

УДК 616.008.922.1–073.55

© Л. П. Кислякова, Ю. Я. Кисляков, Г. Р. Евдокимов, М. Е. Лазарев

## УНИВЕРСАЛЬНЫЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ СОДЕРЖАНИЯ O<sub>2</sub> В ВОЗДУХЕ, ЖИДКОСТЯХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

Описан измеритель содержания кислорода, который является универсальным прибором для измерения парциальных давлений и содержания O<sub>2</sub> в воздухе, жидких средах и биологических тканях. Он может быть использован для измерения этих параметров различными датчиками с высокой точностью в больших пределах их изменений. Одновременно прибор позволяет контролировать характеристики датчиков и условия проведения экспериментов. Сетевое и автономное питание, а также малые габариты позволяют использовать его как в стационарных, так и в экспедиционных условиях при проведении биологических, медицинских, экологических и химических исследований.

### ВВЕДЕНИЕ

Основным условием нормального функционирования большинства биологических систем является обеспечение оптимального режима снабжения их кислородом, тонко сбалансированного с их текущими потребностями. Кислород используется в качестве первичного биологического окислителя в окислительно-восстановительных реакциях энергообразования, сопряженных с синтезом АТФ. Он участвует в синтезе разнообразных структурных, регуляторных, функционально-активных веществ (аминокислоты, жиры, углеводы, гормоны, нейромедиаторы и др.), необходимых для поддержания структурной целостности, функциональной активности и регуляции деятельности биосистем различного уровня организации [1, 2]. О важности этих процессов свидетельствует тот факт, что прекращение доставки кислорода к живым клеткам быстро ведет к их гибели. У высокоорганизованных животных даже кратковременное уменьшение на 5–10 % содержания O<sub>2</sub> в тканях, обусловленное нарушением деятельности кислородтранспортной системы, ведет к компенсаторным сдвигам скоростей осуществления около 60 известных кислородзависимых реакций. При увеличении длительности или степени понижения содержания O<sub>2</sub> возникает дискоординация метаболических процессов, ведущая к существенным нарушениям структуры и функции органов и тканей [3–5]. Неудивительно поэтому, что изучению закономерностей и механизмов транспорта O<sub>2</sub> в биологических системах уделяется неослабеваемое внимание на протяжении многих десятилетий. Их экспериментальный анализ сталкивается с рядом трудностей, обусловленных сложностью процессов массопереноса кислорода в биосредах, несовершенством методов исследования и ограниченными возможностями приборного обеспечения. В связи с этим целью настоящей работы явля-

ется описание вновь созданного универсального измерителя содержания O<sub>2</sub> в воздухе, жидкостях и биологических тканях. Для объяснения возможностей его использования необходимо рассмотреть основные особенности анализируемых процессов доставки кислорода из атмосферы к клеточным структурам.

### МЕХАНИЗМЫ ТРАНСПОРТА КИСЛОРОДА В БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

Транспорт кислорода к клеткам простейших организмов осуществляется путем диффузии из атмосферного воздуха или водной среды (для водных организмов). Появление и совершенствование специализированных систем транспорта кислорода явилось одним из определяющих факторов эволюционного развития живых организмов. У высокоорганизованных животных они основаны на использовании различных механизмов переноса кислорода. В органах дыхания кислород с потоком воздуха путем вентиляции поступает в полость легочных альвеол, откуда диффундирует в кровь, движущуюся по альвеолярным капиллярам. С током крови в виде растворенного газа и связанного с переносчиком–гемоглобином он доставляется к различным органам и распределяется по сети мелких сосудов и капилляров. По мере прохождения крови по микрососудам растворенный кислород транспортируется к клеткам путем диффузии по градиенту парциальных давлений (pO<sub>2</sub>, мм рт. ст.). При этом соответствующее количество химически связанного гемоглобином кислорода освобождается и включается в диффузионный поток к клеткам. В результате в системе транспорта кислорода из вдыхаемого воздуха в каждую клетку уровни парциальных давлений кислорода постепенно уменьшаются от атмосферного до внутриклеточного.

