



Научно-исследовательский журнал «International Journal of Medicine and Psychology / Международный журнал медицины и психологии»

<https://ijmp.ru>

2025, Том 8, № 7 / 2025, Vol. 8, Iss. 7 <https://ijmp.ru/archives/category/publications>

Научная статья / Original article

Шифр научной специальности: 3.3.8. Клиническая лабораторная диагностика (медицинские науки)

УДК 54.084

¹ Ян Инчи,

² Линь Ихуа,

³ Се Баосун,

¹ Лю Сяньян,

⁴ Демихов Е.И.,

¹ Сямэньский университет, Китай,

² Первая клиническая больница Сямэньского университета, Китай,

³ Больница провинции Фуцзянь, Китай,

⁴ Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской академии наук

Принципы системы обнаружения функции дыхания с использованием гибких датчиков и приложения

Аннотация: в данной статье представлена носимая респираторная спектрометрия, использующая технологию динамического измерения влажности для мониторинга функции легких. Традиционные тесты измеряют изменения потока воздуха и давления при дыхании с помощью механических датчиков (например, дифференциальных датчиков давления или турбинных датчиков), оценивая такие параметры, как пик экспираторного потока (PEF) и форсированную жизненную емкость (FVC). Спектрометр, основанный на законе Дарси, связывает скорость потока газа с разностью давления, устанавливая количественную зависимость между PEF, FVC и изменениями сигналов датчиков. Результаты показывают линейную зависимость между изменениями влажности и PEF, с ошибками PEF ниже 10%, погрешностями соседних тестов менее 5% и ошибками частотной характеристики ниже 12%, что соответствует отраслевым стандартам. По сравнению с традиционными спирометрами, спектрометр достигает значительно меньших ошибок для PEF (0,35%) и FVC (0,23%). Даже при свободном дыхании (PEF 12-24 л/мин, FVC 0,5-0,7 л) сохраняется линейная зависимость между изменениями сигнала и объемом дыхания, что позволяет осуществлять непрерывный, реальный мониторинг функции легких и дистанционное управление заболеваниями дыхательных путей. В заключение, носимый спектрометр обеспечивает точный мониторинг функций легких в реальном времени с минимальными ошибками, что делает его подходящим инструментом для дистанционного наблюдения за состоянием дыхательной системы.

Ключевые слова: гибкое сенсорное обнаружение, тестирование функции дыхания, респираторная спектрометрия

Для цитирования: Ян Инчи, Линь Ихуа, Се Баосун, Лю Сяньян, Демихов Е.И. Принципы системы обнаружения функции дыхания с использованием гибких датчиков и приложения // International Journal of Medicine and Psychology. 2025. Том 8. № 7. С. 37 – 47.

Поступила в редакцию: 9 июня 2025 г.; Одобрена после рецензирования: 6 августа 2025 г.; Принята к публикации: 17 октября 2025 г.

¹ Yang Yingqi,
² Lin Yihua,
³ Xie Baosong,
¹ Xiang Yang Liu,
⁴ Demikhov E.I.,

¹ Xiamen University, China,

² The First Affiliated Hospital of Xiamen University, China,

³ Fujian Provincial Hospital, China,

⁴ Physical Institute named after P.N. Lebedev of Russian Academy of Sciences

Principles of respiratory function detection system using flexible sensors and applications

Abstract: this paper introduces a wearable respiratory spectrometer using dynamic humidity sensing technology to monitor lung function. Traditional tests measure airflow and pressure changes during breathing via mechanical sensors (e.g., differential pressure or turbine sensors), assessing parameters like Peak Expiratory Flow (PEF) and Forced Vital Capacity (FVC). The spectrometer, based on Darcy's law, links gas flow rate to pressure difference, establishing a quantitative relationship between PEF, FVC, and sensor signal changes. Results show a linear correlation between humidity changes and PEF, with PEF errors below 10%, adjacent test errors under 5%, and frequency response errors below 12%, meeting industry standards. Compared to traditional spirometers, the spectrometer achieves significantly lower errors for PEF (0.35%) and FVC (0.23%). Even under free-breathing conditions (PEF 12-24 L/min, FVC 0.5-0.7 L), it maintains a linear relationship between signal changes and breathing volume, enabling continuous, real-time lung function monitoring and remote respiratory disease management. In summary, the wearable spectrometer offers accurate, real-time lung function monitoring with minimal error, suitable for remote respiratory care.

Keywords: flexible sensing, respiratory function testing, respiratory spectrometry

For citation: Yang Yingqi, Lin Yihua, Xie Baosong, Xiang Yang Liu, Demikhov E.I. Principles of respiratory function detection system using flexible sensors and applications. International Journal of Medicine and Psychology. 2025. 8 (7). P. 37 – 47.

The article was submitted: June 9, 2025; Approved after reviewing: August 6, 2025; Accepted for publication: October 17, 2025

Введение

Респираторные заболевания, такие как COVID-19, ХОБЛ, астма и рак легких, существенно влияют на глобальное здравоохранение. Хотя COVID-19 стал серьезным кризисом, такие состояния, как ХОБЛ и рак легких, остаются серьезными проблемами [1, 2].

