

# Оптический журнал

Оптическое приборостроение и метрология  
Optical instrument making and metrology

DOI: 10.17586/1023-5086-2023-90-11-124-132

УДК 535.8

## Оптическая система компактного дерматоскопа с каналом для видеокапилляроскопии

Владислав Игоревич Батшев<sup>1</sup>, Валерия Игоревна Букова<sup>2</sup>,  
Александр Владимирович Крюков<sup>3</sup>✉, Михаил Олегович Марченко<sup>4</sup>,  
Александр Сергеевич Мачихин<sup>5</sup>

1, 2, 3, 4, 5Научно-технологический центр уникального приборостроения Российской академии наук,  
Москва, Россия

1, 2, 3Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия

<sup>1</sup>[batshev.vi@ntcup.ru](mailto:batshev.vi@ntcup.ru) <https://orcid.org/0000-0002-7066-0106>

<sup>2</sup>[bukova.vi@ntcup.ru](mailto:bukova.vi@ntcup.ru) <https://orcid.org/0000-0001-9564-4308>

<sup>3</sup>[kryukov\\_av@bmstu.ru](mailto:kryukov_av@bmstu.ru) <https://orcid.org/0009-0007-1807-2386>

<sup>4</sup>[st.m.mike@mail.ru](mailto:st.m.mike@mail.ru) <https://orcid.org/0009-0008-1991-1767>

<sup>5</sup>[machikhin@ntcup.ru](mailto:machikhin@ntcup.ru) <https://orcid.org/0000-0002-2864-3214>

### Аннотация

Предметом исследования являются оптические системы медицинских устройств для дерматоскопии и капилляроскопии, позволяющие проводить неинвазивную диагностику кожного покрова и микроциркуляции. Цель работы заключается в разработке оптической системы компактного устройства, объединяющего функции дерматоскопа для визуального наблюдения с основными возможностями современного видеокапилляроскопа, а именно записью изображений капиллярного кровотока и проведением фотоплетизмографии — регистрации изменений амплитуды колебаний объема крови, возникающих при наполнении капилляров и мелких сосудов в зависимости от фазы кардиоцикла. Метод. В работе рассмотрены базовые принципы компоновки оптических схем визуального канала и канала регистрации, сформулированы требования к спектральному диапазону работы, основным оптическим характеристикам и качеству изображения в канале регистрации, а также параметрам приемника излучения для цифровой регистрации изображений. Основные результаты. Предложены принципиальная оптическая схема устройства и модульная его компоновка, выполнено моделирование. Проведены габаритный и аберрационный расчеты. Осуществлена оценка качества изображения. Практическая значимость работы заключается в расчете конструктивных параметров вновь разрабатываемых компонентов, определении шагов по созданию макета устройства для проведения видеокапилляроскопии не только ногтевого ложа, но и произвольных участков кожи, которое может существенно расширить диагностические возможности метода видеокапилляроскопии.

**Ключевые слова:** дерматоскопия, видеокапилляроскопия, фотоплетизмография, капиллярный кровоток, новообразования кожи

**Благодарность:** работа выполнена в рамках Государственного задания НТЦ УП РАН (проект FFNS-2022-0010).

**Ссылка для цитирования:** Батшев В.И., Букова В.И., Крюков А.В., Марченко М.О., Мачихин А.С. Оптическая система компактного дерматоскопа с каналом для видеокапилляроскопии // Оптический журнал. 2023. Т. 90. № 11. С. 124–132. <http://doi.org/10.17586/1023-5086-2023-90-11-124-132>

**Коды OCIS:** 120.3890, 170.1470, 170.1870, 170.0110, 110.0180

# Optical system of a compact dermatoscope with a video capillaroscopy channel

VLADISLAV I. BATACHEV<sup>1</sup>, VALERIA I. BUKOVA<sup>2</sup>, ALEXANDER V. KRYUKOV<sup>3✉</sup>,  
MIKHAIL O. MARCHENKO<sup>4</sup>, ALEXANDER S. MACHIKHIN<sup>5</sup>

1, 2, 3, 4, 5Scientific and Technological Centre of Unique Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia

1, 2, 3Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia

<sup>1</sup>batachev.vi@ntcup.ru <https://orcid.org/0000-0002-7066-0106>

<sup>2</sup>bukova.vi@ntcup.ru <https://orcid.org/0000-0001-9564-4308>

<sup>3</sup>kryukov\_av@bmstu.ru <https://orcid.org/0009-0007-1807-2386>

<sup>4</sup>st.m.mike@mail.ru <https://orcid.org/0009-0008-1991-1767>

<sup>5</sup>machikhin@ntcup.ru <https://orcid.org/0000-0002-2864-3214>

## Abstract

**Subject of study.** Optical systems of medical devices for dermatoscopy and capillaroscopy to conduct non-invasive skin and microcirculation diagnostics. **The aim of study** is to design an optical system of a portable device that combines the functions of a dermatoscope for visual observation with the main capabilities of a modern video capillaroscope, namely capillary blood flow imaging and photoplethysmography — registration of changes in the amplitude of blood volume fluctuations that occur during filling of capillaries and small vessels depending on the phase of the cardio cycle. **Method.** The paper presents basic principles of the layout of visual and registration channels, formulates the requirements for the spectral range, main optical characteristics, and image quality of the registration channel, as well as the parameters of a sensor for digital image recording. **Main results.** A principal optical scheme of the device and its modular layout are proposed, and modeling and analysis are performed. The study proposes composing the device layout from separate modules. The paper demonstrates the design of the registration channel optical system, its aberration analysis, optimization and the image quality evaluation. **Practical significance** lies in the synthesis of the newly developed components lens data that determines the steps to create a device layout for video capillaroscopy, not only of the nail bed but also for arbitrary skin areas, significantly expanding the diagnostic capabilities of the video capillaroscopy method.

**Keywords:** dermatoscopy, capillaroscopy, photoplethysmography, blood flow, skin neoplasms

**Acknowledgment:** the work was carried out within the framework of the State Assignment of the STC UI RAS (project FFNS-2022-0010).

**For citation:** Batshev V.I., Bukova V.I., Kryukov A.V., Marchenko M.O., Machikhin A.S. Optical system of a compact dermatoscope with a video capillaroscopy channel [in Russian] // Opticheskii Zhurnal. 2023. V. 90. № 11. P. 124–132. <http://doi.org/10.17586/1023-5086-2023-90-11-124-132>

**OCIS codes:** 120.3890, 170.1470, 170.1870, 170.0110, 110.0180

## ВВЕДЕНИЕ

Методы современной дерматоскопии и капилляроскопии получили широкое распространение для исследования поверхностных и приповерхностных слоев кожного покрова и позволяют проводить информативную неинвазивную диагностику показателей состояния организма, указывая на те или иные заболевания и реакции на протекающие в нем процессы. В качестве инструмента таких исследований выступают оптические приборы — дерматоскопы и капилляроскопы, рабо-

тающие, как правило, в видимой и ближней инфракрасной областях оптического излучения [1].

Исторически оптическая система (ОС) дерматоскопов соответствует схеме лупы и предназначена для визуального оценивания морфологии кожных патологий — диаметра, границ, цветовых вариаций новообразований [2, 3]. Попытки автоматизации получения изображений в дерматоскопии описаны, например, в работе [4], использование методов видеодерматоскопии — в публикации [5].

В ряде случаев при начальной стадии заболевания кожные покровы и капилляры, расположенные в поверхностных слоях кожи, не претерпевают существенных изменений, что не дает возможности врачу, используя визуальное наблюдение, однозначно поставить диагноз. Исследования более глубоких подкожных слоев проводятся методами капилляроскопии, позволяющими судить о нарушениях морфологии капиллярной сети и параметрах микроциркуляторного русла [6]. Начиная с капилляроскопии ногтевого ложа, впервые выполненной с помощью обычного микроскопа еще в 1663 г., развитие методов исследования микроциркуляторного русла связано с повышением информативности диагностики, расширением применимости к различным областям тела человека и переходу к видеокапилляроскопии (ВКС) — методу восстановления карты сосудов на основе анализа последовательности изображений кожи [7–10]. Современные методики позволяют исследовать пространственную структуру микрососудов кожи, скорость кровотока в отдельных сосудах и проводить фотоплетизмографию (ФПГ) — регистрацию изменений амплитуды колебаний объема крови, возникающих при наполнении капилляров и мелких сосудов в зависимости от фазы кардиоцикла [9, 11, 12]. По сравнению с дерматоскопами устройства для капилляроскопии и ВКС являются более сложными, имеют существенно большие массу и габариты.

Для расширения диагностических возможностей ВКС исследования ногтевого ложа дополнены изучением кровотока других произвольных участков кожи [7, 9]. В настоящее время такие исследования ограничены из-за больших габаритов и сложности эксплуатации существующих устройств, поэтому востребованным является создание простого и удобного в использовании компактного устройства для дерматоскопии, ФПГ и ВКС, предназначенного для применения в повседневной медицинской практике.

Цель настоящей работы заключается в разработке ОС компактного устройства, объединяющего функции дерматоскопа для визуального наблюдения с основными возможностями современного видеокапилляроскопа, а именно записью изображений капиллярного кровотока и проведением ФПГ — регистрации изменений амплитуды колебаний объема крови,

возникающих при наполнении капилляров и мелких сосудов в зависимости от фазы кардиоцикла.

## ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Для формирования требований к такому устройству рассмотрим компоновку и характеристики типичных современных приборов для дерматоскопии и капилляроскопии.

Исследуемый участок кожи, как правило, располагается в передней фокальной плоскости объектива дерматоскопа, благодаря чему создаются условия комфорtnого визуального наблюдения без аккомодации и с оптимальным видимым увеличением, которое у большинства существующих приборов составляет от 8 до  $10^{\times}$ . Оптическая система объектива содержит четыре и более линз, зачастую асферических.

Помимо решения задачи визуального наблюдения современные дерматоскопы снабжают клипсами и адаптерами для регистрации изображений с помощью камер мобильного телефона.