Содержание  $O_2$  в различных участках живых организмов принято характеризовать уровнями его парциальных давлений, связанных с концентрацией кислорода ( $C_{O_2}$ , мг/л) в соответствии с законом Генри—Дальтона пропорциональной зависимостью (коэффициент пропорциональности — растворимость кислорода в рассматриваемой жидкой среде) [4, 5]. Это обусловлено трудностью учета сложного распределения в биосредах веществ (липиды, вода и др.) с различными коэффициентами растворимости кислорода. В отличие от этого анализ содержания кислорода, например, в водных объектах окружающей среды с учетом растворимости кислорода может быть выполнен достаточно точно.

### Особенности распределения $pO_2$ в организме и внешней среде

Важной особенностью пространственного распределения  $pO_2$  в живом организме является его ступенчатый, или «каскадный» [3, 6] характер. Каскады парциальных давлений кислорода характеризуют степень изменения содержания  $O_2$  в среде-носителе (вдыхаемый воздух, кровь, вне- и внутриклеточная жидкость) в тех участках  $O_2$ -транспортной системы от легочных альвеол до клеток и внутриклеточных структур, где градиенты  $pO_2$  наиболее высоки. К числу физиологически наиболее значимых относят пять–восемь ступеней каскадного изменения уровня  $pO_2$ .

Первая каскадная ступень (атмосфера – полость альвеол) в нормальных условиях характеризуется падением  $pO_2$  примерно от 150 мм рт. ст. в атмосферном воздухе до 110 мм рт. ст. в полости легочных альвеол. В гипоксических условиях, при недостатке кислорода во вдыхаемом воздухе (высокогорье, искусственная газовая среда), нижний уровень каскадной ступени снижается до 50 мм рт. ст. В отличие от этого в гипероксических условиях (дыхание чистым кислородом) верхний уровень каскадной ступени  $pO_2$  повышен до 760 мм рт. ст. Средний уровень  $pO_2$  в выдыхаемом воздухе составляет около 125 мм рт. ст. Поэтому при исследовании механизмов транспорта  $O_2$  из атмосферного воздуха в полость легочных альвеол при вдохе и выдохе необходимо иметь возможность регистрировать уровни парциальных давлений кислорода в перемещающейся с переменной скоростью воздушной среде в диапазоне от 760 до 50 мм рт. ст.

На второй каскадной ступени, наблюдаемой на участке полость альвеолы–капилляр, градиент  $pO_2$  имеет сравнительно большую величину — несколько десятков мм рт. ст. При этом уровень  $pO_2$ , на фоне которого осуществляется перенос  $O_2$  из полости альвеол в кровь легочных капилляров, может меняться от 110 (нормальные условия) до

50 мм рт. ст. (гипоксические условия). Существенной особенностью исследования механизмов транспорта кислорода на этой каскадной ступени является и то, что значительные перепады  $pO_2$  необходимо измерять как в газовой среде, так и в жидкой — в крови.

На следующей третьей ступени (в крупных и мелких артериях большого круга кровообращения) в нормальных физиологических условиях  $pO_2$  снижается примерно на 10 мм рт. ст., от 100 до 90 мм рт. ст. Следует отметить, что с медицинской точки зрения уровни  $pO_2$  в этом звене системы транспорта кислорода несут основную информацию о состоянии кислородного статуса организма, эффективности функционирования сердечно-сосудистой и дыхательной систем. С целью получения возможно более точной информации об их уровнях в экстремальных ситуациях (хирургия, реанимация) созданы и применяются дорогостоящие специализированные автоматизированные комплексы, предназначенные для внутрисосудистого мониторинга, анализа микропроб крови, транскутанного (транскутанного) измерения  $pO_2$ .

