

Н.П. МУСТЕЦОВ, канд. техн. наук, проф.,
В. АБУСАБХА, аспирант ХНУРЭ,
О.В.ВЬЮНИК

ДИАГНОСТИКА ЛЕГОЧНЫХ ПАТОЛОГИЙ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ПУЛЬМОФОНОГРАФИИ

В роботі приведено результати досліджень можливостей методу пульмофонографії легенів, а також приведено експериментальні дані отримані за допомогою оригінальної системи ПФГ-досліджень.

In work adduce research results of capability of pulmonographic method, was examine, adduce experimental data, which was receive with help of original system PFG - research.

Актуальность. Профилактика, диагностика и лечение заболеваний легких находятся в ряду главных проблем практической медицины. Это обусловлено все еще широкой распространенностью легочных заболеваний, разнообразием форм патологических состояний легких, тяжестью заболеваний и их последствий.

Наряду с должной оценкой клинических данных большую роль в терапии заболеваний легких и плевры отводят изучению регионарных функциональных параметров внешнего дыхания с использованием функциональных методов исследования.

Использование, в частности в хирургической клинике, таких высокоинформативных методов, как радиоспирография, сцинтипневмография и масс-спектрометрия, лимитируется в связи с тем, что это требует дорогостоящей аппаратуры. Возможность использования менее сложных, "ненагруженных" для организма, но одновременно высокоинформативных методов оценки регионарных функций легких представляется чрезвычайно актуальной. Подобным количественным методом локального исследования легких является активный акустический метод пульмофонографии.

Сущность метода пульмофонографии (ПФГ) заключается в подаче в легкие звукового сигнала определенной частоты и интенсивности, колебания которого после прохождения по воздуху, заполняющему легкие, поглощения легочной тканью и модулирования дыханием, воспринимаются микрофоном на поверхности грудной клетки и регистрируются ЭВМ.

Огибающая сигнала, поступающего с микрофона – пульмофонограмма – является тем экспериментальным материалом, по которому врач должен судить о функционировании участка легких.

Привязка параметров ПФГ к параметрам локального дыхания в соответствии с физической картиной прохождения звука по легким позволяет решить основные задачи локальной диагностики легких, в частности,

выявление физиологических закономерностей локальной вентиляции легких в норме и патологии, количественная оценка локальной вентилируемости и неравномерности вентиляции легких.

Анализ литературы. Оценку регионарных вентиляции и воздушности легких можно проводить на основе качественного и количественного анализа данных пульмофонографического исследования [1] с использованием аппаратуры регистрации ПФГ [2]. При качественном анализе изучают форму и амплитуду колебания пульмофонографических кривых различных участков легких больного. С целью количественной оценки, с использованием соответствующих математических формул, определяют следующие показатели:

- относительную локальную удельную вентиляцию Δw_n в каждом из бронхолегочных сегментов (ОЛУВ) (характеризует степень интенсивности вентиляции данного участка по сравнению с другими);
- неравномерность вентиляции $D \Delta w_n$ в каждом и обоих легких;
- относительный локальный удельный объем w_n каждого исследуемого участка легкого (ОЛУО) (количественное представление о степени воздухонаполненности участка паренхимы);
- удельную вентиляцию каждого легкого и др.

Сопоставление результатов исследований с клиничко-рентгенологическими дает возможность выявлять различные формы нарушений бронхиальной проходимости, что является одним из наиболее действенных мероприятий в борьбе с острой дыхательной недостаточностью. После резекции участка легкого метод пульмофонографии позволяет объективно оценить функциональное состояние и резервные возможности остающихся у больных легких, что обеспечивает им рациональную реабилитацию [2].

Существующая аппаратура и методы ПФГ обеспечивают визуализацию сигнала режимы полуавтоматического анализа [1, 2]. В тоже время современные компьютеры имеют развитую систему аппаратных средств [3, 4], математических методов и программного обеспечения [5 – 7] ввода и обработки звуковых сигналов, которыми по сути являются сигналы ПФГ.

Целью работы является исследование возможностей метода ПФГ с максимальным использованием возможностей ЭВМ. Медицинской задачей является функциональная диагностика легких на основе определения показателей локальной вентиляции.

Структурная схема установки. На рис. 1 приведен внешний вид системы для компьютерной пульмофонографии. Функциональная схема системы приведена на рис. 2.



