

## Система осушения газовых проб для лазерных газоанализаторов

Ю.В. Кистенев<sup>1</sup>, А.Н. Куряк<sup>2</sup>, М.М. Макогон<sup>2</sup>, Ю.Н. Пономарев<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> ГОУ ВПО «Сибирский государственный медицинский университет»  
634050, г. Томск, ул. Московский тракт, 2

<sup>2</sup> Институт оптики атмосферы им. В.Е. Зуева СО РАН  
634021, г. Томск, пл. Академика Зуева, 1

Поступила в редакцию 25.04.2011 г.

Описаны результаты моделирования и конструкция устройства для осушения газовых проб и нормализации процесса отбора пробы выдыхаемого пациентом воздуха.

*Ключевые слова:* подготовка пробы, осушение, газовый анализ; preparation of sample, dehumidification, gas analysis.

Лазерный многоволновый анализ газовых смесей широко используется при мониторинге состава атмосферы, в экологии, неинвазивной медицинской диагностике и т.п. [1–3]. В случаях, когда детектируются молекулярные соединения в малых концентрациях в природных газовых средах, например атмосферный или выдыхаемый воздух или технологические газовые смеси, наличие в пробе водяных паров дает вклад в регистрируемое селективное или неселективное поглощение и существенно влияет на определение концентраций искомых газов из-за перекрытия полос и линий поглощения [1, 2, 4]. Кроме того, присутствие в воздухе большого количества водяного пара влияет на работу газоанализаторов: например, в приборах, работающих на оптико-акустическом принципе, сигнал сильно зависит от концентрации паров воды вследствие их влияния на время колебательной релаксации исследуемых молекул в многокомпонентном газе [5].

Газообмен человека с окружающей средой затрагивает практически все процессы в организме, при этом в выдыхаемом воздухе могут содержаться до 3000 различных летучих органических веществ (ЛОВ) [6], которые несут информацию об особенностях протекания метаболических процессов у конкретного индивидуума. Наряду с количественным анализом состава выдыхаемого воздуха важной задачей является унификация условий измерений, которые в ряде случаев [3] могут существенно влиять на концентрацию определенных ЛОВ. В настоящее

время существуют рекомендации по измерению NO [7, 8] и CO [9], которые определяют величину нагрузки и скорость выдоха. Эти же рекомендации могут использоваться и при анализе других ЛОВ.

Уменьшить содержание влаги можно, связывая ее с помощью химических поглотителей или путем вымораживания. Второй путь представляется более обоснованным, так как не требует никаких расходных материалов. С учетом вышесказанного в ИОА СО РАН и ГОУ ВПО СибГМУ Минздравсоцразвития России для разрабатываемой методики диагностики заболеваний человека по спектроскопическому анализу выдыхаемого воздуха была сконструирована и изготовлена система осушения газовых смесей и подготовки проб выдыхаемого пациентом воздуха, включающая в себя:

- блок осушения,
- блок забора и нормализации потока,
- дифференциальный манометр АИР20/М2 с блоком питания напряжением 12 В,
- побудитель расхода воздуха LifeTech Aquarium air ramp 9830.

Схема воздушного тракта системы показана на рис. 1, общий вид – на рис. 2.

*Блок осушения* является ключевым компонентом системы. В процессе его разработки было проведено экспериментальное моделирование, позволившее выбрать материал и конструкцию сменной трубки, количество элементов Пельтье, режим их электропитания и охлаждения, что и определило конструкцию блока.

В качестве сменной трубки опробованы медная и полиэтиленовая трубки одинакового сечения. Хотя металлическая трубка обеспечивает лучшую теплопередачу, конечная влажность воздуха на выходе блока при прочих равных условиях уменьшается незначительно, поэтому мы остановились на более

\* Юрий Владимирович Кистенев (yuk@iao.ru); Алексей Николаевич Куряк (alex@asd.iao.ru); Михаил Мордухович Макогон (mmm@asd.iao.ru); Юрий Николаевич Пономарев (yurp@iao.ru).

