

УДК612.2161.1:616.24-008.4-071.6

А.И. Ицкович, Е.Ю. Шумарова, В.И. Коренбаум

СОВРЕМЕННЫЕ ПРОБЛЕМЫ АНАЛИЗА ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ

Владивостокский государственный медицинский университет,
Детская городская клиническая больница
(г. Владивосток),
Тихоокеанский океанологический институт ДВО
РАН (г. Владивосток)

*Ключевые слова: дыхательные шумы, аускультация
легких, диагностика.*

С древнейших времен известны такие звуковые явления при аускультации легких, как хрипы и стридор, которые выслушиваются на расстоянии [21]. В V веке до н.э. Гиппократ начал использовать метод непосредственной аускультации — прослушивание больного ухом, приложенным к грудной стенке [3]. Развитие аускультации связано с именем французского врача Р. Лаэнека, который в 1816 г. изобрел стетоскоп. По свидетельству современников, Р. Лаэнек произвел революцию в практической медицине: «...Стетоскоп вводит врача в отдельный мир, где симптомы приходят к нему сразу из тела пациента» [26]. Произошла переориентация медиков на акустический метод диагностики. Аускультация быстро распространилась и заняла прочное положение в мировой медицине, поскольку была быстрым, дешевым, легко осуществимым «полевым» методом исследования, применимым при любом состоянии и возрасте пациента [1, 11].

С введением в широкую практику рентгенологических и эндоскопических методов исследования значение аускультации легких было снижено [5, 11, 22]. Некоторые ученые стали рассматривать ее как некое «уважительное отношение к традиции, прикроватный ритуал» [23]. Такое отношение имело под собой и веские основания, связанные с субъективизмом метода. Неслучайно аускультация расценивается как медицинское искусство [19]. Так, при оценке наличия дополнительных дыхательных шумов частота совпадений их оценки между двумя врачами достигает не более 47% [28]. Особую трудность вызывают такие характеристики, как качество, время возникновения и продолжительность хрипов [18]. Кроме того, на воспринимаемый звук существенно влияет стетоскоп, различия при этом наблюдаются не только между разными типами, но даже между приборами из одной партии [1, 10, 12, 13,23].

Основным способом объективизации восприятия дыхательных шумов, позволяющим проводить их точную регистрацию и анализ, стало использование систем аппаратной аускультации [11, 19, 22].

Первые попытки создания подобных устройств были предприняты уже в первой четверти прошлого века Р. Martini и Н. Mueller. Методы работы подобных аппаратов были основаны на автоматической записи дыхательных шумов с помощью микрофона. Далее сигналы проходили через фильтр на экран осциллоскопа или выводились графическим записывающим устройством [11, 20].

В 50-х годах прошлого столетия быстро развивалась звукозаписывающая техника, что позволило улучшить регистрацию дыхательных шумов, дало возможность проводить их акустический анализ и расширить представления о причинах возникновения [15].

Использование с начала 70-х годов XX века компьютерной техники для записи дыхательных шумов позволило преодолеть такие трудности аппаратной аускультации легких, как взаимодействие звуковых волн и большой объем информации [19]. Впервые данная методика была использована R. Murphy и R. Sorensen у больных асбестозом. В последующие годы большинство работ, посвященных анализу дыхательных шумов, выполнялось с использованием быстрого преобразователя Фурье [5, 19, 20].

В настоящее время методика анализа дыхательных шумов предусматривает сходные этапы: определение, запись, графическое представление сигнала [2, 8, 22]. Записывающие системы состоят из датчика, который улавливает звуковые колебания, усилителя, фильтров низких частот и магнитного накопителя (кассета или компьютерный диск). Особое значение придается качеству датчиков [20]. Наиболее распространенные датчики — конденсаторные, электретные и пьезоэлектрические (акселерометры) микрофоны [20, 21].

В специальной литературе идет широкая дискуссия, в ходе которой рассматриваются достоинства и недостатки различных типов микрофонов и предлагаются новые модели, однако известно, что все типы этих устройств в той или иной мере искажают сигнал [15, 16, 19]. Для фиксации микрофонов используют различные методы: рукой, ремнем, приклеиванием, присосками, загубником [1, 3, 7, 17, 24]. До настоящего времени идеального решения здесь не найдено, так как во время дыхательного цикла постоянно изменяются напряжение и плотность подлежащей ткани, что приводит к появлению дополнительных помех [16].

Перед записью проводится усиление и фильтрация дыхательных шумов. При усилении происходит увеличение реального сигнала, вольтаж которого на выходе мал, до уровня, достаточного для записи [21]. Фильтрация необходима для отсева артефактов, которые возникают вследствие работы мышц сердца, пульсации кровеносных сосудов [22]. В последующем электрические импульсы поступают в блок сбора данных компьютера, затем с помощью быстрого преобразователя Фурье строятся пространственные

графики зависимости амплитуды от частоты и времени [2, 8, 9, 11]. В настоящее время созданы рентгеновские системы, в том числе работающие в реальном времени, которые позволяют проводить подсчет и анализ коротких и продолжительных добавочных дыхательных шумов [17, 25].