Четвертая (сеть микрососудов: артериолы, капилляры и вены) и пятая (межкапиллярное пространство) каскадные ступени характеризуют наиболее важные с физиологической точки зрения этапы кислородного транспорта, определяющие степень соответствия доставки кислорода в клетки их потребностям. Уровень  $pO_2$  по длине микрососудистой сети большинства тканей в нормальных условиях понижается от 90 до 40 мм рт. ст. При этом градиенты  $pO_2$  по длине капилляров составляют 15–20 мм рт. ст. Уровни  $pO_2$  в межкапиллярном пространстве варьируют от долей мм рт. ст. до 40–60 мм рт. ст. (у стенки мелких артерий и артериол). Важными особенностями этих участков системы транспорта кислорода являются их малые размеры, характеризующиеся десятками долями мм, а также наличие непрерывных значительных пространственно-временных изменений  $pO_2$ . Экспериментальный анализ распределения  $pO_2$  в пределах этих участков требует использования специальных микроэлектродов с высокой чувствительностью, минимальным временем отклика и диаметром кончика 1–5 мкм, что предъявляет повышенные требования к регистрирующей аппаратуре.

Следующая шестая каскадная ступень отражает градиент  $pO_2$ , наблюдаемый в венозной части кровеносной системы. Его величина близка к градиенту, имеющемуся в крупных и мелких артериях на третьей каскадной ступени, но противоположна по направлению. Уровень  $pO_2$  на этом участке в нормальных условиях возрастает на 10–20 мм рт. ст. при более низком фоновом уровне  $pO_2$ , что определяет особые требования к чувствительности и размерам кислородных датчиков.

### Требования к точности и воспроизводимости измерений pO<sub>2</sub> в биосредах

При формировании технических требований к измерителю O<sub>2</sub>, естественно, возникает вопрос о приемлемой точности и воспроизводимости измерений. Его анализ с учетом физиологической значимости этих характеристик и существующих технических возможностей при измерениях pO<sub>2</sub> крови [7] показывает, что удовлетворительная точность измерений на 3–6-м каскадах парциального давления кислорода составляет примерно 10 %. Это соответствует 3–20 мм рт. ст. в зависимости от среднего текущего значения измеряемого уровня pO<sub>2</sub>. Так, с повышением уровня pO<sub>2</sub> требования к абсолютной точности измерений могут быть снижены. Сравнительно мягкие требования к точности измерений pO<sub>2</sub> отчасти обусловлены отсутствием надежных методов и стандартов для метрологически четкого количественного контроля точности выполняемых измерений в биосредах. Возможно, в связи с этим клинические критерии контроля состояния больных прежде всего учитывают направление и скорость изменения pO<sub>2</sub>. Поэтому более жесткие требования в большинстве случаев предъявляются к воспроизводимости и дрейфу показаний, которые соответственно составляют до 3 % и около 1 % в час. Экстраполируя эти данные на контроль параметров парциального давления в воздухе и микроучастках тканей, можно считать, что воспроизводимость измерений pO<sub>2</sub> при исследовании этих объектов в 3 % является приемлемой.

### Специализированные кислородные анализаторы

Для измерения парциальных давлений кислорода и уровней его концентраций в различных средах разработаны и выпускаются приборы специализированного назначения. Так, например, кислородомер АЖА-101 (Гомель, ПО «Измеритель») предназначен для измерения концентрации кислорода в водной среде. Приборы TCM3 (Denmark, RADIOMETER), MIKROGAS7650 (France, KONTRON INSTRUMENTS) и др. применяются для транскутанного определения парциального давления O<sub>2</sub> в артериализованных участках кожи. Для целей внутрисосудистого мониторинга газов разработан анализатор PB3300 (USA, PURITAN-BENNET CORPORATION). Наибольшее распространение в клинической практике получили автоматические анализаторы для измерения парциального давления кислорода в пробах крови такие, как ABL300, ABL510, EML100 (Denmark, RADIOMETER), AVL995 (Switzerland, AVL MEDICAL INSTRUMENTS LTD), COMPACT1 и OMNI (Austria, AVL LIST GmbH), 238 pH/Blood

Gas Analyser и NOVA STAT1 (USA, CIBA-CORNING) и др. Как правило, в каждом из этих приборов в качестве сенсора используются полярографические кислородные электроды строго определенного типа и конструкции, предназначенные для контроля содержания O<sub>2</sub> в той или иной конкретной среде и различающиеся по своим техническим характеристикам [8, 9]. В то же время практика научных и прикладных исследований биологических систем требует применения кислородных электродов различных типов и конструкций, обеспечивающих возможность выполнения измерений в различных средах в широком диапазоне парциальных давлений и концентраций O<sub>2</sub> [2, 4]. Для решения этих проблем был разработан универсальный измеритель содержания кислорода в воздухе, жидких средах и биологических тканях.

