

## Подбор оптимальных энергетических параметров для проведения дозируемой в автоматическом режиме лазерной коагуляции сетчатки (экспериментальное исследование)

Э.В. Бойко<sup>1,2</sup>✉, А.А. Суетов<sup>1,3</sup>, А.С. Измайлов<sup>1</sup>, Т.А. Докторова<sup>1,2</sup>, А.А. Иванов<sup>4</sup>, А.В. Пищелин<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Санкт-Петербургский филиал, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия

<sup>3</sup> Государственный научно-исследовательский испытательный институт военной медицины, Санкт-Петербург, Россия

<sup>4</sup> Алком Медика, Санкт-Петербург, Россия

**Аннотация.** На модели провели тестирование прототипа автоматизированной лазерной системы (0,81 мкм) с мощностью лазерного излучения (ЛИ) от 100 до 300 мВт. Изучали время формирования коагулятов яркостью от 5 до 70 % от уровня фона, их однородность, соответствие планируемой и фактической яркости коагулята. Для получения коагулятов яркостью 5–10 % от уровня фона (1-я степень по F.A. L'Esperance) наиболее оптимальной является мощность ЛИ от 100 до 180 мВт: время формирования коагулята не превышало 100 мс, вариабельность яркости менее 7,5 %. Мощность ЛИ в диапазоне от 200 до 300 мВт оптимальна при получении коагулятов яркостью 20–40 % и 50–70 % от уровня фона (2-я и 3-я степень по F.A. L'Esperance): время формирования коагулятов в диапазоне 100–250 мс, вариабельность яркости менее 4 %. Наибольшее соответствие фактической и планируемой яркости коагулятов для диапазона 5–70 % яркости от уровня фона выявлено при мощности ЛИ 140–180 мВт.

**Ключевые слова:** сетчатка, лазерная коагуляция, автоматизированная лазерная система, обратная связь

ORIGINAL RESEARCHES

Original article

doi: <https://doi.org/10.19163/1994-9480-2024-21-1-35-40>

## Selection of optimal energy parameters for laser coagulation of the retina dosed in automatic mode (experimental study)

E.V. Boiko<sup>1,2</sup>✉, A.A. Suetov<sup>1,3</sup>, A.S. Izmaylov<sup>1</sup>, T.A. Doktorova<sup>1,2</sup>, A.A. Ivanov<sup>4</sup>, A.V. Pischelin<sup>4</sup>

<sup>1</sup> St. Petersburg Branch S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution, St. Petersburg, Russia

<sup>2</sup> Department of Ophthalmology North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, St. Petersburg, Russia

<sup>3</sup> State Scientific Research Test Institute of Military Medicine, St. Petersburg, Russia

<sup>4</sup> Alkom Medica LLC, St. Petersburg, Russia

**Abstract.** A prototype of an automated laser system (0,81  $\mu\text{m}$ ) was tested with a laser power from 100 to 300 mW using the fundus eye model. We studied the time of formation of coagulates with a brightness from 5 to 70 % of the background level, their homogeneity, and the correspondence of the planned and actual brightness of the coagulates. To obtain coagulates with a brightness of 5–10 % of the background level (grade 1 according to L'Esperance), the most optimal laser power is from 100 to 180 mW: the time of coagulate formation did not exceed 100 ms, brightness variability is less than 7,5 %. Laser power in the range from 200 to 300 mW is optimal when obtaining coagulates with a brightness of 20–40 % and 50–70 % of the background level (grades 2 and 3 according to L'Esperance): the time of coagulate formation in the range of 100–250 ms, brightness variability less than 4 %. The greatest correspondence between the actual and planned brightness of coagulates for the brightness range of 5–70 % of the background level was found at a laser power of 140–180 mW.

