

DOI: 10.18721/JPM.12408
УДК 628.94, 617-7

ОПТИМИЗАЦИЯ ОСВЕЩЕНИЯ ОПЕРАЦИОННОГО ПОЛЯ С ЦЕЛЬЮ ПОЛУЧЕНИЯ МАКСИМАЛЬНОГО КОНТРАСТА ПРИ ВИЗУАЛИЗАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

**А.В. Аладов¹, В.П. Валюхов², А.Л. Закгейм¹, В.Д. Купцов²,
А.В. Мамошин^{3,4}, Е.В. Потапова³, А.Е. Черняков¹, А.Э. Фотиади²**

¹ Научно-технологический центр микроэлектроники и субмикронных гетероструктур Российской академии наук, Санкт-Петербург, Российская Федерация;

² Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация;

³ Научно-технологический центр биомедицинской фотоники Орловского государственного университета им. И.С. Тургенева», г. Орёл, Российская Федерация;

⁴ Орловская областная клиническая больница, г. Орёл, Российская Федерация

Исследованы условия освещения, позволяющие повысить контрастность визуализации биологических тканей при хирургических операциях. При этом использована специальная экспериментальная установка на основе светодиодной, динамически управляемой системы освещения. Операционная бригада проводила подбор оптимального освещения операционного поля при работе с отдельными органами и тканями животных (крысы), одновременно выполнялись экспериментальные исследования спектральных характеристик этих биологических объектов. На основе полученных данных проведен анализ яркостного и цветового контрастов, который включал сравнение с освещением объектов светом от галогенной лампы накаливания. По результатам исследований определены оптимальные спектрально-цветовые параметры освещения для контрастной визуализации различных тканей при проведении хирургических операций.

Ключевые слова: светодиод, RGB-смешение, динамическое управление освещением, хирургический светильник, контрастная визуализация биологических тканей

Ссылка при цитировании: Аладов А.В., Валюхов В.П., Закгейм А.Л., Купцов В.Д., Мамошин А.В., Потапова Е.В., Черняков А.Е., Фотиади А.Э. Оптимизация освещения операционного поля с целью получения максимального контраста при визуализации биологических объектов // Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки. 2019. Т. 12. № 4. С. 79–88. DOI: 10.18721/JPM.12408

Статья открытого доступа, распространяемая по лицензии CC BY-NC 4.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>)

OPTIMIZATION OF SURGICAL FIELD ILLUMINATION TO MAXIMIZE THE CONTRAST WHEN BIOLOGICAL OBJECTS BEING VISUALIZED

**A.V. Aladov¹, V.P. Valyukhov², A.L. Zakgeim¹, V.D. Kuptsov²,
A.V. Mamoshin^{3,4}, E.V. Potapova³, A.E. Chernyakov¹, A.E. Fotiadi²**

¹ Submicron Heterostructures for Microelectronics Research and Engineering Center of the RAS, St. Petersburg, Russian Federation;

² Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russian Federation;

³ Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel, Russian Federation;

⁴ Orel Regional Clinical Hospital, Orel, Russian Federation

The optimal lighting conditions for contrast imaging of biological tissues during surgical operations have been studied. In so doing a special experimental setup based on a dynamically con-

trolled LED lighting system was used. The operating team selected the optimal illumination of the operating field during work with individual organs and tissues of animals (rats); simultaneously experimental investigations of the spectral characteristics of these biological objects were carried out. Relying on such experimental data, an analysis of luminance and color contrasts, including a comparison with a halogen lamp effect was performed. Optimal spectral-color lighting parameters for contrast visualization of various tissues during surgical operations were determined.

