



Российская академия наук
Институт биохимии им. А. Н. Баха
ГНЦ РФ — Институт медико-биологических проблем
Национальная академия наук Армении
Объединенный институт ядерных исследований

**«ПРОБЛЕМЫ БИОХИМИИ, РАДИАЦИОННОЙ
И КОСМИЧЕСКОЙ БИОЛОГИИ»**

**II Международный симпозиум под эгидой ЮНЕСКО,
посвященный памяти академика Н. М. Сисакяна,
и II СИСАКЯНОВСКИЕ ЧТЕНИЯ**

Москва, Дубна, 29 мая – 1 июня 2001 г.

Труды

Том I

**«PROBLEMS OF BIOCHEMISTRY, RADIATION
AND SPACE BIOLOGY»**

**II International symposium under the auspice of UNESCO
dedicated to the memory of academician N. Sissakian
and II SISSAKIAN READINGS**

Moscow, Dubna, 29 May – 1 June 2001

Proceedings

Volume I

МНОГОЦЕЛЕВЫЕ ДИФФУЗИОННЫЕ СТЕРИЛИЗУЮЩИЕ РЕСПИРАТОРЫ

В. И. Кузнецов¹, М. В. Ковальчук², А. Н. Сисакян³

¹Исследовательский центр прикладной ядерной физики Минатома РФ, Дубна

²Институт кристаллографии РАН им. А. В. Шубникова, Москва

³Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

В семействе диффузионных респираторов можно выделить несколько типов, различающихся по ряду признаков. Основное различие состоит в источнике энергии обтекания поверхностей трековых мембран тангенциальными потоками воздуха, которое подразделяется на:

- обтекание за счет усилий дыхательной системы;
- обтекание соприкасающейся с атмосферой поверхности газообменного устройства респиратора с помощью вентилятора (газодувки), а внутренней поверхности, непосредственно соединяющейся с подмасочным пространством, – за счет дыхательного органа;
- вынужденное обтекание обеих сторон мембраны воздухом с помощью двух отдельных вентиляторов (газодувок).

В свою очередь, каждый из приведенных выше видов обтекания может быть разбит на три подвидов:

- газовые потоки в обоих контурах (атмосферного и внутреннего воздуха) протекают в турбулентном режиме;
- то же, но в ламинарном режиме;
- во внешнем контуре существует турбулентный поток, а во внутреннем – ламинарный.

Таким образом, может существовать девять различных модификаций диффузионного газообменного респиратора. В свою очередь, каждый из приведенных выше подвидов может быть разбит на варианты: газовые потоки в обоих контурах (атмосферного и внутреннего воздуха).

К респираторам с двумя газодувками принадлежат наиболее гибкие системы. С использованием двух газодувок открывается возможность создать многоцелевой стерилизующий респиратор для работ с большой физической нагрузкой, обеспечивающий жизнедеятельность пользователя при малом сопротивлении дыханию, не сказывающемся на утомляемости организма.

На рис. 1 представлена упрощенная схема диффузионного респиратора с двумя газодувками. Выдыхаемый воздух через распределительный клапан поступает через воздуховод 1 в объем V форкамеры 2 и наполняет ее, замыкая объем V. Вентилятор 3 осуществляет циркуляцию воздуха объема V через газообменное устройство 4 и трубопроводы 5. Вентилятор 6 создает тангенциальный поток внешней среды (атмосферы) в газообменном устройстве респиратора к газообменному дыхательному мешку. Управляющий клапан не показан.

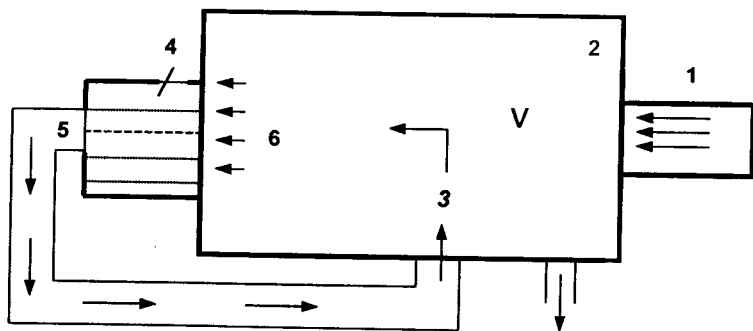


Рис. 1. Схема диффузионного респиратора с двумя газодувками. Обозначения в тексте

Мы рассмотрим работу респиратора с ламинарными потоками в обоих контурах. В этом случае, при скорости V прокачка воздуха через газообменное устройство респиратора в интервале 3,5 – 6 м/с, его габариты остаются вполне допустимыми для индивидуального защитного средства дыхания при сравнительно малом расходе энергии и площади трековой мембраны ~ 2000 см².

Коэффициент массопереноса, обусловленный диффузией какой-либо компоненты воздуха, определяет зависимость (см. [1])

$$K_{mt} = \frac{D_1 \Pi N_u}{l N_u + (de_1 + de_2) \Pi} \quad (1)$$

В формуле (1) D_1 – коэффициент взаимной диффузии компоненты воздуха. Для углекислого газа при нормальных условиях его величина равна 0,232 см²/с [2]; Π – пористость мембраны (0,1); l – средняя длина поры (20 мкм); N_u – критерий Нуссельта в ламинарном изотермическом течении, которое имеет место в респираторе рассматриваемого типа ($N_u \sim 4$). Величины de_1 и de_2 – эффективные диаметры каналов диффузионного газообменного устройства соответственно внешнего (атмосферного) воздуха и воздуха дыхательного цикла. Примем разумные значения для высоты и ширины, одинаковые для обоих каналов, – 0,1 и 0,5 см. Тогда, если использовать для вычисления de формулу $de = 4f/\Pi e$, где f – площадь сечения канала, а Πe – его периметр, получим $de_1 = de_2 = 0,17$ см. При этом величина $K_{mt} = 2,32$ см/с, т. е. 2,32 см³/см² при разности концентраций переносимой компоненты 100 %.

