



УДК 616-71  
DOI: 10.35693/2500-1388-2023-8-4-251-258



## Методики измерения частоты дыхания, основанные на анализе движений грудной клетки

© А.А. Гаранин, А.О. Рубаненко, И.Д. Шипунов, В.С. Рогова  
ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет»  
Минздрава России (Самара, Россия)

### Аннотация

**Цель обзора** – анализ методов оценки частоты дыхания (ЧД) с помощью датчиков, анализирующих движения грудной клетки. Тензодатчики и датчики движения могут успешно использоваться в реальной клинической практике для измерения ЧД у пациентов, в том числе и в амбулаторных условиях, поскольку легко интегрируются в одежду и различные предметы гардероба (электронный текстиль). Магнетометры, гироскопы и акселерометры должны быть размещены строго в определенных местах. Одним из главных недостатков как тензодатчиков, так и датчиков движения является их чувствительность к недыхательным движениям пациента. Для уменьшения данного недостатка датчики чаще всего должны располагаться в верхней части грудной клетки, интегрироваться в определенные механические опоры. Также рекомендуется использовать гибридные системы, включающие в себя несколько различных датчиков, при этом можно отдельно анализировать грудной и брюшной компоненты дыхания, что открывает широкие возможности для использования этих датчиков в научных целях. Использование специальных полимеров и защитных материалов в конструкции пьезорезистивных датчиков позволит устранить такой их недостаток, как возможное влияние факторов внешней среды (например, температуры или влажности).

**Заключение.** Все типы датчиков, представленные в настоящем обзоре, показали хорошее качество получаемых дыхательных кривых в состоянии покоя при обычном дыхании, однако при физической нагрузке количество ошибок измерений увеличивалось. Выбор определенного типа датчика для оценки ЧД должен основываться на конкретной клинической ситуации, длительности мониторинга,

условиях мониторинга (отделение интенсивной терапии, стационар, амбулаторная практика) с учетом преимуществ и недостатков.

**Ключевые слова:** тензодатчики, датчики движения, импедансные датчики, частота дыхания, мониторинг.

**Конфликт интересов:** не заявлен.

### Для цитирования:

Гаранин А.А., Рубаненко А.О., Шипунов И.Д., Рогова В.С. Методики измерения частоты дыхания, основанные на анализе движений грудной клетки. *Наука и инновации в медицине.* 2023;8(4):251-258.  
doi: 10.35693/2500-1388-2023-8-4-251-258

### Сведения об авторе

**Гаранин А.А.** – канд. мед. наук, директор научно-практического центра дистанционной медицины. ORCID: 0000-0001-6665-1533

E-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

**Рубаненко А.О.** – канд. мед. наук, доцент кафедры пропедевтической терапии. ORCID: 0000-0002-3996-4689 E-mail: a.o.rubanenko@samsmu.ru

**Шипунов И.Д.** – врач по медицинской профилактике научно-практического центра дистанционной медицины. ORCID: 0000-0003-0674-7191

E-mail: i.d.shipunov@samsmu.ru

**Рогова В.С.** – врач по медицинской профилактике научно-практического центра дистанционной медицины. ORCID: 0000-0002-7388-8341

E-mail: v.s.rogova@samsmu.ru

### Автор для переписки

**Гаранин Андрей Александрович**

Адрес: Самарский государственный медицинский университет, пр. Карла Маркса, 1656, г. Самара, Россия, 443079.

E-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

ЧД – частота дыхания; МРТ – магнитно-резонансная томография.

**Рукопись получена:** 13.04.2023

**Рецензия получена:** 16.08.2023

**Решение о публикации принято:** 27.08.2023

## Methods for measuring respiratory rate based on the analysis of chest wall movements

© Andrei A. Garanin, Anatolii O. Rubanenko, Ivan D. Shipunov, Valeriya S. Rogova  
Samara State Medical University (Samara, Russia)

### Abstract

**Aim of the review** – to discuss the respiratory rate (RR) measurement methods that use sensors for analyzing chest wall movements. Strain and movement sensors can be successfully used in real clinical practice, since they can be easily integrated into clothes and garments (electronic textiles) for measuring the respiratory rate in both inpatients and outpatients. Meanwhile, magnetometers, gyroscopes and accelerometers must be located in specific places. One of the main limitations of strain and motion sensors is their sensitivity to patient's breathing-unrelated movements. In order to reduce this limitation, the sensors should most often be placed in the upper part of the chest and integrated into mechanical supports. In addition, it is recommended to use hybrid systems consisting of multiple different sensors. Such systems allow separate analysis of the thoracic and abdominal breathing patterns, providing for wide opportunities to use these

sensors for scientific purposes. The use of special polymers and protective materials in a piezoresistive sensors design will allow to overcome their other drawback – the possible influence of environmental factors (for example, temperature or humidity).

**Conclusion.** All types of the sensors presented in this review showed generally good quality of respiratory curves at rest during normal breathing. However, in most cases, the bias increased in physical activity. The choice of a certain type of sensor for RR assessment should obviously be based on the specific clinical situation, monitoring duration, monitoring conditions (intensive care unit, inpatient, outpatient department), taking into consideration the advantages and disadvantages.