### ОПИСАНИЕ УНИВЕРСАЛЬНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ СОДЕРЖАНИЯ КИСЛОРОДА

В основу универсального анализатора-кислородомера положен метод полярографического измерения содержания O<sub>2</sub> в исследуемой среде с помощью амперометрических молекулярно-селективных сенсоров — кислородных электродов. Сущность метода, применяемого в биомедицинских и экологических исследованиях заключается в измерении и анализе величины тока, проходящего через электродную ячейку (кислородный электрод), включающую поляризующийся катод (рабочий, обычно платиновый электрод) и неполяризующийся анод (вспомогательный, обычно хлор-серебряный электрод) [4, 8]. Используется хроноамперометрический режим работы электродной системы, т.е. осуществляется регистрация зависимости рабочего тока в цепи электродов от времени при заданном постоянном поляризующем напряжении.

Универсальность прибора заключается в обеспечении высокоточных измерений с применением разнообразных кислородных датчиков и количественного контроля их рабочих характеристик для анализа содержания кислорода в различных жидких, биологических, газовых средах при колебаниях температуры и гидродинамических условий. Эти достоинства обеспечены рациональным использованием современной элементной базы и схемотехнических решений. Создание высокоточного, надежного измерителя со стабильными характеристиками основано на применении операционных усилителей с входными токами порядка единиц пикоампер, малым дрейфом и низким энергопотреблением, а также низкоомных электронных ключей с малыми проходными

напряжениями для выбора оптимального диапазона измерений, что в то же время позволило использовать батарейное питание.

### Состав и структурная схема прибора

В состав прибора входят: электронный измеритель, кислородный электрод (типа Кларка, игольчатый или др.), а также миниатюрный датчик температуры и электромеханическая мешалка для обеспечения постоянной скорости перемешивания исследуемых жидких проб.

Электронный измеритель включает блоки: формирования напряжения смещения подаваемого на электроды, входного усилителя, измерения, питания и индикации показаний. Усилитель предназначен для преобразования рабочего тока датчика в напряжение для последующей обработки. Блок питания выполняет функцию стабилизатора напряжения  $\pm 4$  В и источника опорного напряжения  $\pm 1.2$  В. Блок индикации предназначен для отображения результатов измерения на цифровом табло.

В приборе реализованы возможности управления работой прибора и согласования характеристик электрода с параметрами измерителя. Они осуществляются органами управления, расположенными на лицевой и боковых панелях корпуса, позволяющими: 1) выбрать вид выводимого на ЖКИ показателя (величины напряжения поляризации, тока в цепи электродов, температуры, уровня  $pO_2$  (или  $C_{O_2}$ ); 2) установить соответствующий диапазон измерений; 3) компенсировать остаточный ток датчика; 4) согласовать поправку на температурную погрешность электрода.

Основными структурными элементами электронного измерителя (рис. 1) являются: преобразователь ток—напряжение, температурный корректор, масштабирующий усилитель, термометр, масштабирующий усилитель, термометр, преобразователь напряжение—концентрация, преобразователь напряжение—относительная величина (%), блоки регулировок и управления, коммутации, фильтрации, формирования управляющих напряжений, формирования управляющих напряжений,

