

Метод обработки данных с дыхательной системы при определении начала вдоха/выдоха в аппаратуре для лечения сонного апноэ

Н.В. Ивахно¹, С.И. Зыкин¹, С.В. Анцибор¹

¹Тульский государственный университет, пр.Ленина, 92, Тула, Россия, 300012

Аннотация. Решается задача обработки данных при адаптивном обнаружении вдоха/выдоха в аппаратуре для лечения сонного апноэ с использованием теории статистических решений на основе предварительного исследования дыхания человека. Установлен закон распределения шума и разработан алгоритм регистрации вдоха и выдоха, обеспечивающий вычисление на каждом шаге отношения правдоподобия, которое сравнивается с пороговыми значениями. В результате формируется заключение и принимается решение о начале воздействия аппаратом для лечения сонного апноэ. Применение данного алгоритма уменьшает время обнаружения в 2-3 раза, позволяет проводить предварительную настройку параметров для каждого пациента.

1. Введение

Апноэ сна (или сонное апноэ) – это прекращение лёгочной вентиляции (остановка дыхания) во время сна более чем на 10 секунд. Обычно оно длится 20–30 секунд, но также может достигать 2–3 минуты [1,2].

Апноэ может быть центральным, обструктивным или смешанным. В первом случае виной задержек дыхания во сне является нарушение работы мозга, вызванной врожденными патологиями или черепно-мозговыми травмами. Обструктивное апноэ (ОАС) – расстройство сна, возникающее, когда мягкие ткани в задних отделах глотки (верхние дыхательные пути) становятся узкими, мышцы естественно расслабляются [1,3], что уменьшает поступление кислорода в легкие.

Для выявления апноэ применяются различные устройства [2,3,4,5], с помощью которых определяются дыхательные паузы, эпизоды кислородного голодания, храпа и другие симптомы. Для лечения апноэ сна [2,3] в основном используют режим респираторной вентиляции – положительное давление в дыхательных путях (Positive airway pressure, PAP). СИПАП-аппарат – это небольшой компрессор, подающий постоянный поток воздуха в дыхательные пути под определенным давлением через гибкую трубку и герметичную носовую маску [2,3], которая не дает дыхательным путям смыкаться и блокировать поступление воздуха (и нужного организму кислорода).

Важнейшую роль во время лечения играет аппаратное обеспечение СИПАП. В зависимости от эффективности и надежности функционирования лечебного оборудования в большей степени зависит скорейшее выздоровление человека. Целесообразность настройки давления в реальном времени обусловлена изменением лечебного давления в зависимости от положения

тела и стадии сна. При глубоком сне и сне на спине требуется существенно большее давление для открытия дыхательных путей по сравнению с поверхностным сном и сном на боку соответственно. Т.е. для управления двигателем в аппаратах требуется обеспечить адаптивную работу алгоритмов, настраивающихся на конкретного пациента.

Анализ показывает, что существующие модели аппаратов не учитывают изменение состояния человека, а также процессы взаимодействия, происходящие в биотехнической системе «аппарат - пациент». Лечение синдрома сонного апноэ требует высокой точности настройки исходных параметров и синхронизации работы аппаратуры и пациента.

Одним из блоков, обеспечивающих определение входных параметров системы и влияющих на точность синхронизации – это обнаружитель начала инспираторной и экспираторной активности, работающий при реализации режимов аппарата для лечения сонного апноэ.

2. Модель процесса распознавания начала и окончания дыхательной активности

Распознавание начала и окончания дыхательной активности обычно осуществляется по заданной величине давления, но [5,6] при фиксированном давлении из-за шумов наблюдается запаздывание в определении начала вдоха и выдоха, а при слабом дыхании принятие решения о включении двигателя в аппаратуре для лечения сонного апноэ приходится уже почти на середину дыхательного цикла, что приводит к значительной десинхронизации работы.

Поэтому для установления критерия принятия решения разработан адаптивный алгоритм обработки данных, основанный на современной теории статистических решений и учитывающий закон распределения и измеренные в процессе автоматической настройки системы параметры полезного сигнала и шума [5].

Для получения математической модели обработки сигнала при ожидании инспираторной/экспираторной активности проведены экспериментальные исследования дыхания различных пациентов с целью определения закона распределения шума. На основе полученных эмпирических данных построены гистограммы, выдвинута гипотеза о нормальном законе распределения шума, которая получила подтверждение при проверке правдоподобия по критерию согласия Пирсона.

