

Методология постобработки дыхательных сигналов при ИВЛ с анализом энергетических характеристик и воспроизводимым сценарием обработки

А. М. Митягин, Д. Н. Мочалин

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

tosha.m1tiagin@yandex.ru

Аннотация. Представлена система постобработки записей искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ), ориентированная на количественный анализ дыхательных кривых и расчет энергетических характеристик вентиляции. Методика включает равномерный ресемплинг сигналов, цифровую фильтрацию, восстановление объёма по потоку, вычисление мгновенной механической мощности и интегральной работы дыхания, а также спектральный анализ. Последовательность обработки формализована в виде ориентированного ациклического графа операций, что обеспечивает воспроизводимость вычислений. Методы предназначены для применения при расширенном анализе дыхательных кривых, полученных из разных источников в контексте энергетических соотношений в контуре пациента.

Ключевые слова: искусственная вентиляция лёгких; дыхательные кривые; механическая мощность вентиляции; работа дыхания; цифровая обработка сигналов

I. СТРУКТУРА ВХОДНЫХ ДАННЫХ И ПРИВЕДЕНИЕ К РАВНОМЕРНОЙ СЕТКЕ

Записи ИВЛ импортируются из CSV и форматов мониторинга (включая Vital). Данные содержат временную колонку и каналы давления $P(t)$ и потока $F(t)$. Сигналы дыхательных кривых слабо изучены и на практике мы часто встречаемся с шумом датчиков и неравномерностью временного шага внутри одного и между разными файлами.

Дискретная модель сигнала:

$$P_n = P(n\Delta t), F_n = F(n\Delta t). \quad (1)$$

Для корректного применения цифровых фильтров и интегральных операций требуется постоянный шаг дискретизации. Даже небольшие вариации временного интервала приводят к систематическим ошибкам при вычислении объёма и работы по формулам (4) и (7). Поэтому на первом этапе выполняется приведение сигнала к равномерной сетке (постоянному шагу дискретизации) с фиксированной частотой 250 Гц ($\Delta t=0,004$ с).

Интерполяция выполняется кубическим сплайном [2]. Такой подход обеспечивает гладкое восстановление сигнала и корректность дальнейших операций над временным рядом. После ресемплинга значение Δt сохраняется в структуре данных и далее используется во

всех интегральных вычислениях, что исключает неоднозначность расчётов.

Пример кривых давления и потока после ресемплинга приведен на рис. 1. Видно, что дыхательные циклы представлены гладко и без ступенчатых искажений.

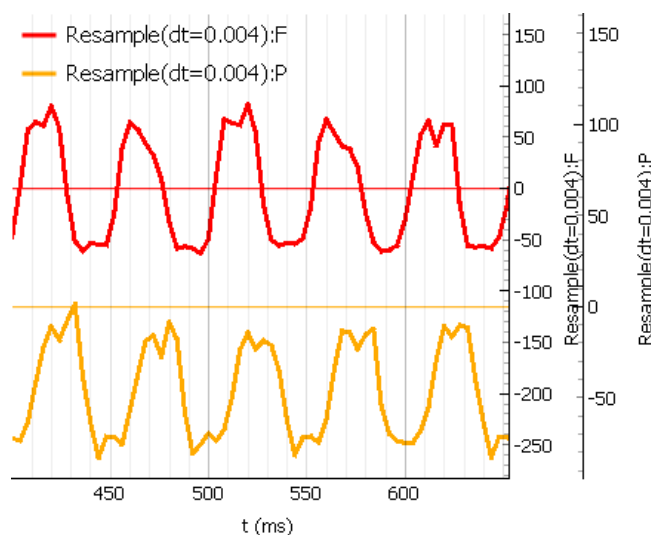


Рис. 1. Давление и поток после приведения к равномерной временной сетке (250 Гц)

II. ЦИФРОВАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ

Сигналы ИВЛ содержат высокочастотные компоненты, связанные с шумом датчиков и динамикой контура вентиляции. Основная дыхательная частота лежит в диапазоне приблизительно 0,1–0,5 Гц, тогда как шумовые компоненты могут располагаться значительно выше. Поскольку интегральные операции усиливают влияние высокочастотных колебаний, фильтрация выполняется до расчёта объёма и работы.

Передаточная функция цифрового фильтра записывается как

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)}, \quad (2)$$

В системе реализованы фильтры Баттерворта, Бесселя и Чебышева I рода [3–5]. Для устранения фазового сдвига используется двусторонняя фильтрация

(filtfilt) [6]. Параметры фильтра (тип, порядок, частота среза) фиксируются как часть сценария обработки.