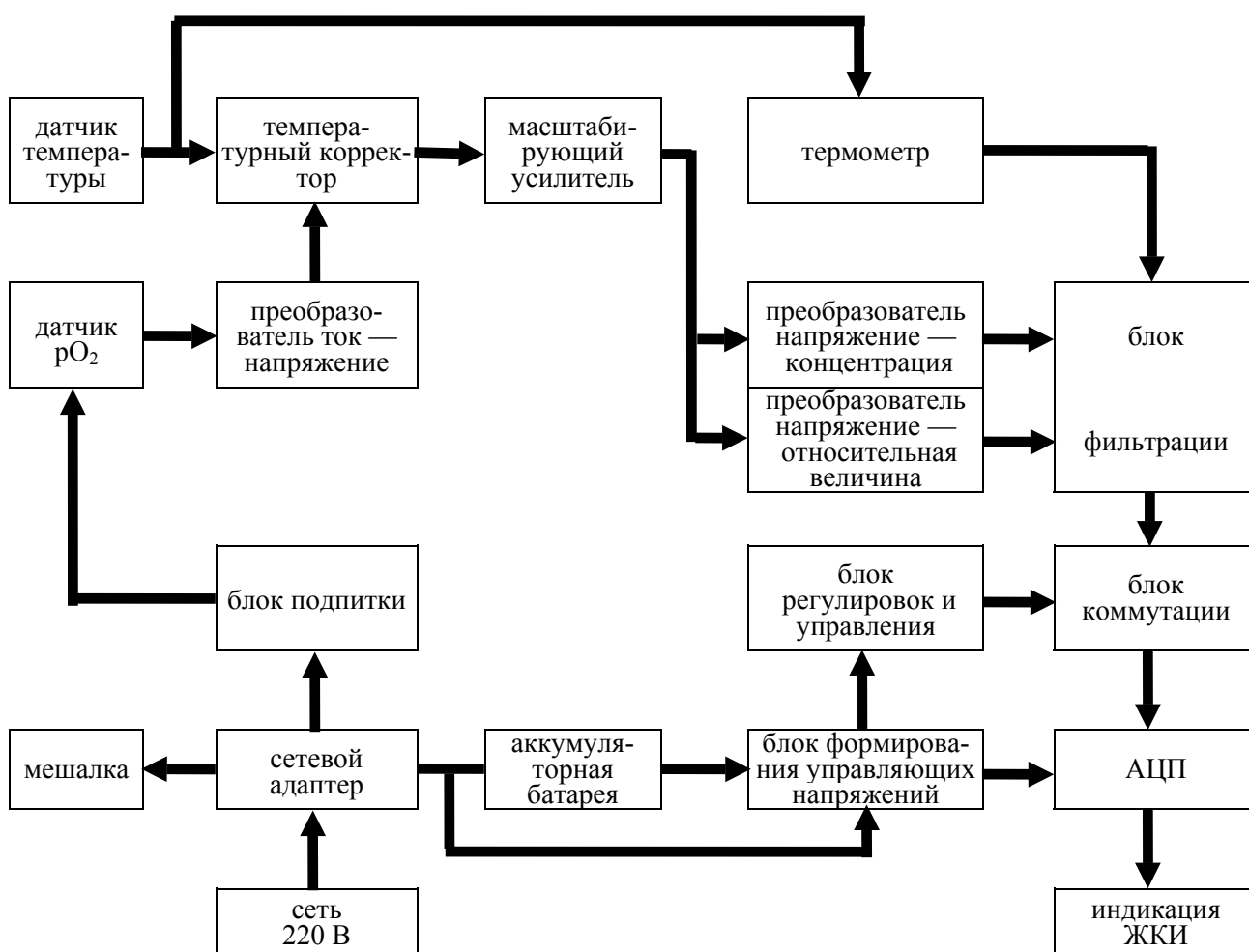


Рис. 1. Структурная схема универсального кислородомера

аналого-цифровой преобразователь (АЦП), жидкокристаллический индикатор (ЖКИ), аккумуляторная батарея, подпитки, сетевой адаптер.