С развитием сенсорных технологий [1-4, 5] носимые цифровые медицинские устройства для мониторинга здоровья используются все чаще [6, 7]. Интегрированные с облачной связью, эти устройства позволяют осуществлять мониторинг дыхания в реальном времени, предлагая более полные и точные данные о функции легких. Они также позволяют удаленно отслеживать функцию легких пациентов, объединяя датчики с мобильными устройствами.

Это исследование фокусируется на характеристиках выдыхаемого газа, таких как температура около 37°C и содержание насыщенного пара, для разработки носимого дыхательного устройства с использованием гибких датчиков влажности, изготовленных из

композитов шелка и углеродных нанотрубок и емкостных материалов [8]. Эти датчики с высокой чувствительностью и высокой скоростью отклика/восстановления эффективно обнаруживают динамические изменения влажности из-за респираторной влажности [8]. Мы представляем носимый респираторный спектрометр на основе динамического измерения влажности для мониторинга функции легких в реальном времени. Это устройство не только копирует традиционные респираторные тестеры, но и количественно анализирует непрерывное естественное носовое дыхание. Оно позволяет проводить бесплатную, быструю и ненавязчивую оценку функции легких.

Материалы и методы исследований

2.1 Измеряемые параметры

Традиционные тесты функции легких оценивают такие параметры, как пиковый поток выдоха (PEF) и форсированная жизненная емкость (FVC) [33-26; 33; 9, 10]. PEF – это наибольшая скорость потока во время форсированного выдоха, а FVC – общий объем выдыхаемого воздуха после полного вдоха с максимальным усилением.

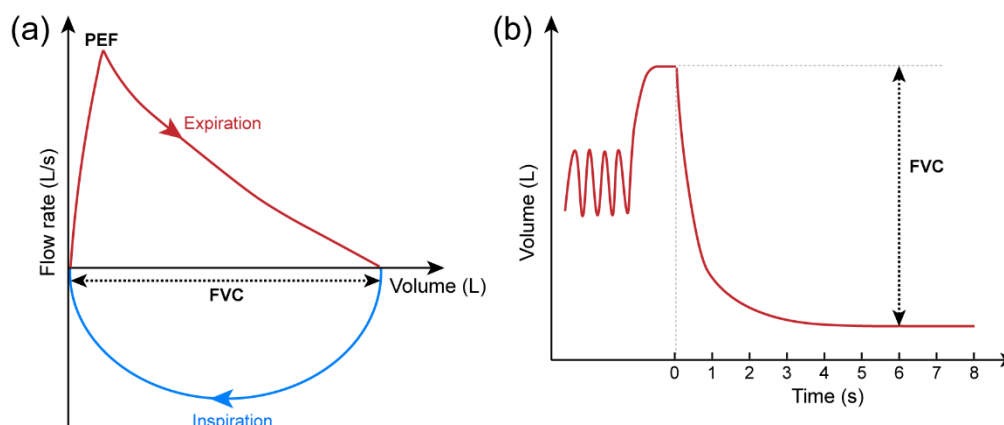


Рис. 1. Схематическое изображение параметров функции лёгких, получаемых при форсированном выдохе. (a) Кривая «поток – объём», описывающая взаимосвязь между скоростью потока и изменением объёма во время выдоха (или вдоха). (b) Кривая «объём – время», получаемая путём измерения выдоха (или вдоха) и соответствующего объёма в течение определённого промежутка времени.

Fig. 1. Schematic diagram of lung function parameters obtained from a forced expiratory test. (a) Expiratory flow-volume curve, which describes the relationship between airflow velocity and volume changes during the expiratory (or inspiratory) process. (b) Expiratory volume-time curve, obtained by measuring the expiratory (or inspiratory) airflow and corresponding volume over a period of time.

2.2 Принципы тестирования

В приборах, основанных на принципе дифференциального давления, для определения скорости потока воздуха используют взаимосвязь между изменениями давления и потоком в канале с заданным сопротивлением. Точность такого измерения во многом зависит от сопротивления канала. Объёмная скорость потока в любой момент и перепад давления в канале связаны уравнением:

$$Q = \Delta P / R \quad (1)$$

где ΔP – перепад давления, R – сопротивление, а Q – объёмная скорость потока. Это позволяет переводить перепад давления в скорость потока. На практике датчик дифференциального давления преобразует ΔP в электрический сигнал, который затем обрабатывается для вывода результата.

Согласно закону Дарси [10], поток жидкости через пористую среду обратно пропорционален длине пути и прямо пропорционален площади поперечного сечения и перепаду давления. В носимом спектрометре сопротивление хлопкового фильтра при прохождении выдыхаемой влаги можно уподобить сопротивлению пористой среды. Как показано на рисунке 2b, объёмная скорость потока выдыхаемой влаги пропорциональна перепаду давления, а выдыхаемый объём выражается интегралом скорости потока по времени:

$$q = k_R \cdot S \cdot (p_{in} - p_{out}) \quad (2)$$

$$V = \int q dt \quad (3)$$

где k_R – коэффициент сопротивления хлопкового фильтра для дыхательной влаги, S – площадь поперечного сечения потока влаги, p_{in} и p_{out} – давления газа внутри и снаружи носимого респираторного спектрометра соответственно.

