

## **ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ВНИМАНИЯ ОПЕРАТОРОВ МЕДИЦИНСКИХ РОБОТОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ<sup>1</sup>**

**Туровский Я.А.**

*Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, Москва, Россия*

*Воронежский государственный университет, Воронеж, Россия*

*yaroslav\_turovsk@mail.ru*

**Алексеев В.Ю., Борзунов С.В.**

*Воронежский государственный университет, Воронеж, Россия*

*quindecim413@mail.ru, sborzunov@gmail.com*

*Аннотация. Представлена информационная система, позволяющая в режиме реального времени оценивать распределение внимания оператора. Входными данными выступают координаты объектов на экране, а также положение камеры, направленной на оператора. Данные о распределении внимания передаются на сервер-агрегатор, где они обрабатываются в режиме реального времени.*

*Ключевые слова: эргатическая система, контроль внимания.*

### **Введение**

Работа операторов с информационными панелями может осложняться возникновением эффекта «мертвых зон», на которые приходится недостаточное количество внимания оператора. Это, в свою очередь, приведет к непроизвольному игнорированию персоналом важных параметров рабочего производства и/или системы контроля. Подобная ситуация может возникнуть в системах безопасности и контроля состояния группы операторов, например, осуществляющих управление роботом-хирургом. Действительно, обстоятельства могут сложиться таким образом, что внимание части операторов будет отвлечено на какие-либо другие сигналы общей панели управления, а другие области данной панели останутся без внимания. Автоматизированный контроль подобных ситуаций позволит обеспечить полный охват оператором всей поступающей информации.

Для устранения указанных нежелательных эффектов могут быть использованы различные виды окулографических интерфейсов, сущность работы которых состоит в оценке положения зрачка, который в данном случае играет роль джойстика, с последующей передачей команд в графический интерфейс. В настоящее время известны три основных подхода к созданию такого класса устройств [1,2]. Электро-окулографический интерфейс, являясь контактным, подразумевает регистрацию электрической оси глаза, которая совпадает с оптической осью, но при этом требователен к качеству электродов и их контакта с кожей, то есть является контактным методом и не всегда удобен для пользователя. Видео-окулографический интерфейс бесконтактно обрабатывает изображение, полученное видеокамерой, что намного удобнее для оператора, однако, требует значительных вычислительных ресурсов на этапе обработки изображения, как правило, достаточно высокого разрешения.

В настоящей работе используется видео-окулографический метод, так как на рабочем месте у операторов не должно быть факторов, ограничивающих их передвижение, а также мешающих работе, такие как носимые окулографические интерфейсы. Помимо этого, не вызывает трудностей задать конкретное положение и направление камер в пространстве, что вместе с вычисленным направлением взгляда оператора относительно камеры позволяет создать систему определения направления взгляда пользователя в реальном масштабе времени [3-5]. При этом развитие такой технологии позволит существенно расширить и область применения самого трекинга взгляда, обобщив его на группу пользователей.

Таким образом, целью работы является разработка информационной системы, позволяющей в режиме реального времени оценивать распределение внимания оператора.

### **1. Основные методы и технологии оценки распределения внимания**

Оценка сосредоточенности пользовательского внимания может быть проведена следующими методами: окулографические методы, обеспечивающие распознавание направления взгляда, они

<sup>1</sup> Работа выполнена при финансовой поддержке РФФ, проект № 23-19-00664

позволяют определять направление и объект пользовательского внимания; анализ пульса и сатурации крови или кардиограммы для определения физиологического состояния человека, например сонливость и болевые ощущения; анализ энцефалограммы для определения уровня сосредоточенности; методы компьютерного зрения, которые за счет анализа паттернов изменения лицевой анимации определяют некоторый спектр физиологических состояний человека, такие как сонливость, болевой синдром и т.д.

### 1.1. Окулографические методы

Окулографические системы определяют ориентацию оптической оси глазного яблока и динамику изменения этой ориентации во времени. Это делается несколькими способами, которые можно разделить на три больших группы.

