

УДК 004.588

DOI: [10.26102/2310-6018/2022.39.4.016](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2022.39.4.016)

Разработка метода определения доминирующего типа дыхания человека на базе технологий компьютерного зрения, системы захвата движения и машинного обучения

А.В. Зубков^{1,2}, А.Р. Донская^{1,2}, С.Н. Бушенева², Ю.А. Орлова^{1,2}, Г.М. Рыбчиц¹

¹Волгоградский государственный технический университет, Волгоград, Российская Федерация

²Волгоградский государственный медицинский университет, Волгоград, Российская Федерация

donskaia.anastasiya@yandex.ru

Резюме. В исследовании поднимается проблема отсутствия методов для определения доминирующего типа дыхания, которые можно использовать при реализации программных продуктов, способствующих сопровождению пациентов с дыхательной недостаточностью и их реабилитации на этапе стационарного и амбулаторного лечения. Уже существующие методы либо слишком трудозатраты в реализации из-за слишком большого числа маркеров, используемых систем захвата движения, либо экономически невыгодны из-за стоимости самого оборудования, либо разработаны только в исследовательских целях и не применимы в клинической практике. В связи с этим данная статья направлена на разработку метода определения типа дыхания, который впоследствии можно было бы применить для автоматизированной реабилитации пациентов с дыхательной недостаточностью. В рамках исследования были применены методы компьютерного зрения и машинного обучения, а также методы, базирующиеся на технологиях захвата движения. В статье представлены методы, позволяющие определять положение маркеров в пространстве, и впоследствии анализировать тип дыхания человека (грудной, брюшной, смешанный) в режиме реального времени по полученным данным на базе маркеров системы захвата движения. Материалы статьи представляют практическую ценность для области медицинской реабилитации пациентов с дыхательной недостаточностью и дают возможность оптимизации трудовых процессов, т. е. сокращение трудовых и временных затрат врачей-реабилитологов.

Ключевые слова: компьютерное зрение, нейронные сети, системы захвата движения, системы реабилитации пациентов, детектирование типов дыхания.

Благодарности: исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта №20-07-00502, при финансовой поддержке ВолГТУ в рамках научного проекта №60/478-22, №60/473-22 в рамках программы приоритета 2030 ВолГТУ.

Для цитирования: Зубков А.В., Донская А.Р., Бушенева С.Н., Орлова Ю.А., Рыбчиц Г.М. Разработка метода автоматизированного определения доминирующего типа дыхания человека для реабилитации после COVID-19. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2022;10(4). Доступно по: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1200> DOI: 10.26102/2310-6018/2022.39.4.016

Development of a method for determining the dominant type of human breathing pattern based on computer vision technologies, motion capture systems and machine learning

A.V. Zubkov^{1,2}, A.R. Donskaya^{1,2}, S.N. Busheneva², Y.A. Orlova^{1,2}, G.M. Rybchits¹

¹Volgograd State Technical University, Volgograd, Russian Federation

²Volgograd State Medical University, Volgograd, Russian Federation
donskaia.anastasiya@yandex.ru✉

Abstract. The study raises the problem of the absence of methods for determining the dominant type of breathing pattern that can be used in the implementation of software products that contribute to the support of patients with respiratory insufficiency and their rehabilitation at the stage of inpatient and outpatient treatment. Existing methods are either too labor-intensive to implement due to the excessive amount of markers utilized by motion capture systems or economically unprofitable due to the cost of the equipment itself or developed only for research purposes and are not applicable in clinical practice. In this regard, this article is aimed at developing a method for determining the type of breathing, which could later be employed for automated rehabilitation of patients with respiratory insufficiency. As part of the study, computer vision and machine learning methods were applied as well as methods based on motion capture technologies. The article presents methods for determining the position of markers in space and analyzing the type of human breathing (thoracic, abdominal, mixed) in real time based on the data obtained by means of motion capture system markers. The materials of the article are of practical value in the field of medical rehabilitation of patients with respiratory insufficiency; they make it possible to optimize labor processes within the field of medical rehabilitation, i.e. reducing labor and time costs of rehabilitologists.

Keywords: computer vision, neural networks, motion capture systems, patient rehabilitation systems, detection of breathing patterns.

Acknowledgments: the research was carried out with the financial support of the RFBR as part of scientific project No. 20-07-00502, with the financial support of VSTU as part of scientific project No. 60/478-22, No. 60/473-22 as part of the 2030 priority program of VSTU.

For citation: Zubkov A.V., Donskaya A.R., Buscheneva C.N., Orlova Y.A. Rybchits G.M. Development of a method for determining the dominant type of human breathing pattern based on computer vision technologies, motion capture systems and machine learning. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2022;10(4). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1200> DOI: 10.26102/2310-6018/2022.39.4.016 (In Russ.).

Введение

На сегодняшний день существует потребность в детектировании паттернов дыхания человека: например, для отслеживания состояния здоровья, повышения эффективности терапии и диагностики заболеваний. Одним из примеров областей, где необходимы подобные разработки, может служить постковидная реабилитация, где большое влияние на ее результаты оказывает точность техники дыхания в ходе терапии. Данная тема не нова, и уже существуют исследования, направленные на решения этой проблемы.

Дыхательная реабилитация напрямую зависит от методов анализа дыхания, которые позволяют составить оценку для текущего состояния дыхательных функций человека, повысить точность и качество выполнения дыхательных упражнений, а также динамику восстановительного процесса. Основными исследователями в данном направлении являются К. Массарони, К. М.Э. Смит, М. Саччети, Д.Токко и другие [1, 2, 3]. Методы, разработанные вышеперечисленными исследователями, в свою очередь, являются высокоточными и высокотехнологичными, но слишком экономически затратными, так как базируются на системах захвата движения с большим количеством маркеров (60+), что повышает точность измерения объема легких. Стоит отметить, что высокая точность достигается не только за счет количества маркеров, но и за счет их расположения. Данные методы очень чувствительны именно к расположению маркеров на теле человека: при неправильном расположении или их смещении результаты работы модели заметно искажаются. К тому же, в преобладающей части моделей и методов большое количество маркеров служит исследовательским целям и является избыточным

при необходимости выявления только динамики движения брюшной и грудной области, а также не позволяет тиражировать разработанные методы для их применения в клинической практике из-за дороговизны применяемого оборудования и количества датчиков.