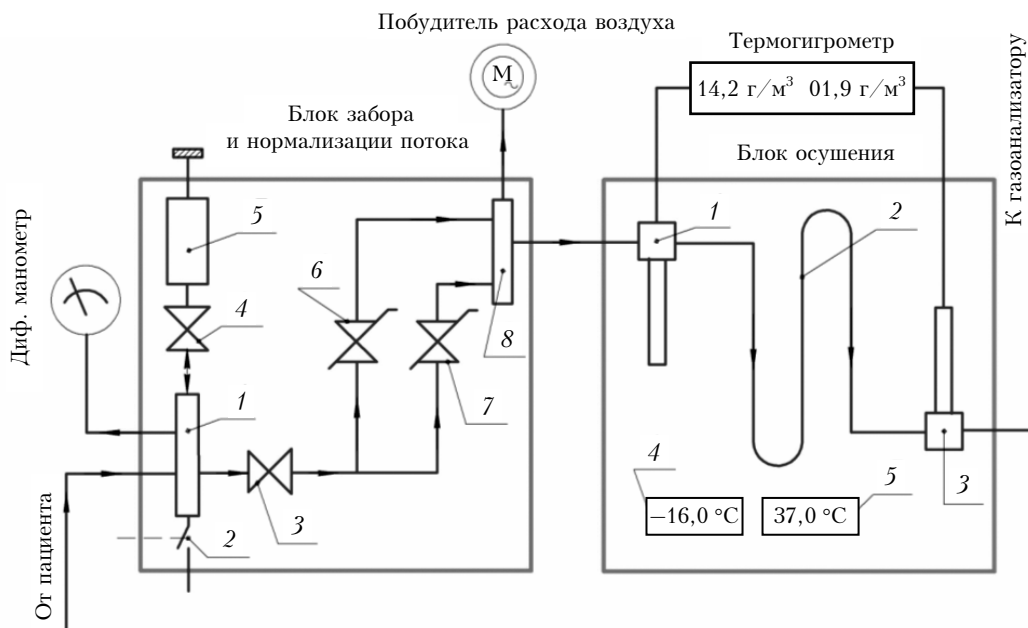


Рис. 1. Блок забора и нормализации потока: 1 – входной коллектор; 2 – выпускной клапан; 3 – вентиль отсечки воздушной магистрали; 4 – вентиль отсечки балластной емкости; 5 – балластная емкость; 6 – малопроходный ротаметр; 7 – высокопроходный ротаметр; 8 – выходной коллектор. Блок осушения: 1 – входной датчик влажности; 2 – охлаждаемая трубка; 3 – выходной датчик влажности; 4, 5 – измерители температуры охлаждаемой и нагреваемой части

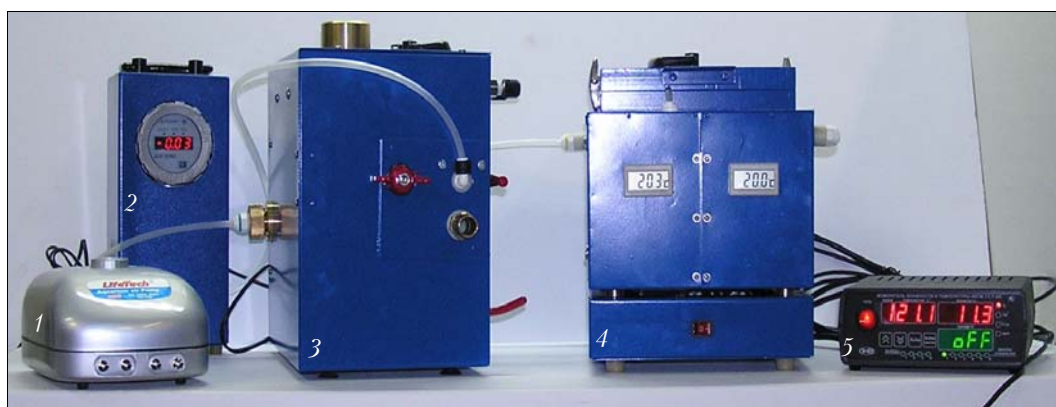


Рис. 2. Общий вид прибора: 1 – побудитель расхода воздуха; 2 – дифференциальный манометр; 3 – блок забора и нормализации потока; 4 – блок осушения; 5 – термогигрометр

удобной в обработке полиэтиленовой трубке. Кроме того, использование прозрачного полиэтилена позволяет визуально легко контролировать чистоту трубки, наличие в ней конденсата и его количество.