**Keywords:** retina, laser photocoagulation, automated laser system, feedback system

Лазерная коагуляция сетчатки (ЛКС) лежит в основе лечения таких заболеваний, как, например, диабетическая и постокклюзионная ретинопатии, регматогенные периферические дегенерации и разрывы сетчатки, экстрафовеальные хориоидальные неоваскулярные мембраны или центральная серозная хориоретинопатия с идентифицированной точкой

просачивания [1, 2]. Несмотря на появление новых роботизированных лазерных систем, подбор энергетических параметров при проведении лазерного лечения заболеваний глазного дна, по-прежнему, осуществляется вручную оператором. В зависимости от вида патологии используемые методики ЛКС различаются по интенсивности коагуляции, соответствующей

глубине формируемого ожога, и площади единичного или группы ожогов [3, 4]. В процессе лечения параметры воздействия, как правило, в разных участках сетчатки постоянны, поэтому получаемые коагуляты могут значительно отличаться в пределах одной зоны воздействия, что может оказывать влияние на лечебные эффекты. Кроме того, при слабой пигментации глазного дна и сниженной прозрачности оптических сред точная оценка степени формируемого коагулята затруднена [4].

Разработка лазерных систем с автоматическим контролем степени коагуляции ткани может позволить повысить эффективность лечения и снизить нежелательные явления в послеоперационном периоде. Ранее уже был предложен ряд технических решений для обеспечения автоматизированного контроля интенсивности лазерного воздействия [5, 6, 7, 8], тем не менее из-за конструктивной сложности и недостаточной эффективности они не получили дальнейшего развития.

### ЦЕЛЬ РАБОТЫ

На модели глазного дна изучить оптимальные энергетические параметры новой лазерной системы, работающей по принципу обратной связи и позволяющей проводить лазерную коагуляцию, дозируемую в автоматическом режиме.

### МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование проведено с использованием прототипа лазерной системы с автоматизированным управлением коагуляцией, включающей лазерный модуль АЛОД-01 (длина волны 0,81 мкм, Алком Медика, Россия) и видеокамеру ToupcamMicro U3CMOS03100KPA (Touptek, КНР), интегрированные в оптическую систему щелевой лампы (ЩЛ) Takagi SM-2N (Takagi, Япония) и подключенные к персональному компьютеру (ПК), на котором с помощью программного обеспечения происходит управление процессом лазерного воздействия.

Настройки в управляющей программе (см. рис.) прототипа лазерной системы позволяют выбирать диаметр пятна, соответствующего области коагуляции (зона лазера), и диаметр зоны, служащей для сравнения (рабочая зона). Во время работы программа последовательно в каждом кадре анализирует средний уровень яркости пикселей в участке изображения, соответствующем пятну планируемого лазерного воздействия, и сравнивает с окружающей областью (фоновая яркость), отключая лазер при достижении заданного уровня яркости. Программа автоматически отслеживает положение метки пилотного лазера (0,65 мкм) и перемещает в нее указанные зоны.

