

УДК 621.398:629.78:612.2

СОЗДАНИЕ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ОБРАБОТКИ ПНЕВМОГРАММЫ ДЛЯ ВЫЧИСЛЕНИЯ ЧАСТОТЫ ДЫХАНИЯ КОСМОНАВТОВ ПО ДАННЫМ ТЕЛЕМЕТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

М.М. Матюшин, Д.А. Махалов, А.Н. Пахомова

Докт. техн. наук М.М. Матюшин; канд. техн. наук Д.А. Махалов;
А.Н. Пахомова (АО «ЦНИИмаш»)

В статье рассматривается создание автоматизированной обработки пневмограммы (ПГ) для вычисления частоты дыхания (ЧД) космонавтов на основе анализа медицинской информации, передаваемой в составе телеметрической информации (ТМИ). Предложено использование цифровых фильтров для улучшения качества ПГ. Исследованы различные известные алгоритмы, такие как счетчик максимумов, обработка по периоду и быстрое преобразование Фурье (БПФ) для вычисления ЧД. Работа и эффективность разработанных алгоритмов были проверены на записях сеансов с показаниями ПГ, полученных в процессе выполнения космонавтами различных динамических операций на орбите. В качестве сравнительной характеристики использовались такие параметры, как стандартное отклонение и среднее значение ошибки частоты для каждого из алгоритмов. Верификация алгоритмов выполнена экспертным методом.

Ключевые слова: алгоритм вычисления частоты дыхания, телеметрическая информация, мониторинг здоровья космонавтов, автоматизация обработки медицинской информации, цифровые фильтры, пневмограмма, частота дыхания, быстрое преобразование Фурье

Creation of Automated Processing of Pneumogram for Calculating the Respiratory Rate of Cosmonauts Based on Telemetry Control Data. M.M. Matyushin, D.A. Makhalov, A.N. Pakhomova

The paper discusses the creation of automated pneumogram (PG) processing for calculating the respiratory rate (RR) of cosmonauts based on the analysis of medical data transmitted as part of telemetry information (TMI). The use of digital filters to improve the quality of PG is proposed. Various well-known algorithms, such as the peak counter, period-based processing, and fast Fourier transform (FFT), for RR calculation were studied. The effectiveness of the developed algorithms was tested on recordings of sessions with PG data obtained during various in-flight dynamic operations performed by cosmonauts. Parameters such as standard deviation and mean error of the frequency for each algorithm were used for comparative evaluation. Verification of the algorithms was performed using an expert method.

Keywords: respiratory rate estimation algorithm, telemetry information, cosmonaut health monitoring, medical data processing automation, digital filters, pneumogram, respiratory rate, fast Fourier transform

Во время пилотируемых космических экспедиций мониторинг жизненно важных показателей космонавтов из Центра управления полетами (ЦУП) играет ключевую роль в обеспечении их безопасности и сохранении работоспособности в условиях ограниченной доступности медицинского вмешательства. Одним из таких показателей является ЧД, которая служит важным индикатором состояния здоровья и может быть вычислена на основе ПГ.

Особенностью телеметрического обеспечения пилотируемых космических программ является необходимость оперативной обработки и анализа большого потока данных о состоянии здоровья экипажа. Основные медицинские показатели, фиксируемые на протяжении миссии, включают в себя электрокардиограммы (ЭКГ), ПГ, реоэнцефлограммы и др. Эти данные поступают в режиме реального времени при автономном полете на транспортных пилотируемых кораблях, во время запуска, при проведении научных экспериментов и медицинских обследований на борту космической станции и в процессе внекорабельной деятельности (ВКД) космонавтов за бортом Международной космической станции (МКС). Непрерывный мониторинг жизненно важных параметров космонавтов позволяет не только контролировать состояние космонавтов, но и своевременно прогнозировать развитие критических состояний.

ЧД космонавтов является одним из основных физиологических параметров, мониторинг которого позволяет оперативно фиксировать возможные проблемы с дыхательной функцией. Отклонения от нормы в этом показателе могут указывать как на ухудшение состояния здоровья, так и на воздействие факторов окружающей среды, характерных для космического пространства (например, микрогравитация, стресс или изменения в газовой смеси внутри обитаемых модулей или скафандра).

В настоящее время в ЦУПе ЧД в основном определяется после сеанса в ходе ручной обработки графиков ПГ. Этот процесс оказывается трудоемким и времязатратным, что не всегда отвечает современным требованиям оперативности к мониторингу в реальном времени. Кроме того, ручной мониторинг состояния дыхания космонавтов требует повышенной концентрации и внимательности от наблюдающего врача в течение длительного периода времени. Так, ВКД, включая этапы проверки скафандров и шлюзования, может длиться более 10 часов, что увеличивает нагрузку на наблюдателя. Необходимость перехода к автоматизированным методам вычисления ЧД становится очевидной.

Таким образом, целью данной работы является создание автоматизированной обработки ПГ для точного вычисления ЧД космонавтов на основе данных, поступающих в составе ТМИ в реальном времени. Это позволит значительно повысить эффективность медицинского обеспечения космических полетов и улучшить возможности оперативного выявления потенциальных рисков для здоровья космонавтов.

Обзор существующих подходов

Автоматизированное измерение ЧД на основе ТМИ привлекает внимание специалистов в области космической медицины и инженерии на протяжении последних лет. Существующие методики вычисления ЧД можно условно разделить на группы в зависимости от используемых технологий и алгоритмов обработки данных. В данном разделе представлен обзор существующих подходов к измерению ЧД в контексте космической телемедицины.

1. Методы, основанные на анализе ПГ: основной источник данных для определения ЧД на борту пилотируемых полетов – это ПГ, которая регистрируется с использованием нагрудного ремня. Традиционный подход предполагает ручной анализ таких графиков. В научной литературе предлагаются алгоритмические методы выделения характеристических точек (пиков и спадов) функции дыхательного цикла для вычисления среднего ритма в течение фиксированного интервала времени [1, 3, 4].

2. Интеграция с данными ЭКГ [2]: альтернативой является определение ЧД с использованием гармонических модуляций в сигналах ЭКГ. Косвенная оценка ЧД проводится путем анализа дыхательной синусовой аритмии – вариации сердечного ритма, обусловленной фазами вдоха и выдоха. Такие подходы применяются реже из-за более сложного алгоритмического обеспечения.

