

УДК 612.216:681.586

DOI: 10.36604/1998-5029-2023-89-159-173

КОНТАКТНЫЕ СПОСОБЫ РЕГИСТРАЦИИ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ: ВОЗМОЖНОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ

А.А.Гаранин, А.О.Рубаненко, И.Д.Шипунов, В.С.Рогова

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, 443099, г. Самара, ул. Чапаевская, 89

РЕЗЮМЕ. Введение. Частота дыхания, как известно, является одним из наиболее важных показателей, отражающих жизненно важные функции человека. Увеличение частоты дыхания может наблюдаться при многих заболеваниях и синдромах, например, при хронической обструктивной болезни легких, пневмонии, бронхиальной астме, инфаркте миокарда, сердечной недостаточности, анемии и т.д. В связи с активным внедрением в клиническую практику телемедицинского мониторинга, измерение вышеуказанного показателя представляется особенно актуальным с целью раннего выявления и профилактики осложнений хронических неинфекционных заболеваний, а также проведения динамического контроля состояния пациентов, как в стационарных, так и в амбулаторных условиях. **Цель.** Поиск и актуализация сведений о существующих и перспективных разработках для контроля частоты дыхания, основанных на разных физических принципах. Поиск информации осуществлялся в поисковых системах и наукометрических базах PubMed, Scopus, MedLine и РИНЦ. Для поиска использовались следующие ключевые слова: «respiratory rate», «contact», «measurement», «sensor». **Результаты.** Контактные методы определения частоты дыхания включают в себя широкую номенклатуру датчиков, основанных на различных физических принципах. Все разновидности датчиков имеют свои сферы применения, однако при этом не лишены недостатков. Для достижения максимальной точности мониторинга частоты дыхания необходимо тщательно оценивать условия, в которых находится пациент, подбирая к ним наиболее подходящие технологические решения. Вероятно, комплексные системы, включающие в себя несколько различных датчиков, способны нивелировать многие недостатки. Кроме того, развитие методов информационного анализа, технологии машинного обучения и искусственного интеллекта способны увеличить чувствительность и точность методов, снижая частоту ошибок, связанных с различными искажениями и артефактами. **Заключение.** Таким образом, технологическое развитие открывает широкие возможности для длительного мониторинга витальных функций, профилактики и своевременного реагирования на неблагоприятные события.

Ключевые слова: частота дыхания, контактные датчики, мониторинг, измерение.

CONTACT METHODS FOR REGISTERING RESPIRATORY RATE: OPPORTUNITIES AND PERSPECTIVES

A.A.Garanin, A.O.Rubanenko, I.D.Shipunov, V.S.Rogova

Samara State Medical University, 89 Chapayevskaya Str., Samara, 443099, Russian Federation

SUMMARY. Introduction. Respiratory rate is known to be one of the most important indicators reflecting the vital functions of a person. An increase in respiratory rate can be found in many diseases and pathological conditions, for example, in chronic obstructive pulmonary disease, pneumonia, bronchial asthma, myocardial infarction, heart failure, anaemia, etc. Due to the active introduction of telemedicine monitoring into clinical practice, the measurement of the

Контактная информация

Андрей Александрович Гаранин, канд. мед. наук, директор научно-практического центра дистанционной медицины Клиник Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, 443079, Россия, г. Самара, пр-т Карла Маркса, 165Б. E-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

Correspondence should be addressed to

Andrey A. Garanin, MD, PhD (Med.), Director of Scientific and Practical Centre of Distant Medicine, Clinics of Samara State Medical University, 165B Carl Marx Ave., Samara, 443079, Russian Federation. E-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

Для цитирования:

Гаранин А.А., Рубаненко А.О., Шипунов И.Д., Рогова В.С. Контактные способы регистрации частоты дыхания: возможности и перспективы // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. 2023. Вып.89. С.159–173. DOI: 10.36604/1998-5029-2023-89-159-173

For citation:

Garanin A.A., Rubanenko A.O., Shipunov I.D., Rogova V.S. Contact methods for registering respiratory rate: opportunities and perspectives. *Bulleten' fiziologii i patologii dyhaniâ = Bulletin Physiology and Pathology of Respiration* 2023; (89):159–173 (in Russian). DOI: 10.36604/1998-5029-2023-89-159-173

abovementioned indicator is particularly relevant for the purpose of early detection and prevention of complications of chronic non-infectious diseases, as well as dynamic monitoring of the condition of patients in both inpatient and outpatient settings. **Aim.** To search and update information about existing and promising developments for the control of respiratory rate based on different physical principles. **Materials and methods.** For this review we used databases PubMed, Scopus, MedLine and eLIBRARY. The following keywords were used for the search: “respiratory rate”, “contact”, “measurement”, “sensor”. **Results.** Contact methods for measuring respiratory rate include a wide range of sensors based on various physical principles. All types of sensors have their own application, but also they have some drawbacks. In order to achieve maximum accuracy of respiratory rate monitoring, it is necessary to carefully assess the conditions in which the patient is located, selecting the most appropriate technological solutions for them. Probably, complex systems, including several different sensors, are able to overcome many shortcomings. In addition, the development of information analysis methods, machine learning and artificial intelligence technologies can increase the sensitivity and accuracy of methods of measuring respiratory rate, reducing the frequency of bias associated with various artefacts. **Conclusion.** Thus, technological development opens up wide opportunities for long-term monitoring of vital functions, prevention and timely response to adverse events.

Keywords: respiratory rate, contact sensors, monitoring, measurement.

Контроль частоты дыхательных движений (ЧДД) является неотъемлемой частью диагностики и мониторинга жизненно важных функций человека. Ценность данного метода возрастает при использовании искусственного интеллекта в сочетании с дистанционным контролем физиологических параметров. В этой связи необходима разработка и внедрение технологий, направленных на телемедицинский мониторинг жизненно важных показателей состояния здоровья человека с целью раннего выявления и профилактики осложнений хронических неинфекционных заболеваний, а также проведения динамического контроля состояния пациентов.

Авторы полагают, что изучение сведений, посвященных различным аспектам контроля ЧДД, позволит ученым нашей страны, задействованным в разработке новых методов диагностики, глубже понять преимущества и недостатки существующих технологий контроля вышеуказанного показателя, и определить направление для дальнейших разработок. Активизация инженерной мысли особенно актуальна в контексте анонсированного Правительством России курса на импортозамещение и технологического суверенитета нашей страны.

Наиболее популярны и распространены в медицинской практике контактные методы регистрации ЧДД. Большая часть из них основана на регистрации таких сигналов, как: дыхательный поток, температура и влажность вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, движение грудной стенки. Каждый из описанных ниже методов имеет свои преимущества и недостатки [1, 2].

Целью данного обзора послужили поиск и актуализация сведений о существующих и перспективных разработках для контроля ЧДД, основанных на разных физических принципах. Поиск информации осуществлялся в поисковых системах и наукометрических базах PubMed, Scopus, MedLine и РИНЦ. Для поиска использовались следующие ключевые слова: «respiratory rate», «contact», «measurement», «sensor».

Методы определения скорости и объема воздушного потока

Наиболее точный способ контроля дыхания – изме-

рение скорости и/или объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Для этого в науке и клинической практике используются различные устройства. Одними из таких устройств являются флюометры, среди которых, в зависимости от примененного физического принципа, различают: дифференциальные флюометры (включают в себя пневмотахографы и диафрагменные флюометры), турбинные флюометры, термоанемометры [3]. Они находят свое применение в составе различных медицинских устройств, таких как аппараты искусственной вентиляции легких (ИВЛ) или спирометры. С помощью пневмотахографов проводится пневмотахография – метод графической регистрации объемной скорости потока вдыхаемого и выдыхаемого воздуха (самостоятельно используется редко). С применением турбинных флюометров можно измерить различные показатели вентиляции легких, например, дыхательный объем, объем форсированного выдоха за первую секунду, форсированную жизненную емкость легких и т.д., что используется при проведении спирометрии. Также существует простой метод измерения пиковой скорости выдоха, который может использоваться пациентами самостоятельно в амбулаторных условиях – пикфлюометрия.

Методы, основанные на измерении скорости и/или объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, часто используются в качестве эталона при тестировании других способов измерения ЧДД. Такие устройства практически не чувствительны к факторам окружающей среды. Дифференциальные и турбинные флюометры также малочувствительны к артефактам движения тела человека, что позволяет использовать их, например, у спортсменов. Однако такие измерения довольно трудоемки, а устройства либо слишком громоздки (дифференциальные флюометры), либо слишком хрупки (термоанемометры) для их длительного использования вне стен медицинского учреждения. В связи с этим все большую популярность набирают оптоволоконные флюометры. В основе принципа их работы – изменение мощности света и изгиба волокна в ответ на поток вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, которое фиксируется встроенным фотоприемником. Дан-

ные устройства имеют небольшие размеры, высокую износостойкость и скорость измерений. Кроме того, оптоволоконные флоуметры не чувствительны к сильному электромагнитному полю, что позволяет их использовать у пациентов при проведении магнитно-резонансной томографии. Описанный метод измерения возможно применять при мониторинге как взрослых пациентов, так и детей, в том числе грудного возраста [4–7]. К недостаткам оптоволоконных флоуметров можно отнести сравнительно высокую стоимость, а также наличие проводов.

