

Использование инфракрасной подсветки для оценки зрачковой реакции на свет

© А.С. Веселов, А.Е. Гавлина, В.Э. Пожар

Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН,
117342 Москва, Россия

e-mail: distantmedicine@gmail.com

Поступила в редакцию 19.01.2024 г.

В окончательной редакции 29.01.2024 г.

Принята к публикации 05.03.2024 г.

Предложено для измерения реакции зрачка глаза на изменение освещенности использовать инфракрасную подсветку, что позволяет разделить функции воздействия на глаз и регистрации его реакции. Создана соответствующая установка, позволяющая измерять диаметр и интегральную площадь зрачка, а также скорость его сужения. Представлены результаты тестирования установки, свидетельствующие о ее технических возможностях.

Ключевые слова: оптические измерения, зрение человека, зрачковая реакция глаза.

DOI: 10.61011/OS.2024.04.58218.39-24

Введение

Зрение человека адаптировано к участку оптического диапазона $0.4\text{--}0.8\ \mu\text{m}$, который и известен как видимый. Реакция зрительного аппарата на свет характеризует состояние нервной системы человека. В частности, важным механизмом является зрачковая реакция, которая заключается в адаптации глаза к величине приходящего светового потока за счет изменения размера входного зрачка. Проверка механизма достаточно быстрой реакции является важным диагностическим тестом и характеризуется такими параметрами, как время реакции зрачка, пределы сужения/расширения, форма зрачков и их симметрия, скорость зрачковой реакции для каждого глаза: OD (oculus dexter, лат.) и OS (oculus sinister, лат.) для выявления возможной анизокории и определения стадии заболевания.

Этот тест широко используется в офтальмологии, а причина нестандартной реакции может лежать как в области самой офтальмологии (например, строения конкретного глаза), так и в области неврологии или психиатрии [1–4]. Также он является необходимой частью предоперационного обследования при рефракционной хирургии. Все это свидетельствует о важности теста как с медицинской точки зрения, так и для задач анализа профпригодности.

В настоящее время возникла проблема с техническим обеспечением офтальмологических приборов. Во-первых, есть сложности с поддержанием в технической исправности оборудования зарубежных производителей и с регулярным обновлением парка приборов путем замены устаревших или исчерпавших свой ресурс. А потому в настоящее время актуальна разработка простых и эффективных технических средств, решающих эту задачу.

Во-вторых, в имеющихся приборах, таких как офтальмоскоп или рефрактометр, отсутствует функция количественной оценки реакции на сильные и резкие перепады яркости света, что особенно необходимо при проверке на профпригодность лиц, допускаемых к управлению транспортными средствами и работе в условиях сильно меняющегося освещения [5]. В настоящее время отсутствует класс доступных инструментов, предназначенных для диагностики состояния органа зрения, которые бы определяли зрачковую реакцию на интенсивные засветки. Кроме того, практически не изучена скорость изменения зрачков в условиях перемены освещенности на несколько порядков [6]. В связи с этим возникает необходимость создания специальной аппаратуры, решающей эти проблемы.

Принцип измерений

Одной из проблем разрабатываемых установок для измерения зрачковой реакции заключается в том, что средства видеорегистрации этой реакции требуют для своей работы освещения объекта видимым светом, что даже при минимальных уровнях освещения влияет на состояние зрачка и соответственно способно исказить измеряемые характеристики. Идея альтернативного измерительного метода заключается в разделении функций активного воздействия на зрачок зрачка и регистрации его реакции. В этом случае система освещения зрачков, допускающая резкие изменения яркости, работает в диапазоне чувствительности глаза, а именно в пределах $0.4\text{--}0.75\ \mu\text{m}$, а система регистрации — в ближнем инфракрасном (ИК) диапазоне. Тем самым система регистрации зрачковой реакции не влияет на состояние объекта и результаты тестирования.