Keywords: LEDs, RGB-mixing, dynamic light control, surgical lamp, contrast visualization of biological tissues

Citation: Aladov A.V., Valyukhov V.P., Zakgeim A.L., Kuptsov V.D., Mamoshin A.V., Potapova E.V., Chernyakov A.E., Fotiadi A.E., Optimization of surgical field illumination to maximize the contrast when biological objects being visualized, St. Petersburg Polytechnical State University Journal. Physics and Mathematics. 12 (4) (2019) 79–88. DOI: 10.18721/JPM.12408

This is an open access article under the CC BY-NC 4.0 license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>)

Введение

Цветовое восприятие объектов и, что особенно важно в хирургии, четкое определение границ тканей, даже слабо различающихся по цвету, значительно снижает риск неточных действий при проведении оперативного вмешательства [1, 2]. До недавнего времени представлялось, что лучшим для освещения операционных является получаемый от галогенных или ксеноновых ламп белый свет с высоким индексом цветопередачи, позволяющий наиболее точно воспроизводить цвет оперируемых тканей. В то же время известно, что повышение цветового контраста между наблюдаемыми объектами можно достичь с использованием «акцентного» окрашенного освещения, учитывающего спектральные зависимости коэффициента отражения объектов, в частности, различных биологических тканей. Такой подход может быть реализован на базе полихромных светодиодных излучателей с регулируемыми спектрально-цветовыми характеристиками, как это было впервые предложено в работе [3]. С помощью управляемого хирургического светильника была показана возможность контрастной визуализации опухолевых образований и тканей, претерпевших некротические изменения; при этом такие образования и ткани были локализованы не только вблизи поверхности, но и на некоторой глубине, под слоем здоровых тканей. В настоящее время интерес к подобного рода исследованиям – повышению контрастности визуализации биологических тканей в хирургии за счет специального освещения – растет [4–6].

Целью данной работы является опреде-

ление режимов оптимального освещения, обеспечивающих максимальный контраст объектов при проведении хирургических операций. В связи с этим, совместно исследовались спектрально-цветовые характеристики биологических тканей и спектров излучения перестраиваемого светильника.

Использованная установка и методика эксперимента

В лабораторных условиях, на базе Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева (ОГУ) (г. Орел, Россия), с помощью светодиодного хирургического осветителя были проведены тестовые испытания на животных.

Экспериментальные исследования проводились на клинически здоровых крысах-самцах (2 особи линии Wistar, возраст – 6 мес), в соответствии с принципами надлежащей лабораторной практики GLP (согласно ГОСТ 33647-2015). Работа была одобрена этическим комитетом ОГУ (протокол № 10 от 16.10. 2017). Животных содержали в условиях карантина, контролируемых по температуре, влажности и чистоте, в течение 2 недель. Во время исследования крысы были подвергнуты анестезии препаратом Золетил 100 (Vibrac, Франция) в стандартных дозировках. Животных размещали на специальной фиксирующей платформе. Опыты проводились на участках кожи после предварительной депиляции, на подкожно-жировой клетчатке, на тканях мышц органов брюшной полости (кишечник и печень). После окончания манипуляций, животных выводили из опытов в соответствии с правилами проведения экспериментов.

Перестраиваемый по спектру хирургический светильник устанавливался над специальным операционным столом для мелких лабораторных животных на расстоянии 70 см и обеспечивал создание однородного светового поля размером не менее 20×20 см (рис. 1). В процессе исследований, с помощью программного обеспечения светильника LED lamp изменялись спектральные параметры светодиодной матрицы. Светодиодная RGBW(RGBWLED)-матрица включала четыре кристалла большой площади, разного цветового излучения: R – красного, G – зеленого, B – синего, а также W-кристаллы с люминофорным покрытием как источники белого света с коррелированной цветовой температурой (6500 K). Управление световыми параметрами светильника осуществлялось с удаленного компьютера PC. На основании субъективной зрительной оценки операционной бригады хирургов проводился подбор оптимального освещения операционного поля для тканей и органов. Спектральный состав испускаемого света контролировался переносным спектрометром MK350.

Процедура измерения коэффициентов отражения заключалась в следующем: биологический образец помещали в пучок падающего излучения; световой поток, отраженный от него, относили к величине падающего потока при отсутствии образца. При диффузном отражении или пропускании было необходимо собрать все лучи, рассеянные по разным направлениям.

Для получения спектральных характеристик тканей было проведено исследование с помощью комплекса OL 770-LED High-speed LED Test and Measurement system [7] (рис. 2).

Образцы для исследований были подготовлены в ОГУ по следующей методике.