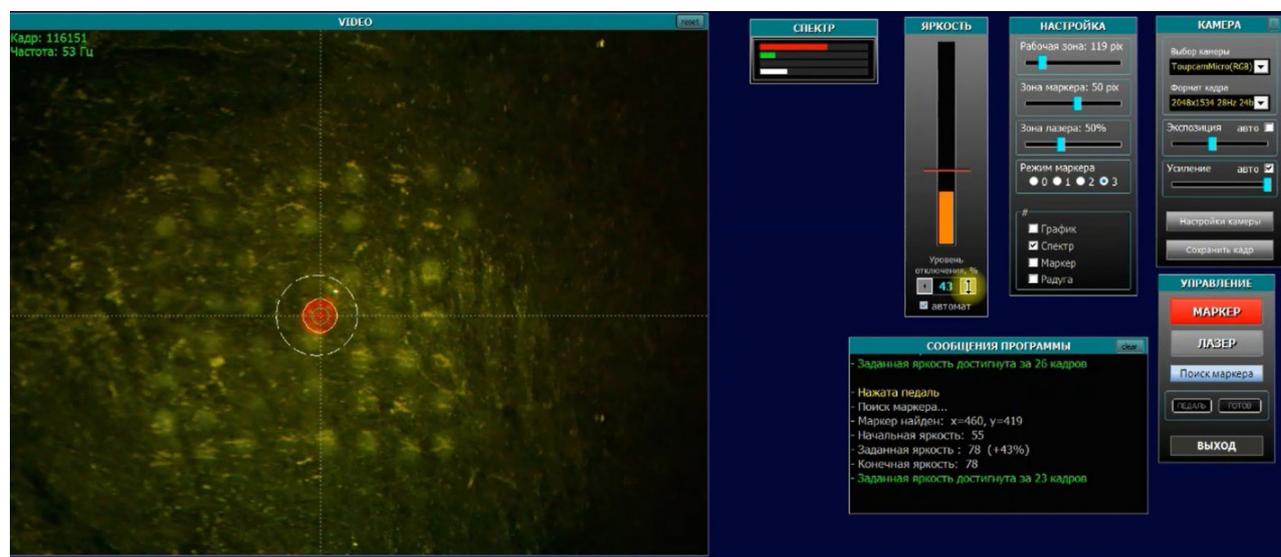


Рис. Интерфейс управляющей программы

Пилотный лазер во время воздействия отключается, исключая его влияние на анализ управляющей программой видеопотока.

Воздействие лазерного излучения (ЛИ) происходит в режиме непрерывной генерации, и его длительность определяется выбранными оператором мощностью и уровнем коагуляции, который определяется как соотношение получаемой при коагуляции и фоновой яркости (в % от порогового значения).

Эксперименты проводили на оригинальной модели глазного дна, представляющей собой блок из копировальной бумаги (акцептор ЛИ, имитирующий пигментный эпителий сетчатки) и слоя яичного альбумина (модель нейроретины), расположенный между двумя покровными стеклами.

Лазерное воздействие на модель глазного дна производили через трехзеркальную линзу Гольдмана с контактным гелем (Визитил). В работе использовали

диаметр пятна ЛИ на поверхности модели 200 мкм, мощность ЛИ в диапазоне от 100 до 300 мВт с интервалом 20 мВт. Изучали при тестируемых уровнях мощности время формирования и однородность получаемых коагулятов по яркости, соответствие планируемой и фактической яркости коагулята при яркости планируемого коагулята, превышающей значение фона на 5, 10, 20, 30, 40, 50 и 70 %. Для анализа использовали данные оценки не менее 20 коагулятов каждого уровня яркости.

Статистическая обработка результатов исследования проводилась методами параметрического и непараметрического анализа с использованием программы Statistica 12.0 (StatSoft Inc., США). Статистически значимыми считали результаты с уровнем значимости  $p < 0,05$ .

**РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ  
И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ**

В табл. 1 представлены данные по длительности воздействия ЛИ, необходимой для получения коагулятов заданной яркости. Для получения близких к пороговым лазерных коагулятов (5 %) при всех уровнях использованной мощности длительность воздействия не превышала 100 мс. Для коагулятов с планируемой яркостью 20–40 % и 50–70 %, соответствующих 2-й и 3-й степени ожогов по F.A. L'Esperance [4], при мощности ЛИ более 200 мВт длительность воздействия составляла менее 200 мс, что сопоставимо с используемой при конвенциональной ЛКС длительностью импульсов [1, 2].

Получаемые в автоматическом режиме коагуляты отличались высокой степенью однородности по фактической яркости (табл. 2).