В целом, к недостаткам датчиков, которые измеряют скорость и/или объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха можно отнести тот факт, что вышеуказанные измерения, чаще всего, проводятся с помощью маски, что может создавать определенные неудобства пациентам, находящимся в отделении интенсивной терапии, спортсменам и т.д.

Методы определения температуры и влажности воздушного потока

Помимо скорости и объема вдыхаемый и выдыхаемый воздух также характеризуется изменением температуры и влажности. Этот факт положен в основу работы целого ряда различных устройств для мониторинга ЧДД. Так, разница температуры воздуха вдоха и выдоха может достигать 15°C [8]. Для регистрации данного показателя существует множество устройств, различающихся принципами работы и технологией. Наиболее распространены датчики на электрической основе. К ним относятся различные термисторы, термопары и пирозлектрические устройства. Существуют и оптоволоконные датчики, которые чаще всего встраиваются в небольшой зонд или маску аппарата ИВЛ. Преимуществом таких устройств является компактность, нечувствительность к электрическим и магнитным полям, низкая чувствительность к артефактам движения человека. Это позволяет применять волоконно-оптические датчики для сбора данных о дыхании во время проведения магнитно-резонансной томографии, а также использовать у спортсменов. В тоже время такие устройства являются дорогостоящими (в первую очередь, оптоволоконные датчики) и чувствительными к механической деформации [9–12]. Кроме того, определенным недостатком в некоторых случаях может стать наличие маски, с помощью которой проводится измерение температуры воздуха, и проводов.

Еще один показатель, отличающийся во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе – относительная влажность. В первом случае она составляет от 40 до 80%, а во втором – достигает 100% [13]. Существует множество устройств, фиксирующих подобное изменение. Чаще всего используются резистивные и емкостные датчики. Однако в настоящее время все больший интерес представляет новое поколение устройств, чья работа основана на оптоволоконных датчиках, наночастицах, нанокристаллах и графите. Как и аппараты, фиксирую-

щие изменение температуры, подобные механизмы используются для измерений в стационарных условиях и применяются у взрослых и детей. Данные устройства, как правило, обладают небольшими размерами, но должны обязательно располагаться возле носа и/или рта и часто встраиваются в маски. Датчики, основанные на нанокристаллах и наночастицах, резистивные и емкостные датчики имеют сравнительно невысокую стоимость и низкую чувствительность к артефактам движения человека, но имеют невысокую устойчивость к факторам окружающей среды. В то же время оптоволоконные датчики более устойчивы к изменениям различных факторов окружающей среды [14–16], однако имеют более высокую стоимость. Для всех датчиков, измеряющих относительную влажность вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, отрицательным фактором для некоторых пациентов может являться наличие маски и проводов.

Фотоплетизмография для оценки частоты дыхания

Одним из методов измерения ЧДД является пульсоксиметрия. Развитие микроэлектроники, светодиодов различных диапазонов, высокочувствительных фотоприемников позволило применять фотоплетизмографический метод для измерения уровня насыщения крови кислородом, а также ЧДД. «Золотым стандартом» при выборе места установки датчика в связи с доступностью и богатой васкуляризацией является палец. В случае, если руки пациента недоступны, возможно использование альтернативных мест измерения: лоб, кончик носа или мочка уха [17, 18]. Большой точностью отличается измерение на шее. Последние проведенные исследования показали, что при полном отсутствии дыхания (апноэ) показатели мощности дыхания полностью пропадают с сигналов с шеи, тогда как пальцевой пульсоксиметр продолжает передавать некоторые показатели дыхания. Таким образом, фотоплетизмография на шее видится более перспективной и точной для контроля дыхания, в частности, для регистрации эпизодов апноэ [19–22]. В целом, данный метод отличается относительной простотой и низкой стоимостью. Однако его точность может снижаться при движениях пациента и наличии механических препятствий, например, гель-лака [23], деформации ногтей, а также при гипоперфузии, выраженной анемии и т.д. Поэтому правильный выбор датчика для пульсоксиметрии с учетом преимуществ и недостатков различных методов ее проведения может уменьшить некоторые вышеуказанные недостатки.

Измерение частоты дыхания по данным электрокардиографии

Еще одним контактным методом контроля ЧДД является измерение на основе регистрации электрокардиограммы (ЭКГ). Данный способ основан на двух принципах. Первый – это выявление так называемой респираторной синусовой аритмии – изменений интер-

валов *R-R* при увеличении частоты сердечных сокращений при вдохе и снижении – при выдохе. Данный способ отличается сложностью в техническом и вычислительном аспекте. Метод, основанный на изменении частоты сердечных сокращений, обозначается аббревиатурой *RSA*. Второй принцип основан на изменении положения электрической оси сердца относительно расположения электродов во время акта дыхания. Данное явление вызвано незначительным изменением положения сердца относительно установленных датчиков и изменением объема легких. Этот метод обозначается аббревиатурой *EDR*. Для регистрации кривой ЭКГ чаще всего используются различные электроды. Однако в настоящее время доказана возможность применения различных полимеров и тканей для получения необходимых сигналов, которые интегрируются в так называемую «умную» одежду. Кроме того в последние годы были проведены многообещающие исследования по влиянию расположения датчиков на теле пациентов. Например, разработаны специальные электроды на запястье. По имеющимся данным, погрешность измерений, полученных от такого устройства, составляет 3,5-8,5% у здоровых людей в обычных условиях. Также были проведены работы по исследованию возможности использования двух проксимальных беспроводных кожных датчиков для записи 12-канальной ЭКГ и поиску наиболее оптимального их расположения на теле. Средняя погрешность такого способа составила от 2,5 до 5%. Была доказана возможность использования данных устройств для контроля ЧДД. Измерения на основе анализа ЭКГ являются высокоэффективными, отличаются возможностью интеграции в различные носимые устройства и низким энергопотреблением. При этом точность измерений с помощью данного метода может значительно снижаться при активных движениях пациента, погрешностях расположения электродов или их неплотном прилегании к коже, что создает определенные ограничения при их использовании [24–27]. При применении проводных датчиков для регистрации ЭКГ определенным недостатком для некоторых пациентов может являться наличие проводов, также при регистрации 12-канальной ЭКГ значительно возрастает стоимость такого решения.

Форскардиография – новый метод контроля частоты дыхания

Еще одним способом контроля дыхания является недавно разработанный метод на основе данных, получаемых датчиками форскардиографии (*forc cardiography*). Это устройство позволяет регистрировать колебания грудной стенки, вызванные сердечной деятельностью. Анализ получаемых данных показал, что сигнал содержит как компонент, соответствующий сердечной деятельности, так и низкочастотную импульсацию, соответствующую дыхательной деятельности человека (*R-FCG*). Было проведено клиническое исследование, которое продемонстрировало, что данные, по-

лученные от такого устройства, отличаются большей точностью, чем данные, полученные путем анализа ЭКГ (*EDR*). Так, чувствительность данного метода составила 100% (*EDR* же – 95,8%), а прогностическая ценность, соответственно, 98,9% против 95,2%. Датчики для регистрации таких колебаний небольшие и достаточно дешевые, что позволяет использовать их в течение длительных промежутков времени пациентами в их повседневной деятельности. Это расширяет возможности в области непрерывного мониторинга жизненно важных показателей сердечной деятельности и дыхания у пациентов [28].

Акустические методы оценки частоты дыхания

Определенный интерес представляет метод контроля ЧДД с помощью акустических датчиков. Он основан на фиксации и анализе дыхательных шумов, которые формируются при прохождении воздуха через дыхательные пути пациента. Современные датчики, подавляющее число которых является различными микрофонами, обладают высокой чувствительностью и компактностью, что делает их достаточно удобными для повседневного использования. Подобные устройства могут быть представлены в виде небольшого носимого оборудования или даже могут быть интегрированы в телефон пациента. Существует возможность передачи сигнала с помощью Bluetooth-гарнитуры. Вместе с тем данный метод остается подвержен влиянию фонового шума и активности человека. Кроме того, сохраняется зависимость от места расположения датчика, имеются сложности в обработке получаемого сигнала для получения точных и достоверных результатов [29, 30].

Фонокардиография – относительно давно используемый метод обследования, который снова начинает представлять интерес исследователей и врачей-клиницистов в контексте развития способов анализа и обработки информации – например, *wavelet*-анализа, демонстрирующего перспективные результаты коррекции получаемых данных [31].

Перспективным видится использование датчиков, способных одновременно определять несколько показателей жизнедеятельности. R.Abbasi-Kesbi et al. [32] предложили использовать беспроводной акустический датчик, определяющий частоту сердечных сокращений и дыхания на основе фонокардиографии. Описанный датчик продемонстрировал высокую чувствительность и специфичность к нарушениям дыхания на уровне 98,1 и 98,3%, соответственно. Таким образом, данный метод может использоваться для распознавания респираторных нарушений у пациентов.

X.Lu et al. [29] предложили метод определения апноэ и ЧДД с помощью двух микрофонов, закрепленных на трахее человека. Один микрофон при этом записывал звуки дыхания, второй – звуки окружающей среды для их последующей фильтрации. Данный метод позволяет определять не только ЧДД, но и сердечные

звуки. В последующем, полученную звуковую дорожку обрабатывали при помощи предложенного алгоритма. Данный метод продемонстрировал частоту 92,3% в обнаружении апноэ при 99,36% специфичности, 85,27% чувствительности и 91,49% точности. При этом влияние речи и внешних шумов оставалось в небольших пределах.