3. Современные алгоритмы и искусственный интеллект [5]: с ростом популярности методов машинного обучения и искусственного интеллекта некоторые современные исследования предлагают использовать нейронные сети для анализа данных ПГ и определения ЧД. Эти методы показывают высокую точность, но требуют значительных вычислительных мощностей и крупных обучающих выборок, что может быть проблемой для применения в области космических данных.

4. Технологии альтернативного мониторинга: наряду с ПГ есть исследования, фокусирующиеся на использовании инфракрасных датчиков, пьезоэлектрических элементов и технологий фотоплетизмографии [2]. Однако такие методы чаще применяются на Земле (клинические тесты) и для автономных систем мониторинга, не интегрированных с телеметрией.

Сравнительный анализ существующих подходов показывает, что ключевыми вопросами остаются адаптация методов для обработки ТМИ, обработка данных в реальном времени, а также обеспечение высокой точности результатов. Создаваемый алгоритм должен быть направлен на достижение оптимального соотношения между оперативностью, надежностью и вычислительной эффективностью в условиях наземной обработки данных.

Применяемый подход к обработке

Основным фактором, который необходимо учитывать при создании автоматизированной обработки для вычисления ЧД космонавтов, является структура ТМИ, формируемой системой мониторинга физиологических параметров

и передаваемой в составе общего потока ТМИ космического корабля или станции. Одна из ключевых метрик, используемых для оценки состояния дыхательной системы, – это ПГ, представляющая временной сигнал изменений объемных потоков или давления в дыхательной системе. Для регистрации дыхательных движений грудной клетки используются инструменты, где величина активного (омического) сопротивления проводника изменяется в зависимости от его размеров. Первичный преобразователь (датчик) пневмографов представляет собой одну или несколько резиновых трубок, заполненных токопроводящим раствором или порошком (например, угольно-графитовым), которые выступают в роли проводника в мостовой схеме. Трубки крепятся на груди или животе испытуемого с помощью эластичного пояса или жилета. Изменение напряжения на выходе напрямую связано с изменениями сопротивления проводника и отражает изменения периметра грудной клетки. Частота изменения напряжения соответствует ЧД. ПГ позволяет определять время вдоха и выдоха, их соотношение, ЧД, а также задержку дыхания на высоте вдоха и выдоха.

Учитываются следующие основные характеристики ПГ:

1. Частота дискретизации. В зависимости от аппаратных ограничений и требований точности, частота дискретизации сигнала может варьироваться, обычно находясь в диапазоне 200–1000 Гц. Более высокая частота обеспечивает точность, но увеличивает объем данных. В современной российской пилотируемой космонавтике эта частота составляет 200 Гц.

2. Шумовые компоненты [1]. Сигнал ПГ подвержен значительным шумовым воздействиям, обусловленным:

- движениями космонавтов, включая физические нагрузки и перемещения;
- нарушениями в работе радиоканалов передачи данных;
- возможными электромагнитными помехами и временными вариациями сигнала (дрейфом);
- речью космонавта;
- пропаданием фрагментов ТМИ, вызванным нестабильным каналом передачи данных.

3. Энергетический диапазон сигнала. Основная частотная составляющая дыхательных движений находится в диапазоне 0,1–0,5 Гц (6–30 дыхательных циклов в минуту), что определяет подходы к фильтрации и обработке.

4. Переменная ЧД. Изменение активности космонавта, его эмоционального состояния, условий полета, интервалов молчания и речи приводит к постоянному изменению ЧД.

Обработка данных. Обработка телеметрических сигналов начинается с этапа предварительной фильтрации и нормализации, поскольку точность последующего анализа ЧД зависит от качества поступающего сигнала. Основные трудности связаны с удалением шума, устранением дрейфа базовой линии, восстановлением пропущенных данных и улучшением структуры сигнала.

Выравнивающий фильтр. На первом этапе применяется алгоритм повышения достоверности и сокращения избыточности (алгоритм m, n, ε), реализованный следующим образом:

- набирается последовательность из n измерений;
- из них выделяются те значения, которые отличаются от ранее подтвержденного значения не более чем на ε ;
- если среди n измерений обнаружилось m последовательно совпадающие значения (в пределах точности ε), то такой фрагмент считается достоверным и принимается к дальнейшей обработке.

Формальное описание: если текущее значение x_0 удовлетворяет условию $|x_0 - x_{\text{пред}}| \leq \varepsilon$, где $x_{\text{пред}}$ – предыдущее подтвержденное значение, и таких совпадений $x_i : |x_0 - x_i| \leq \varepsilon$ набирается не менее m среди последних n точек, то x_0 считается достоверным.

Далее применяется выравнивающий фильтр с окном 100 мс, реализованный по следующему алгоритму:

1. Равномеризация временной шкалы. Исходные измерения переводятся к единому временному ряду с постоянным интервалом 100 мс. Для этого каждому измерению рассчитывается абсолютная временная метка.

2. Восстановление пропущенных точек и сведение к единому интервалу: если между соседними отсчетами обнаруживается пропуск (интервал больше 100 мс), фильтр автоматически выполняет линейную интерполяцию для восстановления недостающих значений (t_n, x_n) :

$$t_n = t_{\text{prev}} + \Delta T,$$

$$x_n = x_{\text{prev}} + \frac{x_{\text{next}} - x_{\text{prev}}}{t_{\text{next}} - t_{\text{prev}}} \cdot (t_n - t_{\text{prev}}),$$

где t_n – новая временная метка;

ΔT – фиксированный интервал между отсчетами.

x_n – новое значение;

$(t_{\text{prev}}, x_{\text{prev}})$ – предыдущая точка;

$(t_{\text{next}}, x_{\text{next}})$ – следующая точка;

t_n – новая временная метка, для которой нужно восстановить значение.

3. Игнорирование аномальных и ошибочных данных. Все значения, которые содержат слишком большой разрыв во времени, либо нарушают хронологию, отбрасываются – тем самым избавляясь от возможных артефактов измерения.