Приняв во внимание все вышеперечисленные недостатки уже существующих методов, авторами была поставлена цель: разработать методы определения типа дыхания человека, которые можно использовать при реализации продуктов, способствующих сопровождению пациентов с дыхательной недостаточностью и их реабилитации на этапе стационарного и амбулаторного лечения.

Метод определения типа дыхания человека

Дыхательным циклом принято считать ритмический процесс расширения и сжатия объема легких [4].

Выделяют три типа дыхания [5, 6]: грудное, брюшное и смешанное.

Грудной тип дыхания характеризуется тем, что дыхание осуществляется благодаря сокращению межреберных мышц. Смещение диафрагмы, в свою очередь, происходит пассивно, что приводит к недостаточной вентиляции нижней части легких.

Брюшной тип дыхания характеризуется тем, что дыхание осуществляется за счет резких сокращений диафрагмальной мышцы, а также мышц брюшной стенки. Вентиляция легких в данном случае происходит лучше, в связи с чем этот тип дыхания считают более эффективным.

Смешанный тип дыхания характеризуется тем, что дыхание происходит за счет сокращения как межреберных, так и диафрагмальной мышц.

Основываясь на приведенной информации, при детектировании типа дыхания будем считать цикл дыхания начавшимся, когда легкие имеют свой наименьший объем (минимум), и завершившимся, когда зафиксирован наибольший объем легких (максимум), после чего легкие считаются вернувшимися к своему изначальному состоянию (минимум). Таким образом, цикл дыхания представляет собой последовательность мин-макс-мин объема легких.

Исходя из вышесказанного, основная идея метода детектирования типа дыхания человека заключается в поиске экстремумов, т.е. минимумов и максимумов, и сопоставлении амплитуд колебаний расстояний между датчиками на груди и животе и датчиком на спине для вычисления типа и циклов дыхания.

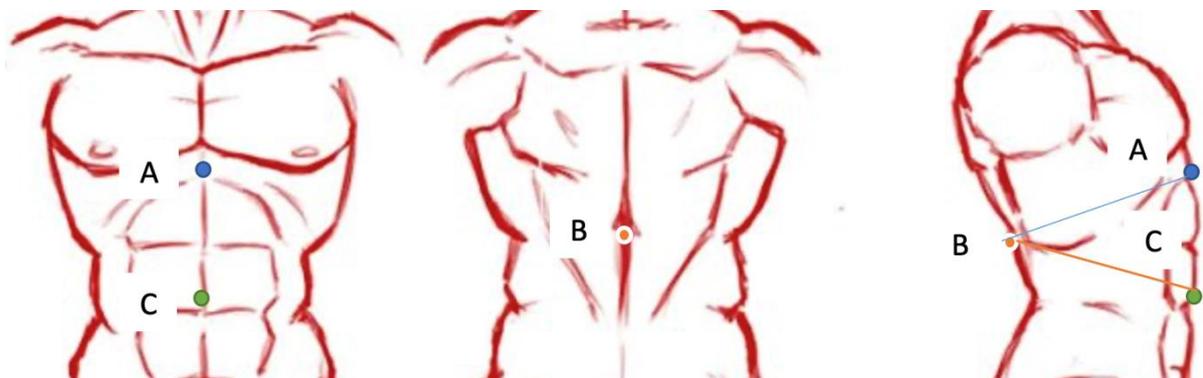


Рисунок 1 – Схема расположения маркеров на теле человека
Figure 1 – Layout of markers on a human body

В контексте исследования была разработана схема крепления маркеров, позволяющая достичь поставленного результата. Схема для установки маркеров на тело

человека представлена на Рисунке 1, где А – точка расположения маркера на мечевидном отростке, В – на 9–11-х грудных позвонках, С – на околопупочной зоне (над пупком). Тогда расстояние между точками А и В будет L , а M – между точками В и С. Такое размещение маркеров позволит в последующем оценивать и сравнивать движения живота и грудной клетки относительно позвоночника.

В исследовании изучались три типа дыхания. Грудным считалось дыхание, при котором амплитуда колебания L преобладала над амплитудой колебания M на протяжении одного цикла дыхания. Брюшным дыханием – дыхание, при котором присутствовало преобладание M над L . В свою очередь, дыхание считалось смешанным, когда не было возможным выявить преобладание одного из типов дыхания, или же, иначе говоря, когда $L \sim M$.

В данной статье метод определения типа дыхания человека состоит из трех основных этапов:

1. Определение положения ключевых точек в пространстве.
2. Определение принадлежности каждой точки пространства к расположению относительно размещения на человеке.
3. Определение типа дыхания человека.

Определение положения ключевых точек в пространстве является одним из базовых этапов данного метода. Для реализации первого этапа в исследовании используются три различных варианта:

1. Метод поиска цветового пятна (с использованием веб-камеры).
2. Нейронная сеть, направленная на поиск маркеров в пространстве (с использованием веб-камеры).
3. Маркерная система захвата движения (оптического или обратного типа).

На втором этапе необходимо определить принадлежность каждой точки пространства к расположению относительно размещения на человеке. На вход данного этапа подается набор координат трех точек в пространстве в реальном времени, без указания их принадлежности к А, В, и С. Распределение принадлежности точек А, В, С происходит автоматически на основе высоты друг относительно друга, что позволит в дальнейшем сильно упростить настройку ПО при внедрении данного метода.

На третьем этапе происходит определение типа дыхания человека на базе предоставляемых данных из предыдущих этапов. На Рисунке 2 представлена диаграмма потоков данных, демонстрирующая основные шаги данного этапа. Внешние зависимости устанавливают системный таймер, который нужен для определения количества циклов за выбранный пользователем промежуток времени. Данные из интерфейса для потока координат поступают в первую функцию для определения локального максимума, которая в реальном времени кеширует записи с окном в N кадров и определяет локальный максимум в рамках окна. Локальный максимум записывается в буфер Extremum Store для определения амплитуды в дальнейшем.

Затем координаты передаются в аналогичную функцию для поиска минимума. Если в рамках этой функции был найден минимум, то два локальных минимума и максимума передаются далее в метод для детектирования типа дыхания. В зависимости от расстояний, описанных выше, инкрементируется один из счетчиков.