На электродную систему с блока формирования управляющих напряжений подается фиксированное напряжение смещения. Выходной ток кислородного электрода поступает на преобразователь ток-напряжение, где происходит первичная фильтрация переменной составляющей регистрируемого тока. С выхода преобразователя сигнал идет на температурный корректор, осуществляющий компенсацию температурной погрешности кислородного электрода на основе сигнала, поступающего от датчика температуры исследуемой среды. Затем сигнал проходит на масштабирующий усилитель, обеспечивающий компенсацию остаточного тока кислородного электрода и установку соответствующего предела измерений. Далее полученный сигнал разветвляется параллельно на преобразователи напряжения, позволяющие получить сигналы, соответствующие измеряемым уровням  $pO_2$  (или  $C_{O_2}$ ) и их относительным величинам (%). Сигналы, выходящие от датчика температуры, масштабирующего усилителя, преобразователей, источника напряжения смещения, подаваемого на электродную систему, направляются на окончательную фильтрацию и далее на блок коммутации. После этого сигнал подвергается аналого-цифровому преобразованию (АЦП) и в цифровой форме выводится на жидкокристаллический индикатор (ЖКИ). Питание электронной схемы кислородомера осуществляется от аккумуляторной батареи (или от сети с помощью сетевого адаптера) напряжением 9 В с помощью блока формирования управляющих напряжений. Блок регулировок и управления представлен набором потенциометров и переключателей, с помощью которых выполняются рабочие регулировки в процессе эксплуатации прибора. Блок подпитки обеспечивает подачу напряжения смещения на O<sub>2</sub>-датчик при выключении измерителя.

#### Основные технические характеристики прибора

Кислородомер обеспечивает выполнение измерений в диапазонах 0–1000 мм рт. ст., 0–500 об. %, 0–50 мг/л, 0–40°C при использовании трех поддиапазонов измерений рабочих токов с верхними пределами 10, 100, 1000 нА и погрешностью их измерений 0.1–0.5 %. Диапазон напряжений, подаваемых на электродную систему, составляет 0.0–1.1 В. Предел основной абсолютной погрешности измерений содержания кислорода составляет ±2 мм рт. ст., ±2 об. %, ±0.2 мг/л, ±0.5 °C. Время отклика в зависимости от типа датчика составляет 1с–3 мин. Калибровка показаний — одноточечная по содержанию кислорода в воздухе или жидкой

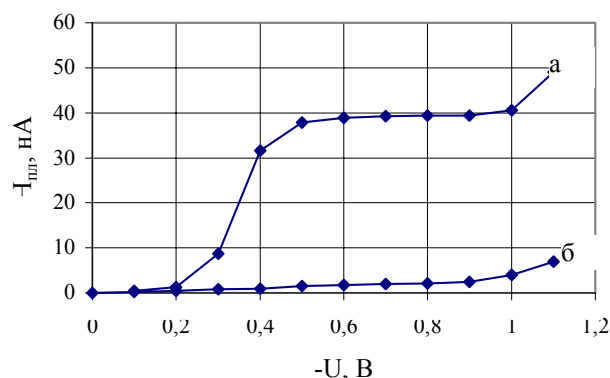
среде, уравновешенной с воздухом. Габариты измерителя — 160×80×40 мм, масса — 400 г.

#### ВОЗМОЖНОСТИ ПРАКТИЧЕСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПРИБОРА

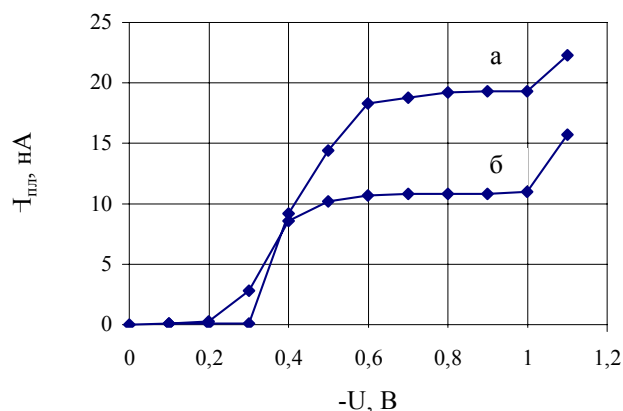
##### Исследование и контроль характеристик O<sub>2</sub>-электродов

Универсальный прибор для измерения уровней кислорода в окружающих и внутренних средах живых организмов должен обеспечивать возможность работы с электродами, отличающимися по таким характеристикам, как диапазон регистрируемых токов, чувствительность к изменениям температуры и скорости перемещения среды, время отклика, дрейф показаний, габариты. При этом, очевидно, качество выполняемых измерений определяется возможностью исследования указанных характеристик и их контроля в процессе эксплуатации того или иного датчика.