Был использован набор стекол с образцами от двух особей. В соответствии с принципами “Good Laboratory Practice (GLP)” и концепцией “3Rs” (reduction, refinement and replacement) [8], а конкретно – с пунктом сокращения численности животных в эксперименте, количество исследуемых крыс принималось минимально возможным – две.

Предварительно проводились опыты для сравнения спектральных характеристик различных биологических тканей. Затем выполнялись многократные измерения од-

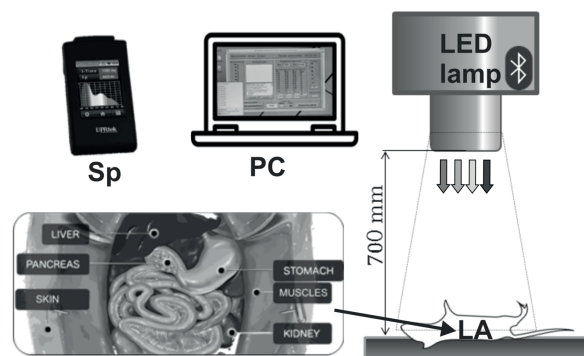


Рис. 1. Схема установки хирургического осветителя:

LED lamp – управляемый светодиодный светильник, Sp – спектрометр MK350, PC – персональный компьютер, LA – лабораторное животное (на вставке показаны и обозначены его внутренние органы)

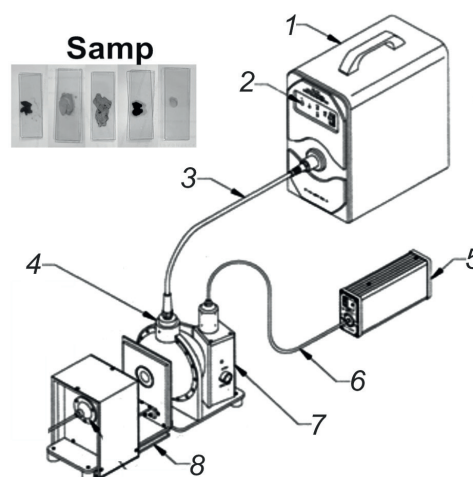


Рис. 2. Адаптированный измерительный комплекс OL-770 для проведения исследований спектральных характеристик биологических тканей:

1 – спектрометр; 2 – окно для подключения оптического волокна от источника света; 3, 6 – оптические волокна для регистрации сигнала и ввода излучения на образец, соответственно; 4 – приставка для измерения интегральных (диффузного и зеркального) спектров отражения; 5 – источник света; 7 – ввод излучения для измерения отражения; 8 – место для исследуемого образца, Samp – образцы тканей

ного и того же параметра (10 раз) исследуемой части биологического объекта, что позволяло достичь снижения относительной погрешности. Далее приведены результаты измерения, где кривые отражения получены как среднее арифметическое от двух аналогичных образцов.

Для исследования было выбрано десять видов биологических тканей: поджелудочная железа, печень, селезенка, кожа, сердце, мозг, мышца, почка, подкожный жир, мочевой пузырь. Тонкий срез изучаемой ткани толщиной 1 мм (получен при помощи скальпеля) помещался на предметное стекло размером $77 \times 26 \times 1$ мм. Стекла с объектами устанавливались в приставке OL770-71 для измерения спектров отражения. Образец фиксировался вторым тонким покровным стеклом.

Экспериментальные результаты

Подбор оптимального освещения операционного поля для каждого вида биологической ткани проводился с использованием светодиодной, динамически управляемой системы освещения на основании субъективной зрительной оценки операционной бригады. Критериями выбора контрастной визуализации служили следующие показатели:

яркостный и цветовой контрасты, по сравнению с окружающими тканями;

четкое различие анатомической структуры ткани и мелких деталей (отсутствие слияния).

Кроме этого учитывались:

комфортное зрительное восприятие;
оптимальная яркость;
отсутствие бликов и тени.

