

Система сбора и подготовки проб выдыхаемого воздуха для медицинского лазерного оптико-акустического газоанализатора

И.В. Шерстов¹, Р.В. Пустовалова¹, К.Г. Зенов^{2*}

¹Институт лазерной физики СО РАН
630090, г. Новосибирск, пр. Академика М.А. Лаврентьева, 13/3

²ООО «Специальные технологии»
630060, г. Новосибирск, ул. Зеленая Горка, 1/3

Поступила в редакцию 14.02.2017 г.

Разработана и испытана система сбора и подготовки выдыхаемого воздуха для медицинского лазерного оптико-акустического газоанализатора. Проведено сравнительное исследование различных типов осушителей воздуха. Предложено производить осушение проб воздуха непосредственно в пробоотборном пакете путем вымораживания влаги в морозильной камере, после чего переносить осушенную пробу в газоанализатор с помощью шприца. Экспериментально показано, что при выдержке пробоотборного пакета с воздухом в течение 10 мин при температуре $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$ содержание паров воды в пробе снизилось в ~ 20 раз. Разработана схема газового тракта медицинского лазерного газоанализатора, которая позволяет производить стерилизацию внутренних поверхностей тракта с помощью озона.

Ключевые слова: лазерный оптико-акустический газоанализатор, пробоподготовка, осушение пробы выдоха пациентов; laser photoacoustic analyzer, sample preparation, drying of patient's exhalation sample.

Введение

Исследование состава выдыхаемого воздуха — важный диагностический метод в биологии и медицине. Выдыхаемый воздух весьма разнообразен по составу; он может включать порядка 600 различных летучих соединений [1], среди которых O_2 , CO_2 и его изотопы, CO , NO , NO_2 , NH_3 и др. Концентрации молекул-биомаркеров указывают на наличие / отсутствие внутренних поражений.

В настоящее время существует несколько методов, позволяющих проводить высокочувствительный анализ состава выдыхаемого воздуха. Для качественного и количественного анализа применяются электрохимические датчики, инфракрасные спектрометры, масс-спектрометры и газовые хроматографы. Дюдная лазерная спектроскопия позволяет измерять концентрации CO , NO , NH_3 , CH_4 , изотопическое отношение углерода $^{13}\text{C}/^{12}\text{C}$ в CO_2 выдыхаемого воздуха [2, 3]. Используется также метод лазерной оптико-акустической спектроскопии [4], с помощью которого производится анализ проб выдыхаемого воздуха, например у больных бронхолегочными заболеваниями [5]. В работе [6] описан лазерный оптико-акустический газоанализатор, построенный на базе параметрического генератора

света с диапазоном плавной перестройки длины волны излучения 2,5–10,8 мкм.

Анализ проб выдыхаемого воздуха затрудняет присутствие значительного количества паров воды в газовой пробе. В частности, при проведении количественного анализа методом газовой хроматографии осушение пробы является важным условием [7]. На сегодня разработано несколько методов осушения воздуха. Среди осушителей можно отметить мембранные и адсорбционные осушители, охладители, влагоотделители. При выборе метода осушения газовой пробы необходимо учитывать возможность селективного удаления паров воды без изменения количественного состава микропримесей молекул-биомаркеров в составе выдыхаемого воздуха.

Целью настоящей работы являются разработка и исследование параметров системы сбора и подготовки проб выдыхаемого пациентом воздуха для проведения оперативного газоанализа пробы воздуха с помощью лазерного оптико-акустического газоанализатора [6].

1. Экспериментальная установка

Работы проведены на экспериментальной установке, блок-схема которой показана на рис. 1, а. В качестве источника лазерного излучения использован комбинированный параметрический генератор света [8], длина волны которого плавно перестраивалась в диапазоне 2,5–10,8 мкм.

* Игорь Владимирович Шерстов (sherstov@ngs.ru);
Рута Викторовна Пустовалова (pustovalova_r@mail.ru);
Константин Георгиевич Зенов (zkg@ngs.ru).

