

ПНЕВМОЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ РАСХОДОМ ОЗОНО-КИСЛОРОДНОЙ СМЕСИ В МЕДИЦИНСКОМ ОЗОНАТОРЕ

В медицинской практике озон используется в виде озono-кислородной смеси (ОКС) с различными значениями концентрации озона (КО) в ней. Метод использования ОКС в лечебных целях получил название – озонотерапия. О лечебных свойствах озона было известно еще в начале прошлого века, однако развитие этот метод получил лишь 35-40 лет тому назад. За эти годы было установлено, что ОКС имеет широкий диапазон положительного воздействия на человека, характеризуется хорошей переносимостью и практическим отсутствием побочных действий. Озонотерапия находит применение в хирургии и терапии, при глазных заболеваниях, в урологии, акушерстве и гинекологии, дерматологии, стоматологии, при венерических и инфекционных заболеваниях, при заболеваниях верхних дыхательных путей и легких, в невропатологии, анестезиологии, педиатрии, реанимации, интенсивной терапии и косметологии [1]. Вместе с тем применение ОКС в лечебных целях имеет достаточно высокую рентабельность в сравнении с медикаментозными методами лечения, так как расходным материалом является кислород и незначительное потребление электрической энергии.

Методы озонотерапии в зависимости от использования ОКС условно могут быть разделены на три группы: наружное воздействие, парентеральные методы (инвазивные с помощью иглы) и энтеральные (воздействие через желудочно-кишечный тракт) [2]. Каждый из методов характеризуется не только определенной последовательностью действий, но и параметрами ОКС, к которым относится КО в ОКС и расход ОКС [3]. Для обеспечения возможности реализации всех методик озонотерапии в медицинском озонаторе должно быть обеспечено регулирование КО в ОКС диапазоне от 0,1 до 80-100 мг/л, а расхода ОКС – от 0,1 до 1-2 л/мин.

Цель данной работы состояла в поиске путей улучшения массогабаритных показателей системы регулирования и стабилизации расхода озono-кислородной смеси в медицинских озонаторах.

Принцип действия большинства медицинских озонаторов основан на получении озона из медицинского кислорода электрофизическим методом, состоящим в создании объемного барьерного разряда в газовом промежутке разрядной камеры (РК), к которой прикладывается высоковольтное переменное напряжение [4]. Источником кислорода для озонатора являются баллоны (БК) с медицинским кислородом, снабженные редуктором (Р), или кислородная сеть медицинского учреждения.

Расход ОКС через озонатор в самом общем случае зависит от площади поперечного сечения пневматического тракта озонатора, перепада давления на краях пневматического тракта и его протяженности. Из этого следует, что изменять расход ОКС через пневматический тракт озонатора можно двумя вариантами. Первый – за счет изменения площади поперечного сечения пневматического тракта, второй – за счет изменения давления кислорода на входе РК. При условии, что давление кислорода на входе озонатора существенно изменяться не будет, оба эти варианта позволят обеспечить заданный расход ОКС через РК для нагрузки с некоторым постоянным пневматическим сопротивлением, которое будет определять значение давления на выходе пневматического тракта. Однако, давление кислорода на входе озонатора, как правило, нестабильно, а пневматическое сопротивление нагрузки, изменяется при переходе от одной методики озонотерапии к другой. Именно поэтому современные тенденции медицинского озонаторостроения направлены на автоматизацию всех процессов в озонаторе, в том числе, и процесса управления расходом ОКС.

Автоматическая система управления (СУ) расходом была в свое время разработана для медицинского озонатора ОМ 80/1 (производитель – фирма «Радмир» ДП АО НИИРИ, г. Харьков) (см. рис. 1) [5]. Здесь последовательно с регулятором давления (РД) включен стабилизатор давления (СД), который обеспечивает стабильность перепада давления на краях пневматического тракта озонатора. Дискретное регулирование расхода ОКС по двоичному принципу осуществляется дроссельно-клапанным блоком (ДКБ), который управляется сигналом u_y от микроконтроллера (МК) в соответствии с заданным значением расхода Q_3 , устанавливаемым соответствующим задатчиком расхода (ЗР). Ручная настройка регулятора РД и стабилизатора СД, а также блока ДКБ осуществляется на предприятии-изготовителе только на этапе наладки системы.