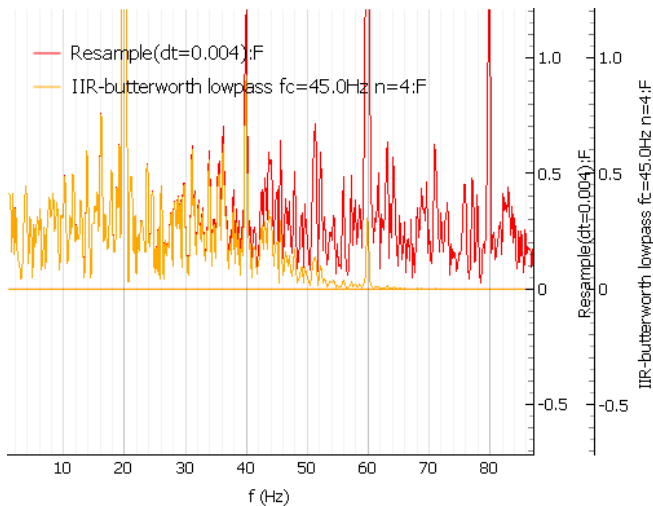


Рис. 2. Спектр потока до и после цифровой фильтрации

На рис. 2 представлен спектр сигнала потока до и после фильтрации. Наблюдается подавление высокочастотных компонент при сохранении основной дыхательной частоты.

III. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ОБЪЁМА И ФАЗОВЫЕ ЗАВИСИМОСТИ

Объём определяется интегрированием потока:

$$V(t) = \int_0^t F(\tau) d\tau. \quad (3)$$

После приведения к равномерной сетке (1) используется дискретная аппроксимация

$$V_n \approx \sum_{k=1}^n F_k \Delta t. \quad (4)$$

Формула (4) реализуется как кумулятивная сумма по каналу потока. Поскольку физически поток является временной производной объема, операция интегрирования позволяет реконструировать его первообразную. В рамках данной работы этот процесс обозначается как восстановление объема, а полученный результат – как восстановленный объем. Методология использования расчетных параметров для визуализации дыхательных паттернов подробно рассмотрена в работе [8]. Данная процедура позволяет корректно определять дыхательный объем и оценивать амплитуду дыхательного цикла.

При частоте 250 Гц шаг дискретизации значительно меньше характерного времени изменения сигнала, что обеспечивает устойчивость вычислений и минимизацию накопления ошибки.

На основе рассчитанного объема строятся петли P-V, а также фазовые зависимости V-F и P-F. Пример таких зависимостей приведен на рис. 3.

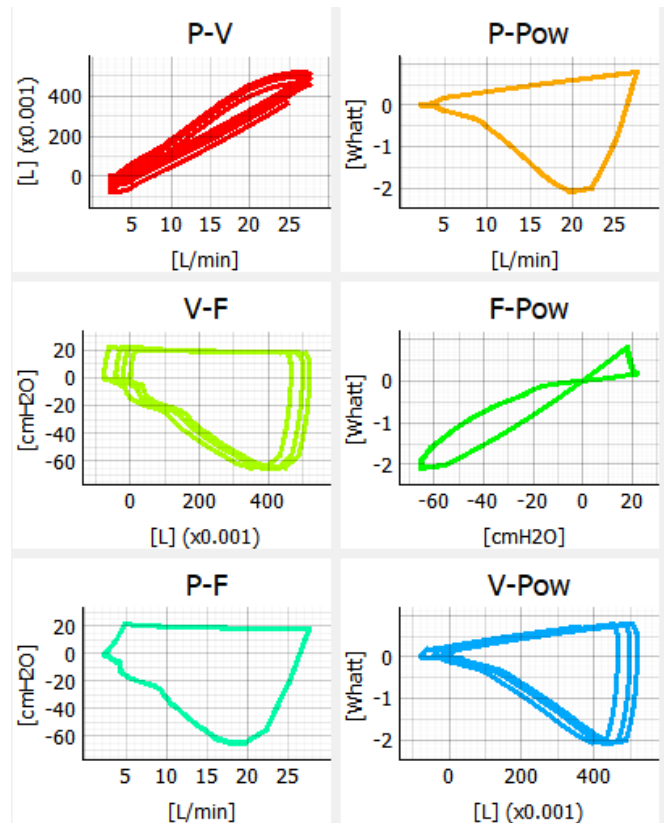


Рис. 3. Петли P-V и связанные фазовые зависимости, построенные на основе восстановленного объема

IV. МЕХАНИЧЕСКАЯ МОЩНОСТЬ И РАБОТА ДЫХАНИЯ

Мгновенная механическая мощность вентиляции определяется как

$$W(t) = P(t) \cdot F(t) \cdot K, \quad (5)$$

где K – коэффициент перевода единиц измерения.

