

А.В. Непрокин, А.В. Горбунов, Е.Н. Туголуков, П.А. Палатов

РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ КОМПЛЕКСНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ГОЛОВОКРУЖЕНИЙ

Аннотация. Рассматриваются методы цифровой обработки изображений и представления данных в информационной системе комплексного исследования головокружений. В ряде случаев следует проводить комплексное медицинское обследование, которое должно включать анализ данных видеонистагмографии и электроэнцефалографии. Попытки совместить системы электроэнцефалографии и видеозапись движений глаз делались ранее. Однако на сегодняшний день нет полноценной информационной системы, которая бы предоставляла возможность регистрации, сопоставления и анализа результатов комплексного исследования. Показана возможность синхронного сбора и использования данных видеонистагмографии и электроэнцефалографии для диагностики головокружений, а также для решения исследовательских и образовательных задач. Предложенные в ходе выполнения исследования методы и технологии цифровой обработки изображений обеспечивают повышение точности определения координаты центра зрачка до 29 % в исследуемой системе.

Ключевые слова: видеонистагмография, электроэнцефалография, головокружение, эпилепсия, цифровая обработка изображений, поиск центра зрачка, информационная система.

A.V. Neprokin, A.V. Gorbunov, E.N. Tygolukov, P.A. Palatov

DEVELOPMENT OF THE INFORMATION SYSTEM FOR A COMBINED STUDY OF DIZZINESS

Abstract. The article considers methods of digital image processing and data representation in the system of complex study of dizziness. In certain cases, a complex medical examination should be performed, which should include evaluation of videonystagmography (VNG) and electroencephalography (EEG) data. Attempts to combine electroencephalography and video recording of eye movements have been made previously. However, at present, there is no integrated information system that would provide the ability to record, compare and analyze the results of a complex study. The possibility of synchronous collection and use of VNG and EEG data for the differential diagnosis of dizziness as well as for research and educational purposes has been studied. The methods and technologies of digital image processing proposed in the research provides an increase in the accuracy of determining the coordinate of the pupil center up to 29 % in the investigated system.

Keywords: videonystagmography, electroencephalography, dizziness, epilepsy, digital image processing, pupil center detection, information system.

Введение

Головокружение – распространенная медико-социальная проблема, способная привести к значительному ухудшению качества жизни больного [1]. При головокружениях, как правило, возникает нистагм (ритмичные движения глаз), анализ которых позволяет врачу определить состояние вестибулярной системы и уровень ее поражения для выбора тактики ведения пациента.

Золотым стандартом объективной диагностики движений глаз является видеонистагмография (далее – ВНГ) – метод, основанный на видеорегистрации движений глазного

Непрокин Алексей Владимирович

аспирант, Тамбовский государственный технический университет, город Тамбов. Сфера научных интересов: видеонистагмография, обработка изображений, биомедицинская техника, информационные технологии. Автор более 10 опубликованных научных работ.
Электронный адрес: alexhome16@mail.ru

Горбунов Алексей Викторович

доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры биомедицинской техники, Тамбовский государственный технический университет, город Тамбов. Сфера научных интересов: биомедицинская техника, информационные технологии, болезнь Паркинсона, эпилепсия, нейрофизиология, нейровизуализация, неврологическое обследование, электроэнцефалограмма. Автор более 180 опубликованных научных работ.
Электронный адрес: alexey.gorbunov@mail.ru

Туголуков Евгений Николаевич

доктор технических наук, профессор, профессор кафедры техники и технологий производства нанопродуктов, Тамбовский государственный технический университет, город Тамбов. Сфера научных интересов: математическое моделирование тепло-массообменных процессов. Автор более 200 опубликованных научных работ.
Электронный адрес: tugolukov.en@mail.ru

Палатов Павел Алексеевич

студент, Тамбовский государственный технический университет, город Тамбов. Сфера научных интересов: информационная система прогнозирования рисков сердечно-сосудистых заболеваний. Автор пяти опубликованных научных работ.
Электронный адрес: palatov.pavel01@gmail.com

яблока с последующим программным анализом полученных результатов [2]. Системы видеонистагмографии состоят из непрозрачных очков или пластиковой маски со встроенными миниатюрными видеокамерами с инфракрасной подсветкой.