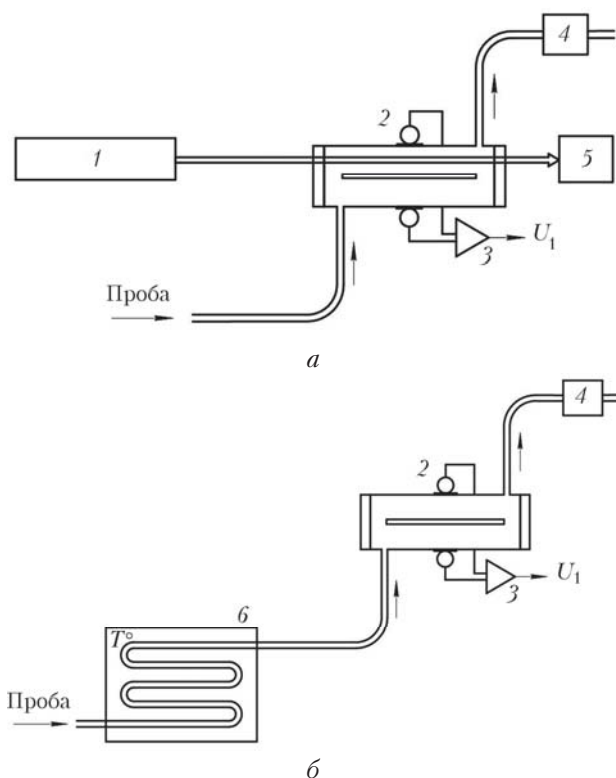


Рис. 1. Схема экспериментальной установки лазерного оптико-акустического газоанализатора (а) и экспериментального устройства для осушения пробы воздуха в потоке (б): 1 – перестраиваемый лазер; 2 – резонансный дифференциальный оптико-акустический детектор; 3 – дифференциальный усилитель; 4 – воздушный насос; 5 – измеритель мощности; 6 – охладитель

В работе использован резонансный дифференциальный оптико-акустический детектор (ОАД), подробно описанный в [9]. Подобные детекторы применялись в работах [10–12]. Для обеспечения широкополосного пропускания в качестве окон ОАД использовались две плоские пластины из ZnSe, установленные под углом Брюстера для горизонтальной поляризации излучения. Детектор заполнялся различными газовыми смесями, содержащими примеси газов-маркеров. Низшая резонансная частота ОАД составляла $f_0 \approx 1750\text{--}1800$ Гц и определялась автоматически в реальном времени [9]. Для прокачки воздуха через ОАД применялся воздушный насос (4); направление потока показано на рис. 1, а стрелками.

Лазер работал в импульсно-периодическом режиме с частотой повторения импульсов, совпадающей с резонансной частотой ОАД f_0 . Пучок лазерного излучения проходил через ОАД (см. рис. 1, а) и попадал на измеритель мощности (5). При заполнении ОАД газовой смесью с примесью поглощающего вещества благодаря поглощению импульсов лазерного излучения на определенной длине волны в оптико-акустическом детекторе формировались акустические колебания, которые регистрировались микрофонами. Амплитуда акустических колебаний в ОАД, помимо прочих факторов, пропорциональ-

на концентрации поглощающей примеси. Электрические сигналы с микрофонов ОАД поступали на дифференциальный усилитель и далее на цифровую обработку. Регистрация и обработка сигналов ОАД (U_1) и измерителя мощности производились на резонансной частоте ОАД f_0 . При этом измеритель мощности (5) использовался для нормировки сигналов ОАД по средней мощности излучения лазера.

С помощью описанной выше экспериментальной установки в интервале 2,5–10,8 мкм записан спектр поглощения комнатного воздуха при температуре 22 °С и относительной влажности 46%, который представлен на рис. 2.

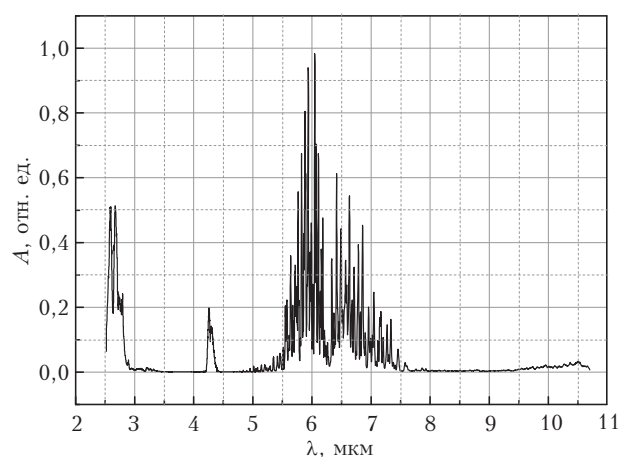


Рис. 2. Экспериментальная запись спектра поглощения комнатного воздуха

На записи видны полосы поглощения паров воды с центрами на 2,7 и 6,3 мкм, а также полоса поглощения углекислого газа с центром на 4,3 мкм, которые соответствуют данным из спектральной базы [13]. Отметим, что в пробе выдоха по сравнению с комнатным воздухом относительная влажность примерно в 2 раза выше и составляет 100%, а концентрация CO_2 увеличивается почти в 100 раз и достигает 4%.

В настоящей работе для детектирования поглощения паров воды была выбрана фиксированная длина волны излучения лазера 2,8 мкм. Средняя мощность излучения на ней при частоте повторения импульсов ~ 1750 Гц составляла ~ 20 мВт.