Как показано на рис. 1a, скорость выдоха обычно достигает максимума достаточно быстро, а внутреннее пространство носимого респираторного спектрометра можно считать относительно замкнутым. Поэтому, опираясь на уравнение состояния идеального газа и уравнение сохранения массы внутри спектрометра, можно вывести формулу для расчёта скорости потока выдыхаемой влаги:

$$d\eta_{in}/dt = k_1 + k_2 \cdot q \quad (4)$$

где η_{in} – относительная влажность внутри носимого респираторного спектрометра, k_1 и k_2 – постоянные. Следует отметить, что датчики для регистрации выдыхаемой влаги обычно бывают

резистивного R и/или ёмкостного C типа. Зависимость между парциальным давлением водяного пара (или относительной влажностью) и сопротивлением (или ёмкостью) можно выразить так:

$$R = a_1 + b_1 \cdot \eta_{in} \quad (5)$$

$$C = a_2 + b_2 \cdot \eta_{in}^{c_1} \quad (6)$$

где a_1 , b_1 , a_2 , b_2 и c_1 – постоянные. Далее,

сочетая уравнения (3), (4) и (6), можно получить формулу для вычисления выдыхаемого объема V :

$$V = \varepsilon_0 \cdot \Delta C \cdot \Delta t \quad (7)$$

где ε_0 – постоянная, определяемая сопротивлением хлопкового фильтра и площадью вентиляции носимого респираторного спектрометра, Δt – длительность изменения электрического сигнала.

Таким образом, используя носимый респираторный спектрометр, можно в количественном формате измерять и скорость дыхания, и общий объем выдоха:

$$q = k_R \cdot S \cdot (p_{in} - p_{out}) \quad (2)$$

$$V = \int q dt \quad (3)$$

где k_R – коэффициент сопротивления хлопка для дыхательной влаги, S – площадь поперечного сечения потока влаги, p_{in} и p_{out} – давления внутри и снаружи носимого респираторного спектрометра.

Физические законы (1) и (2) эквивалентны и указывают, что поток жидкости пропорционален перепаду давления. Уравнение (1) является эмпирической формулой для дифференциальных датчиков давления, а уравнение (2) применяется в частных случаях (например, при просачивании дождевой воды или движении воздуха внутри носимого спектрометра). При этом внутренний поток воздуха в спектрометре – это смесь выдыхаемых газов, где во время выдоха достигается пиковая скорость потока (PEF), которую невозможно определить, используя только уравнение (2). Поэтому для вычисления скорости потока выдыхаемой влаги требуется новая формула, основанная на уравнении идеального газа и сохранении массы:

$$d\eta_{in}/dt = k_1 + k_2 \cdot q \quad (4)$$

где η_{in} – относительная влажность внутри носимого респираторного спектрометра, k_1 и k_2 – постоянные. Датчики, регистрирующие выдыхаемую влагу, могут быть резистивными R и/или ёмкостными C . Зависимость между парциальным давлением водяного пара (или относительной влажностью) и сопротивлением (или ёмкостью) описывается:

$$R = a_1 + b_1 \cdot \eta_{in} \quad (5)$$

$$C = a_2 + b_2 \cdot \eta_{in}^{c_1} \quad (6)$$

Объединяя уравнения (3), (4) и (6), получаем

формулу для выдыхаемого объема V :

$$V = \varepsilon_0 \cdot \Delta C \cdot \Delta t \quad (7)$$

где ε_0 определяется сопротивлением хлопкового фильтра и площадью вентиляции носимого респираторного спектрометра, а Δt – длительностью изменения электрического сигнала.

2.4 Полная система носимого респираторного спектрометра

Носимый респираторный спектрометр (рис. 2, в) использует динамическое измерение влажности и включает в себя датчик, мобильное приложение, облачную платформу, сервер и средства обработки данных. Он подключается к смартфону по беспроводной сети для мониторинга в режиме реального времени, отправляя данные в облако для алгоритмического анализа аномальных режимов дыхания и оповещений. Система отслеживает глубину дыхания и скорость выдоха.

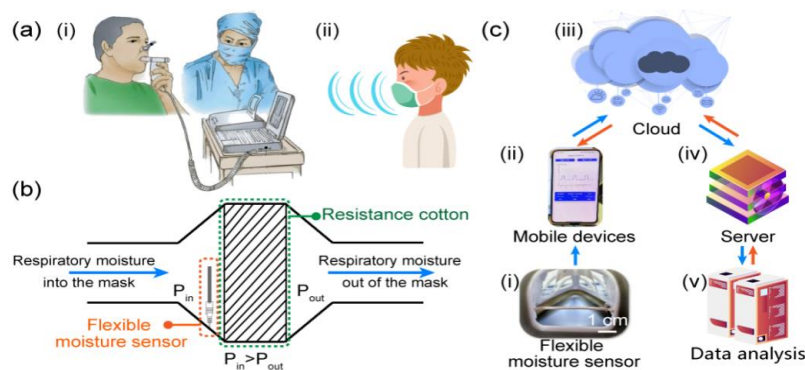


Рис. 2. Иллюстрация измерения функции дыхания и схема системы: (а) Сравнение методов тестирования функции легких (i) Традиционный метод: требует сильного выдоха через рот и руководства со стороны медицинских работников. (ii) Цифровая маска: носимый респираторный спектрометр, использующий динамическую гибкую технологию датчиков, позволяет количественно определять как дыхание через рот, так и нос. Обнаружение происходит до тех пор, пока присутствует дыхание. (b) Принцип количественного измерения дыхания. Во время выдоха респираторная влага попадает в устройство, увеличивая внутреннюю влажность и давление газа. Влага выходит через резистивный хлопковый фильтр под действием перепада давления в соответствии с законом Дарси [10]. (c) Носимая система респираторного спектрометра. (i) Динамические датчики влажности: преобразуют изменения влажности дыхания в электрические сигналы. (ii) Мобильное приложение: устанавливает соединение с устройством в реальном времени. (iii) Облачная платформа: передает данные в облако через мобильные устройства. (iv) Сервер: выполняет обработку данных, анализ, вычисления и хранение необработанных сигналов.