ВНГ-диагностика часто сопровождается проведением позиционных проб – оценкой движений глаз в различных положениях головы. Тщательный анализ движений глаз позволяет избежать ошибок при дифференциальной диагностике головокружений.

Головокружение может служить симптомом множества состояний, включая проблемы с внутренним ухом или заболевания головного мозга (эпилепсию) [3–5]. Диагностирование эпилепсии подразумевает проведение ряда процедур, которые обычно включают электроэнцефалографические (далее – ЭЭГ) исследования.

При диагностике головокружений в ряде случаев следует проводить комплексное медицинское обследование, которое должно включать совместный анализ данных движений глаз и биоэлектрической активности головного мозга. Попытки совместить системы электроэнцефалографии и видеозапись движений глаз делались и ранее [6; 7]. Однако известные подходы не позволяют анализировать глазодвигательную активность в процессе диагностики головокружений при позиционных маневрах.

Целью настоящего исследования является разработка информационной системы для комплексного исследования головокружений, а также методов цифровой обработки изо-

бражений, применяемых в процессе регистрации движений глаз. Применение системы комплексного исследования головокружений обеспечивает повышение точности медицинской диагностики, воспроизводимости и сопоставимости результатов исследования головокружений.

Особенности программного анализа движений глаз

Основная задача программного обеспечения системы ВНГ – проведение распознавания зрачка и его центра с восстановлением траектории его движения. Существующие коммерческие системы ВНГ имеют проприетарное программное обеспечение, поэтому изучение методов и алгоритмов обработки изображений в подобных системах не представляется возможным.

Классические подходы при решении данного класса задач подразумевают предварительную пороговую бинаризацию изображения и дальнейшее применение преобразования Хафа, морфологических операций и/или нахождения контуров, формирующих зрачок [8; 9]. Однако известные методы на практике дают большое количество ошибок, вызванных искажением формы объекта, удалением частей фигур и неравномерностью подсветки [9–11].

Стоит отметить, что реализация алгоритма для обработки изображений глаз зависит от конкретных требований и ограничений системы ВНГ, таких как условия освещения, тип видеокамер и их расположение относительно глаз, вычислительной мощности системы и ограничений по времени выполнения.

Для решения задачи поиска центра зрачка был предложен оригинальный алгоритм обработки изображений ВНГ [9]. На начальном этапе проводится предварительная обработка изображения, которая заключается в переводе оригинального RGB-изображения в оттенки серого.

Для сегментации области зрачка на изображении проводится процедура пороговой бинаризации оттенков серого составляющих его пикселей. С целью определения порога бинаризации для изображения строится его гистограмма в соответствии со шкалой от 0 до 255 (см. Рисунок 1).

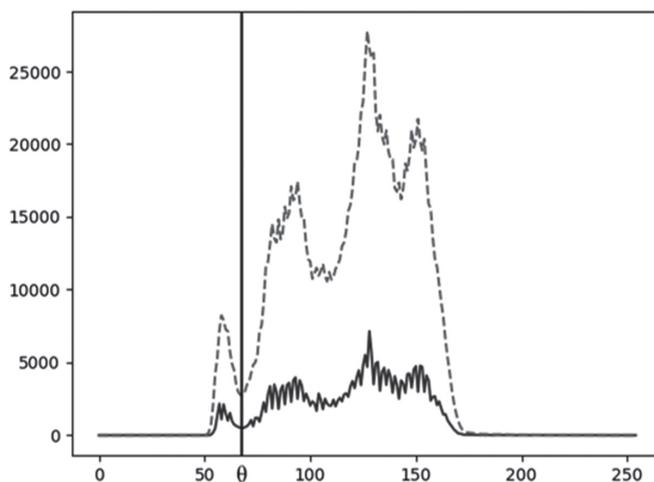


Рисунок 1. Оригинальная гистограмма изображения (сплошная линия), гистограмма после сглаживания (пунктирная). Линией отмечен найденный порог θ . По оси абсцисс – интенсивность пикселей (от 0 до 255), по оси ординат – количество пикселей

Для гистограммы проводится сглаживание методом скользящего среднего, который заключается в замене значений столбцов гистограммы на среднее по соответствующему плечу:

$$H = \sum_{i-k}^{i+k} H(i),$$

где $H(i)$ – яркость i -го пикселя исходного изображения; k – размер плеча (подбирается эмпирически); i – номер члена ряда, значение которого заменяется средним.