В качестве сравнения со светодиодной матрицей, при использовании которой был подобран оптимальный спектр (RGBWLED), использовалось освещение от галогенной лампы (HL) и матрицы белых светодиодов (WLED) с коррелированной цветовой температурой 2800 К. Спектральные характеристики этих источников представлены на рис. 3, а.

Полученные спектры отражения от различных биологических тканей, на которых можно видеть их различие, показаны на рис. 3, б.

Следует отметить, что анализ спектров отражения отдельных тканей различных органов позволяет более глубоко взглянуть на проблему оптического распознавания биологических тканей, а также дает возможность оценить различные морфологические и структурные изменения в биологических органах, состоящих из одинаковых клеток.

Оценка контраста визуализации биологических объектов на основе эксперимента

Границы биологических тканей в зрительной системе человека определяются яркостью и цветом граничащих органов. Яркостный контраст одного биологического органа на фоне другого дает достоверную оценку границ органов в приближении градиентом серого и определяется, согласно [9],

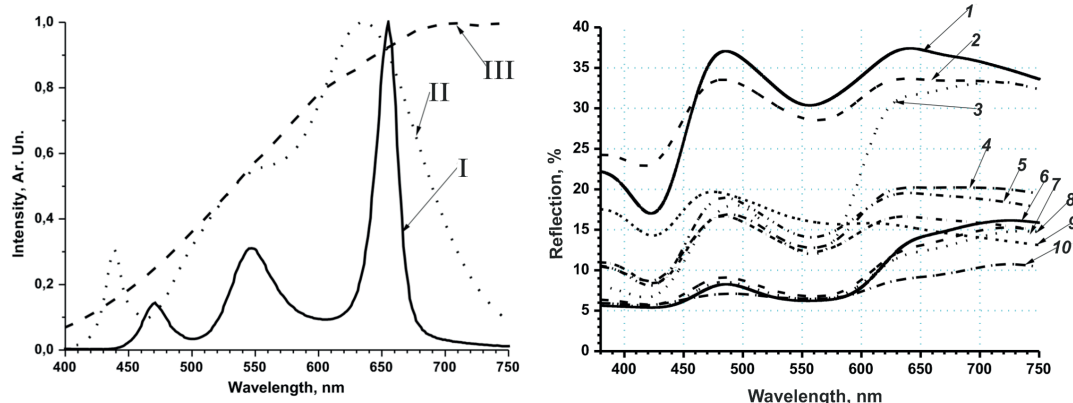


Рис. 3. Спектры излучения источников (а) и отражения от различных биологических тканей (б):
I – RGBWLED, II – WLED (светодиодные); III – HL (галогенная лампа);
1 – мозг, 2 – кожа, 3 – легкое, 4 – поджелудочная железа, 5 – мышца, 6 – сердце,
7 – печень, 8 – почка, 9 – мочевой пузырь, 10 – селезенка

следующим выражением:

$$\alpha = \frac{\Phi_{1\text{biotis}} - \Phi_{2\text{biotis}}}{\Phi_{1\text{biotis}} + \Phi_{2\text{biotis}}},$$

где $\Phi_{1,2\text{biotis}}$ – относительные потоки зрительного светового воздействия при отражении света от первого (1) и второго (2) граничащих органов.

Величины $\Phi_{1,2\text{biotis}}$ определяются интегралами от спектральной плотности потока зрительного светового воздействия, представляющего собой произведение трех сомножителей: спектра излучения источника света $E_{\text{source}}(\lambda)$, спектральной зависимости коэффициента отражения $R_{1,2\text{biotis}}$ и функции относительной спектральной световой эффективности (ФОССЭ) человеческого глаза $V(\lambda)$:

$$\begin{aligned} \Phi_{i\text{biotis}} &= \int_{380}^{780} \Phi_{i\text{sp biotis}}(\lambda) d\lambda = \\ &= \int_{380}^{780} E_{\text{source}}(\lambda) \cdot R_{i\text{biotis}}(\lambda) \cdot V(\lambda) d\lambda. \end{aligned}$$

Интегрирование проводится в диапазоне длин волн оптического излучения, видимом человеческим глазом: 380 – 780 нм.

Расчитанные таким образом яркостные контрасты препарата ткани печени на фоне других органов при освещении тремя типами источников представлены в табл. 1.