Фильтр скользящего среднего. Для сглаживания и уменьшения шумовых искажений используется фильтр скользящего среднего [3]. Этот фильтр применяет усреднение сигнала на основе скользящего окна фиксированной ширины. Математическая формулировка выглядит следующим образом:

$$y_n = \frac{x_{n-M} + \dots + x_n + \dots + x_{n+M}}{2M + 1},$$

где y_n – отфильтрованный (сглаженный) сигнал;

x_n – входной сигнал;

$2M + 1$ – ширина окна.

Применение скользящего окна шириной, например, 200–500 мс позволяет:

– убрать мелкие всплески и случайные шумы;

– сохранить основные изменения периодических колебаний дыхательного сигнала.

Алгоритмы вычисления ЧД

После предварительной обработки полученные данные используются для определения ЧД. В рамках данного исследования были рассмотрены, реализованы и протестированы три различных алгоритма, каждый из которых обладает своими преимуществами, сложностью и ограничениями.

Счетчик максимумов. Первый алгоритм заключается в поиске локальных максимумов сигнала ПГ, соответствующих пикам дыхательных циклов (рис. 1). Алгоритм работает следующим образом:

– ищется последовательность локальных экстремумов (максимумов) [1];

– рассчитывается количество пиков N за заданный временной интервал (например, 10 с);

– определяется ЧД v как количество пиков N , деленное на продолжительность интервала Δt :

$$v = \frac{N}{\Delta t}.$$

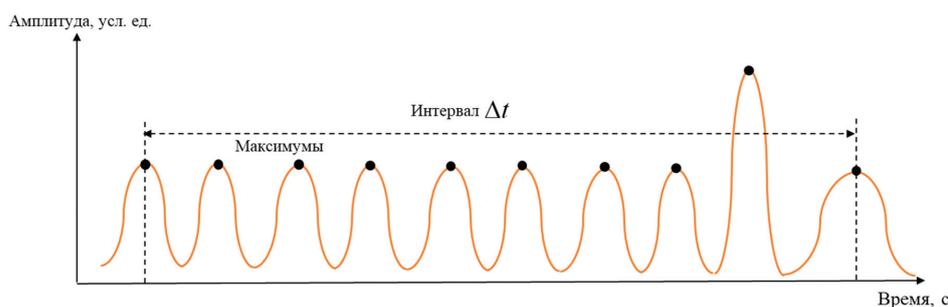


Рис. 1. Подсчет локальных максимумов для определения ЧД

Преимущества:

– простота реализации;

– быстрое действие (линейная сложность $O(n)$).

Ограничения:

- подвержен ошибкам из-за ложных пиков, вызванных шумом, который был пропущен алгоритмом фильтрации;
- нестабильные значения, поскольку выбранный интервал некретен строго дыхательному циклу;
- низкая оперативность, так как для получения качественного результата необходимо накопление большого интервала данных.

Обработка по периоду (анализ времени между пиками). Второй подход использует расстояние между последовательными максимумами для определения среднего периода дыхания (рис. 2) [1, 3]. Алгоритм состоит из следующих шагов:

- извлечение последовательности пиков (аналогично первому методу);
- вычисление среднего временного интервала между соседними пиками (дельта времени) Δt_i :

$$\Delta t = \frac{\sum_{i=1}^N \Delta t_i}{N};$$

- нахождение среднего периода за несколько вдохов, обратная величина которого дает ЧД:

$$v = \frac{1}{\Delta t}.$$

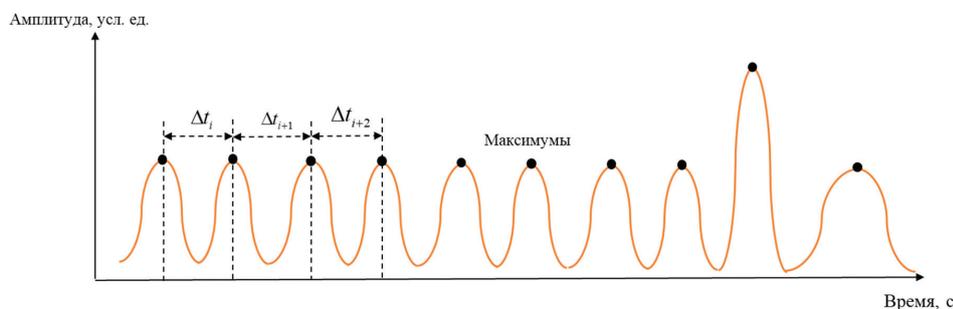


Рис. 2. Определение среднего периода дыхания по максимумам сигнала

Преимущества:

- более устойчивый метод по сравнению с алгоритмом счетчика максимумов, так как учитываются временные промежутки, а не абсолютное количество пиков.

Ограничения:

- требуются алгоритмы уточнения локализации пиков для повышения точности.

БПФ. Алгоритм БПФ преобразует временной сигнал в частотную область, где ЧД можно определить, как основной максимум амплитуды в низкочастотном диапазоне (< 1 Гц) [9]. Основные этапы:

1. Применение оконного фильтра, например окна Ханна, Хэмминга или другого, для минимизации эффектов краевых волн путем уменьшения амплитуды сигнала у его границ. Это достигается путем создания плавного перехода значений по краям окна. Применение окна Ханна позволяет значительно снизить резкие скачки на границах сигнала, что способствует уменьшению спектральной утечки. Окно Хэмминга также часто используется благодаря его способности обеспечивать низкий уровень боковых лепестков в спектральной области, что особенно полезно при анализе сигналов с близко расположенными частотными компонентами. Для задач, требующих еще большей точности, целесообразно использовать окно Блэкмана, отличающееся высокими характеристиками подавления спектральных утечек и позволяющее более точно выделять основные частотные компоненты даже при наличии малых амплитуд и шума. Формулы оконных фильтров выглядят следующим образом:

$$w(n) = 0,5 \left(1 - \cos \frac{2n\pi}{N-1} \right) - \text{окно Ханна};$$

$$w(n) = 0,53836 - 0,46164 \cdot \cos \frac{2n\pi}{N-1} - \text{окно Хэмминга};$$

$$w(n) = 0,42 - 0,5 \cdot \cos \frac{2n\pi}{N-1} + 0,08 \cdot \cos \frac{4n\pi}{N-1} - \text{окно Блэкмана},$$

где $w(n)$ – значение оконной функции в момент времени n ;

n – текущая точка временного интервала;

N – общее количество точек в окне.