Первый тип, магнитная окулография, использует механический контакт с глазом, используя миниатюрное устройство, создающее магнитное поле. Измерения, проведенные с помощью специальных контактных линз, оказываются чрезвычайно чувствительны к малым движениям глаз.

Следующая обширная категория, видеоокулография, использует бесконтактные оптические методы регистрации движения глаз. Большинство подобных современных систем отслеживания ориентации глаз используют контраст между зрачком и радужной оболочкой, который возникает при инфракрасной подсветке. Кроме того, анализируется положение блика инфракрасной подсветки, благодаря чему становится возможным определить ориентацию оптической оси глазного яблока. Используется два основных типа подобных систем:

- системы, основанные на методе яркого зрачка;
- системы, основанные на методе тёмного зрачка.

Их отличие заключается в расположении источника подсветки относительно камеры. В случае, если подсветка расположена параллельно оптической оси камеры, глаз работает как вторичный отражатель света, который поступает от подсветки и отражается от сетчатки, создавая эффект яркого зрачка, аналогичный эффекту красных глаз в фотографии. В случае, если источник подсветки сдвинут относительно оптической оси камеры, зрачок становится чёрным, поскольку вторичное отражение от сетчатки не поступает в камеру. Эффект яркого зрачка позволяет вести айтрекинг в независимости от цвета радужной оболочки испытуемого. Это также способствует преодолению влияния тёмной ресниц, частично закрывающих зрачок. Возможно проводить отслеживания глаз при световых условиях от полной темноты до высокой освещенности, однако техники яркого глаза не эффективны для отслеживания глаз в условиях улицы, вследствие наличия дополнительных источников инфракрасного излучения.

Окулографические системы, основанные на видеозаписи, часто используют отражение инфракрасной подсветки от роговицы глаз для расчёта направления на центр глазного яблока и дальнейшего сравнения с координатами центра зрачка. При таком подходе положение зрачка рассчитывается относительно отраженного светового пятна. Более сложный тип айтрекера использует как отражение от роговицы, так и отражение от хрусталика глаза. Наиболее сложные айтрекеры данного типа анализируют также расположение сосудов на роговице глаза и его сетчатке.

Третья категория, электроокулография, использует электрические потенциалы, измеряемые электродами, расположенными вокруг глаз. Каждый глаз является источником стабильного электрического поля, которое может быть обнаружено в условиях полной темноты или когда испытуемый закрывает глаза. Глаз может быть приравнен к диполю, положительный полюс которого находится на роговице, а отрицательный на сетчатке. Электрический сигнал получается путём использования двух пар электродов, устанавливаемых на кожу вокруг одного из глаз. Данные, полученные с помощью указанного метода, называются электроокулограммой. Если глаза двигаются из центральной позиции к периферийной, то сетчатка приближается к одному электроду, а роговица к другому. Этот процесс меняет ориентацию диполя, как следствие меняется электрическое поле и, следовательно, меняется измеряемый электроокулографический сигнал. Таким образом, анализ этих электрических сигналов может быть использован для отслеживания глаз.

### 1.2. Анализ пульса и сатурации

Во время сна большинство физиологических процессов в организме человека замедляются. Частота сердечных сокращений, кровяное давление и частота дыхания снижаются, чтобы адаптироваться к уменьшенным метаболическим потребностям во время нормального сна [6]. Следовательно, средние значения частоты сердечных сокращений уменьшаются при переходе от бодрствования к легкому сну и далее к глубокому сну.

В частности, средняя частота сердечных сокращений уменьшается на 10%, когда водитель

автомобиля испытывает сонливость. С учетом этого факта, разработаны и используются системы автоматизированного контроля концентрации и физиологического состояния для водителей, подстраиваемые персонального под каждого.

### 1.3. Анализ пульса и энцефалограммы

При работе с энцефалограммой головного мозга выделяют несколько ритмов – промежутков частотных колебаний потенциала нейронов. Исследованы некоторые зависимости между повышенной или пониженной амплитудой колебаний потенциала, показанного энцефалограммой на разных частотных промежутках при той или иной высшей нервной деятельности [7].