2. Экспериментальные результаты

В ходе работ были испытаны различные экспериментальные устройства для осушения газовых проб, которые могли быть использованы в составе медицинского лазерного оптико-акустического газоанализатора [6].

Первым был испытан адсорбционный осушитель, изготовленный в виде цилиндрической полой трубы из нержавеющей стали с внутренними размерами $\sim \varnothing 35 \times 700$ мм и заполненный гранулами цеолита. Осушитель присоединялся к входному штуцеру ОАД шлангом (см. рис. 1, а). Воздушный

насос обеспечивал слабую прокачку воздуха через осушитель и затем через ОАД со скоростью $\sim 0,1$ л/мин. В ходе эксперимента измерялась интенсивность поглощения паров воды в воздухе на длине волны 2,8 мкм. В результате эксперимента после прохождения через адсорбционный осушитель относительная влажность комнатного воздуха ($\sim 50\%$) уменьшилась примерно в 2 раза. Достигнутый уровень осушения воздуха является недостаточным для использования в медицинском газоанализаторе.

Вторым был испытан осушитель с охладителем, схема которого представлена на рис. 1, б. Подобная модель осушителя была использована в работе [14]. В настоящей работе охладитель (6) представлял собой две прямоугольные медные пластины, герметично соединенные друг с другом. Внутри одной из пластин был изготовлен змеевидный канал сечением 6×8 мм общей длиной ~ 400 мм, через который прокачивался воздух. Температура охладителя с помощью микрохолодильника (элемент Пельтье) понижалась до -9 °С. Вся конструкция была термически изолирована поролоном. Воздушный насос обеспечивал прокачку воздуха через охладитель и ОАД со скоростью $\sim 0,1$ л/мин. Выдыхаемый пациентом воздух был предварительно собран в полиэтиленовый пакет емкостью ~ 3 л. В эксперименте с использованием данного охладителя при прокачке пробы воздуха из пакета (относительная влажность 100%) зарегистрировано уменьшение интенсивности поглощения паров воды примерно в 2 раза. При этом через ~ 10 – 15 мин непрерывной прокачки воздуха внутренний объем змеевика охладителя оказался практически полностью заполнен инеем и потребовалось проведение регенерации охладителя путем его нагрева с продувкой воздухом.

Третьим был испытан мембранный осушитель на основе нафтионовых трубок (модель PD-50T-72 Perma Pure) [15]. Особенностью таких мембранных осушителей является необходимость использования потока сухого газа, который продувается через внешнюю рубашку осушителя. Для этой цели может быть применен, например, сухой сжатый воздух из баллона высокого давления. Мы испытывали схему подключения мембранного осушителя [15], в которой в качестве продувочного газа применяется поток воздуха, прошедший через осушитель. Скорость потока осушенного воздуха через ОАД составляла $\sim 0,1$ л/мин. Выдыхаемый воздух также был предварительно собран в полиэтиленовый пакет. В проведенном эксперименте с использованием мембранного осушителя зарегистрировано уменьшение интенсивности поглощения паров воды в пробе выдоха примерно в 2 раза.

Результаты описанных выше экспериментов с использованием различных осушителей оказались неудовлетворительными. Поэтому было предложено собирать выдыхаемый воздух в пробоотборный пакет (рис. 3), затем помещать пакет в морозильную камеру и вымораживать влагу из взятой для анализа пробы непосредственно в пробоотборном пакете,

после чего с помощью шприца переносить осушенную пробу воздуха в газоанализатор. При этом для дальнейших оценок полагаем, что выдыхаемый воздух, собранный в пробоотборный пакет, имеет 100% относительную влажность (точка росы) при температуре около 25 °С.