Одной из наиболее важных рабочих характеристик кислородного электрода является его вольт-амперная зависимость. Характер вольт-амперной кривой и величина тока плато, полученные в средах с известным содержанием O<sub>2</sub>, указывают на наличие избирательной чувствительности электродной системы к кислороду, дают возможность ее количественной оценки отношением  $\Delta I_{пл}/\Delta pO_2$ , выбрать оптимальный диапазон значений поляризующего напряжения и учесть поправку на остаточный ток. Параметры кислородного анализатора позволяют применять датчики, существенно отличающиеся по величинам остаточного тока и тока плато (на 2–3 порядка) в средах с одинаковым содержанием кислорода, а также контролировать их изменения в процессе эксплуатации. Так, на рис. 2 показана вольтамперная характеристика электрода типа Кларка (наиболее часто используемого типа закрытого электрода), имеющего диаметр катода 100 мкм и тефлоновую мембрану толщиной 30 мкм, в условиях: а) его нахождения в физиологическом (0.8 % NaCl) растворе, характеризующемся уровнем  $pO_2 = 159$  мм рт. ст., и б) в том же растворе после полного удаления кислорода при  $pO_2 = 0$  мм рт. ст. Характер этой зависимости свидетельствует о высокой избирательной чувствительности данного электрода, умеренной величине остаточного тока, позволяющей ввести соответствующую поправку, возможности использования оптимальной величины поляризующего напряжения порядка 0.60–0.75 В и количественно оценить чувствительность данного датчика, составляющую 0.23 нА/мм рт. ст., что свидетельствует о возможном корректном его применении во всем физиологическом диапазоне значений  $pO_2$ . В то же время в связи с относительно высокой площадью катода и большой толщиной низкопроницаемой



**Рис. 2.** Вольт-амперная характеристика закрытого кислородного электрода типа Кларка: а — погруженного в физиологический раствор, уравновешенный с атмосферным воздухом ( $pO_2 = 159$  мм рт. ст.); б — находящегося в том же растворе после полного удаления кислорода с помощью добавления сульфита натрия ( $pO_2 = 0$  мм рт. ст.). По оси абсцисс — величина напряжения ( $-U$ , В), подаваемого на электрод; по оси ординат — величина тока ( $-I_{пл}$ , нА), возникающего в цепи электрода



**Рис. 3.** Вольт-амперные характеристики: а — открытого кислородного электрода с диаметром катода 50 мкм в физиологическом растворе, уравновешенном с атмосферным воздухом; б — торцевого миниатюрного электрода с диаметром катода 50 мкм, закрытого тефлоновой мембраной толщиной 20 мкм, помещенного в тот же раствор. По оси абсцисс — величина напряжения ( $-U$ , В), подаваемого на электрод; по оси ординат — величина тока ( $-I_{пл}$ , нА), возникающего в цепи электрода

мембраны время отклика данного датчика составило около 2 мин.

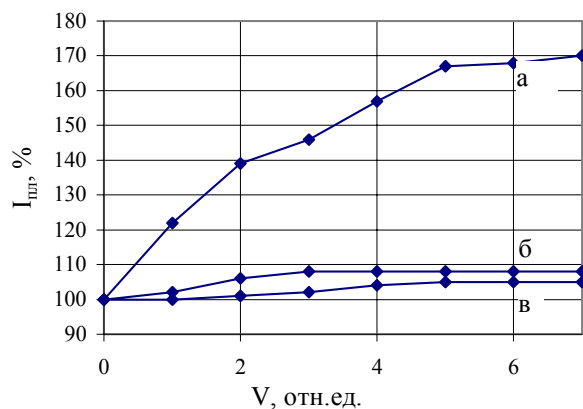
Аналогичные по форме вольт-амперные кривые (рис. 3) получены: а) для открытого электрода с диаметром катода 50 мкм и транскутанного, или торцевого, миниатюрного электрода с тем же диаметром катода и низкопроницаемой тефлоновой мембраной толщиной 20 мкм. Видно, что вследствие диффузионного сопротивления мембраны величина тока плато у закрытого датчика примерно в два раза ниже, чем у открытого кислородного электрода с катодом того же диаметра, а их чувствительность характеризуется величинами порядка 0.07 и 0.14 нА/мм рт. ст. соответственно. Остаточный ток практически отсутствует. Сравнение с данными, представленными на рис. 2, указывает на снижение рабочего тока с уменьшением площади катода. Тем не менее благодаря достигнутой в кислородомере достаточно низкой погрешности измерений малых токов данные модификации датчиков могут быть использованы для корректных измерений во всем диапазоне физиологических значений  $pO_2$ .

