

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 519.6:004.896

**СИСТЕМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОЛОЖЕНИЯ ГОЛОВЫ ПАЦИЕНТА ДЛЯ
МЕДИЦИНСКИХ ПРИМЕНЕНИЙ НА СМАРТФОНЕ С НАЛИЧИЕМ
ФРОНТАЛЬНОЙ КАМЕРЫ ГЛУБИНЫ¹**

© 2026 г. Г. Д. Мамыкин^{а,*}, Ф. Л. Барков^б, В. П. Первадчук^а,
Ю. А. Константинов^б

^а*Пермский национальный исследовательский политехнический университет
Российская Федерация, 614990, Пермь, Комсомольский просп., 29*

^б*Институт механики сплошных сред
Пермского федерального исследовательского центра Уральского отделения
Российской академии наук*

Российская Федерация, 614013, Пермь, ул. Академика Королёва, 1

**E-mail: mamyskin.gennady@yandex.com*

Поступила в редакцию 20.04.2026

После доработки 25.05.2026

Принята к публикации 05.06.2026

Создание доступной системы определения положения головы пациента является важной задачей с точки зрения медицинских применений, в частности, оно имеет значение для диагностики вестибулярных заболеваний. Авторами поставлена задача конструирования такой системы на основе типового смартфона. Показано, что использование только данных камеры смартфона не обеспечивает необходимой точности определения углов поворота головы и глаз в кадре. Поэтому при создании системы применена оригинальная методика, использующая в качестве входных данных показания не только камеры, но еще и датчика расстояния. Экспериментальная апробация продемонстрировала достижение клинически значимой точности определения абсолютных углов положения головы. Описаны преимущества использования датчика расстояния при определении углов положения зрачков пациента в кадре.

¹ Международная конференция “Оптическая рефлектометрия, метрология и сенсорика 2026”, Россия, Пермь, 26–28 мая 2026 г.

1. ВВЕДЕНИЕ

Оценка пространственной ориентации головы человека наряду с детектированием положения зрачков в системе координат головы по видеоданным является одной из ключевых задач медицинского анализа в области диагностики вестибулярных заболеваний. В частности, тест vHIT (video Head Impulse Test) используется для оценки функции вестибуло-окулярного рефлекса (VOR), который характеризует способность глаз компенсировать быстрые повороты головы. Клиническая значимость теста определяется точностью измерения угловой скорости головы и движения глаз относительно головы. При предынсультном состоянии, особенно в вертебробазилярном бассейне, тест vHIT может выявлять субклинические нарушения VOR. Раннее обнаружение таких изменений помогает оценить риск ишемического события и своевременно начать профилактическую терапию.

В последние годы широкое распространение получили методы HPE (Head Pose Estimation), основанные на глубоком обучении и регрессии углов тангажа, рысканья и крена напрямую из изображения лица. Несмотря на высокую визуальную точность, такие методы не обеспечивают метрически корректную оценку углов в системе координат камеры. Точность определения абсолютных значений углов положения головы напрямую влияет на точность определения положения зрачков в системе координат головы. Это становится критическим ограничением при применении HPE в медицинских задачах. Классическая реализация vHIT предполагает использование специализированных очков с инерциальными датчиками и высокоскоростной камерой, однако это оборудование является дорогостоящим и требует специализированной калибровки.

Разработка программной альтернативы vHIT на основе стандартной камеры смартфона потенциально позволяет существенно снизить стоимость диагностики, расширить доступность метода и интегрировать систему в телемедицинские решения.

Ключевой задачей при этом является обеспечение метрически корректной оценки ориентации головы и положения зрачков в системе координат головы.

2. ОБЩАЯ ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

При реализации vНІТ-теста на базе смартфона требуется обеспечить метрически корректное определение ориентации головы пациента в системе координат камеры. В медицинском контексте недостаточно качественного распознавания направления движения головы — необходима устойчивая количественная оценка углов, пригодная для последующего вычисления параметров вестибуло-окулярного рефлекса. Для vНІТ это особенно важно, поскольку тест анализирует VOR во время быстрых низкоамплитудных поворотов головы, а точность измерения может существенно ухудшаться из-за технических артефактов.

