

# УЗ-АНАЛИЗАТОР КОНЦЕНТРАЦИИ УГЛЕКИСЛОГО ГАЗА В ВЫДЫХАЕМОМ ВОЗДУХЕ

**Сегодня в различных областях медицины существует острая потребность в капнографах – приборах для измерения концентрации углекислого газа в выдыхаемой человеком газовой смеси. Основные сферы их применения – функциональная диагностика (выявление патологических состояний легких и бронхов, сердечно-сосудистой системы пациента), анестезиология и реанимация (контроль функционирования организма в ходе операции или в послеоперационный период). Отечественными производителями пока еще не освоено серийное производство капнографов, а стоимость зарубежных достигает 2–5 тыс. долл., поэтому оснащенность ими медицинских учреждений оставляет желать лучшего. В этих условиях освоение производства относительно недорогих анализаторов  $\text{CO}_2$  в выдыхаемом воздухе – одно из перспективных направлений развития отечественного медицинского приборостроения.**

**П**ринцип действия капнографов зарубежных фирм и немногих отечественных разработок основан на бездисперсионном поглощении ИК-излучения (ИК-абсорбционный метод). Реализация этого метода сопряжена с рядом технологических трудностей – изготовление и настройка оптической схемы, необходимость исключения погрешностей показаний датчика ИК-излучения, связанных с его зависимостью от температуры, водяного пара и т.п. Все это обуславливает высокую стоимость капнографов. В качестве альтернативного способа измерения предложено использовать метод, основанный на определении коэффициента поглощения газовой средой, содержащей  $\text{CO}_2$ , УЗ-излучения. В этом случае оптическая схема не нужна, благодаря чему существенно упрощается конструкция измерительной камеры и снижается стоимость устройства.

Метод основан на том известном факте, что коэффициенты поглощения ультразвука углекислым газом и атмосферным воздухом значительно различаются (например, коэффициент УЗ-поглощения углекислого газа на частоте 300 кГц приблизительно в 25 раз больше, чем у атмосферного воздуха [1]). Поэтому даже незначительное замещение



С.Вихров,  
В.Курышев,  
А.Михеев

в выдыхаемом воздухе кислорода углекислым газом вызывает ощутимое изменение коэффициента поглощения всей газовой смеси. С помощью математического аппарата линейной и молекулярной акустики можно показать, что суммарный коэффициент поглощения выдыхаемым воздухом ультразвука определенной частоты состоит из двух составляющих:

$$\alpha = \alpha_B + \alpha_x \quad (1)$$

где  $\alpha_B$  – коэффициент поглощения атмосферного воздуха,  $\alpha_x$  – его приращение, пропорциональное содержанию  $\text{CO}_2$ . Таким образом, измеряя величину  $\alpha_x$ , можно определить концентрацию углекислого газа  $C_x$  в выдыхаемом воздухе.

Проточный (измеряющий концентрацию непосредственно на выходе дыхательных путей пациента) абсорбционный УЗ-анализатор концентрации  $\text{CO}_2$  в выдыхаемом воздухе можно разбить на два основных узла – измерительный тракт и тракт обработки данных (см. рис.). В измерительный тракт входит измерительная камера с пьезодатчиком, отражателем УЗ-сигнала, датчиком температуры и нагревателем. Кроме того, измерительный тракт содержит генератор импульсов, усилитель, электронный ключ, пиковый детектор и блок термостатирования. В тракт обработки данных входят логарифмирующий преобразователь, микроконтроллер, блок индикаторов, ЦАП и источник опорного напряжения (ИОН).

