

Алгоритм непрерывного респираторного мониторинга с использованием измерения назального давления воздуха

Harold Steven Noriega Alvarado

Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)
haroldnoriega4@gmail.com

Анагим Ибрагим

Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)
anaghemibrahem66@gmail.com

Аннотация. Нарушения дыхания во сне — это состояние здоровья, которое может влиять на несколько аспектов жизни, и было обнаружено за последние пять десятилетий. Полисомнография является золотым стандартом измерения сна. Кроме того, для этого требуется специальное оборудование и лаборатория сна. В данной работе разработан алгоритм непрерывного мониторинга дыхания с использованием измерения воздушного потока носового давления для портативных систем мониторинга. Это позволяет точно определять пики вдоха и выдоха в сигнале воздушного потока. Следовательно, определяются основные параметры и различные анализы сигнала воздушного потока. Для проверки алгоритма с помощью портативного кардиореспираторного комплекса Кардиотехника 04-3П(М) во время ночного сна был получен сигнал воздушного потока, который использовался для анализа работы алгоритма.

Ключевые слова: нарушения сна, системы мониторинга дыхания, детекция дыхания, сигнал воздушного потока

I. ВВЕДЕНИЕ

Одним из значимых параметров для оценки здоровья и самочувствия является информация о дыхании. Информация, извлекаемая из этих параметров, широко используется в диагностике и лечении респираторных заболеваний, особенно расстройств, связанных со сном. Сон играет решающую роль в здоровом поведении, защищая психическое здоровье и повышая качество повседневной деятельности. Такие расстройства, как апноэ и гипопноэ, могут привести к осложнениям, если их не выявить и не лечить. Недавние исследования показали, что среди пациентов с COVID-19 СОАС (обструктивное апноэ сна) было связано с более высоким риском госпитализации [1].

Осведомленность мира о респираторных заболеваниях повысилась за последние два года после пандемии COVID-19. Это делает неотложной необходимостью непрерывного респираторного мониторинга для получения информации о дыхании пациентов. В последние годы произошел значительный прогресс в разработке носимых систем мониторинга и использовании различных датчиков и технологий для мониторинга частоты дыхания и событий сна во время сна, что делает диагностику и лечение нарушений сна проще и удобнее.

Обычно используется поток воздуха под давлением через нос, поскольку он чувствителен и точен при

регистрации апноэ, гипопноэ и событий возбуждения, связанных с дыхательным усилием. Сигнал воздушного потока используется для оценки изменений и характеристик характера дыхания, таких как скорость и сопротивление, уменьшение величины сигнала воздушного потока или любая ненормальная картина в этом сигнале, относящаяся к нарушениям дыхания.

Полисомнография является золотым стандартом диагностики нарушений дыхания во сне, но часто недоступна из-за нехватки коек [2]. Более того, это требует много времени и неудобно для пациентов, особенно когда вспышка COVID-19 переросла в глобальную пандемию.

В данной работе предлагается алгоритм обнаружения пиков дыхания (вдох и выдох). Он включает в себя различные этапы, вычисление начального пика и наклона, определение локального пика в новом наклоне, затем точное начало и окончание вдоха и обнаружение истинного пика с использованием более точного окна. Этот алгоритм применим для непрерывного мониторинга дыхания в поликлинике и дома, он помогает врачу выявлять отклонения от нормы во время текущего состояния пациента.

II. АЛГОРИТМ

A. Обзор алгоритмов

В последние годы были опробованы многочисленные методы оценки дыхания. Одним из примеров является классический метод измерения воздушного потока и результирующего сигнала объема, для которого требуется мундштук, дыхательная маска или эндотрахеальная трубка [3]. Для оценки дыхательных пиков использовали несколько алгоритмов.

Самый простой алгоритм обнаружения пиков — с порогами [4]. Конец вдоха определяется обнаружением локального пика с использованием анализа первой производной. Второй этап алгоритма заключается в определении минимального значения дыхательного сигнала, лежащего между текущим концом вдоха и концом вдоха предыдущего вдоха в потоке данных. Последним шагом является нахождение максимального значения второй производной сигнала между точкой минимума, определенной на втором этапе, и концом вдоха, определенным на первом этапе. Существуют также алгоритмы, использующие пересеченную базовую линию в качестве эталона [5].

Исследователи предлагают методику [6], позволяющую с высокой точностью определять истинный пик дыхательных сигналов в сигналах воздушного потока, рассчитывая различные компоненты, такие как (например, дыхательный объем, минутная вентиляция, пиковая скорость потока), которые зависят от правильного определения дыхания. Количественное определение этих компонентов настоятельно рекомендуется для исследований сна.

Был использован другой подход, он зависел от интеллектуального анализа. Fuzzy C-mean FCM и Fast Fourier Transformation FFT использовались для обнаружения дыхания и его визуализации [7].

