

Алгоритм обработки измерений параметров внешнего дыхания с использованием системы захвата движений

А. В. Дроздова[✉], А. Н. Ткаченко, Е. М. Скребова, И. А. Сагун

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ"
им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

[✉] alyona_ch@bk.ru

Аннотация

Введение. В медицине изучение дыхания критически важно для диагностики и мониторинга здоровья. Определение параметров дыхания, таких как частота, необходимо для оценки состояния дыхательной системы. Однако традиционные методы, например спирометрия, имеют ограничения. Системы захвата движений, такие как маркерный видеоанализ, предлагают перспективный и инновационный подход для измерения параметров дыхания в совокупности с другими исследованиями, которые можно проводить с этой системой. Такой подход обеспечивает точные данные о дыхательной активности без необходимости специализированного медицинского оборудования. Использование таких систем может значительно расширить область их применения в реабилитационной и спортивной медицине.

Цель работы. Разработка алгоритма определения параметров дыхания с помощью маркерной системы захвата движения. Разработка алгоритма оптимального положения тела и наилучших местоположений маркеров для определения параметров дыхания. Анализ контрольных измерений.

Материалы и методы. Рассматриваются данные, полученные в результате синхронной регистрации сигналов с оптической системы захвата движений и спирометра. Определение частоты дыхания осуществляется методом спектрального анализа и преобразования Фурье.

Результаты. Разработан алгоритм анализа и интерпретации частоты дыхания, позволяющий учитывать положения тела, области расположения маркеров и предоставляющий рекомендации относительно их оптимального размещения.

Заключение. Результаты исследований показали перспективность применения маркерного видеоанализа для оценки частоты дыхательных движений с использованием системы захвата движения. Предполагается проведение дополнительных исследований с учетом физической активности с целью разработки эффективных методов диагностики параметров внешнего дыхания и выявления дыхательных нарушений.

Ключевые слова: частота дыхания, система захвата движений, маркерный видеоанализ, спектральный анализ, спирометрия

Для цитирования: Алгоритм обработки измерений параметров внешнего дыхания с использованием системы захвата движений / А. В. Дроздова, А. Н. Ткаченко, Е. М. Скребова, И. А. Сагун // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2024. Т. 27, № 4. С. 91–102. doi: 10.32603/1993-8985-2024-27-4-91-102

Благодарности. Выражаем признательность коллегам из Института физиологии им. И. П. Павлова, которые оказали помощь в выполнении исследования на базе лаборатории физиологии движений.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Статья поступила в редакцию 05.04.2024; принята к публикации после рецензирования 29.05.2024; опубликована онлайн 27.09.2024



Algorithm for Processing Measurements of External Respiration Parameters Using Motion Capture Systems

Alyona V. Drozdova[✉], Anna N. Tkachenko, Elena M. Skrebova, Ivan A. Sakun

Saint Petersburg Electrotechnical University, St Petersburg, Russia

[✉] alyona_ch@bk.ru

Abstract

Introduction. In healthcare, breath analysis is increasingly used to detect diseases and monitor human health. Assessment of respiratory parameters, such as breathing frequency, is an important component in evaluating the overall state of the respiratory system. However, conventional methods, such as spirometry, have their limitations. Motion capture systems, such as marker-based video analysis, offer a promising and innovative approach for measuring respiratory parameters in conjunction with other investigations. This approach provides accurate data on respiratory activity without requiring specialized medical equipment. The use of such systems has the potential to significantly extend the scope of their application in rehabilitation and sports medicine.

Aim. Development of an algorithm for determining breathing parameters using a marker-based motion capture system. Development of an algorithm for optimal body position and best marker locations for determining breathing parameters. Analysis of control measurements.

Materials and methods. The data obtained as a result of synchronous recording of signals from an optical motion capture system and a spirometer were analyzed. The respiration rate was determined by spectral analysis and Fourier transform.

Results. An algorithm for analyzing and interpreting respiratory rate was developed. This algorithm not only considers body positions and marker locations, but also provides recommendations regarding their optimal placement.

Conclusion. The results obtained confirm the prospects of marker video analysis in assessing the frequency of respiratory movements using a motion capture system. Further studies will be aimed at taking physical activity into account with the purpose of developing effective diagnostic methods of external respiration parameters and respiratory disorders.

Keywords: respiratory rate, motion capture system, marker video analysis, spectral analysis, spirometry

For citation: Drozdova A. V., Tkachenko A. N., Skrebova E. M., Sakun I. A. Algorithm for Processing Measurements of External Respiration Parameters Using Motion Capture Systems. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2024, vol. 27, no. 4, pp. 91–102. doi: 10.32603/1993-8985-2024-27-4-91-102

Acknowledgements. We express our gratitude to our colleagues from the Pavlov Institute of Physiology. We are grateful to our colleagues from the Pavlov Institute of Physiology who helped us to carry out the study on the basis of the laboratory of physiology of movements.

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest.

Submitted 05.04.2024; accepted 29.05.2024; published online 27.09.2024

Введение. Реабилитация дыхания – важный аспект в медицинской практике, в особенности в контексте ухудшения или изменения функционирования органов дыхания, вызванных различными болезнями и состояниями. В большинстве случаев нарушения функции дыхания обусловлены хроническими заболеваниями легких, инфекциями верхних дыхательных путей, последствиями операций и травм.

Определение частоты дыхания (ЧД) пациента и ее изменения является одним из важнейших параметров, необходимых для эффективного мониторинга состояния здоровья пациента и проведения соответствующих медицинских мероприятий. Например, увеличение частоты сердечных сокращений (ЧСС) может указывать на проблемы с дыхательной функцией, а снижение – на возможные сердечно-сосудистые проблемы

или другие патологии. Однако точная и постоянная оценка ЧСС может представлять собой сложную задачу для медицинских работников, особенно при интенсивном лечении или реабилитации больных в клинике.

Методы регистрации ЧД. Способы измерения ЧД могут быть разделены на две категории в зависимости от природы их воздействия на объект измерения: контактные, требующие непосредственного контакта с пациентом или его телом, и бесконтактные, осуществляемые без прямого физического воздействия на объект измерения [1, 2].

