

## Чрескожный капнометр на основе дистиллированной воды

## Аннотация

Исследована возможность создания чрескожного капнометра на основе водно-электрического датчика. На действующем макете капнометра выполнен ряд экспериментов, подтвердивших его работоспособность. Устройство может быть использовано для диагностики физиологического состояния организма человека, а также для медико-биологических исследований и экспериментов.

## Введение

Результаты чрескожной (транскутанной) капнометрии обладают высокой диагностической ценностью, поскольку концентрация двуокиси углерода в тканях организма отражает баланс между тканевым кровотоком и местной продукцией  $\text{CO}_2$ , а по концентрации углекислого газа, диффундирующего через кожу, можно оценить качество метаболизма [1]. Современные клиники оснащаются аппаратурой чрескожного мониторинга напряжения газов для диагностики больных, в том числе травматологических и ортопедических [2]. Подобные измерения могут быть выполнены с помощью транскутантных мониторов газов, таких как TCO 2, TCM 4, а также системы «SENTEC» [3]-[5]. Датчики этих мониторов реализованы на основе полярографии Кларка. Каждый из них представляет собой электролитическую ячейку, дно которой выполнено в виде газопроницаемой мембраны. Мембрана приводится в соприкосновение с кожей и нагревается до температуры около 44 °С. Под действием нагревания углекислый газ из капиллярных сосудов диффундирует в эпидермис, а затем в электролитическую ячейку, где происходит измерение электропроводности раствора с помощью платинового и серебряного электродов. По полученным значениям электропроводности рассчитывают значения транскутанного парциального давления углекислого газа –  $p\text{CO}_2$  [мм рт. ст.]. Известны принципиальные недостатки чрескожных капнометров, использующих ячейку Кларка: необходимость нагрева участка кожи, на котором ведется измерение; обязательная смена места локализации датчика через 2...4 ч для предотвращения термических раздражений; использование в датчиках электродов из драгоценных металлов; необходимость использования специальных расходных материалов (мембраны, электролит); высокая стоимость.

Авторы настоящей статьи предлагают технически более простой способ измерения концентрации углекислого газа в составе газовой смеси, на его основе разработано устройство для капнометрии, не уступающее по точности измерения применяемым мониторам [6]. В основе предлагаемого способа лежит высокая избирательная чувствительность дистиллированной воды к углекислому газу. Известно, что при контакте с чистым воздухом, в котором типичная концентрация двуокиси углерода составляет 0,033 %, удельная электропроводность сверхчистой воды повышается с 0,055 до 1 мкСм/см при 25 °С.

Главной причиной этого процесса является реакция образования угольной кислоты с последующей ее диссоциацией и образованием иона водорода, обладающего очень высокой подвижностью:



Возможное влияние пероксида водорода, возбужденных атомов кислорода и соединений углерода, ионов растворенных веществ, находящихся в воде при ее контакте с воздухом, на электропроводность воды считается пренебрежимо малым по сравнению с приведенной выше реакцией [7].

## Материалы и методы

Для реализации предлагаемого способа измерения газовая смесь, отобранная с участка исследуемой поверхности кожи, должна прокачиваться вдоль поверхности дистиллированной воды. При контакте с газовой смесью, содержащей двуокись углерода, будут соответственно меняться значения электропроводности воды.

Указанный способ измерения реализован с помощью устройства для капнометрии, схема которого представлена на рис. 1.

Устройство содержит измерительную диэлектрическую емкость 5 с дистиллированной водой объемом 1 мл, двумя электродами из нержавеющей стали 4 и терморезистором 7. Электроды, встроенные в измерительную емкость, используются для измерения электропроводности воды. Терморезистор, также встроенный в измерительную емкость, используется для компенсации изменения электропроводности воды при изменении температуры. Из области организма человека 1, в которой необходимо измерить парциальное давление углекислого газа, сквозь эпидермис 3 газ попадает в воздухозаборную трубку 2 и прокачивается через измерительную емкость 5 воздушным насосом 8. Электрические сигналы с электродов и терморезистора поступают на входы согласующего устройства 6. Согласующее устройство содержит электрическую схему на двух аналоговых операционных усилителях и выполняет функции согласования уровней сигналов и согласования сопротивлений между выходом измерительной диэлектрической емкости 5 и входом персонального компьютера 9. В качестве платы сбора данных для удешевления устройства используется штатная двухканальная звуковая карта персонального компьютера. Обработка сигналов, полученных в результате измере-