Fig. 2. Illustration of respiratory function measurement and system diagram: (a) comparison of lung function testing methods (i) conventional method: requires forceful mouth exhalation and guidance by medical professionals. (ii) digital mask: a wearable respiratory spectrometer using dynamic flexible sensing technology enables quantitative detection of both mouth and nasal breathing. Detection occurs as long as breathing is present. (b) Principle of quantitative respiration measurement. During exhalation, respiratory moisture enters the device, increasing internal moisture and gas pressure. The moisture exits through a resistance cotton filter under pressure differential, following Darcy's law [10]. (c) Wearable respiratory spectrometer system. (i) Dynamic humidity sensors: convert respiratory moisture changes into electrical signals. (ii) Mobile App: establishes real-time connection with the device. (iii) Cloud platform: transmits data to the cloud via mobile devices. (iv) Server: handles data processing, analysis, computation, and storage of raw signals.

2.5 Эксперименты и тестовая система

2.5.1 Испытание отклика носимого респираторного спектрометра на электрический сигнал при моделируемом дыхательном объеме

Для исследования отклика носимого респираторного спектрометра на электрический сигнал была использована синусоидальная форма волны. Изменяя объем газа (FVC) и пиковую скорость выдоха (PEF) синусоиды, регистрировали изменения ёмкости датчика влажности внутри носимого респираторного спектрометра. Синусоидальная волна охватывает два непрерывных процесса – выдох и вдох, при этом объёмная скорость потока $q_{sin}(t)$ в одном цикле дыхания меняется по синусоидальному закону от времени, как показано в уравнении (8):

$$q_{sin}(t) = PEF \cdot \sin(2\pi t/T) \quad (8)$$

Моделируемая форсированная жизненная ёмкость лёгких (FVC) варьировалась от 3 до 10 л

(с шагом 1 л), а значения PEF принимались равными 400, 450 и 500 л/мин. Поскольку форма волны была задана синусоидально, это также определяло время, необходимое для каждого цикла выдоха и вдоха.

2.5.2 Взаимосвязь между изменениями электрических сигналов в носимом респираторном спектрометре и моделируемым PEF, а также погрешности тестирования

Симулятор дыхательной волны был настроен на форму волны А с FVC 5,6 л и значениями PEF 180, 360, 540, 600, 720 и 840 л/мин (рис. 3(b)). Мы записали изменения ёмкости в датчике влажности и вычислили максимальную скорость изменения относительной влажности внутри спектрометра, обозначенную как. Пять параллельных испытаний были усреднены для получения значения для каждого условия $\text{Max}(d\eta/dt)$.

(а) Ошибка индикации: в условиях испытания были записаны изменения ёмкости, и была рассчитана максимальная скорость изменения

относительной влажности. Измеренное значение $\text{Max}(d\eta/dt)$ можно использовать для расчета соответствующего значения с помощью рабочей кривой на рис. 5. Относительное отклонение от фактического значения дает ошибку индикации для испытания.

$$| (PEF_{test} - PEF_{real}) / PEF_{real} | \times 100\% \quad (9)$$

При одинаковых условиях проводили пять измерений, и для каждого вычисляли погрешность показаний. Согласно отраслевому стандарту [32], эта погрешность не должна превышать либо 10 л/мин (0,17 л/с), либо 10% от показания (в

зависимости от того, что больше).

(b) Погрешность при последовательных тестах: При тех же условиях регистрировали изменения ёмкости спектрометра и вычисляли $\text{Max}(d\eta/dt)$. Сопоставляя полученное значение с рабочей кривой (рис. 5), определяли PEF_{test} . Затем относительное отклонение PEF_{test} от среднего PEF_{ave} полученного при множественных измерениях в тех же условиях, рассчитывали по формуле:

$$| (PEF_{test} - PEF_{ave}) / PEF_{ave} | \times 100\% \quad (10)$$

Для каждой серии однотипных условий выполняли пять тестов и вычисляли среднюю погрешность путём сравнения каждого значения с усреднённым результатом. Согласно стандарту [32], разброс любых показаний PEF не должен превышать 10 л/мин (0,17 л/с) или 5% от среднего результата (что больше).

(c) Погрешность частотной характеристики: В данном случае дыхательный симулятор настраивали на форму В, описанную в стандарте (рисунок 3(b)), с объёмом выдоха 5,6 л. При этом

значения PEF принимались 180, 360 и 540 л/мин. Остальные шаги аналогичны тестированию PEF с формой А. Регистрировали изменение ёмкости носимого респираторного спектрометра и вычисляли $\text{Max}(d\eta/dt)$. Используя уравнение (4), находили PEF_B и определяли относительное отклонение PEF_B от значения PEF, измеренного формой А в аналогичных условиях:

$$| (PEF_A - PEF_B) / PEF_A | \times 100\% \quad (11)$$

Для каждого из трёх значений PEF в формах А и В проводили по пять тестов, в расчётах использовали среднее из этих пяти. Согласно стандарту, погрешность частотной характеристики не должна превышать 15 л/мин (0,25 л/с) или 12% (что больше).