Формула (5) реализуется поканальным перемножением сигналов давления и потока после фильтрации. Мощность отражает скорость передачи энергии от аппарата к дыхательной системе [1]. Применение данного параметра для анализа структуры дыхания при ИВЛ описано в [8]. Работа дыхания определяется интегрированием мощности:

$$A(t) = \int_0^t W(\tau) d\tau, \quad (6)$$

в дискретной форме

$$A_n \approx \sum_{k=1}^n W_k \Delta t. \quad (7)$$

Работа за дыхательный цикл соответствует площади петли P-V [1]. Накопленная работа позволяет количественно сравнивать различные режимы вентиляции и анализировать распределение энергии во времени.

На рис. 4 приведён пример комплексной обработки записи ИВЛ: одновременно отображены давление, поток, мгновенная мощность, восстановленный объем и накопленная работа.

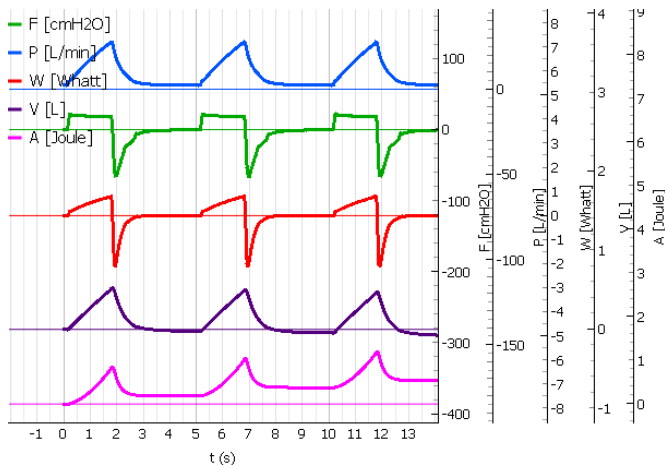


Рис. 4. Комплексное отображение давления, потока, мгновенной мощности, объема и накопленной работы

V. ЧАСТОТНЫЙ АНАЛИЗ

Для анализа структуры сигнала применяется дискретное преобразование Фурье:

$$X(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi f n/N}. \quad (8)$$

Реализация выполняется с использованием стандартного алгоритма FFT [7]. Частотный анализ применяется для оценки эффективности фильтрации и выявления паразитных компонент, не очевидных во временной области.

Сопоставление спектров до и после фильтрации позволяет оценить влияние выбранных параметров фильтра на структуру сигнала.

VI. ФОРМАЛИЗАЦИЯ ОБРАБОТКИ

Все описанные этапы — ресемплинг, фильтрация, интегрирование по формулам (4) и (7), расчёт мощности по формуле (5), спектральный анализ по формуле (8) — реализованы как отдельные операции.

Операции объединяются в ориентированный ациклический граф. Каждый узел хранит:

- тип операции,
- параметры (например, частоту среза фильтра),
- ссылки на родительские узлы.

Проверка отсутствия циклов гарантирует корректность зависимостей между этапами. Изменение порядка операций возможно только через явное

редактирование сценария, что исключает неявные модификации результата.

Один и тот же граф обработки может быть применён к различным записям, что обеспечивает сопоставимость вычисленных энергетических метрик. Такой подход позволяет переходить от ручного анализа отдельных файлов к систематической обработке массивов данных.

VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Реализована система постобработки дыхательных сигналов ИВЛ, объединяющая временной и частотный анализ и расчёт энергетических характеристик. Использование фиксированной временной сетки, цифровой фильтрации и формализация обработки в виде графа операций обеспечивают воспроизводимость и сопоставимость результатов. Методика ориентирована на количественный анализ дыхательных кривых и может использоваться для исследования вентиляционных режимов и энергетической нагрузки дыхательной системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Сатишур О.Е. Механическая вентиляция легких. М.: Мед. лит., 2007. 352 с.
- [2] `scipy.interpolate.CubicSpline` – SciPy Reference Guide [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.interpolate.CubicSpline.html> (дата обращения: 01.03.2026).
- [3] `scipy.signal.butter` – SciPy Reference Guide [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.butter.html> (дата обращения: 01.03.2026).
- [4] `scipy.signal.bessel` – SciPy Reference Guide [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.bessel.html> (дата обращения: 01.03.2026).
- [5] `scipy.signal.cheby1` – SciPy Reference Guide [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.cheby1.html> (дата обращения: 01.03.2026).
- [6] `scipy.signal.filtfilt` – SciPy Reference Guide [Электронный ресурс]. URL: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.filtfilt.html> (дата обращения: 01.03.2026).
- [7] `numpy.fft.fft` – NumPy Reference Guide [Электронный ресурс]. URL: <https://numpy.org/doc/stable/reference/generated/numpy.fft.fft.html> (дата обращения: 01.03.2026).
- [8] Мочалин Д.Н. Возможности применения параметра мгновенной мощности при визуализации дыхательных паттернов во время проведения искусственной вентиляции легких // Медицинская техника. 2025. № 2. С. 7–10.