Существуют различные подходы к выбору места регистрации шумов при аппаратной аускультации, что связано с целями исследования [4, 25, 27]. Обычно выбирают либо комплекс точек на поверхности грудной клетки, распределенных над проекцией легких, либо область трахеи [6]. Первый способ имеет определенное преимущество: близкое положение датчика по отношению к очагу теоретически позволяет проводить топическую диагностику. На практике, для того чтобы точно установить глубину источника шума, требуется его одновременная регистрация (пеленгование) из нескольких точек, что создает дополнительные технические проблемы [11]. Кроме того, регистрация дыхательных шумов при данной методике обычно занимает много времени [10].

Разработан способ оценки шумов, при котором датчик помещается с помощью загубника в полость рта больного ребенка с последующей математической обработкой полученного дыхательного паттерна [2]. В 1989 г. G.L. Shechter et al. внедрили метод трахеофонографии, при котором датчик располагается на шее, то есть трахеальную аускультацию легких. В 1992 г. Ю.В. Кулаковым и др. запатентовано выполнение трахеофонографии на форсированном выдохе [6, 9].

В настоящее время выполнено много исследований, посвященных сравнению трахеальной и легочной аускультации, где показано сходство частотной постоянной и огибающей основных дыхательных шумов (данные различия объясняют фильтрационной способностью легких) [13]. Отмечено, что легочная паренхима и грудная стенка действуют как фильтр, ослабляя звуки с частотой более 200 Гц [8], и еще сильнее — с частотой более 1000 Гц [22]. Это подтверждено и внутрипищеводной аускультацией [16]. Некоторые исследователи положительно оценивают трахеальную аускультацию при оценке добавочных дыхательных шумов, подчеркивая лучшее проведение звуковых волн по стенкам легочных путей, чем по содержащемуся в них воздуху [11, 14, 15, 22].

Недостатком трахеальной аускультации была суммация дыхательных шумов в коротком промежутке времени и наложение шумов, возникающих при работе сердца и пульсации крупных сосудов. Современные методы обработки сигналов позволяют преодолеть эти трудности [11, 26]. Другим недостатком называют невозможность определения локализации источника звука, однако эта задача не решается и при съеме сигнала с поверхности грудной стенки из-за эффектов интерференции, а также

отличий в проведении звука над разными участками грудной клетки [4, 8, 16, 24]. Ряд авторов показал возможность определения при трахеальной аускультации уровня бронхов, в которых находится источник звуковых колебаний, в первую очередь при поражении дистальных бронхов 8–9 порядка [4, 7, 9]. Возможность применения аппаратной аускультации для дифференциальной диагностики заболеваний легких, при сочетании различных дыхательных шумов, была впервые убедительно показана в 1966 г. при акустической дифференциации экзогенного аллергического альвеолита, бронхиальной астмы и хронического обструктивного бронхита в фазе обострения [16].

Продолжительные шумы чаще связывают с обструкцией дыхательных путей [6, 22]. Однако работы, анализирующие связь их акустических характеристик (длительность и амплитуду) с величинами, характеризующими вентиляторную функцию легких, показали, что результаты спирографии являются более точными при оценке степени бронхиальной обструкции [8, 9, 18, 22, 26, 27].

Регистрация непродолжительных добавочных дыхательных шумов (потрескиваний) свидетельствует о локализации патологического процесса в области мелких бронхиол [16]. В ранней стадии патологического процесса они регистрируются в базальных отделах, при прогрессировании начинают выслушиваться над вышележащими отделами легких, и их количество увеличивается [17]. Отмечена прямая зависимость между тяжестью поражения и количеством потрескиваний [16].

В табл. 1 приводится сравнительная характеристика шумов этого типа при различных заболеваниях в зависимости от времени возникновения, фазы дыхательного цикла, величины начального отклонения волн и продолжительности двух полных комплексов [15–17, 25].

Таким образом, аппаратная аускультация легких является перспективным высокоинформативным методом, который обеспечивает объективизацию аускультации Р. Лаэнека. По мере компьютеризации лечебно-диагностических учреждений имеются предпосылки для широкого распространения аппаратной аускультации в клинической практике.

Литература

1. Вотчал Б.Е., Водолазский Л.А., Голиков В.А. // *Медицинская техника*. — 1972. — № 2. — С. 16.
2. Геппе Н.А., Малышев В.С., Лисицин М.Н. и др. // *Пульмонология*. — 2002. — № 5. — С. 33–39.
3. Гиппократ. *Избранные книги*; Пер. с греч. — М.: Сварог, 1994.
4. Гогин Е.И. // *Терапевтический архив*. — 1998. — № 4. — С. 5–9.
5. Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А. // *Акустический журнал*. — 2003. — Т. 9, № 3. — С. 376–387.

