

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.