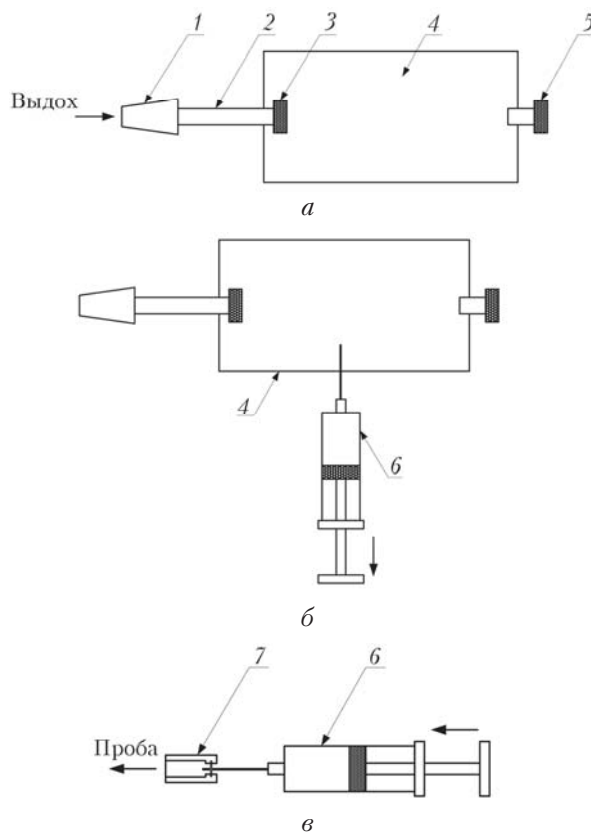


Рис. 3. Схема сбора и подготовки пробы выдыхаемого воздуха для газоанализа: а – сбор пробы выдыхаемого пациентом воздуха в пробоотборный пакет; б – забор осушенной пробы из пакета с помощью шприца после выдержки в морозильной камере; в – ввод осушенной пробы воздуха в газовый тракт лазерного газоанализатора: 1 – мундштук; 2 – соединительная трубка; 3 – обратный клапан; 4 – пробоотборный пакет; 5 – выпускной клапан; 6 – шприц с иглой; 7 – заглушка с мембраной для инъекций (in-stopper)

На рис. 4 представлена расчетная зависимость $H(T)$ содержания паров воды в воздухе от температуры при нормальном давлении и 100% влажности (точка росы), нормированная на аналогичную величину H_0 при температуре 25 °С. Зависимость $H(T)/H_0$ построена по данным из [16]. Как видно из представленного графика, содержание влаги в пробе выдыхаемого воздуха при снижении температуры с $+25$ до -10 °С уменьшится примерно в 10 раз. При дальнейшем снижении температуры до -37 °С содержание влаги в пробе уменьшится уже примерно в 100 раз. Здесь необходимо отметить, что при такой низкой температуре некоторые газовые микропримеси в осушаемой пробе воздуха могут также быть выморожены (например, H_2O_2 , NO_2 и др.).

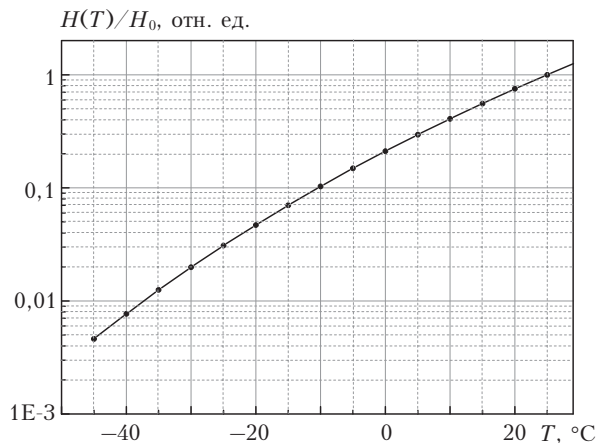


Рис. 4. Зависимость отношения $H(T)/H_0$ от температуры; H_0 — абсолютная 100% влажность воздуха (точка росы) при температуре 25 °C и нормальном давлении

Был поставлен эксперимент по вымораживанию влаги из пробы выдыхаемого воздуха непосредственно в пробоотборном пакете. Для сбора воздуха могут быть использованы, например, тедларовые пробоотборные пакеты различных производителей, которые обеспечивают сохранность первоначальной концентрации вещества до 48 ч. Однако при разработке методики сбора и подготовки проб выдоха на первое место были поставлены следующие критерии: стерильность, одноразовость, доступность и стоимость расходных материалов.

В настоящей работе в качестве пробоотборного пакета был использован стерильный ножной моче-

приемник (ТУ 64-1-3884-85) емкостью 750 мл, оборудованный мундштуком, соединительной трубкой, обратным и выпускным клапанами (рис. 3, а). Выдох человека был произведен через мундштук до полного надувания пакета, после чего на мундштук надевалась крышка. Обратный клапан не позволял собранному в пакет воздуху выходить из него в течение ~30 мин. На пакете маркером были записаны время забора пробы и фамилия пациента. Затем пробоотборный пакет с пробой воздуха выдерживался в течение 10 мин при температуре -18 °C. За время выдержки при такой температуре излишняя влага в пробе вымерзла на стенках пакета в виде кристаллов льда, что визуально было отмечено. По окончании выдержки при температуре -18 °C через стенку пакета с помощью шприца с иглой (50 мл) была взята осушенная проба воздуха (рис. 3, б) и введена в ОАД методом продувки. При этом объем шприца более чем в 2 раза превышал внутренний объем ОАД (~20 мл). В дальнейшем ввод осушенной пробы выдоха в газоанализатор предполагалось производить через заглушку in-stopper с мембраной для инъекций, установленную на входе в газовый тракт газоанализатора (рис. 3, в). После ввода осушенной пробы в газоанализатор разовые пробоотборный пакет и шприц с иглой должны быть утилизированы.