В группу контактных методов входит пневмография. Данный инструмент предполагает измерение объема и скорости дыхательных движений с помощью датчиков, размещенных на грудной клетке и животе. При анализе ЧД часто наблюдалось, что особенности изменений пневмограммы терялись, т. е. имеется ограниченная информативность измерений при оценке изменений в регулярности дыхательного ритма. В связи с отсутствием информативного количественного измерения уровня аритмии дыхания интерес ученых к пневмографии постепенно снижался, и внимание исследователей было направлено на альтернативные методы измерения и анализа ЧД [3].

Другим из наиболее распространенных контактных методов измерения ЧД является спирометрия, которая основана на измерении объема и скорости воздушного потока при дыхании. Этот метод является стандартным для диагностики различных заболеваний легких и оценки их тяжести. Однако спирометрия может быть затруднительной при мониторинге в реальном времени, особенно у пациентов с ограниченной подвижностью или в состоянии стресса. Такие устройства характеризуются высокой устойчивостью к внешним воздействиям и отличной устойчивостью к артефактам движения человеческого тела, что обеспечивает актуальность их применения в различных областях, включая спортивную медицину. Однако такие измерения трудоемки в обработке, а сами устройства могут оказаться громоздкими или неустойчивыми для использования вне медицинских учреждений [1].

Третий метод – реография, который измеряет изменения сопротивления тканей в процессе

дыхания. Этот метод основывается на электропроводимости тканей и может быть полезен при оценке дыхательной функции, особенно у детей и новорожденных. Однако реография может быть менее точной, чем другие методы и подвергаться внешним воздействиям, таким как движения пациента или окружающей среды.

Помимо описанных методов определения частоты дыхательных движений (ЧДД) стоит отметить возможность использования для этой цели электрокардиографии (ЭКГ). Способ оценки ЧД по сигналам ЭКГ указывает на существование взаимосвязи между фазами сердечного цикла и ЧДД. Применение таких методов позволяет точно определить фазы сердечного цикла, а следовательно, и ЧДД. К недостаткам такой высокоточной системы, относительная погрешность которой может составлять от 1 до 3 %, относятся такие факторы, как чувствительность системы к артефактам движений пациента и высокая стоимость оборудования [1, 4].

В современных исследованиях все больше внимания уделяется разработке и применению бесконтактных методов оценки различных биологических показателей с использованием видеоанализа в режиме реального времени и постобработке данных. Эти подходы позволяют расширить перспективы клинических исследований, улучшить точность измерений и прогнозировать развитие неблагоприятных клинических состояний [1, 5–11]. К этой группе методов относится видеоанализ, в том числе безмаркерные системы захвата движения. Но обработка видеоряда представляет собой процесс, требующий значительных временных и вычислительных ресурсов и ориентированный на решение конкретной задачи. Перспективным представляется применение маркерных систем захвата движения, которые предоставляют возможность оптимизировать использование ресурсов, позволяют решать широкий спектр задач и обеспечивают более гибкую альтернативу для мониторинга исследования физиологических параметров пациентов.

Предшествующие зарубежные исследования, направленные на сопоставление результатов измерений, полученных с использованием маркерных систем захвата движений, с данными, полученными с помощью инструментов,

применяемых в медицинской практике, таких как спирометрия и пневмография, выявили минимальные расхождения, не превышающие 3 % [12–14]. Эти результаты свидетельствуют о высокой точности маркерных систем захвата движений в контексте оценки параметров дыхания, что позволяет выделить маркерные системы захвата движений как потенциально ценный инструмент для определения параметров дыхания в клинической практике.

Основной целью данного исследования была разработка эффективного алгоритма измерения параметров дыхания с применением современных технических и инструментальных средств, а именно определение ЧД пациента с использованием маркерной системы захвата движений. Такой методологический подход позволяет определить параметры дыхания, обеспечивая медицинскому персоналу важную информацию для диагностики, мониторинга и реабилитации пациентов с нарушениями дыхательной функции.

Техническое обеспечение исследования. Захват движения – это процесс записи движения объектов или людей. С применением маркерной системы захвата "Qualisys" регистрировались светоотражающие маркеры 12.5 мм с частотой 100 Гц камерами [15]. В работе были использованы 10 инфракрасных камер Oqus 500+ (Qualisys AB, Гетеборг, Швеция) с дистанцией измерений до 25 м, частотой до 360 кадров в секунду и максимальным разрешением 4 МП.

В качестве эталонной системы была использована спирометрическая капсула (ADInstruments Pty Ltd., Bella Vista, Австралия) в комбинации с системой устройств регистрации биологических сигналов PowerLab C и их усиления Octal Bio Amp. Перед началом эксперимента система была откалибрована, что обеспечило корректное определение пространственных координат движения маркеров в ходе исследования.

С целью одновременной фиксации видеоизображения и данных, получаемых от спирометра, был применен триггер – кнопка, подключенная к блоку синхронизации обеих систем. Этот инструмент обеспечивает запись видео и регистрацию респираторных параметров одновременно, что позволяет проводить анализ двух типов данных в соответствующих

временных интервалах для точной оценки исследовательских результатов.

Проведение эксперимента. В исследовании приняли участие 8 человек (2 женщины и 6 мужчин) в возрасте 23 лет. Добровольцы не имели никаких осложнений, связанных с дыханием или другими заболеваниями, и были полностью здоровыми на момент проведения эксперимента. Данный факт обеспечил надежность и достоверность данных, полученных в ходе исследования, и исключил влияние возможных факторов, связанных с заболеваниями или патологиями, на результаты эксперимента.

Отслеживание дыхательных процессов было осуществлено с применением трех различных положений тела: стоя, сидя и лежа. Длительность эксперимента для каждого участника включала запись данных в течение 100 с.

Маркеры располагались на теле испытуемых на животе, ребрах и груди (рис. 1). Эти места были выбраны с целью обнаружения гармонических колебаний, связанных с ЧД. Описание нумерации маркеров представлено в табл. 1.