В осветительном канале дерматоскопов используется боковая бестеневая подсветка исследуемого участка кожи с помощью кольца светодиодов. При освещении часть излучения зеркально отражается от кожного жира, превышая по интенсивности составляющую сигнала от более глубоких слоев кожи и создавая блики на изображении. Чтобы избавиться от таких негативных явлений, режим работы осветительного канала предполагает переключение между поляризованным и неполяризованным излучениями. В случае так называемого кросс-поляризационного режима подсветки кожа освещается линейно поляризованным светом, прошедшим поляризатор в осветительном канале. На входе объектива визуального канала дерматоскопа располагается скрещенный поляризатор, отсекающий отраженный кожным жиром свет и пропускающий потерявший свою поляризацию свет, отраженный от внутренних структур кожи. В случае традиционного режима неполяризованного излучения интенсивность неинформативной составляющей уменьшается за счет использования иммерсии. В отличие от воздуха показатель преломления иммерсионной жидкости существенно ближе к показателю

преломления кожного жира, по этой причине коэффициент отражения уменьшается. В этом режиме в дерматоскопе применяют съемную выравнивающую пластину, контактирующую с поверхностью кожи через слой иммерсии с близким к ней значением показателя преломления.

Контактная пластина может применяться и в режиме поляризованного излучения. В обоих случаях ее используют для выравнивания поверхности кожи на большом участке, при этом глубина изображаемого пространства (ГИП) объектива достаточна для контрастного наблюдения исследуемой области.

Устройства для ВКС можно условно разделить на несколько типов. Наибольшее распространение получили приборы на основе микроскопа с внутренней регистрацией изображений матричным приемником излучения [10, 13–15]. Некоторые видеокапилляроскопы представляют собой эндоскопические устройства [16, 17], которые в случае осмотра внешних поверхностей корректнее назвать «экзоскопами». По аналогии с дерматоскопами современные капилляроскопы могут быть выполнены в виде насадок к камерам мобильных телефонов [18].

Линейное увеличение должно обеспечивать возможность различать отдельные капилляры, диаметр которых лежит в диапазоне от 8 до 10 мкм, и обычно составляет от 1,5 до 5<sup>х</sup>. Рост увеличения при фиксированном размере приемника излучения приводит к уменьшению линейного поля устройства, значения которого в видеокапилляроскопах существенно ниже в сравнении с дерматоскопами. Это вызывает сложности с выбором области интереса, растет вероятность пропуска важного участка с характерными признаками в условиях естественного тремора, например, руки врача или пациента. Данные факторы ведут к использованию различных подставок и штативов, что увеличивает массу и габариты устройства и лишает его мобильности.

Ряд технических решений в устройствах для ВКС и дерматоскопии схожи. Например, проблемы малой ГИП в схемах на основе микроскопов решаются за счет выравнивающих пластин. В устройстве на основе эндоскопа ГИП выше, что позволяет в ряде случаев использовать его без выравнивающих пластин и обеспечивает возможность более свободной ориентации в пространстве.

Таким образом, наблюдаются две встречные тенденции в развитии устройств для исследования кожи: оптическая схема дерматоскопов становится сложнее, при этом устройства для ВКС — более компактными, приближаясь к массогабаритным характеристикам дерматоскопов. Поэтому актуально создание универсального диагностического устройства, сочетающего компактность и эргономичность дерматоскопа и дополнительные функциональные возможности видеокапилляроскопа, т.е. разрабатываемое устройство должно удовлетворять следующим требованиям:

- наличие визуального канала с видимым увеличением от 8 до 10<sup>х</sup> и сравнительно большим полем зрения порядка 12–25 мм для удобного предварительного наведения устройства,
- наличие канала фото- и видеорегистрации с линейным увеличением 1,5–3<sup>х</sup> со сравнительно меньшим линейным полем от 1 до 3,5 мм,
- линейный предел разрешения в плоскости предмета не хуже 5 мкм при проекции пикселя на участок кожи размером от 0,8 до 2,5 мкм,
- использование светодиодной подсветки с переключением между белыми светодиодами для работы в режиме дерматоскопа и зелеными светодиодами в режиме видеокапилляроскопа для получения максимального контраста кожи и кровяных клеток при близких значениях длины волны излучения и пика поглощения гемоглобина (540 нм),
- возможность работы в режиме иммерсии и кросс-поляризации для устранения бликов от кожи,
- наличие съемных крышек с диаметром выравнивающей пластины порядка 20–30 мм, выполняющих различные функции: получение контакта с поверхностью кожи через слой иммерсии, введение съемного скрещенного поляризатора в режиме поляризованного излучения (первый поляризатор может быть установлен в определенных секторах светодиодного кольца), выравнивание поверхности кожи, когда большая область находится в пределах ГИП объектива,
- компактность, небольшая масса и эргономичный дизайн,
- модульный принцип устройства, подразумевающий возможность замены модуля видеон

регистрации с внешним питанием на модуль с аккумуляторами для автономной работы в режиме визуального дерматоскопа.