2. Вычисление преобразования Фурье над временным сигналом:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-\frac{2\pi i k n}{N}},$$

где $X(k)$ – спектральное значение на частоте k ;

$x(n)$ – значение временного сигнала в момент времени n ;

N – общее количество точек во временном интервале;

k – индекс частоты, на которой вычисляется преобразование;

i – мнимая единица.

3. Определение частоты, соответствующей максимальной амплитуде преобразования.

Преимущества:

– высокая точность при наличии периодического сигнала, особенно на небольших временных интервалах;

- устойчивость к посторонним колебаниям и шумам;
- возможность анализа частотных составляющих дыхания.

Ограничения:

- требует устранения тренда и предварительной фильтрации, так как шум на высоких частотах может создавать артефакты;
- некорректная работа при изменяющейся во времени частоте сигнала; если частота изменяется быстро, это может вызывать неверные показания;
- слишком короткое окно уменьшает разрешение по частоте, что может приводить к неточностям.

Сравнение алгоритмов

Табл. 1 демонстрирует результаты сравнительного анализа рассмотренных алгоритмов вычисления ЧД.

Таблица 1

Сравнение алгоритмов по их характеристикам

Алгоритм	Вычислительная сложность	Преимущества	Недостатки
Счетчик максимумов	$O(n)$	простота и быстрота	подверженность ложным пикам
Обработка по периоду	$O(n)$	устойчивость	требуются точные данные о пиках
БПФ	$O(n \log n)$	высокая точность в частотной области	требует мощной предобработки

Для объективного сравнения рассмотренных алгоритмов выполним их реализацию и проведем отработку на реальных данных.

Практическая реализация

В данной секции изложены ключевые этапы реализации от сбора данных до построения эффективных алгоритмов обработки сигналов в реальном времени.

Этапы реализации. 1. Измерение и передача данных. Для записи дыхательной активности космонавтов используются нагрудные пневмографические ремни, которые фиксируют механические изменения объема грудной клетки. Эти устройства способны обнаруживать фазы растяжения (вдох) и сжатия (выдох), преобразуя механические колебания в аналоговый электрический сигнал [6]. Этот сигнал поступает в телеметрическую систему борта, откуда он передается в ЦУП для обработки в составе потока ТМИ.

Передача сигнала, как правило, сопровождается возможными искажениями: изменением уровня сигнала (амплитуды), наложением шумовых составляющих разной природы и временными задержками. Кроме того, аналоговый сигнал, поступающий от пневмографических ремней, характеризуется

высокой чувствительностью к внешним и внутренним помехам, среди которых:

- электромагнитные помехи, возникающие из-за работы космического оборудования (шум датчиков и цепей);
- вибрационные шумы, вызванные механическими колебаниями корпуса космического аппарата;
- физиологические артефакты, включая влияния движений мускулатуры и неравномерное давление нагрудного ремня.

На рис. 3 приведен фрагмент реальной ПГ, представляющий дыхательные циклы космонавта во время эксперимента.

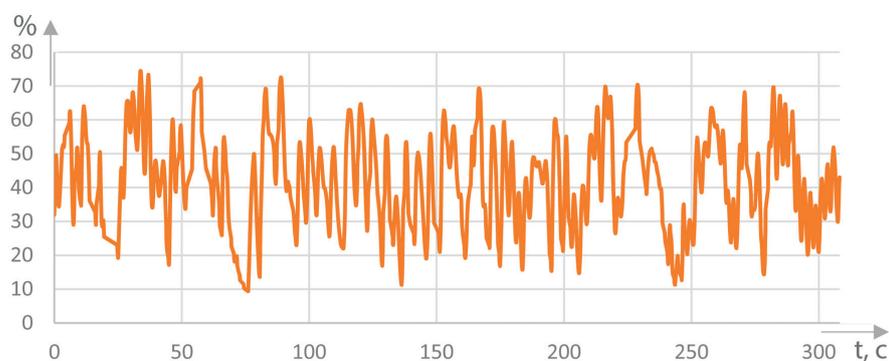


Рис. 3. Фрагмент ПГ

2. Предобработка сигнала. Особенность пневмографического сигнала космонавта заключается в его высокой чувствительности к шумам различной природы: электромеханическим, физиологическим и акустическим. Для минимизации сторонних помех были реализованы:

- выравнивающий фильтр (позволяет создать однородный временной ряд и устранить возможные артефакты) (рис. 4);



Рис. 4. Фрагмент ПГ, представленный до и после фильтрации выравнивающим фильтром

– фильтр скользящего среднего (сглаживает мелкомасштабные флуктуации за счет усреднения в пределах окна фиксированной длины, он мало влияет на форму основных дыхательных волн, но эффективно удаляет шум) (рис. 5).



Рис. 5. Фрагмент ПГ, представленный до и после фильтрации скользящим средним фильтром

Эти методы предобработки позволяют повысить точность последующего анализа.

3. Алгоритмы анализа сигнала. Для оценки ЧД были реализованы три известных метода, позволяющие гибко адаптировать алгоритмы в зависимости от специфики задачи.

Метод счетчика максимумов. Обнаружение максимумов сигнала (экстремумов) позволяет отследить дыхательные циклы. Основные шаги:

- вычисление производной второго порядка для нахождения экстремумов;
- фильтрация ложных экстремумов с помощью пороговых ограничений по амплитуде и длительности;
- подсчет циклов во временном окне.

Метод обработки по периоду. Вычисление временных интервалов между соседними пиками сигнала дает возможность определить длительность дыхательных циклов [3]. Отличительной особенностью является внедрение динамического окна анализа, адаптирующегося к скорости смены сигнала. Это уменьшает задержки и повышает устойчивость к резким изменениям в данных.

Алгоритм на основе БПФ использует анализ спектра сигнала, где основная частота доминирующих гармоник коррелирует с ЧД. Особое внимание уделено выбору оконных функций [9]:

- окно Хемминга – минимизирует подавление основной гармоники;
- окно Ханна – предотвращает резкие скачки на границах сигнала;

– окно Блэкмана – Харриса – демонстрирует высокую точность за счет снижения спектральных утечек.