ДКБ конструктивно выполнен в виде четырех параллельных каналов, каждый из которых содержит последовательно включенные пневмодроссель, с определенным пневматическим сопротивлением, и электромагнитный клапан, открывающий или закрывающий соответствующий канал для газового потока. Управление клапанами производилось четырехразрядным двоичным кодом, который поступал от МК. Первый канал блока настраивался на расход 0,1 л/мин, второй – 0,2 л/мин, третий – 0,4 л/мин и четвертый – 0,8 л/мин. Комбинируя открытые и закрытые состояния клапанов, в озонаторе осуществляли регулирование расхода ОКС с шагом 0,1 л/мин в диапазоне от 0,1 до 1,0 л/мин. Состояние клапанов в блоке контролировалось специальными бесконтактными индуктивными датчиками, выходные сигналы которых в виде четырехразрядного двоичного кода поступали в МК, где суммировались с управляющим кодом. Если сумма кодов соответствовала $1111_{(2)}$, то это со-

ответствовало нормальному состоянию клапанов. Любая другая комбинация распознавалась как аварийная с выводом на дисплей кода ошибки.

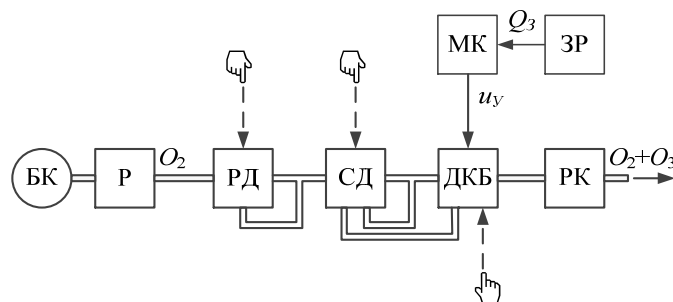


Рис. 1 Автоматическая система управления расходом ОКС.

В такой системе удалось устанавливать значения расхода ОКС и обеспечивать его стабилизацию с погрешностью не более 5 %, как при отклонении давления кислорода на входе озонатора на $\pm 50\%$, так и при изменении сопротивления нагрузки во всем реальном диапазоне [6]. Однако массогабаритные показатели дроссельно-клапанного блока оставляют желать лучшего. Именно поэтому такую систему целесообразно использовать только в тех случаях, когда необходимо строгое дозирование расхода ОКС и его стабилизация при наличии значительных возмущающих факторов.

Последующие работы в области озонаторостроения показали, что улучшить массогабаритные показатели медицинского озонатора возможно при использовании метода широтно-импульсной модуляции для управления электромагнитным клапаном (ЭМК), установленным в пневматическом тракте озонатора (рис. 2) [7]. Здесь сигнал u_y управления ЭМК, представляющий собой импульсную последовательность с постоянной частотой $f_M = 5$ Гц, формируется цифро-импульсным преобразователем (ЦИП) с широтно-импульсным законом преобразования в функции управляющего воздействия N , которое вычисляется в микроконтроллере (МК) с учетом сигнала задания расхода Q_3 (устанавливается задатчиком расхода – ЗР) и сигнала u_{OC} обратной связи по расходу Q .

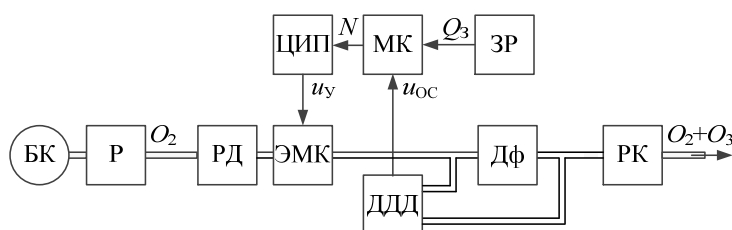


Рис. 2 Пневмоэлектромеханическая система управления расходом ОКС.