Генератор измерительного тракта с некоторой периодичностью вырабатывает импульсы, преобразуемые пьезодатчиком в акустические волны, которые возвращаются отражателем на пьезодатчик и преобразуются в электрический сигнал, поступающий на усилитель. При приеме усилителем отраженного сигнала микроконтроллер замыкает электронный ключ. В результате пиковый детектор выделяет амплитуду только усиленного отраженного сигнала и напряжение на его выходе равно

$$U_x = U_{изл} \cdot K \cdot \exp(-2 \cdot \alpha \cdot l), \quad (2)$$

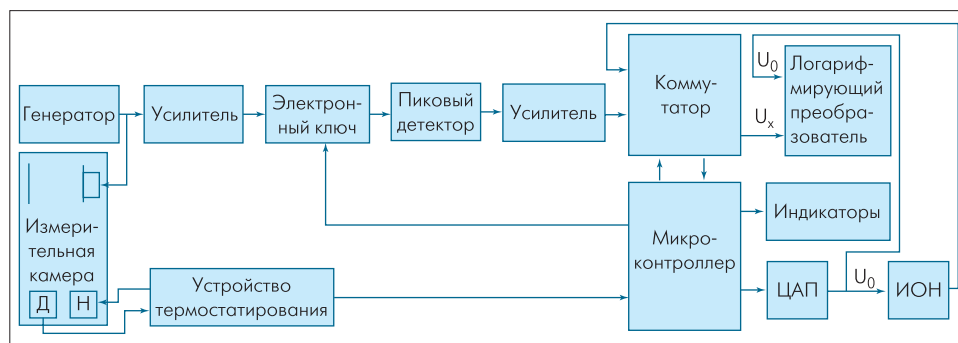
где  $U_{изл}$  – амплитуда излучаемого импульса,  $l$  – расстояние между пьезодатчиком и отражателем и  $K$  – коэффициент передачи измерительного тракта.

Для поддержания одинаковых температурных условий измерения и исключения конденсации влаги на поверхности пьезодатчика блок термостатирования при помощи датчика температуры и нагревателя поддерживает температуру стенок измерительной камеры, равной 39°C.

Тракт обработки данных по величине выходного напряжения  $U_x$  вычисляет концентрацию  $\text{CO}_2$ . Чтобы преобразовать экспоненциальную зависимость детектируемого напряжения  $U_x$  от коэффициента поглощения в линейную, в схему введен логарифмирующий преобразователь, длительность импульса  $T_x$  на выходе которого равна

$$T_x = \tau \cdot \ln(U_0/U_x), \quad (3)$$

где  $\tau$  – постоянная времени преобразователя и  $U_0$  – постоянное напряжение, соответствующее нулевой концентрации  $\text{CO}_2$ .



**Блок-схема УЗ-анализатора**

Процедура преобразования инициируется микроконтроллером, после чего длительность полученного импульса  $T_x$  преобразуется в числовой код. Длительность импульса пропорциональна величине  $\alpha_x$ , только если  $U_0$  соответствует поглощению в отсутствие  $\text{CO}_2$  в атмосферном воздухе, т.е. значению выходного напряжения после "установки нуля". Для выполнения этого условия микроконтроллер в момент отсутствия в измерительной камере выдыхаемой смеси подключает к входу преобразователя измерительный тракт (предполагается, что в этом случае содержание  $\text{CO}_2$  в атмосферном воздухе равно нулю) и при помощи ЦАП подбирает значение  $U_0$ , равным напряжению измерительного тракта:

$$U_0 = U_{\text{изл}} \cdot K \cdot \exp(-\alpha_v \cdot l). \quad (4)$$

Несложно показать, что в этом случае после подключения измерительного тракта длительность импульса, получаемого при наполнении измерительной камеры атмосферным воздухом, равна нулю, а при выдохе — прямо пропорциональна величине  $\alpha_x$ :

$$T_x = \tau \cdot \alpha_x. \quad (5)$$

Для линеаризации зависимости приращения коэффициента поглощения УЗ-излучения углекислым газом  $\alpha_x$  от его концентрации  $C_x$  проводится градуировка устройства. В процессе градуировки газовая смесь, имитирующая состав выдыхаемого воздуха с известной концентрацией углекислого газа  $C_n$ , закачивается в измерительную камеру, после чего напряжение на выходе ИОН настраивается равным напряжению измерительного тракта. ИОН представляет собой прецизионный делитель напряжения, нагруженный на выход ЦАП с напряжением  $U_0$ , поэтому значения напряжения на его выходе — результат деления  $U_0$  на некоторый постоянный коэффициент.