## ПРЕДЛАГАЕМОЕ РЕШЕНИЕ

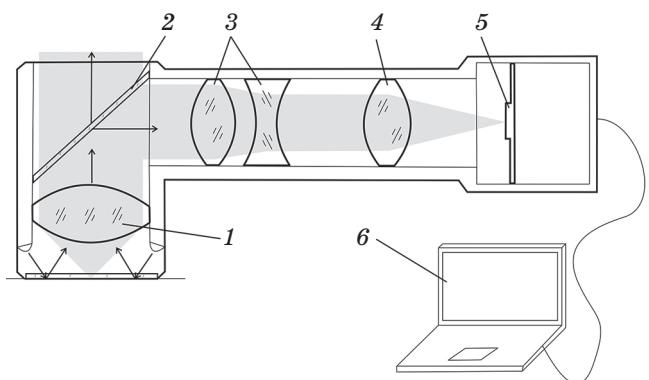
Для соответствия выдвинутым требованиям предложена компоновка прибора, представленная на рис. 1. Объектив повторяет изображающую часть дерматоскопа, но снабжен светоделителем в виде полупрозрачного зеркала. Часть отраженного кожей излучения выходит из прибора для визуального наблюдения, другая часть после светоделителя проходит через согласующую ОС и с помощью фокусирующей ОС собирается на многоэлементном приемнике излучения — матрице КМОП.

Регистрирующий канал расположен в рукоятке прибора. Освещение осуществляется кольцом светодиодов и имеет два режима — белый свет для режима дерматоскопии и зеленый — для режима ВКС. Фокусировка на нужный участок кожи осуществляется перемещением объектива.

## РАСЧЕТ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ РЕГИСТРИРУЮЩЕГО КАНАЛА ДЛЯ МАКЕТИРОВАНИЯ

Рассмотрим реализацию ОС канала для видеорегистрации, построенной по принципу проекционной системы с линейным увеличением  $\beta = -2^x$  и линейным полем по диагонали в плоскости предмета  $2y = 3,1$  мм. Данные характеристики согласованы с применением многоэлементного приемника излучения формата  $1/2,9''$ , например, на основе монохромной матрицы КМОП SONY IMX273. Последняя обеспечивает получение видеосигнала с частотой кадров до 238 Гц, размерами кадра  $1440 \times 1080$  пикселов при площади пикселя  $3,45 \times 3,45 \text{ мкм}^2$ .

На этапе предварительного макетирования устройства целесообразно использовать ряд стандартных изделий с их последующей заменой на вновь разрабатываемые модули. К таким изделиям можно отнести общий для визуального и регистрирующего каналов объектив (рис. 1). Следует отметить, что это наиболее сложный и ответственный компонент. Аналогично объективу микроскопа именно он определяет качество изображения, формируемого системой в целом, и ГИП. Объектив



**Рис. 1.** Компоновка устройства для дерматоскопии и видеокапилляроскопии. 1 — объектив, 2 — полупрозрачное зеркало, 3 — согласующая ОС, 4 — фокусирующая ОС, 5 — матрица КМОП, 6 — компьютер

**Fig. 1.** A concept of a compact dermatoscope with a videocapillaroscopy channel. (1) Objective lens, (2) beamsplitter, (3) adapting optical system, (4) focusing optical system, (5) CMOS sensor, (6) computer

имеет высокую светосилу и при этом весьма компактен. В современных дерматоскопах он представляет собой сложную многолинзовую ОС, содержащую асферические и дифракционные элементы.

На начальном этапе проектирования прибора выбран коммерчески доступный двухлинзовый склеенный объектив из каталога *EdmundOptics* с тонким асферизующим слоем из пластмассы, имеющий следующие характеристики: фокусное расстояние  $f'_1 = 30$  мм, диаметр  $D_1 = 25$  мм, что обеспечивает переднюю числовую апертуру  $A = 0,4$ . Объектив ахроматизирован в видимой области спектра и имеет высокое качество исправления aberrаций в осевой точке предмета. Его применение позволит использовать визуальный канал в режиме предварительного наведения с видимым увеличением  $8,3^x$  и линейным полем в плоскости предмета от 15 до 20 мм. В связи с отсутствием полевой диафрагмы поле зрения резко не ограничено и определяется виньетированием, связанным с диаметром объектива и положением глаза наблюдателя.

Вторым стандартным модулем является фокусирующий объектив, в качестве которого может быть использован объектив с фокусным расстоянием  $f'_4 = 50$  мм и относительным отверстием  $D_4/f'_4 = 1:2,8$ . Объектив должен

иметь возможность ручного управления диафрагмой и фокусировкой на расположенные близко предметы для точной фокусировки в режиме ВКС.

Таким образом, задача расчета регистрирующего канала на данном этапе проектирования сводится к габаритному и аберрационному расчетам согласующей ОС.

Между первым объективом и фокусирующей ОС идут параллельные пучки лучей, а согласующая система является афокальной. Такое решение допускает изменение расстояния между компонентами для размещения полуопрозрачного зеркала и согласующей ОС.