Капнография для оценки частоты дыхания

В настоящее время увеличивается число пациентов, которые нуждаются в продолжительной респираторной поддержке, включая длительную неинвазивную вентиляцию легких (ДНВЛ). Среди них люди, страдающие хронической обструктивной болезнью легких, тяжелыми неврологическими заболеваниями, синдромом ожирения-гиповентиляции, рестриктивными расстройствами дыхания, нарушениями дыхания во сне. Такие больные продолжают получать респираторную поддержку и в домашних условиях, что, безусловно, требует применения современных технологий для широкого мониторинга их витальных показателей, в первую очередь – дыхательной функции. Получаемые данные позволят оптимизировать программы ДНВЛ, предотвращать или вовремя реагировать на развитие неблагоприятных событий [33]. В целом, телемониторинг у этих пациентов показал хорошие результаты: уменьшилось чувство тревоги, улучшился контроль за течением заболевания [34].

Некоторые исследователи осуществляли мониторинг респираторной функции у таких пациентов с помощью сочетания пульсоксиметрии и чрескожной капнографии [33, 35]. Данный подход позволял полноценно оценить дыхательную функцию и обнаружить развитие сложных дыхательных нарушений, характерных для лиц, находящихся на ДНВЛ – гипоксемию, связанную с несоответствием перфузии и вентиляции, гипо- и гипервентиляцию, вызывающую гипо- или апноэ, асинхронность вентилятора и пациента. Для решения таких задач применения пульсоксиметрии недостаточно, поэтому необходимо сочетанное использование нескольких методов [35].

Однако в ситуациях у пациентов с собственным спонтанным дыханием, S.D.Bergese et al. [36] было продемонстрировано, что точность данных о частоте дыхания, полученных с пульсоксиметра Nellcor™ Ox-iMax N-600x и обработанных с помощью специализированного программного обеспечения, может сравниться с точностью капнографии, оцененной врачом-анестезиологом. Вероятно, с дальнейшим развитием систем машинного обучения и искусственного интеллекта, пульсоксиметрия может стать крайне полезным и, в целом, достаточным методом для оценки функции дыхания у пациентов без сложных респираторных событий.

В тоже время исследователями продемонстрирована важность капнографии в мониторинге респираторной функции у пациентов со сложными респираторными событиями как в амбулаторных и до-

машних, так и в стационарных условиях. Методика капнографии основана на измерении парциального давления углекислого газа в выдыхаемом воздухе. Получаемая при этом капнограмма может быть представлена временной функцией, либо измерением количества углекислого газа в воздухе, который выдыхает пациент. Данное измерение может быть выполнено различными способами, например, при проведении инфракрасной абсорбционной спектроскопии, что наиболее часто используется в клинической практике. В настоящее время существуют и оптоволоконные датчики для проведения капнографии. Так, у ортопедических послеоперационных больных, получающих опиоидные препараты, эпизоды апноэ значительно чаще регистрировались именно с помощью капнографии [37]. Использование дополнительных способов оценки риска развития неблагоприятных событий (например, модель PRODIGY) в сочетании с капнографией позволяет точно прогнозировать и предотвращать эпизоды угнетения дыхания у лиц, получающих опиоидные анальгетики [38].

Таким образом, капнография в контексте мониторинга респираторных функций главным образом представляет интерес в группах пациентов, находящихся в отделениях интенсивной терапии и реанимации, требующих длительной вентиляции легких и других сложных группах, склонных к развитию серьезных нарушений дыхания. К недостаткам данного метода можно отнести наличие маски для проведения капнографии, высокая цена при использовании некоторых моделей датчиков, а также наличие проводов и низкая устойчивость к воздействиям факторов внешней среды.

Анализ движений грудной клетки для оценки частоты дыхания

Важной частью акта дыхания является работа мышц. Проведенные исследования показали, что при вдохе диаметр грудной клетки увеличивается в среднем на 7 см. На основе этого явления и строится еще один метод контроля дыхательных движений – анализ движения грудной стенки. Существует три основных принципа работы: анализ напряжения грудной стенки, вычисление изменений трансторакального импеданса и запись трехмерных движений грудной стенки. Разработаны различные виды датчиков, которые могут быть интегрированы в одежду в виде покрывающего ткань полимера, или специальных нитей, добавленных в структуру ткани. Однако стирка или складывание такой одежды значительно уменьшают долговечность таких устройств. Были также проведены опыты по встраиванию таких датчиков в автомобильный ремень безопасности для контроля дыхания у водителя и пассажиров. Полученные результаты показали определенную перспективность этих исследований [39]. Другие датчики, такие как емкостные датчики, акселерометры, гироскопы и магнитометры могут быть размещены лишь в определенных местах на одежде. Наиболее

оправдано расположение таких устройств на верхней части грудной стенки. Данный метод показал свою высокую точность при измерениях и удобство в использовании. Однако большинство созданных датчиков измерения остаются высоко подверженными влиянию артефактов, возникающих из-за дыхательных движений пациента. В настоящее время ведутся исследования по разработке решений по устранению данных недостатков. Например, интеграция в ткань большого количества устройств с разным принципом действия и отдельных датчиков движения, что позволит устранить помехи, связанные с повседневной активностью пациента. Определенный интерес представляет тот факт, что данный метод контроля дыхательных движений позволяет отдельно оценивать грудное и брюшное дыхание человека. Это позволяет проводить различные исследования в области физиологии человека [40–41].

Методы исследования сердца, основанные на регистрации низкочастотных колебаний прекардиальной зоны для анализа частоты дыхания

В свете технологического развития интерес вызывают такие методы непрямой оценки ЧДД, как сейсмокардиография и баллистография. В результате исследований было выявлено, что получаемые с помощью вышеназванных методов данные о сердечной деятельности в значительной степени зависят от дыхательных фаз, что позволяет оценивать еще и респираторную функцию пациента [42, 43]. Полученные данные подвержены искажению не только из-за дыхания, но и из-за изменения положения тела пациента, поэтому требуют более сложной обработки для исключения артефактов и модуляций. Вместе с тем развитие искусственного интеллекта и приборостроения позволит, вероятно, использовать эти методы для длительного и весьма точного мониторинга кардиореспираторных функций с помощью компактных датчиков, подключаемых, в том числе, через смартфоны [44]. Кроме того, баллистография представляет немалый интерес в контексте длительного наблюдения за респираторной функцией у пациентов с синдромом ночного апноэ, демонстрируя высокую точность и способность реагировать на приступы прекращения дыхания [45, 46]. Наконец, сейсмография показала обнадеживающие результаты при использовании для мониторинга кардиореспираторной функции космонавтов во время сна и бодрствования [47, 48].

Как было сказано выше, определить ЧДД возможно и с помощью ЭКГ, что очевидно свидетельствует о взаимозависимости фаз сердечного сокращения и ЧДД. С помощью следующих методов, приведенных ниже, возможно точное фазирование сердечного цикла, а значит – определение ЧДД.

Первый из таких методов – апекскардиография (АКГ). Она основана на регистрации сердечных колебаний в точке верхушечного (левожелудочкового)

толчка. Путем обследования здоровых людей была определена нормальная конфигурация апекскардиографической кривой и корреляция между традиционной ЭКГ и АКГ. Восходящий отрезок АКГ-кривой соответствует желудочковому комплексу на ЭКГ [49, 50]. Данный факт позволяет предположить, что по результатам анализа АКГ возможно определение ЧДД, сопоставимое по точности с вычислением по интервалу R-R. Апекскардиография представляет интерес в контексте диагностики безболевой формы ишемии миокарда, хронической ишемии миокарда, стенокардии напряжения [51, 52]. Таким образом, АКГ может быть использована не только для диагностики описанных состояний, но и для определения выраженности одышки у таких пациентов. Метод, сочетающий в себе АКГ и сфигмографию крупных сосудов, в литературе обычно называется механокардиографией [53].

Кинетокардиография (ККГ) – метод, основанный на регистрации низкочастотной вибрации стенки грудной клетки в диапазоне от 1 до 10 Гц, создаваемой в результате сердечной деятельности. Для регистрации ККГ используется неподвижный датчик, зафиксированный на мобильном металлическом стержне. По аналогии с АКГ, по кривой ККГ возможно определить ЧДД, так как на кривой ККГ отрезок *a-J* соответствует желудочковому комплексу на ЭКГ [52, 54]. Впрочем, непосредственные исследования об определении ЧДД с помощью ККГ, насколько нам известно, не велись. В целом, метод ККГ сложен в выполнении, а кривая, получаемая в результате исследования, образуется как результат сложения различных колебаний грудной клетки, что лишает данный метод специфичности относительно какой-либо патологии [52].

Стоит отметить, что методика определения ЧДД по ЭКГ, основанная на анализе интервала R-R, является наименее точной из возможных: относительная погрешность данного метода была практически в 3 раза больше, чем других методов, а именно – анализа амплитуд зубцов R и совместного анализа амплитуд зубцов R и интервалов R-R [55]. Кроме того, выявлена прямая зависимость между ЧДД и длительностью интервала QT в целом – наиболее значимое влияние на колебание продолжительности данного интервала оказывает брадикардия [56].