На рис. 5 представлены результаты измерений интенсивности поглощения паров воды в воздухе при заполнении оптико-акустического детектора различными газовыми смесями: 1, 5 — сжатый сухой воздух (из баллона); 2 — проба выдыхаемого пациентом воздуха после процедуры вымораживания в пакете (-18 °C); 3 — комнатный воздух; 4 — выдыхаемый воздух без осушения (относительная влажность 100%)

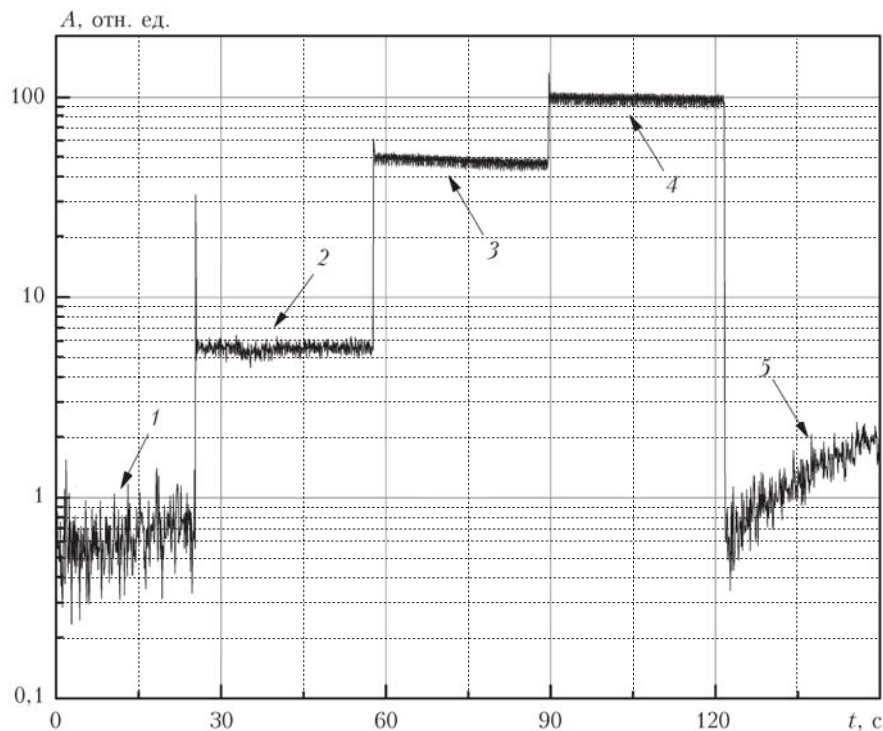


Рис. 5. Экспериментальный график интенсивности поглощения A паров воды в воздухе при заполнении оптико-акустического детектора различными газовыми смесями: 1, 5 — сжатый сухой воздух (из баллона); 2 — проба выдыхаемого пациентом воздуха после процедуры вымораживания в пакете (-18 °C); 3 — комнатный воздух; 4 — выдыхаемый воздух без осушения (относительная влажность 100%)

Измерения проводились путем записи сигналов ОАД в реальном времени длительностью по ~30 с при последовательном повышении содержания влаги в анализируемых пробах воздуха. Цифрами 1 и 5 на графике помечены фрагменты записей при заполнении ОАД чистым сухим сжатым воздухом из баллона высокого давления промышленного производства, у которого, согласно паспортным данным, относительная влажность не превышала 1%. Цифрой 2 помечен фрагмент записи при заполнении ОАД осушенной после вымораживания в пакете пробой выдыхаемого воздуха, введенной в ОАД с помощью шприца (см. рис. 3); цифрой 3 – фрагмент записи при заполнении ОАД комнатным воздухом (температура 22 °С, относительная влажность 46%). Цифрой 4 помечен фрагмент записи при заполнении ОАД выдыхаемым воздухом без какой-либо осушки (относительная влажность 100%). Все фрагменты на графике нормированы по фрагменту 4 на шкалу 100 отн. ед. Таким образом, относительные единицы на вертикальной оси графика на рис. 5 можно рассматривать как процент относительной влажности анализируемых проб воздуха при комнатной температуре.

Как видно из рис. 5, фрагмент 1 показал относительную влажность воздуха менее 1%, что соответствует паспортным данным на сжатый воздух промышленного производства. Относительная влажность осушенной пробы воздуха (фрагмент 2) составила ~5%, что соответствует расчетной величине при температуре –18 °С (см. рис. 4). Фрагмент 3 (комнатный воздух) показал хорошее совпадение с показаниями термогигрометра (46%). Последний фрагмент 5 (сухой сжатый воздух) имеет тренд на повышение поглощения паров воды с течением времени. Это связано с тем, что фрагмент 5 был записан после заполнения ОАД выдыхаемым воздухом с относительной влажностью 100%. В результате этого на стенках ОАД и шлангов адсорбировалось некоторое количество влаги из выдыхаемого воздуха, которая со временем стала десорбироваться и давать вклад в поглощение сухого воздуха. После длительной продувки ОАД сухим сжатым воздухом в течение 15–20 мин этот эффект исчез.