Таблица 1

**Время формирования коагулятов заданной яркости при использовании различной выходной мощности лазерного излучения, мс, ( $M \pm m$ )**

P, мВт	Градации коагулятов по F.A. L'Esperance						
	1		2			3	
	Яркость коагулятов, % от уровня яркости фона						
	5	10	20	30	40	50	70
100	94,0 ± 14,7	208,1 ± 16,5	656,4 ± 189,2	697,6 ± 159,9	784,5 ± 191,4	968,3 ± 203,1	1253,7 ± 241,3
120	83,4 ± 11,3	173,6 ± 23,6	463,7 ± 28,5	542,3 ± 93,8	623,5 ± 76,1	797,3 ± 74,4	936,1 ± 134,8
140	82,3 ± 14,4	136,6 ± 17,9	313,2 ± 26,2	425,7 ± 32,4	489,0 ± 35,8	508,8 ± 30,0	577,2 ± 34,5
160	74,1 ± 12,3	135,4 ± 20,3	267,2 ± 21,7	341,3 ± 39,5	416,6 ± 34,3	396,2 ± 27,5	445,1 ± 36,9
180	73,6 ± 13,4	114,5 ± 19,6	202,5 ± 25,9	289,4 ± 37,5	284,1 ± 34,1	303,6 ± 25,4	389,5 ± 34,6
200	82,3 ± 14,1	97,6 ± 14,9	104,5 ± 17,9	142,1 ± 24,2	182,3 ± 21,4	195,2 ± 25,9	225,6 ± 39,9
220	76,8 ± 12,5	110,3 ± 18,8	16,4 ± 23,6	135,2 ± 20,8	167,7 ± 17,3	178,6 ± 20,3	196,2 ± 27,4
240	76,1 ± 15,9	99,6 ± 15,4	100,5 ± 19,7	126,1 ± 18,3	162,1 ± 16,9	151,2 ± 17,6	175,3 ± 24,6
260	69,5 ± 17,3	92,5 ± 14,7	99,5 ± 17,3	119,4 ± 16,5	145,5 ± 18,1	143,8 ± 17,4	168,7 ± 20,9
280	70,4 ± 15,7	84,9 ± 15,0	95,6 ± 16,8	115,4 ± 11,9	128,7 ± 16,5	126,5 ± 16,1	156,5 ± 20,1
300	70,1 ± 16,5	90,3 ± 12,1	98,1 ± 15,8	109,4 ± 13,7	115,6 ± 19,3	116,9 ± 15,4	152,5 ± 19,9

При планируемой яркости коагулятов в диапазоне 20–70 % (2-я и 3-я степень ожогов по F. A. L'Esperance) коэффициент вариации яркости ожогов составил менее 5 %. Одновременно, при планируемой яркости коагулята 5–10 % от уровня фона (1-я степень по F.A. L'Esperance) использование мощности ЛИ 200 мВт и более приводило к снижению однородности лазерных коагулятов – коэффициент вариации составил более 10 % для яркости планируемой коагулятов 10 % и более 20 % для планируемой яркости 5 % (близкой к пороговому воздействию).

Фактическая яркость формируемого коагулята соответствовала планируемой во всем диапазоне тестируемых значений при использовании мощности

ЛИ от 100 до 180 мВт (табл. 3). При использовании мощности ЛИ от 200 до 300 мВт выявлено значимое превышение фактической яркости над планируемой на уровнях 5 и 10 % от фона, то есть при формировании коагулятов 1-й степени по F.A. L'Esperance или близких к пороговому повреждению.

Полученные результаты свидетельствуют о необходимости корректировки уровня мощности ЛИ в зависимости от необходимых эффектов и для обеспечения наибольшей воспроизводимости при минимальной продолжительности воздействия. В используемом прототипе новой лазерной системы, работающей по принципу обратной связи, длительность и однородность

формирования коагулятов зависят от настроек видеокмеры и ЩЛ (экспозиция, яркость освещения), обеспечивающих максимальную частоту кадров в видеозахвате 60 Гц. Поэтому использование более низкой выходной мощности ЛИ во время работы системы позволяет управляющей программе своевременно остановить воздействие в случае необходимости получения коагуля-

тов, близких к пороговым по яркости. Одновременно, в соответствии с полученными результатами, при более высокой мощности ЛИ коагуляты формируются быстрее, чем происходит покадровый анализ яркости управляющей программой, и воздействие останавливается с опозданием при более высокой вариации яркости полученных ожогов.

