

Обзор технологий визуализации глазного дна

К.Д. Аксенов^{1,2}, Л.Е. Аксенова^{1,2}✉, М.А. Нефедов^{1,2}, А.В. Присяжнюк^{1,2}, В.В. Мясникова^{1,2,3},
В.А. Чудневцов^{1,2}, В.В. Денисова^{1,2}, В.Г. Шеманин²

¹ ООО «Пространство интеллектуальных решений», наб. им. Адмирала Серебрякова, д. 49, Новороссийск, Краснодарский край, 353905, Россия

² Новороссийский политехнический институт (филиал) ФГБОУ ВПО «КубГТУ», ул. Карла Маркса, д. 20, Новороссийск, Краснодарский край, 353900, Россия

³ ФГБОУ ВО «МГТУ», Медицинский институт, ул. Первомайская, д. 191, Майкоп, Республика Адыгея, 385000, Россия

Визуализация глазного дна играет решающую роль в диагностике и мониторинге заболеваний сетчатки, зрительного нерва и хориоидеи. Технологии визуализации глазного дна за последние десятилетия прошли путь от простых офтальмоскопов до высокоточных томографов и многоспектральных систем. В обзоре рассмотрены принципы, преимущества и ограничения основных технологий визуализации глазного дна. Современные разработки направлены на повышение их портативности, автоматизацию и доступность для широкого применения.

Ключевые слова: глазное дно; визуализация; фундус-камера; портативность

Конфликт интересов: отсутствует.

Прозрачность финансовой деятельности: исследование выполнено при финансовой поддержке Кубанского научного фонда, ООО «ПИР» в рамках проекта № НТИП-24.1/1 «Портативный оптический прибор для визуализации глазного дна со встроенными технологиями искусственного интеллекта».

Для цитирования: Аксенов К.Д., Аксенова Л.Е., Нефедов М.А., Присяжнюк А.В., Мясникова В.В., Чудневцов В.А., Денисова В.В., Шеманин В.Г. Обзор технологий визуализации глазного дна. Российский офтальмологический журнал. 2025; 18 (3 Приложение): 12-5. <https://doi.org/10.21516/2072-0076-2025-18-3-supplement-12-15>

Overview of fundus imaging technologies

Kirill D. Aksenov^{1,2}, Lyubov E. Aksenova^{1,2}✉, Mikhail A. Nefedov^{1,2}, Anton V. Prisyazhnyuk^{1,2}, Viktoria V. Myasnikova^{1,2,3},
Vladislav A. Chudnevtssov^{1,2}, Vladislava V. Denisova^{1,2}, Valeriy G. Shemanin²

¹ PREDICT SPACE LLC, Admiral Serebryakov Emb., 49, Novorossiysk, Krasnodar Region, 353905, Russia

² Novorossiysk Polytechnic Institute (branch) of the Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Professional Education "KubSTU", 20, Karl Marx St., Novorossiysk, Krasnodar Region, 353900, Russia

³ Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "MSTU", Medical Institute, Pervomayskaya St., 191, Maykop city, Republic of Adygea, 385000, Russia
axenovalubov@gmail.com

Fundus imaging plays a crucial role in the diagnostics and monitoring of the diseases of the retina, optic nerve, and choroid. Over the past decades, fundus imaging technologies have evolved from simple ophthalmoscopes to high-precision tomographs and multispectral systems. This review discusses the main technologies of fundus imaging, their principles, advantages, and limitations. Modern developments are focused on increasing portability, automation, and accessibility for widespread use.

Keywords: fundus; imaging; fundus camera; portability

Conflict of interest: none.

Financial transparency: the research is carried out with the financial support of the Kuban Science Foundation, LLC PREDICT SPACE in the framework of the project Num. NTIP-24.1/1 "A portable optical device for visualizing the fundus with integrated artificial intelligence technologies".

For citation: Aksenov K.D., Aksenova L.E., Nefedov M.A., Prisyazhnyuk A.V., Myasnikova V.V., Chudnevtssov V.A., Denisova V.V., Shemanin V.G. Overview of fundus imaging technologies. Russian ophthalmological journal. 2025; 18 (3 Supplement): 12-5 (In Russ.). <https://doi.org/10.21516/2072-0076-2025-18-3-supplement-12-15>

Во всем мире 553 млн человек имеют нарушения зрения различной степени, при этом у 43,3 млн зрение отсутствует полностью. Девять из десяти людей со слепотой живут в странах с низким и средним уровнем дохода, при этом 80 % случаев полной потери зрения можно избежать при ранней диагностике и лечении [1]. Визуализация глазного дна играет решающую роль в обнаружении и мониторинге заболеваний сетчатки, зрительного нерва и хориоидеи [2]. Визуализация глазного дна стала доступна благодаря изобретению офтальмоскопа Германом фон Гельмгольцем в 1850 г. В последующие десятилетия были разработаны разнообразные технологии визуализации глазного дна, которые стали неотъемлемой частью клинической практики. Ниже рассмотрены основные технологии визуализации глазного дна, их принципы, преимущества и ограничения.

