

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ЛАЗЕРНАЯ КОАГУЛЯЦИЯ СЕТЧАТКИ: РЕАЛИЗАЦИЯ ПРИНЦИПА ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В УСЛОВИЯХ IN VITRO

Бойко Э.В.^{1,2}, Суев А.А.*^{1,3}, Докторов Т.А.^{1,2},
Измайлов А.С.¹, Иванов А.А.⁴, Пищелин А.В.⁴

DOI: 10.25881/20728255_2023_18_4_S1_9

¹ ФГАУ НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза»
им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России,
Санкт-Петербургский филиал, Санкт-Петербург

² ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский
университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России,
Санкт-Петербург

³ ФГБУ «Государственный научно-исследовательский
испытательный институт военной медицины» МО РФ,
Санкт-Петербург

⁴ ООО «Алком Медика», Санкт-Петербург

Резюме. Обоснование. Лазерная коагуляция остается важным методом лечения ряда заболеваний сетчатки, при этом в зависимости от патологии требуется различное по интенсивности воздействие. Разработка лазерных систем с автоматическим контролем формируемых коагулятов может повысить эффективность проводимого лазерного лечения.

Цель. Изучить в условиях in vitro возможность проведения дозируемой лазерной коагуляции с помощью автоматизированной лазерной системы, работающей по принципу обратной связи.

Материалы и методы. Прототип автоматизированной системы лазерной коагуляции сетчатки, состоящий из диодного лазера 0,81 мкм и блока видеозахвата, интегрированных в оптическую систему щелевой лампы, а также программного обеспечения, осуществляющего контроль лазерного воздействия по принципу обратной связи. Для тестирования in vitro использовали оригинальную модель глазного дна. При диаметре пятна 200 мкм и мощности 100, 140, 180, 200 и 300 мВт исследовали время формирования и однородность получаемых коагулятов по яркости, соответствие планируемой и фактической яркости коагулята.

Результаты. На модели глазного дна in vitro время формирования коагулята было менее 0,4 с при мощности 180–300 мВт, а при мощности 100 мВт и заданной яркости более 50% достигало 1 с и более. На всех исследуемых уровнях мощности и в диапазоне тестируемых уровней яркости 15–70% от значения фона получены однородные по яркости ожоги (коэффициент вариации менее 8%). Превышение фактической яркости над планируемой выявлено в диапазоне 5–15% уровня фона при использовании мощности 200 и 300 мВт, наибольшее соответствие фактической и планируемой яркости отмечено для значений мощности 140 и 180 мВт, при этом время формирования коагулята не превышало 0,6 с при яркости ожога 70% от фона.

Заключение. В условиях in vitro новая автоматизированная лазерная система, работающая на принципе обратной связи, позволяет получить однородные воспроизводимые лазерные коагуляты в автоматическом режиме, при этом в наибольшей степени соответствие фактической и планируемой яркости коагулятов достигается при выходной мощности лазерного излучения в диапазоне 140–180 мВт.

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

Обоснование

Лазерная коагуляция остается важным методом лечения таких заболеваний сетчатки, как например, периферические разрывы и ретмагенные дегенерации

AUTOMATED LASER COAGULATION OF THE RETINA: IMPLEMENTATION OF THE FEEDBACK PRINCIPLE IN VITRO

Bojko E.V.^{1,2}, Suetov A.A.*^{1,3}, Doktorova T.A.^{1,2}, Izmajlov A.S.¹, Ivanov A.A.⁴, Pishchelin A.V.⁴

¹ St. Petersburg Branch S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution St. Petersburg

² Department of Ophthalmology North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov St. Petersburg

³ State Scientific Research Test Institute of Military Medicine, St. Petersburg

⁴ Alkom Medica LLC, St. Petersburg

Abstract. Background. Laser photocoagulation is an important treatment method for the various retinal diseases. The development of laser systems with automatic control of the resulting coagulates will improve the effectiveness of laser treatment.

Aim. To study in vitro the possibility of conducting controlled laser photocoagulation using an automated laser system based on the feedback principle

Materials and methods. A prototype of an automated system for laser photocoagulation of the retina, consisting of a 0.81 μm diode laser and a video capture module integrated into the optical system of the slit lamp, as well as software that controls laser exposure using the feedback principle. For in vitro testing, an original fundus model was used. With a spot diameter of 200 μm and power of 100, 140, 180, 200 and 300 mW, the formation time and uniformity of the resulting coagulates in brightness, the correspondence of the planned and actual brightness of the coagulate were studied.