**Keywords:** strain sensors, motion sensors, impedance sensors, respiratory rate, monitoring.

**Conflict of interest:** nothing to disclose.

**Citation**

Garanin AA, Rubanenko AO, Shipunov ID, Rogova VS. **Methods for measuring respiratory rate based on the analysis of chest wall movements.** *Science and Innovations in Medicine.* 2023;8(4):251-258.  
doi: 10.35693/2500-1388-2023-8-4-251-258

**Information about authors**

**Andrei A. Garanin** – PhD, Director of the Research and Practice Center for Telemedicine. ORCID: 0000-0001-6665-1533 E-mail: a.a.garanin@samsmu.ru  
**Anatolii O. Rubanenko** – PhD, Associate professor, Chair of Propeaedeutic Therapy. ORCID: 0000-0002-3996-4689 E-mail: a.o.rubanenko@samsmu.ru  
**Ivan D. Shipunov** – a preventive medicine physician, Research and Practice Center for Telemedicine. ORCID: 0000-0003-0674-7191 E-mail: i.d.shipunov@samsmu.ru

**Valeriya S. Rogova** – a preventive medicine physician, Research and Practice Center for Telemedicine.  
ORCID: 0000-0002-7388-8341 E-mail: v.s.rogova@samsmu.ru

**Corresponding Author**

**Andrei A. Garanin**  
Address: Samara State Medical University,  
165b Karl Marx av., Samara, Russia, 443079.  
E-mail: a.a.garanin@samsmu.ru

**Received:** 13.04.2023

**Revision Received:** 16.08.2023

**Accepted:** 27.08.2023

**ВВЕДЕНИЕ**

Как известно, одной из основных жалоб пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы и органов дыхания является одышка, представляющая собой нарушение частоты, ритма и глубины дыхания, при этом сопровождающаяся ощущением нехватки воздуха. При развитии одышки также наблюдается усиление работы дыхательной мускулатуры.

Исходя из определения одышки, одним из главных ее показателей является увеличение частоты дыхания (ЧД), при этом данный признак может быть определен с помощью различных методов.

Поскольку каждый вдох и выдох сопровождается соответствующими движениями грудной клетки, наиболее простым способом определения ЧД является подсчет количества дыхательных движений грудной клетки, который обычно производится врачом при обследовании пациента. Однако применение данного способа оказывается невозможным при проведении телемедицинских консультаций, а также при удаленном наблюдении за пациентом. В связи с этим в клиническую практику активно внедряются различные способы аппаратного определения ЧД.

**ЦЕЛЬ**

Анализ литературных данных, посвященных методам оценки ЧД с помощью датчиков, оценивающих движения грудной клетки. Поиск литературных данных осуществлялся в поисковых системах PubMed, eLIBRARY, Google Scholar.

**АППАРАТНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ**

Акт дыхания осуществляется благодаря согласованной работе дыхательных мышц, диафрагмы и наружных межреберных мышц. При вдохе диафрагма сокращается и опускается вниз, при этом создается разница давлений, обеспечивающая поступление воздуха в легкие. За счет сокращения межреберных мышц поднимаются ребра, что увеличивает объем грудной клетки и позволяет большему количеству воздуха войти в легкие. Соответственно при вдохе диаметр грудной клетки увеличивается приблизительно на 7 сантиметров.

**Тензодатчики**

Поскольку акт дыхания сопровождается деформацией грудной клетки, наиболее простым аппаратным способом определения ЧД можно считать использование датчиков, которые регистрируют вышеуказанную деформацию. Для этого можно использовать *тензодатчики* – резистивные, емкостные, индуктивные, оптоволоконные и другие. Все они используются для преобразования периодического

расширения и сжатия грудной клетки в сигнал, путем анализа которого можно определить ЧД [1].

**Резистивные тензодатчики.** Принцип работы такого вида датчиков основан на изменении электрического заряда в ответ на возникающую деформацию, которая изменяет геометрическую форму пьезорезистивного воспринимающего элемента. Эти изменения формы могут быть измерены и, следовательно, может быть оценена деформация. В пьезорезистивных датчиках деформация связана с изменением сопротивления (отсюда их название). Для изготовления пьезорезистивных тензодатчиков на основе текстиля можно использовать ткани, которые покрываются проводящими полимерами (эластомерами) [2], или же проводящие нити, которые внедряются в текстильную структуру в процессе производства [3, 4]. Таким образом, речь идет об электронном текстиле. К недостаткам данных датчиков можно отнести невысокую износостойчивость и, следовательно, невысокую воспроизводимость результатов и ухудшение функционирования после стирки или многократного складывания, а также появление различных артефактов движения, не связанных непосредственно с дыханием, например, при разговоре, ходьбе и т.д., что диктует необходимость использования соответствующих фильтров [5, 6]. Несколько уменьшить появление артефактов можно путем размещения датчика в верхнем отделе грудной клетки [5], а также использования определенных механических конструкций и защитных материалов. Другим недостатком этих датчиков является возможное влияние факторов внешней среды (температуры, влажности), что также можно устранить с помощью различных полимеров и защитных материалов при их производстве и внедрения в ткани и предметы одежды. В литературе имеются сведения о системе, состоящей из двух датчиков для определения грудной и брюшной деформации, при этом подходящей для оценки ЧД при спокойном дыхании [7]. Также был представлен тензодатчик уточной вязки, который успешно использовался для выявления эпизодов апноэ при тихом, а также спокойном и быстром дыхании [5]. В литературе есть данные об интеграции пьезорезистивных датчиков в автомобильный ремень безопасности с целью мониторинга дыхания [8]. В то же время необходимо отметить, что литературных данных, сравнивающих результаты, полученные при использовании данного типа датчиков с референсными значениями, полученными, например, по данным спирометрии, немного. Так, N. Molinaro и соавт. (2018) при включении в исследование 3 мужчин и 3 женщин, показали, что использование одного пьезорезистивного датчика на основе посеребренного нейлонового трикотажа позволяло определять ЧД с максимальной погрешностью в 1,8 дыхательных движений в минуту по сравнению со спирометрией при тихом дыхании

[9]. В целом различия между тензодатчиком и спирометром в данном исследовании были менее чем 5,5% для всех включенных в исследование добровольцев. В исследовании A. Lanata и соавт. (2010) добровольцы одновременно носили четыре различные системы контроля дыхания одновременно вместе со спирометрической маской для лица во время выполнения четырех физических упражнений в тренажерном зале (ходьба, бег, эллиптический и велотренажеры) в контролируемых условиях [6]. При сравнении различных датчиков дыхания между собой, а также со спирометром было показано, что ЧД, измеренная пьезоэлектрическими датчиками, оказалась наиболее близка по значениям к спирометрии при различных вариантах физической нагрузки, при этом наибольшая погрешность измерения по сравнению со спирометрией была выявлена при беге. Значение 1- $\alpha$  для велотренажера было 0,97; для эллиптического тренажера – 0,77; ходьбы – 0,67; бега – 0,66 по сравнению с данными спирометра. Исследование, выполненное M. Chu и соавт. (2019) продемонстрировало, что использование пьезорезистивного датчика позволяло измерять не только ЧД, но и дыхательный объем, что имело значительную корреляцию с данными, полученными с использованием спирометра [10]. Также авторы пришли к выводу, что систему, оснащенную пьезорезистивным датчиком, можно успешно использовать в амбулаторных условиях.