Афокальная ОС предназначена для согласования оптических характеристик стандартных изделий (объектив и фокусирующая система) с характеристиками всего регистрирующего канала и для дополнительной аберрационной коррекции полевых aberrаций первого объектива. Фокусирующая система имеет самостоятельную аберрационную коррекцию.

Линейное увеличение  $\beta$  проекционной системы регистрирующего канала может быть рассчитано с учетом линейного  $\beta_{1,4}$  и углового  $\gamma_3$  увеличений компонентов схемы [19, 20]

$$\beta = \beta_{1,4} \gamma_3 = \left( -\frac{f'_4}{f'_1} \right) \gamma_3. \quad (1)$$

При заданном значении линейного увеличения системы и известных фокусных расстояниях стандартных изделий угловое увеличение согласующей ОС составит

$$\gamma_3 = -\frac{\beta f'_1}{f'_4}. \quad (2)$$

В случае  $\beta = -2^\times$ ,  $f'_1 = 30$  мм,  $f'_4 = 50$  мм угловое увеличение  $\gamma_3 = 1,2^\times$ .

Для минимизации продольных габаритов согласующей ОС целесообразно использовать схему Галилея на основе положительного и отрицательного по оптическим силам компонентов, фокусные расстояния  $f'_{3-1}$  и  $f'_{3-2}$  которых могут быть найдены следующим образом:

$$f'_{3-1} = \frac{\gamma_3 d_3}{\gamma_3 - 1}, \quad (3)$$

$$f'_{3-2} = \frac{d_3}{1 - \gamma_3}, \quad (4)$$

где  $d_3$  — расстояние между компонентами афокальной системы. В случае  $\gamma_3 = 1,2^\times$  и  $d_3 = 10$  мм значения фокусных расстояний составят  $f'_{3-1} = 60$  мм,  $f'_{3-2} = -50$  мм.

Апертурные характеристики регистрирующего канала будут определяться размерами апертурной диафрагмы, роль которой выполняет ирисовая диафрагма фокусирующего объектива (рис. 1). В этом случае выходной зрачок афокальной системы должен быть действительным, располагаться в плоскости апертурной диафрагмы и быть согласован с ней по размеру.

Выполнив небольшое диафрагмирование второго объектива с уменьшением рабочего относительного отверстия до значения  $D_4/f'_4 = 1:4,2$ , можно добиться уменьшения световых диаметров первого объектива, полуопрозрачного зеркала и согласующей ОС. При необходимости изменение освещенности изображения можно скомпенсировать увеличением интенсивности подсветки. При указанных апертурных характеристиках диаметр дифракционного кружка соответствует размеру двух пикселов приемника излучения.

Положение входного зрачка согласующей ОС может быть найдено как

$$a_{P,3} = \gamma_3 (a'_{P',3} \gamma_3 + d_3), \quad (5)$$

где  $a'_{P',3}$  — положение выходного зрачка относительно второго компонента согласующей системы. В случае  $a'_{P',3} = 25$  мм входной зрачок является мнимым и расположен на расстоянии  $a_{P,3} = 48$  мм от первого компонента согласующей системы.

Диаметры  $D_3$  и  $D'_3$  входного и выходного зрачков связаны через угловое увеличение

$$D_3 = \gamma_3 D'_3. \quad (6)$$

В случае  $D_4/f'_4 = 1:4,2$  их значения составят  $D'_3 = D_4 = 12$  мм,  $D_3 = 14,4$  мм.

Поскольку входной зрачок согласующей системы должен совпадать с выходным зрачком первого объектива, оправа этого объектива будет выполнять роль виньетирующей диафрагмы. Аналогичным образом объектив будет работать в визуальном канале, когда роль апертурной диафрагмы выполняет зрачок глаза врача, проводящего диагностику.

Синтез базовой схемы согласующей системы проведен с использованием программы «OSS»,

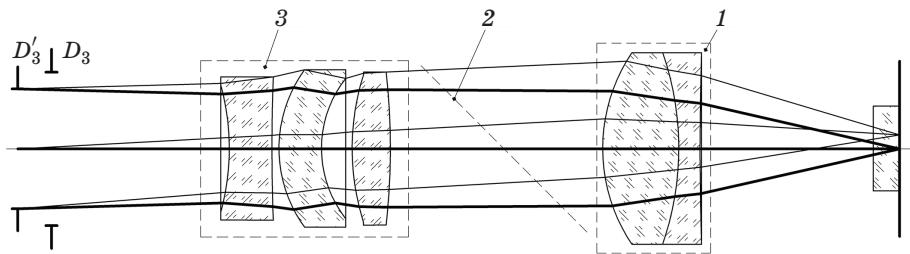
созданной под руководством М.А. Гана [21]. Оптическая схема, состоящая из последовательно расположенных отрицательного и положительного компонентов согласующей системы и первого объектива, рассчитана в обратном ходе лучей из условия взаимной компенсации aberrаций третьего порядка объектива и согласующей системы. Конструктивные параметры первого объектива известны.