Таким образом, для более точного определения ЧДД необходимо проводить комплексный анализ кривых, получаемых в результате проведения ЭКГ, АКГ и ККГ. Но кривые АКГ и ККГ демонстрируют только фазирование и длительность сердечного цикла, но не коррелируют с амплитудами зубца R на ЭКГ, поэтому точность определения ЧДД с помощью названных методов, вероятно, была бы невелика. Возможно, сочетание АКГ и ККГ с какими-либо вспомогательными методами поможет достичь взаимного увеличения точности данных исследований. Тем не менее, в арсенале современного врача есть большое количество разнообразных методов, имеющих по сравнению с АКГ и ККГ

значительные преимущества, что обуславливает низкую распространенность применения АКТ и ККТ среди клиницистов в настоящее время. Надежду на повышение диагностической значимости перечисленных методов вызывает развитие искусственного интеллекта, в частности, нейросетей. Авторы полагают, что

использование машинного обучения позволит пережить ренессанс несправедливо забытых диагностических инструментов.

Основные преимущества и недостатки некоторых контактных методов измерения частоты дыхания представлены в таблице [57].

Таблица

Основные особенности контактных методов измерения частоты дыхания

Вид датчика	Преимущества	Недостатки	Функциональные возможности
Флоуметры	Высокая чувствительность Малое время отклика Высокая точность измерений Измерение в реальном времени	Высокая цена (для оптоволоконных датчиков) Большой размер датчика (для дифференциальных датчиков) Высокая чувствительность к артефактам движения человека (для оптоволоконных датчиков) Наличие проводов Наличие маски	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
Температурные датчики	Высокая чувствительность Малое время отклика Высокая точность измерений Измерение в реальном времени Небольшой размер датчика Низкая чувствительность к артефактам движения человека	Высокая цена (для оптоволоконных датчиков) Наличие проводов Наличие маски Влияние факторов внешней среды	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
Датчики влажности воздушного потока	Высокая чувствительность Высокая точность измерений Измерение в реальном времени Низкая чувствительность к артефактам движения человека	Высокая цена (для оптоволоконных датчиков) Наличие проводов Наличие маски Влияние факторов внешней среды	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
Фотоплетизмографические датчики	Высокая чувствительность Высокая точность измерений Измерение в реальном времени Небольшой размер датчика Невысокая цена Небольшое влияние факторов внешней среды Отсутствие проводов	Высокая чувствительность к артефактам движения человека	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
Капнографические датчики	Высокая чувствительность Высокая точность измерений Измерение в реальном времени Небольшой размер датчика (для оптоволоконных датчиков)	Влияние факторов внешней среды Высокая цена у некоторых моделей (для оптоволоконных датчиков) Наличие проводов Наличие маски	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
ЭКГ датчики	Высокая чувствительность Измерение в реальном времени Небольшой размер датчика	Высокая стоимость (для 12-канальных систем) Наличие проводов (для проводных систем) Повышенная чувствительность к артефактам движения человека	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
Акустические датчики (микрофоны)	Высокая чувствительность Высокая точность измерений Измерение в реальном времени Небольшой размер Невысокая цена Низкая чувствительность к артефактам движения человека	Влияние факторов внешней среды Наличие проводов (для проводных систем)	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания
Датчики движения грудной клетки	Высокая чувствительность Высокая точность измерений Измерение в реальном времени Небольшой размер датчика (кроме индукционных датчиков) Невысокая цена (кроме некоторых моделей с оптоволоконными датчиками) Небольшое влияние факторов внешней среды (для большинства систем)	Высокая чувствительность к артефактам движения человека Наличие проводов (для проводных систем)	Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания

Прочие методы определения частоты дыхания

Прямая сфигмография в современной клинической практике используется достаточно ограниченно, и все же имеет определенные преимущества и свойства, позволяющими данному методу быть весьма полезным в определенных клинических ситуациях. Так, сфигмография открывает достаточно широкие возможности для оценки функционального состояния не только в покое, но и во время определенных функциональных тестов. Например, сфигмография позволяет оценить ригидность сосудистой стенки, вазомоторную функцию эндотелия во время пробы с реактивной гиперемией, а также в некоторых других функциональных и физиологических пробах [58, 59].

Вне всякого сомнения, оценка во время функциональных проб состояния и реакции не только сердечно-сосудистой, но и дыхательной системы была бы крайне полезна для врача-клинициста. Вероятно, это возможно при проведении корреляции между кривой сфигмограммы и ЭКГ. Так, анакрота сфигмограммы формируется в результате сердечного выброса и соответствует систоле левого желудочка и, соответственно, комплексу *QRS* на ЭКГ [60]. Таким образом, по интервалу между анакротами следующих друг за другом сердечных циклов на сфигмограмме возможно определить ЧДД.

Измерение пульсовой волны является сложным процессом, поскольку во время формирования и регистрации волна подвергается большому количеству изменений, связанных как с физиологическими, так и с физическими процессами, происходящими при преобразовании датчиком механической волны в электрическую. Тем не менее, E. Yuda et al. [61] предполагают, что аспект сложности формирования и определения пульсовой волны является плюсом, так как может содержать большое количество биомедицинской информации, в том числе о ЧДД. Данный массив информации при соответствующей обработке может представлять большой интерес в контексте длительного мониторинга [61].

Для исследования получаемого объема данных важно отсеять информацию, имеющую ценность, от шума и артефактов. Российскими исследователями было предложено техническое решение, уменьшающее влияние цифрового шума и артефактов на получаемую кривую [62]. Тем не менее, для широкого использования сфигмографии в длительном мониторинге витальных функций необходимы дальнейшие комплексные исследования, призванные уточнить возможности и точность сфигмографии в контексте определения ЧДД, а также отделить иную ценную медицинскую информацию от информационного шума и артефактов, возникающих при данном исследовании.

По результатам центральной флебографии также формируется кривая, на которой в составе каждого сердечного цикла регистрируются три зубца – *v*, *a* и *c* – отражающие, соответственно, конец систолы желудоч-

ков, систолу правого предсердия и толчок сонной артерии, передающийся на яремную вену [63, 64]. Соответственно, при сопоставлении ЭКГ с флебограммой можно сделать вывод о соответствии зубца *R* интервалу *a-c* на последней. Хотя в теории данный интервал мог бы косвенно отражать ЧДД, на практике точность такого метода определения ЧДД не исследовалась и представляется весьма невысокой в силу большого количества факторов, влияющих на формирование кривой флебограммы, и отсутствия на ней волны, отражающей непосредственно систолу основной массы желудочков миокарда.

Следует подчеркнуть, что прямая сфигмография и флебография, являющиеся методами оценки движения сосудистой стенки, ее пропульсивной способности, и связанными с перемещением пульсовой волны, отражают важнейший аспект физиологии сердечно-сосудистой системы – биомеханику кровообращения. Использование телемедицинских технологий, систем принятия клинических решений и нейросетей, осуществляющих оценку респираторной функции, позволит проводить высокоточный комплексный анализ и интерпретацию жизненно важных показателей систем дыхания и кровообращения.

Реография (импедансная плетизмография) – неинвазивный метод исследования кровоснабжения органов путем регистрации изменений электрического сопротивления ткани в зависимости от ее кровоснабжения. Во время систолы возрастает приток крови к органам, что приводит к снижению электрического сопротивления. Данные колебания регистрируются реографом с помощью специальных электродов и записываются в виде кривой – реограммы. Для получения реограммы через тело пациента пропускают переменный ток частотой 50-100 кГц, малой силы (не более 10 мкА), создаваемый специальным генератором. Данный метод позволяет оценить кровообращение любого органа и ткани, практически не имеет противопоказаний и может использоваться длительный период времени для проведения мониторинга. Повышает информативность реограммы ее анализ совместно с ЭКГ. Так, отрезок *a*, соответствующий систолической волне (анакроте) отражает раскрытие и наполнение сосуда. Таким образом, отрезок *Q-a* соответствует систоле желудочков [65, 66].

При регистрации грудной реографической кривой выделяются дыхательные паттерны, связанные, по-видимому, с движениями стенки грудной клетки во время дыхания. Наибольшую эффективность и информативность показал гармонический анализ реограммы. На кривой выделяются гармоники (синусоиды) различные по амплитуде и фазе (сдвиге по времени). Самая медленная гармоника называлась первой или основной и, соответственно все остальные – 2-й, 3-й и т.д. Таким образом, мы можем соотнести полученные синусоиды с кардиоциклом, полученным при анализе ЭКГ и выделить кривые, соответствующие сердечному циклу и

дыхательному циклу [67]. Благодаря гармоническому анализу можно получить данные о ЧДД, глубине дыхания, минутном объеме и соотношении продолжительности вдоха и выдоха. Разработаны алгоритмы, позволяющие упростить проведение подобного анализа, а также значительно повысить его точность, например, с помощью гармонически-математического анализа и применения кубического сплайна [67]. Таким образом, трансторакальная (грудная) реография позволяет анализировать ЧДД и собственно дыхательный цикл, а также исследовать совместное функционирование сердечно-сосудистой и дыхательной систем с помощью одного метода.

Заключение

Контактные методы определения частоты дыхания включают в себя широкую номенклатуру датчиков, основанных на различных физических принципах. Все разновидности датчиков имеют свои сферы применения и не лишены недостатков. Для достижения максимальной точности мониторинга частоты дыхания необходимо тщательно оценивать условия, в которых находится пациент, подбирая к ним наиболее подходящие технологические решения. Вероятно, комплекс-

ные системы, включающие в себя несколько различных датчиков, способны нивелировать многие недостатки. Кроме того, развитие методов информационного анализа, технологии машинного обучения и искусственного интеллекта способны увеличить чувствительность и точность методов, снижая частоту ошибок, связанных с различными искажениями и артефактами. Таким образом, технологическое развитие открывает широкие возможности для длительного мониторинга витальных функций, профилактики и своевременного реагирования на неблагоприятные события.