- Альфа-ритм. Его частота придерживается интервала 8–14 Гц и присутствует у большинства здоровых индивидуумов – более 90 %. Самые высокие показатели амплитуды наблюдаются в состоянии покоя обследуемого, находящегося в темной комнате с закрытыми глазами. Лучше всего определяется в затылочной области. Фрагментарно блокируется или совсем затихает при мыслительной деятельности или зрительном внимании.
- Бета-ритм. Его волновая частота колеблется в интервале 13–30 Гц, и основные перемены наблюдаются при активном состоянии обследуемого. Ярко выраженные колебания можно диагностировать в лобных долях при обязательном условии наличия активной деятельности, например, психическое или эмоциональное возбуждение и другие. Амплитуда бета-колебаний гораздо меньше альфа.
- Лямбда-ритм. Отличается малым диапазоном – 4–5 Гц, запускается в затылочной области при необходимости принятия зрительных решений, например, занимаясь поиском чего-либо с открытыми глазами. Колебания полностью пропадают после концентрации взгляда в одной точке.
- Мю-ритм. Определяется интервалом 8–13 Гц. Запускается в затылочной части, и лучше всего наблюдается при спокойном состоянии. Подавляется при запуске любой активности.

Таким образом, достаточно использования закрепляемого на затылочной стороне головы носимого устройства, снимающего и обрабатывающего данные энцефалограммы головного мозга для определения уровня концентрации пользователя в режиме реального времени.

### 1.4. Методы компьютерного зрения и анализ лицевой анимации

Анализ лицевой анимации показывает достаточный уровень эффективности в определении усталости и сонливости человека. При классификации лицевой анимации требуется распознавать ключевые точки лица, которые располагаются по заранее известной схеме, как, например, в карте ключевых точек из библиотеки *dlib*, продемонстрированной на рис. 1.

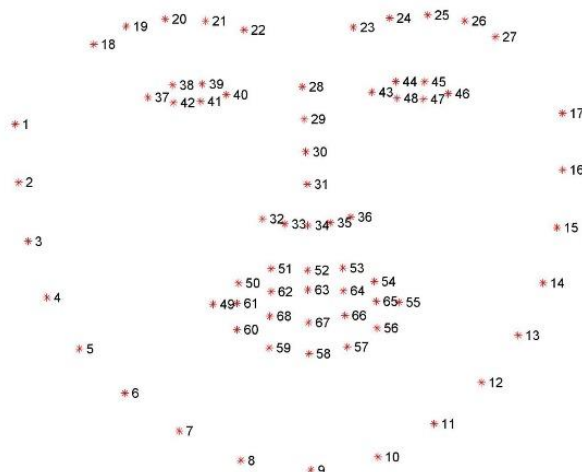


Рис. 1. Карты ключевых точек лица в библиотеке *dlib*

Указанный подход нашел особое распространение в автоматизированных системах отслеживания усталости человека в личных автомобилях среднего и высоко класса. Во время вождения автомобиля в режиме реального времени анализируется динамика морганий, степень изменения закрытости век, изменений формы губ и иные возможные параметры.

Зная координаты ключевых точек глаза или губ, можно оценивать продолжительность морганий (при засыпании моргание становится более долгим), количество морганий (увеличивается при засыпании), среднее расстояние между верхним и нижним веком (уменьшается при засыпании),

степень приоткрытости рта (увеличивается при засыпании) и подобные метрики.

Среди подходов к распознаванию ключевых точек лица, по которым в дальнейшем проводится распознавание шаблонов, выделим две группы:

- построение гистограммы ориентированных коэффициентов;
- использование свёрточных нейронных сетей.

При построении гистограммы ориентированных коэффициентов по каждому пикселю рассчитывается градиент, который представлен как разница в светимости соседних по вертикали и горизонтали пикселей. Величина градиента будет выше, если есть резкое изменение интенсивности, например, по краям объекта, вокруг глаз, губ и т.д. Ориентация или направление градиента принимается как тангенс отношения разницы светимостей пикселей по вертикали к разнице светимости пикселей по горизонтали.