Согласно исследованиям, проведенным в [2,4,6], установлена математическая модель процесса распознавания, при которой на каждом шаге наблюдения составляется отношение правдоподобия:

$$\ln \Lambda^{(m)} = \rho_0 \left(\frac{1}{a} \sum_{i=1}^m z_i - \frac{m}{2} \right), \quad (1)$$

где $\rho_0 = \frac{a^2}{\sigma^2}$ – соотношение сигнал/шум, m – номер отсчета, $z_i = y_i - a_0$, $a = a_s - a_0$, a_s –

амплитуда входного сигнала, σ^2, a_0 – дисперсия и среднее значение шума, y_i – измеряемое

значение давления в дыхательном контуре [2]. Величина $\ln \Lambda^{(m)}$ сравнивается с двумя постоянными пороговыми значениями A и B ($A > B$), которые находятся, исходя из заданных условных вероятностей α^* и β^* обнаружения раньше времени (ложная тревога) и запаздывания регистрации вдоха/выдоха (пропуск сигнала) [1,2].

При принятии решения об отсутствии сигнала проводится повторный анализ до регистрации начала вдоха/выдоха в соответствии с интервалом ограничения.

Для имитационного моделирования, а затем и реализации разработанной модели регистрации начала инспираторной/экспираторной активности вероятность пропуска сигнала была получена, исходя из анализа частоты дыхания и эффективности проведения процедуры лечения сонного апноэ $\alpha^* = 0.01$, вероятность ложной тревоги, учитывая архитектуру и методику воздействия аппарата СИПАП, задана $\beta^* = 10^{-3}$. В таком случае $\ln A = 4,605$, $\ln B = -6,89$ [1].

3. Алгоритм обработки данных при определении начала вдоха

Согласно полученной формуле (1) в комплекс для лечения состояния сонного апноэ, содержащий блок измерения давления, введены дополнительные элементы, позволяющие реализовать адаптивный метод обнаружения начала вдоха/выдоха с учетом сторонних случайных возмущений, характерных для каждого пациента [4,5].

Учитывая данные, полученные при проведении экспериментальных исследований, установлено время настройки параметров, которое составляет 1-1,5 минуты, определяемое исходя из заданной доверительной вероятности, величины дисперсии [2,3].

Автоматическая настройка параметров позволяет обеспечить реализацию математической модели обработки сигнала при регистрации начала вдоха/выдоха. При этом, работу алгоритма можно представить в виде структурной схемы (рисунок 1).

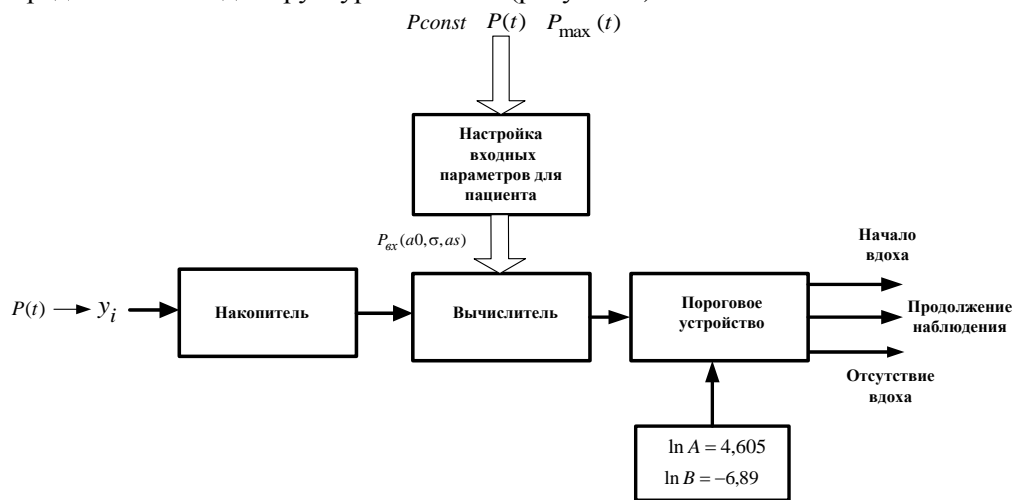


Рисунок 1. Структурная схема метода обработки данных при обнаружении начала вдоха.

Исходными параметрами являются: величины $\ln A$ и $\ln B$ - постоянные для различных категорий пациентов; $\sigma, a0$ – среднее квадратичное отклонение и среднее значение шума (находится во время автоматической настройки параметров при самостоятельном дыхании пациента); as – значение полезного сигнала, находится во время автоматической настройки параметров и составляет:

$$q1 \cdot P_{\max}(t) + P_{const},$$

где $q1$ - переменный коэффициент, как правило, его значение может составлять $0,01 \div 0,2$ в зависимости от максимального значения сигнала (при увеличении амплитуды коэффициент уменьшается), P_{\max} – среднее максимальное значение давления вдоха/выдоха, найденное во время настройки параметров каждого человека, P_{const} - уровень давления, относительно которого происходит измерение, относительный ноль.