Максимумы спектральных плотностей зрительного светового воздействия от граничащих тканей располагаются на разных длинах волн и имеют различные амплитуды, при этом яркостный контраст слабо зависит от спектрального состава источника освещения у препарата ткани печени на фоне поджелудочной железы,

нервных волокон и подкожного жира. Контраст кровеносных сосудов на печени, наоборот, сильно зависит от спектрального состава источника освещения, что открывает возможность оптимизировать спектральный состав излучения осветителя с целью повышения яркостного контраста кровеносных сосудов. Расположение максимумов спектральных плотностей зрительного воздействия на разных длинах волн означает наличие существенного цветового контраста.

Различие цветов двух соприкасающихся объектов определяется разностью координат на цветовой диаграмме МКО 1931 [10].

Относительные спектральные плотности потока зрительного светового воздействия от двух граничащих биологических тканей (с номерами $i = 1, 2$) в системе цветов XYZ определяются выражениями[10]:

$$\begin{aligned} \Phi_{X\text{sp } i}(\lambda) &= E_{\text{source}}(\lambda) \cdot R_{i\text{biotis}}(\lambda) \cdot X(\lambda); \\ \Phi_{Y\text{sp } i}(\lambda) &= E_{\text{source}}(\lambda) \cdot R_{i\text{biotis}}(\lambda) \cdot Y(\lambda); \\ \Phi_{Z\text{sp } i}(\lambda) &= E_{\text{source}}(\lambda) \cdot R_{i\text{biotis}}(\lambda) \cdot Z(\lambda), \end{aligned}$$

где $X(\lambda)$, $Y(\lambda)$, $Z(\lambda)$ – функции сложения системы измерения цвета XYZ.

Относительные цветовые координаты (координаты цветностей) x_i , y_i зрительного светового воздействия биологических тканей определяются выражениями:

$$\begin{aligned} x_i &= \frac{\Phi_{X\text{sp } i}}{\Phi_{X\text{sp } i} + \Phi_{Y\text{sp } i} + \Phi_{Z\text{sp } i}}, \\ y_i &= \frac{\Phi_{Y\text{sp } i}}{\Phi_{X\text{sp } i} + \Phi_{Y\text{sp } i} + \Phi_{Z\text{sp } i}}. \end{aligned}$$

Как принято в колориметрии, каждый

Таблица 1
Яркостный контраст препарата ткани печени на фоне других биологических тканей при освещении различными источниками

Источник освещения	Поджелудочная железа	Нервные волокна	Кровеносные сосуды (вены)	Подкожный жир
HL	0,2570	0,5985	-0,0096	0,2972
RGBWLED	0,2548	0,5962	0,0012	0,2945
WLED	0,2542	0,5962	0,0066	0,2961

Примечание. Значения величины α (см. формулу в тексте) сопоставляются в относительных единицах.

цвет можно представить точкой в пространстве цветов XYZ с двумя цветовыми координатами x и y ; при этом координата z всегда линейно зависит от x и y .

Расстояние между двумя точками x_i, y_i на диаграмме МКО 1931 характеризует цветовое различие двух световых потоков и может быть использовано в качестве меры контраста. Таким образом, цветовой контраст одной биологической ткани ($i = 1$) на фоне другой ($i = 2$) определяется выражением

$$\alpha_{color} = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}.$$

В том случае, когда величина α_{color} выходит за границы эллипсов Мак-Адама [11, 12], граничащие ткани различимы по цвету, в противном случае цвета могут не различаться.

Расчеты цветового контраста проведены нами для практически важного случая визуализации печени на фоне других, граничащих с ней тканей, при освещении тремя источниками света (табл. 2). На рис. 4 представлены расчетные значения координат цветности x, y тех же самых биологических тканей.

По нашим результатам, значения цветового контраста α_{color} во всех случаях выходили за периметр эллипсов Мак-Адама. Наибольшее значение цветового контраста во

всех случаях наблюдалось при освещении тканей светодиодной матрицей RGBWLED, что согласуется с экспертной оценкой практикующих хирургов.