Эмпирически установлено, что результат сглаживания вполне устойчив в достаточно широком диапазоне значений плеча $k = 3 \dots 9$.

После сглаживания на гистограмме автоматически находится первый локальный минимум движением по массиву данных гистограммы от k в сторону возрастания индекса (см. Рисунок 1). Найденное значение используется в качестве порогового при проведении операции бинаризации на следующем шаге.

На практике установлено, что необязательно проводить поиск минимума для каждого кадра, достаточно провести расчет для нескольких начальных кадров из видеоряда (например, 10) и использовать среднее значение как пороговое при обработке последующих изображений для текущего сеанса видеозаписи.

На полученном бинарном изображении определяется наибольший кластер (см. Рисунок 2) из связанных черных пикселей по принципу четырехсвязности. Это необходимо для фильтрации шумов на изображении и получения более статистически устойчивых результатов при вычислении координаты центра зрачка (кластера).

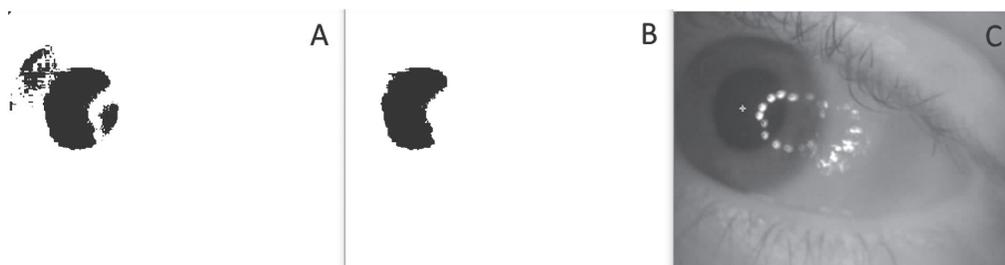


Рисунок 2. Определение наибольшего кластера: А – результат пороговой бинаризации по найденному минимуму; В – результат фильтрации (определения кластера зрачка); С – найденный центр зрачка

Возможны случаи, когда наибольшим по мощности (объему) выделяемым темным кластером оказывается не зрачок, а некоторая из сторонних областей, что может быть связано как с индивидуальными особенностями лица, так и с применением макияжа.

Поэтому предложенный способ фильтрации дополнен проверкой размаха кластера, позволяющей компенсировать подобного рода случаи. У сторонних областей этот размах существенно превышает диаметр зрачка, что и позволяет их фильтровать (см. Рисунок 3).

Анализ выделенного кластера с целью определения его центра проводится следующим образом.

1. Определяются минимальная и максимальная (по кластеру) строки.
2. Для каждой из строк этого диапазона определяются крайние пиксели, тем самым и вес каждой строки (ее длина).

Разработка информационной системы для комплексного исследования головокружений

3. Формируются суммы номеров строк кластера (S_1) с учетом их веса и центров строк кластера (S_2) с учетом их веса:

$$S_1 = \sum_{i=I_{min}}^{I_{max}} i(J_{maxi} - J_{mini} + 1);$$

$$S_2 = \sum_{i=I_{min}}^{I_{max}} (J_{maxi} - J_{mini} + 1) \frac{J_{maxi} + J_{mini}}{2},$$

где I_{min} и I_{max} – крайние строки кластера; i – номер строки; J_{max} и J_{min} – крайние пиксели в строке кластера.