Дальнейший параметрический синтез компонентов согласующей системы проведен в программе ZEMAX. В процессе тонкой автоматизированной коррекции базовой схемы до-

пущено отступление от строгой афокальности системы, поскольку фокусирующий объектив имеет оптимальную аберрационную коррекцию при дистанции 300 мм. Также учтено влияние иммерсионной жидкости и выравнивающей пластины (рис. 2).

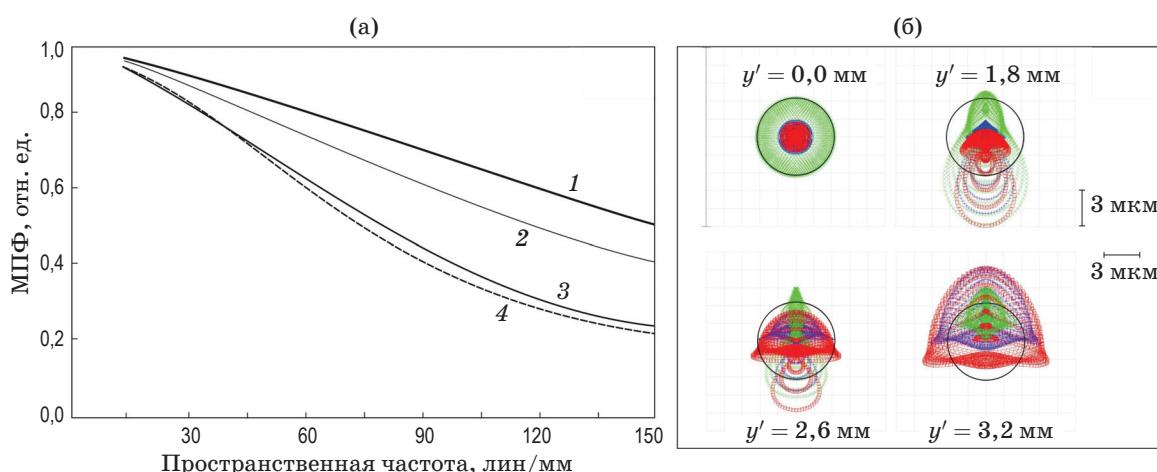
## РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

На рис. 3 представлены данные для оценки качества изображения регистрирующего канала, рассчитанного в прямом ходе лучей: графики полихроматической модуляционной передаточной функции (МПФ) и вид пятен



**Рис. 2.** Регистрирующий канал в обратном ходе лучей после оптимизации в программе ZEMAX. 1 — объектив, 2 — полупрозрачное зеркало, 3 — согласующая ОС.  $D_3$  и  $D'_3$  — диаметры входного и выходного зрачков

**Fig. 2.** Reversed video capillaroscopy channel after optimization in ZEMAX. (1) objective lens, (2) beamsplitter, (3) adapting optical system.  $D_3$  and  $D'_3$  are diameters of the entrance and exit pupils



**Рис. 3.** Оценка качества изображения ОС регистрирующего канала. Модуляционная передаточная функция (а) и вид пятен рассеяния (б). Дифракционно-ограниченная ОС — 1, кривая 2 характеризует качество в центре поля ( $y' = 0$  мм), кривые 3 и 4 — на крае поля ( $y' = 3,2$  мм) при сагиттальной и меридиональной ориентации тест-объекта. Кривые, характеризующие качество в зоне поля, близки к кривой 2 и на рисунке не показаны

**Fig. 3.** Video capillaroscopy channel image quality evaluation. (a) Modulation transfer function and (b) spot diagrams. Graph 1 corresponds to a diffraction limited optical system, graph 2 shows the image quality at the center of the image ( $y' = 0$  mm), graphs 3 and 4 are sagittal and tangential components of the modulation transfer function at the maximum field ( $y' = 3.2$  mm). The graphs for the field zone are close to graph 2 and are not shown

рассеяния. Моделирование проведено в спектральном диапазоне от 510 до 550 нм.

Модуляционную передаточную функцию следует оценивать на критической пространственной частоте, соответствующей частоте Найквиста, которая для используемого приемника излучения с размером пикселя 3,45 мкм составляет  $145 \text{ мкм}^{-1}$ .

Видно, что значения МПФ на критической частоте в любой точке изображения не ниже 0,2, что удовлетворяет критерию Фуко для разрешающей способности.

Диаметр дифракционного кружка, контур которого показан на рис. 3б в виде окружности, составляет 6,5 мкм. Среднеквадратичные размеры пятна рассеяния в любой точке изображения не превышают размеров дифракционного кружка.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные результаты работы связаны с расчетом оптической системы компактного дерматоскопа, содержащего канал видеокапилляроскопии для записи изображений капиллярного

кровотока и проведения фотоплетизографии. Предложена модульная компоновка устройства, при которой начальное макетирование может быть проведено с комбинацией стандартных и вновь разрабатываемых компонентов.