В экспериментах для охлаждения проб выдыхаемого воздуха, собранных в пробоотборные пакеты, использовалась бытовая морозильная камера. С ее помощью была достигнута минимальная температура –27 °С. Согласно рис. 4 при такой температуре содержание влаги в пробе воздуха должно уменьшиться примерно в 50 раз по сравнению с исходным уровнем.

3. Разработка газового тракта газоанализатора

На основании описанных выше экспериментов был разработан газовый тракт лазерного оптико-акустического газоанализатора, схема которого представлена на рис. 6, а.

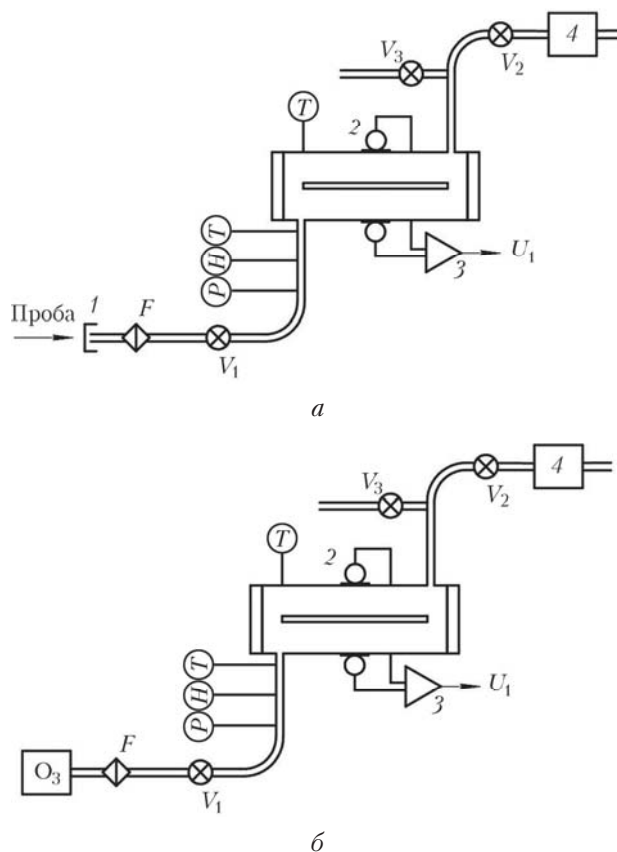


Рис. 6. Схема газового тракта лазерного оптико-акустического газоанализатора (а) и схема стерилизации с помощью озона (б): 1 – заглушка in-stopper с мембраной для инъекций; 2 – резонансный оптико-акустический детектор; 3 – дифференциальный усилитель; 4 – воздушный насос; F – бактериальный фильтр; V₁, V₂, V₃ – клапаны; P, H, T – датчики давления, влажности и температуры; O₃ – озонатор

На входе газового тракта установлен многоразовый бактериальный фильтр «Мидисарт 2000» (F), который предназначен для задержания частиц пыли и аэрозолей и обеззараживания пробы выдоха пациента (рис. 7, а). Стерилизация фильтра производится методом автоклавирования при температуре 121 °С в течение 30 мин. Фильтр выдерживает до 25 циклов автоклавирования. На входной штуцер фильтра устанавливается заглушка in-stopper. Воздушный насос обеспечивает прокачку воздуха через ОАД, а также вакуумную откачку всего газового тракта. Датчики давления, влажности и температуры позволяют контролировать параметры анализируемой пробы воздуха в реальном времени.

Электромагнитные клапаны (V₁, V₂, V₃) позволяют переключать различные режимы вакуумной откачки, продувки и прокачки газового тракта. Для вакуумной откачки газового тракта (см. рис. 6, а) заглушка in-stopper (1) должна быть надет на входной штуцер бактериального фильтра (F), насос (4) должен быть включен, клапаны V₁ и V₂ открыты, клапан V₃ закрыт; при этом откачка производится до остаточного давления –0,5 атм.



a



б

Рис. 7. Установка бактериального фильтра и заглушки in-stopper на входной штуцер газоанализатора (*a*); процедура стерилизации газового тракта с помощью озонатора (*б*)