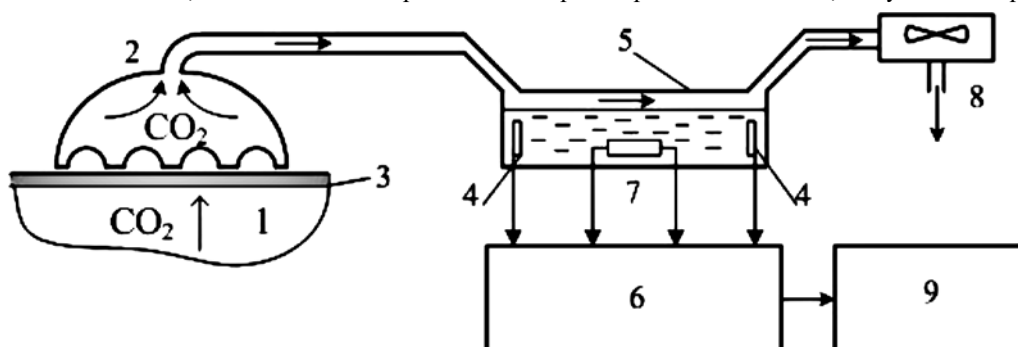


Рис. 1. Схема устройства для чрескожной капнометрии (пояснения в тексте)

ния, расчет соответствующих параметров и построение графиков выполняются специальной компьютерной программой [8].

Описанные выше принципы были использованы при создании макета устройства для чрескожной капнометрии.

## Результаты

Подтверждение возможности использования описанного выше способа измерения концентрации двуокиси углерода для целей чрескожной капнометрии было получено после выполнения ряда экспериментов. Результаты четырех таких экспериментов представлены на рис. 2 в виде семейства зависимостей удельной электропроводности воды  $\sigma$  от температуры воды  $T$  при разных интенсивностях диффузии углекислого газа через кожу человека.

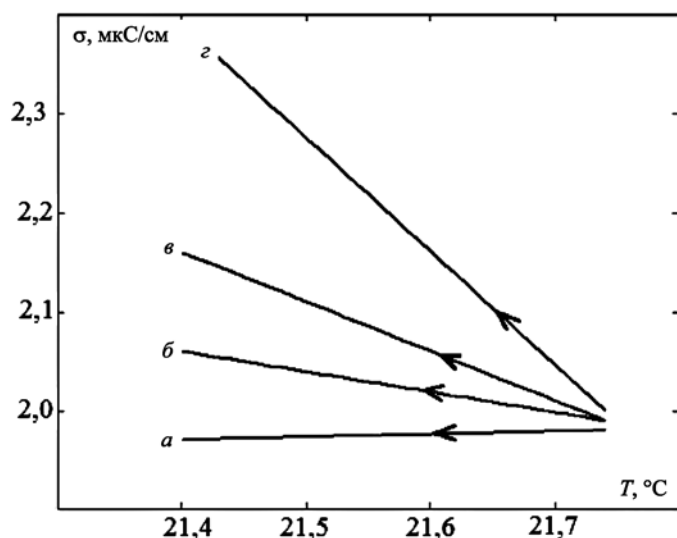


Рис. 2. Зависимости удельной электропроводности воды  $\sigma$  от ее температуры  $T$  для четырех точек измерения (*a*, *б*, *в*, *г*) на теле человека с разной интенсивностью диффузии углекислого газа. Стрелками показано направление течения времени (пояснения в тексте)

Каждый эксперимент выполняли следующим образом. Конец воздухозаборной трубки 2 устанавливали вблизи точки измерения. Включали воздушный насос 8. После стабилизации воздушного потока (10...15 с) включали запись электрических сигналов с электродов 4 и терморезистора 7 измерительной емкости. Длительность записи данных в каждом эксперименте составляла 60 с. По результатам измерений компьютерная программа рассчитывала текущие значения  $\sigma$  и  $T$  и строила график. После выполнения всех четырех экспериментов графики были совмещены в одной системе координат. Начальные значения удельной проводимости воды и ее температуры в каждом последующем эксперименте подбирали близкими значениям предыдущего эксперимента. Направление течения времени, отмеченное стрелками на графиках рис. 2, указывает на процесс охлаждения воды в каждом эксперименте вследствие ее испарения при прокачке газовой смеси над ее поверхностью.

Для сравнительного анализа были выбраны следующие четыре точки измерения, около которых устанавливали конец воздухозаборной трубки:

*a* – вне кожного покрова человека над чистой твердой поверхностью;

*б* – тыльная сторона левой руки человека вне зоны заметных кровеносных сосудов;

*в* – ладонь левой руки человека у основания указательного пальца;

*г* – в центре ладони левой руки человека в зоне большой концентрации кровеносных сосудов.

