safer outcomes. *Retin Physician* 2012; 3: 26–31.
2. *Spectral domain optical coherence tomography in macular diseases.* Meyer C.H., Saxena S., Sadda S.R. (editors). New Delhi: Springer; 2017.
3. Charles S. Illumination and phototoxicity issues in vitreoretinal surgery. *Retina* 2008; 28(1): 1–4, <https://doi.org/10.1097/IAE.0b013e318156e015>.
4. Ямгутдинов Р.Р., Мухамадеев Т.Р., Ямлиханов А.Г., Дибаяев Т.И., Азнабаев Б.М. Яркость и фототоксичность — две стороны эндоиллюминации. *Медицинский вестник Башкортостана* 2017; 13(1): 127–131. Yamgutdinov R.R., Mukhamadeev T.R., Yamlikhanov A.G., Dibaev T.I., Aznabaev B.M. Brightness and phototoxicity — two sides of endoillumination. *Meditsinskiy vestnik Bashkortostana* 2017; 13(1): 127–131.
5. Миленькая Т.М., Салахутдинов В.К. Фундус-камера. Патент РФ 2215463. 2003. Milen'kaya T.M., Salakhutdinov V.K. *Fundus camera.* Patent RU 2215463. 2003.
6. Harry L. Van Trees. *Detection, estimation, and modulation theory. Part I.* New York: John Wiley and Sons; 1968.
7. *Tabulated molar extinction coefficient for hemoglobin in water.* URL: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>.
8. Schmitt J.M. *Optical measurement of blood oxygenation by implantable telemetry.* Technical Report G558-15. Stanford; 1986.
9. Moaveni M.K. *A multiple scattering field theory applied to whole blood.* Ph.D. Dissertation. Dept. of Electrical Engineering, University of Washington; 1970.
10. Hammer M., Schweitzer D. Quantitative reflection spectroscopy at the human ocular fundus. *Phys Med Biol* 2002; 47(2): 179–191, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/2/301>.
11. Delori F.C., Pflibsen K.P. Spectral reflectance of the human ocular fundus. *Appl Opt* 1989; 28(6): 1061, <https://doi.org/10.1364/ao.28.001061>.
12. *Changchun New Industries Optoelectronics Technology Co., Ltd. Lasers, Optics & Photonics.* URL: <http://www.cnllaser.com>.