Заключение

В данной статье рассмотрены вопросы улучшения визуального определения *in vivo* морфологической принадлежности биологических тканей и органов, а также их дифференциации. Для решения указанной проблемы использовалась возможность светодиодных излучателей варьировать спектрально-цветовые характеристики в широких пределах и, как следствие, обеспечивать выбор освещения, наилучшего для контрастной визуализации того объекта (ткани), с которым в данный момент работает хирург.

Проведенные исследования спектральных характеристик биологических тканей показали заметную дифференциацию – различие биологических тканей по спектрам отражения и целесообразность выбора оптимальных спектрально-цветовых параметров освещения для их контрастной визуализации. В ходе экспериментальных исследований с использованием различных ламповых и светодиодных источников освещения (HL, RGBWLED и WLED) было показано, что наилучший контраст достигается при использовании

Таблица 2

Значения цветового контраста ткани печени α_{color} (отн. ед.) на фоне других биологических тканей от различных источников света

Цветовые координата и контраст	Печень	Поджелудочная железа	Подкожный жир	Вены	Нервные волокна
<i>Галогенная лампа (HL)</i>					
x	0,482	0,460	0,475	0,575	0,460
y	0,396	0,396	0,410	0,405	0,351
α_{color}	0	0,026	0,012	0,103	0,031
<i>Светодиодная матрица RGBWLED</i>					
x	0,461	0,440	0,457	0,576	0,438
y	0,410	0,427	0,420	0,351	0,435
α_{color}	0,0256	0,032	0,015	0,124	0,039
<i>Белый светодиод WLED</i>					
x	0,500	0,480	0,494	0,589	0,478
y	0,400	0,415	0,409	0,351	0,422
α_{color}	0	0,026	0,012	0,101	0,032

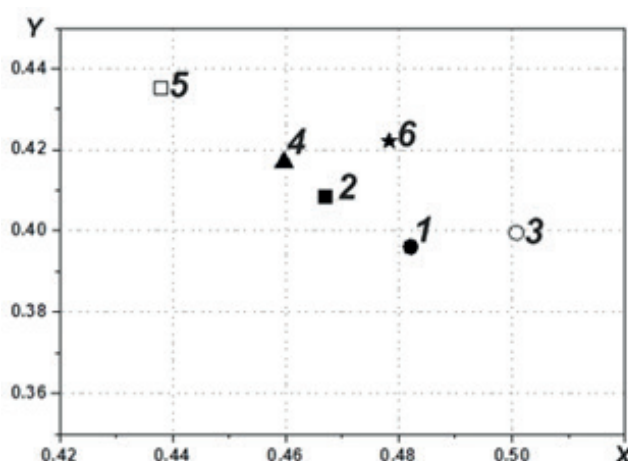


Рис. 4. Цветовая диаграмма МКО 1931, координаты цветности печени (1 – 3) и нервных волокон (4 – 6) при различном освещении: галогенной лампой (HL)(1, 4); светодиодной матрицей RGBWLED (2, 5); белым светодиодом (3, 6)

RGBWLED на основе светодиодной матрицы со специально подобранным по спектру освещением, причем оно может отличаться от спектра излучения белого света. Указанное отличие подтверждает перспективность применения различного освещения для визуализации тканей.

Таким образом, хирургический светильник должен иметь в своем составе общую систему освещения, сочетающую качественный белый свет и динамически

управляемую систему цветного освещения, обеспечивающую контрастную визуализацию биологических тканей.