Results. In an in vitro fundus model, the time of coagulate formation was less than 0.4 s at a power of 180–300 mW, and at a power of 100 mW and a given brightness of more than 50% it reached 1 s or more. At all power levels tested and across the range of brightness levels tested from 15–70% of background, laser burns of uniform brightness (less than 8% coefficient of variation) were obtained. The excess of the actual brightness over the planned one was found in the range of 5–15% of the background level when using a power of 200 and 300 mW, the greatest correspondence between the actual and planned brightness was noted for power values of 140 and 180 mW, and the time of coagulate formation did not exceed 0.6 s at burning brightness 70% background.

Conclusion. Under in vitro conditions, a new automated laser system based on the feedback principle makes it possible to automatically obtain homogeneous, reproducible laser coagulates, while the greatest degree of compliance with the actual and planned brightness of coagulates is achieved using a laser output power is in the range of 140–180 mW.

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

сетчатки, диабетическая и постокклюзионная ретинопатия, экстрафовеальная хориоидальная неоваскулярная мембрана или центральная серозная хориоретинопатия с идентифицированной точкой просачивания [1; 2]. При

* e-mail: ophtalm@mail.ru

этом параметры лазерного воздействия зависят от клинической ситуации и основываются, главным образом, на глубине (характеризующейся как степень) получаемого ожога на глазном дне и площади как единичного ожога, так и группы ожогов [3; 4]. При традиционной лазерной коагуляции параметры воздействия, как правило, в разных участках сетчатки постоянны, что может приводить к ее неодинаковому термическому повреждению. Слабая пигментация глазного дна и снижение прозрачности оптических сред не позволяют точно оценить степень формируемого коагулята. В результате, чрезмерное или недостаточное воздействие может снижать эффективность проводимого лазерного лечения. С другой стороны, используемая градация интенсивности лазерного воздействия по F.A. L'Esperance [4] не учитывает особенности пигментации глазного дна, является субъективной и недостаточно точна, но все еще остается общепринятой практикой.

Ранее были описаны ряд лазерных систем, реализующих принцип обратной связи для контроля интенсивности коагуляционного воздействия на сетчатку. В одних из них в оптическую систему интегрировали рефлектометр для контроля лазерного воздействия, в других воздействие контролировалось компьютерной программой посредством видеокамеры, интегрированной в оптическую систему миопической фундус-камеры [5; 6]. Также описана лазерная система с автоматическим контролем коагуляции тканей на основе оптоакустического эффекта [7; 8].

Описанные в литературе системы являются экспериментальными, при этом использованные подходы имеют свои ограничения. Тем не менее, разработка лазерных систем с автоматическим контролем яркости формируемых коагулятов может повысить эффективность проводимого лазерного лечения, сделав его более безопасным, воспроизводимым и быстрым.

Цель

Изучить в условиях *in vitro* возможность проведения дозируемой лазерной коагуляции с помощью автоматизированной лазерной системы, работающей по принципу обратной связи.

Материалы и методы

Прототип разработанной системы автоматизированной управляемой лазерной коагуляции включает в себя лазерный модуль АЛОД-01 с длиной волны генерируемого лазерного излучения (ЛИ) 0,81 мкм (Алком Медика, Россия), лазерную приставку для транспупиллярной коагуляции ПФК-2 (Алком Медика, Россия) и видеоадаптер с видеокамерой TourcamMicro U3CMOS03100KPA (Tourtek, КНР), смонтированные на щелевой лампе Takagi SM-2N (Takagi, Япония). Лазерный модуль и видеокамера подключены к персональному компьютеру (ПК), на котором с помощью программного обеспечения происходит управление процессом лазерного воздействия.

Настройки видеокамеры и щелевой лампы обеспечивают видеозахват с частотой 60 Гц, при этом в каждом кадре управляющая программа последовательно анализирует средний уровень яркости пикселей в участке изображения, соответствующем пятну планируемого лазерного воздействия, и сравнивает их с окружающей пятно областью. Во время воздействия ЛИ происходит формирование коагулята, отличающегося по яркости от окружающего фона, и как только достигается заданный уровень яркости, программа отключает лазер. В программе предусмотрен выбор диаметра пятна, соответствующего зоне самого лазерного воздействия, диаметра зоны, служащей для сравнения, при этом программа автоматически отслеживает положение метки пилотного лазера (0,65 мкм), перемещая в него указанные зоны. Во время лазерного воздействия пилотный лазер отключается, исключая его влияние на анализ видеопотока, фиксируемые при видеозахвате блики и засветы (артефакты) программа исключает из анализа.

Лазерный модуль работает в режиме непрерывной генерации ЛИ, при этом длительность воздействия в выбранной точке зависит от предустановленной мощности ЛИ и выбранного порога коагуляции, определяемого как соотношение получаемой при коагуляции и фоновой яркости (в % от порогового значения).