3. ОБОСНОВАНИЕ НЕОБХОДИМОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДАТЧИКА ГЛУБИНЫ И ОБЩИЕ ТРЕБОВАНИЯ К РАЗРАБАТЫВАЕМОМУ ПРОГРАММНОМУ ОБЕСПЕЧЕНИЮ ДЛЯ ЗАПИСИ VНІТ

Изображение лица, регистрируемое обычной RGB-камерой, формируется по законам центральной перспективной проекции. В стандартной модели камеры точка из трехмерного пространства проецируется на плоское изображение, координаты точки изображения определяются через внутренние параметры камеры и координаты 3D-точки в системе камеры [1–3]:

$$x = f_x \frac{X}{Z} + c_x, \quad y = f_y \frac{Y}{Z} + c_y, \quad (1)$$

где f_x, f_y — фокусные расстояния камеры в пикселях, которые показывают, насколько сильно камера масштабирует объект при проецировании на матрицу, c_x, c_y — координаты главной точки, которая находится на пересечение оптической оси и плоскости матрицы камеры, Z — расстояние от точки на 3D-сцене до камеры, X, Y — расстояния от точки на 3D-сцене до оптической оси. Из данных соотношений следует, что положения характерных точек лица на изображении зависят не только от ориентации головы, но и от расстояния до камеры.

Если рассмотреть характерный линейный размер лица L , например расстояние между анатомическими ориентирами, то его размер в изображении описывается формулой

$$l = f \frac{L}{Z}. \quad (2)$$

Следовательно, изменение расстояния между пациентом и камерой приводит к изменению масштаба лица в кадре даже при неизменной ориентации головы. Аналогично, смещение характерной точки лица при повороте головы на угол θ может быть приближенно записано как

$$\Delta x \approx f \frac{R \sin \theta}{z}, \quad (3)$$

где R – расстояние от центра поворота головы до рассматриваемой точки, θ – угол поворота головы. При малых углах $\sin \theta \approx \theta$, поэтому

$$\Delta x \approx f \frac{R \theta}{z}. \quad (4)$$

Эти выражения непосредственно следуют из модели перспективной проекции и показывают, что наблюдаемое смещение в кадре определяется одновременно углом поворота и расстоянием до камеры. Таким образом, по RGB-данным камеры невозможно однозначно отделить движение головы от изменения положения пациента относительно смартфона. Указанная неоднозначность представляет собой частный случай общей проблемы неопределенности глубины и масштаба, характерной для восстановления трехмерной структуры по одному изображению и оценки пространственной позы по монокулярным данным [3, 4].

Еще одной задачей при записи и анализе vНIT-теста является определение положения и направления смещения зрачков не в системе координат камеры, а в системе координат головы пациента. Это обусловлено тем, что клинически значимым параметром является не абсолютное перемещение зрачка на изображении, а его движение относительно головы, отражающее работу вестибуло-окулярного рефлекса.

При использовании только монокулярных видеоданных координаты центра зрачка определяются на плоскости изображения в пикселях. Однако такие координаты зависят не только от действительного положения глаза относительно головы, но и от внешних факторов съемки, прежде всего от расстояния между лицом пациента и камерой, а также от текущей ориентации головы относительно оптической оси. Вследствие этого одинаковые положения глаза в системе координат головы могут соответствовать различным координатам зрачка на изображении, а одинаковые координаты зрачка на

изображении –различным пространственным положениям глаза. Указанное ограничение определяется законами центральной перспективной проекции, описанными в предыдущем разделе.

Дополнительная сложность заключается в том, что при повороте головы изменяется не только положение зрачка на изображении, но и сама геометрия наблюдения глазной области. Даже если направление взгляда относительно головы остается неизменным, видимое положение зрачка в кадре изменяется за счет поворота головы, изменения масштаба изображения лица и вариации расстояния до камеры. В результате, смещение зрачка, зарегистрированное в координатах изображения, содержит одновременно несколько составляющих:

- собственное движение глаза в орбите,
- поворот головы относительно камеры,
- изменение расстояния между пациентом и смартфоном.