В. Предлагаемый алгоритм обнаружения событий вдоха и выдоха

Предлагаемый алгоритм состоит из разных этапов: он направлен на обнаружение пика вдоха и долины выдоха в сигнале воздушного потока. Для достижения этой цели учитывались различные параметры: размер движущегося окна, минимальное расстояние по вертикали и минимальная продолжительность. Сигнал был идентифицирован с частотой, равной 31,2 Гц.

На первом этапе вычислялись начальные пики и наклоны, для определения начального округления пиков вычислялась разница между текущим пиком и предыдущим пиком. Так как этот расчет означает положительное увеличение значений. Если была какая-либо положительная разница между пиками, отсчет наклона начинается до тех пор, пока не будет обнаружено различие между текущим пиком и предыдущим пиком, где заканчивается наклон, в каждом окне может существовать более одного наклона.

Если продолжительность наклона меньше выбранного минимального значения продолжительности и минимальной высоты, уклоном пренебрегают.

Обнаружение локального пика осуществляется путем нахождения максимального значения положительного наклона. Затем точно определяют начало и конец вдоха, сравнивая все подсчитанные значения наклона, если новый диапазон выше минимальной продолжительности, начинается новый этап. Где используется более точное окно путем повторения той же процедуры для определения начальных пиков округления. Кроме того, сегменты обрезки удаляются.

Идентифицируется положительный наклон, и разбиения объединяются, когда они равны или меньше 10 % текущего наклона, затем сужаются окно начальной и конечной точек.

Для проверки точности уклона реализован дополнительный этап, состоящий из двух шагов, первый шаг – абсолютное значение на 30 % от текущего уклона, второй – абсолютное значение на 80 %.

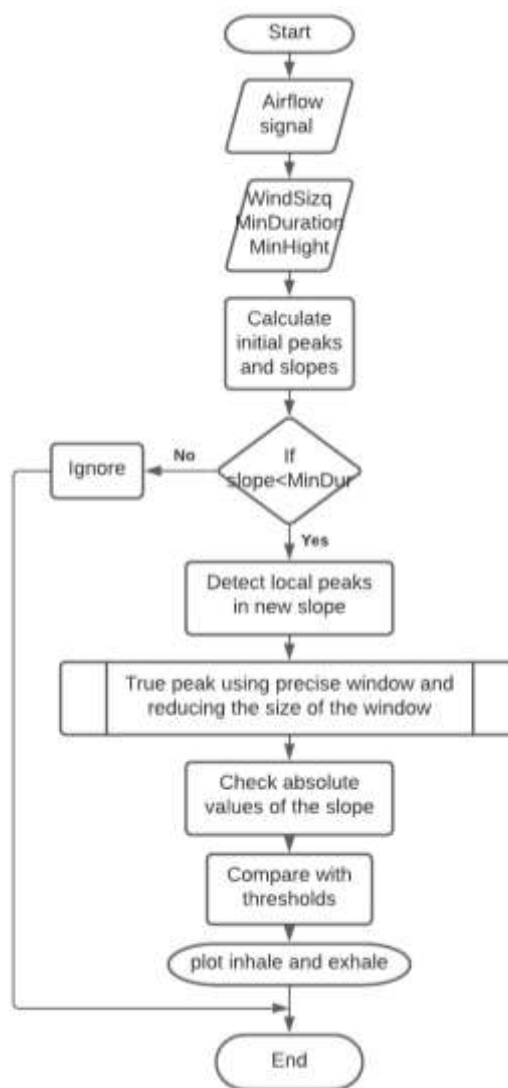


Рис. 1. Блок-схема алгоритма обнаружения дыхания

На заключительном этапе алгоритма было указано удаление нежелательных пиков в сигнале, как показано на рис. 1. Эта задача была выполнена путем удаления подпороговых вдохов, которые состоят из минимальной высоты, минимальной продолжительности, степени наклона. Алгоритм был достаточно точным, чтобы определять реальный вдох и выдох.

III. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ МЕТОДИКА

Запись сигнала воздушного потока предоставлена Санкт-Петербургским институтом кардиологической техники (Инкарт) и получена с помощью портативного кардиореспираторного комплекса Кардиотехника 04-ЗП(М) во время ночного сна.

Анализ сигналов используется для извлечения некоторой полезной информации из сигнала. Для уменьшения влияния амплитуды все сигналы были нормализованы и стандартизированы, для достижения такого результата используется MATLAB R2021b. MATLAB – очень популярная вычислительная система, широко используемая для сложных инженерных и научных расчетов.

IV. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Используемый в исследовании сигнал был получен с помощью портативного кардиореспираторного комплекса «Кардиотехника 04-3П(М)» во время ночного сна, алгоритм был протестирован на этом сигнале.

На рис. 2 показаны результаты, которые были получены для трех различных сегментов сигнала, были обнаружены пики и спады. Используемые параметры: минимальный размер окна 400, минимальная продолжительность 100 мс и минимальная высота 10 %.