2.5.3 Количественное тестирование объёма носового дыхания (NRV) на моделируемом потоке воздуха с помощью носимого респираторного спектрометра

Датчик влажности в носимом респираторном спектрометре обладает высокой чувствительностью, что позволяет ему обнаруживать едва замет-

ные сигналы носового дыхания. Дальнейшие испытания в условиях нормального дыхания изучали связь между изменением сигнала и объемом носового дыхания (NRV). Здоровые взрослые обычно имеют дыхательный объем в диапазоне от 0,5 до 0,7 л с расходом от 12 до 24 л/мин [11]. Симулятор дыхательной волны был настроен на форму волны А с дыхательными объемами от 0,4 л до 0,7 л (с шагом 0,1 л) и PEF на уровне 12, 18 и 24 л/мин. Регистрировались изменение сигнала датчика влажности (DV) и времени (Dt), и их произведение было нанесено на график в зависимости от выдыхаемого дыхательного объема.

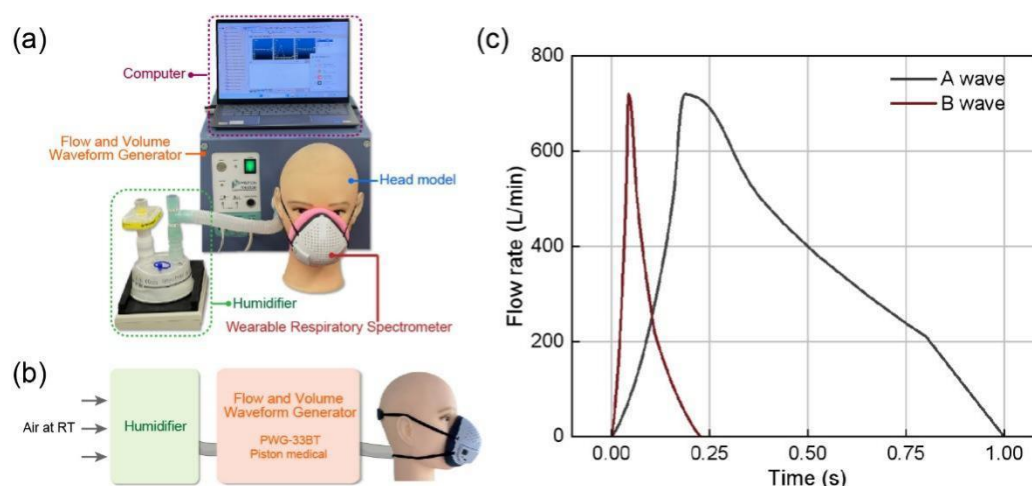


Рис. 3. Тестирование симулятора дыхательных волн: (а) Фотография испытательной системы. (б) Принципиальная схема пути потока дыхательного объема. (с) Формы волн, выдаваемые симулятором, представляют собой формы волн А и В, указанные в стандартах [32], имитирующих скорость потока дыхательного объема с течением времени.

Fig. 3. Testing of the respiratory wave simulator: (a) Photograph of the testing system. (b) Schematic diagram of the simulated tidal volume flow path. (c) The waveforms output by the simulator represent the A and B waveforms specified by standards [32], simulating the tidal volume flow rate over time.

Результаты и обсуждения

3.1 Установление взаимосвязи между скоростью потока дыхательного объема, общим объемом и сигналами динамического датчика влажности с помощью дыхательного симулятора

Емкостные датчики влажности, известные своей способностью к мытью, долговечностью, стабильностью и высокой чувствительностью, идеально подходят для обнаружения изменений приливного давления при дыхании. На рис. 4(а) показана реакция емкости датчика на изменение влажности, сохраняющая высокую чувствительность даже при влажности более 80%. Это критически важно для обнаружения выдыхаемого воздуха с влажностью, близкой к 100%. Соотношение степенной функции (уравнение 6) позволяет осуществлять мониторинг приливного потока в реальном времени в носимом респираторном спектрометре. Параметры датчика

составляют $4,268, 3,430 \times 10^{-24}$ и $12,382$ ($R^2 = 0,9995$). Измерение PEF требуется стандартом, в то время как FVC важен, но не обязателен. Симулятор дыхательной волны генерировал изменяющиеся дыхательные объемы (FVC) и PEF, которые затем измерялись датчиком влажности носимого спектрометра для изучения их связи с емкостным откликом датчика. Выдох увеличивает внутреннюю влажность, увеличивая интенсивность сигнала датчика с выдыхаемым объемом (рис. 4б). Вдох уменьшает сигнал. При постоянной скорости потока выдыхаемый объем вызывает большую вариацию сигнала, в то время как более высокие скорости потока сокращают циклы испытаний и ускоряют изменения влажности. Это подтверждает гипотезу о том, что скорость выдыхаемого потока положительно коррелирует с производной относительной влажности, как показано в уравнении (4).