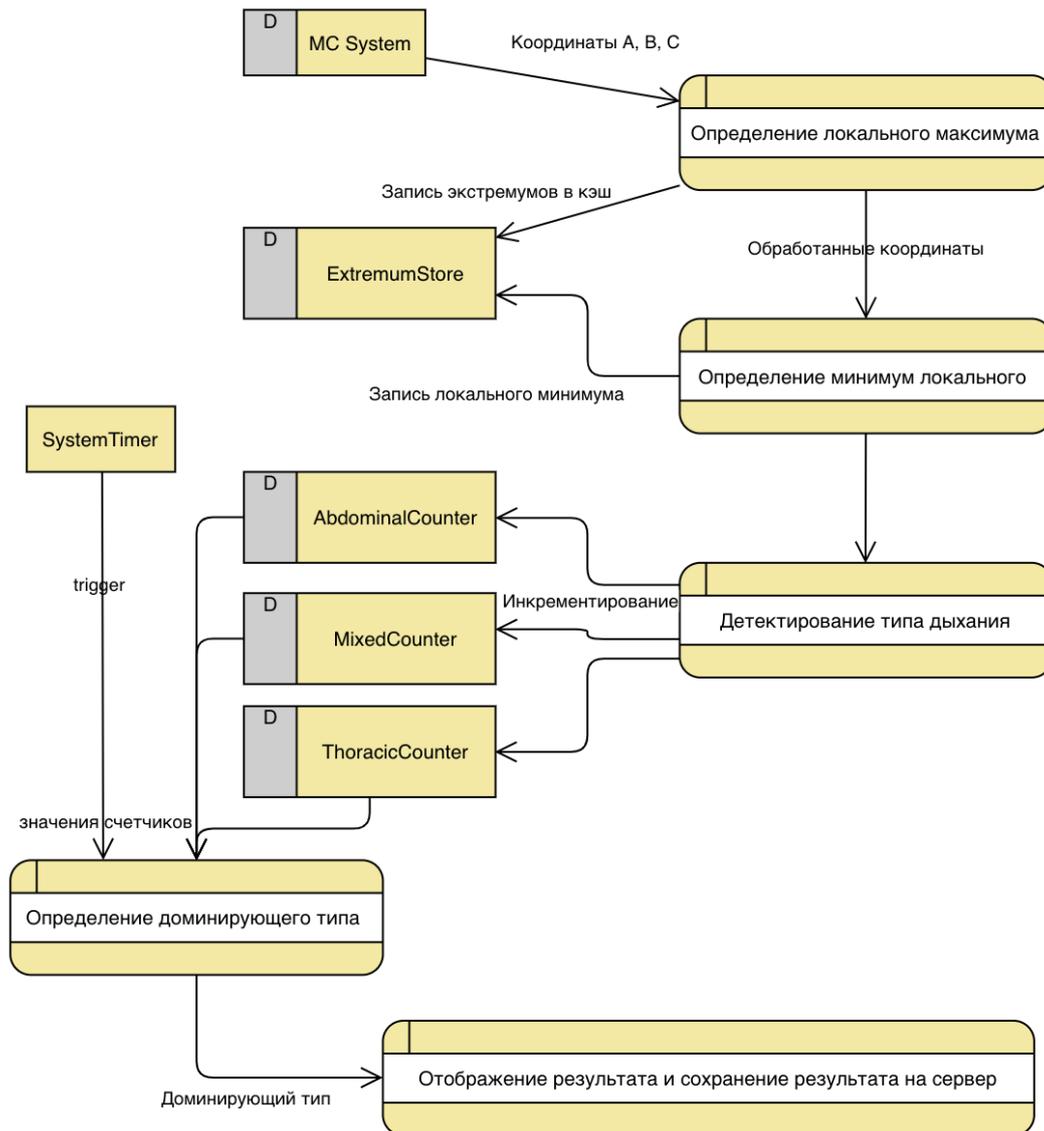


Рисунок 2 – Диаграмма потоков данных (DFD) алгоритма определения типа дыхания человека

Figure 2 – Data flow diagram (DFD) of an algorithm for determining the type of human breathing pattern

Пока не истечет время, вышперечисленные действия алгоритма повторяются с частотой, определяемой пользователем (от 5 до 36 кадров в секунду). По истечении заданного времени происходит определение доминирующего типа путем сортировки счетчиков. При удачном выполнении алгоритм возвращает из списка значение, определяющее выявленный доминирующий тип дыхания.

Вне зависимости от размерности пространства (трехмерное или двухмерное), в котором снимаются измерения, расстояния между двумя точками будут выглядеть одинаково (вычисления в алгоритме будут отличаться только перегрузкой в виде расстояния между двумя точками).

Вариант определения положения ключевых точек в пространстве выбирается исходя из свободной площади помещения, в котором происходит детектирование типа дыхания. Так, для кабинетов лечебной физкультуры (ЛФК) характерны большие пространства, позволяющие использовать систему захвата движения, так как такая

система способна занять от 9 квадратных метров из-за своей конфигурации и принципа работы. Таким образом, в данном случае разумно применить вариант на базе системы захвата движения, который позволит более точно определить тип дыхания, и, соответственно, скорректировать процесс тренировки и выполнения упражнений, а значит быстрее и качественнее добиться положительной динамики.

Для жилых помещений (квартир, домов и т. д.) чаще всего не характерны большие площади свободного пространства, что станет препятствием для применения системы захвата движения. Для домашней реабилитации будет наиболее оптимально применение компактных, пусть и менее точных по своему принципу работы, вариантов, например, на базе компьютерного зрения и нейронных сетей, что также позволит проводить восстановительные сессии упражнений в комфортной обстановке.

Определение положения ключевых точек в пространстве на базе системы захвата движения

Анализ биомеханики, кинематики движений человека может быть проведен при помощи систем захвата движения [7, 8], которые могут базироваться как на оптическом принципе работы, так и на инерционном. Однако, оптический тип систем имеет более высокую точность, что дает значительное преимущество при анализе движения человека.

Определение положения ключевых точек начинается с последовательного размещения маркеров на теле добровольца в соответствии с разработанной схемой (Рисунок 1). Затем происходит считывание данных, поступающих с маркеров и последующее вычисление расстояний А-В, В-С и А-С для определения типа дыхания в соответствии с разработанной классификацией, представленной выше.

Для подтверждения работоспособности метода была проведена серия экспериментов. Участниками стали 96 человек в возрасте от 15 до 42 лет, которые способны находиться в положении стоя без помощи на протяжении длительного времени.

До начала съемки лаборант проводил короткий опрос и фиксировал следующие данные о человеке:

1. Фамилия, Имя, Отчество.
2. Дата рождения.
3. Когда было зафиксировано заболевание COVID-19 (если было).
4. Количество дней, которое длилось заболевание.
5. Процент поражения легких.