Исследования выполнены при частичной поддержке Соглашения о субсидии с Минобрнауки России (Номер соглашения – ЭБ 075-02-2018-929, внутренний номер соглашения – 14.604.21.0187, уникальный идентификатор проекта – RFMEFI60417X0187).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Блинов Н.И., Хромов Б.М. Ошибки, опасности и осложнения в хирургии. Ленинград: Изд-во «Медицина», 1972. 213 с.
2. Knulst A.J., Stassen L.P.S., Grimbergen C.A., Dankelman J. Choosing surgical lighting in the LED era // Surgical Innovation. 2009. Vol. 16. No. 4. Pp. 317–323.
3. Аладов А.В., Бирючиский С.Б., Дубина М.В., Закгейм А.Л., Мизеров М.Н. Цветодинамически управляемый операционный светильник с полноцветным светодиодом // Светотехника. 2012. Вып. 2. С. 13–18.
4. Murai K., Kawahira K., Haneishi H. Improving color appearance of organ in surgery by optimally designed LED illuminant // Proc. World Congr. Med. Phys. Biomed. Eng. Vol. 39. Berlin, Germany: Springer, 2013. Pp. 1010–1013.
5. Wang H., Cuijpers R.H., Luo M.R., Heynderickx I., Zheng Z. Optimal illumination for local contrast enhancement based on the human visual system // J. Biomed Opt. 2015. Vol. 20. No. 1. Pp. 015005-1–015005-8.
6. Kurabuchi Y., Nakano K., Ohnishi T., Nakaguchi T., Hauta-Kasari M., Haneishi H. Optimization of surgical illuminant spectra for organ microstructure visualization // IEEE Access. 2019. May. Pp. 70733–70741.
7. Закгейм А.Л., Черняков А.Е. Измерительный комплекс для получения спектрорадиометрических, фотокolorиметрических и тепловых характеристик полупроводниковых излучателей // Светотехника. 2013. Вып. 4. С. 51–56.
8. Russell W.M.S., Burch R.L. The principles of human experimental technique. London: Methuen Publishing Ltd., 1959. 60 p.
9. Koschan A., Abidi M. Digital color image processing. New York, USA: John Wiley & Sons, 2008. Pp. 11–12.
10. Юстова Е.Н. Цветовые измерения (колориметрия). СПб.: Изд-во СПбГУ, 2003. 397 с.
11. Guild J. The colorimetric properties of the spectrum // Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A. 1932. Vol.

230. Pp. 149–187. differences in daylight // J. Opt. Soc. Am. 1942.
12. **MacAdam D.L.** Visual sensitivities to color Vol. 32. No. 5. Pp. 247–274.

Статья поступила в редакцию 18.10.2019, принята к публикации 01.11.2019.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

АЛАДОВ Андрей Вальменович – старший научный сотрудник Научно-технологического центра микроэлектроники и субмикронных гетероструктур Российской академии наук, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

194021, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 26.
aaladov@mail.ioffe.ru

ВАЛЮХОВ Владимир Петрович – доктор технических наук, профессор Высшей школы прикладной физики и космических технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
Valyukhov@yandex.ru

ЗАКГЕЙМ Александр Львович – кандидат технических наук, ученый секретарь, заведующий лабораторией Научно-технологического центра микроэлектроники и субмикронных гетероструктур Российской академии наук, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

194021, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 26.
zakgeim@mail.ioffe.ru

КУПЦОВ Владимир Дмитриевич – доктор технических наук, доцент Высшей школы прикладной физики и космических технологий Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
vdkuptsov@yandex.ru

МАМОШИН Андриан Валерьевич – кандидат медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник Научно-технологического центра биомедицинской фотоники Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева*, врач-хирург Орловской областной клинической больницы**, г. Орёл, Российская Федерация.

*302026, Российская Федерация, г. Орёл, Комсомольская ул., 95
**302028, Российская Федерация, г. Орёл, бульвар Победы, 10
dr.mamoshin@mail.ru

ПОТАПОВА Елена Владимировна – кандидат технических наук, доцент, старший научный сотрудник Научно-технологического центра биомедицинской фотоники Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева, г. Орёл, Российская Федерация.

302026, Российская Федерация, г. Орёл, Комсомольская ул., 95
potarova_ev_ogu@mail.ru.

ЧЕРНЯКОВ Антон Евгеньевич – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник Научно-технологического центра микроэлектроники и субмикронных гетероструктур Российской академии наук, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

194021, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 26.
chernyakov.anton@yandex.ru

ФОТИАДИ Александр Эпаминондович – доктор физико-математических наук, профессор Высшей инженерно-физической школы Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация.