Конфликт интересов

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest

Источники финансирования

Исследование проводилось без участия спонсоров

Funding Sources

This study was not sponsored

ЛИТЕРАТУРА

1. Folke M., Cernerud L., Ekström M., Hök B. Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care // Med. Biol. Eng. Comput. 2003. Vol.41, Iss.4. P.377–383. <https://doi.org/10.1007/BF02348078>
2. AL-Khalidi F. Q., Saatchi R., Burke D., Elphick H., Tan S. Respiration rate monitoring methods: A review // Pediatr. Pulmonol. 2011. Vol.46, Iss.6. P.523–529. <https://doi.org/10.1002/ppul.21416>
3. Schena E., Massaroni C., Saccomandi P., Cecchini S. Flow measurement in mechanical ventilation: a review // Med. Eng. Phys. 2015. Vol.37, Iss.3. P.257–264. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.01.010>
4. Stocks J., Sly P.D., Tepper R.S., Morgan W.J. Infant Respiratory Function Testing. John Wiley & Sons: Hoboken. NJ. USA, 1996. 674 p.
5. Lilly J.C. Flow meter for recording respiratory flow of human subjects // Methods Med. Res. 1950. Vol.2. P.113–121.
6. Tardi G., Massaroni C., Saccomandi P., Schena E. Experimental assessment of a variable orifice flowmeter for respiratory monitoring // J. Sens. 2015. Vol.7. P.1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/752540>
7. Schena E., Saccomandi P., Silvestri S. A high sensitivity fiber optic macro-bend based gas flow rate transducer for low flow rates: theory, working principle, and static calibration // Rev. Sci. Instrum. 2013. Vol.84, Iss.2. Article number: 024301. <https://doi.org/10.1063/1.4793227>
8. Hoppe P. Temperatures of expired air under varying climatic conditions // Int. J. Biometeorol. 1981. Iss.25. P.127–132. <https://doi.org/10.1007/BF02184460>
9. Suzuki S., Matsui T., Kawahara H., Ichiki H., Shimizu J., Kondo Y., Gotoh S., Yura H., Takase B., Ishihara M. A non-contact vital sign monitoring system for ambulances using dual-frequency microwave radars // Med. Biol. Eng. Comput. 2009. Vol.47, Iss.1. P.101–105. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0408-x>
10. Storck K., Karlsson M., Ask P., Loyd D. Heat transfer evaluation of the nasal thermistor technique // IEEE Trans Biomed Eng. 1996. Vol.43, Iss.12. P.1187–1191. <https://doi.org/10.1109/10.544342>
11. Lim S., Park S.H., Ahn S.D., Suh Y., Shin S.S., Lee S.W., Kim J.H., Choi E.K., Yi B.Y., Kwon S.I., Kim S., Jeung T.S. Guiding curve based on the normal breathing as monitored by thermocouple for regular breathing // Med. Phys. 2007. Vol.34, Iss.11. P.4514–4518. <https://doi.org/10.1118/1.2795829>
12. Krehel M., Schmid M., Rossi R.M., Boesel L.F., Bona G.L., Scherer L.J. An optical fibre-based sensor for respiratory monitoring // Sensors (Basel). 2014. Vol.14, Iss.7. P.13088–131101. <https://doi.org/10.3390/s140713088>
13. Branson R.D., Gentile M.A. Is humidification always necessary during noninvasive ventilation in the hospital? // Respir. Care. 2010. Vol.55, Iss.2. P.209–216. PMID: 20105346.
14. Farahani H., Wagiran R., Hamidon M.N. Humidity Sensors Principle, Mechanism, and Fabrication Technologies: A Comprehensive Review // Sensors. 2014. Vol.14, Iss.5. P.7881–7939. <https://doi.org/10.3390/s140507881>

15. Kano S., Kim K., Fujii M. Fast-Response and Flexible Nanocrystal-Based Humidity Sensor for Monitoring Human Respiration and Water Evaporation on Skin // ACS Sens. 2017. Vol.2, Iss.6. P.828–833. <https://doi.org/10.1021/acssensors.7b00199>
16. Kano S., Dobashi Y., Fujii M. Silica Nanoparticle-Based Portable Respiration Sensor for Analysis of Respiration Rate, Pattern, and Phase During Exercise // IEEE Sensors Letters. Vol.2, Iss.1. P.1–4. <https://doi.org/10.1109/LSENS.2017.2787099>
17. Зарецкий А.П., Митягин К.С., Тарасов В.С., Мороз Д.Н. Оценка параметров дыхательной активности пациента на основе данных фотоплетизмографии // Труды Московского физико-технического института (национального исследовательского университета). 2019. Т.11, №3(43). С.61–69. EDN: FRSGND.
18. Seifi S., Khatony A., Moradi G., Abdi A., Najafi F. Accuracy of pulse oximetry in detection of oxygen saturation in patients admitted to the intensive care unit of heart surgery: comparison of finger, toe, forehead and earlobe probes // BMC Nurs. 2018. Vol.17. Article number: 15. <https://doi.org/10.1186/s12912-018-0283-1>
19. Castaneda D., Esparza A., Ghamari M., Soltanpur C., Nazeran H. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care // Int. J. Biosens. Bioelectron. 2018. Vol.4, Iss.4. P.195–202. <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>
20. García-López I., Pramono R.X.A., Rodriguez-Villegas E. Artifacts classification and apnea events detection in neck photoplethysmography signals // Med. Biol. Eng. Comput. 2022. Iss.60. P.3539–3554. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02666-1>
21. Mingxu P., Imtiaz S.A., Rodriguez-Villegas E. Pulse oximetry in the neck - a proof of concept // Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2017. P.877–880. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036964>
22. Garcia-Lopez I., Imtiaz S.A., Rodriguez-Villegas E. Characterization Study of Neck Photoplethysmography // Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2018. P.4355–4358. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8513247>
23. Rogers B., Schaffarczyk M., Gronwald T. Estimation of Respiratory Frequency in Women and Men by Kubios HRV Software Using the Polar H10 or Movesense Medical ECG Sensor during an Exercise Ramp // Sensors (Basel). 2022. Vol.22, Iss.19. Article number: 7156. <https://doi.org/10.3390/s22197156>
24. Berntson G.G., Cacioppo J.T., Quigley K.S. Respiratory sinus arrhythmia: autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications // Psychophysiology. 1993. Vol.30, Iss.2. P.183–196. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1993.tb01731.x>
25. Helfenbein E., Firoozabadi R., Chien S., Carlson E., Babaeizadeh S. Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: a review // J. Electrocardiol. 2014. Vol.47, Iss.6. P.819–825. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020>
26. Chi Y.M., Jung T.P., Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review // IEEE Rev. Biomed. Eng. 2010. Vol.3. P.106–119. <https://doi.org/10.1109/RBME.2010.2084078>
27. Alikhani I., Noponen K., Hautala A., Ammann R., Seppänen T. Spectral fusion-based breathing frequency estimation; experiment on activities of daily living // BioMed. Eng. OnLine. 2018. Vol.17, Iss.1. Article number: 99. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0533-1>
28. Andreozzi E., Centracchio J., Punzo V., Esposito D., Polley C., Gargiulo G.D., Bifulco P. Respiration Monitoring via Forcecardiography Sensors // Sensors (Basel). 2021. Vol.21, Iss.12. Article number: 3996. <https://doi.org/10.3390/s21123996>
29. Lu X., Azevedo Coste C., Nierat M.-C., Renaux S., Similowski T., Guiraud D. Respiratory Monitoring Based on Tracheal Sounds: Continuous Time-Frequency Processing of the Phonospirogram Combined with Phonocardiogram-Derived Respiration // Sensors (Basel). 2021. Vol.21. Article number: 99. <https://doi.org/10.3390/s21010099>
30. Eisenberg M.E., Givony D., Levin R. Acoustic respiration rate and pulse oximetry-derived respiration rate: a clinical comparison study // J. Clin. Monit. Comput. 2020. Vol.34. P.139–146. <https://doi.org/10.1007/s10877-018-0222-4>
31. Дацок О.М., Витанова С.А. Обработка фонокардиографического сигнала на основе wavelet технологий // Вестник Национального технического университета Харьковский политехнический институт. Серия: Информатика и моделирование. 2008. №24. С.36–41. EDN: RUOLFH.
32. Abbasi-Kesbi R., Valipour A., Imani K. Cardiorespiratory system monitoring using a developed acoustic sensor // Healthcare Technol. Lett. 2018. Vol.5, Iss.1. P.7–12. <https://doi.org/10.1049/htl.2017.0012>
33. Janssens J.P., Cantero C., Pasquina P., Georges M., Rabec C. Monitoring Long Term Noninvasive Ventilation: Benefits, Caveats and Perspectives // Front. Med. (Lausanne). 2022. Vol.9. Article number: 874523. <https://doi.org/10.3389/fmed.2022.874523>
34. Ando H., Ashcroft-Kelso H., Halhead R., Chakrabarti B., Young C. A., Cousins R., Angus R. M. Experience of telehealth in people with motor neurone disease using noninvasive ventilation // Disabil. Rehabil. Assist. Technol. 2019. Vol.16, Iss.5. P.490–496. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1659864>
35. Janssens J.P., Borel J.C., Pépin J.L., groupe SomnoVNI. Nocturnal monitoring of home non-invasive ventilation: the contribution of simple tools such as pulse oximetry, capnography, built-in ventilator software and autonomic markers

of sleep fragmentation // *Thorax*. 2011. Vol.66, Iss.5. P.438–445. <https://doi.org/10.1136/thx.2010.139782>