Участникам эксперимента предлагалось совершить несколько дыхательных циклов в комфортном для них темпе в положении стоя на протяжении фиксированного времени (1 минута), без каких-либо дополнительных условий. Затем, эта процедура повторялась, но в последующих итерациях участника просили подстроить свое дыхание под определенный тип: грудной, брюшной или смешанный.

На Рисунке 3 представлен график зависимости изменения расстояний А-В, В-С и А-С от времени, полученный во время проведения серии экспериментов. Использовалась обратная оптическая система захвата движения Antilatency с тремя датчиками-камерами, которые крепились в соответствии с разработанной схемой на Рисунке 3.

Из Рисунка 3 можно четко выделить тип дыхания человека по величине амплитуды дыхания.

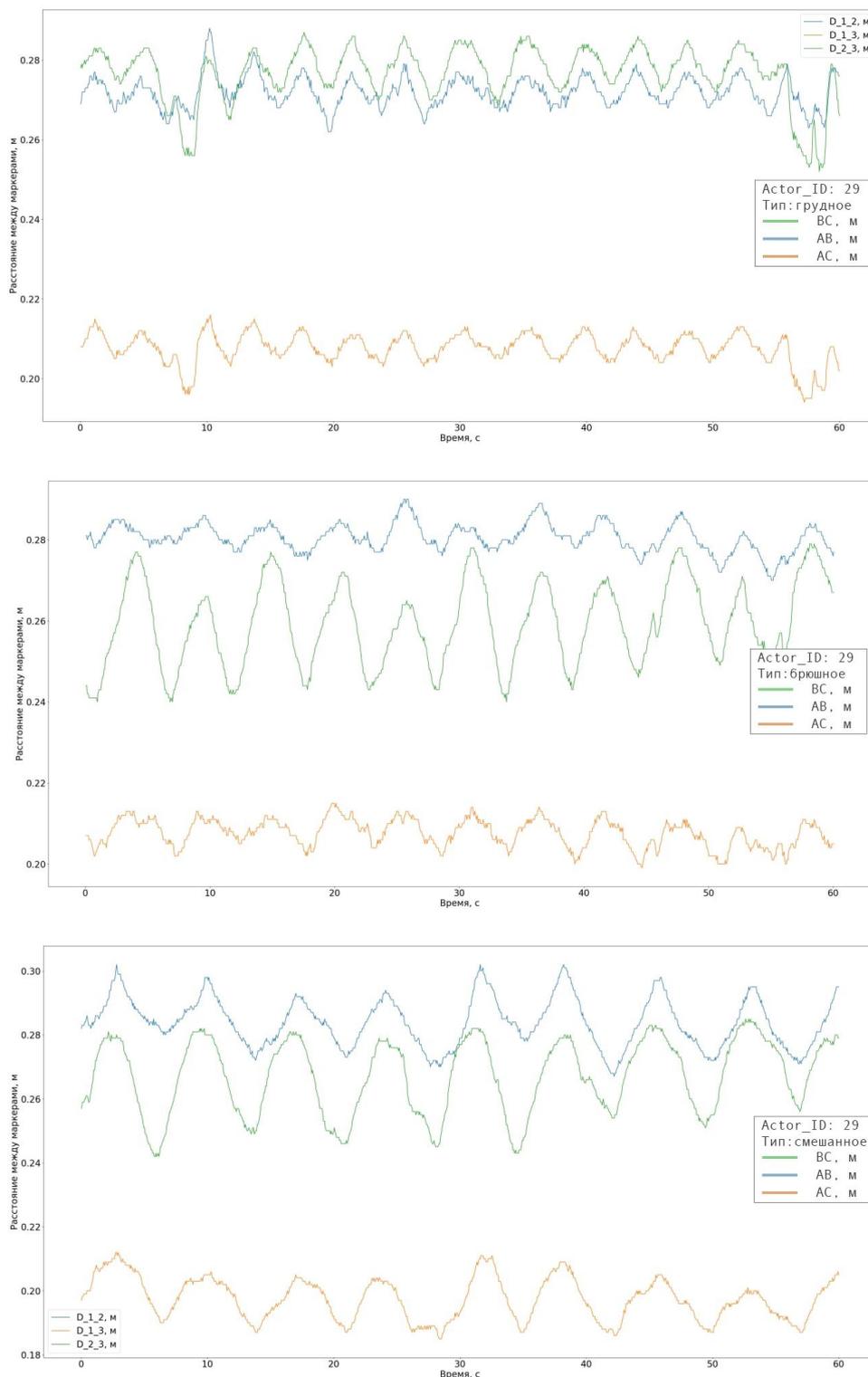


Рисунок 3 – Динамика изменения расстояния между маркерами А-В, В-С, А-С во время дыхания человека (грудной, брюшной и смешанный типы дыхания)
Figure 3 – Dynamics of changes in the distance between markers A-B, B-C, A-C during human respiration (thoracic, abdominal and mixed types of breathing)

На Рисунке 4 представлены снятые во время эксперимента кадры человека под идентификатором 29. Мы видим, что у человека в реальной жизни преобладает брюшной тип дыхания. Данную динамику можно рассмотреть на втором графике Рисунка 5.

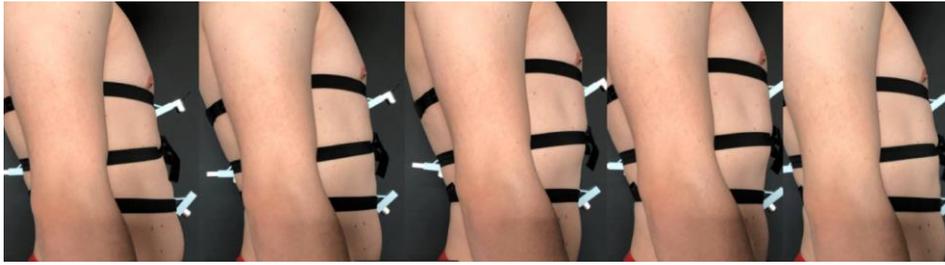


Рисунок 4 – Кадры с экспериментов, проводимых в рамках исследования
Figure 4 – Footage from experiments conducted as part of the study

Проверив и сопоставив результаты исследования, авторами был сделан вывод, что способ размещения датчиков в соответствии с предложенной схемой (Рисунок 1) является наиболее оптимальным для решения поставленной задачи. Также было сделано заключение о возможности применения выбранной системы захвата движения (Antilatency) для детектирования типа дыхания с учетом всего трех точек (маркеров). Такой метод позволяет получить данные с высокой точностью. Однако стоимость и масштаб систем захвата движения делают их недоступными для среднестатистических клиник и больниц.