В результате выполнения эксперимента были получены файлы видеозаписи, содержащие информацию о движениях маркеров в формате qtm (Qualisys Track Manager). В приложении Qualisys Track Manager (QTM) файлы видеозаписи были преобразованы в формат mat, совместимый с программным обеспечением MATLAB. Эти файлы представляют собой структуру данных, содержащую информацию о дате записи, количестве кадров, частоте регистрации, а также о названиях маркеров и траекториях их движения относительно начала координат.

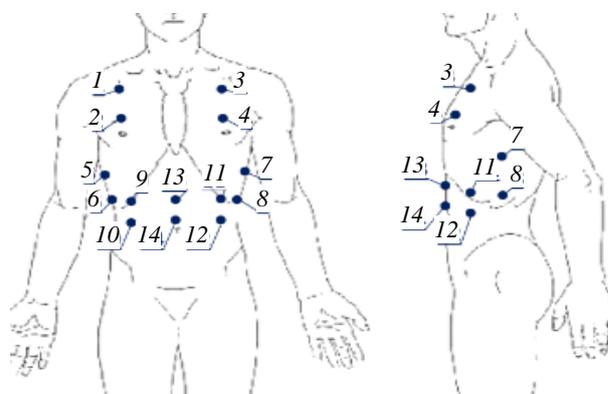


Рис. 1. Размещение маркеров на теле человека

Fig. 1. Placement of markers on the human body

Табл. 1. Обозначения маркеров

Tab. 1. Marker designations

| № | Имя | Расположение |
|----|----------------|--|
| 1 | R_Breast_1 | На 2...3 см проксимальнее R_Breast_2 |
| 2 | R_Breast_2 | Справа от средней ключичной линии на уровне четвертого ребра |
| 3 | L_Breast_1 | На 2...3 см проксимальнее L_Breast_2 |
| 4 | L_Breast_2 | Слева от средней ключичной линии на уровне четвертого ребра |
| 5 | R_Rib_1 | На 2...3 см проксимальнее R_Rib_2 |
| 6 | R_Rib_2 | Подреберная область с правой стороны |
| 7 | L_Rib_1 | На 2...3 см проксимальнее L_Rib_2 |
| 8 | L_Rib_2 | Подреберная область с левой стороны |
| 9 | R_Belly_1 | На 2...3 см проксимальнее R_Belly_2 |
| 10 | R_Belly_2 | Правая боковая область мезогастрия |
| 11 | L_Belly_1 | На 2...3 см проксимальнее L_Belly_2 |
| 12 | L_Belly_2 | Левая боковая область мезогастрия |
| 13 | Belly_Middle_1 | На 2...3 см проксимальнее Belly_Middle_2 |
| 14 | Belly_Middle_2 | Выше пупка |

Результатом регистрации спирометрических данных являлись записи, сохраненные в формате ADICHT. Файлы ADICHT представляют собой формат данных, используемый для записи и последующего анализа биологических сигналов. Данные были записаны с частотой 1000 Гц, и представленные в них значения являются измерениями потока воздуха в литрах в секунду [л/с]. Данная единица измерения используется для количественной оценки скорости потока воздуха или газа, пропускаемого через спирометр во время проведения тестирования.

Алгоритмы обработки и анализа измерений. В связи с разнообразием и сложностью данных, получаемых от системы захвата движений, требовалась разработка специализированного алгоритма обработки, который мог бы эффективно извлекать информацию о параметрах дыхания из большого количества экспериментов. Алгоритм обработки и анализа измерений был разбит на две части: первый – выполнял вычисление параметров дыхания, а второй – позволял определить оптимальное местоположение маркеров для конкретного положения тела.

Алгоритм обработки измерений параметров внешнего дыхания с использованием системы захвата движений

Algorithm for Processing Measurements of External Respiration Parameters Using Motion Capture Systems

Алгоритм 1. На рис. 2 представлен алгоритм обработки измерений для определения ЧД, который включает следующие основные этапы:

1. Извлечение и структурирование данных, содержащихся в исходных массивах. Фильтры нижних частот (ФНЧ) применяются с целью подавления высокочастотных компонентов сигнала и подавления постоянной составляющей, а также удаления шумов, которые могли бы оказать влияние на результаты анализа.

2. Выбор положения тела. В работе исследуются параметры дыхания в трех основных позах – лежа, стоя и сидя. Обработка результатов по каждому из них выполняется отдельно.

3. Выбор местоположения маркеров. В эксперименте маркеры разделены на 4 основные категории в зависимости от расположения на теле: грудь, ребра, центр и периферия живота.

4. Вычисление частот, полученных с маркеров и опорного (со спирометра) сигналов:

4.1. Определение длины N последовательности сигнала x_1, x_2, \dots, x_N .

4.2. Вычисление вектора частот. Вычисление частоты для каждого элемента дискретного преобразования Фурье (ДПФ) сигнала по формуле

$$f_k = \frac{kf_s}{N},$$

где k – индекс элемента ДПФ; f_s – частота дискретизации, Гц; N – количество отсчетов в сигнале.

4.3. Применение ДПФ к сигналу. Преобразование временной последовательности x в частотную область. Результатом является массив комплексных амплитуд для каждой частоты Y_k :

$$Y_k = \sum_{n=1}^N x_n e^{-i2\pi kn/N},$$

где Y_k – k -й комплексный коэффициент в частотной области; x_n – n -й элемент во временной области; i – мнимая единица; $k = 1, 2, \dots, N$ – индекс частоты.