36. Bergese S.D., Mestek M.L., Kelley S.D., McIntyre R. Jr., Uribe A.A., Sethi R., Watson J.N., Addison P.S. Multi-center Study Validating Accuracy of a Continuous Respiratory Rate Measurement Derived From Pulse Oximetry: A Comparison With Capnography // *Anesth. Analg.* 2017. Vol.124, Iss.4. P.1153–1159. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000001852>

37. Hutchison R., Rodriguez L. Capnography and Respiratory Depression // *AJN, American Journal of Nursing*. 2008. Vol.108, Iss.2. P.35–39. <https://doi.org/10.1097/01.naj.0000310329.55432.9f>

38. Khanna A.K., Bergese S.D., Jungquist C.R., Morimatsu H., Uezono S., Lee S., Ti L.K., Urman R.D., McIntyre R. Jr., Tornero C., Dahan A., Saager L., Weingarten T.N., Wittmann M., Auckley D., Brazzi L., Le Guen M., Soto R., Schramm F., Ayad S., Kaw R., Di Stefano P., Sessler D.I., Uribe A., Moll V., Dempsey S.J., Buhre W., Overdyk F.J. Prediction of Opioid-Induced Respiratory Depression on Inpatient Wards Using Continuous Capnography and Oximetry: An International Prospective, Observational Trial // *Anesth. Analg.* 2020. Vol.131, Iss.4. P.1012–1024. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000004788>

39. Hamdani S.T.A., Fernando A. The Application of a Piezo-Resistive Cardiorespiratory Sensor System in an Automobile Safety Belt // *Sensors*. 2015. Vol.15, Iss.4. P.7742–7753. <https://doi.org/10.3390/s150407742>

40. Atalay O., Kennon W.R., Demirok E. Weft-Knitted Strain Sensor for Monitoring Respiratory Rate and Its Electro-Mechanical Modeling // *IEEE Sensors Journal*. 2015. Vol.15, Iss.1. P.110–112. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2014.2339739>

41. Paradiso R., Loriga G., Taccini N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors // *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2005. Vol.9, Iss.3. P.337–344. <https://doi.org/10.1109/TITB.2005.854512>

42. Zakeri V., Akhbardeh A., Alamdari N., Fazel-Rezai R., Paukkunen M., Tavakolian K. Analyzing Seismocardiogram Cycles to Identify the Respiratory Phases // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2017. Vol.64, Iss.8. P.1786–1792. <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2621037>

43. Tavakolian K., Vaseghi A., Kaminska B. Improvement of ballistocardiogram processing by inclusion of respiration information // *Physiol. Meas.* 2008. Vol.29, Iss.7. P.771–781. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/29/7/006>

44. Balali P., Rabineau J., Hossein A., Tordeur C., Debeir O., van de Borne P. Investigating Cardiorespiratory Interaction Using Ballistocardiography and Seismocardiography-A Narrative Review // *Sensors (Basel)*. 2022. Vol.22, Iss.23. Article number: 9565. <https://doi.org/10.3390/s22239565>

45. Weichao Zh., Hongbo N., Xingshe Zh., Yalong S., Tianben W. Identifying sleep apnea syndrome using heart rate and breathing effort variation analysis based on ballistocardiography // *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2015. P.4536–4539. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319403>

46. Huysmans D., Borzé P., Testelmans D., Buyse B., Willemen T., Huffel S.V., Varon C. Evaluation of a Commercial Ballistocardiography Sensor for Sleep Apnea Screening and Sleep Monitoring // *Sensors (Basel)*. 2019. Vol.19, Iss.9. Article number: 2133. <https://doi.org/10.3390/s19092133>

47. Di Rienzo M., Vaini E., Lombardi P. An algorithm for the beat-to-beat assessment of cardiac mechanics during sleep on Earth and in microgravity from the seismocardiogram // *Sci. Rep.* 2017. Vol.7, Iss.1. Article number: 15634. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15829-0>

48. Castiglioni P., Meriggi P., Rizzo F., Vaini E., Faini A., Parati G., Di Rienzo M. Seismocardiography while sleeping at high altitude // *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2012. P.3793–3796. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346793>

49. Tafur E., Cohen L.S., Levine H.D. (1964). The Normal Apex Cardiogram: Its Temporal Relationship to Electrical, Acoustic, and Mechanical Cardiac Events // *Circulation*. 1964. Vol.30, Iss.3. P.381–391. <https://doi.org/10.1161/01.cir.30.3.381>

50. Фатенков В.Н., Фатенков О.В. Новое в биомеханике сердца, артерий и малого круга кровообращения: монография. Самара: Ас Гард, 2012. 330 с. ISBN: 978-5-4259-0173-6.

51. Козинский Н.А., Люсов В.А., Странин В.Г. Апекскардиография в диагностике безболевого ишемии миокарда // *Российский кардиологический журнал*. 2004. №4. С.69–73. EDN: INTUAT.

52. Юзбашев З.Ю., Майскова Е.А. Методы исследования сердца, основанные на регистрации низкочастотных колебаний прекардиальной зоны, их диагностические возможности и перспективы // *Научное обозрение. Медицинские науки*. 2017. №5. С.74–94. EDN: ZCRUOB.

53. Большая Медицинская Энциклопедия (БМЭ), под редакцией Петровского Б.В., 3-е издание. Т.15. URL: <https://бмэ.орг/index.php/МЕХАНОКАРДИОГРАФИЯ>

54. Оранский И.Е. Акселерационная кинетокардиография. М.: Медицина, 1973. 100 с. ISBN: 978-00-1370232-0.

55. Уткина А.В., Изотова А.Г., Литвинова Н.А. Алгоритм оценки частоты дыхания по сигналу ЭКГ // *Modern Science*. 2020. №5-1. С.415–421. EDN: ODMURZ.

56. Ремизова Н. М. Динамика временных и спектральных характеристик интервала QT ЭКГ при изменении

режима и частоты дыхания // Вестник Чувашского государственного педагогического университета им. И.Я.Яковлева. 2016. №3(91). С.18–24. EDN: WKUUTX.

57. Massaroni C., Nicolò A., Lo Presti D., Sacchetti M., Silvestri S., Schena E. Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate // *Sensors (Basel)*. 2019. Vol.19, Iss.4. Article number: 908. <https://doi.org/10.3390/s19040908>

58. Способ оценки вазомоторной функции эндотелия с применением объемной сфигмографии: пат. 2428924 RU / авторы и заявители А.Н.Рогоза, А.Р.Заирова, Е.В.Ощепкова; патентообладатель ФГУ "РКНПК" Минздравсоцразвития РФ (RU). 2011.

59. Заирова А.Р., Рогоза А.Н. Объемная сфигмография сегодня // Медицинский алфавит. 2018. Т.4, №36. С.8–18. EDN: YXZOJN.

60. Агаджанян Н.А., Власова И.Г., Ермакова Н.В., Торшин В.И. Основы физиологии человека / под ред. Н.В.Торшина. М.: РУДН, 2016. Т.1. 443 с. ISBN: 978-5-209-05301-9.

61. Yuda E., Shibata M., Ogata Y., Ueda N., Yambe T., Yoshizawa M., Hayano J. Pulse rate variability: a new biomarker, not a surrogate for heart rate variability // *J. Physiol. Anthropol.* 2020. Vol.39, Iss.1. Article number: 21. <https://doi.org/10.1186/s40101-020-00233-x>

62. Федотов А.А., Акулова А.С. Исследование сфигмографического измерительного преобразователя пульсовой волны // Вестник Самарского университета. Аэрокосмическая техника, технологии и машиностроение. 2015. Т.14, №4. С.192–199. EDN: VHRWHZ. <https://doi.org/10.18287/2412-7329-2015-14-4-192-199>

63. Лоллини С.В. Физиология сердечно-сосудистой системы. Учебно-методическое пособие. Витебск: УО «ВГУ им. П.М.Машерова», 2007. 62 с. ISBN: 978-985-425-843-0. URL: <https://rep.vsu.by/handle/123456789/1925>

64. Брин В.Б., Захаров Ю.М., Мазинг Ю.А., Недоспасов В.О., Пятин В.Ф., Ткаченко Б.И. Нормальная физиология: учебник / под ред. Б.И.Ткаченко. 3-е изд., испр. и доп. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. 688 с. ISBN: 978-5-9704-3664-6. URL: <http://www.studentlibrary.ru/book/ISBN9785970436646.html>

65. Волков Ю.Н., Большов В.М., Сингаевский С.Б., Земцовский Э.В., Гусейнов Б.А. Комплексная оценка функционального состояния систем кровообращения и дыхания методом интегральной реографии тела. Методические рекомендации. М.: МЗ СССР, 1989. 21 с.