Для экспериментов *in vitro* использовали оригинальную модель глазного дна, представляющую собой заключенный между двумя покровными стеклами блок из копировальной бумаги (акцептор ЛИ, имитирующий пигментный эпителий сетчатки), покрытый слоем яичного альбумина (модель нейроретины). Во время воздействия ЛИ поглощается копировальной бумагой, при этом выделяется тепло, обеспечивающее коагуляцию альбумина. Глубина коагуляции и, соответственно, яркость ожога, зависят от мощности и длительности воздействия ЛИ в выбранной точке.

Лазерное воздействие производили через трех-зеркальную линзу Гольдмана с контактным гелем (Визитил), при этом диаметр пятна ЛИ на поверхности модели составил 200 мкм. В работе исследовали время формирования и однородность получаемых коагулятов по яркости, соответствие планируемой и фактической яркости коагулята при мощности ЛИ 100, 140, 180, 200 и 300 мВт и яркости, превышающей значение пороговой яркости на 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 и 70%.

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

На Рис.1 представлен пример проведения дозируемой лазерной коагуляции с помощью автоматизированной лазерной системы, работающей по принципу обратной связи, в условиях модели глазного дна.

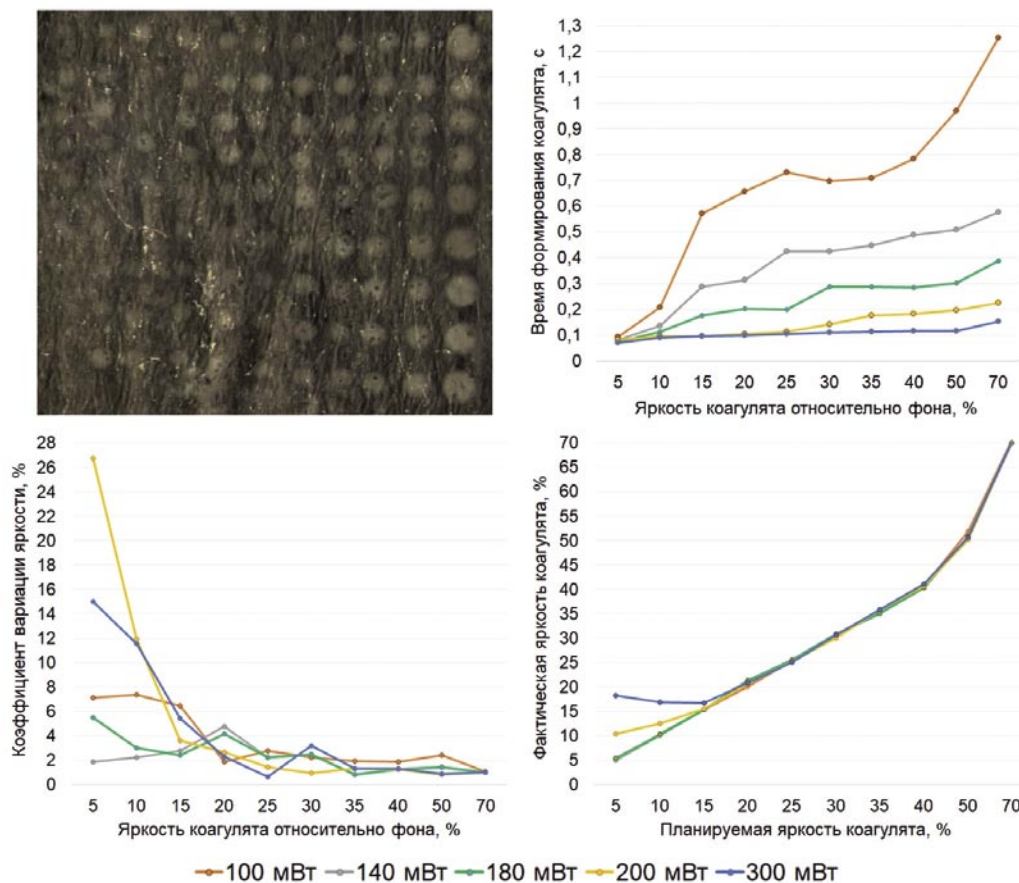


Рис. 1. Пример проведения дозированной лазерной коагуляции с помощью автоматизированной лазерной системы, работающей по принципу обратной связи, в условиях модели глазного дна и анализ формируемых лазерных коагулятов по времени формирования, однородности и соответствию получаемых планируемым коагулятам (пояснения в тексте).