4.4. Определение индекса максимального значения амплитуды:

$$idx = \max |Y_k|.$$

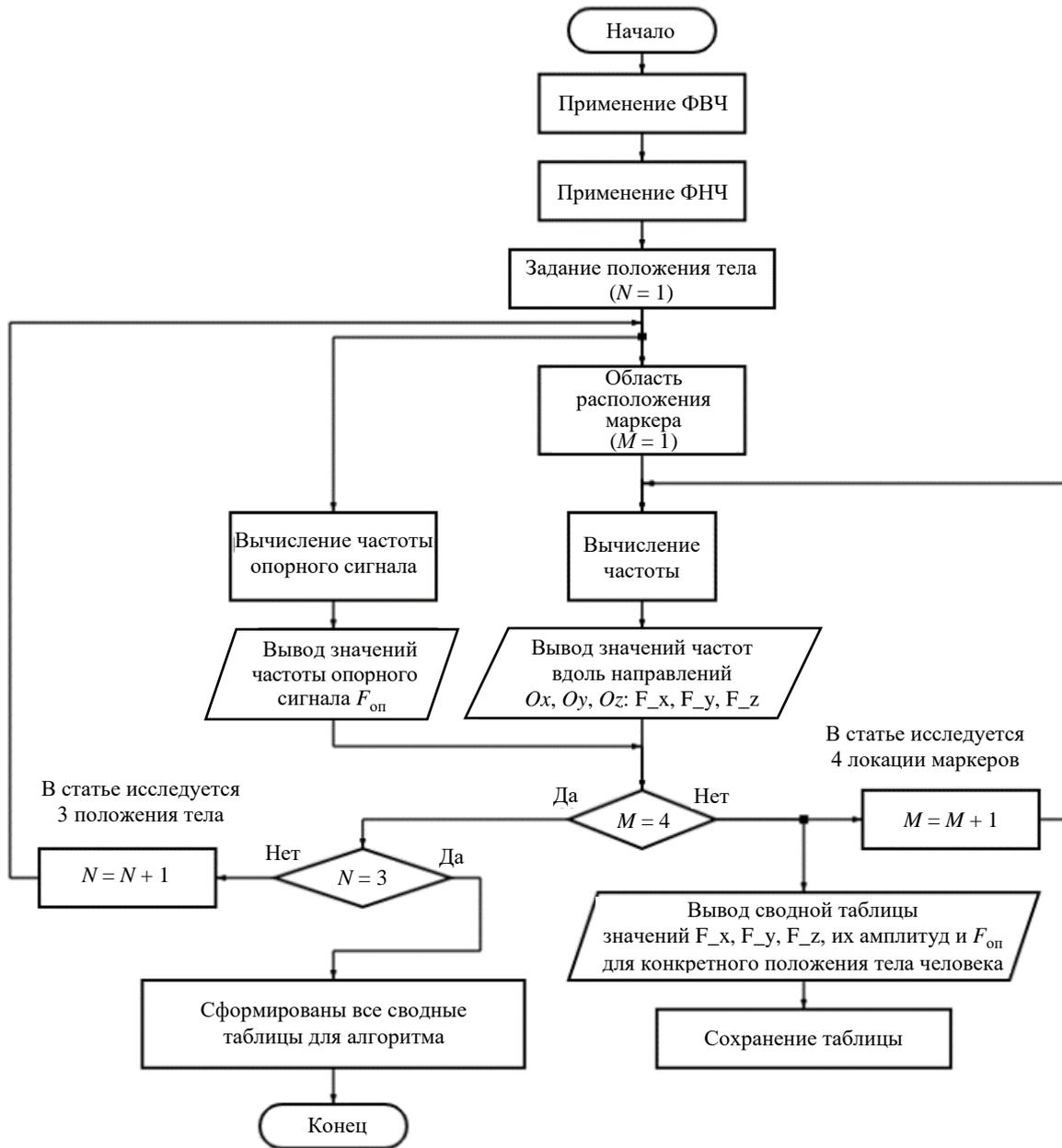


Рис. 2. Алгоритм I

Fig. 2. Algorithm I

4.5. Вычисление максимальной частоты [уд/мин]:

$$F = \text{round}(60f_{k_{idx}}).$$

Максимальная частота F в минутах определяется умножением частоты f_k на индекс максимального значения ДПФ с последующим округлением до целого числа. Поскольку входные данные представляют собой частоту в герцах, исходное значение умножается на 60 для преобразования в количество ударов в минуту.

Окно для наблюдения текущих сигналов и соответствующих им амплитудных спектров представлено на рис. 3.

5. Получение сводной таблицы для последующего анализа.

Алгоритм II. На рис. 4 представлен алгоритм анализа и определения предпочтительного расположения датчиков на теле человека при конкретной позе. Работа с данными эксперимента включала следующие этапы:

1. Выбор положения тела. В работе проводится

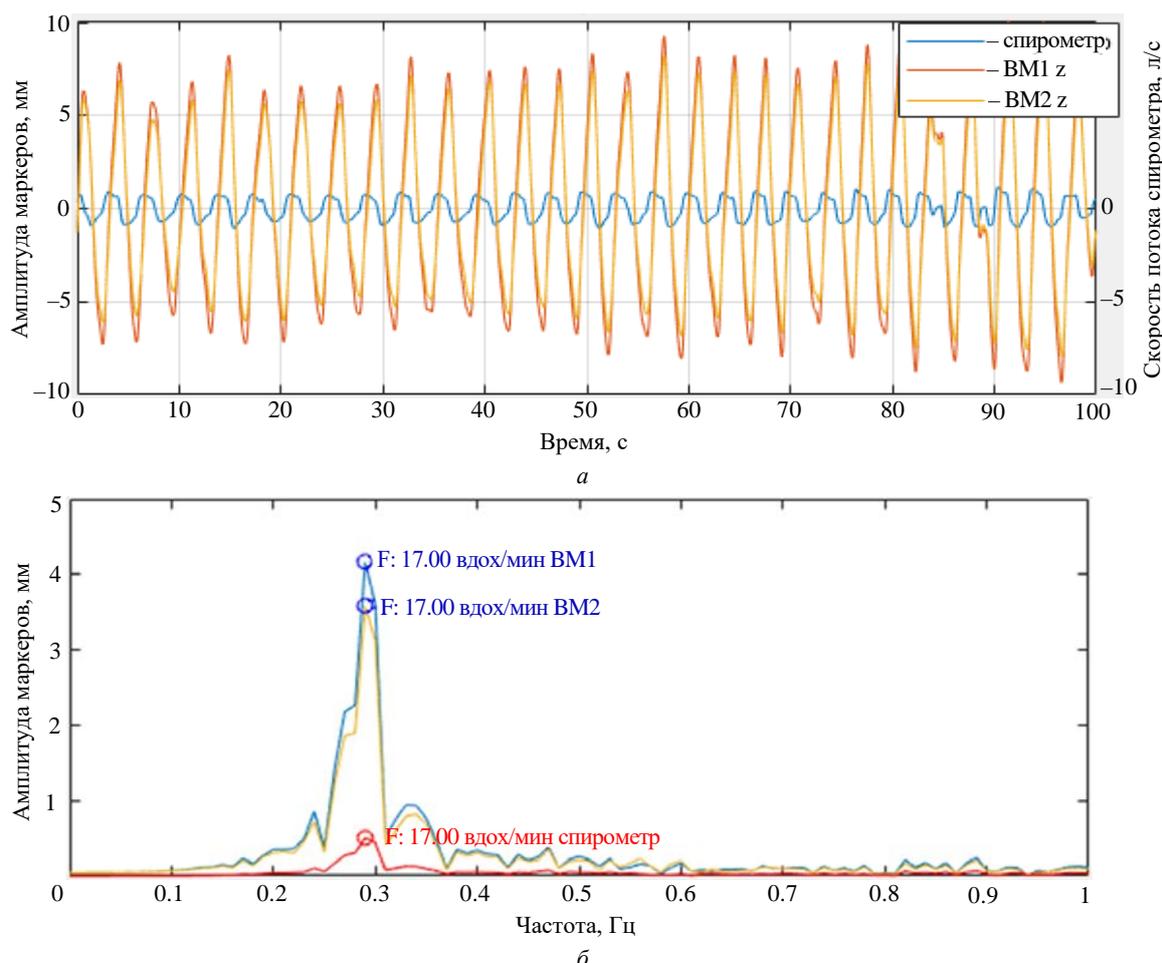


Рис. 3. Колебания маркеров и амплитудные спектры кривых в положении лежа у 3-го испытуемого: *a* – колебания маркеров "Belly Middle 1" и "Belly Middle 2" в проекции на вертикальную ось *z* и кривая спирометрии; *б* – амплитудные спектры кривых

Fig. 3. Marker fluctuations and amplitude spectra of curves in the supine position in the 3rd subject: *a* – fluctuations of "Belly Middle 1" and "Belly Middle 2" markers in projection on the vertical *z*-axis and spirometry curve; *b* – amplitude spectra of curves

исследование параметров дыхания в трех основных позах – лежа, стоя и сидя. Обработка результатов по каждому из них проводилась отдельно.

2. Формирование таблиц данных, полученных в результате работы алгоритма I. Результаты алгоритма I формируются в соответствующие массивы, обозначаемые "data_N", где N – условный номер положения тела: 1 – лежа, 2 – сидя, 3 – стоя.

3. Поиск максимальной амплитуды дыхания для каждой области тела.

4. Поиск максимальной амплитуды дыхания между исследуемыми сегментами.

5. Формирование итогового массива данных "data_N_analysis".

6. Определение патологии дыхания с учетом положения тела. В исследовании тип дыхания определяется среди трех основных групп: брадипноэ, нормальное дыхание и тахипноэ.

Брадипноэ – это медицинский термин, который обозначает замедленную ЧД у человека. Это состояние характеризуется уменьшенной частотой вдохов и выдохов по сравнению с нормой для данного возраста и состояния здоровья. При таком типе патологии частота составляет от 12 и менее дыхательных движений в минуту [16, 17].

Нормальное дыхание – это процесс, при котором человек равномерно и комфортно вдыхает и выдыхает воздух, обеспечивая достаточное поступление кислорода в организм и выведение углекислого газа из легких. Взрослый человек в покое обычно дышит примерно 12–20 раз в минуту [18].

Тахипноэ – означает увеличенную ЧД у человека. В этом состоянии человек чаще, чем обычно, вдыхает и выдыхает воздух. Увеличение частоты дыхания до 20 и более вдохов в минуту может рассматриваться как тахипноэ [16–18].

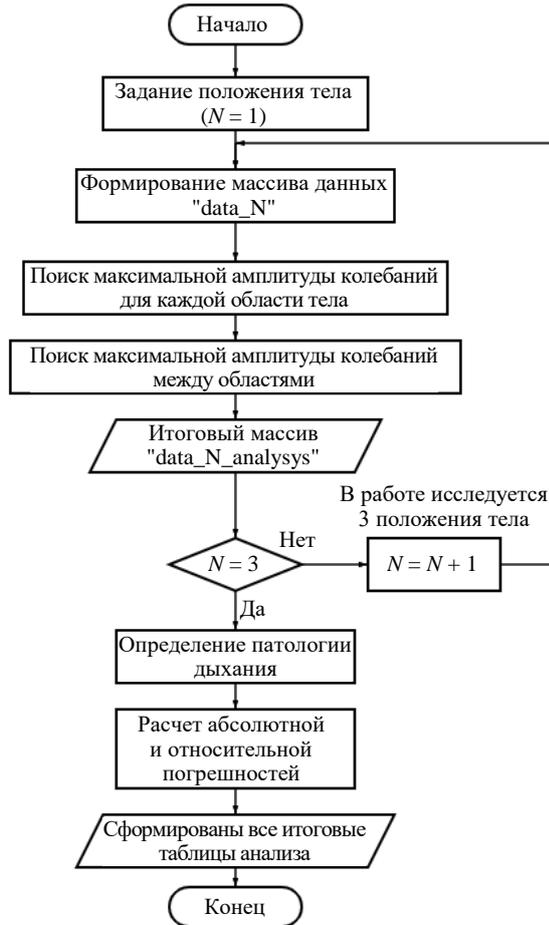


Рис. 4. Алгоритм II

Fig. 4. Algorithm II

Табл. 2. Типы дыхания

Tab. 2. Breathing types

| Тип дыхания | Частота, вдох/мин | | |
|--------------------|-------------------|-------|-------|
| | Стоя | Сидя | Лежа |
| Брадикапноэ | <12 | <12 | <12 |
| Нормальное дыхание | 12–20 | 12–18 | 12–16 |
| Ахипноэ | >20 | >18 | >16 |