После получения гистограммы производится уже сравнение её с шаблоном с помощью выбранного алгоритма классификации, например CascadeClassifier или SVM [8]. Сначала на изображении распознаются и выделяют лицо, потом на выделенном участке исходного изображения распознаются ключевые точки глаз, рта и другие по необходимости.

Свёрточные нейронные сети возможно приспособить для распознавания ключевых точек лица на изображении. Одной из сложностей при разработке таких моделей является необходимость распознавания лиц, показанных как крупным планом, так и на достаточном удалении. Для решения данной проблемы в модели результаты распознавания агрегируют с нескольких слоёв с последовательно увеличивающейся степенью сжатия исходного изображения, каждый из которых соответствует разному большему масштабу исходного изображения.

После выделения участков изображения, соответствующих лицу, данный участок разбивается на сегменты, соответствующие глазам, носу, губам. В дальнейшем каждый из этих сегментов передаётся в свёрточную модель, специально созданную для распознавания ключевых точек на небольшой части лица. После обработки получается массив ключевых точек лица, наблюдение за которыми в динамике позволяет судить о состоянии человека.

## 2. Программная реализация информационной системы

Программный комплекс был разработан на языке Python версии 3.8 с использованием следующих библиотек:

- Numpy – реализует эффективную работу с массивами вещественных чисел в среде исполнения Python;
- OpenCV – получает изображения с веб-камеры, используются некоторые алгоритмы компьютерного зрения для предобработки поступающего изображения;
- Websockets – реализует клиент-серверное взаимодействия по протоколу websocket;
- Netifaces – используется для анализа сетевого окружения компьютера;
- Mediarpipe – используется для получения необработанных координат ключевых точек лица по видеоряду;
- Panda3d – игровой движок, использованный для трехмерной визуализация распределения внимания на виртуальной сцене.

Составные элементы программного комплекса могут работать как на одном компьютере (один клиент и один сервер на одном и том же компьютере), так и на нескольких компьютерах (сервер на одном компьютере и по одному клиенту на нескольких других компьютерах) под актуальными версиями современных операционных систем.

В общем случае рассматривается такая эргономика консолей оператора, при которой имеется индивидуальная консоль и общая консоль или индикаторная панель для всех операторов. Указанная схема неоднократно отработана, например, на ряде электростанций, и, в разных вариациях является типовой. При этом оператор, как правило, находится в своем кресле и не перемещается, при работе между консолями. Таким образом, в разработке, при которой система должна иметь возможность мониторинга распределения внимания группы пользователей, должен быть модуль оценки направления взгляда, исходя из положения зрачков пользователя и положения головы пользователя, модуль для загрузки данных о физических объектах, куда направлен взгляд пользователя, модуль агрегации информации от разных пользователей. Диаграмма активностей разработанного приложения для отслеживания распределения внимания одного оператора представлена на рис. 2.