Классические методы визуализации глазного дна. Прямая офтальмоскопия — базовый метод осмотра сетчатки, при котором врач с помощью офтальмоскопа освещает глазное дно и наблюдает отраженное изображение через зрачок. Прямая офтальмоскопия позволяет получить увеличенное изображение центральной зоны глазного дна с высоким уровнем детализации, однако поле обзора ограничено ($\sim 5\text{--}10^\circ$) и сильно зависит от ширины зрачка. Метод не требует дополнительной линзы и дает прямое (неинвертированное) изображение, но для качественного осмотра обычно необходимо медикаментозное расширение зрачка. Непрямая офтальмоскопия проводится с использованием конденсирующей линзы (обычно $+20\text{ D}$) и бинокулярного офтальмоскопа. При этом врач получает перевернутое изображение глазного дна, но с более широким полем обзора (до $25\text{--}40^\circ$), что позволяет оценивать периферию сетчатки. Бинокулярная непрямая офтальмоскопия является важным методом диагностики заболеваний заднего сегмента глаза и обеспечивает широкий стереоскопический обзор сетчатки даже при наличии помутнений в оптических средах [3].

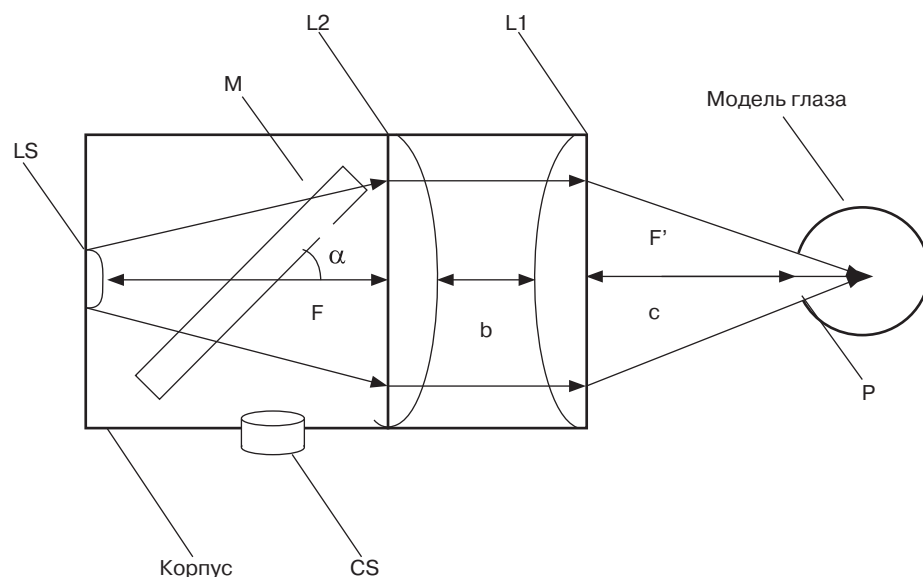


Рисунок. Схема портативной фундус-камеры. Оптическая система визуализации включает две оптические линзы (L1 и L2); светоделительное стекло (M); одну камеру (CS); источник света (LS); модель глаза со зрачком (P). F — фокусное расстояние, α — угол поворота зеркала относительно оптической оси системы, b — расстояние между линзами, c — расстояние от линзы L1 до зрачка испытуемого

Figure. Diagram of a portable fundus camera. The optical imaging system includes two optical lenses (L1 and L2); a beam-splitter (M); a single camera (CS); a light source (LS); an eye model with a pupil (P). F — focal length, α — angle of mirror rotation relative to the optical axis of the system, b — distance between the lenses, c — distance from lens L1 to the subject's pupil

В настоящее время в практику входят цифровые офтальмоскопы, позволяющие фотографировать изображение, полученное при офтальмоскопии, в том числе с помощью смартфонов [4]. Тем не менее классическая офтальмоскопия по-прежнему остается важным скрининговым методом, особенно в условиях отсутствия доступа к специализированной аппаратуре.