Рисунок 3. Проверка размаха кластера: А – результат бинаризации; В – результат фильтрации с учетом размаха кластера; С – найденный центр зрачка

На итоговом шаге находятся средние этих сумм, которые и задают искомый центр зрачка:

$$C_x = \frac{S_2}{S_0};$$

$$C_y = \frac{S_1}{S_0};$$

$$S_0 = \sum_{i=I_{min}}^{I_{max}} (J_{maxi} - J_{mini} + 1).$$

Метод определения координаты центра зрачка на изображении реализуется в 10 этапов.

Важно отметить, что здесь S_0 – не мощность кластера соответствующего зрачку, а величина несколько большая. Такая методика позволяет отойти от часто встречающихся на зрачке белых бликов и иметь тем самым более корректный результат.

Разработанные методы и технологии цифровой обработки изображений показывают эффективность в работе с данными при наличии шумов, неравномерности инфракрасной подсветки камер, дефектов изображения, что особенно актуально при построении систем анализа движений глаз на основе доступных аппаратных средств. Время обработки одного кадра разрешением 640×480 пикселей составляет не более 10 миллисекунд, что позволяет применять алгоритм в информационных системах анализа движений глаз в реальном времени.

На Рисунке 4 представлена структура предложенного метода обработки изображений и результаты оценки точности определения центра зрачка для одного зашумленного видеоряда (761 изображение), а также для набора изображений различных глаз (различных пациентов, 97 изображений). Центр зрачка определялся верным при условии, что евклидово расстояние между размеченным пользователем центром и координатами, рассчитанными алгоритмом, было меньше или равно 5 пикселям ($d \leq 5$).

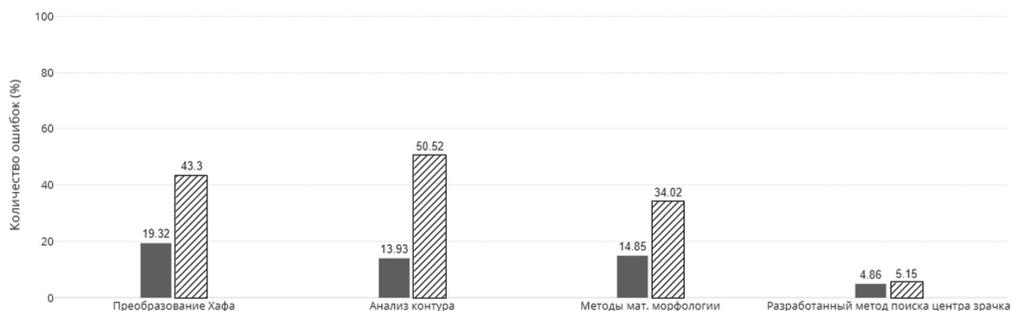


Рисунок 4. Результаты оценки точности определения центра зрачка для зашумленного видеоряда (сплошной цвет) и для набора изображений различных глаз (заштрихованные столбцы)

Комплексное исследование головокружений (см. Рисунок 5) включает в себя анализ биоэлектрической активности мозга (ЭЭГ) и данных о движениях глаз (ВНГ). Необходимо учитывать, что движения глаз могут вызывать артефакты на ЭЭГ, поэтому важно анализировать активность мозга синхронно с движениями глаз [6].

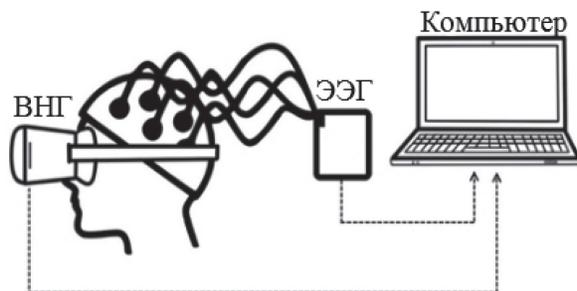


Рисунок 5. Схематическое представление исследуемой системы

ЭЭГ измеряет электрическую активность мозга, позволяя врачам выявлять любые необычные закономерности. В обычных системах ЭЭГ регистрирует сигналы от 21 электрода (международная система 10–20). Для упрощения процесса регистрации и анализа ЭЭГ в исследовании возможно размещение электродов по системе 9EEG. Таким образом, минимизация количества электродов делает позиционное вестибулярное тестирование более удобным [12].