Определение положения ключевых точек в пространстве на базе метода цветового пятна

В домашних условиях большой интерес для врача-реабилитолога представляет процесс тренировки, из чего следует, что высокая точность является второстепенным критерием оценки метода. На первый план выступает динамика, наблюдаемая в замерах относительно обеих величин (расстояния между точками А-В и В-С), которая должна совпадать с наблюдаемым типом дыхания для релевантности процесса реабилитации. Одним из важнейших компонентов метода является процесс определения положения маркеров в пространстве, поэтому был рассмотрен метод компьютерного зрения для определения цветового пятна, который уже давно используется в робототехнике и показывает достойные результаты. В основе этого метода лежит цветовая модель HSV (Hue, Saturation, Value- Brightness), созданная Элви Реем Смитом. [9] Цвет в данной цветовой модели кодируется в виде значений трех величин: цветовой тон, насыщенность и яркость. Для использования этого метода применяются три разноцветных маркера, которые далее закрепляются на корпусе человека в соответствии с разработанной схемой.

Метод можно разделить на два основных этапа. На первом этапе необходимо создать цветовую черно-белую маску, используя фильтр с двумя HSV-пределами (верхним и нижним), которые настраиваются пользователем. Для этого используется функция `inRange` из библиотеки `OpenCV`, которая принимает три параметра: кадр, начальный диапазон, конечный диапазон. Задавая диапазон, мы учитываем, как падает на маркер и изменяется свет в течение дня, его тени и другие цветовые характеристики. Результат пользовательской калибровки для создания цветовой маски маркера представлен на Рисунке 7.

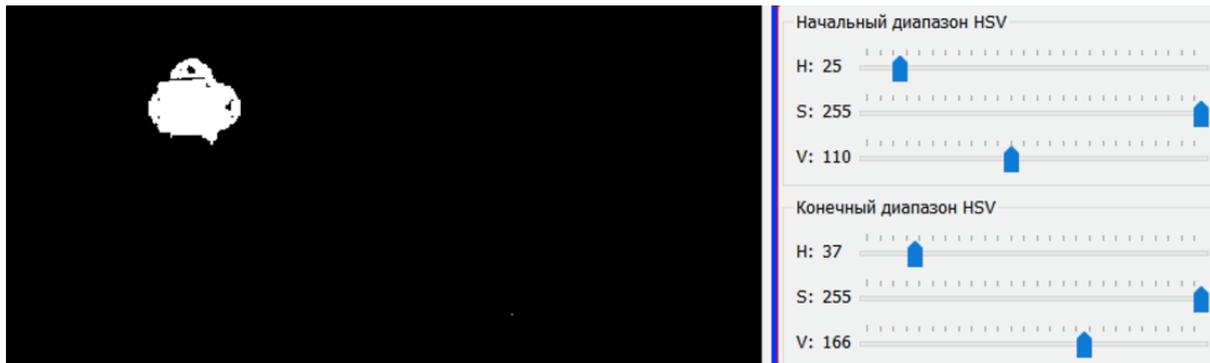


Рисунок 5 – Пример калибровки маркеров
Figure 5 – Example of marker calibration

На втором этапе используется алгоритм вычисления моментов, который также реализован средствами библиотеки OpenCV в функции `moment`. Данная функция принимает на вход кадр и двоичный аргумент, который из-за черно-белой маски будет равен 1 (т. е. алгоритм будет принимать вес всех точек со значением цвета, равным единице).

Далее, на базе моментов изображения вычисляются координаты цветowych маркеров на изображении, поделив момент первого и второго порядка на нулевой момент.

Была проведена серия исследований, которая показала возможность использования данного метода для определения типа дыхания, а также позволила сделать следующие заключения. Если говорить про плюсы данного метода, то мы получаем достаточно легковесную модель, которую можно запустить даже на Raspberry Pi. Из недостатков данного метода можно указать необходимость врачу или сопровождающему лицу производить ряд калибровочных настроек для каждого маркера (выставить верхний и нижний предел в цветовом пространстве HSV, тем самым создав калибровочную маску); метод дает только проекции координат на профильную плоскость (т. е. двухмерные). Также стоит отметить, что точность метода напрямую зависит от окружения, освещения и корректности маски, созданной при калибровке.

Рассмотрев все плюсы и минусы, было принято решение оставить этот метод как самый дешевый вариант, который возможно использовать в рамках домашней реабилитации.

Определение положения ключевых точек в пространстве на базе нейронной сети

Основной задачей, решаемой в рамках машинного обучения, является поиск объектов на изображении. Данный класс задач является классом методов обучения с учителем, для которых необходим размеченный набор данных. В качестве подготовки необходимо провести ряд этапов, связанных с работой с датасетом. Маркеры были разработаны исключительно для данного исследования, поэтому генерация данных производилась в ручном режиме. В течение месяца коллективом лаборатории формировалась база для обучения модели путем создания изображений, содержащих искомый объект – кубик различного цвета. По истечении срока была сформирована база из шести тысяч изображений. Далее производилась разметка изображений в специальной утилите LabelIMG, где описывались классы объектов и координаты x, y, w, h в нормальном виде. Для улучшения точности модели после разметки проводился процесс аугментации с фильтрами, которые не изменяли семантические свойства объектов с помощью библиотеки `albumentations`. К изображениям применялись

следующие преобразования: изменение гаммы (RandomGamma), применение гауссовского шума (GaussNoise), случайный поворот изображения на 90 градусов (RandomRotate90), произвольный сдвиг значений для каждого канала RGB-изображения (RGBShift) и прочие. В результате получилось порядка 4500 изображений.

Данные были разделены в отношении 7:2:1 – для тренировки, валидации и тестов соответственно.

Одной из моделей, которые решают вопросы компьютерного зрения для поиска объектов на потоковых изображениях в беспилотных автомобилях и видео аналитике, является модель YOLO (You Only Look Once) [10, 11, 12, 13].

Нейронная сеть YOLO, архитектура которой представлена на Рисунке 6, как предполагается из ее названия, определяет объекты после однократного прохождения изображения через нейросеть. В отличие от многих других сверточных нейросетей, при использовании которых изображение проходит через нее многократно. За счет этого становится возможным применение YOLO для поиска объекта на передаваемом изображении в реальном времени [10].