Исследование влияния оконных функций. Для оценки влияния различных оконных функций на точность алгоритма вычисления ЧД были проведены расчеты, основанные на сравнении результатов работы алгоритма с экспертно установленными эталонными значениями. В качестве критериев оценки были выбраны стандартное отклонение и средняя ошибка, определенные как случайные величины, характеризующие отклонение результатов алгоритма от эталонных значений [7].

Алгоритм, основанный на БПФ, применялся к идентичным участкам данных, разбитым на интервалы по 2 мин. Для каждого сегмента сигнал умножался на одну из тестируемых оконных функций (прямоугольная, Ханна, Хэмминга, Блэкмана). Влияние выбора окна оценивалось по характеристикам спектра и точности обнаружения дыхательной частоты. Итоговые метрики сведены в табл. 2.

Таблица 2

Сравнение оконных функций по их характеристикам

Оконная функция	Стандартное отклонение	Среднее значение ошибки
Прямоугольное окно $w(n) = \begin{cases} 1, n \in [0, N-1] \\ 0, n \notin [0, N-1] \end{cases}$	3,681	0,004
Окно Ханна $w(n) = 0,5 \left(1 - \cos \frac{2n\pi}{N-1} \right)$	3,06	3,22
Окно Хэмминга $w(n) = 0,53836 - 0,46164 \cdot \cos \frac{2n\pi}{N-1}$	3,06	3,22
Окно Блэкмана $w(n) = 0,42 - 0,5 \cdot \cos \frac{2n\pi}{N-1} + 0,08 \cdot \cos \frac{4n\pi}{N-1}$	3,05	3,19

Основные формулы используемых расчетов следующие:

1. Стандартное отклонение:

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (x_i - x_{cp})^2}{n}},$$

где x_i – величина отдельного значения выборки;

x_{cp} – среднее арифметическое выборки;

n – размер выборки.

2. Среднее значение ошибки:

$$x_{cp} = \frac{\sum_{i=0}^n |x_i - x_d|}{n},$$

где x_i – величина отдельного значения выборки;

x_d – величина действительного значения выборки;

N – размер выборки.

Из анализа видно, что оконные функции с выраженным сглаживанием (Ханна, Хэмминга и Блэкмана) превосходят прямоугольное окно по степени подавления спектральных утечек и точности оценки частоты. Особенно заметно снижение стандартного отклонения (до 3,05–3,06) и консистентность среднеквадратической ошибки (3,19–3,22) среди этих окон. Максимальный эффект демонстрирует окно Блэкмана, что делает его предпочтительным для дальнейших расчетов.

Спектральный анализ дискретных значений, взвешенных оконной функцией $w(n)$, выполнялся по формуле БПФ [8]:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot w(n) \cdot \ell^{-\frac{2\pi i k n}{N}},$$

где $x(n)$ – исходный сигнал;

$w(n)$ – оконная функция;

N – длина анализируемого отрезка;

k – индекс частоты, на которой вычисляется преобразование;

i – мнимая единица.

Для вычисления спектральной плотности мощности сигнала применяется следующая формула:

$$S(k) = |X(k)|^2 = x_{Re}(k)^2 + x_{Im}(k)^2,$$

где $S(k)$ – спектральная плотность мощности на частоте k ;

$X(k)$ – комплексное значение спектра, вычисляемое с помощью БПФ;

$x_{Re}(k)$ – действительная часть спектра на частоте k ;

$x_{Im}(k)$ – мнимая часть спектра на частоте k .

Однако для анализа спектральных характеристик, как правило, используют абсолютное значение спектральной плотности, который вычисляется по формуле:

$$S(k) = \sqrt{(x_{Re}(k))^2 + (x_{Im}(k))^2} \cdot w(k),$$

где $S(k)$ – абсолютное значение спектральной плотности мощности на частоте k ;

$x_{Re}(k)$ – действительная часть спектра на частоте k ;

$x_{Im}(k)$ – мнимая часть спектра на частоте k ;

$w(k)$ – весовая функция, выделяющая необходимые частоты.

Перед вычислением спектра исходный сигнал $x(n)$ предварительно взвешивается с использованием оконной функции $w(n)$ для минимизации утечки спектра. Далее проводится расчет спектра согласно выбранному оконному преобразованию.

На рис. 6–9 приведены примеры графиков для участка длительностью 102 с с шагом 100 мс, демонстрирующие абсолютное значение спектральной плотности мощности сигнала после применения различных оконных функций.