В приведенной пневмоэлектромеханической системе управления (ПЭМСУ) регулятор давления (РД) служит для снижения давления кислорода на входе ЭМК, что необходимо для регулирования расхода ОКС в заданном диапазоне. Однако этот элемент обеспечивает стабилизацию давления кислорода на своем выходе только при неизменном значении расхода. Поэтому задача стабилизации расхода ОКС в ПЭМСУ полностью возлагается на микроконтроллер и электромагнитный клапан.

Продолжительность открытого состояния клапана при этом будет определяться выражением $\tau = N/f_{ТИ}$, где $f_{ТИ} = f_M/(2n - 1)$, n – разрядность ЦИП. При этом выражение для среднего значения расхода ОКС через пневматический тракт озонатора в первом приближении будет иметь вид $Q = Q_{max} \cdot \tau \cdot f_M$, где Q_{max} – значение расхода ОКС при открытом состоянии электромагнитного клапана. В силу инерционности электрической цепи ЭМК и его пневматического канала импульс потока газа имеет далеко не идеальную форму (затянутые фронт и срез), что вносит свои коррективы в приведенное выражение для среднего значения расхода ОКС. Для компенсации влияния реальных параметров импульса потока газа на процесс регулирования, производится периодический опрос датчика расхода с частотой 5 кГц в течение периода $T_M = 1/f_M$ с последующим численным интегрированием полученных данных. Такой подход позволяет определить истинное значение объема ОКС, который проходит через клапан за время его открытого состояния. В качестве датчика расхода ОКС в системе использован дифференциальный датчик давления (ДДД), подключенный параллельно диафрагме (Дф). Сглаживание пульсаций газового потока осуществляется с помощью разрядной камеры (РК) коаксиального типа, которая служит, в данном случае, еще и ресивером.

Для определения закономерностей регулирования расхода ОКС в ПЭМСУ были проведены ее экспериментальные исследования с разомкнутой обратной связью. На рис. 3, а приведены зависимости расхода ОКС от управляющего воздействия N при различных значениях давления кислорода (соответственно 25, 50 и 100 кПа) на входе озонатора. Из графика видно, что расход ОКС действительно увеличивается с повышением давления на входе озонатора. На рис. 3, б приведены зависимости расхода ОКС от управляющего воздействия N при различ-

ных значениях пневматического сопротивления нагрузки (без нагрузки; протяженный пневматический тракт с внутренним диаметром 4 мм и длиной 3 м; тот же тракт, со специальной иглой на конце, которая вставлена в стандартный флакон объемом 200 мл для барботирования физиологического раствора) на выходе озонатора. Из графика видно, что в разомкнутой системе расход ОКС уменьшается с увеличением сопротивления нагрузки. Выявленный в процессе исследований нелинейный участок зависимостей (см. 3, а, б), обусловленный недостаточным быстрым действием ЭМК, был учтен при разработке программного обеспечения микроконтроллера.

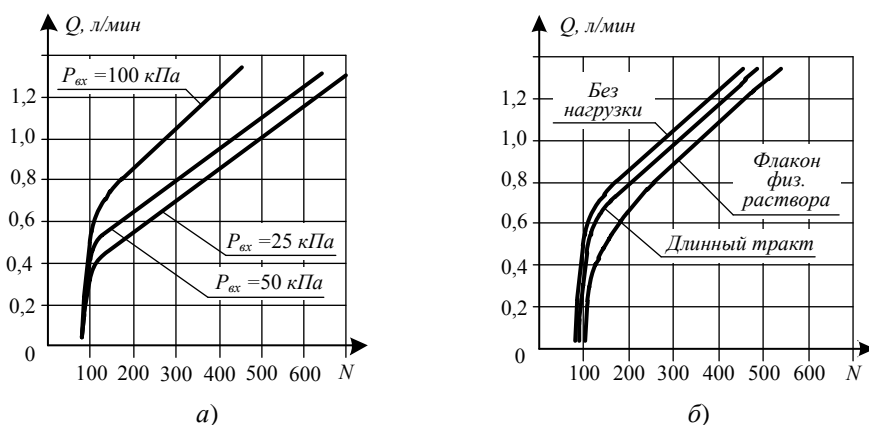


Рис. 3 Результаты экспериментальных исследований ПЭМСУ.