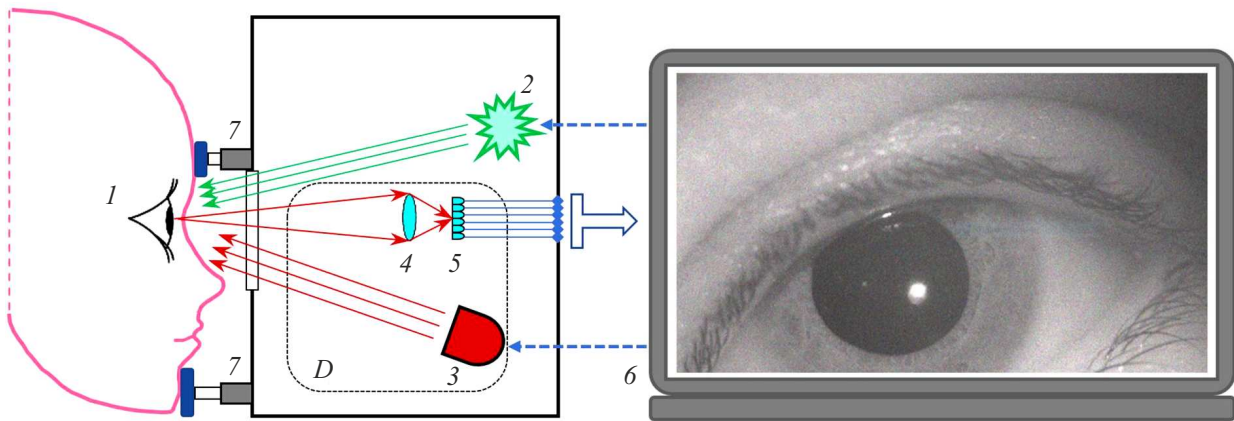


Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки: 1 — исследуемый глаз, 2 — осветитель белого света, 3 — ИК-осветитель, 4 — объектив, 5 — видеокамера, 6 — компьютер с монитором, 7 — регулируемый упор. *D* — подсистема детектирования.

В ходе тестирования специализированный источник создает световое воздействие (видеостимул) требуемого вида (переключение, импульс, периодическое мигание), а реакция глаза фиксируется системой регистрации, содержащей источник ИК подсветки и ИК камеру. Результаты в виде серии изображений глаза анализируются компьютером и становятся доступны для анализа на мониторе, а также могут сохраняться в цифровом виде в электронной системе хранения информации и предоставляться в виде распечатки. При необходимости тест может быть проведен повторно, в том числе с изменением характеристик воздействия: решение о продолжении или прекращении исследований принимает врач-исследователь или лаборант в соответствии с полученными результатами и со стандартами тестирования. Весь цикл измерений может быть автоматизирован, если источник светового воздействия имеет внешнее управление.

Схема установки

Для исследования зрачковой реакции была разработана компактная настольная установка (рис. 1), которая содержит два источника света, один мощностью 1 W, генерирующий белый свет, и другой, излучающий на длине волны 850 nm, приемный объектив 4 с фокусным расстоянием 25 mm и видеокамеру 5 видимого и ближнего ИК диапазона (The Imaging Source DFK 33UX290), а изображение выводится на экран компьютера 6. Исследуемый глаз всегда располагается в фокусе за счет регулируемого перемещения регистрирующей системы относительно фиксирующих лицо пациента элементов 7, т. е. всегда на одинаковом расстоянии.

После адаптации исследуемого глаза 1 к темноте осуществляется воздействие на него световым стимулом с широким спектром. Благодаря использованию ИК подсветки видеокамера непрерывно регистрирует кадры как в темноте, так и при воздей-

ствии на глаз белого света. Программа обработки данных оценивает скоростные характеристики зрачковой реакции, а также начальный и конечный диаметры зрачка.

Калибровка системы происходит следующим образом. В ходе нее пространственный размер образцового средства (миры, линейки), располагаемой на месте глаза, переносится на экран, что позволяет определить коэффициент пересчета в мм на пиксель. При этом калибровочное средство также располагается в фокусе объектива.

Тестирование установки (рис. 2) проводилось авторами в условиях засветки длительностью 1 s и яркостью в 300 cd/m^2 . При начальном диаметре зрачка $d_{\text{start}} = 5.21 \text{ mm}$ и конечном размере $d_{\text{fin}} = 4.89 \text{ mm}$ скорость сужения составила $V_{\text{con}} = 2.98 \text{ mm/s}$, а скорость расширения существенно меньше — $V_{\text{exp}} = 0.62 \text{ mm/s}$. Полученные данные хорошо согласуются с известными из литературы [7]. Предельная достижимая погрешность, связанная с дискретизацией изображения для типового SXGA монитора, составляет 10^{-3} . Аберрации оптической системы способны вносить искажения, но эти систематические составляющие погрешности могут в значительной мере быть учтены при обработке изображений.

Обсуждение

Предложенный подход и разработанная установка открывает возможность решения целого ряда практически значимых задач. Поскольку определение зрачковой реакции на свет является важной процедурой, используемой для диагностики патологий в офтальмологии, неврологии, психиатрии, создание таких приборов, обладающих значительно расширенными функциональными возможностями и при этом принципиально простых по устройству, позволяет решить задачи