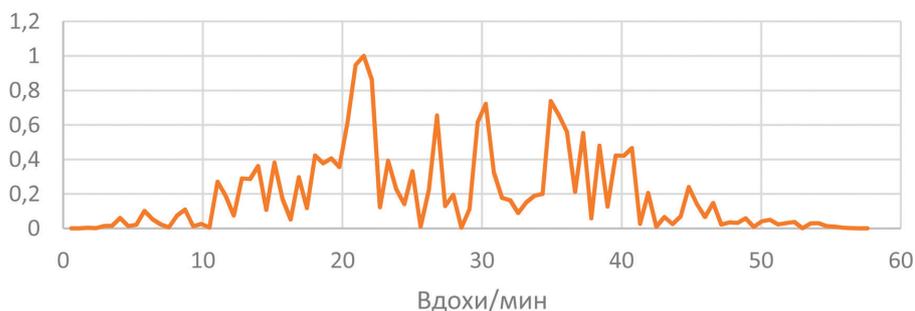


Рис. 6. Спектральная плотность сигнала с использованием прямоугольного окна

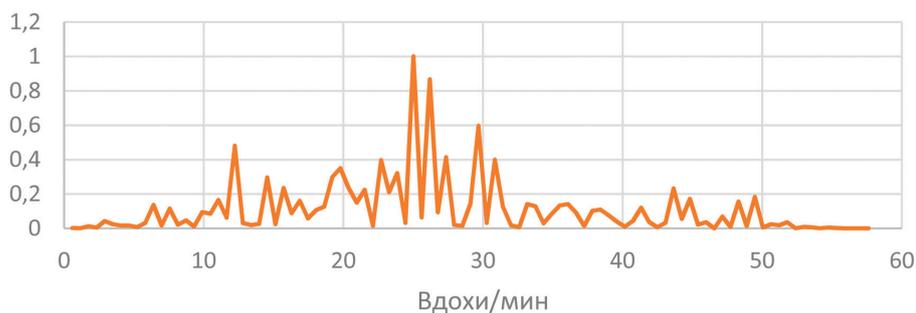


Рис. 7. Спектральная плотность сигнала с использованием окна Ханна

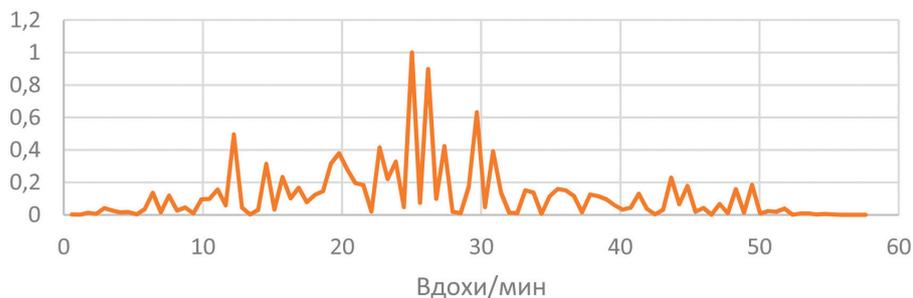


Рис. 8. Спектральная плотность сигнала с использованием окна Хэмминга

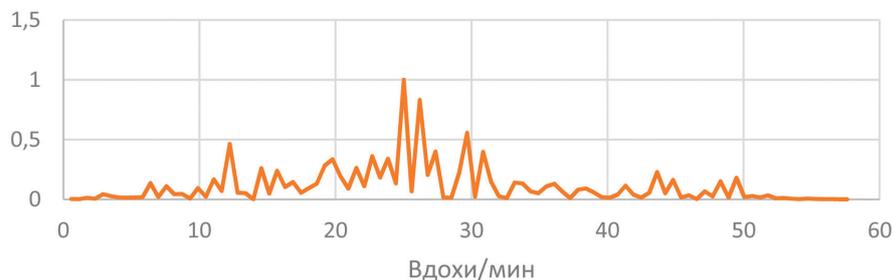


Рис. 9. Спектральная плотность сигнала с использованием окна Блэкмана

Графики спектра (см. рис. 6–9) наглядно демонстрируют частотные характеристики дыхания. Использование оконных функций позволяет эффективно подавлять побочные составляющие дыхания и выделять основную ЧД. Это особенно критично при работе с реальными физиологическими данными, где присутствует высокая степень помех.

Таким образом, результаты сравнения подтверждают существенное влияние формы оконной функции на точность вычисления ЧД с помощью БПФ. Применение окон Ханна, Хэмминга или Блэкмана повышает надежность выделения основной частоты и минимизирует спектральные искажения, что способствует увеличению обобщающей способности алгоритма.

Экспериментальная проверка

Одним из важнейших этапов создания автоматизированной обработки является экспериментальная проверка, включающая тестирование на реальных данных, анализ результатов и выявление сильных и слабых сторон подходов. Для проверки работы предложенных алгоритмов были проведены эксперименты с использованием реальных данных ПГ космонавтов.

Данные для проверки алгоритмов. Для проверки работы алгоритмов использовались записи ПГ из архива телеметрии. Экспериментальная база данных включала сигналы общей продолжительностью более 20 ч, регистрируемых в различных условиях:

- состояние покоя в условиях невесомости;
- выполнение динамических операций, таких как тренировки, легкий физический труд или изменения положения тела;
- в условиях ускорения, вибрации и нестабильности дыхательной активности.

Все данные изначально обладали высокой частотой дискретизации (200 Гц), что позволяет эффективно отфильтровывать шумы и учитывать малейшие отклонения в динамике сигнала.

Процесс тестирования. Каждый алгоритм оценивался на одном и том же наборе данных, разделенном на сегменты длительностью 2 мин. Для каждого сегмента проводились следующие операции:

- предварительная обработка сигнала (применение цифровых фильтров для удаления артефактов и стабилизации базовой линии);
- применение алгоритма оценки ЧД (расчет ЧД с помощью трех разработанных методов: счетчика максимумов, обработки по периоду и БПФ);
- сравнение результатов с эталоном (эталонные значения ЧД были установлены вручную экспертами по распечаткам ПГ);
- вычисление статистических метрик (среднее значение ошибки (Mean Error) и стандартное отклонение s использовались для количественного анализа результатов) [7].

Результаты и анализ. Эксперименты показали, что разные алгоритмы демонстрируют различную эффективность в зависимости от характера сигнала и уровня шумов. Полученные данные позволили выделить несколько ключевых достоинств и недостатков каждого алгоритма:

1. Счетчик максимумов. Визуализация результата обработки данного алгоритма приведена на рис. 10, 11.

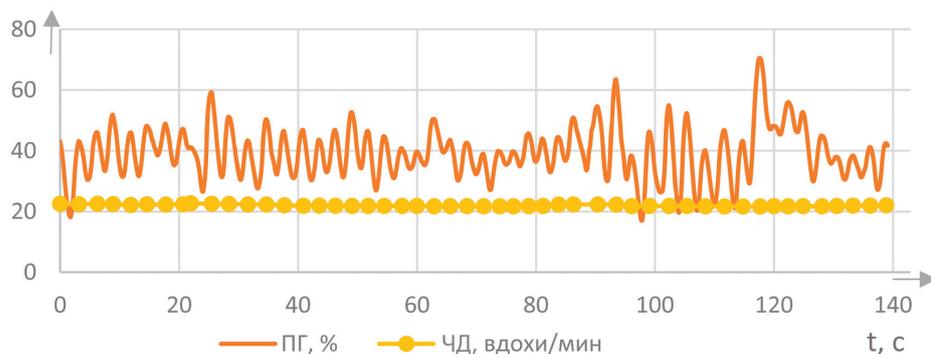


Рис. 10. Результаты вычисления ЧД методом счетчика максимумов

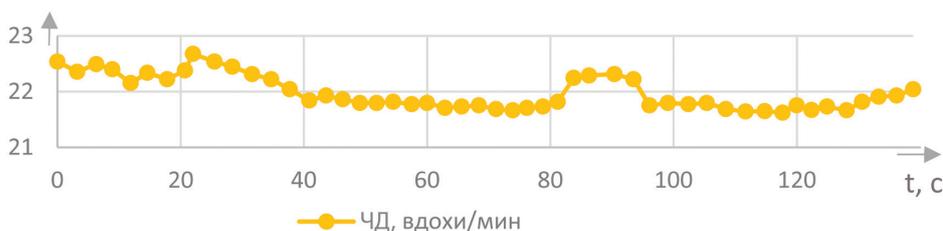


Рис. 11. ЧД в увеличенном масштабе

В процессе проведения экспериментов были выявлены достоинства и недостатки данного алгоритма.