Точка измерения *a* была выбрана в качестве контрольной, поскольку в ней удельная электропроводность воды в измерительной емкости изменялась на минимальную величину при

прокачке над водой атмосферного воздуха с концентрацией углекислого газа не более 0,04%. Точки измерения *б*, *в*, *г* были выбраны на поверхности кожи левой руки оператора в зонах с разной ожидаемой диффузией углекислоты, которая зависит от степени концентрации крупных кровеносных сосудов [1], [2].

Относительное повышение удельной электропроводности воды в измерительной емкости за 1 мин прокачки вычислялось как

$$B = \frac{\sigma_k - \sigma_n}{\sigma_n} \cdot 100,$$

где  $\sigma_n$  и  $\sigma_k$  – начальное и конечное значения удельной электропроводности воды.

Уменьшение электропроводности воды вследствие ее охлаждения при прокачке рассчитывалось по формуле

$$B_t = k(T_k - T_n),$$

где  $T_n$  и  $T_k$  – начальное и конечное значения температуры воды;  $k$  – температурный коэффициент электропроводности (2,5 %/°C). Таким образом, полное относительное изменение удельной электропроводности воды в измерительной емкости за 1 мин прокачки под действием углекислого газа с учетом охлаждения воды вычислялось как

$$B_y = B - B_t.$$

Численные значения параметра  $B_y$  в указанных выше точках измерения приведены в табл. 1.

Таблица 1

### Значения параметра $B_y$ в различных точках измерения

| Точка измерения | <i>a</i> | <i>б</i> | <i>в</i> | <i>г</i> |
|-----------------|----------|----------|----------|----------|
| $B_y$ , % / мин | 0,3      | 4,9      | 11,7     | 20,3     |

Видно, что параметр  $B_y$  вполне может быть использован для оценки интенсивности диффузии углекислого газа в процессе чрескожной капнометрии. Очевидно, значения  $B_y$  функционально связаны со значениями основного параметра, используемого в чрескожной капнометрии, – транскутанного парциального давления  $p\text{CO}_2$ , измеряемого в миллиметрах ртутного столба. При необходимости значения  $p\text{CO}_2$  можно вычислить по значениям  $B_y$ , используя предварительно полученные калибровочные данные.

Предлагаемое устройство для капнометрии, в сравнении с известными транскутанными мониторами, имеет следующие преимущества:

- аппаратная часть устройства (измерительная емкость, согласующее устройство, насос) фактически является приставкой к стандартному персональному компьютеру, имеет простую конструкцию и не требует для изготовления дорогостоящих компонентов;
- единственным расходным материалом, необходимым для работы устройства, является дистиллированная вода (расход – несколько миллилитров на одно измерение);
- измерения выполняются при естественной температуре кожи, дополнительный нагрев поверхности кожи не требуется;
- метод измерения является неинвазивным.

## Заключение

Разработан и изготовлен действующий макет аппаратно-программного комплекса, реализующий способ и устройство для чрескожной капнометрии на основе водно-электрического датчика.

Выполнен ряд экспериментов, подтверждающих принципиальную возможность использования указанных способа и устройства для измерения интенсивности диффузии углекислого газа через кожу человека.

Очевидные преимущества капнометра, созданного на указанных принципах, могут обеспечить серьезные конкурентные преимущества перед известными чрескожными мониторами.

#### Список литературы:

1. Царенко С.В., Вахницкая В.В., Белова Н.В., Давыдова Л.А. Капнометрия и капнография: «изгои» реанимационного мониторинга / <http://reancenter.ru/node/116>.
2. Щурова Е.Н., Долганова Т.И., Менишкова Т.И. К вопросу об информативности чрескожного определения напряжения кислорода и углекислого газа у травматологических и ортопедических больных // *Гений ортопедии*. 2011. № 1. С. 124-133.
3. TCO2M – транскутанный монитор для измерения содержания газов в крови / <http://www.medkurs.ru/equipment/section18/>.
4. Неинвазивный транскутанный мониторинг газов крови (TSM 4, TSM 40, TSM 400) / <http://www.yumgiskor.kz/ru/cat.php?id=102>.
5. Цифровая система мониторинга SenTec / <http://www.sentec.com>.
6. Рыбин Ю.М., Агеев И.М. Способ и устройство для чрескожной капнометрии / Патент РФ № 2552198 от 18 июля 2015 г.
7. Light T.S., Kingman E.A., Bevilacqua A.C. The conductivity of low concentrations of CO<sub>2</sub> dissolved in ultra pure water from 0 – 100 °C / Paper presented at the 209th American Chemical Society National Meeting, Anaheim, CA, April 2-6, 1995.
8. Рыбин Ю.М., Агеев И.М., Бубнова М.Д. Устройство сбора данных на основе звуковой карты ПК // *Труды МАИ (электронный журнал)*. 2011. Вып. № 48.