На рис. 4 приведены зависимости расхода ОКС от заданного значения Q_3 при различных значениях давления кислорода на входе озонатора и при различных значениях пневматического сопротивления нагрузки на его выходе в замкнутой СУ. Из приведенных графиков следует, что ПЭМСУ является практически инвариантной, как к возмущениям со стороны входа (изменение давления кислорода на входе озонаторе), так и к отклонениям со стороны выхода (изменение пневматического сопротивление на выходе озонатора). Отклонения фактического значения расхода от заданного значения во всех случаях не превышали допустимых 10 %.

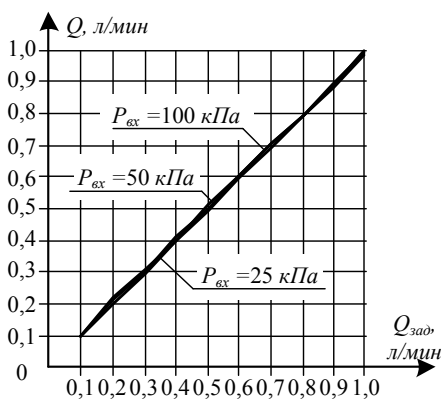


Рис. 4 Зависимость расхода ОКС от заданного значения расхода.

Для обеспечения надежной работы ПЭМСУ ее целесообразно дополнительно снабдить клапаном аварийного сброса для ограничения давления на входе озонатора, клапаном принудительного сброса для стравливания кислорода из пневматического тракта перед отключением озонатора от источника кислорода и фильтром для очистки кислорода от механических примесей и влаги.

В заключение следует отметить, что при сравнении массогабаритных показателей дроссельно-клапанной системы регулирования расхода ОКС (рис. 1) с ПЭМСУ (рис. 2) было установлено, что последняя оказывается в выигрыше и по массе (более 10 раз) и по габаритам (более 5 раз). Таким образом, рассмотренная система при некотором снижении точности регулирования расхода ОКС обладает существенно лучшими массогабаритными показателями, что особенно важно при разработке медицинских озонаторов для семейной медицины.

ЛИТЕРАТУРА

1. Нижегородский медицинский журнал. Приложение: Озонотерапия. – Н. Новгород, 2003. – 344 с.
2. Масленников О.В., Конторщикова К.Н. Практическая озонотерапия: Пособие. – Н. Новгород: Изд-во «Вектор-ТиС», 2003. – 52 с.
3. Масленников О.В., Конторщикова К.Н. Озонотерапия: Внутренние болезни. – Н. Новгород: Изд-во «Вектор-ТиС», 2003. – 132 с.
4. Лунин В.В., Попович М.П., Ткаченко С.Н. Физическая химия озона. – М: Изд-во МГУ, 1998. – 480 с.
5. Комбинированная система управления расходом озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Е.И. Сокол, А.В. Кипенский, А.А. Лашин и др. // Международный медицинский журнал. Приложение: «Озонотерапия». – Харьков, 2003. – С. 158-161.
6. Характеристики и результаты эксплуатации медицинского озонатора OM 80/1. / А.В. Кипенский, Е.И. Сокол, А.А. Лашин и др. // Общая реаниматология. – М.: НИИ общей реаниматологии РАМН, 2006. – Т. 2. – № 4/1. – С. 297-301.
7. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators / E.I. Sokol, A.V. Kipenskiy, V.V., Kulichenko, R.S. Tomashevskiy, T.M. Barkhotkina // 2013 IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19, 2013. – K.: NTUU “KPI”, 2013. – pp. 262-265.