Достоинства:

- высокая точность при анализе регулярных дыхательных циклов;
- низкие вычислительные затраты благодаря простоте алгоритма;

– хорошо справляется с сигналами с минимальным уровнем шума.

Недостатки:

– зависимость от предварительной фильтрации;

– склонность к ошибкам при анализе зашумленных сигналов или при наличии частых выбросов.

2. Обработка по периоду. Визуализация результата обработки данного алгоритма приведена на рис. 12.

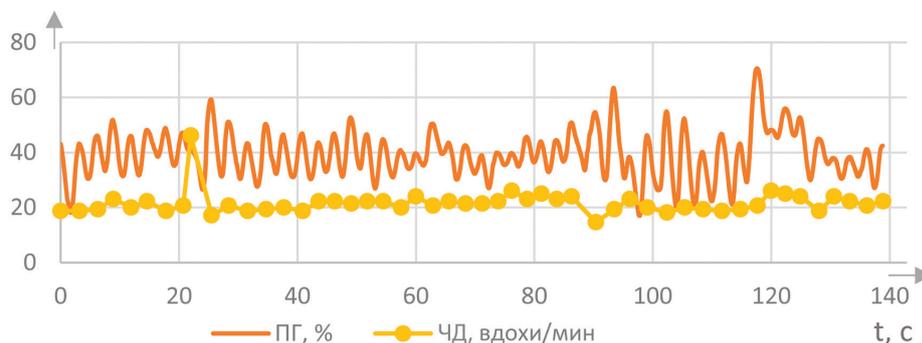


Рис. 12. Результаты вычисления ЧД методом обработки по периоду

В процессе проведения экспериментов были выявлены достоинства и недостатки данного алгоритма.

Достоинства:

– уверенная работа в условиях идеальных и слегка зашумленных сигналов;

– возможность более точного определения ЧД благодаря учету межцикловых интервалов;

– высокая оперативность благодаря тому, что для получения качественного результата необходимо накопление малого интервала данных.

Недостатки:

– чувствительность к неправильно определенным точкам экстремума и к внешним шумовым факторам.

3. БПФ. Визуализация результата обработки данного алгоритма приведена на рис. 13.

В процессе проведения экспериментов были выявлены достоинства и недостатки данного алгоритма.

Достоинства:

– возможность анализа сложных и неоднородных сигналов, но с ограничением точности и необходимостью дополнительных шагов для интерпретации результатов.

Статистическая устойчивость за счет спектрального подхода.

Недостатки:

– потеря локальной информации о сигнале;

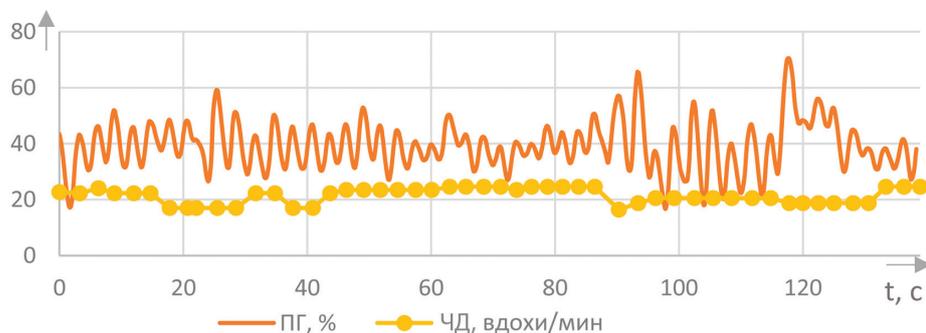


Рис. 13. Результаты вычисления ЧД на основе БПФ

- чувствительность к низкой длительности сегмента (эффект разрешения Фурье);
- требует значительных вычислительных ресурсов.

Сравнительный анализ

Для сравнения эффективности алгоритмов были рассчитаны параметры среднего значения ошибки x_{cp} и стандартного отклонения s [7]. Эти метрики позволили количественно оценить степень расхождения с эталонными данными. Результаты сравнительного анализа представлены в табл. 3.

Таблица 3

Сравнение алгоритмов

Алгоритм	Стандартное отклонение, s	Среднее значение ошибки, x_{cp}
Счетчик максимумов	2,83	0,54
Обработка по периоду	2,59	0,21
БПФ (Окно Блэкмана)	3,05	3,19

Для расчетов использовались формулы *стандартного отклонения* и *среднего значения ошибки*.

На основе сравнительных данных можно сделать следующие выводы:

- алгоритм обработки по периоду демонстрирует наименьшую ошибку и стандартное отклонение, что делает его лучшим выбором для анализа ПГ в условиях стабильных сигналов;
- алгоритм счетчика максимумов также показал высокую точность при минимальной вычислительной сложности, что делает его оптимальным для работы в ограниченных вычислительных ресурсах;
- несмотря на универсальность метода БПФ для анализа сложных сигналов, его относительная погрешность в данном контексте указывает на недостаточную эффективность. БПФ требует значительных улучшений

и адаптаций для точного выделения узких частотных структур, что ограничивает его применимость в обработке ПГ.

Для комплексной оценки эффективности алгоритмов дополнительно рассматривалась их применимость в условиях различных сценариев работы космонавтов. Ключевыми критериями при этом являлись возможности обработки данных в реальном времени и устойчивость к шумам. С точки зрения вычислительной производительности, алгоритмы счетчика максимумов и обработки по периоду способны обрабатывать данные в реальном времени. В то время как БПФ требует больших затрат по времени, его использование возможно на этапе постобработки. С точки зрения шумозащищенности, метод БПФ продемонстрировал некоторую устойчивость к сигналам со значительными артефактами, однако это не компенсирует его неспособность эффективно работать с динамически изменяющимися сигналами ПГ. Алгоритмы счетчика максимумов и обработки по периодам показали более стабильные результаты при применении предварительной фильтрации.

