

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ СИГНАЛА ПНЕВМОГРАММЫ В ИССЛЕДОВАНИИ ФУНКЦИЙ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Коков А.А., группа КСД-01б

Руководитель доц. каф. АСУ Секирин А.И.

Развитие функциональной диагностики легких — одного из наиболее сложных разделов функционального исследования организма. Количественные данные, характеризующие состояние и функционирование легких в покое, при нагрузках и на форсированных режимах, позволяют проводить анализ хода заболеваний, прогнозировать их развитие.

В последние годы в медицинских исследованиях широкое применение приобретают компьютерные системы (КС) регистрации физиологических параметров. К таким системам можно отнести компьютерный «Полиграф» — аппаратно-программный комплекс (АПК), который позволяет проводить динамическую мультипараметрическую регистрацию физиологических показателей в процессе деятельности человека, в частности: частоту сердечных сокращений, электрическое сопротивление кожи, частоту дыхания и др. В состав системы входят как стандартные полиграфические блоки (электроэнцефалографический, электрокардиографический, реографический, пневмографический), так и специально разработанный блок для стабилметрических исследований [1].

Для исследования функций дыхания и оценки функционального состояния человека используется пневмографический блок. Регистрация данных проводится в различных условиях: как в покое, так и при нагрузках. Физические нагрузки желательно проводить до начала регистрации данных, т.к. пьезоэлектронные датчики не должны смещаться на коже человека. В противном случае данные значительно искажаются.

В связи с этим необходимо производить аппаратно-программную фильтрацию. Аппаратная фильтрация производится самим Полиграфом, но ее недостаточно. Для максимального устранения шумов и сглаживания пневмограммы предлагается фильтрация в специальном программном обеспечении (СПО).

Обобщенная схема регистрации и анализа пневмограммы представлена на рис. 1.

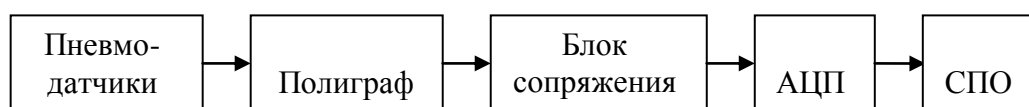


Рисунок 1 — Схема информационных потоков

В процессе регистрации пневмограммы возникают шумы. Для их погашения предлагается использовать следующие фильтры: фильтр скользящего среднего (рис. 2), рекурсивный и оптимальный фильтры.

1. Фильтр скользящего среднего [2]

Каждое выходное значение $f(j)$ рассчитывается исходя из ограниченного набора входных точек $y(i)$ по формуле (1).

$$f(j) = \sum_{t=-p}^p \varpi(t) y(j-t), \quad (1)$$

где $\varpi(t)$ — набор $2p+1$ весовых коэффициентов. Данное уравнение подразумевает, что используется равное число дискретизированных значений до и после $y(j)$ — точки, в окрестности которой в данный момент производится сглаживание. При дополнительном ограничении, состоящем в том, что весовые коэффициенты симметричны относительно $y(j)$, т. е.

$$\varpi(i) = \varpi(-i) \quad (2)$$

сдвиг фаз становится равным 0 или π ; такой фильтр относят к фильтрам с нулевым сдвигом фазы.