Таблица 1

Сравнительная характеристика дыхательных шумов
при различных заболеваниях легких

Заболевание или патологический процесс	Частота дыхательного шума	Два полных комплекса и характеристика тембра	Отношение дыхательного шума к фазам дыхания
Фиброзирующий альвеолит	Низкие частоты (до 200 Гц)	<8 мс (средние)	В середине или конце вдоха
Асбестоз	Высокие частоты (более 500 Гц)	<6 мс (нежные)	В середине или конце вдоха
Бронхоэктазы	Высокие частоты (более 400 Гц)	>9 мс (грубые)	В начале вдоха, выдоха
Хронический обструктивный бронхит	Низкие частоты	>10 мс (грубые)	В середине вдоха
Сердечная недостаточность	Низкие частоты	>10 мс (грубые)	В конце вдоха (при выраженной сердечной недостаточности на всем протяжении дыхательного цикла)
Пневмония (стадия прилива)	Высокие частоты	6 мс (нежные)	В начале вдоха
Пневмония (стадия разрешения)	Высокие частоты	9-10 мс (грубые)	В конце вдоха
Микоплазменная пневмония	Средние частоты (до 500 Гц)	4 и 8 мс (грубые)	В конце вдоха

6. Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А. // Физиология человека. — 1997. — Выпуск 4. — С. 133-135.
7. Кулаков Ю.В., Горшков С.В., Коренбаум В.И. // Здоровье. Медицинская экология. Наука. — 2002. — №4-5.-С. 67-68.
8. Кулаков Ю.В., Малышенко И.Ю., Коренбаум В.И. // Пульмонология. — 2002. — № 5. — С. 29-32.
9. Почекутова И.А., Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Авдеева Е.В., Тагильцев А.А. // Физиология человека. — 2001. — Т.27, № 4. — С. 61-65.
10. Редерман М.И. // Тер. архив. — 1989. — Т. 9, № 4. — С. 113-116.
11. Ademovis E., Pesquet J.C., Charbonneau G. // Technol. Health. Care. — 1998. — Vol. 6, No. 1. — P. 53-56.
12. Baughman R.P., Loudon R. G. // Am. Rev. Respir. Dis. — 1989. — Vol. 139. — P. 1407-1409.
13. Chardonneau G., Meslier N., Racineux J.L. // Eur. Respir. J. — 1995. — Vol. 8, No. 11. — P. 1942-1948.
14. Doherty M.J., Spence D.P., Graham D., Sun X.Q. et al. //Thorax. — 1998. — Vol. 53. —P. 230-231.
15. Epler G.R., Carrington C.B., Gaensler E.A. // Chest. — 1978. — Vol. 73. — P. 33-339.
16. Ertell P., Lawrence M., Brown R.K., Stern A.M. //Circulation. — 1966. — Vol. 34. — P. 99-909.
17. Gavriely N.//Rev. Respir. Dis. — 1983. — Suppl. 127- P. 253.
18. Gavriely N., Nissan M., Cugell D. W., Rubin A.H. // Eur. Respir. J. — 1994. — Vol. 7. — P. 35-42.
19. Kraman S.S., Hamm G.//Ann. Intern. Med. — 1999. — Vol. 21, No. 12. — P. 963-967.
20. Kraman S.S., Wodicka G.R., Kiyokawa H., Pasterkamp H.//Biomed. Instrum. Technol. — 2002. — Vol. 36, No. 3. — P. 177-182.
21. Pasterkamp H., Kraman S.S., Wodicka G.R. //Am. Journal Respir. Crit.Care Med. — 1997. — Vol. 156. — P. 974-987.
22. Postiaux G., Lens E. // Rev. Mal. Respir. — 1999. — Vol. 16. — P. 1075-1090.
23. Robertson A.J.//Lancet. — 1957. — Vol. 2. — P. 417-421.
24. Rossi M., Vannuccini L. // Technol. Health Care. — 1998. — Vol. 6. — P. 91-97.
25. Sun X., Cheetham B.M., Earis J.E. // Technol. Health. Care. — 1998. — Vol. 6. — P. 3-10.
26. Wilkins R.L. // Respir. Care. — 2004. — Vol. 49, No. 12. — P. 1488-1489.
27. Wilkins R.L., Dexter J.R., Smith J.R.//Chest. — 1984- Vol. 85 — P. 523-525.
28. Workum F.T., Cholford S.K., Debono E., Murphy R.L.H. //Am. Rev. Respir. Dis. — 1982. — Vol. 126. — P. 347-353.

Поступила в редакцию 21.01.05.

CURRENT PROBLEMS OF SOUFFLE ANALYSIS

A.I. Itskovich, E. Yu. Shumarova, V.I. Korenbaum
Vladivostok State Medical University,
Children's Municipal Clinical Hospital
(Vladivostok), Pacific Institute of Oceanology
(FEB RAS, Vladivostok)

Summary — The paper provides a literature review regarding apparatus-based diagnostics of souffle. The authors discuss various methods of registering sound signals and a possibility of localising souffle source, as well as show the potential for further computer-based development of this technique. As a conclusion, they say that apparatus-based auscultation of lungs is a promising high-quality method that guarantees the diagnostic criteria to be objective. Furthermore, as the treatment-and-diagnostic institutions become more computerised, there will be some prerequisites for wide application of this method in the clinical practice.

Pacific Medical Journal, 2005, No. 2, p. 11-13.