Overview of YOLOv5

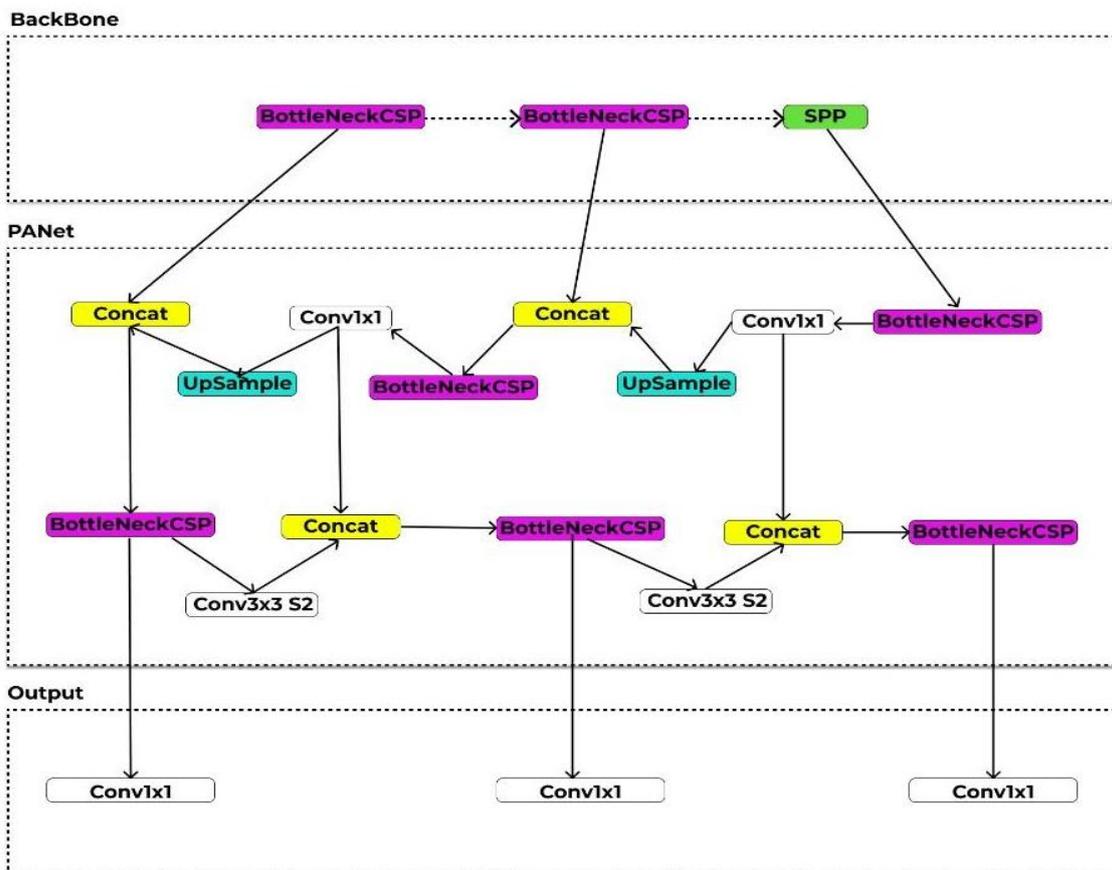


Рисунок 6 – Архитектура нейронной сети YOLOv5
Figure 6 – Architecture of YOLOv5 neural network

YOLO работает по следующему принципу: изображение на входе разбивается сеткой размером $a \times a$. Вокруг ячейки отрисовывается несколько прямоугольников различного размера, так как не определена форма, размер и позиция объекта, а также не известно, какой прямоугольник подойдет лучше. После чего для каждой ячейки предсказываются ограничивающие рамки и вероятности класса. На базе значений

вероятности класса выбирается прямоугольник для ограничивающих рамок, наиболее точно описывающий объект поиска на изображении [11].

За основу выбрали версию YOLO v5, которая была обучена на собранном и подготовленном датасете [13, 14]. Результат работы обученной модели представлен на Рисунке 7.

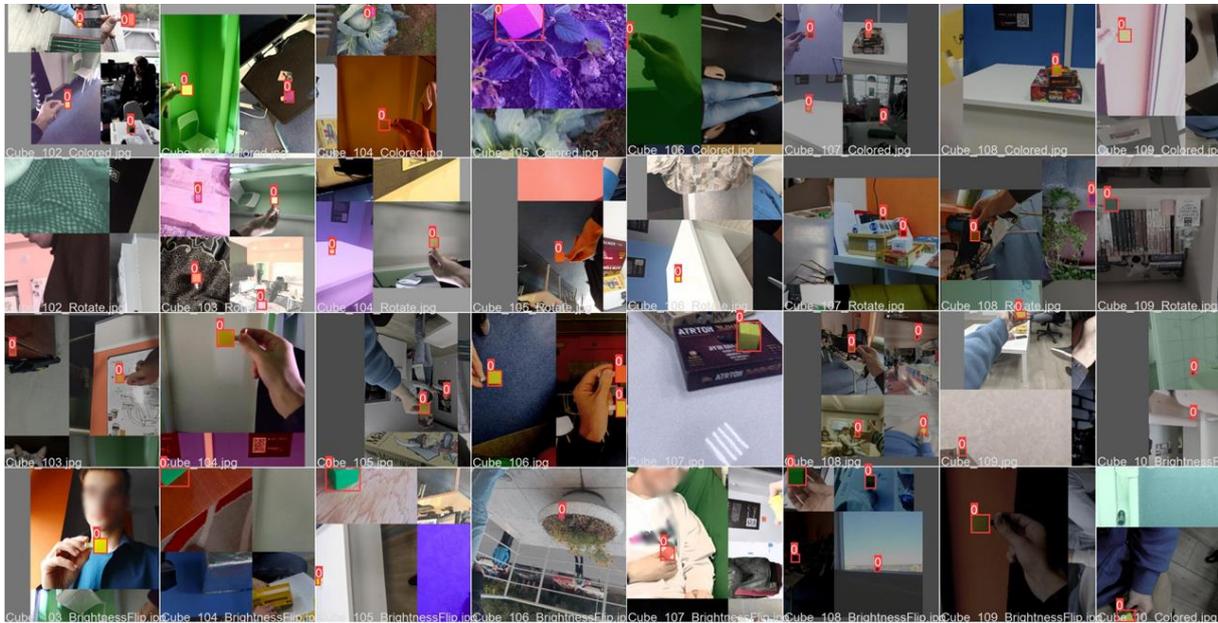


Рисунок 7 – Результат работы модели YOLOv5
Figure 7 – Result of the YOLOv5 model

Координаты маркеров определяются и высчитываются относительно проекции камеры (изображения), которая поступает на вход. В дальнейшем тип дыхания определяется, исходя из расчетов расстояний L и M .