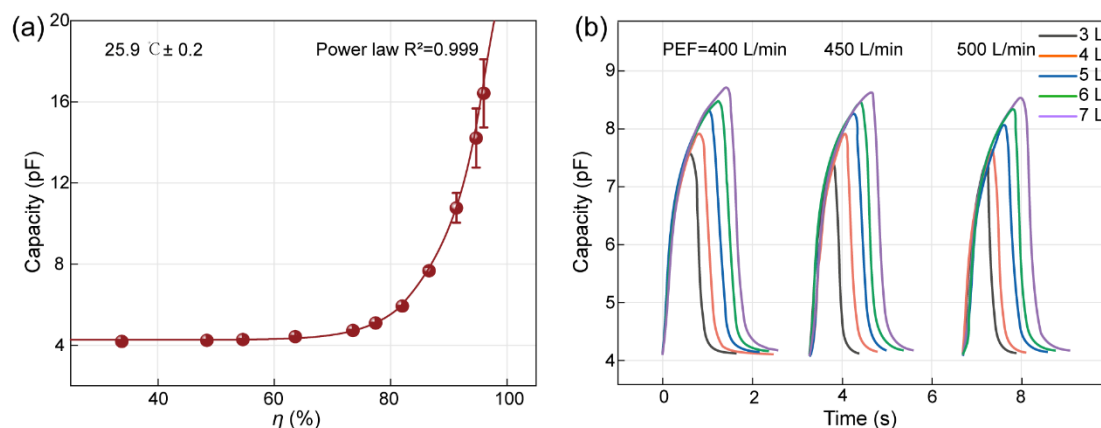


Рис. 4. Носимые респираторные спектрометры с емкостным гибким датчиком влажности позволяют проводить количественный мониторинг дыхания. (a) Емкость датчика увеличивается с влажностью, следуя степенной функции в уравнении (6). (b) С помощью генератора формы волны потока и объема была изучена связь между емкостью датчика и PEF/FVC. Результаты показывают, что изменения электрического сигнала усиливаются с увеличением FVC, и для одного и того же объема выдоха изменения сигнала остаются постоянными для разных PEF.

Fig. 4. Wearable respiratory spectrometer with a capacitive flexible moisture sensor enables quantitative respiratory monitoring. (a) The capacitance of the sensor increases with humidity, following the power function in Equation (6). (b) Using a flow and volume waveform generator, the relationship between the sensor's capacitance and PEF/FVC was studied. Results show that the electrical signal changes intensify with increasing FVC, and for the same expiration volume, the signal changes remain consistent across different PEFs.

3.2 Измерение традиционного параметра функции лёгких PEF с помощью носимого респираторного спектрометра

Связь между изменением электрического сигнала носимого респираторного спектрометра и пиковым потоком выдоха (PEF) была установлена с использованием стандартных методов[32]. Симулятор дыхательных волн генерировал имитированные дыхательные объемы с различными PEF, а максимальная скорость изменения относительной влажности (первая производная) рассчитывалась на основе

корреляции емкости датчика и влажности. На рис. 5 показано, что максимальная скорость изменения относительной влажности внутри спектрометра линейно коррелирует с фактическим PEF, согласно уравнению (4). Таким образом, измерение этой скорости позволяет определить объемный расход дыхания человека, как описано в уравнении (12).

$$PEF = m + n \cdot \text{Max}(d\eta/dt) \quad (12)$$

где m, n постоянные, $m=0.237$, $n=6.717$.

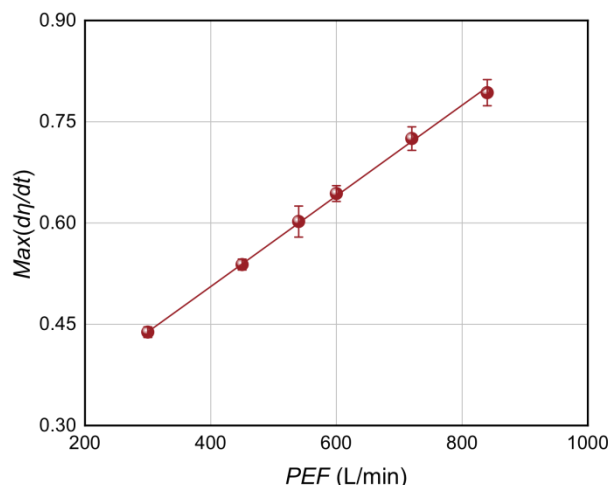


Рис. 5. Количественная связь между максимальной скоростью изменения относительной влажности $Max(d\eta/dt)$ в носимом респираторном спектрометре и PEF. Результаты показывают линейную зависимость $Max(d\eta/dt)$ от PEF ($R^2=0.9993$).

Fig. 5. Quantitative relationship between the maximum change rate of relative humidity $Max(d\eta/dt)$ in the wearable respiratory spectrometer and PEF. The results show that $Max(d\eta/dt)$ is linearly related to PEF ($R^2=0.9993$).

Ошибка смежных тестов – это отклонение между результатом одного теста (PEF_test) и средним значением ($[PEF]_{ave}$) по результатам нескольких тестов в одинаковых условиях. Результаты, приведенные в табл. 1, показывают, что погрешность находится в пределах 5%.

При испытании на погрешность частотной характеристики формы сигналов А и В достигают одного и того же значения PEF в разное время. Результаты показывают, что значения PEF, вызванные обеими формами сигнала, практически идентичны, что соответствует требованию менее 12 % согласно. Ошибка частотной характеристики связана с величиной PEF, а не с временем возникновения.