Время формирования коагулятов зависело от выбранных уровня мощности ЛИ и требуемой яркости коагулята. При мощности 200 и 300 мВт время формирования коагулята не превышало 200 мс независимо от требуемой яркости, в то время, как при мощности 100 мВт и планируемой яркости коагулята 15% и более от уровня фона необходимое для формирования коагулята время составило более 500 мс (Рис. 1). Наиболее оптимальный уровень мощности ЛИ 180 мВт, при котором даже на уровне яркости 50-70%, соответствующем 3 степени ожога по F.A. L'Esperance, время формирования коагулята не превышало 400 мс, что сопоставимо с длительностью импульса при традиционной коагуляции сетчатки.

Однородность получаемых коагулятов по яркости также отличалась в зависимости от мощности ЛИ и требуемой яркости коагулята.

Наибольшие значения коэффициента вариации яркости коагулятов (26,7 и 15%, Рис. 1) были отмечены при мощности воздействующего ЛИ 200 и 300 мВт с планируемой яркостью коагулятов, близкой к пороговой – 5% от уровня фона, что было обусловлено недостаточной скоростью видеозахвата для последующего своевременного отключения лазера в условиях более высокой мощности

ЛИ. Одновременно, при яркости коагулята более 15% от фона независимо от мощности ЛИ коэффициент вариации не превышал 7%, что позволяет говорить о высокой однородности коагулятов, получаемых в автоматическом режиме.

Планируемая и фактическая яркость формируемого коагулята в наибольшей степени совпадали при использовании мощности ЛИ в диапазоне 100–180 мВт для всех значений яркости от 5 до 70% (Рис. 1). При использовании мощности ЛИ 200 и 300 мВт фактическая яркость превышала планируемую в диапазоне яркости менее 15% от фона, то есть при формируемых коагулятах 1 степени по F.A. L'Esperance.

Проведенное исследование *in vitro* показало возможность проведения в автоматическом режиме дозированной лазерной коагуляции, при этом получаемые коагуляты обладают высокой степенью однородности по яркости, и их фактическая яркость соответствует запланированной практически во всем протестированном диапазоне яркости и мощности. Полученные результаты свидетельствуют, что параметры лазерной системы ограничивают ее работу при необходимости получения близких к пороговым значениям коагулятов.

Заключение

В условиях *in vitro* новая автоматизированная лазерная система, работающая на принципе обратной связи, позволяет получить однородные воспроизводимые лазерные коагуляты в автоматическом режиме, при этом в наибольшей степени соответствие фактической и планируемой яркости коагулятов достигается при выходной мощности лазерного излучения в диапазоне 140–180 мВт.

Источник финансирования: исследовательская работа проведена на личные средства авторского коллектива.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов (The authors declare no conflict of interest).

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Бойко Э.В. Лазеры в офтальмохирургии: теоретические и практические основы. СПб: ВМедА им.С.М.Кирова; 2003. [Boiko E.V. Lazery v oftal'mohirurgii: teoreticheskie i prakticheskie osnovy. SPb: VMedA im.S.M.Kirova; 2003].
2. Фёдоров С.Н. Лазерные методы лечения заболеваний глаз. Москва: Медицина; 1990. [Fyodorov SN. Lazernye metody lecheniya zabolevanij glaz. Moskva: Medicina; 1990]
3. Ardamakova AV, Bol'shunov AV, Ilyina TS, Fedoruk NA, Sipliviy VI. Transpupillary laser photocoagulation of ocular fundus: history, the present, and the future. Vestnik Oftalmologii. 2017;133(1):81-87. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/oftalma2017133181-87>.
4. L'Esperance FA. Ophthalmic Lasers. Photocoagulation, Photoradiation and Surgery. St. Louis: Mosby; 1989.
5. Inderfurth JHC, Ferguson RD, Frish MB, Birngruber R. Dynamic reflectometer for control of laser photocoagulation on the retina. Lasers Surg Med 1994;15:54–61. <https://doi.org/10.1002/lsm.1900150108>.
6. Jerath MR, Chundru R, Barrett SF, Rylander HG, Welch AJ. Reflectance Feedback Control of Photocoagulation in Vivo. Arch Ophthalmol 1993;111: 531–4. <https://doi.org/10.1001/archoph.1993.01090040123045>.
7. Schlott K, Koinzer S, Ptaszynski L, Bever M, Baade A, Roeder J, et al. Automatic temperature controlled retinal photocoagulation. J Biomed Opt 2012;17:061223. <https://doi.org/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. [Serebryakov VA, Boiko ÉV, Yan AV. Real-time optoacoustic monitoring of the temperature of the retina during laser therapy. J. Opt. Technol. 2014;81(6):14-16. (In Russ.)]. <https://doi.org/10.1364/JOT.81.000312>.