Точность данного метода выше, чем метода на базе цветового пятна, и он не требует дополнительной настройки, что повышает удобство использования. Но данный метод потоковой обработки при 30 fps уже требует оборудование дороже, чем предыдущий, поэтому в рамках исследования было предложено использовать оба метода, в зависимости от домашнего технического оснащения большого. Также стоит отметить, что данный метод работает только с проекцией маркеров на профильную плоскость.

Обсуждение

Метод поиска цветового пятна (с использованием веб-камеры) и нейронная сеть являются ограниченными в точности. Это обосновывается тем, что анализ дыхания, проводимый при помощи данных методов, базируется на использовании проекции на профильную плоскость в соответствии с расположением относительно камеры. Следовательно, вычисления ведутся в рамках двухмерной системы, что оказывает влияние на точность результата. Также стоит отметить, что при использовании методов на базе двухмерных проекций пользователь должен находиться в положении стоя, без изменения угла поворота в течение некоторого промежутка времени, следовательно, свобода его движений ограничена.

Метод, основанный на маркерной системе захвата движения, дает более полную картину и предоставляет возможность вычислений в рамках трехмерного пространства,

что увеличивает точность метода и удобство участников эксперимента (впоследствии пользователей системы), так как свобода движений человека не ограничена. С другой стороны, использование любой системы захвата движения является дорогостоящим и имеет высокий порог вхождения, из-за чего применение в домашних условиях становится маловероятным. Вследствие всего вышесказанного, использование методов, на вход которых подается изображение с обычной камеры, является обоснованным, несмотря на потерю точности.

Заключение

В результате исследования были разработаны схема крепления маркеров на тело и метод, позволяющий на базе координат маркеров, закрепленных на теле в определенном месте, определить преобладающий тип дыхания. Количество маркеров, необходимых для определения доминирующего типа дыхания человека, сократили до трех штук. Такое количество маркеров является оптимальным как по сложности, так и по времени фиксации на теле в процессе снятия показаний, без сильной потери точности определения типа дыхания.

Так как маркерные системы захвата движения являются дорогостоящим классом оборудования, которое также требует специальную подготовку пространства, стоит вопрос о масштабировании и популяризации использования результатов исследования в домашних условиях. Были разработаны собственные методы, которые имитируют работу системы захвата движения на базе нейронных сетей и компьютерного зрения: был адаптирован метод поиска цветового пятна на изображении и дообучена модель YOLO версии 5. Для обучения модели был собран и подготовлен собственный датасет, который прошел ряд ручных и автоматических процессов для повышения качества предсказания.

Методы, основанные на поиске цветового пятна и нейронной сети, показали свою пригодность, в связи с большим разнообразием домашнего технического оснащения пациентов.

В результате был разработан метод для изучения дыхания человека на разных конфигурациях и техническом оснащении, который имеет наиболее низкий порог доступности пациентам.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Di Tocco J., Lo Presti D., Zaltieri M., Bravi M., Morrone M., Sterzi S., Schena E., Massaroni C. Investigating stroke effects on respiratory parameters using a wearable device: a pilot study on hemiplegic patients. *Sensors (Basel)*. 2022;22(17):6708. DOI: 10.3390/s22176708.
2. Massaroni C., Cassetta E., Silvestri S. A novel method to compute breathing volumes via motion capture systems: design and experimental trials. *Journal of Applied Biomechanics*. 2017;33(5):361–365. DOI: 10.1123/jab.2016-0271.
3. Romano Ch., Schena E., Formica D., Massaroni C. Comparison between chest-worn accelerometer and gyroscope performance for heart rate and respiratory rate monitoring. *Biosensors*. 2022;12(10):834. DOI: 10.3390/bios12100834.
4. Васильев В.И. Влияние диафрагмальнорелаксационного типа дыхания на здоровье учащихся средней общеобразовательной школы. *Известия Пензенского государственного педагогического университета им. В.Г. Белинского*. 2006;5:121–123.
5. Subin S., Pravin A. Breathing techniques-A review – 25 different types. *International Journal of Physical Education, Sports and Health*. 2015;2(2):237–241.

6. Cuña-Carrera I., Alonso Calvete A., González Yo., Soto-González M. Changes in abdominal muscles architecture induced by different types of breathing. *Isokinetics and Exercise Science*. 2022;30(1):15–21. DOI: 10.3233/IES-210159.
7. Arai R., Murakami K. Hierarchical human motion recognition by using motion capture system. *2018 International Workshop on Advanced Image Technology (IWAIT)*. 2018;1–4.
8. Nagymáté G., M. Kiss R. Application of OptiTrack motion capture systems in human movement analysis: A systematic literature review. *Recent Innovations in Mechatronics*. 2018;5(1):1–9. DOI: 10.17667/riim.2018.1/13.
9. Lu C., Lin J., Chang C., Liu C., Wang L., Tseng K. Recognition of film type using HSV features on deep-learning neural networks. *Journal of Electronic Science and Technology*. 2020;18(1):31–41. DOI: 10.11989/JEST.1674-862X.90904223.
10. Wang Y., Hua C., Ding W., Wu R. Real-time detection of flame and smoke using an improved YOLOv4 network. *Signal Image Video Process*. 2022;16(5):1109–1116. DOI: 10.1007/s11760-021-02060-8.
11. Abassi S., Abdi H., Ahmadi A. A face-mask detection approach based on YOLO applied for a new collected dataset. *26th International Computer Conference, Computer Society of Iran, CSICC 2021*. 2021;1–6. DOI:10.1109/CSICC52343.2021.9420599
12. Redmon J., Divvala S., Girshick R., Farhadi A. You only look once: unified, real-time object detection. *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR*. 2016;779–788.
13. Рыбчиц Г.М., Зубков А.В., Самоходкина И.А., Орлова Ю.А. Разработка моделей предиктивной аналитики для предсказания тенденции заболеваемости COVID-19 на основании открытых данных Волгоградской области. *Программная инженерия: современные тенденции развития и применения (ПИ-2021): сб. матер. V-й Всерос. науч.-практ. конф.* 2021;124–127.
14. Рыбчиц Г.М., Зубков А.В., Гомазкова Ю.С., Коршунов А.А. Разработка модели для распознавания маркеров на базе сети YOLO для детектирования циклов дыхания. *Инновационные технологии в обучении и производстве: материалы XVI Всерос. заочн. науч.-практ. конф.* 2021;1(3):139–142.