Рис. 1. Внешний вид экспериментальной установки

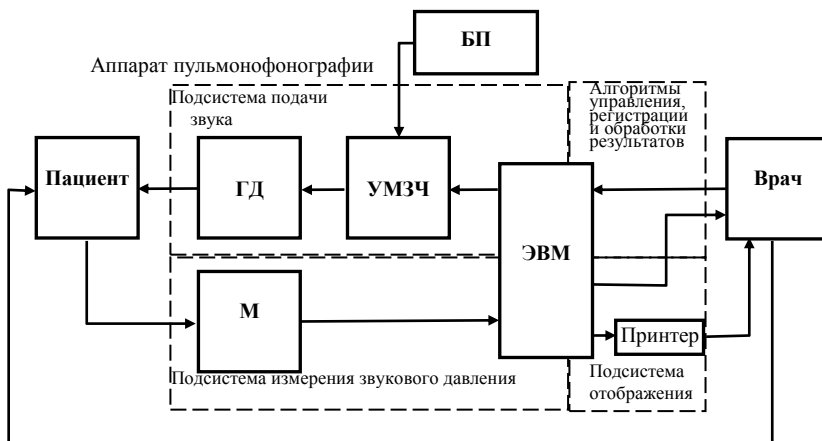


Рис. 2. Функциональная схема установки

Система ПФГ состоит из следующих блоков: миниатюрный электретный микрофон (М); динамический громкоговоритель 5ГДШ-4 (ГД); усилитель мощности звуковой частоты (УМЗЧ); блок питания для блока УМЗЧ напряжением 12 В; ЭВМ IBM PC (звуковая карта, либо встроенный аудиоконтроллер AC'97, тактовая частота 850 МГц, емкость оперативной памяти 256 Мб, винчестер на 20 Гб; ОС Windows 98/2000/XP; принтер.

В подсистему подачи звука входят: генератор звуковой карты компьютера, дающий электрические колебания необходимой формы и

частоты (Wave Table синтезатор [4]); усилитель мощности звуковой частоты; динамический громкоговоритель 5ГДШ-4.

Динамический громкоговоритель и усилитель мощности конструктивно объединены в один узел.

В дыхательной циркуляционной системе прибора (в начале линии вдоха) устанавливается главный элемент подсистемы подачи звука – динамический громкоговоритель. Он заключен в кожух из пенопласта, предназначенный для направления звукового потока в трубку и для уменьшения утечек звука в окружающую среду.

Для предотвращения действия переменного давления воздуха, в циркуляционной системе при дыхании на диффузор, в кожухе предусмотрены отверстия, соединяющие воздушные объемы по обе стороны диффузора громкоговорителя.

В комплексе ПФГ УМЗЧ выполнен в виде субблока. Устройство соответствует 1 классу сложности по ГОСТ24863-81, для которого диапазон воспроизводимых частот лежит в пределе 30-20000 Гц и коэффициент гармоник во всем диапазоне не превышает 1%. Расчет еще одного важного параметра усилителя как входное сопротивление составил $R_{вх} = 700 \text{ кОм}$ (в то время как сопротивление звуковой карты $Z_{зк} = 600 \text{ Ом} \div 2 \text{ кОм}$). Такие показатели являются достаточными для качественного воспроизведения синусоидального сигнала с минимальными искажениями.

УМЗЧ подключается с помощью концентрического штекерного соединителя к выходу звуковой карты компьютера (Line Out) [3].

В подсистему измерения звукового давления входят: электретный микрофон JF-113, заключенный в звукоприемник, который герметично изолирует участок грудной клетки при записи, ЭВМ. Поскольку динамический громкоговоритель и усилитель мощности конструктивно объединены в один узел, была произведена конструкторско-технологическая разработка данного оригинального элемента аппарата. Остальные блоки структурной схемы аппарата (микрофон и ЭВМ) являются стандартными изделиями, требующие лишь выбора определенных параметров.

Программное обеспечение. В программное обеспечение (ПО) входят следующие программные продукты: стандартная программа Microsoft Windows Регулятор громкости, Sound Forge 5.0, Winamp 2.75. Обработка и анализ пульмофонограмм, преобразованных в электрические сигналы, выполнялась на основе использования пакета «MatLab 6.5» и ряда оригинальных программ. ПО позволяет: генерировать звуковой сигнал с необходимой формой, частотой и уровнем; записывать звуковой сигнал, соответствующий пульмофонограмме; представлять исследуемый сигнал как функцию времени и прослушивать его с помощью звуковых колонок; «очищать» сигнал пульмофонограммы от звуков сердца и дыхательных шумов с помощью фильтра; выделять огибающую пульмофонографического

сигнала; производить качественный и количественный анализ ПФГ; документировать пульмофонограммы и все показатели в цифровой и аналоговой форме.

Методика исследования. Рабочая частота 80 Гц и синусоидальная форма сигнала выбрана по следующим причинам: колебания более высоких частот имеют большое затухание в легких, потому для надежной регистрации сигнала необходимо подавать в верхние дыхательные пути колебания большой интенсивности, создающие дыхательный дискомфорт; подача звука меньших частот сопряжена с необходимостью тщательной защиты от помех (более низкие частоты сильно маскируются сердечными тонами и наводками по сети); синусоида – единственный сигнал, который не искажается в линейных системах, что важно при детектировании огибающей сигнала.