195251, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29
fotiadi@rphf.spbstu.ru

REFERENCES

1. **Blinov N.I., Khromov B.M.**, Oshibki, opasnosti i oslozhneniya v khirurgii [Mistakes, dangers and complications in the surgery], Medicine Publishing, Leningrad, 1972.
2. **Knulst A.J., Stassen L.P.S., Grimbergen C.A., Dankelman J.**, Choosing surgical lighting in the LED era, *Surgical Innovation*. 16 (4) (2009) 317–323.
3. **Aladov A.V., Biryuchiskiy S.B., Dubina M.V., et al.**, Tsvetodinamicheski upravlyayemyy operatsionnyy svetilnik s polnotsvetnym svetiodiodom [Color-dynamically controlled operating lamp with a full-color LED], *Light and Engineering (Svetotekhnika)*. (2) (2012) 13–18.
4. **Murai K., Kawahira K., Haneishi H.**, Improving color appearance of organ in surgery by optimally designed LED illuminant, *Proc. World Congr. Med. Phys. Biomed. Eng.*, Berlin, Germany: Springer. 39 (2013) 1010–1013.
5. **Wang H., Cuijpers R.H., Luo M.R., et al.**, Optimal illumination for local contrast enhancement based on the human visual system, *J. Biomed Opt.* 20 (1) (2015) 015005-1–015005-8.
6. **Kurabuchi Y., Nakano K., Ohnishi T., et al.**, Optimization of surgical illuminant spectra for organ microstructure visualization, *IEEE Access*. (May) (2019) 70733–70741.
7. **Zakgeim A.L., Chernyakov A.E.**, Izmeritelnyy kompleks dlya polucheniya spektrometricheskikh, fotokolorimetriceskikh i teplovykh kharakteristik poluprovodnikovyykh izluchateley [Measuring complex for obtaining spectroradiometric, photolorimetric and thermal characteristics of semiconductor emitters], *Light and Engineering (Svetotekhnika)*. (4) (2013) 51–56.
8. **Russell W.M.S., Burch R.L.**, The principles of human experimental technique, Methuen Publishing Ltd, London, 1959, 60 p.
9. **Koschan A., Abidi M.**, Digital color image processing, John Wiley & Sons, New York, USA (2008) 11–12.
10. **Yustova E.N.**, Tsvetovyye izmereniya (kolorimetriya) [Color measurement (colorimetry)], St. Petersburg University Publishing, St. Petersburg, 2003.
11. **Guild J.**, The colorimetric properties of the spectrum, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London, Series A*. 230 (1931) 149–187.
12. **MacAdam D.L.**, Visual sensitivities to color differences in daylight, *J. Opt. Soc. Am.* 32 (5) (1942) 247–274.

Received 18.10.2019, accepted 01.11.2019.

THE AUTHORS

ALADOV Andrey V.

Submicron Heterostructures for Microelectronics, Research & Engineering Center, RAS

26 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
aaladov@mail.ioffe.ru

VALYUKHOV Vladimir P.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University

29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
Valyukhov@yandex.ru

ZAKGEIM Alexander L.

Submicron Heterostructures for Microelectronics Research and Engineering Center of the RAS

26 Politekhnicheskaya St., St. Petersburg, 194021, Russian Federation
zakgeim@mail.ioffe.ru

KUPTSOV Vladimir D.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University

29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
vdkuptsov@yandex.ru

MAMOSHIN Andrian V.

Research and Development Center of Biomedical Photonics
95 Komsomolskaya St., Orel, 302026, Russian Federation;
Orel Regional Clinical Hospital
10 Pobedy Ave., Orel, 302028, Russian Federation
dr.mamoshin@mail.ru

POTAPOVA Elena V.

Research and Development Center of Biomedical Photonics
95 Komsomolskaya St., Orel, 302026, Russian Federation
potapova_ev_ogu@mail.ru

CHERNYAKOV Anton E.

Submicron Heterostructures for Microelectronics Research and Engineering Center of the RAS
26 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 194021, Russian Federation
chernyakov.anton@yandex.ru

FOTIADI Alexander E.

Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University
29 Politechnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russian Federation
fotiadi@rphf.spbstu.ru