Воздух камеры проходит по внутреннему контуру газообменного устройства респиратора. За 1 с (время, меньшее дыхательного цикла) при скорости потока $V = 5$ м/с и площади сечения газообменного устройства $S_r = 14$ см² объемный расход воздуха по внутреннему контуру составит 7 л/с. Концентрацию в каналах внешнего воздуха в первом приближении можно не учитывать. При

таким допущении начальная концентрация C_0 в объеме V будет убывать в зависимости от пути x вдоль мембраны (см. рис. 2) по закону

$$C(x) = C_0 \exp(-kx), \quad (2)$$

где k – функция K_m и параметров канала.

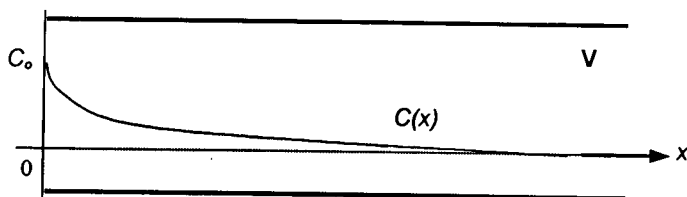


Рис. 2. Зависимость начальной концентрации C_0 в объеме V от пути x вдоль мембраны

Полный путь воздуха за 1 с вдоль мембраны равен семикратному значению длины пластины с трековой мембраной газообменного устройства, расположенной вдоль направления потока, т. е. в нашем примере $x = 105$ см.

Значение концентрации диоксида углерода через 1 с работы газообменного устройства и начальной концентрации C_0 диоксида углерода в форкамере (равной 3 – 5 %) составит в соответствии с (2) примерно 0,8 % от входной концентрации диоксида углерода C_0 , если придерживаться допущения о нулевой концентрации диоксида углерода в контуре атмосферного воздуха. В этом случае концентрация на выходе камеры практически не отличается от концентрации диоксида углерода в окружающей атмосфере. Из камеры, обогащенной кислородом, воздух с допустимой концентрацией диоксида углерода поступает в дыхательный мешок через управляемый клапан, а из него – через клапан вдоха – к пользователю.

Так как поры наиболее распространенных трековых мембран имеют диаметр 0,2 мкм [3], то их целесообразно использовать в респираторах диффузионного типа по двум причинам. Во-первых, при нормальных условиях (температура – 20 °С, давление p – 760 мм рт. ст.) длина свободного пробега молекул газовых компонент воздуха меньше 0,2 мкм и, следовательно, в порах имеет место вязкостное протекание газа, поэтому в интервале диаметров пор от 0,2 мкм и выше сопротивление диффузионному потоку пор мембраны не зависит от их диаметра и определяется только пористостью. Во-вторых, диаметр самых малых бактерий больше 0,2 мкм, следовательно, респиратор на трековых мембранах с такими порами – стерилизующий.

Такой респиратор является универсальным, если иметь в виду физическую нагрузку пользователя, влажность и температуру. Возможно создание респиратора с вынужденным тангенциальным потоком только в наружном контуре газообмена. Однако такой респиратор потребует большого количества трековых мембран, и его трудно будет применять в условиях больших физических нагрузок.

Приведенные параметры респиратора с двумя газодувками в зависимости от назначения респиратора могут быть оптимизированы, в частности, с целью уменьшения потребления энергии в контурах. Энергия прокачки W (Вт) равна произведению перепада давления Δp (Па) в данном канале на объемный расход газа через него $V_{ос}$ (м/с):

$$W = V_{ос} \Delta p, \quad (3)$$

$$\Delta p = \xi p V_{ос}^2 / 2d_e, \quad (4)$$

где $\xi = 64/Re$ – скорость воздуха в канале; l – длина канала трековой мембраны; d_e – эффективный диаметр канала [3].

Формулы (3) и (4) дают возможность оценить необходимую мощность для функционирования диффузионного респиратора с циклическими потоками в его контурах. Мы не задавались целью рассмотреть оптимизацию энергопотребления респиратора в приведенном выше примере. Отметим, что и при произвольных (в определенной мере) параметрах газообменной системы потребление мощности не превышает 1 Вт в самых экстремальных условиях газообмена. На практике возможно регулирование энергопотребления в зависимости от степени физической нагрузки на пользователя.

В реальной конструкции камера, а также дыхательный мешок (не показан на схеме) должны иметь подвижные стенки, позволяющие при изменении давления менять их объем. Систему клапанов, регулирующих распределение потоков в респираторе, целесообразно разработать в процессе проектирования экспериментального образца циклического респиратора диффузионного типа.

В представленной работе даны теоретические предпосылки возможности разработки стерилизующего газообменного диффузионного респиратора на трековых мембранах с циклическими потоками воздуха в его газообменном аппарате. Такой респиратор, в отличие от респираторов прямого фильтрования воздуха, защищает органы дыхания практически от всех аэрозолей и бактерий. Перспектив создания подобного стерилизующего респиратора на основе прямой фильтрации пока нет.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кузнецов В.И., Шестаков В.Д. и др. Особенности газообмена в диффузионных респираторах на трековых мембранах. М.: ЦНИИатоминформ, 2001.
2. Таблицы физических величин. Справочник под редакцией И.К. Кикоина. М.: Атомиздат, 1976.
3. Шестаков В.Д. Трековые мембраны: теория, эксперимент, основы технологии промышленного производства, применение. Диссертация, Дубна, 1995.