**Емкостные тензодатчики.** Принцип их действия основан на том, что чередование между собой вдоха и выдоха приводит к изменению емкости грудной клетки и брюшной полости, которые могут быть зарегистрированы соответствующими датчиками [11]. В данном случае один электрод размещается на передней поверхности грудной клетки или живота, а другой – в симметричной точке с обратной стороны, что сопровождается изменением диэлектрической проницаемости, а также расстояния между электродами во время дыхания, соответственно, происходят и изменения емкости [1]. Чувствительность такого рода датчиков зависит от многих факторов, например, от количества электродов, их размера, расположения и расстояния между ними [12]. При этом сами электроды могут быть как гибкими, так и плотно прикрепленными к грудной клетке. Каждый из вышеуказанных видов креплений электродов имеет свои недостатки. Так, при использовании гибкого эластичного пояса отмечается лучшее приспособление измерительного устройства к особенностям человеческого тела, с другой стороны, плотное прилегание электродов устраняет изменение емкости, наблюдающееся при их перемещении, следовательно, уменьшает помехи в сигнале [13]. С помощью сигнала, идущего с датчиков, можно оценивать дыхательный цикл и дифференцировать различные режимы дыхания, такие как спокойное, учащенное, глубокое дыхание, а также апноэ [12]. При изучении емкостных датчиков у 9 пациентов (6 мужчин и 3 женщины) с хронической обструктивной болезнью легких в состоянии покоя (после нагрузки) в течение 2 минут получены хорошие результаты: коэффициент корреляции между устройством, в котором использовались емкостные датчики, и референсным методом (спирометрия) составил 0,9988 ( $p < 0,0000001$ ), при этом средняя ошибка составила -0,14 дыхательных движений минуту, стандартное отклонение ошибки составило 0,28 дыхательных движений минуту [14].

**Индукционные датчики.** Индукционные датчики, подключенные к постоянному току, могут использоваться для регистрации изменений самоиндукции и частоты колебаний катушек, окружающих грудную клетку и брюшную полость. Этот метод можно использовать для мониторинга объемных показателей дыхания, а также временных характеристик [15]. Само устройство в данном случае состоит из одной или двух эластичных тканевых лент, внутри которых проходят изолированные провода, охватывающие грудную клетку и/или живот по окружности [16]. Эти провода подключены к модулю генератора, который дает низкочастотные колебания. Как известно, вдох и выдох сопровождаются изменением самоиндукции катушки, тем самым приводят к изменению частоты, которая затем демодулируется в аналоговый сигнал, связанный с деформацией грудной клетки и брюшной полости [15]. При этом выбирается такая частота, которая не приводит к появлению помех на другом медицинском оборудовании [16]. Данный метод хорошо изучен и относится к числу наиболее часто используемых среди методов респираторного мониторинга, основанных на оценке деформации грудной клетки, в частности в США. Этот вид датчиков включен в различные коммерческие системы для проведения респираторного мониторинга. Данные системы были изучены на 7 здоровых добровольцах мужского пола. Исследование проводилось в положении стоя в состоянии покоя, а также во время субмаксимальной физической нагрузки на беговой дорожке [17]. Авторами была выявлена статистически значимая корреляционная взаимосвязь между дыхательной индукционной плетизмографией и эргоспирометрией в определении ЧД как в состоянии покоя, так и при физической нагрузке. При этом в покое коэффициент корреляции составил 0,52 ( $p < 0,05$ ), а при физической нагрузке – 0,46 ( $p < 0,05$ ). В исследовании P. Grossman и соавт. (2006) при изучении 16 здоровых добровольцев на курсах йоги показали достоверность амбулаторного индуктивного плетизмографического измерения дыхания, по крайней мере в условиях относительно сидячего образа жизни при повторных измерениях в течение 6 недель [18].

**Оптоволоконные датчики.** Использование оптоволоконных датчиков получает все большее признание как альтернатива электрическим и механическим датчикам для оценки деформации. Волоконная решетка Брэгга, представляющая собой распределенный брэгговский отражатель (разновидность дифракционной решетки), сформированный в светонесущей сердцевине оптического волокна, относится к числу наиболее часто используемых технологий для проведения респираторного мониторинга. Волоконная решетка Брэгга имеет короткое время отклика (около 10 миллисекунд) и высокую чувствительность к деформации. Именно эти особенности позволяют проводить респираторный мониторинг с отслеживанием быстрых и небольших движений грудной клетки при дыхании [1]. В настоящее время в литературе имеются данные об использовании пластырей, матрасов и подушек со встроенными волоконными решетками Брэгга. По данным L. Dziuda и соавт. (2012), максимальная относительная ошибка подобного датчика составила 12% [19]. Авторы пришли к выводу, что простая конструкция датчика позволяет внедрять его в сиденье пилотов и водителей с целью мониторинга их жизненных