Звуковые колебания интенсивностью 60 дБ возбуждаются динамическим громкоговорителем и подаются в трубку. Конец трубки подсоединяется с помощью загубника к пациенту. Для герметизации и устранения потерь звука нос пациента закрывается носовым зажимом. Следует отметить, что звук такой частоты и интенсивности человек воспроизводит при громком разговоре, поэтому при исследовании пациент не испытывает чрезмерной звуковой нагрузки.

Перед тем как производить непосредственно запись пульмофонограмм необходимо провести настройку аппаратной и программной частей установки. При исследовании различных пациентов звуковое давление должно быть одинаковым, чтобы можно было получать сопоставимые результаты. Для этого в трубке имеется отверстие для установки микрофона. Уровень звукового сигнала на входе в верхние дыхательные пути контролируется микрофоном и корректируется с помощью программы "Регулятора громкости" на ПЭВМ.

Частота и интенсивность звуковых колебаний, постоянные в процессе исследования, могут быть изменены исследователем. Величина звукового давления в трубке, т.е. звукового давления на входе в верхние дыхательные пути, контролируемого с помощью микрофона, зависит от суммарного импеданса (сопротивления прохождению звуковых колебаний) отвода и всей системы дыхательного аппарата человека, через которую проходят звуковые колебания. Импеданс отвода постоянен и один и тот же при исследовании различных пациентов, поэтому величина звукового давления на входе (при постоянной мощности излучения громкоговорителя) определяется импедансом дыхательного аппарата человека. В настоящее время твердо установлен факт практически полного постоянства звукового давления на входе при дыхании [1].

Запись ПФГ происходит в программе Sound Forge. После записи ПФГ во всех 14-ти стандартных отведениях [1], результаты измерений сохраняются в соответствующих файлах в рабочем каталоге пациента.

При выполнении центральным процессором программы записи звука, цифровые данные поступают в оперативную память компьютера в специальном формате PCM [5, 6] (Pulse Code Modulation – импульсно-кодовая модуляция) в следующем режиме кодирования: 8 бит, моно, частота дискретизации 8000 Гц.

Файл сохраняется на жестком диске с расширением wav. Программа Sound Forge позволяет редактировать экспериментальную кривую (рис. 3).

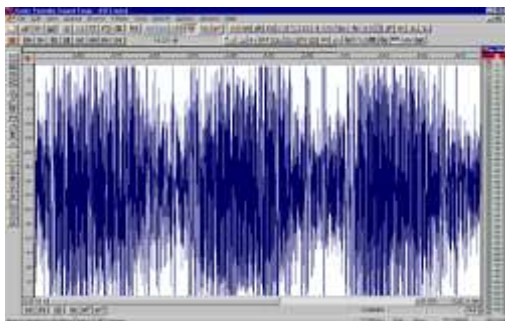


Рис. 3. Звуковой сигнал ПФГ

После открытия соответствующего файла и просмотра кривой следует выбрать наиболее удачный участок записи. Следующим этапом обработки сигнала будет считывание wav-файлов в MATLAB по определенному алгоритму, результатом чего будет матрица отсчетов сигнала, представленные целыми числами. В звуковых файлах отсчеты сигнала представлены целыми числами, лежащими в диапазоне $-128 \dots +128$ (8 бит на отсчет) либо $-32768 \dots +32767$ (16 бит на отсчет). MATLAB нормирует эти значения, приводя их диапазону $-1 \dots +1$ [7].

С помощью программных средств пакета MATLAB сигнал детектируется, в результате чего выделяется низкочастотный сигнал (частота сигнала соответствует частоте дыхания), который соответствует пульмофонограмме (рис. 4, 5).

Анализ ПФГ производится в два этапа: первичная обработка всех сигналов за один дыхательный цикл, определяя P_{\max} , P_{\min} и P_0 ; вторичная обработка полученных данных по программе определения локальных, регионарных, интегральных параметров функционирования легких. Изучение сравнительной характеристики неравномерности локальной вентиляции можно проводить на основании анализа гистограмм, которые позволяют судить об определенной закономерности распределения коэффициентов локальной вентилируемости.

Удобным для врача является использование дисплея компьютера, на котором в соответствии расположению микрофона на грудной клетке (стандартные точки), высвечиваются световые сигналы, интенсивность

которых пропорциональна значениям коэффициентов локального функционирования. При этом создается картина распределения локального параметра, которая может использоваться врачом для визуальной оценки состояния и функционирования различных участков легких.