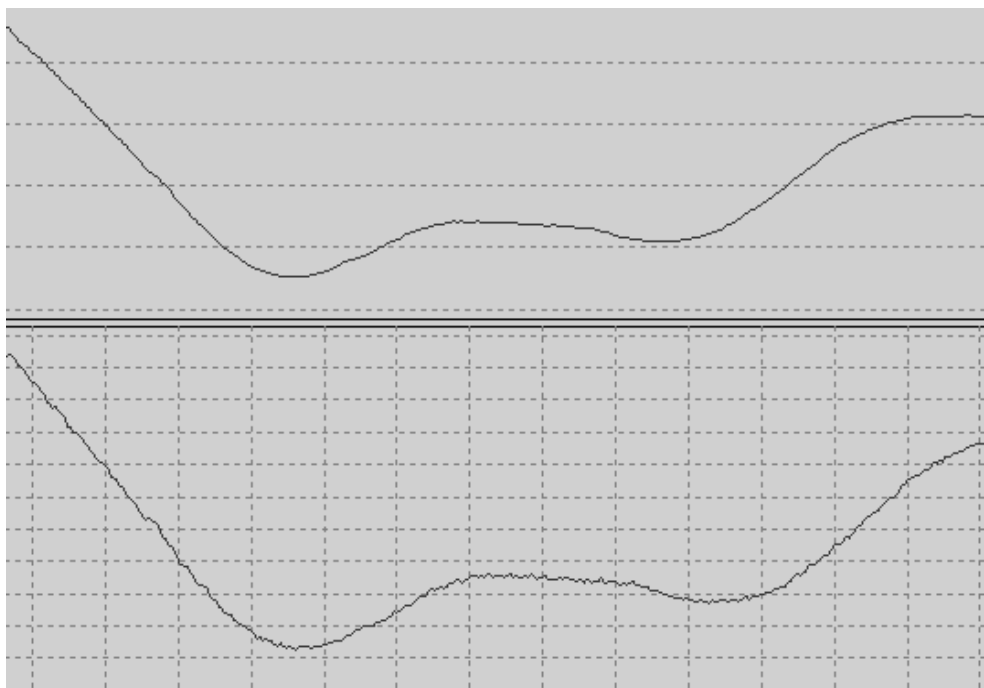


Рисунок 2 — Исходный (внизу) и отфильтрованный (вверху) сигналы пневмограммы — фильтр скользящего среднего

2. Рекурсивный фильтр [2,3]

При расчете выходных параметров f используются не только входные, но и предшествующие выходные значения, поступающие через цепь обратной связи. Для запуска повторяющегося процесса необходимы начальные выходные данные. В общем случае для входа $y(t)$ выход $f(t)$ вычисляется по формуле (3).

$$f(j) = \sum_{t=1}^p u(t) f(j-t) + \sum_{t=m}^q v(t) y(j-t), \quad (3)$$

где $u(t)$ и $v(t)$ — заданные коэффициенты

Величина p определяет порядок фильтра.

Рекурсивная фильтрация требует более высокой точности вычислений по сравнению с нерекурсивной, т.к. использование предыдущих выходных

отсчетов для текущих вычислений может приводить к накоплению ошибок.

3. Оптимальный фильтр [2]

Разновидность рекурсивного фильтра, отличительной особенностью которого является простота реализации.

$$y[i] = (y[i-1] * (2^p - 1) + x[i]) / 2^p, \quad (4)$$

где $y[i]$ — выходной отфильтрованный сигнал, $x[i]$ — входной исходный сигнал, p — эмпирический коэффициент фильтра.

Для исследования функций дыхания человека предлагается построить СПО по следующей структуре:

- 1) регистрация данных с определенного канала через аналогово-цифровой преобразователь (АЦП);
- 2) заполнение базы данных пациентов;
- 3) просмотр и сохранение данных пневмограммы в текстовый файл;
- 4) обработка пневмограммы:
 - фильтрация сигнала различными методами, а также ручная настройка их параметров;
 - выявление пиков гармоник и определение вдоха и выдоха;
 - расчет основных параметров пневмограммы;
 - построение важнейшей характеристики фильтра — амплитудно-частотная характеристика (АЧХ).

Обработка пневмограммы включает в себя фильтрацию сигнала различными методами. Однако стоит задача подобрать эффективные параметры для выбранных фильтров. Для этого предлагается в дополнительном окне вручную организовать подбор параметров отдельно для рекурсивного фильтра и фильтра скользящего среднего: ширину сглаживания, порядок фильтра и значения весовых коэффициентов (рис. 3).