Было изучено два варианта охлаждения трубки – с помощью четырех и двух элементов Пельтье. Для отвода тепла от элементов Пельтье использовались хорошо сочетающиеся с ними по площади прилегания охлаждаемой поверхности кулеры компьютерных процессоров. Наилучший результат получился при использовании двух элементов Пельтье с двумя кулерами на тепловых трубках. Два таких кулера обеспечивают нужный для нормальной работы элементов Пельтье съем тепла, а их вентиляторы могут быть подключены к тому же источнику питания, что и элементы Пельтье.

Напряжение питания элементов Пельтье в ходе исследований варьировалось в диапазоне 16–24 В, оптимальным оказалось напряжение 20 В. При меньшем напряжении охлаждение не обеспечивало на выходе нужную влажность воздуха. При большем напряжении охлаждение улучшается, но для поддержания стабильного во времени режима требуется увеличение съема тепла, что ведет к непропорциональному усложнению конструкции и увеличению габаритов и массы блока.

Скорость протока воздуха через сменную трубку также существенно влияет на его конечную влажность. Для диаметра трубки 6 мм концентрация паров воды на выходе составляет не более  $1,5 \text{ г/м}^3$  при концентрации на входе  $15\text{--}17 \text{ г/м}^3$  и расходе воздуха в пределах  $0,017\text{--}0,07 \text{ л/с}$ , что соответствует

рекомендованным скоростям выдоха. Увеличение скорости потока воздуха приводит к росту влажности.

Блок осушения состоит из холодильника, двух кулеров, двух термометров, двух датчиков термогигрометра ИВТМ-7/2 Р-МК и источника питания элементов Пельтье.

Холодильник выполнен в виде камеры, заполненной теплоизоляционным материалом, внутри которой находится охлаждаемая двумя элементами Пельтье пластина с пазом, куда вкладывается сменная полиэтиленовая трубка, через которую и продувается осушаемый воздух, влага из воздуха намораживается на внутренней поверхности трубки. После изъятия трубки из системы замороженная влага тает и может быть использована для анализа.

Камера одновременно является радиатором для отвода тепла, а два кулера, закрепленные снизу камеры, не дают ей нагреваться выше 40 °С. Крышка камеры крепится к корпусу двумя пружинными замками и легко снимается, обеспечивая доступ к охлаждаемой пластине.

Датчики термогигрометра закреплены снизу корпуса камеры по обоим концам сменной трубки и регистрируют влажность и температуру воздуха на входе и выходе холодильника. Термометры, расположенные сбоку на корпусе блока, показывают температуру охлаждаемой пластины и корпуса камеры, их показания служат для контроля правильности теплового режима работы холодильника.

Блок осушения является функционально законченным устройством, которым могут комплектоваться газоанализаторы любого типа и назначения.

*Блок забора и нормализации* потока выдыхаемого воздуха предназначен для выделения нужной порции воздуха при выдохе пациента и обеспечения равномерного воздушного потока со скоростью, требуемой для работы газоанализатора. Выделение нужной порции производится самим пациентом путем синхронного с началом выдоха нажатия рычага клапана сброса. Клапан открывается, в результате чего давления выдыхаемого воздуха не хватает для открытия впускного клапана и выдыхаемый воздух не поступает в воздушную магистраль, а выводится наружу. При отпускании рычага клапан сброса закрывается, давлением выдыхаемого воздуха открывается впускной клапан и, в зависимости от состояния вентилей 3 и 4 (см. рис. 1), воздух попадает либо напрямую в магистраль, либо в балластную емкость, соединенную с магистралью.

Балластная емкость обеспечивает равномерность потока воздуха, поступающего в газоанализатор, при ее периодическом пополнении дыханием пациента. В качестве балластной емкости использован установленный вертикально калибровочный шприц от спирометра. Вытеснение воздуха из шприца в магистраль и далее в газоанализатор происходит под действием груза, давящего на поршень. Выбором груза (0,5 или 1,5 кг) регулируются сопротивление выдоху, а также частота выдоха пациента, необходимая для поддержания стационарного режима измерений.

Использование двух ротаметров обеспечивает регулировку и измерение скорости воздушного потока в диапазоне 0,03–0,8 л/с. Каждый ротаметр снабжен отдельным многооборотным краном, которым осуществляется установка требуемой величины потока воздуха. Этими же кранами выбирается, какой из ротаметров, присоединенных к воздушной магистрали параллельно, будет работать при конкретном измерении.