Фундус-камера. Для документирования состояния сетчатки и последующего сравнения во времени был разработан метод фотографирования глазного дна с помощью фундус-камеры. Первая пленочная фотография сетчатки была получена в конце XIX в., а к середине XX в. появились коммерческие фундус-камеры. Традиционная фундус-камера представляет собой сложную оптическую систему с внешним источником света, которая одновременно освещает сетчатку и фиксирует ее изображение на пленке или матрице (рисунок). Такие камеры, как правило, охватывают поле зрения в $30\text{--}45^\circ$, захватывая диск зрительного нерва и макулу на одном снимке. Для получения качественных изображений обычно требуется медикаментозное расширение зрачка и использование высокоэнергичного источника света (ксеноновая вспышка или светодиодная подсветка) [5].

Современные цифровые фундус-камеры оснащены CCD (charge-coupled device) или CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor) матрицами высокого разрешения, что позволяет получать детальные цветные изображения глазного дна. Основные преимущества метода — наглядность, высокая разрешающая способность в пределах видимой области и возможность хранения изображения. Недостатки включают ограниченное поле обзора при одном снимке и трудности визуализации периферии, а также влияние оптических помутнений (катаракта) и рефракционных аномалий (миопии, гиперметропии) на качество фотографии. В целом фотография глазного дна стала золотым стандартом документирования состояния сетчатки в клинической практике, а ее сочетание с другими методами, например с оптической когерентной томографией (ОКТ), дает наиболее полную диагностическую картину.

Флуоресцентная ангиография.

Для оценки состояния сосудистой системы сетчатки и хориоидеи применяется флуоресцентная ангиография глазного дна. Классическая флуоресцентная ангиография (ФАГ) проводится с внутривенным введением флуоресцеина, который заполняет сосуды сетчатки и хориоидеи. Серии изображений глазного дна регистрируются с помощью специализированной фундус-камеры или сканирующего лазерного офтальмоскопа: сине-зеленый свет используется для возбуждения флуоресценции красителя, а желто-зеленый — для регистрации излучения флуоресцеина. Последовательные снимки позволяют проследить время прохождения контраста через сосуды (артериальная, артериовенозная, венозная фаза) и выявить утечки красителя, свидетельствующие о нарушении гематоретинального барьера (например, при диабетической ретинопатии или возрастной дегенерации макулы). ФАГ дает информацию о динамике

кровотока и целостности сосудов, недоступную при обычной цветной фотографии. Тем не менее традиционная ручная интерпретация изображений FFA отнимает много времени и опирается на опыт клиницистов, что часто приводит к субъективной изменчивости, диагностическим задержкам и непоследовательной точности [6].

Сканирующая лазерная офтальмоскопия. Принцип сканирующего лазерного офтальмоскопа (SLO, scanning laser ophthalmoscope) был предложен в 1980-х гг. В этой системе используется узкий луч лазера, который послойно сканирует сетчатку, и конфокальный детектор, регистрирующий отраженный сигнал только из плоскости фокусировки [7]. Конфокальная схема позволяет значительно повысить контраст изображения за счет отсека засветки от внефокусных слоев сетчатки и отражений роговицы. SLO обычно проводится в монохроматическом режиме, при котором изображение глазного дна получается черно-белым и высококонтрастным. Однако в зависимости от длины волны используемого лазера становится возможным получение изображений структур глазного дна различных типов, в том числе цветных изображений. Например, лазер с длиной волны ~488 нм позволяет регистрировать аутофлуоресценцию липофусцина в пигментном эпителии сетчатки. При этом инфракрасный диапазон (~820 нм) может быть использован для четкого изображения сосудов и структуры сетчатки при помутнениях оптических сред. Стандартное поле обзора конфокального лазерного офтальмоскопа составляет около 30°, однако за счет склеивания снимков можно получать картину всего глазного дна [8].

Ультранизкопольная визуализация. Одним из важных достижений стало расширение поля обзора при визуализации глазного дна. Традиционные камеры дают ~30–50° охвата, тогда как многие патологические изменения (например, дистрофии и разрывы сетчатки, ишемия при диабете) часто находятся на периферии глазного дна [9]. Ультранизкопольные системы позволяют получать снимки с полем зрения до 100–200° за одно изображение [10]. Такой охват достигается за счет использования сверхширокоугольной оптики и сканирующих лазеров двух длин волн (зеленый и красный лазер для визуализации внутренних слоев сетчатки и хориоидеи соответственно). Получаемые изображения имеют высокую контрастность и позволяют выявлять периферические поражения сетчатки (например, при ретинопатии недоношенных или диабетической ретинопатии) более эффективно, чем стандартная семипольная фотосъемка [10]. Ультранизкопольная визуализация улучшает диагностику периферических патологий и может повысить точность оценки тяжести заболеваний сетчатки [11]. Ограничением подобных систем являются геометрические искажения по краям изображения и высокая стоимость оборудования. Несмотря на это, широкопольная съемка быстро входит в стандарты обследования при заболеваниях, затрагивающих периферию (пигментная дегенерация сетчатки, васкулиты, диабетическая ретинопатия и др.).