Табл. 3. Результаты обработки для всех испытуемых в положении лежа для области в центре живота

Tab. 3. Results for all subjects in the supine position for the area in the center of the abdomen

| Маркер | F_x , вдох/мин | A_x , мм | F_y , вдох/мин | A_y , мм | F_z , вдох/мин | A_z , мм | $F_{\text{спиро}}$, вдох/мин |
|--------------------|---------------------|------------|---------------------|------------|---------------------|------------|----------------------------------|
| Belly Midle test 1 | 17 | 1.74 | 17 | 0.98 | 17 | 9.8 | 17 |
| Belly Midle test 2 | 16 | 2.17 | 16 | 0.73 | 16 | 10.12 | 16 |
| Belly Midle test 3 | 17 | 1.39 | 17 | 0.94 | 17 | 9.37 | 17 |
| Belly Midle test 4 | 25 | 1.97 | 25 | 0.58 | 25 | 10.07 | 25 |
| Belly Midle test 5 | 14 | 1.13 | 14 | 0.67 | 14 | 9.39 | 14 |
| Belly Midle test 6 | 18 | 0.89 | 18 | 0.7 | 18 | 9.71 | 18 |
| Belly Midle test 7 | 18 | 1.14 | 18 | 0.66 | 18 | 9.06 | 18 |
| Belly Midle test 8 | 24 | 1.13 | 24 | 0.64 | 24 | 9.3 | 24 |

Положение тела также влияет на диапазон нормальной ЧД [18]. Поэтому тип дыхания определяется согласно табл. 2, где верхняя граница нормальной ЧД изменяется в зависимости от положения тела.

Результаты обработки экспериментальных данных. Результатом работы алгоритма I являются 12 таблиц формата xlsx (табл. 3), содержащих информацию о частотах вдохов в минуту и амплитудах колебаний маркеров в миллиметрах в проекции на оси Ox , Oy , Oz , а также о дыхательном ритме вдохов в минуту, полученном со спирометра. Количество таблиц определяется комбинацией трех положений тела и четырех областей расположения маркеров.

В ходе выполнения алгоритма II формируются три итоговых массива "data_N_analysys", как представлено в табл. 4.

Исходя из результатов эксперимента было обнаружено, что наибольшие значения амплитуд наблюдаются в положении лежа датчиков "Belly Middle" и составляют в среднем 9.6 мм, в то время как более низкие значения характерны для положений "стоя" и "сидя" по 7.5 мм и 6.9 мм соответственно.

Нормальный тип дыхания преобладает в большинстве случаев, но также отмечаются случаи тахипноэ. Этот факт объясняется необходимостью прикладывать определенные усилия, связанными с применением спирометра, что могло нарушить обычный для них ритм дыхания. Случаев замедленного дыхания обнаружено не было.

Заключение. В ходе проведения эксперимента были исследованы характеристики дыхательных процессов у испытуемых в различных положениях

Табл. 4. Результаты анализа в положении лежа

Tab. 4. Results in the supine position

| № испыт. | F , вдох/мин | A , мм | Ось | Область | $F_{\text{спиро}}$, вдох/мин | Тип дыхания | ΔF | δF |
|----------|----------------|----------|-----|--------------|-------------------------------|---------------|------------|------------|
| 1 | 17 | 9.80 | z | Belly Middle | 17 | Тахипноэ | 0 | 0 |
| 2 | 16 | 10.12 | z | Belly Middle | 16 | Норм. дыхание | 0 | 0 |
| 3 | 17 | 9.37 | z | Belly Middle | 17 | Тахипноэ | 0 | 0 |
| 4 | 25 | 10.07 | z | Belly Middle | 25 | Тахипноэ | 0 | 0 |
| 5 | 14 | 9.39 | z | Belly Middle | 14 | Норм. дыхание | 0 | 0 |
| 6 | 18 | 9.71 | z | Belly Middle | 18 | Тахипноэ | 0 | 0 |
| 7 | 18 | 9.06 | z | Belly Middle | 18 | Тахипноэ | 0 | 0 |
| 8 | 24 | 9.30 | z | Belly Middle | 24 | Тахипноэ | 0 | 0 |

тела с использованием маркерного видеонализа и спирометрии. Максимальное расхождение в расчетах между двумя методами было равно 1 вдох/мин, что является максимальным расхождением и было обнаружено только в одном случае – у третьего добровольца в положении стоя.

Полученные результаты подчеркивают важность учета положения тела при анализе пара-

метров дыхания и демонстрируют перспективность маркерного видеонализа в исследованиях этой области. Дальнейшие исследования могут быть направлены на вычисление ЧДД и других параметров дыхания в условиях физической активности с целью разработки эффективных методов диагностики дыхательных нарушений с использованием систем захвата движения.

Авторский вклад

Дроздова Алёна Васильевна – сбор данных; разработка и реализация алгоритма; написание статьи.

Ткаченко Анна Николаевна – постановка задачи; руководство научным исследованием.

Скребова Елена Михайловна – настройка оборудования; сбор данных.

Сакун Иван Антонович – сбор данных; анализ результатов.

Author's contribution

Alyona V. Drozdova, data collection; algorithm design and implementation; article writing.

Anna N. Tkachenko, problem statement; management of scientific research.

Elena M. Skrebova, equipment setup; data collection.

Ivan A. Sakun, data collection; analysis of results.

Список литературы

1. Контактные способы регистрации частоты дыхания: возможности и перспективы / А. А. Гаранин, А. О. Рубаненко, И. Д. Шипунов, В. С. Рогова // Бюл. физиологии и патологии дыхания. 2023. № 89. С. 159–173. doi: 10.36604/1998-5029-2023-89-159-173

2. Бесконтактные методы измерения частоты дыхания: (обзор литературы) / А. А. Гаранин, И. Д. Шипунов, А. О. Рубаненко, Н. О. Санникова // Вестн. новых медицинских технологий. Электронное изд. 2023. № 5. С. 64–72. doi: 10.24412/2075-4094-2023-5-1-9

3. Вагин Ю. Е. Неравномерность ритма дыхания как показатель эмоционального напряжения // Сеченовский вестн. 2015. № 2(20). С. 13–23.