66. Убайдуллаев А.М., Каримов Д.С., Якимова М.А. Основные методы исследования в диагностике заболеваний органов дыхания. Ташкент: Медицина, 1985. 75 с.

67. Ревенко С.В. Гармонические перспективы реографии // Нервно-мышечные болезни. 2012. №4. С.8–18. EDN: PTWPUX.

REFERENCES

1. Folke M., Cernerud L., Ekström M., Hök B. Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2003; 41(4):377–383. <https://doi.org/10.1007/BF02348078>
2. AL-Khalidi F. Q., Saatchi R., Burke D., Elphick H., Tan S. Respiration rate monitoring methods: A review. *Pediatr. Pulmonol.* 2011; 46(6):523–529. <https://doi.org/10.1002/ppul.21416>
3. Schena E., Massaroni C., Saccomandi P., Cecchini S. Flow measurement in mechanical ventilation: a review. *Med. Eng. Phys.* 2015; 37(3):257–264. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.01.010>
4. Stocks J., Sly P.D., Tepper R.S., Morgan W.J. Infant Respiratory Function Testing. John Wiley & Sons: Hoboken. NJ. USA; 1996.
5. Lilly J.C. Flow meter for recording respiratory flow of human subjects. *Methods Med. Res.* 1950; 2:113–121.
6. Tardi G., Massaroni C., Saccomandi P., Schena E. Experimental assessment of a variable orifice flowmeter for respiratory monitoring. *J. Sens.* 2015; 7:1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/752540>
7. Schena E., Saccomandi P., Silvestri S. A high sensitivity fiber optic macro-bend based gas flow rate transducer for low flow rates: theory, working principle, and static calibration. *Rev. Sci. Instrum.* 2013; 84(2):024301. <https://doi.org/10.1063/1.4793227>
8. Hoppe P. Temperatures of expired air under varying climatic conditions. *Int. J. Biometeorol.* 1981; 25:127–132. <https://doi.org/10.1007/BF02184460>
9. Suzuki S., Matsui T., Kawahara H., Ichiki H., Shimizu J., Kondo Y., Gotoh S., Yura H., Takase B., Ishihara M. A non-contact vital sign monitoring system for ambulances using dual-frequency microwave radars. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2009; 47(1):101–105. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0408-x>
10. Storck K., Karlsson M., Ask P., Loyd D. Heat transfer evaluation of the nasal thermistor technique. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996; 43(12):1187–1191. <https://doi.org/10.1109/10.544342>
11. Lim S., Park S.H., Ahn S.D., Suh Y., Shin S.S., Lee S.W., Kim J.H., Choi E.K., Yi B.Y., Kwon S.I., Kim S., Jeung T.S. Guiding curve based on the normal breathing as monitored by thermocouple for regular breathing. *Med. Phys.* 2007; 34(11):4514–4518. <https://doi.org/10.1118/1.2795829>
12. Krehel M., Schmid M., Rossi R.M., Boesel L.F., Bona G.L., Scherer L.J. An optical fibre-based sensor for respiratory monitoring. *Sensors (Basel)* 2014; 14(7):13088–131101. <https://doi.org/10.3390/s140713088>

13. Branson R.D., Gentile M.A. Is humidification always necessary during noninvasive ventilation in the hospital? *Respir. Care* 2010; 55(2):209–216. PMID: 20105346.
14. Farahani H., Wagiran R., Hamidon M.N. Humidity Sensors Principle, Mechanism, and Fabrication Technologies: A Comprehensive Review. *Sensors* 2014; 14(5):7881–7939. <https://doi.org/10.3390/s140507881>
15. Kano S., Kim K., Fujii M. Fast-Response and Flexible Nanocrystal-Based Humidity Sensor for Monitoring Human Respiration and Water Evaporation on Skin. *ACS Sens.* 2017; 2(6):828–833. <https://doi.org/10.1021/acssensors.7b00199>
16. Kano S., Dobashi Y., Fujii M. Silica Nanoparticle-Based Portable Respiration Sensor for Analysis of Respiration Rate, Pattern, and Phase During Exercise. *IEEE Sensors Letters*. 2017; 2(1):1–4. <https://doi.org/10.1109/LSENS.2017.2787099>
17. Zaretskiy A.P., Mityagin K.S., Tarasov V.S., Moroz D.N. [The respiratory rate estimation for a patient based on photoplethysmography data]. *Trudy Moskovskogo fiziko-tehnicheskogo instituta (natsional'nogo issledovatel'skogo universiteta) = Proceedings of Moscow Institute of Physics and Technology* 2019; 11(3):61–69 (in Russian).
18. Seifi S., Khatony A., Moradi G., Abdi A., Najafi F. Accuracy of pulse oximetry in detection of oxygen saturation in patients admitted to the intensive care unit of heart surgery: comparison of finger, toe, forehead and earlobe probes. *BMC Nurs.* 2018; 17:15. <https://doi.org/10.1186/s12912-018-0283-1>
19. Castaneda D., Esparza A., Ghamari M., Soltanpur C., Nazeran H. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *Int. J. Biosens. Bioelectron.* 2018; 4(4):195–202. <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>
20. García-López I., Pramono R.X.A., Rodriguez-Villegas E. Artifacts classification and apnea events detection in neck photoplethysmography signals. *Med Biol Eng Comput.* 2022; 60:3539–3554. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02666-1>
21. Mingxu P., Imtiaz S.A., Rodriguez-Villegas E. Pulse oximetry in the neck - a proof of concept. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2017:877–880. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036964>
22. Garcia-Lopez I., Imtiaz S.A., Rodriguez-Villegas E. Characterization Study of Neck Photoplethysmography. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2018:4355–4358. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8513247>
23. Rogers B., Schaffarczyk M., Gronwald T. Estimation of Respiratory Frequency in Women and Men by Kubios HRV Software Using the Polar H10 or Movesense Medical ECG Sensor during an Exercise Ramp. *Sensors (Basel)* 2022; 22(19):7156. <https://doi.org/10.3390/s22197156>
24. Berntson G.G., Cacioppo J.T., Quigley K.S. Respiratory sinus arrhythmia: autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology* 1993; 30(2):183–196. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1993.tb01731.x>
25. Helfenbein E., Firoozabadi R., Chien S., Carlson E., Babaeizadeh S. Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: a review. *J. Electrocardiol.* 2014; 47(6):819–825. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020>
26. Chi Y.M., Jung T.P., Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 2010; 3:106–119. <https://doi.org/10.1109/RBME.2010.2084078>
27. Alikhani I., Noponen K., Hautala A., Ammann R., Seppänen T. Spectral fusion-based breathing frequency estimation; experiment on activities of daily living. *BioMed. Eng. OnLine*. 2018; 17(1):99. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0533-1>
28. Andreozzi E., Centracchio J., Punzo V., Esposito D., Polley C., Gargiulo G.D., Bifulco P. Respiration Monitoring via Forcecardiography Sensors. *Sensors (Basel)* 2021; 21(12):3996. <https://doi.org/10.3390/s21123996>
29. Lu X., Azevedo Coste C., Nierat M.-C., Renaux S., Similowski T., Guiraud D. Respiratory Monitoring Based on Tracheal Sounds: Continuous Time-Frequency Processing of the Phonospirogram Combined with Phonocardiogram-Derived Respiration. *Sensors (Basel)* 2021; 21:99. <https://doi.org/10.3390/s21010099>
30. Eisenberg M.E., Givony D., Levin R. Acoustic respiration rate and pulse oximetry-derived respiration rate: a clinical comparison study. *J. Clin. Monit. Comput.* 2020; 34:139–146. <https://doi.org/10.1007/s10877-018-0222-4>
31. Datsok O.M., Vitanova S.A. [Processing a phonocardiographical signal on the basis of wavelet technologies]. *Herald of the National Technical University "KhPI". Subject issue: Information Science and Modelling* 2008; (24):36–41 (in Russian).
32. Abbasi-Kesbi R., Valipour A., Imani K. Cardiorespiratory system monitoring using a developed acoustic sensor. *Healthcare Technol. Lett.* 2018; 5(1):7–12. <https://doi.org/10.1049/htl.2017.0012>
33. Janssens J.P., Cantero C., Pasquina P., Georges M., Rabec C. Monitoring Long Term Noninvasive Ventilation: Benefits, Caveats and Perspectives. *Front. Med. (Lausanne)*. 2022; 9:874523. <https://doi.org/10.3389/fmed.2022.874523>
34. Ando H., Ashcroft-Kelso H., Halhead R., Chakrabarti B., Young C. A., Cousins R., Angus R. M. Experience of telehealth in people with motor neurone disease using noninvasive ventilation. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* 2019; 16(5):490–496. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1659864>
35. Janssens J.P., Borel J.C., Pépin J.L., groupe SomnoVNI. Nocturnal monitoring of home non-invasive ventilation:

the contribution of simple tools such as pulse oximetry, capnography, built-in ventilator software and autonomic markers of sleep fragmentation. *Thorax* 2011; 66(5):438–445. <https://doi.org/10.1136/thx.2010.139782>

36. Bergese S.D., Mestek M.L., Kelley S.D., McIntyre R. Jr., Uribe A.A., Sethi R., Watson J.N., Addison P.S. Multi-center Study Validating Accuracy of a Continuous Respiratory Rate Measurement Derived From Pulse Oximetry: A Comparison With Capnography. *Anesth. Analg.* 2017; 124(4):1153–1159. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000001852>