Для корректного определения положения зрачка в системе координат головы необходимо отделить первую составляющую от двух остальных. Это возможно только при наличии дополнительной пространственной информации о положении головы относительно устройства регистрации. Если известна глубина лица или расстояние от смартфона до головы пациента, то становятся возможными нормализация масштаба изображения и переход от двумерных координат зрачка к метрически интерпретируемой геометрической модели. В этом случае координаты зрачка могут быть приведены к системе отсчета, связанной с головой, а влияние продольных смещений пациента относительно камеры существенно уменьшается. Иными словами, глубинная информация позволяет компенсировать изменения проекции, обусловленные не движением глаза, а изменением геометрии наблюдения. С практической точки зрения, это особенно важно для vNIT, поскольку при выполнении теста анализируются быстрые движения головы малой амплитуды и соответствующие компенсаторные движения глаз. В таких условиях даже небольшая ошибка в определении положения зрачка может привести к заметной погрешности при вычислении параметров VOR. Если же координаты зрачка оцениваются без учета глубины, то часть изменений, вызванных смещением головы вдоль оптической

оси или изменением масштаба лица в кадре, может быть ошибочно интерпретирована как движение глаза относительно головы.

Таким образом, включение информации о глубине в состав входных данных следует рассматривать как необходимое условие повышения точности и метрической корректности оценки ориентации головы пациента. Кроме того, использование глубинной информации является необходимым условием повышения точности определения ориентации зрачков в системе координат головы. Ее привлечение позволяет уменьшить влияние перспективных искажений, нормировать масштаб изображения глазной области, корректнее учитывать пространственное положение головы относительно камеры и, наконец, повысить точность выделения собственно глазодвигательной компоненты сигнала. Функционал разрабатываемого ПО должен учитывать перечисленные выше аспекты.

4. ОПИСАНИЕ ПРОГРАММЫ И ПРИНЦИПА ЗАПИСИ ДАННЫХ vНІТ

Как уже было описано ранее, переход от визуальной оценки углов к метрически корректной геометрической реконструкции повысит точность определения положения головы и глаз. Концептуально программное решение должно объединять в себе обычные данные от видеокамеры и сенсора, предоставляющего информацию о расстоянии до пациента и 3D-модели его лица. Эти данные должны поступать на устройство обработки одновременно. Даже если напрямую видеокамера и 3D-сенсор не синхронизированы, такая синхронизация должна проходить в алгоритме последующей обработки.

Для расширения доступности метода vНІТ в качестве устройства был выбран смартфон iPhone с камерой TrueDepth, отображение головы пациента на его экране позволяет медицинскому специалисту контролировать эксперимент и корректно позиционировать голову в кадре. Камера TrueDepth как раз и является сенсором, который предоставляет информацию о глубине регистрируемой сцены и 3D-модель лица пациента.

4.1. Этап калибровки абсолютных углов положения головы в кадре

Этап калибровки (рис. 1) необходим, чтобы вывести поправочный коэффициент расхождения в абсолютных углах положения головы между TrueDepth и моделью определения положения головы по видеопотоку.

Рис. 1. Скриншот из разработанного ПО, этап калибровки

Для таких задач подходит алгоритм SPIGA (Shape Preserving Facial Landmarks with Graph Attention Networks) [4]. Он представляет собой гибридную архитектуру для определения положения лица и оценки угла поворота головы, которая объединяет комплементарные преимущества сверточных нейронных сетей (CNN) и графовых нейронных сетей (GNN). Принцип работы алгоритма заключается в том, что CNN извлекает визуальные признаки из изображения, которые затем обрабатываются GNN для сохранения геометрически правдоподобной формы лица, что позволяет системе сохранять высокую точность даже при значительных изменениях внешнего вида, таких как сильные повороты, изменения мимики или частичные перекрытия.