Оптическая когерентная томография. ОКТ произвела революцию в визуализации сетчатки с момента своего появления в начале 1990-х гг. Метод основан на принципе низкокогерентной интерферометрии: направляя пучок инфракрасного света в глаз и анализируя отраженный сигнал с помощью интерферометра, можно измерять расстояние до различных слоев сетчатки с высоким разрешением (3–10 мкм). Впервые ОКТ сетчатки была продемонстрирована D. Huang и соавт. в 1991 г. (MIT, США) [12]. Временная доменная система ОКТ (TD-ОКТ, Time-Domain Optical Coherence Tomography) была первой системой ОКТ, представленной

в мире клинической офтальмологии, и имела относительно медленную скорость сканирования — 400 осевых сканирований (А-сканирование) в секунду. На развитие данной технологии оказали влияние факторы сокращения затрат на производство и уменьшения размера прибора. Так, несколькими исследовательскими группами были разработаны портативные системы ОКТ [13, 14]. Интеграция нескольких сложных оптических устройств в качестве миниатюрных компонентов на одном микрочипе улучшает механическую стабильность прибора и обеспечивает возможность литографического крупносерийного производства, что снижает затраты на производство и улучшает повторяемость конструкции.

В последнее десятилетие появилась неинвазивная альтернатива метода флуоресцентной ангиографии на основе ОКТ — ОКТ-ангиография (ОКТА). ОКТА позволяет провести серийный анализ изображений и получить изображение кровеносной капиллярной сети сетчатки без введения красителя.

Адаптивная оптика и новейшие разработки. Современные исследовательские проекты направлены на повышение разрешения и миниатюризацию систем визуализации. Адаптивная оптика (АО) — технология, пришедшая из астрономии, которая используется для коррекции оптических аберраций глаза в режиме реального времени. В сочетании с SLO или фундус-камерами АО позволяет получить изображения сетчатки с ультравысоким разрешением, вплоть до визуализации отдельных фоторецепторов и капилляров [15]. Первые системы с АО для глаза появились в конце 1990-х — начале 2000-х гг., продемонстрировав возможность напрямую наблюдать мозаику колбочек в макуле живого человека. В последние годы созданы переносные прототипы АО-SLO. Так, в 2018 г. сообщалось о ручном адаптивно-оптическом офтальмоскопе, способном регистрировать фоторецепторы на эксцентриситетах до 1,4° от ямки (средний шаг ~4,5 мкм), в то время как без АО предельной считалась зона ~3,9° [16]. Хотя АО пока не вошла в широкую клиническую практику из-за сложности и дороговизны, развитие микрозеркал и алгоритмов управления обеспечивает постепенное снижение габаритов и стоимости таких систем. Другим направлением исследований является использование новых оптических элементов — например, плоских дифракционных линз и металллинз [17].

Отдельно следует отметить появление портативных цифровых устройств для офтальмокопии, основанных на использовании смартфонов. Простейший вариант — это крепление смартфона перед офтальмоскопической линзой. Более продвинутые решения включают специальные насадки на смартфон с осветителем и оптикой, превращающие его в упрощенную фундус-камеру. Показано, что такие устройства, оснащенные алгоритмами глубокого обучения, позволяют достичь высоких значений чувствительности и специфичности при скрининге диабетической ретинопатии [18, 19]. Сочетание мобильности, дешевых компонентов и автономного анализа делает эти системы перспективными для масштабных скрининговых программ, особенно в регионах с ограниченным доступом к приему к офтальмологу.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Технологии визуализации глазного дна за последние десятилетия прошли путь от простых офтальмоскопов до высокоточных томографов и многоспектральных систем. Современные разработки направлены на повышение портативности, автоматизацию и доступность для широкого применения.