Проведены габаритный расчет и аберрационный синтез ОС канала для видеокапилляроскопии, в результате которых были выработаны требования к стандартным модулям и получены конструктивные параметры вновь разрабатываемых компонентов. Обоснованы выбор приемника излучения формата 1/2,9" и объектива для канала дерматоскопии с видимым увеличением  $8,3^{\times}$ , выполнен расчет канала видеокапилляроскопии с линейным увеличением  $2^{\times}$  и линейным полем предмета 3,1 мм.

Компактность создаваемого устройства позволяет применять его на произвольном участке кожного покрова, что существенно расширяет диагностические возможности методов с использованием ВКС и открывает новые перспективы для проведения медицинских научных исследований.

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Ash C., Dubec M., Donne K., et al. Effect of wavelength and beamwidth on penetration in light-tissue interaction using computational methods // Lasers Med. Sci. 2017. V. 32. P. 1909–1918. <https://doi.org/10.1007/s10103-017-2317-4>
2. Argenziano G., Soyer H.P. Dermoscopy of pigmented skin lesions — a valuable tool for early diagnosis of melanoma // The Lancet Oncology. 2001. V. 2. № 7. P. 443–449. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(00\)00422-8](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(00)00422-8)
3. Soyer H.P. et al. Dermoscopy of pigmented skin lesions. An atlas based on the Consensus Net Meeting on Dermoscopy. 2000. Milan: Edra Medical Publishing and New Media, 2001. 43 p.
4. Жучков М.В., Булиньска А.К., Киттлер Г. Применение алгоритма «Хаос и Признаки» в оценке дерматоскопических изображений пигментных новообразований кожи // Дерматология (приложение к журналу Consilium Medicum). 2017. Т. 2. С. 5–13. Zhuchkov M.V., Bulinska A.K., Kittler H. Application of the algorithm «Chaos and Clues» in assessing dermatoscopy images of pigmented skin lesions [in Russian] // Dermatology (Suppl. Consilium Medicum). 2017. V. 2. P. 5–13.
5. Lacarrubba F., Verz A.E., Micali G. Dermatoscopy and video dermatoscopy in the diagnosis and therapeutic monitoring of plaque psoriasis: A review // Austin J. Dermatolog. 2014. V. 1. № 6. P. 1030. <https://doi.org/10.1684/ejd.2018.3396>
6. Cutolo M. Atlas of capillaroscopy in rheumatic diseases. Milano: Elsevier, 2000. 196 p.
7. Bottino D.A., Bouskela E. Non-invasive techniques to access *in vivo* the skin microcirculation in patients // Frontiers in Medicine. 2023. V. 9. P. 99–107. <https://doi.org/10.3389/fmed.2022.1099107>
8. Gurfinkel Yu.I., Sasonko M.L., Priezzhev A.V. Digital capillaroscopy as important tool for early diagnostics of arterial hypertension // Proc. SPIE: Saratov Fall Meeting 2014: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XVI; Laser Physics and Photonics XVI; and Computational Biophysics. 2015. V. 944804. P. 1–6. <https://doi.org/10.1117/12.2180259>
9. Margaryants N., Sidorov I., Volkov M., et al. Visualization of skin capillaries with moving red blood cells in arbitrary area of the body // Biomed. Opt. Exp. 2019. V. 10. P. 4896–4906. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.004896>
10. Guryleva A.V., Machikhin A.S., Khokhlov D.D., et al. Feasibility of videocapillaroscopy for characterization of microvascular patterns in skin lesions // Proc. SPIE: Tissue Optics and Photonics II. 2022. V. 12147. P. 1214702. <https://doi.org/10.1117/12.2621479>
11. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiol. Meas. 2007. V. 28. P. R1–R39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
12. Volkov M.V., Margaryants N.B., Potemkin A.V., et al. Video capillaroscopy clarifies mechanism of the photoplethysmographic waveform appearance // Sci. Rep. 2017. V. 7. № 1. P. 13298. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-13552-4>
13. Stavtsev D.D., Volkov M., Margaryants N.B., et al. Investigation of blood microcirculation parameters in patients with rheumatic diseases by videocapillaroscopy and laser Doppler flowmetry during cold