4. Результаты экспериментальных исследований

Устройство для регистрации начала вдоха/выдоха пациента работает следующим образом (рисунок 2): y_i – измеренное значение давления в дыхательном контуре суммируется с получением очередного отсчета (накопитель), в вычислителе происходит расчет отношения правдоподобия $\ln \Lambda^{(m)}$ на каждом этапе наблюдения с учетом $a0, \sigma, as$. Пороговое устройство формирует заключение о начале вдоха/выдоха или о продолжении наблюдения. Аналогичным образом происходит обработка сигнала при распознавании окончания вдоха/выдоха.

Результаты экспериментальных исследований по вычислению значения отношения правдоподобия представлены на рисунке 2 и рисунке 3.

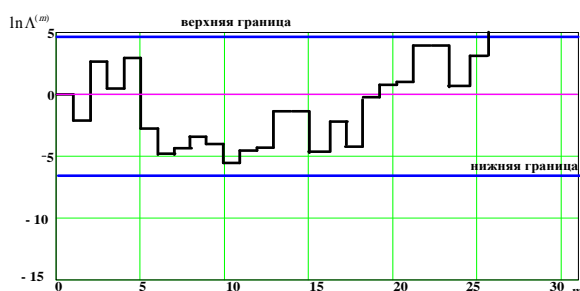


Рисунок 2. Значения отношения правдоподобия на каждом шаге наблюдения по отношению к границам принятия решений (регистрация начала появления вдоха на 26 отсчете).

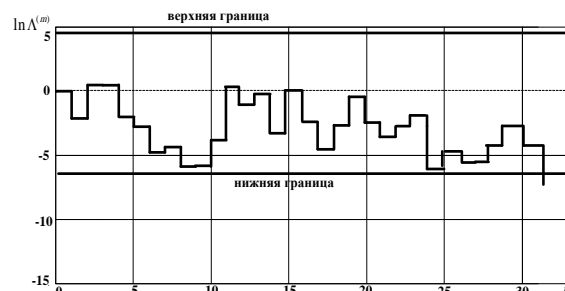


Рисунок 3. Значения отношения правдоподобия на каждом шаге наблюдения по отношению к границам принятия решений (регистрация окончания вдоха на 31 отсчете).

5. Заключение

Экспериментальные исследования работы пациента с аппаратурой для лечения состояния сонного апноэ показывают, что при соотношении сигнал/шум = 0.8 регистрация начала выдоха с помощью разработанной математической модели и алгоритма обработки сигнала происходит в среднем на 31 отсчете, что составляет 0.062 секунды (при частоте дискретизации 500 Гц), вдоха – на 23 отсчете – 0,046 с.

Применение данного метода уменьшает время распознавания в 2,5-3 раза, позволяет проводить предварительную настройку параметров для каждого пациента и выбирать оптимальные значения порогов распознавания при использовании в аппаратуре для лечения сонного апноэ.

6. Литература

- [1] Аппараты СИПАП терапии. [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://sleepmedicine.porimed.ru/срап/срап_comparative_analysis (31.08.2017).
- [2] Ивахно, Н.В. Методика оценки состояния дыхательной и сердечно-сосудистой систем во время сна / Н.В. Ивахно, А.М. Мизарев, В.В. Савельев // Известия Тульского государственного университета. технические науки. – 2013. – Т. 9, № 2. – С. 293-298.
- [3] Лаборатория сна. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://sleep-apnea.ru/> (31.08.2017).
- [4] Ивахно, Н.В. Метод диагностики состояния дыхательной системы при реализации дроссельного режима воздействия / Н.В. Ивахно // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. – 2015. – Т. 5, № 2. – С. 92-97.
- [5] Ивахно, Н.В. Патент на полезную модель № 115668. Дыхательный тренажер / Н.В. Ивахно, О.В. Меркулова // Российская Федерация. Приоритет от 20.09.2011 г.
- [6] Ивахно, Н.В. Патент на изобретение № 2375034. Аппарат для искусственной вентиляции легких / Н.В. Ивахно, А.Д. Тягин // Российская Федерация. Приоритет от 04.06.2008 г.

Method for processing data from the respiratory system in determination of beginning of inspiration / expiration in the apparatus for treating sleep apnoe

N.V. Ivakhno¹, S.I. Zikin¹, S.V. Antsibor¹

¹Tula State University, Leninstreet, 92, Tula, Russia, 300012

Abstract. The task of data processing with adaptive inspiration / expiration detection in the equipment for the treatment of sleep apnea is solved using the theory of statistical decisions based on the preliminary study of human respiration. The law of noise distribution is established and an algorithm for recording inspiration and expiration is developed, which ensures the calculation at every step of the likelihood ratio, which is compared with the threshold values. As a result, a conclusion is formed, and a decision is made to start the treatment with an apparatus for treating sleep apnea. The application of this algorithm reduces the detection time by 2-3 times, allows you to pre-configure the parameters for each patient.

Keywords: Respiratory arrest, Nocturnal apnea, Adaptive detection.