Литература/References

1. GBD 2019 Blindness and Vision Impairment Collaborators; Vision Loss Expert Group of the Global Burden of Disease Study. Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to VISION 2020: the Right to Sight. *The Lancet Global Health*. 2021; 9 (2): e144–e160. doi: 10.1016/S2214-109X(20)30489-7
2. Cen LP, Ji J, Lin JW, et al. Automatic detection of 39 fundus diseases and conditions in retinal photographs using deep neural networks. *Nat Commun*. 2021; 12, 4828. <https://doi.org/10.1038/s41467-021-25138-w>
3. Cordero I. Understanding and caring for an indirect ophthalmoscope. *Community Eye Health*. 2016; 29 (95): 57. PMID: 28289323.
4. Shanmugam MP, Mishra DK, Rajesh R, Madhukumar R. Unconventional techniques of fundus imaging: A review. *Indian J Ophthalmol*. 2015 Jul; 63 (7): 582–5. doi: 10.4103/0301-4738.167123
5. Panwar N, Huang P, Lee J, et al. Fundus photography in the 21st century — A Review of recent technological advances and their implications for worldwide healthcare. *Telemed J E Health*. 2016 Mar; 22 (3): 198–208. doi: 10.1089/tmj.2015.0068
6. Nunez do Rio JM, Sen P, Rasheed R, et al. Deep learning-based segmentation and quantification of retinal capillary non-perfusion on ultra-wide-field retinal fluorescein angiography. *J Clin Med*. 2020 Aug 6; 9 (8): 2537. doi: 10.3390/jcm9082537
7. Mainster MA, Desmettre T, Querques G, Turner PL, Ledesma-Gil G. Scanning laser ophthalmoscopy retroillumination: applications and illusions. *Int J Retina Vitreous*. 2022 Sep 30; 8 (1): 71. <https://doi.org/10.1186/s40942-022-00421-0>
8. Patel CK, Buckle M. Ultra-widefield imaging for pediatric retinal disease. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila)*. 2018 May-Jun; 7 (3): 208–14. doi: 10.22608/APO.2018100
9. Antropoli A, Arrigo A, La Franca L, et al. Peripheral and central capillary non-perfusion in diabetic retinopathy: An updated overview. *Front Med*. 2023; 10: 1125062. doi: 10.3389/fmed.2023.1125062
10. Ashrafkhorasani M, Habibi A, Nittala MG, et al. Peripheral retinal lesions in diabetic retinopathy on ultra-widefield imaging. *Saudi J Ophthalmol*. 2024 Jan 6; 38 (2): 123–31. doi: 10.4103/sjopt.sjopt_151_23
11. Brown K, Keane D, Turner L, Peto T. Impact of ultra-widefield imaging on understanding the pathophysiology of peripheral retinal degeneration. *Medical Research Archives*. 2024 aug.; 12 (8). <https://doi.org/10.18103/mra.v12i8.5507>
12. Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical Coherence Tomography. *Science*. 1991; 254: 1178–81. doi: 10.1126/science.1957169
13. Lu CD, Kraus MF, Potsaid BJ, et al. Handheld ultrahigh speed swept source optical coherence tomography instrument using a MEMS scanning mirror. *Biomed Opt Express*. 2013 Dec 20; 5 (1): 293–311. doi: 10.1364/BOE.5.000293
14. Jung W, Kim J, Jeon M, et al. Handheld optical coherence tomography scanner for primary care diagnostics. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2011 Mar; 58 (3): 741–4. doi: 10.1109/TBME.2010.2096816
15. Roorda A. Applications of adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Optometry and Vision Science*. 2010 April; 87 (4): 260–8. doi: 10.1097/OPX.0b013e3181d39479
16. DuBose T, Nankivil D, LaRocca F, et al. Handheld adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Optica*. 2018 Sep 20; 5 (9): 1027–36. doi: 10.1364/OPTICA.5.001027
17. Maman R, Muallem E, Mazurski N, Engelberg J, Levy U. Achromatic imaging systems with flat lenses enabled by deep learning. *ACS Photonics*. 2023; 10 (12): 4494–500. <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsp Photonics.3c01349>
18. Wroblewski JJ, Sanchez-Buenfil E, Inciarte M, et al. Diabetic retinopathy screening using smartphone-based fundus photography and deep-learning artificial intelligence in the Yucatan peninsula: A field study. *J Diabetes Sci Technol*. 2025 Mar; 19 (2): 370–6. doi:10.1177/19322968231194644
19. Penha FM, Priotto BM, Hennig F, et al. Single retinal image for diabetic retinopathy screening: performance of a handheld device with embedded artificial intelligence. *Int J Retin Vitreos*. 2023 Jul 10; 9 (1): 41. doi: 10.1186/s40942-023-00477-6