Блок также позволяет работать без нормализации потока с использованием максимальной силы выдоха при исследовании зависимости состава выдыхаемого воздуха от фазы выхода. В этом режиме балластная емкость отключается от магистрали закрытием вентиля 4 (см. рис. 1).

*Дифференциальный манометр* предназначен для измерения сопротивления выдоху пациента. Манометр конструктивно выполнен в виде отдельного блока с источником питания, подключаемым к сети 220 В.

*Побудитель расхода* воздуха предназначен для обеспечения рекомендуемой средней скорости потока выдыхаемого пациентом воздуха.

Все компоненты системы соединяются друг с другом полиэтиленовой трубкой через быстроразъемные цанговые соединители.

Основные технические данные системы приведены ниже.

Скорость потока, л/с	0,05
Регулируемое сопротивление выдоху, см водяного столба	0,5
Концентрация паров воды на выходе из системы, не более г/м <sup>3</sup>	5–20
Температура охлаждения, не выше, °С	1,5
Питание	–14
Потребляемая мощность, ВА	220 В,
Продолжительность непрерывной работы, не менее, ч	50 Гц
Время выхода в режим, не более, мин	210
	8
	12

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке ФЦПК ГК № 02.740.11.0083 и Программы VII.66.1 СО РАН.

1. Капитанов В.А., Катаев М.Ю., Мицель А.А., Тихомиров Б.А., Фирсов К.М. Моделирование оптико-акустического газоанализатора многокомпонентных газовых смесей с тепловым источником // Оптика атмосф. и океана. 1992. Т. 5, № 4. С. 378–387.
2. Бондаренко С.Л., Долгий С.И., Зуев В.В., Катаев М.Ю., Мицель А.А., Пельмский О.А., Пташник И.В., Фирсов К.М., Шубин С.Ф. Лазерный многокомпонентный газоанализ приземного слоя атмосферы // Оптика атмосф. и океана. 1992. Т. 5, № 6. С. 611–624.
3. Silkoff P.E., Erzurum S.C., Lundberg J.O., George S.C., Marczin N., Hunt J.F., Effros R., Horvath I. ATS Workshop Proceedings: Exhaled Nitric Oxide and Nitric Oxide Oxidative Metabolism in Exhaled Breath Condensate // Proc. Amer. Thorac. Soc. 2006. V. 3, N 2. P. 131–145.
4. Агеев Б.Г., Кистенев Ю.В., Никифорова О.Ю., Никотин Е.С., Никотина Г.С., Фокин Г.А. Применение ин-

- тегральной оценки состояния объекта для анализа выдыхаемого воздуха и диагностики заболеваний человека // Оптика атмосф. и океана. 2010. Т. 23, № 7. С. 570–579.
5. Пономарев Ю.Н., Азеев Б.Г., Зигрист М.В., Кантанов В.А., Куртуа Д., Никифорова О.Ю. Лазерная оптико-акустическая спектроскопия межмолекулярных взаимодействий в газах. Томск: МГП «РАСКО», 2000. 199 с.
  6. Phillips M.T., Herrera J., Krishnan S., Zain M., Greenberg J., Cataneo R.N. Variation in volatile organic compounds in the breath of normal humans // J. Chromatography B: Biomedical Sciences and Applications. 1999. V. 729, N 1–2. P. 75–88.
  7. *Recommendations for Standardized Procedures for the Online and Offline Measurement of Exhaled Lower Respiratory Nitric Oxide and Nasal Nitric Oxide in Adults and Children—1999* // Amer. J. Respir. Crit. Care Med. 1999. V. 160, N 6. P. 2104–2117.
  8. ATS/ERS Recommendations for Standardized Procedures for the Online and Offline Measurement of Exhaled Lower Respiratory Nitric Oxide and Nasal Nitric Oxide, 2005 // Amer. J. Respir. Crit. Care Med. 2005. V. 171, N 8. P. 912–930.
  9. Zetterquist W., Marteus H., Johamesson M., Nordval S.L., Thre E., Lundberg J.O., Alving K. Exhaled carbon monoxide is not elevated in patients with asthma or cystic fibrosis // Eur. Respir. J. 2002. V. 20, N 1. P. 92–99.

*Yu.V. Kistenev, A.N. Kuryak, M.M. Makogon, Yu.N. Ponomarev.* **The dehumidification system of the samples for laser gas analyzers.**

The simulation results and design of the device for gas samples dehumidification and the process of normalization of analytical air sampling, exhaled by the patient, are described.