Для введения газовой пробы в газоанализатор с помощью шприца (см. рис. 6, *a*) необходимо, чтобы заглушка in-stopper (*1*) была надета на входной штуцер бактериального фильтра (*F*), газовый тракт был предварительно откачан до остаточного давления $-0,5$ атм. После этого клапан V_2 закрывается, насос (*4*) отключается, клапан V_1 открыт, клапан V_3 закрыт. Игла заполненного пробой шприца (50 мл) вводится в мембрану заглушки in-stopper (*1*), газовая проба из шприца заполняет откачанный внутренний объем газового тракта, при этом поршень шприца благодаря перепаду давления сдвигается примерно на половину шкалы, давление внутри газового тракта уравнивается с атмосферным. Затем клапан V_3 открывается, оператор нажимает на поршень шприца, и оставшаяся в шприце порция пробы ($\sim 50\%$) продувает газовый тракт и ОАД и выходит через открытый клапан V_3 , после чего клапаны V_1 и V_3 закрываются. В результате все клапаны закрыты, насос выключен, ОАД заполнен

осушенной пробой воздуха при атмосферном давлении. Датчики температуры, влажности и давления измеряют соответствующие параметры пробы, которые выводятся на монитор газоанализатора.

Для прокачки газового тракта воздухом (см. рис. 6, *a*) заглушка in-stopper (*1*) должна быть снята с входного штуцера бактериального фильтра (*F*), насос (*4*) включен, клапаны V_1 и V_2 открыты, клапан V_3 закрыт.

Для стерилизации газового тракта газоанализатора было решено использовать газовый метод стерилизации с помощью озона. Блок-схема процедуры стерилизации газового тракта представлена на рис. 6, *б*. В качестве источника озона использован бытовой озонатор «Гроза» (ТУ 3468-015-20907995-2009), который присоединяется шлангом к входному штуцеру бактериального фильтра (рис. 7, *б*). Заглушка in-stopper при этом должна быть снята, клапаны V_1 и V_3 открыты. Озонатор имеет встроенный воздушный насос и реле времени. После включения озонатора на определенное время поток воздуха с примесью озона начинает поступать через бактериальный фильтр в газовый тракт и ОАД и выходит через открытый клапан V_3 . Длительность процедуры стерилизации составляет около 10–15 мин. В результате все части газового тракта, контактирующие с пробой выдыхаемого пациентом воздуха, оказываются обработанными потоком озона и простерилизованы.

В настоящее время лазерный оптико-акустический газоанализатор с описанной системой пробоподготовки используется в клинических условиях [17] при исследованиях проб выдыхаемого воздуха реальных пациентов, страдающих различными заболеваниями.

Заклучение

В работе разработана и испытана система сбора и подготовки проб воздуха, выдыхаемого пациентом, предназначенная для использования в составе медицинского лазерного оптико-акустического газоанализатора. Проведено сравнительное исследование различных типов осушителей выдыхаемого воздуха. Предложено производить осушение пробы выдыхаемого воздуха непосредственно в пробоотборном пакете путем вымораживания влаги при охлаждении пакета с газовой пробой в морозильной камере. Экспериментально показано, что при выдержке пробоотборного пакета с пробой воздуха в течение 10 мин при температуре -18 °С содержание паров воды снижается в ~ 20 раз, что соответствует расчетной зависимости влажности воздуха от температуры. Разработана схема газового тракта лазерного газоанализатора, которая позволяет производить вакуумную откачку, продувку и прокачку воздухом, ввод осушенной пробы воздуха с помощью шприца, а также стерилизацию внутренних поверхностей газового тракта продувкой озона.

Авторы выражают благодарность В.Н. Локонову (ОАО «ОКТАВА», г. Новосибирск) за полезные рекомендации, Д.Б. Колкеру (Институт лазерной

физики СО РАН, г. Новосибирск) и Н.Ю. Костюковой (ООО «Специальные технологии», г. Новосибирск) за помощь в проведении экспериментов.

Работа выполнена в рамках госконтракта № 16.522.11.2001 ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2007–2013 годы».