показателей. В более поздней работе этих авторов показано, что использование вышеуказанного датчика при определении показателей дыхания и деятельности сердца во время проведения магнитно-резонансной томографии (МРТ) у трех пациентов сопровождалось максимальной относительной ошибкой в 7,67% при подсчете ЧД, что авторы сочли допустимым в использовании в реальной клинической практике, поскольку датчик был создан в первую очередь для мониторинга, а не для диагностики [20]. В литературе имеются данные об интеграции волоконных решеток Брэгга в носимые механические конструкции, что позволяет усилить чувствительность в оценке дыхания. Так, в работе К. Chethana и соавт. (2017) датчик с волоконной решеткой Брэгга был плотно закреплен поперек диафрагмы с помощью тонкого слоя цианоакрилатного клея [21]. К настоящему времени были разработаны и протестированы различные системы на базе «умного» текстиля с использованием 2, 6 или 12 датчиков. Так, в работе М. Ciocchetti и соавт. (2015) было продемонстрировано, что различия в измерении дыхательных объемов с помощью системы, состоящей из двух оптоволоконных датчиков, по сравнению с оптоэлектронной плетизмографией при проведении МРТ составили 8,3% [22]. Данное направление, безусловно, является очень перспективным, поскольку оптоволоконные датчики защищены от электромагнитных помех. Более того, учитывая, что волоконная оптика изготавливается из стекла или из полимеров, можно создавать датчики, совместимые с процедурой МРТ, которые будут позволять мониторировать и измерять различные химические, термические или механические показатели пациента. В работе С. Massaroni и соавт. (2016), выполненной на 6 здоровых добровольцах, представлена система, состоящая из 6 волоконных решеток Брэгга, размещенных в 6 различных местах грудной клетки. Данная система имела низкие погрешности измерений ЧД: от 0,02 до -1,59% на шести добровольцах, была совместима с МРТ, а также не доставляла дискомфорта участникам исследования [23]. Те же авторы в 2018 году предложили другую систему, состоящую уже из 12 оптоволоконных датчиков, для анализа 6 различных компартментов грудной клетки, на которые ее можно разделить с функциональной точки зрения [24]. Исследование проводилось на 8 здоровых добровольцах. Ошибка измерений ЧД составила  $0,02 \pm 1,04$  дыханий в минуту по сравнению с системой анализа движений, которая была взята в качестве референсного теста, при этом коэффициент корреляции был 0,93 ( $p < 0,05$ ). Другое исследование, выполненное D. Lo Presti и соавт. (2017) с использованием 12 оптоволоконных датчиков, тоже продемонстрировало низкую погрешность измерений ЧД в менее чем 0,3 дыхательных движений в минуту по сравнению с референсным тестом [25]. Также были предложены различные варианты изменений интенсивности сигнала оптических волокон, встроенных в текстиль, для измерения средней ЧД [26–28]. Особенности тензодатчиков, их преимущества и недостатки представлены в таблице 1.

#### Импедансные датчики

В процессе дыхания происходят циклические изменения грудного импеданса, что связано преимущественно с двумя эффектами. Первый – во время вдоха наблюдается увеличение объема газа по отношению к объему жидкости, что приводит к снижению проводимости. Второй

– увеличение длины проводящих путей во время вдоха ввиду расширения грудной клетки. Таким образом, оба эффекта приводят к увеличению электрического импеданса во время вдоха. Кроме того, взаимосвязь между дыхательным объемом и изменением импеданса практически линейна, что и лежит в основе использования импедансных датчиков для оценки частоты дыхания [1, 29].

Методика основана на использовании обычно двух или четырех электродов, которые размещаются на грудной клетке. С этой целью также могут использоваться электроды для регистрации электрокардиограммы, в этом случае, как правило, используется одно или два отведения от конечностей [30, 31]. В случае использования четырех электродов к двум из них подается высокочастотный, но низкоамплитудный ток, а другие два электрода используются для измерения изменений импеданса. Следует отметить, что в целом предпочтительным является использование четырех электродов, а не двух, поскольку дает более точные измерения [30].

Возможности применения импедансных датчиков в оценке частоты дыхания были продемонстрированы в ряде исследований. Так, в исследовании L.K. Wawua и соавт. (2022), включившем 461 пациента (пациенты находились в блоке интенсивной терапии), с помощью импедансной пневмографии проводилась оценка срабатывания сигнала тревоги в случае учащения дыхания  $\geq 30$  в минуту, урежения дыхания  $\leq 5$  в минуту, а также в случае периода апноэ в течение  $\geq 20$  секунд. Авторы продемонстрировали успешное использование импедансных датчиков в оценке изменений частоты дыхания, причем как в сторону учащения, так в сторону урежения и остановки [32]. В исследовании P.H. Charlton и соавт. (2021) было показано, что использование специально разработанного авторами индекса позволит улучшить оценку частоты дыхания в отделениях интенсивной терапии при использовании импедансной пневмографии [33]. Использование данного индекса позволяло выявлять сигналы высокого качества и на их основе проводить измерение частоты дыхания, при этом средняя абсолютная ошибка не превышала 0,4 дыхательных движений в минуту, и эти результаты оказались лучше по сравнению с обычными мониторами [33]. Чувствительность и специфичность разработанного индекса составила 77,7% и 82,3% соответственно [33]. В работе L.K. Wawua и соавт. (2022) при исследовании 100 пациентов, находившихся в блоке интенсивной терапии, было показано, что частота дыхания, измеренная с помощью импедансной пневмографии, была сопоставима с методом, основанным на анализе ЭКГ при ЧД пациента от 12 до 20 в минуту. В то же время у пациентов с низкой ЧД (менее 5 в минуту) ЭКГ-анализ ЧД показал несколько лучшие результаты по сравнению с импедансной пневмографией. В случае высокой ЧД метод, использовавший импедансные датчики, довольно часто показывал более высокие значения ЧД по сравнению с ЭКГ-методом оценки [34]. В исследовании F.T. Wang и соавт. (2015) при обследовании 10 здоровых людей мужского пола при выполнении ими различной физической активности (в положении лежа на спине, на левом, правом боку, сидя, стоя, при медленной и быстрой ходьбе, медленном и быстром беге и восстановлении) было показано, что метод оценки частоты дыхания на основе измерения грудного импеданса