Также камера TrueDepth предоставляет информацию об угловом положении глаз относительно головы с помощью фреймворка ARKit – эта информация тоже будет использоваться. На ее основе будет вычислен второй поправочный коэффициент расхождения в абсолютных углах: между положением глаз по данным TrueDepth и положением глаз, вычисленным по видеопотоку каким-либо алгоритмом или моделью. В этом случае подходящим алгоритмом является AIML-обнаружение зрачков [5]. Данный алгоритм представляет собой гибридную методику локализации зрачка, основанную на последовательном применении детектора ориентиров лица Dlib и методов компьютерного зрения. Принцип работы алгоритма заключается в том, что Dlib выделяет область глаз, после чего внутри нее с помощью преобразования Хафа и анализа темных областей определяется зрачок как центр окружности.

Во время калибровки пациент делает не менее одного поворота вокруг своей оси. Взгляд при этом необходимо держать на экране смартфона. Основная суть этапа калибровки – параллельная запись с двух источников информации: TrueDepth и обычного видео. Архитектурные ограничения платформы iOS и аппаратная изоляция двух камер приводят к тому, что одновременная активация фронтальной камеры на частоте 120 кадров/с и камеры TrueDepth на современных моделях iPhone невозможна. Таким образом, запись ведется с частотой 60 кадров/с от обоих сенсоров. Для расчета поправочного коэффициента такой частоты кадров будет достаточно, однако для точной обработки данных vНIT теста нужна более высокая частота кадров.

Согласно теореме Котельникова, для корректного восстановления сигнала саккады, спектр которого простирается до 25–30 Гц, требуется частота дискретизации не менее 50–60 Гц, однако реальная длительность быстрых саккад (20–40 мс) такова, что при частоте 60 Гц они описываются всего 1–2 отсчетами, что делает невозможным точное измерение пиковой скорости [6]. Обычная фронтальная камера, работающая без TrueDepth, обладает частотой 120 кадров/с, т. е. для фронтальной камеры временной период между кадрами составляет примерно 8 мс, что повышает вероятность оценки быстрых саккад глаз пациента, хоть и не является оптимальной частотой кадров: современные системы используют частоту кадров 250 кадров/с и выше [7, 8].

Таким образом, калибровочный этап служит для синхронизации и последующего согласования двух систем отсчета углового положения головы и глаз: опорной (сенсор TrueDepth) и сигнальной (фронтальная камера). В этом режиме частота кадров ограничена частотой работы опорного сенсора до 60 Гц, однако это позволяет вычислить поправочные коэффициенты (например матрицу поворота или аддитивные поправки для каждого угла Эйлера), компенсирующие систематическое расхождение между абсолютными угловыми координатами головы, измеренными двумя сенсорами. После завершения калибровки опорный датчик отключается, а частота захвата кадров фронтальной камеры повышается до 120 Гц, что необходимо для надежного детектирования быстрых саккадических движений глаз.

4.2. Этап основной записи vHIT-теста на фронтальную камеру

После этапа калибровки включается обычная фронтальная камера с частотой 120 кадров/с и начинается основной этап записи vHIT-теста (рис. 2). При нажатии кнопки *StartExperiment* начинается запись видео в режиме 120 кадров/с на фронтальную камеру, при этом само видеоизображение не выводится, а на экране расположен белый кружок – ориентир для пациента. На нем пациенту необходимо фокусировать взгляд. После окончания записи основного этапа формируются файлы по результатам всего эксперимента:

- файл .csv с углами рысканья, тангажа и крена для положения головы относительно камеры и для положения глаз относительно головы, полученный с камеры TrueDepth;

- видео с частотой 60 кадров/с, записанное во время калибровочного этапа, полученное фронтальной камерой;
- видео с повышенной частотой 120 кадров/с, записанное во время основного этапа, полученное фронтальной камерой.

Рис. 2. Скриншот из разработанного ПО, основной этап записи vНIT-теста на фронтальную камеру.

Данные помещаются в новую папку, созданную в “Файлах” на iPhone, откуда их легко выгрузить. Для каждого эксперимента создается отдельная папка, что создает удобство использования при последующей обработке данных.

5. ОПИСАНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА vНIT

С целью верификации работоспособности системы был проведен эксперимент, схема которого представлена на рис. 3.

Рис. 3. Схема эксперимента по записи данных поворота головы

Смартфон модели iPhone с включенной камерой TrueDepth располагается на штативе на расстоянии около 30 см от лица человека. С моделей iPhone X и выше на передней панели у смартфонов установлена камера TrueDepth, которая является источником 3D-данных для FaceID. Принцип работы TrueDepth базируется на технологии структурированного света: точечный проектор генерирует эталонный узор из инфракрасных точек на объекте, а инфракрасная камера фиксирует его искажения, по которым программное обеспечение восстанавливает точную трехмерную модель (глубинную карту) лица и его угловое положение в пространстве [9]. Также на голове человека расположены сенсоры IMU (Inertial Measurement Unit): трехосевые гироскопы и акселерометры. Эти датчики предоставляют опорные данные о движении головы человека. Использовались потребительские IMU-сенсоры, установленные в смартфоне модели iPhone 16 Pro. На текущий момент нет информации о точности определения положения с помощью IMU-гироскопов iPhone, однако, согласно технической документации на потребительские MEMS-гироскопы, такие как распространенная модель MPU-60x0 [11], шум угловой скорости (Rate Noise Spectral Density) составляет

примерно $0.005^\circ/\text{с}/\sqrt{\text{Гц}}$. Общий диапазон нестабильности нуля (Bias Instability) для датчиков этого класса может варьироваться от 10° до 100° в час (примерно $(0.0028^\circ - 0.028^\circ)/\text{с}$). Данные значения определяют, как шум датчика интегрируется в ошибку угла; для примера, значение углового случайного блуждания (ARW) на уровне $0.1^\circ/\sqrt{\text{ч}}$ является типичным для смартфонов.

Для гироскопа с $\text{ARW} = 0.1^\circ/\sqrt{\text{ч}}$ за 1 минуту ошибка составит

$$\text{ARW} \cdot \sqrt{t} = 0.1^\circ/\sqrt{\text{ч}} \cdot \sqrt{(1/60)\text{ч}} \approx 0.013^\circ. \quad (5)$$

Ошибка от нестабильности нуля (Bias Instability) накапливается линейно, и в худшем случае ($100^\circ/\text{ч}$) она за минуту даст вклад

$$(100^\circ/\text{ч}) \cdot \left(\frac{1}{60}\text{ч}\right) = 1.67^\circ. \quad (6)$$

Следовательно, можно сделать вывод, что суммарная погрешность за минуту будет лежать в диапазоне от десятых долей до нескольких градусов, что характерно для сенсоров этого класса.

Запись ведется одновременно, на выходе мы получаем следующие данные: углы положения головы в градусах по трем осям (опорные IMU-данные), углы положения головы в градусах по трем осям (камера TrueDepth), углы положения зрачков относительно головы по трем осям (камера TrueDepth), исходный видеопоток с камеры. В ходе эксперимента человек вращает головой в разные стороны, а также меняет расстояние до штатива: в большую и меньшую стороны. Быстрых и резких движений головы не совершается, чтобы избежать паразитного ускорения на датчиках IMU, которое будет отлично от углового ускорения головы, так как датчики IMU закреплены не жестко. Видеопоток обработан с помощью модели оценки позы головы SPIGA, по результатам работы которой получены углы положения головы человека на каждом кадре.

В качестве эталонной принимается траектория углов поворота головы, зарегистрированная с помощью инерциальных датчиков, жестко закрепленных на голове пациента. Погрешность оценки углового положения на i -м кадре определяется по формуле

$$e_i = \theta_i^{\text{расч}} - \theta_i^{\text{IMU}}, \quad (7)$$

где $\theta_i^{\text{расч}}$ – рассчитанный моделью SPIGA угол поворота головы на i -м кадре, θ_i^{IMU} – угол поворота головы, зарегистрированный с помощью датчиков IMU, а качество оценивания может быть охарактеризовано средней абсолютной ошибкой MAE (Mean Absolute Error), поскольку нам важны абсолютные ошибки углов положения:

$$\text{MAE} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |e_i|, \quad (8)$$

где e_i – погрешность оценки углового положения на i -м кадре, N – количество кадров.