1. Степанов Е.В. Методы высокочувствительного газового анализа молекул-биомаркеров в исследованиях выдыхаемого воздуха // Труды Института общей физики РАН им. А.М. Прохорова. 2005. Т. 61. С. 5–47.
2. Степанов Е.В. Лазерный анализ изотопического отношения углерода $^{13}\text{C}/^{12}\text{C}$ в CO_2 выдыхаемого воздуха // Квант. электрон. 2002. Т. 32, № 11. С. 981–986.
3. Бинги В.Н., Степанов Е.В., Чучалин А.Г., Миляев В.А., Москаленко К.Л., Шулагин Ю.А., Янгуразова Л.Р. Высокочувствительный анализ NO , NH_3 и CH_4 в выдыхаемом воздухе с помощью перестраиваемых диодных лазеров // Труды Института общей физики РАН им. А.М. Прохорова. 2005. Т. 61. С. 189–210.
4. Пономарев Ю.Н., Агеев Б.Г., Зигрист М.В., Капитанов В.А., Куртуа Д., Никифорова О.Ю. Лазерная оптико-акустическая спектроскопия межмолекулярных взаимодействий в газах / Под ред. Л.Н. Синицы. Томск: РАСКО, 2000. 200 с.
5. Агеев Б.Г., Кистенев Ю.В., Некрасов Е.В., Никифорова О.Ю., Никотин Е.С., Никотина Г.С., Пономарев Ю.Н., Уразова О.И., Филинюк О.В., Фокин В.А., Янова Г.В. Оценка проб выдыхаемого воздуха методом лазерной оптико-акустической спектроскопии у больных туберкулезом легких // Бюл. сиб. медицины. 2012. № 4. С. 116–120.
6. Karapuzikov A.A., Sherstov I.V., Kolker D.B., Karapuzikov A.I., Kistenev Yu.V., Kuzmin D.A., Shtyrov M.Yu., Dukhovnikova N.Yu., Zenov K.G., Boiko A.A., Starikova M.K., Tikhonyuk I.I., Miroshnichenko I.B., Miroshnichenko M.B., Myakishev Yu.B., Pocono V.N. LaserBreeze gas analyzer for noninvasive diagnostics of air exhaled by patients // Phys. Wave Phenom. 2014. V. 22, N 3. P. 189–196.
7. Друзов Ю.С., Березкин В.Г. Газохроматографический анализ загрязненного воздуха. М.: Химия, 1981. 256 с.
8. Колкер Д.Б., Шерстов И.В., Костюкова Н.Ю., Бойко А.А., Зенов К.Г., Пустовалова Р.В. Комбинированный параметрический генератор света с непрерывной перестройкой длины волны излучения в спектральном диапазоне 2,5–10,8 мкм // Квант. электрон. 2017. Т. 47, № 1. С. 14–19.
9. Шерстов И.В., Васильев В.А., Гончаренко А.М., Зенов К.Г., Пустовалова Р.В., Карпузииков А.И. Метод измерения резонансной частоты оптико-акустического детектора в реальном времени // Приборы техн. эксперим. 2016. № 5. С. 133–137. DOI: 10.7868/S0032816216050098.
10. Miklos A., Hess P., Bözöki Z. Application of acoustic resonators in photoacoustic trace gas analysis and metrology // Rev. Sci. Instrum. 2001. V. 72, N 4. P. 1937–1955. DOI: 10.1063/1.1353198.
11. Lee Ch.-M., Bychkov K.V., Kapitanov V.A., Karapuzikov A.I., Ponomarev Y.N., Sherstov I.V., Vasiliev V.A. High-sensitivity laser photo-acoustic leak detector // Opt. Eng. 2007. V. 46, N 6. P. 064302 (1–8). DOI: 10.1117/1.2748042.
12. Карпузииков А.И., Шерстов И.В., Агеев Б.Г., Капитанов В.А., Пономарев Ю.Н. Лазерные сенсоры-газоанализаторы на основе интеллектуальных волноводных CO_2 -лазеров и резонансных оптико-акустических детекторов и их приложения // Оптика атмосфер и океана. 2007. Т. 20, № 5. С. 453–458.
13. NIST Standard Reference Database: <http://webbook.nist.gov/chemistry/>
14. Кистенев Ю.В., Курьяк А.Н., Макогон М.М., Пономарев Ю.Н. Система осушения газовых проб для лазерных газоанализаторов // Оптика атмосфер и океана. 2011. Т. 24, № 9. С. 832–835; Kistenev Yu.V., Kurryak A.N., Makogon M.M., Ponomarev Yu.N. The system for dehumidification of samples in laser gas analysis // Atmos. Ocean. Opt. 2012. V. 25, N 1. P. 92–96. <http://www.permapure.com/>
15. Калькулятор влажности: <http://planetcalc.ru/2167/>
17. Kistenev Yu.V., Karapuzikov A.A. Methods of spectral analysis of exhaled air suitable for routine diagnostics of diseases of the respiratory system // Adv. Biomater. Devices Med. 2015. V. 2, N 2. P. 79–87.

I.V. Sherstov, R.V. Pustovalova, K.G. Zenov. **System of collection and preparation of patient's exhalation samples for medical laser photoacoustic gas analyzer.**

The system of collection and preparation of patient's exhalation samples for medical laser photoacoustic gas analyzer is developed and tested. A comparative study of different types of exhaled air dryers is carried out. It is proposed to produce the dehumidification of expiratory sample directly in the sampling bag by freezing the moisture in the freezer, then transferring the drained sample to the analyzer via syringe. It is experimentally shown that when exposing an expiratory sampling probe packet for 10 min at -18°C the water vapor content in the sample decreased by ~20 times. A gas circuit diagram of a medical laser gas analyzer is developed, which allows sterilization of the inner surfaces of the gas system using ozone.