Выводы

В носимом респираторном спектрометре ис-

пользуется датчик дифференциального давления, где поток выдыхаемого воздуха влияет на внутреннюю влажность, а объем выдыхаемого воздуха коррелирует с интегралом электрического сигнала датчика. Моделирование с помощью симулятора дыхательных волн позволило определить пиковый поток выдыхаемого воздуха (PEF) с погрешностью менее 10% для PEF, 5% для смежных тестов и 12% для частотной характеристики. Также был разработан метод измерения форсированной жизненной емкости (FVC). В исследовании представлен теоретический и экспериментальный анализ применения спектрометра для оценки функции легких, позволяющий проводить мониторинг функции легких в режиме реального времени с помощью носимых технологий.

Список источников

1. Инь П., Ван Л., Лю С., Лю Я., Лю Дж., Ю Дж., Цзэн С., Чжоу М., Бремя хронической обструктивной болезни легких среди людей в возрасте старше 15 лет в 1990 и 2010 годах в Китае // Китайский журнал профилактической медицины. 2015. Т. 49. № 4. С. 334.
2. Соде Б.Ф., Даль М., Нордестгаард Б.Г. Инфаркт миокарда и другие сопутствующие заболевания у пациентов с хронической обструктивной болезнью легких: датское общенациональное исследование с участием 7,4 миллиона человек // Европейский кардиологический журнал. 2011. Т. 32. № 19. С. 2365 – 2375.
3. Риз Дж.Т., Блау Х., Казираги Е., Бергквист Т., Лумба Дж.Дж., Каллахан Т.Дж., Ларауэй Б., Антонеску К., Коулман Б., Гаргано М., Уилкинс К. Дж., Каппеллетти Л., Фонтана Т., Аммар Н., Антони Б., Мурали Т. М., Кофилд Дж.Х., Карлебах Г., МакМюррей Дж.А., Уильямс А., Моффитт Р., Банерджи Дж., Соломонидес А.Е., Дэвис Х., Костка К., Валентини Г., Санер Д., Чут К. Г., Мэдлок-Браун К., Хаэндель М. А., Робинсон П. Н., Консорциум НК, Консорциум Р. Консорциум N3C; Консорциум по ВОССТАНОВЛЕНИЮ. Поддающиеся обобщению долгосрочные подтипы COVID: результаты программ NIH N3C и RECOVER // Эбиомедицина. 2023. № 87. С. 104413.

4. Линь Н., Лю С.Я. Корреляция между иерархической структурой кристаллических сетей и макроскопическими характеристиками мезоскопических мягких материалов и инженерными принципами // *Обзоры химического общества*. 2015. Т. 44. № 21. С. 7881 – 7913.

5. Моин А., Чжоу А., Рахими А., Менон А., Бенатти С., Александров Г., Тамакло С., Тинг Дж., Ямамото Н., Хан Я., Бургхардт Ф., Бенини Л., Ариас А.К., Рабей Дж. М. Носимая биосенсорная система с адаптивным машинным обучением внутри сенсора для распознавания жестов рук // *Природная электроника*. 2021. Т. 4. № 1. С. 54 – 63.

6. Ху Ф., Ли В., Цзоу М., Ли Я., Чэнь Ф., Линь Н., Го В., Лю С. Я. Подкожная передача энергии/сигнала на основе шелкового фиброина с ап-конверсионным фотонным усилением // *АСН Нано*. 2020. Т. 15. № 6. С. 9559.

7. Ма Л., Ву Р., Патил А., Чжу С., Мэн З., Мэн Х., Хоу Ц., Чжан Я., Лю Ц., Ю Р., Ван Дж., Линь Н., Лю С. Я. Полностью текстильный беспроводной гибкий датчик влажности для физиологического мониторинга человека // *Передовые функциональные материалы*. 2019. Т. 29. № 43. С. 45 – 49.

8. Лу Ч.-Ш., Цзян Ц.-Ж., Ван С., Ли К.-И., Линь Г.-Я., Ян И.-Ц., Линь И.-Х., Чжэн Г.-И., Се Б.-С., Лю С.-Я. Носимая система определения функции дыхания на основе динамического измерения влажности: принцип и экспериментальное сравнение определения функции легких // *Acta Physica Sinica*. 2024. Т. 73. № 3. С. 25.

9. Хаяши Т., Сано Я., Шигемацу Х., Сугимото Р., Сакао Н., Сакауэ Т. Корреляция между фактическим значением измерения после резекции доли легкого и прогнозируемым значением объема форсированного выдоха за 1 секунду // *Журнал торакальной онкологии*. 2019. Т. 14. № 10. С. 601.

10. Феттер К. У. Прикладная гидрогеология. М.: Мир, 2001. 616 с. Цзя С.-Я., Ван С.-Ж., Цзян Я.-Я., Ань М.-Ц., Пэй Д.-Ц., Ли Ц.-П., Чжоу Ц.-Х. Минерва // *Анестезиология*. 2023. Т. 89. № 9. С. 762.

11. Цзя Х.-У., Ван Х.-Р., Цзян У.-У., Ань М.-З., Пэй Д.-Ц., Ли З.-Р., Чжоу Q.-Н. Влияние интраоперационного низкого по сравнению с обычным дыхательным объемом на частоту послеоперационного острого повреждения почек после несердечной операции: двухцентровое рандомизированное клиническое исследование // *Minerva Anestesiologica*. 2023. Т. 89. № 9. С. 762.