В процессе исследования проводится синхронная регистрация движений глаз, данных электроэнцефалографа и меток событий. Исследование может сопровождаться проведением необходимых позиционных маневров.

Для решения задачи синхронной регистрации данных ЭЭГ и ВНГ было разработано программное обеспечение (VNG), позволяющее проводить видеозапись движений глаз с распознаванием координат центра зрачка и представлением найденных координат и меток событий в виде потока данных с помощью технологии Lab Streaming Layer (LSL).

Протокол Lab Streaming Layer – это система для унифицированного сбора временных рядов измерений в исследовательских экспериментах, которая обеспечивает сетевое взаимодействие (см. Рисунок 6), синхронизацию по времени, доступ к данным в реальном времени, а также централизованный сбор, просмотр и запись данных на диск [13].

Разработка информационной системы для комплексного исследования головокружений

В процессе регистрации применялись широко распространенные в отечественной клинической практике модели усилителей «Нейровизор БММ» (ООО «МКС») и «Мицар-201» (ООО «Мицар»). Для управления электроэнцефалографом и формирования LSL-сервера использовалось свободно распространяемое ПО от разработчика EEG Studio.

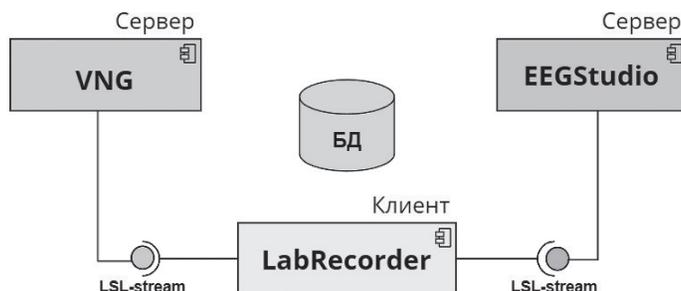


Рисунок 6. Диаграмма компонентов информационной системы комплексного исследования головокружений

Полученные данные сохраняются в файл с расширением XDF. Это контейнерный формат общего назначения для данных многоканальных временных рядов с обширной связанной метаданной [14].

Для объединения и регистрации потоков данных с разных устройств применялось свободно распространяемая программа LabRecorder (см. Рисунок 6).

На Рисунок 7 приведен пример графиков, полученных в процессе комплексного обследования с применением систем ЭЭГ и ВНГ, – данные каналов электроэнцефалографа и данные глазодвигательной активности. Вертикальными линиями показаны метки событий начала и конца видеозаписи.

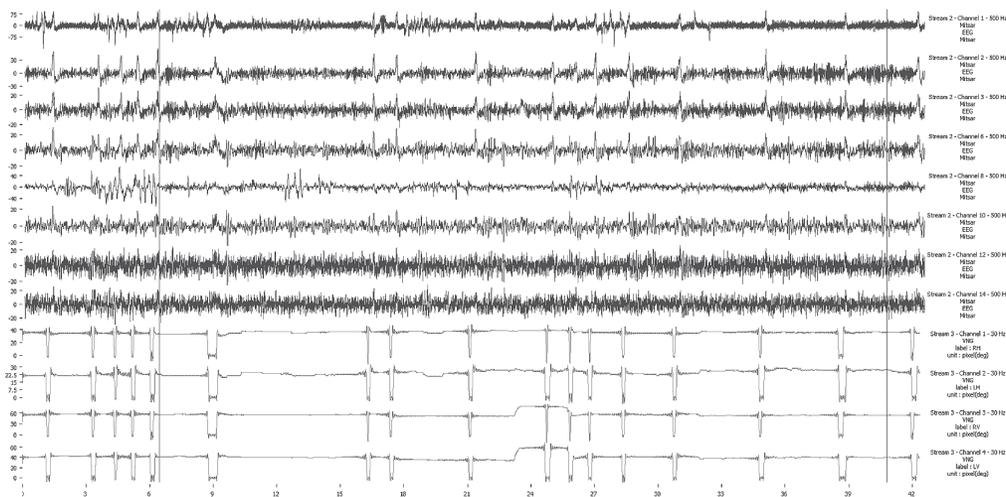


Рисунок 7. Данные комплексного обследования с единой временной шкалой: зависимость амплитуды ЭЭГ сигнала и позиций центров зрачков от времени

Заключение и выводы

Рассмотрена информационная система для комплексного исследования головокружений, а также методы цифровой обработки изображений, применяемые в процессе регистрации движений глаз.