37. Hutchison R., Rodriguez L. Capnography and Respiratory Depression. *AJN, American Journal of Nursing* 2008; 108(2):35–39. <https://doi.org/10.1097/01.naj.0000310329.55432.9f>

38. Khanna A.K., Bergese S.D., Jungquist C.R., Morimatsu H., Uezono S., Lee S., Ti L.K., Urman R.D., McIntyre R. Jr., Tornero C., Dahan A., Saager L., Weingarten T.N., Wittmann M., Auckley D., Brazzi L., Le Guen M., Soto R., Schramm F., Ayad S., Kaw R., Di Stefano P., Sessler D.I., Uribe A., Moll V., Dempsey S.J., Buhre W., Overdyk F.J. Prediction of Opioid-Induced Respiratory Depression on Inpatient Wards Using Continuous Capnography and Oximetry: An International Prospective, Observational Trial. *Anesth. Analg.* 2020; 131(4):1012–1024. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000004788>

39. Hamdani S.T.A., Fernando A. The Application of a Piezo-Resistive Cardiorespiratory Sensor System in an Automobile Safety Belt. *Sensors* 2015; 15(4):7742–7753. <https://doi.org/10.3390/s150407742>

40. Atalay O., Kennon W.R., Demirok E. Weft-Knitted Strain Sensor for Monitoring Respiratory Rate and Its Electro-Mechanical Modeling. *IEEE Sensors Journal* 2015; 15(1):110–112. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2014.2339739>

41. Paradiso R., Loriga G., Taccini N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 2005; 9(3):337–344. <https://doi.org/10.1109/TITB.2005.854512>

42. Zakeri V., Akhbardeh A., Alamdari N., Fazel-Rezai R., Paukkunen M., Tavakolian K. Analyzing Seismocardiogram Cycles to Identify the Respiratory Phases. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2017; 64(8):1786–1792. <https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2621037>

43. Tavakolian K., Vaseghi A., Kaminska B. Improvement of ballistocardiogram processing by inclusion of respiration information. *Physiol. Meas.* 2008; 29(7):771–781. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/29/7/006>

44. Balali P., Rabineau J., Hossein A., Tordeur C., Debeir O., van de Borne P. Investigating Cardiorespiratory Interaction Using Ballistocardiography and Seismocardiography-A Narrative Review. *Sensors (Basel)* 2022; 22(23):9565. <https://doi.org/10.3390/s22239565>

45. Weichao Zh., Hongbo N., Xingshe Zh., Yalong S., Tianben W. Identifying sleep apnea syndrome using heart rate and breathing effort variation analysis based on ballistocardiography. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2015:4536–4539. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319403>

46. Huysmans D., Borzé P., Testelmans D., Buyse B., Willemen T., Huffel S.V., Varon C. Evaluation of a Commercial Ballistocardiography Sensor for Sleep Apnea Screening and Sleep Monitoring. *Sensors (Basel)* 2019; 19(9):2133. <https://doi.org/10.3390/s19092133>

47. Di Rienzo M., Vaini E., Lombardi P. An algorithm for the beat-to-beat assessment of cardiac mechanics during sleep on Earth and in microgravity from the seismocardiogram. *Sci. Rep.* 2017; 7(1):15634. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15829-0>

48. Castiglioni P., Meriggi P., Rizzo F., Vaini E., Faini A., Parati G., Di Rienzo M. Seismocardiography while sleeping at high altitude. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2012:3793–3796. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346793>

49. Tafur E., Cohen L.S., Levine H.D. (1964). The Normal Apex Cardiogram: Its Temporal Relationship to Electrical, Acoustic, and Mechanical Cardiac Events. *Circulation* 1964; 30(3):381–391. <https://doi.org/10.1161/01.cir.30.3.381>

50. Fatenkov V.N., Fatenkov O.V. [New in the biomechanics of the heart, arteries and lesser circulation circuit]. Samara: As Gard; 2012 (in Russian). ISBN: 978-5-4259-0173-6.

51. Kozinskiy N.A., Lyusov V.A., Stranin V.G. [Apex cardiography in silent myocardial ischemia diagnostics]. *Russian Journal of Cardiology* 2004; (4):69–73 (in Russian).

52. Yuzbashev Z.Yu., Mayskova E.A. [Examination methods of the heart based on the registration of low-frequency vibrations of the precordial zone and their diagnostic potentials and perspectives]. *Scientific Review. Medical Sciences.* 2017; (5):74–94 (in Russian).

53. [The Great Medical Encyclopedia]. 3rd edition (in Russian). Vol.15. Available at: <https://бмэ.орг/index.php/МЕХАНОКАРДИОГРАФИЯ>

54. Oranskii I.E. [Acceleration Kinetocardiography]. Moscow: Meditsina; 1973 (in Russian). ISBN: 978-00-1370232-0.

55. Utkina A.V., Izotova A.G., Litvinova N.A. [Algorithm of respiration rate estimation according to ECG signal] *Modern Science* 2020; (5-1):415–421 (in Russian).

56. Remizova N.M. [Dynamics of temporal and spectral characteristics of QT interval of ECG when changing the mode and rate of breathing]. *I. Yakovlev Chuvash State Pedagogical University Bulletin* 2016; (3):18–24 (in Russian).

57. Massaroni C., Nicolò A., Lo Presti D., Sacchetti M., Silvestri S., Schena E. Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate. *Sensors (Basel)* 2019; 19(4):908. <https://doi.org/10.3390/s19040908>

58. Rogoza A.N., Zairova A.R., Oshhepkova E.V. Patent 2428924 RU. [A method for assessing the vasomotor function of the endothelium using volumetric sphygmography]; published 2011 (in Russian).
59. Zairova A. R., Rogoza A. N. [Volume sphygmography today]. *Medical alphabet*. 2018; 4(36):8–18 (in Russian).
60. Agadzhanian N.A., Vlasova I.G., Emakova N.V., Torshin V.I. [Fundamentals of human physiology. Vol.1]. Moscow: RUDN; 2016 (in Russian). ISBN: 978-5-209-05301-9.
61. Yuda E., Shibata M., Ogata Y., Ueda N., Yambe T., Yoshizawa M., Hayano J. Pulse rate variability: a new biomarker, not a surrogate for heart rate variability. *J. Physiol. Anthropol.* 2020; 39(1):21. <https://doi.org/10.1186/s40101-020-00233-x>
62. Fedotov A.A., Akulova A.S. [Research of a pulse wave sphygmographic transducer]. *Vestnik of Samara University. Aerospace and Mechanical Engineering* 2015; 14(4):192–199 (in Russian). <https://doi.org/10.18287/2412-7329-2015-14-4-192-199>
63. Lollini S.V. [Physiology of cardiovascular system]. Vitebsk; 2007 (in Russian). ISBN: 978-985-425-843-0. Available at: <https://rep.vsu.by/handle/123456789/1925>
64. Brin V.B., Zakharov Yu.M., Mazing Yu.A., Nedospasov V.O., Pyatin V.F., Tkachenko B.I. [Normal physiology: textbook]. 3rd edition. Moscow: GEOTAR-Media; 2016 (in Russian). ISBN: 978-5-9704-3664-6. Available at: <http://www.studentlibrary.ru/book/ISBN9785970436646.html>
65. Volkov Yu.N., Bolshov V.M., Singaevskiy S.B., Zemtsovskiy E.V., Guseinov B.A. [Comprehensive assessment of the functional state of the circulatory and respiratory systems by integral rheography of the body: methodological recommendations]. Moscow; 1989 (in Russian).
66. Ubaydullaev A.M., Karimov D.S., Yakimova M.A. [The main research methods in the diagnosis of respiratory diseases]. Tashkent: Meditsina; 1985 (in Russian).
67. Revenko S.V. [Rheography: Harmonic perspectives]. *Neuromuscular Diseases* 2012; (4):8–18 (in Russian).

Информация об авторах:

Андрей Александрович Гаранин, канд. мед. наук, директор научно-практического центра дистанционной медицины Клиник Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации; e-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

Анатолий Олегович Рубаненко, канд. мед. наук, доцент кафедры пропедевтической терапии Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации; e-mail: a.o.rubanenko@samsmu.ru

Иван Дмитриевич Шипунов, врач по медицинской профилактике научно-практического центра дистанционной медицины Клиник Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации; e-mail: i.d.shipunov@samsmu.ru

Валерия Сергеевна Рогова, врач по медицинской профилактике научно-практического центра дистанционной медицины Клиник Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации; e-mail: v.s.rogova@samsmu.ru

Author information:

Andrey A. Garanin, MD, PhD (Med.), Director of Scientific and Practical Centre of Distant Medicine, Clinics of Samara State Medical University; e-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

Anatoliy O. Rubanenko, MD, PhD (Med.), Associate Professor of Propaedeutic Therapy Department, Samara State Medical University; e-mail: a.o.rubanenko@samsmu.ru

Ivan D. Shipunov, MD, Doctor of Medical Prevention, Scientific and Practical Centre of Distant Medicine, Clinics of Samara State Medical University; e-mail: i.d.shipunov@samsmu.ru

Valeriya S. Rogova, MD, Doctor of Medical Prevention, Scientific and Practical Centre of Distant Medicine, Clinics of Samara State Medical University; e-mail: v.s.rogova@samsmu.ru

Поступила 15.05.2023
Принята к печати 29.05.2023

Received May 15, 2023
Accepted May 29, 2023