REFERENCES

1. Di Tocco J., Lo Presti D., Zaltieri M., Bravi M., Morrone M., Sterzi S., Schena E., Massaroni C. Investigating stroke effects on respiratory parameters using a wearable device: a pilot study on hemiplegic patients. *Sensors (Basel)*. 2022;22(17):6708. DOI: 10.3390/s22176708.
2. Massaroni C., Cassetta E., Silvestri S. A novel method to compute breathing volumes via motion capture systems: design and experimental trials. *Journal of Applied Biomechanics*. 2017;33(5):361–365. DOI: 10.1123/jab.2016-0271.
3. Romano Ch., Schena E., Formica D., Massaroni C. Comparison between chest-worn accelerometer and gyroscope performance for heart rate and respiratory rate monitoring. *Biosensors*. 2022;12(10):834. DOI: 10.3390/bios12100834.
4. Vasil'ev V.I. Vliianie diafragmal'norelaksatsionnogo tipa dykhaniia na zdorov'e uchashchikhsia srednei obshcheobrazovatel'noi shkoly. *Izvestiia Penzenskogo gosudarstvennogo pedagogicheskogo universiteta im. V.G. Belinskogo*. 2006;5:121–123. (In Russ.).
5. Subin S., Pravin A. Breathing techniques-A review – 25 different types. *International Journal of Physical Education, Sports and Health*. 2015;2(2):237–241.

6. Cuña-Carrera I., Alonso Calvete A., González Yo., Soto-González M. Changes in abdominal muscles architecture induced by different types of breathing. *Isokinetics and Exercise Science*. 2022;30(1):15–21. DOI: 10.3233/IES-210159.
7. Arai R., Murakami K. Hierarchical human motion recognition by using motion capture system. *2018 International Workshop on Advanced Image Technology (IWAIT)*. 2018;1–4.
8. Nagymáté G., M. Kiss R. Application of OptiTrack motion capture systems in human movement analysis: A systematic literature review. *Recent Innovations in Mechatronics*. 2018;5(1):1–9. DOI: 10.17667/riim.2018.1/13.
9. Lu C., Lin J., Chang C., Liu C., Wang L., Tseng K. Recognition of film type using HSV features on deep-learning neural networks. *Journal of Electronic Science and Technology*. 2020;18(1):31–41. DOI: 10.11989/JEST.1674-862X.90904223.
10. Wang Y., Hua C., Ding W., Wu R. Real-time detection of flame and smoke using an improved YOLOv4 network. *Signal Image Video Process*. 2022;16(5):1109–1116. DOI: 10.1007/s11760-021-02060-8.
11. Abassi S., Abdi H., Ahmadi A. A face-mask detection approach based on YOLO applied for a new collected dataset. *26th International Computer Conference, Computer Society of Iran, CSICC 2021*. 2021;1–6. DOI:10.1109/CSICC52343.2021.9420599
12. Redmon J., Divvala S., Girshick R., Farhadi A. You only look once: unified, real-time object detection. *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR*. 2016;779–788.
13. Rybchits G.M., Zubkov A.V., Samokhodkina I.A., Orlova Yu.A. Razrabotka modelei prediktivnoi analitiki dlya predskazyvaniya tendentsii zaboлеваemosti COVID-19 na osnovanii otkrytykh dannykh Volgogradskoi oblasti. *Programmnaya inzheneriya: sovremennye tendentsii razvitiya i primeneniya (PI-2021): sb. mater. V-i Vseros. nauch.-prakt. konf.* 2021;124–127. (In Russ.).
14. Rybchits G.M., Zubkov A.V., Gomazkova Yu.S., Korshunov A.A. Razrabotka modeli dlya raspoznavaniya markerov na baze seti YOLO dlya detektirovaniya tsiklov dykhaniya. *Innovatsionnye tekhnologii v obuchenii i proizvodstve: materialy XVI Vseros. zaochn. nauch.-prakt. konf.* 2021;1(3):139–142. (In Russ.).

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Зубков Александр Владимирович, магистрант кафедры программного обеспечения автоматизированных систем, Волгоградский государственный технический университет, Волгоград, Российская Федерация.

e-mail: zubkov.alexander.v@gmail.com

Донская Анастасия Романовна, магистрант кафедры программного обеспечения автоматизированных систем, Волгоградский государственный технический университет, Волгоград, Российская Федерация.

e-mail: donskaia.anastasiya@yandex.ru

Бушенева Светлана Николаевна, доцент кафедры общественного здоровья и здравоохранения Института НМФО,

Alexander Vladimirovich Zubkov, Master's Student, Software Engineering Department, Volgograd State Technical University, Volgograd, Russian Federation.

Anastasia Romanovna Donskaya, Master's Student, Software Engineering Department, Volgograd State Technical University, Volgograd, Russian Federation.

Svetlana Nikolaevna Busheneva, Associate Professor at the Department of Public Health and Healthcare of the NMFO Institute,

кандидат медицинских наук, Волгоградский
государственный медицинский
университет, Волгоград, Российская
Федерация.

e-mail: s.busheneva@vlg.sovamed.ru

Орлова Юлия Александровна, доктор
технических наук, доцент, заведующая
кафедрой программного обеспечения
автоматизированных систем, Волгоградский
государственный технический университет,
Волгоград, Российская Федерация.

e-mail: poas@vstu.ru

Рыбчиц Григорий Михайлович, бакалавр
кафедры программного обеспечения
автоматизированных систем, Волгоградский
государственный технический университет,
Волгоград, Российская Федерация.

e-mail: grinya110@gmail.com

Candidate of Medical Sciences, Volgograd
State Medical University, Volgograd, Russian
Federation.

Yulia Aleksandrovna Orlova, Doctor of
Technical Sciences, Associate Professor, Head
of Software Engineering Department,
Volgograd State Technical University,
Volgograd, Russian Federation.

Grigory Mikhailovich Rybchits, Bachelor's
Student, Software Engineering Department,
Volgograd State Technical University,
Volgograd, Russian Federation.

*Статья поступила в редакцию 02.06.2022; одобрена после рецензирования 14.12.2022;
принята к публикации 27.12.2022.*

*The article was submitted 02.06.2022; approved after reviewing 14.12.2022;
accepted for publication 27.12.2022.*