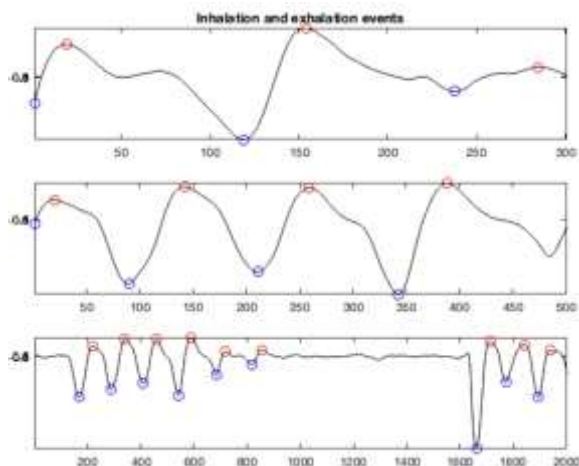


Рис. 2. Обнаруженные события вдоха и выдоха во время сигналов разных сегментов

Было выполнено сравнение между различными значениями для каждого параметра. Во-первых, была проанализирована минимальная высота, были проверены различные значения, чтобы поэкспериментировать с лучшими результатами, чтобы получить правильные пики, было замечено, что при высоких значениях минимальной высоты многие пики не обнаруживались, в то время как при малых значениях был получен лучший результат.

Рис. 3 иллюстрирует начало и конец дыхания. Используемые параметры: размер окна 400, минимальная продолжительность 60 и минимальная высота 70 %. В результате этих параметров было замечено, что в первом и третьем сегментах были обнаружены один пик и одна впадина, в то время как использовалась меньшая минимальная высота начала и окончания акта дыхания.

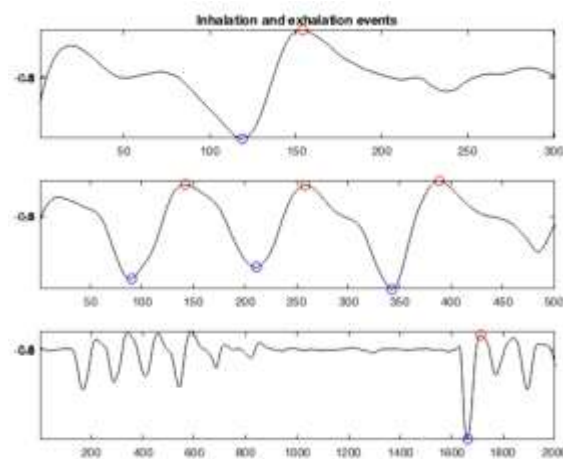


Рис. 3. Обнаруженные события вдоха и выдоха во время сигналов разных сегментов, минимальная высота = 70 %

V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выявление в дыхательном сигнале событий вдоха и выдоха является важным этапом в анализе параметров дыхания и диагностике нарушений дыхания. Основным преимуществом предложенного алгоритма было точное обнаружение пиков вдоха и провалов выдоха в сигнале воздушного потока. В результате его можно использовать для анализа сигналов дыхания и для длительного мониторинга во время сна дома или в медицинском учреждении. Разработанный алгоритм был протестирован на реальном сигнале воздушного потока, полученные результаты были точными в определении начала и окончания дыхательных событий.

БЛАГОДРАНОСТЬ

Исследования, представленные в этой статье, были бы невозможны без помощи доктора медицинских наук Юлиа Тероева на кафедре биомедицинских инженерных систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] S. Strausz, T. Kiiskinen, M. Broberg, S. Ruotsalainen, J. Koskela, A. Bachour, A. Palotie, T. Palotie, S. Ripatti, and H.M. Ollila, Sleep apnoea is a risk factor for severe COVID-19. *BMJ Open Respiratory Research*, 2021, 8(1), p.e000845.
- [2] Zhivolupova Y. "Sleep apnea and hypopnea detection algorithm." 2019 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT). IEEE, 2019.
- [3] M. Schmidt, D. Foitzik, Comparative Investigations of Algorithms for the Detection of Breaths in Newborns with Disturbed Respiratory Signals *computers and biomedical research* 31, 413–425 (1998).
- [4] R. Nicole, A.J. Wilson, C.I. Franks., and I.L. Freeson., Algorithms for the detection of breaths from respiratory waveforms recordings of infants. *Med. Biol. Eng. Comput.* 20, 286 (1982).
- [5] Fl, Sax, M. Charlson, Medical patients at high risk for catastrophic deterioration. *Crit Care Med* 1987;15;510-5.
- [6] C.D. Nguyen, D. Chinh, "An automated and reliable method for breath detection during variable mask pressures in awake and sleeping humans." *PloS one* 12.6 (2017): e0179030.
- [7] Y. Gu, W. Zhou, Z. Yuan and W. Xu, "Intelligent analysis framework of sports training intensity based on breathing signal detection algorithm," 2021 5th International Conference on Electronics, Communication and Aerospace Technology (ICECA), 2021, pp. 1279-1283, doi: 10.1109/ICECA52323.2021.967594