	Вид тензодатчика			
	Резистивный	Емкостный	Индукционный	Оптоволоконный
<b>Преимущества</b>				
Высокая чувствительность	+	+	+	+
Малое время отклика	+	+	+	+
Небольшой размер	+	+	+	+
Низкая цена	+	+	+	+
Измерение в реальном времени	+	+	+	+
Почти не мешает пациенту	+	+	+	+
Отсутствие влияния факторов окружающей среды		+	+	+
Меньшая вероятность артефактов, связанных с недыхательными движениями тела пациента			+	
<b>Недостатки</b>				
Частые артефакты, связанные с недыхательными движениями тела пациента	+	+		+
Влияние факторов внешней среды (магнитное поле)	+			
Наличие лент, охватывающих грудную клетку и/или живот (увеличен размер датчика)			+	
Большое количество проводов				+
<b>Функциональные возможности</b>				
Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания	+	+	+	+

**Таблица 1. Основные особенности тензодатчиков**  
**Table 1. Typical features of strain sensors**

является удобным и комфортным в использовании для амбулаторного измерения ЧД [35]. Коэффициенты корреляции между импедансным и референсным (измерение носоротового воздушного потока) методами составили 0,64–0,82 в зависимости от продолжительности измерения и в целом были довольно высокими и при физической нагрузке [35]. В настоящее время разработаны электрокардиостимуляторы со встроенными импедансными датчиками, которые позволяют успешно выявлять эпизоды апноэ сна [36].

К преимуществам импедансных датчиков можно отнести небольшие размеры, низкую стоимость, возможность оценки сигнала в режиме реального времени, возможность выявления тахипноэ, гипопноэ, а также апноэ, высокую чувствительность измерений, отсутствие влияния факторов внешней среды. При этом одним из главных недостатков импедансных датчиков является возникновение артефактов, связанных с различными движениями пациента, а также с возможным периодическим прерыванием сигнала [1, 37], что оказывает влияние на форму дыхательной волны и, следовательно, может приводить к неправильному подсчету ЧД [37]. Как было указано ранее, это может приводить к слишком частому срабатыванию сигнала тревоги при использовании импедансных датчиков для мониторинга ЧД [32]. Также следует иметь в виду, что источником артефактов при использовании импедансных датчиков могут быть

компоненты этой системы, например, электроды, кабели и т.д. [38]. Источником артефактов может быть движение крови в аорту при каждом сердечном сокращении, которое может изменять импеданс грудной клетки, измеряющийся соответствующими датчиками [38]. Это может приводить к переоценке реальной ЧД у пациента [38]. Уменьшить проявление данного недостатка призваны новые алгоритмы обработки сигнала и подсчета ЧД [39]. Также некоторым недостатком для пациента может быть большое количество проводов, однако это зависит от конструктивной особенности конкретных датчиков [1].

#### **Датчики, анализирующие движение грудной клетки**

Эти датчики анализируют силы ускорения, колебания угловых скоростей, а также изменения магнитного поля, что в дальнейшем используется для оценки ЧД. К таким датчикам относят акселерометры, гироскопы и магнитометры [1].

**Акселерометры.** Акселерометр представляет собой электромеханическое устройство, которое преобразовывает механическое движение в электрический сигнал [1]. С помощью данного устройства измеряется ускорение, вызванное гравитацией или движением.

Кривая дыхания может быть записана с помощью одного или нескольких акселерометров на уровне верхней части грудной клетки и/или живота [40-41]. В настоящее время для оценки дыхания можно использовать одно-, двух- или трехосевые акселерометры, однако при использовании первых двух вариантов необходимо обеспечивать надлежащее выравнивание по главной оси вращения, для того чтобы повысить качество измерений. В случае же использования трехосевого акселерометра возможно измерять ускорение вне зависимости от положения тела в пространстве [42].

Возможности использования акселерометров для измерения ЧД были продемонстрированы в различных исследованиях. Так, в исследовании А.М. Chan и соавт. (2013) при обследовании 15 взрослых людей при различных режимах дыхания (спонтанное, под метроном, во время повседневной активности) было показано, что средняя абсолютная ошибка метода определения ЧД, объединившего в себе анализ ЭКГ, дыхательной синусовой аритмии, а также трехосевой акселерометр, при сравнении с референсным методом составила 1,02 дыханий в минуту при дыхании под метроном, 1,67 дыханий в минуту при спонтанном дыхании и 2,03 дыханий в минуту во время повседневной активности [43]. В исследовании G.Z. Liu и соавт. (2011) было показано, что использование акселерометров во время ходьбы и бега приводило к ошибкам измерения до  $7,45 \pm 8,62$  и  $4,52 \pm 4,34$  дыханий в минуту соответственно при использовании соответствующего алгоритма [44]. Данное положение было подтверждено в исследовании J.

	Акселерометр	Гироскоп	Магнитометр
<b>Преимущества</b>			
Высокая чувствительность	+	+	+
Малое время отклика	+	+	+
Небольшой размер	+	+	+
Низкая цена	+	+	+
Измерение в реальном времени	+	+	+
Почти не мешает пациенту	+	+	+
Отсутствие влияния факторов окружающей среды	+	+	+
<b>Недостатки</b>			
Частые артефакты, связанные с дыхательными движениями тела пациента	+	+	+
Возможно влияние факторов внешней среды (магнитное поле)			+
<b>Функциональные возможности</b>			
Выявление апноэ, тихого, медленного, быстрого дыхания	+	+	+

**Таблица 2.** Основные особенности датчиков движения  
**Table 2.** Typical features of movement sensors

Vertens и соавт. (2015), продемонстрировавшем, что средняя ошибка оценки ЧД при использовании двух акселерометров составила 8,59% во время ходьбы и 4,13% во время бега [45]. В исследовании G.B. Drummond и соавт. (2021) авторы пришли к выводу, что сигналы от акселерометра, прикрепленного к телу, позволяют точно измерить ЧД, что может использоваться для автоматизации оценки состояния пациентов в стационарах [46]. К недостаткам акселерометров можно отнести высокую чувствительность к движению тела человека.