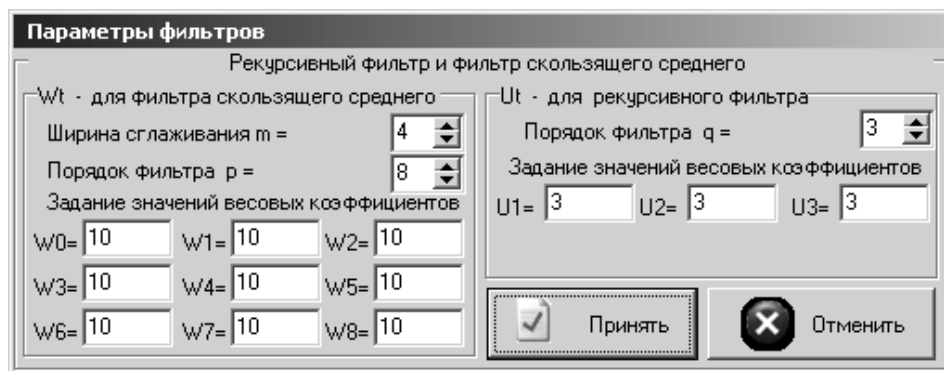


Рисунок 3 — Окно настроек параметров фильтров

При более зашумленных сигналах, при наличии артефактов необходимо изменять некоторые параметры. Рассмотрим на примере рекурсивного фильтра.

Если увеличить порядок фильтра до $q=3$ и установить значения весовых коэффициентов ($U1=U2=U3=3$), исходный сигнал (рис. 2) примет следующий вид (рис. 4а). Если принять $q=6$, а $U1=U2=U3=U4=U5=U6=2$, то происходит не только устранение шумов, но и сглаживание пиков сигнала (рис. 4б).

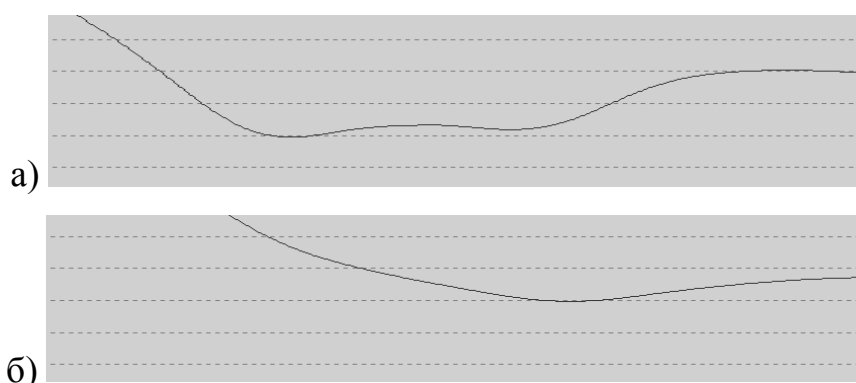


Рисунок 4 а, б — Отфильтрованная пневмограмма при использовании ручных настроек параметров рекурсивного фильтра

Экспериментальным путем были установлены эффективные параметры рекурсивного фильтра и фильтра скользящего среднего (табл. 1).

Таблица 1 — Значение эффективных параметров фильтров

Наименование фильтра	Ширина сглаживания m	Порядок фильтра, p/q	Значение весовых коэффициентов, U/W
Рекурсивный	—	6	1
	—	3	3
Скользящего среднего	3	8	1
	4	8	10

Анализируя полученные результаты, можно сделать вывод, что анализ пневмограммы необходимо проводить после программной фильтрации сигнала, чтобы избежать больших погрешностей в окончательных результатах. Вышеописанные методы фильтрации, применяемые к пневмограмме, показали необходимость ручной настройки их отдельных параметров. Экспериментально удалось установить, что порядок фильтров повышает эффективность фильтрации.

Таким образом, фильтрация сигнала указанными методами повышает точность результатов обработки функций дыхания в среднем от 10% до 20%, что в комплексе с другими физиологическими показателями АПК «Полиграф» дает возможность точнее оценить функциональное состояние человека.

Перечень ссылок

1. Лях Ю.Е., Вихованець Ю.Г., Чернік А.М., Гур'янов В.Г., Остапенко В.І., Чуприна Є.І./ Тези доповідей III з'їзду українського біофізичного товариства, 8–11 жовтня 2002, Львів.
2. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов: учебный курс — СПб: Питер, 2002. — 608 с.
3. Расчет рекурсивных фильтров / Электронный ресурс. Способ доступа: URL: <http://www.nsu.ru/icen/grants/cmet/node53.html>