4. Уткина А. В., Изотова А. Г., Литвинова Н. А. Алгоритм оценки частоты дыхания по сигналу ЭКГ // Modern science. 2020. № 5–1. С. 451–421.

5. Анализ видеоизображения человека для определения частоты его дыхания / К. С. Пуртов, П. А. Соколов, М. Б. Конторович, А. В. Чистяков, В. Б. Костоусов, В. С. Кубланов // Вторая науч.-техн. конф. молодых ученых Уральского энергетического института, Екатеринбург, 15–19 мая 2017. Екатеринбург: УрФУ, 2017. С. 393–396.

6. A real-time camera-based adaptive breathing monitoring system / Yu-Ching Lee, Abdan Syakura, Muhammad Adil Khalil, Ching-Ho Wu, Yi-Fang Ding, Ching-Wei Wang // Medical & Biological Engineering & Computing. 2021. Vol. 59(6). P. 1285–1298. doi: 10.1007/s11517-021-02371-5

7. Marek Bartula, Timo Tigges, Jens Muehlsteff. Camera-Based System for Contactless Monitoring of Respiration // 35th Annual Intern. Conf. of the IEEE EMBS, Osaka, Japan, 3–7 July 2013. IEEE, 2013. P. 2672–

Алгоритм обработки измерений параметров внешнего дыхания

с использованием системы захвата движений

Algorithm for Processing Measurements of External Respiration Parameters
Using Motion Capture Systems

2675. doi: 10.1109/embc.2013.6610090

8. Jagadev P., Giri Li. Human respiration monitoring using infrared thermography and artificial intelligence // Biomed Phys Eng Express. 2020. Vol 6, iss. 3. P. 1–19. doi:10.1088/2057-1976/ab7a54

9. Сравнительный анализ контактных и бесконтактных технических решений мониторинга физиологических сигналов человека / В. В. Савченко, Д. А. Суздальцев, В. А. Королев, Д. Ю. Комраков // Биотехносфера. 2014. № 1–2 (31–32). С. 18–23.

10. Термографическая визуализация и анализ изображений динамических процессов в области лица / И. А. Знаменская, Е. Ю. Коротеева, А. В. Халин, В. В. Шишаков, С. А. Исайчев, А. М. Черноризов // Вестн. Моск. ун-та. 2017. № 6. С. 88–93. doi: 10.3103/S002713491706025X

11. Пат. RU 2684044 C1 A61B 5/1455 (2006.01). Устройство и способ для определения основных показателей жизнедеятельности субъекта / Герард Де Хан, Н. В. Филипс Конинклейке; опубл. 03.04.2019. Бюл. № 10.

12. Massaroni C., Cassetta E., Silvestri S. A Novel Method to Compute Breathing Volumes via Motion Capture Systems: Design and Experimental Trials // J. Appl. Biomech. 2017. Vol. 33, iss. 5. P. 361–365. doi: 10.1123/jab.2016-0271

13. Shafiq G., Veluvolu K. C. Multimodal chest surface motion data for respiratory and cardiovascular monitoring applications // Scientific data. 2017. № 4. Art. num. 170052. doi: 10.1038/sdata.2017.52

14. Efficacy of Marker-Based Motion Capture for Respiratory Cycle Measurement: A Comparison with Spirometry / N. D. Shamantseva, T. A. Klishkovskaia, S. S. Ananyev, A. Y. Aksenov, T. R. Moshonkina // Sensors. 2023. Vol. 23, iss. 24. Art. num. 9736. doi: 10.3390/s23249736

15. Qualisys. Motion Capture Technology and Systems. URL: <https://www.qualisys.com/> (дата обращения: 21.03.2024).

16. Уткина А. В., Изотова А. Г., Литвинова Н. А. Современное состояние проблемы частоты дыхания // Сб. ст. XX Междунар. науч.-практ. конф. European scientific conf. Пенза, 17 мая 2020. Пенза: Наука и просвещение, 2020. С. 279–281.

17. Копейкин Р. Е., Князева Е. Д. Классификация аномалий дыхания на основе нейросетевого подхода // Науч.-техн. вестн. Поволжья. 2022. № 12. С. 152–155.

18. Евсеева И. Л. Определение частоты дыхательных движений. URL: <https://infourok.ru/prezentaciya-issledovanie-chastoti-dihatelnih-dvizheniy-1453941.html?ysclid=lu1kf0w9nf957399749> (дата обращения: 21.03.2024).

Информация об авторах

Дроздова Алёна Васильевна – студентка магистратуры по направлению "Системы захвата и моделирования движения", программист НИЛ СЗМД Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор двух научных публикаций. Сфера научных интересов – обработка измерительной информации; биомеханический анализ.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: alyona_ch@bk.ru

<https://orcid.org/0009-0001-9350-4448>

Ткаченко Анна Николаевна – кандидат технических наук (2010), доцент кафедры лазерных измерительных и навигационных систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 40 научных публикаций. Сфера научных интересов – системы измерения факторов ориентации и навигации; обработка измерительной информации; инерциальные датчики.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: antkachenko@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0002-4706-4859>

Скребова Елена Михайловна – младший научный сотрудник НИЛ СЗМД Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 3 научных публикаций. Сфера научных интересов – обработка измерительной информации; биомеханический анализ.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: emskrebova@etu.ru

Сакун Иван Антонович – студент магистратуры по направлению "Системы захвата и моделирования движения", программист НИЛ СЗМД Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Сфера научных интересов – обработка измерительной информации; биомеханический анализ.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: sakun_228@mail.ru