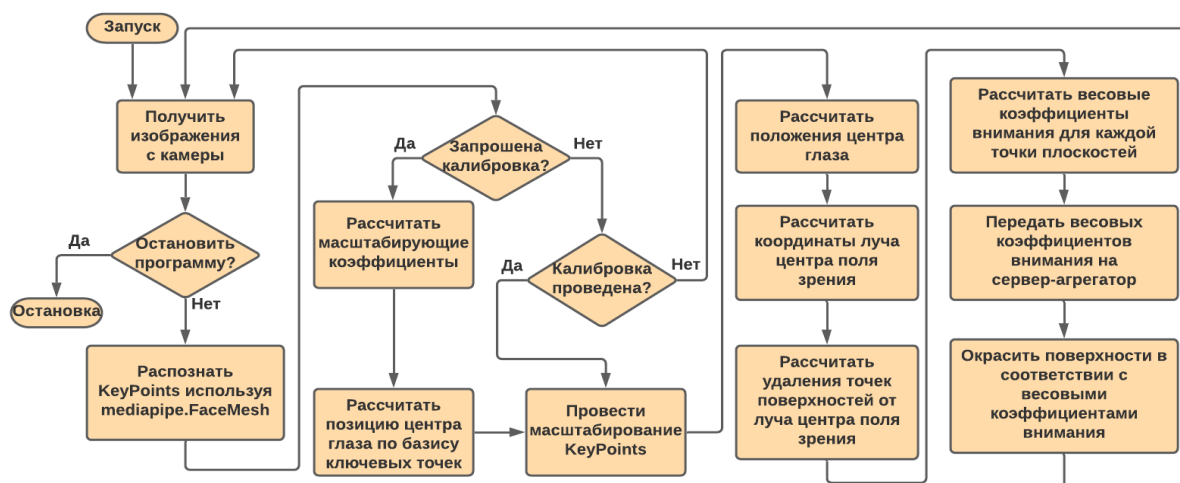


Рис. 2. Диаграмма активностей приложения для отслеживания распределения внимания оператора

Согласно диаграмме на рис. 2, расчет после проведения калибровки ведётся на основе оценки расположения центра глаза и координат зрачка. Полученные точки строят луч, вокруг которого формируется область, обозначающая область вынимания оператора. В дальнейшем данная область внимания оператора проецируется на объекты в пространстве карты, тем самым рассчитывается распределение внимания оператора по имеющимся объектам местности. В конце данные передаются на сервер с минимальной временной задержкой локальной сети.

### 3. Заключение

Рассмотренная информационная система контроля внимания оператора может быть использована при дальнейшей разработке систем и методов контроля сосредоточенности и распределения внимания операторов производств. В ходе работы приложение для отслеживания внимания оператора перед началом работы калибруется индивидуально под каждого пользователя. По завершении калибровки данное приложение рассчитывает направление взгляда пользователя и соответственно распределение внимания пользователя по объектам. Данные о распределении внимания каждого оператора передаются на сервер-агрегатор, где обрабатываются и формируют оценку распределение внимания в режиме реального времени.

В ходе тестирования точности алгоритма определения направления взгляда в пространстве было выявлено, что алгоритм показывает достаточную точность определения направления взгляда при отклонении оси поля зрения оператора от центра на угол до 30 градусов, при одновременном или раздельном повороте глаз и головы оператора. При большем отклонении, в частности когда отслеживаемый глаз частично скрывается за переносицей, точность определения направления взгляда уменьшается.

### Литература

1. Carter B.T., Luke S.G. Best practices in eye tracking research // International Journal of Psychophysiology. – 2020. – Vol. 155. – P. 49–62.
2. Suefusa K., Tanaka T.A comparison study of visually stimulated brain-computer and eye-tracking interfaces // Journal of Neural Engineering. – 2017. – Vol. 14, N 3. – P. 036009-1–036009-16.
3. Туровский Я.А., Кургалин С.Д., Алексеев А.В. Анализ движения глаз человека при управлении самоходным шасси с использованием системы видеоокулографического интерфейса // Сенсорные системы. – 2017. – Т. 31, N 1. – С. 51–58.
4. Туровский Я.А., Алексеев А.В. Сравнение подходов к отслеживанию распределения внимания операторов с использованием окулографических интерфейсов // Программная инженерия. – 2023. – Т. 14, N 3. – С. 137–145.
5. Туровский Я.А., Борзунов С.В., Вахтин А.А. Эмоционально зависимые нейрокомпьютерные и окулографические интерфейсы на основе дополнительного канала связи человек-компьютер // Управление развитием крупномасштабных систем (MLSD'2019): Материалы Двенадцатой международной конференции (Москва, 01-03 октября 2019 г.). – Под общей ред. С.Н. Васильева, А.Д. Цвиркуна. – М.: Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, 2019. – С. 1152–1153.
6. Penzel T., Kantelhardt J.W., Lo C.-C., et al. Dynamics of heart rate and sleep stages in normals and patients with sleep apnea // Neuropsychopharmacology. – 2003. – Vol. 28. – P. S48–S53.

7. *Гусельников В.И.* Электрофизиология головного мозга / В.И. Гусельников. – М.: Высшая школа, 1976. – 422 с.
8. *Вьюгин В.* Математические основы теории машинного обучения и прогнозирования / В. Вьюгин – М.: МЦМНО, 2013. – 390 с.