**Гироскопы.** Гироскоп представляет собой датчик, установленный на раме и способный измерять угловую скорость при ее вращении. В настоящее время существует много различных классов гироскопов, основанных на различных физических принципах действия и используемой технологии. На практике наиболее часто применяются механические и микроэлектромеханические гироскопы. Последние являются по сути датчиками движения, которые могут измерять скорость вращения объекта вокруг определенной оси, соответственно выделяют одноосевые, двухосевые и трехосевые гироскопы. Следует отметить, что для уменьшения ошибок измерения гироскопов последние наиболее часто комбинируются с акселерометрами. Сочетание гироскопов и акселерометров в одной системе для подсчета частоты дыхания изучалось в работе S. Wang и соавт. (2018), при этом средняя ошибка составила 0,77 дыханий в минуту по сравнению с ручным подсчетом [47]. Похожие данные были получены C.L. Shen и соавт. (2017), также изучавшими комбинацию из сигналов гироскопа и акселерометра, при этом средняя ошибка в определении ЧД составила 0,7 дыханий в минуту во время тихого дыхания и 3 дыханий в минуту во время бега [48]. При сравнении гироскопа и акселерометра между собой последний оказался лучше в плане определения ЧД, при этом точность улучшалась, когда пациент сидел или лежал, и ухудшалась в положении пациента стоя [49].

Главным недостатком гироскопов, так же, как и акселерометров, является появление артефактов за счет движения человека.

**Магнитометры.** Магнитометры могут использоваться для оценки движения грудной клетки, а также передней брюшной стенки при дыхании за счет регистрации изменений магнитного вектора. При этом можно использовать два подхода. При первом датчик магнитного поля размещается на груди (может быть встроены в ремень или одежду), при втором датчик размещается на передней части грудной клетки, а магнит – на спине пациента [50, 51]. В первом случае магнитный вектор вращается из-за движения грудной клетки во время дыхательной активности, и это вращение вызывает изменение одной из трех составляющих магнитного вектора. Во втором случае магнитометр определяет силу магнитного поля, которая обратно пропорциональна расстоянию между датчиком и магнитом. Следовательно, датчик оценивает положение путем измерения интенсивности магнитного поля в соответствии с расстоянием между датчиком и магнитом.

Эффективность магнитометров в измерении ЧД была показана в исследовании S. Milici и соавт. (2018) [50]. Авторы показали, что при сравнении ЧД, оцененной с помощью магнитометра, с референсным методом (термистором) максимальная ошибка измерения составила 3 дыхания в минуту [50]. Также в исследовании F.D. McCool и соавт. (2002), проведенном на 14 здоровых людях, была выявлена сильная корреляционная взаимосвязь между показателями внешнего дыхания, измеренными в соответствии с данными портативного магнитометра, и данными спирометрии как в состоянии покоя, так и при физической нагрузке [52].

К недостаткам магнитометра можно отнести высокую чувствительность к движению человека, а также к внешним изменениям магнитного поля. Следует отметить, что для преодоления недостатков акселерометров, гироскопов и магнитометров они могут быть интегрированы в единую систему. При сочетании трехосевого акселерометра, трехосевого гироскопа и трехосевого магнитометра исследователь получает значения 3D-ускорения, 3D-угловую скорость и 3D-магнитное поле, из этих показателей можно получить кривую дыхания [53, 54]. Особенности акселерометров, гироскопов и магнитометров, их преимущества и недостатки приведены в **таблице 2**.

## ■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Тензодатчики и датчики движения могут успешно использоваться в реальной клинической практике для измерения ЧД у пациентов, в том числе и в амбулаторных условиях, поскольку они могут быть легко интегрированы в одежду и различные предметы гардероба (электронный текстиль). В то же время магнитометры, гироскопы и акселерометры требуют размещения строго в определенных местах. Одним из главных недостатков как тензодатчиков, так и датчиков движения является их чувствительность к дыхательным движениям пациента. Для уменьшения данного недостатка датчики чаще всего должны располагаться в верхней части грудной клетки, интегрироваться в определенные механические опоры. Также рекомендуется использовать гибридные системы, включающие в себя несколько различных датчиков, при этом можно отдельно

анализировать грудной и брюшной компоненты дыхания, что открывает широкие возможности для использования этих датчиков в научных целях. Использование специальных полимеров и защитных материалов в конструкции пьезорезистивных датчиков позволят преодолеть другой их недостаток – возможное влияние факторов внешней среды (например, температуры или влажности). Все типы датчиков, представленные в настоящем обзоре, в целом показали хорошее качество получаемых дыхательных кривых в состоянии покоя при обычном дыхании, однако в

подавляющем большинстве случаев количество ошибок измерений повышалось при физической нагрузке.

Выбор определенного типа датчика (тензодатчик, импедансный датчик, датчики движения) для оценки ЧД, очевидно, должен основываться на конкретной клинической ситуации, длительности мониторинга, условиях мониторинга (отделение интенсивной терапии, стационар, амбулаторная практика) с учетом преимуществ и недостатков. ■

**Конфликт интересов:** все авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов, требующего раскрытия в данной статье.

## ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Massaroni C, Nicolò A, Lo Presti D, et al. Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate. *Sensors (Basel)*. 2019;19(4):908. doi:10.3390/s19040908
- De Rossi D, Carpi F, Lorussi F, et al. Electroactive fabrics and wearable biomonitoring devices. *AUTEX Res J*. 2003;3:180-185.
- Wang J, Xue P, Tao X. Strain sensing behavior of electrically conductive fibers under large deformation. *Mater Sci Eng A*. 2011;528:2863-2869. doi:10.1016/j.msea.2010.12.057
- Egami Y, Suzuki K, Tanaka T, et al. Preparation and characterization of conductive fabrics coated uniformly with polypyrrole nanoparticles. *Synth Met*. 2011;161:219-224. doi:10.1016/j.synthmet.2010.11
- Atalay O, Kennon WR, Demirok E. Weft-knitted strain sensor for monitoring respiratory rate and its electro-mechanical modeling. *IEEE Sens J*. 2015;15:110-122. doi:10.1109/jсен.2014.2339739
- Lanata A, Scilingo EP, Nardini E, et al. Comparative evaluation of susceptibility to motion artifact in different wearable systems for monitoring respiratory rate. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2010;14:378-386. doi:10.1109/titb.2009.2037614
- Paradiso R, Loriga G, Taccini N. A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2005;9:337-344. doi:10.1109/titb.2005.854512
- Hamdani STA, Fernando A. The application of a piezo-resistive cardiorespiratory sensor system in an automobile safety belt. *Sensors*. 2015;15:7742-7753. doi:10.3390/s150407742
- Molinaro N, Massaroni C, Presti DL, et al. Wearable textile based on silver plated knitted sensor for respiratory rate monitoring. *EMBC*. 18-21 July 2018:2865-2868. doi:10.1109/embc.2018.8512958
- Chu M, Nguyen T, Pandey V, et al. Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. *NPJ Digit Med*. 2019;2:8. doi:10.1038/s41746-019-0083-3
- Terazawa M, Karita M, Kumagai S, et al. Respiratory Motion Sensor Measuring Capacitance Constructed across Skin in Daily Activities. *Micromachines (Basel)*. 2018;9(11):543. doi:10.3390/mi9110543
- Kundu SK, Kumagai S, Sasaki M. A wearable capacitive sensor for monitoring human respiratory rate. *Jpn J Appl Phys*. 2013;52:04CL05. doi:10.7567/jjap.52.04cl05
- Grlica J, Martinović T, Džapo H. Capacitive sensor for respiration monitoring. *IEEE SAS*. 13-15 April 2015:1-6. doi:10.1109/sas.2015.7133567
- Naranjo-Hernández D, Talamino-Barroso A, Reina-Tosina J, et al. Smart Vest for Respiratory Rate Monitoring of COPD Patients Based on Non-Contact Capacitive Sensing. *Sensors*. 2018;18:2144. doi:10.3390/s18072144
- Chadha T, Watson H, Birch S, et al. Validation of respiratory inductive plethysmography using different calibration procedures. *Am Rev Respir Dis*. 1982;125:644-649.
- Dall'Ava-Santucci J, Armanganidis A. Respiratory inductive plethysmography in Pulmonary Function in Mechanically Ventilated Patients. *Springer*. Berlin, Germany. 1991:121-142.
- Cabiddu R, Pantoni CB, Mendes RG, et al. Inductive plethysmography potential as a surrogate for ventilatory measurements during rest and moderate physical exercise. *Braz J Phys Ther*. 2016;20(2):184-8. doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0147
- Grossman P, Spoerle M, Wilhelm FH. Reliability of respiratory tidal volume estimation by means of ambulatory inductive plethysmography. *Biomed Sci Instrum*. 2006;42:193-8.
- Dziuda L, Skibniewski FW, Krej M, et al. Monitoring respiration and cardiac activity using fiber Bragg grating-based sensor. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2012;59(7):1934-42. doi:10.1109/TBME.2012.2194145
- Dziuda L, Krej M, Skibniewski FW. Fiber Bragg grating strain sensor incorporated to monitor patient vital signs during MRI. *IEEE Sens J*. 2013;13:4986-4991. doi:10.1109/jсен.2013.2279160
- Chethana K, Guru Prasad AS, Omkar SN, et al. Fiber bragg grating sensor based device for simultaneous measurement of respiratory and cardiac activities. *J Biophotonics*. 2017;10(2):278-285. doi:10.1002/jbio.201500268
- Ciocchetti M, Massaroni C, Saccomandi P, et al. Smart Textile Based on Fiber Bragg Grating Sensors for Respiratory Monitoring: Design and Preliminary Trials. *Biosensors (Basel)*. 2015;5(3):602-15. doi:10.3390/bios5030602
- Massaroni C, Saccomandi P, Formica D, et al. Design and feasibility assessment of a magnetic resonance-compatible smart textile based on fiber Bragg grating sensors for respiratory monitoring. *IEEE Sens J*. 2016;99:1-1. doi:10.1109/jсен.2016.2606487
- Massaroni C, Venanzi C, Silvatti AP, et al. Smart textile for respiratory monitoring and thoraco-abdominal motion pattern evaluation. *J Biophotonics*. 2018;11:e201700263. doi:10.1002/jbio.201700263
- Lo Presti D, Massaroni C, Saccomandi P, et al. A wearable textile for respiratory monitoring: Feasibility assessment and analysis of sensors position on system response. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2017;2017:4423-4426. doi:10.1109/EMBC.2017.8037837
- Krehel M, Schmid M, Rossi RM, et al. An optical fibre-based sensor for respiratory monitoring. *Sensors*. 2014;14:13088-13101. doi:10.3390/s140713088
- Augousti A, Malettras F, Mason J. Improved fibre optic respiratory monitoring using a figure-of-eight coil. *Physiol Meas*. 2005;26:585-590. doi:10.1088/0967-3334/26/5/001
- Koyama Y, Nishiyama M, Watanabe K. Smart textile using hetero-core optical fiber for heartbeat and respiration monitoring. *IEEE Sens J*. 2018;18:6175-6180. doi:10.1109/jсен.2018.2847333
- Fedotov AA. *Sensors and respiratory monitoring systems: Guidelines*. Samara, 2019;29:26-27. (In Russ.). [Федотов А.А. Датчики и системы респираторного мониторинга: Методические указания. Самара, 2016;29:26-27].
- Gupta AK. Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography; Application Report SBAA181; *Texas Instruments: Dallas, TX, USA*, 2011.
- Trobec R, Rashkovska A, Avbelj V. Two proximal skin electrodes – A respiration rate body sensor. *Sensors*. 2012;13813-13828. doi:10.3390/s121013813
- Bawua LK, Miaskowski C, Suba S, et al. Thoracic Impedance Pneumography-Derived Respiratory Alarms and Associated Patient Characteristics. *Am J Crit Care*. 2022;31(5):355-365. doi:10.4037/ajcc2022295