Вклад авторов в работу: Л.Е. Аксенова — концепция и дизайн исследования, практическая реализация, обработка данных, подготовка статьи; М.А. Нефедов — концепция исследования, подготовка статьи; К.Д. Аксенов — концепция, сбор и обработка данных, написание статьи; В.А. Чудневцов — подготовка статьи; В.В. Денисова — концепция, сбор и обработка данных, подготовка статьи; А.В. Присяжнюк — сбор и обработка данных, подготовка статьи; В.В. Мясникова, В.Г. Шеманин — подготовка статьи, рецензирование и редактирование.

Authors' contribution: L.E. Aksenova — study concept and design, practical implementation, data processing, article preparation; M.A. Nefedov — study concept, article preparation; K.D. Aksenov — concept, data collection and processing, writing of the article; V.A. Chudnevtssov — article preparation; V.V. Denisova — concept, data collection and processing, article preparation; A.V. Prisyazhnyuk — data collection and processing, article preparation; V.V. Myasnikova, V.G. Shemanin — article preparation, reviewing and editing.

Поступила: 03.07.2025. Переработана: 24.07.2025. Принята к печати: 24.08.2025
Originally received: 03.07.2025. Final revision: 24.07.2025. Accepted: 24.08.2025

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ/INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

¹ ООО «Пространство интеллектуальных решений», наб. им. Адмирала Серебрякова, д. 49, Новороссийск, Краснодарский край, 353905, Россия

² Новороссийский политехнический институт (филиал) ФГБОУ ВПО «КубГТУ», ул. Карла Маркса, д. 20, Новороссийск, Краснодарский край, 353900, Россия

³ ФГБОУ ВО «МГТУ», Медицинский институт, ул. Первомайская, д. 191, Майкоп, Республика Адыгея, 385000, Россия

Кирилл Дмитриевич Аксенов — генеральный директор¹, научный сотрудник², ORCID 0000-0001-5391-5229

Любовь Евгеньевна Аксенова — научный сотрудник^{1,2}, ORCID 0000-0003-0885-1355

Михаил Алексеевич Нефедов — техник-программист¹, лаборант², ORCID 0009-0006-3522-0603

Антон Владимирович Присяжнюк — лаборант-исследователь¹, инженер-программист², ORCID 0009-0008-8424-6353

Виктория Владимировна Мясникова — д-р мед. наук, научный сотрудник¹, доцент², заведующая кафедрой физиологии и общей патологии и профессор кафедры госпитальной хирургии³, ORCID 0000-0003-1748-7962

Владислав Алексеевич Чудневцов — лаборант-исследователь¹, лаборант²

Владислава Витальевна Денисова — программист¹, лаборант²

Валерий Геннадьевич Шеманин — д-р физ.-мат. наук, научный сотрудник², ORCID 0000-0003-0707-489X

Для контактов: Любовь Евгеньевна Аксенова,
axenovalubov@gmail.com

¹ PREDICT SPACE LLC, Admiral Serebryakov Emb., 49, Novorossiysk, Krasnodar Region, 353905, Russia

² Novorossiysk Polytechnic Institute (branch) of the Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Professional Education “KubSTU”, 20, Karl Marx St., Novorossiysk, Krasnodar Region, 353900, Russia

³ Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education “MSTU”, Medical Institute, Pervomayskaya St., 191, Maykop city, Republic of Adygea, 385000, Russia

Kirill D. Aksenov — CEO¹, researcher², ORCID 0000-0001-5391-5229

Lyubov E. Aksenova — researcher^{1,2}, ORCID 0000-0003-0885-1355

Mikhail A. Nefedov — software technician¹, laboratory assistant², ORCID 0009-0006-3522-0603

Anton V. Prisyazhnyuk — research assistant¹, software engineer², ORCID 0009-0008-8424-6353

Viktoria V. Myasnikova — Dr. of Med. Sci., researcher^{1,2}, head of chair of physiology and general pathology, professor of chair of hospital surgery³, ORCID 0000-0003-1748-7962

Vladislav A. Chudnevtssov — J Lab Research Assistant¹, Laboratory Assistant²

Vladislava V. Denisova — programmer¹, laboratory assistant²

Valeriy G. Shemanin — Dr. of Phys.-Mat. Sci., researcher², ORCID 0000-0003-0707-489X

For contacts: Lyubov E. Aksenova,
axenovalubov@gmail.com