Предложенные в ходе выполнения исследования методы и технологии обработки изображений обеспечивают повышение точности определения координаты центра зрачка до 29 % в исследуемой системе. Разработанный алгоритм целесообразно применять в системах видеонистагмографии, а также при решении иных задач, где требуется сегментация объектов на изображении с автоматическим определением порога бинаризации.

Предлагаемый подход по автоматическому определению параметра порога бинаризации может быть использован также и для поиска следующего по гистограмме экстремума с целью сегментации области радужной оболочки глаза.

Исследуемая система синхронной регистрации и комплексного анализа данных видеонистагмографии и электроэнцефалографии обеспечивает повышение точности медицинской диагностики, воспроизводимости и сопоставимости результатов исследования головокружений, особенно в случаях сложных и коморбидных расстройств.

Литература

1. Морозова С.В., Зайцева О.В., Налетова Н.А. Головокружение как медико-социальная проблема // Русский медицинский журнал. 2002. № 16 (725).
2. Горбунов А.В., Непрокин А.В. Нистагмография в медико-биологической практике: учебное пособие. Тамбов: Издательский центр ТГТУ, 2020. 84 с.
3. Dieterich M., Eckhardt-Henn A. (2004) Neurological and somatoform vertigo syndromes. *Nervenarzt*, 75:3, Pp. 281–302.
4. Tarnutzer A.A., Lee S.H., Robinson K.A., Kaplan P.W., Newman-Toker D.E. (2015). Clinical and electrographic findings in epileptic vertigo and dizziness: a systematic review. *Neurology*, 84:15, Pp. 1595–1604.
5. Miskov S., Hecimovic H. (2007) The Differential Diagnosis of Vertigo and Epilepsy. *Epilepsia*, 38:4, Pp. 37–44.
6. Plöchl M., Ossandón J.P., König P. (2012) Combining EEG and eye tracking: identification, characterization, and correction of eye movement artifacts in electroencephalographic data. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2012, Vol. 6, Pp. 1–23.
7. Анисимов В.Н., Ермаченко Н.С., Ермаченко А.А., Терещенко Л.В., Латанов А.В. Экспериментальный комплекс для одновременной регистрации движений глаз и электроэнцефалограммы // Известия Южного федерального университета. Технические науки. 2012. № 136. С. 116–120.
8. Clarke A.H., Ditterich J., Drüen K., Schönfeld U., Steineke C. (2002) Using high frame rate CMOS sensors for three-dimensional eye tracking. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 2002, Vol. 34, Pp. 549–560.
9. Непрокин А.В., Горбунов А.В., Солопахо А.В., Туголуков Е.Н. Алгоритм нахождения центра зрачка для систем видеонистагмографии // Современные наукоемкие технологии. 2022. № 5(2). С. 214–218.
10. Матвеев И.А., Цурков В.И., Чинаев Н.Н. Поиск окружности зрачка преобразованием Хафа для границ компонент связности // Автоматика и телемеханика. 2015. № 11. С. 104–117.
11. Грушко Ю.В. Аппаратно-программный комплекс аугментативной системы коммуникации на основе технологии Eye-tracking // Вестник КРАУНЦ. Физико-математические науки. 2019. № 2. С. 55–73.