33. Charlton PH, Bonnici T, Tarassenko L, et al. An impedance pneumography signal quality index: Design, assessment and application to respiratory rate monitoring. *Biomed Signal Process Control*. 2021;65:102339. doi: 10.1016/j.bspc.2020.102339
34. Bawua LK, Miaskowski C, Suba S, et al. Agreement between respiratory rate measurement using a combined electrocardiographic derived method versus impedance from pneumography. *J Electrocardiol*. 2022;71:16-24. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2021.12.006
35. Wang FT, Chan HL, Wang CL, et al. Instantaneous Respiratory Estimation from Thoracic Impedance by Empirical Mode Decomposition. *Sensors (Basel)*. 2015;15(7):16372-87. doi: 10.3390/s150716372
36. Chen R, Chen K, Dai Y, et al. Utility of transthoracic impedance and novel algorithm for sleep apnea screening in pacemaker patient. *Sleep Breath*. 2019;23(3):741-746. doi: 10.1007/s11325-018-1755-y
37. Bawua LK, Miaskowski C, Hu X, et al. A review of the literature on the accuracy, strengths, and limitations of visual, thoracic impedance, and electrocardiographic methods used to measure respiratory rate in hospitalized patients. *Ann Noninvasive Electrocardiol*. 2021;26(5):e12885. doi: 10.1111/anec.12885
38. Landon C. Respiratory monitoring: Advantages of inductive plethysmography over impedance pneumography. *VivoMetrics VMLA*. 2002:1-7.
39. Lu Y, Wu HT, Malik J. Recycling cardiogenic artifacts in impedance pneumography. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2019;51:162-170. doi: 10.1016/j.bspc.2019.02.027
40. Reinvo T, Hannula M, Sorvoja H, et al. Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and EMFit pressure sensor. *IEEE Sensors Applications Symposium*. 7-9 February 2006:192-195. doi: 10.1109/sas.2006.1634270
41. Ivakhno NV, Prokhortsov AV, Senina EN, et al. Method for Registering Movement of the Chest at the Diagnosis of the Sleep Apnea. *Journal of New Medical Technologies*. 2014;21(4):133-136. (In Russ.). [Ивахно Н.В., Прохорцов А.В., Сенина Е.Н., и др. Способ регистрации движения грудной клетки при диагностике состояния сонного апноэ. *Вестник новых медицинских технологий*. 2014;21(4):133-136]. doi: 10.12737/7286
42. Bates A, Ling MJ, et al. Respiratory rate and flow waveform estimation from tri-axial accelerometer data. *International Conference on Body Sensor Networks*. 7-9 June 2010:144-150. doi: 10.1109/bsn.2010.50
43. Chan AM, Ferdosi N, Narasimhan R. Ambulatory respiratory rate detection using ECG and a triaxial accelerometer. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2013:4058-61. doi: 10.1109/EMBC.2013.6610436
44. Liu GZ, Guo YW, Zhu QS, et al. Estimation of respiration rate from three-dimensional acceleration data based on body sensor network. *Telemed e-Health*. 2011;17:705-711. doi: 10.1089/tmj.2011.0022
45. Vertens J, Fischer F, Heyde C, et al. Measuring Respiration and Heart Rate using Two Acceleration Sensors on a Fully Embedded Platform. *3rd International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support*. 15-17 November 2015:15-23.
46. Drummond GB, Fischer D, et al. Classifying signals from a wearable accelerometer device to measure respiratory rate. *ERJ Open Res*. 2021;7(2):00681-2020. doi: 10.1183/23120541.00681-2020
47. Wang S, Liu M, Pang B, et al. A new physiological signal acquisition patch designed with advanced respiration monitoring algorithm based on 3-axis accelerator and gyroscope. *40th Annual International Conference of the IEEE EMBC*. 18-21 July 2018:441-444. doi: 10.1109/embc.2018.8512427
48. Shen CL, Huang TH, Hsu PC, et al. Respiratory Rate Estimation by Using ECG, Impedance, and Motion Sensing in Smart Clothing. *J Med Biol Eng*. 2017;37:826-842.
49. Romano C, Schena E, Formica D, Massaroni C. Comparison between Chest-Worn Accelerometer and Gyroscope Performance for Heart Rate and Respiratory Rate Monitoring. *Biosensors (Basel)*. 2022;12(10):834. doi: 10.3390/bios12100834
50. Milici S, Lázaro A, Villarino R, et al. Wireless Wearable Magnetometer-Based Sensor for Sleep Quality Monitoring. *IEEE Sens J*. 2018;18:2145-2152. doi: 10.1109/jsen.2018.2791400
51. Oh Y, Jung YJ, Choi S, et al. Design and Evaluation of a MEMS Magnetic Field Sensor-Based Respiratory Monitoring and Training System for Radiotherapy. *Sensors*. 2018;18:2742. doi: 10.3390/s18092742
52. McCool FD, Wang J, Ebi KL. Tidal volume and respiratory timing derived from a portable ventilation monitor. *Chest*. 2002;122:684-691. doi: 10.1378/chest.122.2.684
53. Cesareo A, Previtali Y, Biffi E, et al. Assessment of Breathing Parameters Using an Inertial Measurement Unit (IMU)-Based System. *Sensors*. 2018;19:88. doi: 10.3390/s19010088
54. Cesareo A, Gandolfi S, Pini I, et al. A novel, low cost, wearable contact-based device for breathing frequency monitoring. *39th Annual International Conference of the IEEE EMBC*. 11-15 July 2017:2402-2405. doi: 10.1109/embc.2017.8037340