Обработка ПГ космонавтов является сложной научно-технической задачей, требующей индивидуальных подходов на каждом этапе анализа. Каждый пневмографический сигнал отражает целый комплекс физиологических и внешних факторов: индивидуальные особенности организма, возраст, уровень подготовки, этапы миссии, стрессовые воздействия и условия невесомости. В результате структура ПГ у разных космонавтов даже на разных стадиях одного полета может существенно варьироваться – изменяются частотные и амплитудные характеристики, уровень шума и типы артефактов. На практике это означает, что невозможно подобрать универсальный алгоритм, одинаково эффективно работающий в любых ситуациях.

Оптимальной стратегией становится гибкое и адаптивное сочетание различных методов: на чистых, стабильных участках сигнала целесообразно применять более точные методы анализа по периоду или счетчика максимумов, тогда как для сложных или зашумленных фрагментов стандартные спектральные методы требуют дополнительной оптимизации. Для надежного выделения дыхательных циклов и минимизации ошибок важно учитывать и адаптировать алгоритмы под индивидуальные особенности каждого участника и конкретный режим работы в условиях космического полета. Такой подход обеспечит высокую точность телеметрического мониторинга и устойчивость системы в разнообразных и изменяющихся условиях, что особенно актуально при контроле состояния космонавтов на орбите.

Выводы

В работе решена задача определения в реальном времени ЧД космонавтов по измерениям ПГ, получаемым в составе ТМИ на участках автономного полета пилотируемых кораблей «Союз МС», в процессе медицинских обследований и ВКД. Разработана схема обработки сигнала, включающая шаги предварительной фильтрации и оценки ЧД с помощью автоматизированных

алгоритмов анализа сигнала. Предложено использование цифровых фильтров для улучшения качества ПГ. Проведен сравнительный анализ методов счетчика максимумов, обработки по периоду и алгоритма, основанного на БПФ.

На основе полученных результатов можно сделать заключение, что для анализа ПГ наилучшими оказались методы счетчика максимумов и обработки по периоду, обеспечивая минимальные отклонения и высокую точность. Важно отметить, что использование БПФ с оконными функциями для анализа ПГ оказалось малоэффективным.

ПГ представляет собой сложный, многофакторный сигнал с переменными во времени характеристиками, в котором разные участки могут существенно различаться по своему спектральному составу, уровню шума и специфике помех. Стандартные методы БПФ, используемые для анализа стационарных полигармонических процессов, показали свои ограничения в условиях непостоянных и динамически изменяющихся характеристик ПГ, требуя дальнейшей оптимизации для точного выделения узких спектральных компонентов.

Метод счетчика максимума реализован в программном обеспечении ЦУП российского сегмента МКС и используется для оценки дыхания космонавтов.

Практика показывает, что универсальный алгоритм, одинаково эффективно работающий во всех ситуациях, пока остается недостижимым. На современном уровне технологий наиболее целесообразным представляется использование адаптивного и гибкого подхода: применение различных методов обработки для разных участков сигнала с учетом их индивидуальных особенностей. Например, на относительно чистых фрагментах целесообразно использовать методы анализа по периоду, а также алгоритм счетчика максимумов, в то время как в зашумленных или нестабильных зонах могут быть полезны улучшенные методы спектрального анализа при условии проведения дальнейших исследований и оптимизаций. Такой комбинированный подход позволяет не только повысить точность оценки ЧД, но и обеспечить надежную работу системы контроля в реальных условиях космического полета.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Kim, J.-s. An Accurate Respiratory Rate Estimation Algorithm for a Rubber Fiber Respiratory Sensor / J.-s. Kim, J. Kim // *Journal of Industrial Textiles*. – 2024. – Vol. 54 – P. 1–20.
2. An Assessment of Algorithms to Estimate Respiratory Rate From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram / P.H. Charlton, T. Bonnici, L. Tarassenko, D.A. Clifton [et al.]. – DOI: 10.1088/0967-3334/37/4/610 // *Physiological Measurement*. – 2016. – Vol. 37, No 4. – P. 610–626.
3. Wilson, A. Algorithms for the Detection of Breaths from Respiratory Waveform Recordings of Infants / A. Wilson, S. Franks, I. Freeston // *Medical and Biological Engineering and Computing*. – 1982. – Vol. 20. – P. 286–292.

4. Jacobson, A.L. Auto-Threshold Peak Detection in Physiological Signals // Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – Piscataway: IEEE, 2001. – P. 2194–2195.
5. Breathing Monitoring and Pattern Recognition with Wearable Sensors / T.D. Costa, M. Vara, C.S. Cristino [et al.] // Wearable Devices and Big Wave Innovations. – 2019. – Vol. 6. – P. 1–22.
6. Skin-Mountable Stretch Sensor for Wearable Health Monitoring / D.D. Pagan, J. Zhang, M. Chu [et al.] // Nanoscale. – 2016. – Vol. 8. – P. 17295–17303.
7. Гмурман, В.Е. Теория вероятностей и математическая статистика: учебное пособие для вузов. – Москва: Высшая школа, 2003. – 497 с.
Gmurman, V.E. Probability Theory and Mathematical Statistics: A Textbook for Universities. Moscow: Vysshaya Shkola, 2003. – 497 p.
8. Лайонс, Р. Цифровая обработка сигналов: перевод с английского. – Москва: Бинном-Пресс, 2006. – 656 с.
Lyons, R. Digital Signal Processing: Second Edition: Translation from English. – Moscow: Binom-Press LLC, 2006. – 656 p.
9. Дворкович, А. Оконные функции для гармонического анализа сигналов / А. Дворкович, В. Дворкович. – Москва: Литрес, 2022. – С. 217.
Dvorkovich, A. Window Functions for Harmonic Signal Analysis / A. Dvorkovich, V. Dvorkovich. – Moscow: Litres, 2022. – P. 217.