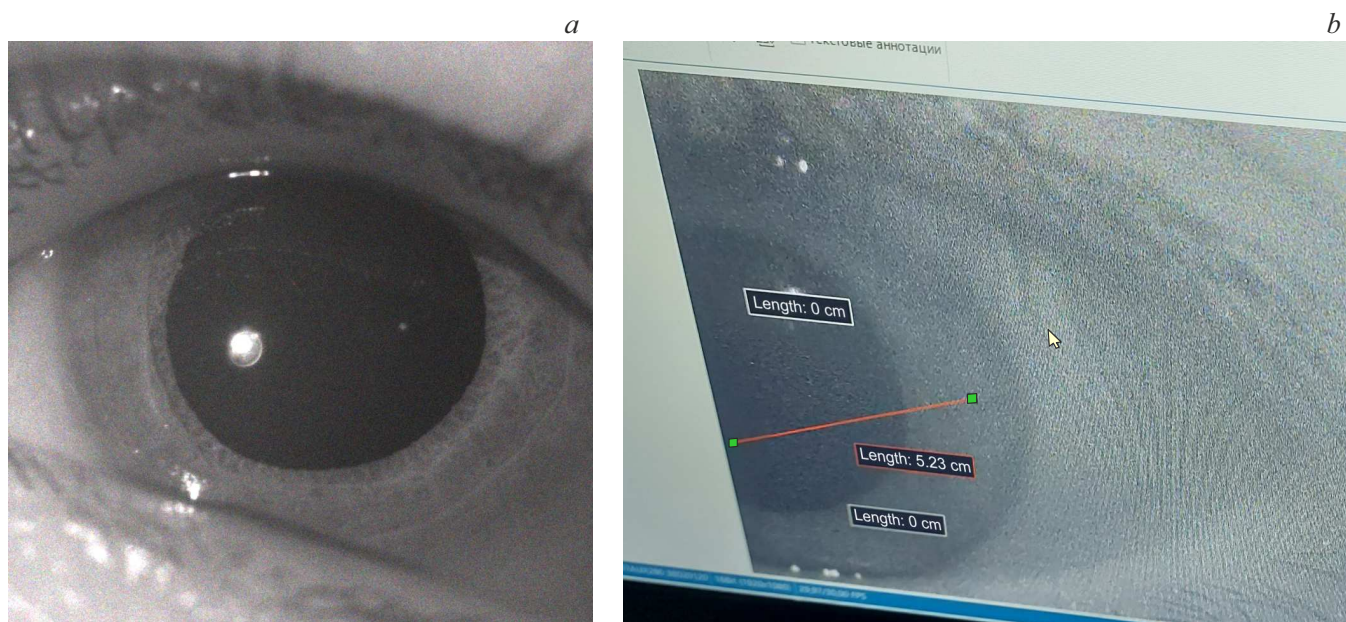


Рис. 2. Изображение тестируемого глаза: (а) полученное на ИК камере, (б) на мониторе в программе измерения его параметров, позволяющей измерять геометрические масштабы изображения.

оснащения такими аналитическими инструментами многочисленных лабораторий и клинично-диагностических центров. Также оценка зрачковой реакции может найти применение в наркологии, так как позволяет выявить факт вероятного воздействия на организм психотропных или наркотических веществ и служить основанием для проведения последующего биохимического исследования.

Следует также отметить, что представленные исследования проводились с использованием неспектрального, широкодиапазонного источника возбуждения, что не всегда позволяет оценить адаптивные характеристики зрачка во всех возможных аспектах. Один из важных факторов, который следует учесть при проведении исследований, это спектр осветителя установки. В связи с этим на следующем этапе планируется расширение спектральных возможностей системы путем установки осветителя с варьируемым спектром излучения, например, на основе акустооптического перестраиваемого фильтра. Такая модификация позволит измерять реакцию глаза на изменения внешней засветки в различных участках видимого диапазона спектра, что позволит более точно оценивать особенности организма и профессиональную пригодность.

Заключение

Описанный метод дает возможность исследовать реакцию глаза в широком диапазоне характеристик возбуждения (яркость, длительность, временной профиль) и при этом исключить потенциальное влияние условий измерения на измеряемый объект и получаемый результат.

Представленный метод имеет потенциал расширения своих возможностей в части изучения спектральных особенностей зрительной реакции глаз (с использованием светофильтров). Перспективно использование в канале подсветки акустооптических перестраиваемых фильтров, способных гибко и немеханически варьировать спектральный состав излучения.

Соблюдение этических норм

Настоящая статья не содержит каких-либо исследований с использованием животных в качестве объектов. Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическими стандартами институционального и/или национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики.

Благодарности

Работа выполнена в рамках Государственного задания НТЦ УП РАН (проект FFNS-2022-0010). В исследованиях использовалось оборудование Центра коллективного пользования Научно-технологического центра уникального приборостроения РАН.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] S. Cecil, P.M. Chen, S.E. Callaway, S.M. Rowland, D.E. Adler. J. Chen. *Critical Care Nurse*, **31** (2), 25 (2011). DOI: 10.4037/ccn2010226
- [2] M.D. Larson, M. Behrends. *Anesthesia and Analgesia*, **120** (6), 1242 (2015). DOI: 10.1213/ANE.0000000000000314
- [3] F. Martínez-Ricarte, A. Castro, M.A. Posa, J. Sahuquillo, L. Expósito, M. Arribas, J. Aparicio. *Neurología*, **28** (1), 41 (2013). DOI: 10.1016/j.nrl.2010.07.028
- [4] А.В. Ошоров, Е.В. Александрова, К.Р. Мурадян, О.Ю. Сосновская, Е.Ю. Соколова, И.А. Савин. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*, **85** (3), 117 (2021).
- [5] Г.В. Макаричев, Э.С. Путилин. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*, **7** (38), 110 (2007).
- [6] К.В. Каряев, Э.С. Путилин. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*, **7** (38), 105 (2007).
- [7] М.В. Цимбал, А.Л. Куцало, Н.В. Штейнберг, Д.С. Хомич. *Вестник ВолгГМУ*, **1** (73), 124 (2020). DOI 10.19163/1994-9480-2020-1(73)-124-128