Таблица 2

**Коэффициент вариации яркости получаемых коагулятов при использовании различной выходной мощности лазерного излучения, %**

Р, мВт	Градация коагулятов по F.A. L'Esperance						
	1		2			3	
	Планируемая яркость коагулятов, % от уровня яркости фона						
	5	10	20	30	40	50	70
100	7,17	7,33	1,89	2,21	1,85	2,41	1,08
120	4,59	3,05	2,13	1,67	1,5	1,67	0,99
140	6,18	2,26	4,78	2,46	1,29	1,48	1,01
160	7,95	3,05	3,83	2,57	1,19	1,4	1,03
180	5,75	3,04	4,13	2,46	1,29	1,48	1,02
200	26,76	11,91	2,66	0,96	1,26	0,84	1,01
220	20,06	8,86	3,27	1,52	1,35	1,06	1,07
240	24,39	10,97	2,8	1,08	1,22	0,82	0,99
260	23,71	11,84	3,53	2,05	1,29	1,15	1,02
280	27,62	12,07	3,61	2,74	1,31	0,97	1,01
300	29,05	11,59	2,31	3,19	1,34	0,91	1,01

Таблица 3

**Фактическая яркость получаемых коагулятов при использовании различной выходной мощности лазерного излучения, % ( $M \pm m$ )**

Р, мВт	Градация коагулятов по F.A. L'Esperance						
	1		2			3	
	Планируемая яркость коагулятов, % от уровня яркости фона						
	5	10	20	30	40	50	70
100	5,0 ± 0,4	10,4 ± 0,8	20,1 ± 0,4	30,8 ± 0,7	40,6 ± 0,8	51,8 ± 1,3	70,4 ± 0,8
120	5,0 ± 0,2	10,2 ± 0,3	20,2 ± 0,4	30,5 ± 0,5	40,6 ± 0,6	51,4 ± 0,9	70,0 ± 0,7
140	5,0 ± 0,3	10,2 ± 0,2	21,3 ± 1,0	30,9 ± 0,8	40,33 ± 0,5	50,8 ± 0,8	70,0 ± 0,7
160	5,3 ± 0,4	10,2 ± 0,3	20,6 ± 0,8	31,1 ± 0,8	40,5 ± 0,5	50,8 ± 0,7	70,0 ± 0,6
180	5,4 ± 0,3	10,2 ± 0,9	21,3 ± 0,9	30,9 ± 0,8	40,3 ± 0,5	50,7 ± 0,8	70,0 ± 0,7
200	10,4 ± 2,8	12,5 ± 0,6	20,7 ± 0,6	30,1 ± 0,3	40,6 ± 0,5	50,2 ± 0,4	70,1 ± 0,7
220	12,6 ± 2,5	14,1 ± 0,7	20,5 ± 0,7	30,2 ± 0,5	40,7 ± 0,6	50,2 ± 0,5	70,0 ± 0,8
240	14,7 ± 3,6	13,9 ± 0,6	21,1 ± 0,6	30,6 ± 0,3	40,3 ± 0,5	50,1 ± 0,4	70,2 ± 0,7
260	15,1 ± 3,6	14,9 ± 0,7	20,1 ± 0,7	30,3 ± 0,6	40,2 ± 0,5	50,6 ± 0,6	70,1 ± 0,7
280	18,7 ± 5,2	15,3 ± 0,7	20,5 ± 0,7	30,9 ± 0,9	40,6 ± 0,5	50,3 ± 0,5	70,0 ± 0,7
300	18,3 ± 5,3	16,9 ± 0,5	20,8 ± 0,5	30,7 ± 1,0	41,2 ± 0,6	50,7 ± 0,5	70,1 ± 0,7

Ограничением работы является использование при тестировании лазерной системы только одного уровня яркости фона (один уровень пигментации), поэтому в дальнейшем необходимо проведение исследований для моделирования работы системы при различных вариантах пигментации глазного дна.