Напряжение на выходе ИОН с помощью коммутатора подается на логарифмический преобразователь, на выходе которого формируется импульс длительностью  $T_n = \tau \alpha_n$  ( $\alpha_n$  — приращение коэффициента поглощения поверочной газовой смеси). Значение длительности, в свою очередь, преобразуется в код, хранимый в памяти микроконтроллера.

В рабочем режиме концентрация углекислого газа  $C_x$  вычисляется следующим образом:

$$C_x = \frac{C_n}{T_n} \cdot T_x. \quad (6)$$

Измеренные значения концентрации отображаются блоком индикаторов.

В процессе работы устройства во время каждого вдоха после наполнения измерительной камеры атмосферным воздухом повторно "устанавливается нуль", что позволяет учесть уход параметров измерительного канала и изменение внешних условий. Текущая фаза дыхания выделяется путем анализа формы кривой капнограммы в реальном времени. Кроме того, для коррекции ухода параметров элементов схемы периодически опрашивается выход ИОН. Поскольку напряже-

ние  $U_0$  отражает изменение коэффициента поглощения воздуха и одновременно служит эталоном для ИОН, после каждой "установки нуля" значение выходного напряжения ИОН изменяется, т.е. корректируется передаточная характеристика всего прибора.

Изготовлен макет анализатора углекислого газа в выдыхаемом воздухе, предназначенного для использования в функциональной диагностике. Измерительная камера (внутренний объем  $\sim 1 \text{ см}^3$ ) размещена внутри фторопластового цилиндрического корпуса и соединена с электронным блоком гибким кабелем. При проведении измерений к корпусу измерительной камеры для надежного контакта с дыхательными путями пациента присоединяется резиновая маска.

Для детального анализа капнограммы УЗ-анализатор можно подсоединить к ПК. Предусмотрена также возможность записи капнограмм в энергонезависимую память. Анализатор имеет следующие характеристики:

Диапазон измеряемых концентраций $\text{CO}_2$ , % об. доли	0–9,9
Относительная погрешность, % от измеряемой величины	не более 5*
Время измерения, мс	10
Потребляемая мощность, Вт	не более 4
Связь с ЭВМ	через RS-232
Габаритные размеры, мм:	
устройство индикации и управления	170x100x35
измерительная камера	85x30
блок питания	120x90x55
Масса, кг:	
устройство индикации и управления	0,4
измерительная камера с дыхательной маской	0,15

\*Приведенное значение погрешности измерения гарантировано для диапазона атмосферного давления  $760 \pm 38$  мм рт. ст. и температуры 10... 35°C.

Погрешность главным образом связана с изменениями атмосферного давления. С помощью встроенного датчика атмосферного давления или ручного ввода его значения и последующей коррекции она может быть снижена до 2 %. Тем не менее, по величине погрешности измерения прибор не уступает малогабаритным капнографам зарубежного производства, основанным на ИК-абсорбционном методе. При этом время измерения концентрации УЗ-анализатором гораздо меньше, чем у зарубежных анализаторов, что позволяет реализовать более высокую частоту опроса и, следовательно, обеспечить более качественный анализ капнограмм. Наиболее близкий по своим функциям УЗ-анализатор — малогабаритный проточный капнограф Tidal Wave фирмы Novamatrix (США) [4], позволяющий определять концентрацию  $\text{CO}_2$  в диапазоне 0–10 % об. доли с погрешностью не хуже 5 %. Время измерения его равно 60 мс.

Испытания макета УЗ-анализатора в отделении функциональной диагностики областной клинической больницы Рязани подтвердили возможность применения прибора в медицинской практике.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Ультразвук. Маленькая энциклопедия/Под ред. И. П. Голямина. — М.: Советская энциклопедия, 1979.
2. Красильников В.А., Крылов В. В. Введение в физическую акустику. — М.: Наука, 1984.
3. Курышев В.В. Экспериментальное определение акустических параметров выдыхаемого воздуха. — Вестник Рязанской Государственной радиотехнической академии, 2001, вып. 8.
4. [www.novamatrix.com/products/](http://www.novamatrix.com/products/)