12. *Neprokin A.V., Gorbunov A.V., Tugolukov E.N., Dolgov E.P. (2020) System of vestibular assessment using video-oculography and electroencephalography data. J. Phys.: Conf. Ser. 1553:012007.*
13. Lab Streaming Layer. URL: <https://labstreaminglayer.org> (accessed 13.06.2023).
14. *Кубланов В.С., Долганов А.Ю., Костоусов В.Б. Биомедицинские сигналы и изображения в цифровом здравоохранении: хранение, обработка и анализ: учебное пособие. Екатеринбург: Изд-во Уральского университета, 2020. 240 с.*

Literature

1. *Morozova S.V., Zajceva O.V., Naletova N.A. (2002) [Dizziness as a medical and social problem]. *Russkij Medicinskij Zhurnal*, 2002, No. 16 (in Russian).*
2. *Gorbunov A.V., Neprokin A.V. (2020) *Nistagmografija v mediko-biologicheskoj praktike* [Nystagmography in biomedical practice]. Tambov: TSTU Publishing, 2020, 84 p. (in Russian).*
3. *Dieterich M., Eckhardt-Henn A. (2004) Neurological and somatoform vertigo syndromes. *Nervenarzt*, 75:3, Pp. 281–302.*
4. *Tarnutzer A.A., Lee S.H., Robinson K.A., Kaplan P.W., Newman-Toker D.E. (2015). Clinical and electrographic findings in epileptic vertigo and dizziness: a systematic review. *Neurology*, 84:15, Pp. 1595–1604.*
5. *Miskov S., Hecimovic H. (2007) The Differential Diagnosis of Vertigo and Epilepsy. *Epilepsia*, 38:4, Pp. 37–44.*
6. *Plöchl M., Ossandón J.P., König P. (2012) Combining EEG and eye tracking: identification, characterization, and correction of eye movement artifacts in electroencephalographic data. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2012, Vol. 6, Pp. 1–23.*
7. *Anisimov V.N., Ermachenko N.S., Ermachenko A.A., Tereshhenko L.V., Latanov A.V. (2012) *Jeksperimental'nyj kompleks dlya odnovremennoj registracii dvizhenij glaz i jelektroencefalo-grammy*. [Experimental setup for synchronous recording of eye movements and EEG]. *Izvestija Juzhnogo federal'nogo universiteta. Tehnicheskie nauki*, 2012, No. 136, Pp. 116–120 (in Russian).*
8. *Clarke A.H., Ditterich J., Drüen K., Schönfeld U., Steineke C. (2002) Using high frame rate CMOS sensors for three-dimensional eye tracking. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 2002, Vol. 34, Pp. 549–560.*
9. *Neprokin A.V., Gorbunov A.V., Solopaho A.V., Tugolukov E.N. (2022) *Algoritm nahozhdenija centra zrachka dlya sistem videonistagmografii* [Pupil center detection algorithm for videonystagmography systems]. *Sovremennye naukoemkie tehnologii*, No. 5, Pp. 214–218 (in Russian).*
10. *Matveev I.A., Curkov V.I., Chinaev N.N. (2015) *Poisk okružnosti zrachka preobrazovaniem Hafa dlya granic komponent svjaznosti* [Finding the Pupil Circle by the Hough Transform for the Boundaries of the Connected Components *Avtomatika i telemekhanika*, No. 11, Pp. 104–117 (in Russian).*
11. *Grushko Yu.V. (2019) *Apparatno-programmnyj kompleks augmentativnoj sistemy kommunikacii na osnove tehnologii Eyetracking* [Hardware and software complex of augmentation communication system on the basis of eyetracking technologies]. *Vestnik KRAUNC. Fiz.-Mat. Nauki*, 2019, No. 2, Pp. 55–73 (in Russian).*
12. *Neprokin A.V., Gorbunov A.V., Tugolukov E.N., Dolgov E.P. (2020) System of vestibular assessment using video-oculography and electroencephalography data. *J. Phys.: Conf. Ser. 1553:012007.**
13. Lab Streaming Layer. URL: <https://labstreaminglayer.org> (accessed: 13.06.2023).
14. *Kublanov V.S., Dolganov A.Yu., Kostousov V.B. (2020) *Biomedicinskie signaly I izobrazhenija v cifrovom zdравоохранении: hranenie, obrabotka i analiz* [Biomedical Signals and Images in Digital Health: Storage, Processing and Analysis]. Ekaterinburg: Ural University Publishing, 2020, 240 p. (in Russian).*