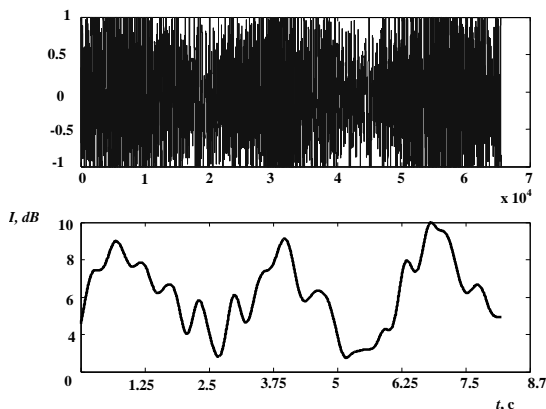


Рис. 4. «Одногорбая» пульмофонограмма

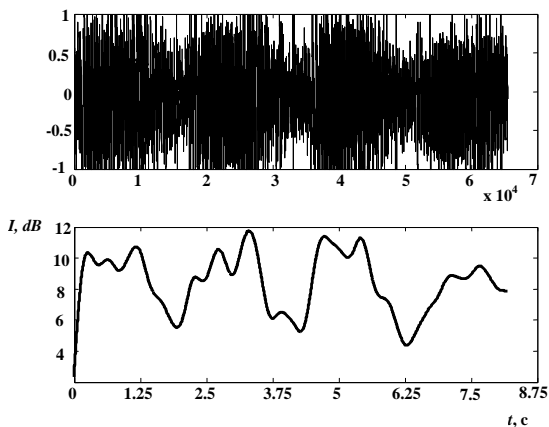


Рис. 5. «Двугорбая» пульмофонограмма

Процедура регистрации пульмофонограмм сопровождается электронным документированием данных. Процесс документирования организован с помощью средств СУБД (система управления базами данных). Это существенно упрощает ввод в компьютер, просмотр и обновление данных на основе специально разработанных форм. Кроме того, имеется возможность выборки и сортировки сведений из базы данных по определенным признакам

(например, по типу заболевания), что облегчает систематизацию накопленной информации и ее последующий статистический анализ. Современные СУБД позволяют встраивать в базы данных аудио- и видеообразы и графическую информацию. Таким образом, подобная система позволяет быстро выдавать оперативную и ранее накопленную информацию о заболеваниях пациентов.

В настоящее время система пульмофонографии проходит испытания в отделе пульмонологии детской клинической больницы №7. Полученные результаты показали высокую эффективность метода для качественного дифференцирования легочных патологий. Однако, для использования всех возможностей метода и внедрения его в медицинскую практику необходимо уточнить расчетные формулы, полученные для идеальных моделей распространения звука в легких [8], определения количественных показателей дыхания.

Выводы. В результате проведенной работы было показано, что пульмофонография является весьма перспективным методом для функционального исследования легких у людей и широко применима во всех звеньях практического здравоохранения. Регистрация пульмофонограмм с помощью ЭВМ существенно увеличивает возможности метода и позволяет получать количественную информацию о работе легких.

Широкое использование аппарата пульмофонографии в клинической практике позволит достоверно судить об изменениях регионарной вентиляции легких при различных формах бронхолегочной патологии, обеспечит эффективный контроль за динамикой функциональной перестройки в системе внешнего дыхания, в связи с радикальными вмешательствами, с целью своевременной и адекватной профилактики и терапии осложнений.

Используемые при компьютерной пульмофонографии оборудование, программное обеспечение, протокол, процедура регистрации и документирования пульмофонограмм позволяют быстрое освоение производства аппарата и его применение в медицинских учреждениях без больших финансовых затрат.

Список литературы: 1. *Немеровский Л.И.* Пульмофонография. – М.: Медицина, 1981. – 160 с. 2. Аппаратура для функциональной диагностики легких. Научн.тр. ВНИИМП. – М.: Медицина, 1984. – 47 с. 3. *Гук М.* Аппаратные интерфейсы ПК: Энциклопедия. – М.: Мир Компьютера, 2003. – 527 с. 4. Программирование звуковой платы // Ваш компьютер. – 2003. – № 5. – С. 6–29. 5. *Кинтцель Т.* Руководство программиста по работе со звуком. – СПб.: Питер Пресс, 2000. – 431 с. 6. *Радзишевский А.* Компьютерная обработка звука. – СПб.: Питер Пресс, 2000. – 239 с. 7. *Сергиенко А.Б.* Цифровая обработка сигналов. – СПб.: Питер Пресс, 2002. – 608 с. 8. *Мустецов Н.П., Абусабха В.* Модель распространения акустической волны по трахеобронхиальному дереву легких // Проблемы бионики. – 2003. – Вып. 59. – С. 97–106.

Поступила в редакцию 17.04.04