Юрий Маратович Рыбин,  
канд. техн. наук, доцент,  
Игорь Михайлович Агеев,  
канд. техн. наук, доцент,  
ст. научный сотрудник,  
Московский авиационный институт  
(национальный исследовательский университет),  
г. Москва,  
e-mail: rym49@rambler.ru

Е.Е. Ачкасов, А.В. Есипов, А.В. Пекшев, В.А. Мусаилов

## Использование аппарата генерации экзогенного монооксида азота в лечении перитонитов

### Аннотация

Аппарат «Плазон» является генератором экзогенного монооксида азота. Действие эндогенного монооксида азота связано с антимикробным эффектом, стимуляцией макрофагов и индукцией цитокинов, Т-лимфоцитов и ряда иммуноглобулинов, цитотоксическим или цитопротективным действием в разных условиях. Применение аппарата «Плазон» при лечении перитонитов, вызванных заболеваниями и травмами верхних мочевых путей, показало его клиническую и экономическую эффективность.

### Введение

С начала применения плазменного скальпеля в клинической практике (США, 1974 г.) накоплен значительный опыт использования плазменных потоков в хирургии. В нашей стране это направление стало развиваться в 80-е годы прошлого века благодаря исследованиям В.С. Савельева, О.К. Скобелкина, Г.И. Лукомского, А.И. Нечая [1]-[4]. Первые успехи в развитии плазменной хирургии связаны с использованием отечественных плазменных хирургических аппаратов СУПР-М и «Факел-01». Первая медицинская установка СУПР под руководством А.С. Береснева была создана в 1978 году.

Аппараты, создающие газовые плазменные потоки (ГПП), нашли применение в торакальной и абдоминальной хирургии, в частности в лечении нагноительных и онкологических заболеваний легких [5]-[7], при холецистэктомии, различных операциях на печени, повреждении селезенки [6], [8], [9]. Существенным недостатком этих аппаратов является необходимость использования в них специальных плазмообразующих газов (аргон, гелий) и стационарный вариант конструкции.

Совместные усилия разработчиков и хирургов позволили сконструировать современный медицинский воздушно-плазменный аппарат «Плазон» (скальпель-коагулятор-стимулятор воздушно-плазменный СКВП/NO-01), максимально отвечающий требованиям хирургии [10].

Значение эндогенного монооксида азота при воспалении связано с антимикробным эффектом, стимуляцией макрофагов и индукцией цитокинов, Т-лимфоцитов и ряда иммуноглобулинов, взаимодействием с кислородными радикалами, воздействием на микроциркуляцию, цитотоксическим или цитопротективным действием в разных условиях и т. д. [11].

Преимущество предложенного способа экзогенной NO-терапии с использованием воздушно-плазменного аппарата

заключается в возможности осуществлять локальное воздействие путем подведения необходимой концентрации монооксида азота непосредственно в пораженные участки тканей и органов. Установлено, что монооксид азота диффундирует не только через раневую поверхность, но и через неповрежденную кожу и слизистые оболочки, что открывает возможность воздействия NO-содержащих газовых потоков на глубоко расположенные пораженные ткани при воспалительных и склеротических процессах [12]-[17].

Изучение воздействия монооксида азота на ткани человеческого организма при патологии продолжается уже в течение 15 лет и до настоящего времени не завершено.

### Цель исследования

Улучшить результаты лечения больных с перитонитом, вызванным заболеваниями и травмами верхних мочевыводящих путей. Изучить динамику изменений количества монооксида азота в клетках перитонеальной жидкости при терапии монооксидом азота в основной группе и в группе сравнения. Оценить клиническую и экономическую эффективность применения аппарата «Плазон» для лечения перитонитов.

### Материал и методы

Аппарат «Плазон» предназначен для коагуляции и стерилизации раневых поверхностей, испарения и деструкции нежизнеспособных тканей и патологических образований, расщепления (ограниченно) биологических тканей плазменным потоком с температурой до 4000 °С, а также для стимуляции репаративных процессов газовым потоком с температурой до 40 °С, содержащим монооксид азота (NO), в условиях хирургических отделений (*рис. 1*).

Аппарат работает со сменными манипуляторами, обеспечивающими режимы коагуляции, деструкции и лечебного воз-