References

1. Yin P., Wang L., Liu S., Liu Ya., Liu J., Yu J., Zeng S., Zhou M., Burden of chronic obstructive pulmonary disease among people aged 15 years and older in 1990 and 2010 in China. *Chinese Journal of Preventive Medicine*. 2015. Vol. 49. No. 4. P. 334.

2. Sode B.F., Dahl M., Nordestgaard B.G. Myocardial infarction and other comorbidities in patients with chronic obstructive pulmonary disease: a Danish nationwide study involving 7.4 million people. *European Journal of Cardiology*. 2011. Vol. 32. No. 19. P. 2365 – 2375.

3. Reese J.T., Blau H., Casiraghi E., Bergquist T., Loomba J.J., Callahan T.J., Laraway B., Antonescu K., Coleman B., Gargano M., Wilkins K. J., Cappelletti L., Fontana T., Ammar N., Antoni B., Murali T.M., Caufield J. H., Carlebach G., McMurray J. A., Williams A., Moffitt R., Banerjee J., Solomonides A.E., Davis H., Kostka K., Valentini G., Saner D., Chute K. G., Madlock-Brown K., Haendel M.A., Robinson P.N., NK Consortium, R. Consortium, N3C Consortium; RECOVER Consortium. Generalizable Long-Term COVID Subtypes: Results from the NIH N3C and RECOVER Programs. *Ebiomedicine*. 2023. No. 87. P. 104413.

4. Lin N., Liu S.Ya. Correlation between the Hierarchical Structure of Crystalline Networks and Macroscopic Characteristics of Mesoscopic Soft Materials and Engineering Principles. *Reviews of the Chemical Society*. 2015. Vol. 44. No. 21. P. 7881 – 7913.

5. Moin A., Zhou A., Rahimi A., Menon A., Benatti S., Alexandrov G., Tamaklo S., Ting J., Yamamoto N., Han Y., Burghardt F., Benini L., Arias A.K., Rabei J.M. Wearable biosensor system with adaptive machine learning inside the sensor for hand gesture recognition. *Natural Electronics*. 2021. Vol. 4. No. 1. P. 54 – 63.

6. Hu F., Li W., Zou M., Li Ya., Chen F., Lin N., Guo W., Liu S. Ya. Subcutaneous energy/signal transmission based on silk fibroin with upconversion photon amplification. *ASN Nano*. 2020. Vol. 15. No. 6. P. 9559.

7. Ma L., Wu R., Patil A., Zhu S., Meng Z., Meng H., Hou Q., Zhang Y., Liu Q., Yu R., Wang J., Lin N., Liu S. Ya. All-textile wireless flexible humidity sensor for human physiological monitoring. *Advanced Functional Materials*. 2019. Vol. 29. No. 43. P. 45 – 49.

8. Lu Z.-Sh., Jiang C.-J., Wang S., Li K.-Y., Lin G.-Y., Yang Y.-Q., Lin Y.-H., Zheng G.-Y., Xie B.-S., Liu S.-Y. Wearable respiratory function determination system based on dynamic humidity measurement: principle and experimental comparison of lung function determination. *Acta Physica Sinica*. 2024. Vol. 73. No. 3. P. 25.

9. Hayashi T., Sano Ya., Shigematsu H., Sugimoto R., Sakao N., Sakaue T. Correlation between the actual measurement value after lung lobe resection and the predicted value of forced expiratory volume in 1 second. Journal of Thoracic Oncology. 2019. Vol. 14. No. 10. P. 601.
10. Fetter K. U. Applied Hydrogeology. Moscow: Mir, 2001. 616 p. Jia S.-Ya., Wang S.-Zh., Jiang Ya.-Ya., An M.-C., Pei D.-C., Li C.-P., Zhou C.-H. Minerva. Anesthesiology. 2023. Vol. 89. No. 9. P. 762.
11. Jia X.-Y., Wang X.-R., Jiang Y.-Y., An M.-Z., Pei D.-Q., Li Z.-P., Zhou Q.-H. Effect of intraoperative low versus normal tidal volume on the incidence of postoperative acute kidney injury after non-cardiac surgery: a two-center randomized clinical trial. Minerva Anestesiologica. 2023. Vol. 89, No. 9. P. 762.

Информация об авторах

Ян Инчи, Сямэньский университет, Сямынь 361102, Китай

Линь Ихуа, докторская степень, ассоциированный главный врач, Первая клиническая больница Сямэньского университета, Сямынь 361003, Китай

Се Баосун, докторская степень, главный врач, Больница провинции Фуцзянь, Фучжоу 350001, Китай

Лю Сяньян, докторская степень (PhD degree) со званием cum laude, национальный иностранный эксперт высшего уровня, приглашённый профессор программы «Чанцзянские учёные», научный руководитель докторантов, Сямэньский университет, Сямынь 361102, Китай, Email: liuxy@xmu.edu.cn

Демихов Е.И., доктор физико-математических наук, профессор, главный научный сотрудник, Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской академии наук, 119991, г. Москва, Ленинский проспект 53, edemikhov@gmail.com

© Ян Инчи, Линь Ихуа, Се Баосун, Лю Сяньян, Демихов Е.И., 2025