Таким образом, при работе прототипа лазерной системы с параметрами, использованными в эксперименте, для получения коагулятов яркостью 5–10 % от уровня фона (1-я степень по F.A. L'Esperance) наиболее оптимальной является мощность лазерного излучения от 100 до 180 мВт: время формирования коагулята не превышало 100 мс, вариабельность яркости составила менее 7,37 %. Мощность лазерного излучения в диапазоне от 200 до 300 мВт оптимальна при получении коагулятов яркостью 20–40 % и 50–70 % от уровня фона (2-я и 3-я степень по F.A. L'Esperance): время формирования коагулятов в диапазоне 100–250 мс, вариабельность яркости менее 3,58 %. Наибольшее соответствие фактической и планируемой яркости коагулятов для диапазона 5–70 % яркости от уровня фона выявлено при мощности 140–180 мВт.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Новая автоматизированная лазерная система, работающая по принципу обратной связи, позволяет проводить ЛКС в автоматическом режиме и получать дозируемые лазерные коагуляты. При используемых параметрах лазерной системы (частота видеозахвата и чувствительность матрицы камеры) оптимальным является диапазон мощности ЛЛ 140–180 мВт.

### СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Бойко Э.В. Лазеры в офтальмохирургии: теоретические и практические основы. СПб.: ВМедА им. С.М. Кирова, 2003.
2. Фёдоров С.Н. Лазерные методы лечения заболеваний глаз. М.: Медицина, 1990.
3. Ардамакова А.В., Большунов А.В., Ильина Т.С. и др. Транспупиллярная лазерная фотокоагуляция тканей глазного дна: прошлое, настоящее и будущее. *Вестник офтальмологии*. 2017;133(1):81–87. doi: 10.17116/oftalma2017133181-87.
4. L'Esperance F.A. *Ophthalmic Lasers. Photocoagulation, Photoradiation and Surgery*. St. Louis: Mosby, 1989.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

### Информация об авторах

*Эрнст Витальевич Бойко* – доктор медицинских наук, профессор, директор, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Санкт-Петербургский филиал; заведующий кафедрой офтальмологии, Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия; ✉ boiko111@list.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7413-7478>

*Алексей Александрович Суетов* – кандидат медицинских наук, врач-офтальмолог, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Санкт-Петербургский филиал; старший научный сотрудник, Государственный научно-исследовательский испытательный институт военной медицины, Санкт-Петербург, Россия; [ophthalm@mail.ru](mailto:ophthalm@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0002-8670-2964>

5. Inderfurth J.H.C., Ferguson R.D., Frish M.B., Birngruber R. Dynamic reflectometer for control of laser photocoagulation on the retina. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1994;15:54–61. doi: 10.1002/lsm.1900150108.

6. Jerath M.R., Chundru R., Barrett S.F. et al. Reflectance Feedback Control of Photocoagulation in Vivo. *Archives of ophthalmology*. 1993;111:531–4. doi: 10.1001/archophth.1993.01090040123045.

7. Schlott K., Koinzer S., Ptaszynski L. et al. Automatic temperature controlled retinal photocoagulation. *Journal of biomedical optics*. 2012;17:061223. doi: 10.1117/1.JBO.17.6.061223.

8. Серебряков В.А., Бойко Э.В., Ян А.В. Оптико-акустический мониторинг температуры сетчатки при лазерной терапии в режиме реального времени. *Оптический журнал*. 2014;81(6):14–16. doi: 10.1364/JOT.81.000312.