References

1. Garanin A. A., Rubanenko A. O., Shipunov I. D., Rogova V. S. Contact Methods for Registering Respiratory Rate: Opportunities and Perspectives. *Bulletin Physiology and Pathology of Respiration*. 2023, no. 89, pp. 159–173. doi: 10.36604/1998-5029-2023-89-159-173 (In Russ.)
2. Garanin A. A., Shipunov I. D., Rubanenko A. O., Sannikova N. O. Methods of Non-Contact Respiratory Rate Measurement: (Literature Review). *J. of New Medical Technologies, eEdition*. 2023, no. 5, pp. 64–72. doi: 10.24412/2075-4094-2023-5-1-9 (In Russ.)
3. Vagin Yu. E. The Unevenness of Respiratory Rhythm as an Indicator of Emotional Stress. *Sechenov Medical J*. 2015, no. 2(20), pp. 13–23. (In Russ.)
4. Utkina A. V., Izotova A. G., Litvinova N. A. Algorithm of Respiration Rate Estimation by ECG Signal. *Modern Science*. 2020, no. 5–1, pp. 451–421. (In Russ.)
5. Purtov K. S., Sokolov P. A., Kontorovich M. B., Chistyakov A. V., Kostousov V. B., Kublanov V. S. Preliminary Study of Video-Based Respiratory Rate Assessment. 2nd Scientific and Tech. Conf. of Young Scientists of the Ural Energy Institute, Ekaterinburg, 15–19 May, 2017. Ural Federal University. Ekaterinburg, 2017, pp. 393–396. (In Russ.)
6. Yu-Ching Lee, Abdan Syakura, Muhammad Adil Khalil, Ching-Ho Wu, Yi-Fang Ding, Ching-Wei Wang. A Real-Time Camera-Based Adaptive Breathing Monitoring System. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2021, vol. 59 (6), pp. 1285–1298. doi: 10.1007/s11517-021-02371-5
7. Marek Bartula, Timo Tigges, Jens Muehlsteff. Camera-Based System for Contactless Monitoring of Respiration. 35th Annual Intern. Conf. of the IEEE EMBS, Osaka, Japan, 3–7 July 2013. IEEE, 2013, pp. 2672–2675. doi: 10.1109/embc.2013.6610090
8. Jagadev P, Giri LI. Human Respiration Monitoring Using Infrared Thermography and Artificial Intelligence. *Biomed Phys Eng Express*. 2020, vol. 6, iss. 3, pp. 1–19. doi:10.1088/2057-1976/ab7a54
9. Savchenko V. V., Suzdaltsev D. A., Korolev V. A., Komrakov D. Yu. Comparative Analysis of Contact and Noncontact Technologies for Human Physiological State Monitoring. *Biotechnosphere*. 2014, no. 1–2 (31–32), pp. 18–23. (In Russ.)
10. Znamenskaya I. A., Koroteeva E. Yu., Khakhalin A. V., Shishakov V. V., Isaichev S. A., Chernorizov A. M. Infrared Thermography and Image Analysis of Dynamic Processes around the Facial Area. *Moscow University Physics Bulletin*. 2017, no. 72, pp. 595–600. doi: 10.3103/s002713491706025x
11. De Khan Gerard, Koninkleijke Filips N. V. Device and Method for Determining Vital Signs of Subject. Patent RF, no. 2684044, 2019. (In Russ.)
12. Massaroni C, Cassetta E, Silvestri S. A Novel Method to Compute Breathing Volumes via Motion Capture Systems: Design and Experimental Trials. *J Appl Biomech*. 2017, vol. 33, no. 5, pp. 361–365. doi: 10.1123/jab.2016-0271
13. Shafiq G., Veluvolu K. C. Multimodal Chest Surface Motion Data for Respiratory and Cardiovascular Monitoring Applications. *Scientific data*. 2017, no. 4, art. num. 170052. doi:10.1038/sdata.2017.52
14. Shamantseva N. D., Klishkovskaia T. A., Ananyev S. S., Aksenov A. Y., Moshonkina T. R. Efficacy of Marker-Based Motion Capture for Respiratory Cycle Measurement: A Comparison with Spirometry. *Sensors*. 2023, vol. 23, iss. 24, art. num. 9736. doi: 10.3390/s23249736
15. Qualisys. Motion Capture Technology and Systems. Available at: <https://www.qualisys.com/> (accessed: 21.03.2024).
16. Utkina A. V., Izotova A. G., Litvinova N. A. Current State of the Respiratory Rate Problem. *Proc. of European Scientific Conf., Penza, 17 May 2020. Penza, Science and Enlightenment, 2020*, pp. 279–281. (In Russ.)
17. Kopeykin R. E., Kniazeva E. D. The Application of Neural Networks to the Respiratory Anomaly Classification. *Scientific and Technical Volga region Bulletin*. 2022, no. 12, pp. 152–155. (In Russ.)
18. Evseeva I. L. Determination of the Frequency of Respiratory Movements. Available at: <https://infourok.ru/prezentaciya-issledovanie-chastoti-dihatelnih-dvizheniy-1453941.html?ysclid=lu1kf0w9nf957399749> (accessed: 21.03.2024). (In Russ.)

Information about the authors

Alyona V. Drozdova, Master's student in Motion Capture and Modeling Systems, programmer of the Research Laboratory of NWMD of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 2 scientific publications. Area of expertise: processing of measurement information; biomechanical analysis.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: alyona_ch@bk.ru

<https://orcid.org/0009-0001-9350-4448>

Anna N. Tkachenko, Cand. Sci. (2010) Associate Professor of the Department of Laser Measurement and Navigation Systems of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 40 scientific publications. Area of expertise: systems of measurement of orientation and navigation factors; processing of measurement information; inertial sensors.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: antkachenko@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0002-4706-4859>

Elena M. Skrebova, Junior researcher of the NWMD Research Laboratory of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 3 scientific publications. Area of expertise: processing of measurement information; biomechanical analysis.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia
E-mail: emskrebova@etu.ru

Ivan A. Sakun, Master's degree student in Motion Capture and Modeling Systems, programmer of the NWMD Research Laboratory of Saint Petersburg Electrotechnical University. Area of expertise: processing of measurement information; biomechanical analysis.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia
E-mail: sakun_228@mail.ru