- pressor test // Proc. SPIE: Saratov Fall Meeting 2018: Optical and Nano-Technologies for Biology and Medicine. 2019. V. 11065. P. 110650T. <https://doi.org/10.1117/12.2523190>
14. Электронный ресурс URL: <https://www.kktechnology.com/hvcs.html> (CapiScope HVCS Handheld Video Capillaroscopy System).  
Electronic resource URL: <https://www.kktechnology.com/hvcs.html> (CapiScope HVCS Handheld Video Capillaroscopy System).
15. Электронный ресурс URL: <https://dino-lite.eu/en/products/medical/capillaryscope> (Dino-Lite Capillaryscope).  
Electronic resource URL: <https://dino-lite.eu/en/products/medical/capillaryscope> (Dino-Lite Capillaryscope).
16. Волков М.В. Маргарянц Н.Б., Потемкин А.В. и др. Метод визуализации кровеносных сосудов в коже человека на основе видеорегистрации кровотока с использованием лапароскопа // Радиотехника и электроника. 2020. Т. 65. № 7. С. 674–683. <https://doi.org/10.31857/S0033849420070141>  
Volkov M.V., Margaryants N.B., Potemkin A.V., et al. Blood vessel visualization method in human skin based on video recording of blood flow using a laparoscope // J. Commun. Technol. and Electronics. 2020. V. 65. № 7. P. 806–814. <https://doi.org/10.1134/S1064226920070141>
17. Machikhin A.S., Volkov M.V., Khokhlov D.D., et al. Exoscope-based videocapillaroscopy system for in vivo skin microcirculation imaging of various body areas // Biomed. Opt. Exp. 2021. V. 12. № 8. P. 4627–4636. <https://doi.org/10.1364/BOE.420786>
18. Durr N.J., McKay G.N. A compact capillaroscope for non-invasive blood analysis // WO Patent 133296 A1. 2022. Publ. Jun. 23, 2022.
19. Заказнов Н.П., Киришин С.И., Кузичев В.И. Теория оптических систем: учеб. пособ., 4-е изд. СПб.: Лань, 2022. 448 с.  
Zakaznov N.P., Kiryushin S.I., Kuzichev V.I. Theory of optical systems: Study guide [in Russian]. St. Petersburg: Lanbook Publ., 2022. 448 p.
20. Запрягаева Л.А., Свешникова И.С. Расчет и проектирование оптических систем: учеб. пособ. М.: Логос, 2000. 584 с.  
Zapryagaeva L.A., Sveshnikova I.S. Design and composition of optical systems: Study guide [in Russian]. Moscow: Logos Publ., 2000. 584 p.
21. Крюков А.В., Поспехов В.Г., Ровенская Т.С. и др. Компьютерный синтез оптических систем: учеб. пособ. в 2 ч. Ч. 1. М.: изд. МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2010. 40 с.  
Krioukov A.V., Pospekhov V.G., Rovenskaya T.S., Sushkov A.L. Optical system computer synthesis: Study guide, part 1 [in Russian]. Moscow: BMSTU Press, 2010. 40 p.

## АВТОРЫ

**Владислав Игоревич Батшев** — кандидат технических наук, старший научный сотрудник, Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН, Москва, 117342, Россия; Scopus ID: 26325278700; <https://orcid.org/0000-0002-7066-0106>; batshev.vi@ntcup.ru

**Валерия Игоревна Букова** — стажер-исследователь, Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН, Москва, 117342, Россия; студент, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва, 105005, Россия; Scopus ID: 57768497500; <https://orcid.org/0000-0001-9564-4308>; bukova.vi@ntcup.ru

**Александр Владимирович Крюков** — кандидат технических наук, научный сотрудник, Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН, Москва, 117342, Россия; доцент, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва, 105005, Россия; Scopus ID: 57213686784; <https://orcid.org/0009-0007-1807-2386>; kryukov\_av@bmstu.ru

**Михаил Олегович Марченко** — аспирант, Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН, Москва, 117342, Россия; <https://orcid.org/0009-0008-1991-1767>; st.m.mike@mail.ru

**Александр Сергеевич Мачихин** — доктор технических наук, ведущий научный сотрудник, Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН, Москва, 117342, Россия; Scopus ID: 23012533400; <https://orcid.org/0000-0002-2864-3214>; machikhin@ntcup.ru

Статья поступила в редакцию 21.06.2023  
Одобрена после рецензирования 29.08.2023  
Принята к печати 26.09.2023

## AUTHORS

**Vladislav I. Batshev** — PhD (Engineering), Senior Researcher, Scientific and Technological Center of Unique Instrumentation of the RAS, Moscow, 117342, Russia; Scopus ID: 26325278700; <https://orcid.org/0000-0002-7066-0106>; batshev.vi@ntcup.ru

**Valeria I. Bukova** — Trainee Researcher, Scientific and Technological Center of Unique Instrumentation of the RAS, Moscow, 117342, Russia; Student, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, 105005, Russia; Scopus ID: 57768497500; <https://orcid.org/0000-0001-9564-4308>; bukova.vi@ntcup.ru

**Alexander V. Kryukov** — PhD (Engineering), Researcher, Scientific and Technological Center of Unique Instrumentation of the RAS, Moscow, 117342, Russia; Associate Professor, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, 105005, Russia; Scopus ID: 57213686784; <https://orcid.org/0009-0007-1807-2386>; kryukov\_av@bmstu.ru

**Mikhail O. Marchenko** — PhD student, Scientific and Technological Center of Unique Instrumentation of the RAS, Moscow, 117342, Russia; <https://orcid.org/0009-0008-1991-1767>; st.m.mike@mail.ru

**Alexander S. Machikhin** — Dr. Sci. (Engineering), Leading Researcher, Scientific and Technological Center of Unique Instrumentation of the RAS, Moscow, 117342, Russia; Scopus ID: 23012533400; <https://orcid.org/0000-0002-2864-3214>; machikhin@ntcup.ru

The article was submitted to the editorial office 21.06.2023  
Approved after review 29.08.2023  
Accepted for publication 26.09.2023