### REFERENCES

1. Boyko E.V. *Lasers in ophthalmosurgery: theoretical and practical foundations*. St. Petersburg: VMedA named after S.M. Kirova, 2003. (In Russ.).
2. Fedorov S.N. *Laser methods of treating eye diseases*. Moscow: Medicine, 1990. (In Russ.).
3. Ardamakova A.V., Bol'shunov A.V., Il'ina T.S. et al. Transpupillary laser photocoagulation of ocular fundus: history, the present, and the future. *Vestnik Oftalmologii = The Russian annals of ophthalmology*. 2017;133(1):81–87. (In Russ.). doi: 10.17116/oftalma2017133181-87.
4. L'Esperance F.A. *Ophthalmic Lasers. Photocoagulation, Photoradiation and Surgery*. St. Louis: Mosby, 1989.
5. Inderfurth J.H.C., Ferguson R.D., Frish M.B., Birngruber R. Dynamic reflectometer for control of laser photocoagulation on the retina. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1994; 15:54–61. doi: 10.1002/lsm.1900150108.
6. Jerath M.R., Chundru R., Barrett S.F. et al. Reflectance Feedback Control of Photocoagulation in Vivo. *Archives of ophthalmology*. 1993;111:531–4. doi: 10.1001/archophth.1993.01090040123045.
7. Schlott K., Koinzer S., Ptaszynski L. et al. Automatic temperature controlled retinal photocoagulation. *Journal of biomedical optics*. 2012;17:061223. doi: 10.1117/1.JBO.17.6.061223.
8. Serebryakov V.A., Boiko É.V., Yan A.V. Real-time optoacoustic monitoring of the temperature of the retina during laser therapy. *Opticheskii Zhurnal*. 2014;81(6):14–16. (In Russ.). doi: 10.1364/JOT.81.000312.

*Александр Сергеевич Измайлов* – доктор медицинских наук, заведующий отделением интраокулярной лазерной хирургии, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Санкт-Петербургский филиал, Санкт-Петербург, Россия; 061@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0001-5517-1227>

*Таисия Александровна Докторова* – аспирант кафедры офтальмологии, Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова; врач-офтальмолог, Микрохирургия глаза имени академика С.Н. Фёдорова, Санкт-Петербургский филиал, Санкт-Петербург, Россия; [taisiiadok@mail.ru](mailto:taisiiadok@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0003-2162-4018>

*Александр Анатольевич Иванов* – инженер, директор, Алком Медика, Санкт-Петербург, Россия; [7657667@mail.ru](mailto:7657667@mail.ru)

*Александр Васильевич Пищелин* – программист, Алком Медика, Санкт-Петербург, Россия, [pav64@mail.ru](mailto:pav64@mail.ru)

Статья поступила в редакцию 25.12.2023; одобрена после рецензирования 30.01.2024; принята к публикации 15.02.2024.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

**Information about the authors**

*Ernest V. Boyko* – MD, Professor, Director, Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, St. Petersburg Branch; Head of the Department of Ophthalmology, I.I. Mechnikov Northwestern State Medical University, St. Petersburg, Russia; [boiko111@list.ru](mailto:boiko111@list.ru), <https://orcid.org/0000-0002-7413-7478>

*Alexey A. Suetov* – Candidate of Medical Sciences, Ophthalmologist, Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, St. Petersburg Branch; Senior Researcher, State Research and Testing Institute of Military Medicine, St. Petersburg, Russia; [ophthalm@mail.ru](mailto:ophthalm@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0002-8670-2964>

*Alexander S. Izmailov* – MD, Head of the Department of Intraocular Laser Surgery, Academician S.N. Fedorov Eye Microsurgery, St. Petersburg Branch, St. Petersburg, Russia; [061@mail.ru](mailto:061@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0001-5517-1227>

*Taisiya A. Doktorova* – Postgraduate student of the Department of Ophthalmology, I.I. Mechnikov Northwestern State Medical University; ophthalmologist, Eye Microsurgery named after Academician S.N. Fedorov, St. Petersburg Branch, St. Petersburg, Russia; [taisiiadok@mail.ru](mailto:taisiiadok@mail.ru), <https://orcid.org/0000-0003-2162-4018>

*Alexander A. Ivanov* – Engineer, Director, Alcom Medica, St. Petersburg, Russia; [7657667@mail.ru](mailto:7657667@mail.ru)

*Alexander V. Pishchelin* – programmer, Alcom Medica, St. Petersburg, Russia, [pav64@mail.ru](mailto:pav64@mail.ru)

The article was submitted 25.12.2023; approved after reviewing 30.01.2024; accepted for publication 15.02.2024.