Результаты эксперимента обрабатывались двумя методами. Первый брал в расчет видеоданные, второй – видеоданные и данные датчика глубины.

6. РЕЗУЛЬТАТЫ

По окончании записи эксперимента были обработаны все три источника данных: видеопоток, датчики IMU и камера TrueDepth. В данном случае наибольший интерес представляет собой угол поворота в горизонтальной плоскости, т. е. вокруг вертикальной оси головы (рис. 4).

Рис. 4. Положения вертикальной оси и горизонтальной плоскости поворота головы.

Опираясь на данные на рис. 5, можно посчитать ошибку MAE между кривыми на верхнем и нижнем графиках. Для верхнего графика MAE составляет 7.44° , а для нижнего – 10.78° . Таким образом, данные с камеры TrueDepth дают меньшую ошибку определения положения головы пациента в сравнении с данными модели SPIGA.

Рис. 5. Графики, характеризующие угол положения головы при ее повороте в горизонтальной плоскости

В клинической практике vНІТ отсутствует прямой норматив на суммарную погрешность определения положения головы за одну минуту, так как тест длится секунды. Ключевым критерием качества системы является точность оценки угла в каждом кадре видеозаписи: в качестве эталонного значения приводится величина 0.3° на кадр [12]. Это требование установлено для высокоточных vНІТ-систем и используется в исследованиях по разработке альтернативных методов диагностики. Такая точность, очевидно, не достигается, когда угол поворота головы становится больше. Компенсация абсолютных ошибок на этих участках является предметом дальнейших исследований.

7. ОБСУЖДЕНИЕ

В качестве монокулярного метода обработки видео в эксперименте использовался алгоритм SPIGA, обеспечивающий совместную оценку координат антропометрических ориентиров лица и параметров пространственной ориентации головы [4]. Однако в рамках настоящего исследования существенное значение имеют не ограничения конкретной модели, а фундаментальные ограничения всего класса монокулярных методов Head Pose Estimation. При использовании только RGB-изображения оценка ориентации головы неизбежно зависит не только от истинного углового положения головы, но и от глубинной конфигурации сцены, а также от масштаба изображения лица в кадре. Указанное ограничение проявляется в том, что близкие по структуре двумерные изображения лица могут соответствовать различным пространственным конфигурациям объекта наблюдения. В частности, меньший угол поворота головы при меньшем расстоянии до камеры и больший угол поворота при большем расстоянии до камеры в ряде случаев формируют сходные проекционные признаки на изображении. Это затрудняет однозначное восстановление абсолютных углов ориентации головы по данным одной RGB-камеры. Следовательно, использование только монокулярных видеоданных не обеспечивает необходимой метрической устойчивости измерений в задачах vHIT, где требуется количественно корректная оценка углов поворота головы. Регистрация глубины сцены или расстояния от камеры до лица пациента позволяет устранить указанную неоднозначность, нормировать масштаб изображения лица и уменьшить влияние продольных смещений пациента относительно устройства регистрации.

Экспериментальные результаты, приведенные в предыдущем разделе, действительно показали, что использование камеры TrueDepth и включение данных датчика глубины в обработку существенно повышают точность определения положения головы пациента. Достижение метрически значимой точности позволит использовать разработанную систему в задачах медицинской диагностики.

Система является законченным приложением, легко масштабируемым на множество устройств с операционной системой iOS. Помимо этого, система не имеет перегруженного интерфейса, который может вводить в заблуждение начинающих специалистов по диагностике вестибулярных заболеваний.

8. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе представлена система определения положения головы пациента при vНПТ-тесте, базирующаяся на использовании коммерчески доступного смартфона iPhone 14 Pro. Разработано приложение, которое берет в обработку не только видеопоток, но и данные датчика глубины, и таким образом обеспечивает приемлемую для vНПТ-теста точность. Система прошла экспериментальную апробацию.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена в рамках государственного задания Пермского федерального исследовательского центра УрО РАН (тема № 124020600009-2).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. OpenCV. Camera Calibration and 3D Reconstruction. Официальная документация OpenCV.
2. *Hartley R., Zisserman A.* Multiple View Geometry in Computer Vision. Cambridge: University Press, 2004. https://doi.org/10.1108/k.2001.30.9_10.1333.2
3. *Szeliski R.* Computer Vision: Algorithms and Applications. Springer, 2022. <https://doi.org/10.1007/978-1-84882-935-0>
4. *Prados-Torreblanca A., Gomez-Garay J., Ortega-Garcia J. Tome P.* Proceedings of the 33rd British Machine Vision Conference (BMVC 2022). 2022. Art. 384 <https://doi.org/10.48550/arXiv.2210.07233>.
5. *Zhang S. Wang C., Dong W., Fan B.* Applied Sciences 2022. V. 12. № 20. Art. 10591. <https://doi.org/10.3390/app122010591>
6. Weblinedia (2020). Pupil Detection using Dlib face landmark detector (Version 1.0) [Computer software]. GitHub. <https://github.com/weblinedia/AIML-Pupil-Detection>
7. *Juhola M., Jäntti V., Pyykkö I.* Biological Cybernetics. 1985. V. 53(2). P. 67. <https://doi.org/10.1007/BF00337023>
8. DIFRA-World. HeadStar V3. <https://difra.be/page/headstar>
9. Interacoustics A/S (2022). EyeSeeCam vHIT: Video head impulse testing made clinical. <https://www.interacoustics.com/balance-testing-equipment/eyesecam-vhit>
10. *Breitbarth A., Schardt T., Kind C., Brinkmann J., Dittrich P.-G., Notni G.* Proc. SPIE. Photonics and Education in Measurement Science. 2019. V. 11144. P. 7. <https://doi.org/10.1117/12.2530544>.
11. (Shaanxi Ericco) (2024). *ER-2MG-01 mems gyroscope*. <https://www.sensorexpert.com.cn/prod-detail/37545502.html>
12. *Mamykin G.D., Kulesh A.A., Barkov F.L., Konstantinov Y.A., Sokol'chik D.P., Pervadchuk V.* Computation. 2024. V. 12. P. 167. <https://doi.org/10.3390/computation12080167>

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Скриншот из разработанного ПО, этап калибровки

Рис. 2. Скриншот из разработанного ПО, основной этап записи vНПТ-теста на фронтальную камеру. Белый кружок в центре – это метка, на которой пациент должен стараться фокусировать свой взгляд при записи vНПТ

Рис. 3. Схема эксперимента по записи данных движения головы

Рис. 4. Положения вертикальной оси и горизонтальной плоскости поворота головы

Рис. 5. Графики, характеризующие угол положения головы при ее повороте в горизонтальной плоскости. Верхний график – сравнение кривых углового положения головы для данных IMU-гироскопа и данных камеры TrueDepth; нижний график – сравнение кривых углового положения головы для данных IMU-гироскопа и данных, полученных моделью SPIGA



Рис.1

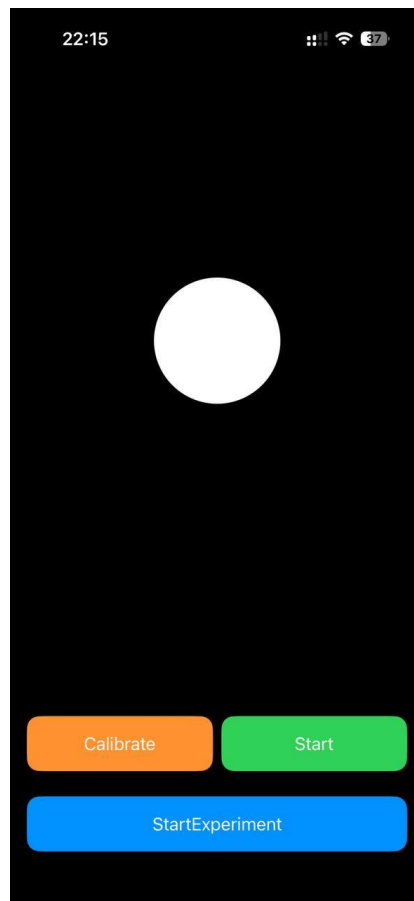


Рис.2



Рис.3

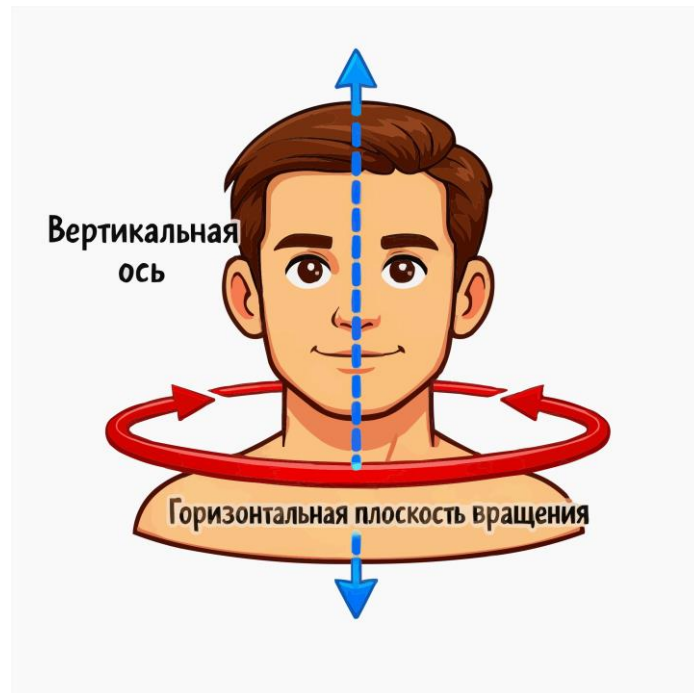


Рис.4

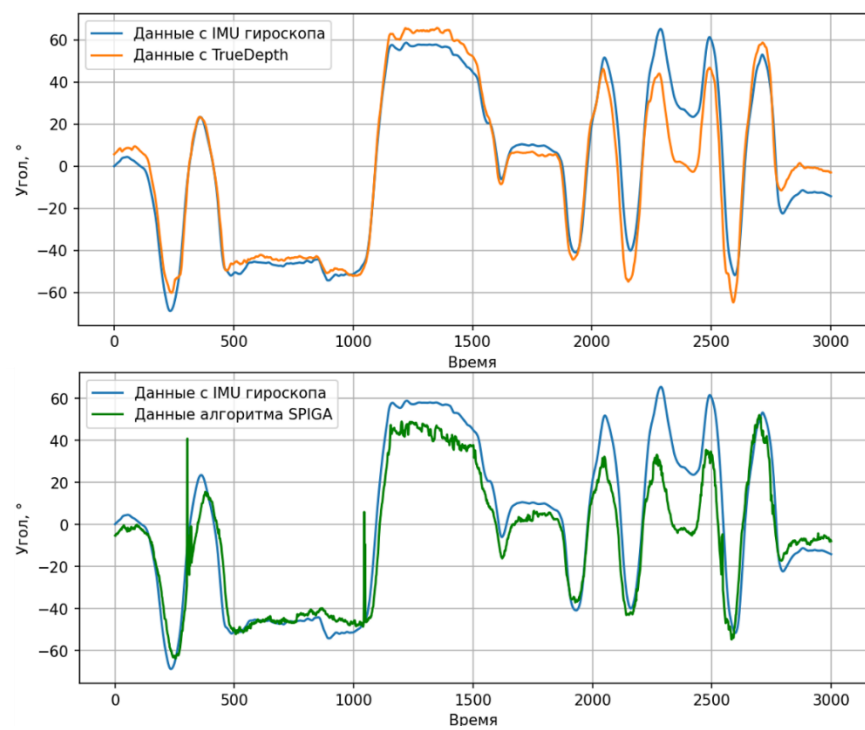


Рис.5