При анализе содержания кислорода в движущихся жидких и газообразных средах важно отбирать для измерений датчики с пониженной чувствительностью к перемешиванию среды: малой площадью катода, оптимальной толщиной и проницаемостью мембраны. Выполненные на универсальном анализаторе  $O_2$  исследования показали,

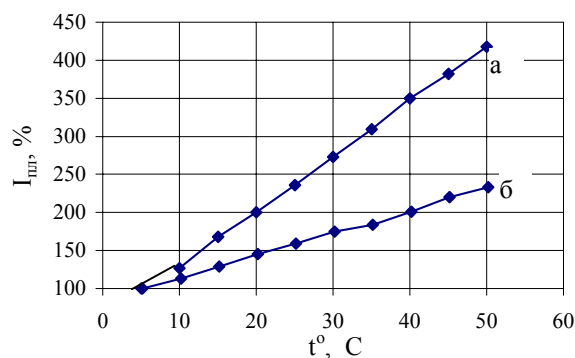
что при увеличении скорости перемешивания раствора электроды с большой площадью (диаметр 200 мкм) катода и тефлоновой мембраной (рис. 4, а) имели значительно более выраженный сдвиг тока плато по сравнению с электродом, имеющим меньшую площадь катода и такую же мембрану (рис. 4, б). Показана также (рис. 4, в) возможность сравнительного анализа зависимости рабочих характеристик датчика от толщины и состава применяемой мембраны. Это позволяет обеспечить минимальную погрешность измерений в динамических условиях перемешивания и нестационарных потоках крови и других сред.

При необходимости выполнения измерений в условиях температурных колебаний в среде чрезвычайно важно оценить и контролировать зависимость рабочего тока кислородного электрода от температуры. Анализ этого вопроса показал (рис. 5, а), например, что ток плато у электрода с диаметром катода 200 мкм и тефлоновой мембраной толщиной 30 мкм линейно растет с повышением температуры. Угол наклона этой зависимости характеризуется коэффициентом  $7.0\% / ^\circ C$ . Уменьшение диаметра катода до 50 мкм и толщины мембраны до 20 мкм привело к снижению величины температурного коэффициента до  $3.0\% / ^\circ C$  (рис. 5, б).

Анализ результатов исследования характеристик кислородных электродов показал, что минимальная чувствительность к колебаниям



**Рис. 4.** Относительные изменения тока плато ( $I_{пл}$ , %) при увеличении скорости перемешивания ( $V$ , отн. ед.) исследуемого раствора у кислородных датчиков, имеющих: а — диаметр катода 200 мкм и тефлоновую мембрану толщиной 30 мкм; б — диаметр катода 50 мкм и такую же мембрану; в — аналогичный диаметр катода, равный 50 мкм, и полиэтиленовую мембрану толщиной 20 мкм



**Рис. 5.** Зависимость тока плато ( $I_{пл}$ , %) от температуры ( $t$ , °C) анализируемой среды для кислородных электродов, имеющих: а — диаметр катода 200 мкм и тефлоновую мембрану толщиной 30 мкм; б — диаметр катода 50 мкм и тефлоновую мембрану толщиной 20 мкм

температуры и скорости перемешивания характерна для торцевых электродов с диаметром катода 50 мкм и тефлоновой или полиэтиленовой мембраной, имеющей толщину 20 мкм. Несмотря на сравнительно малую величину отношения  $\Delta I_{пл} / \Delta p_{O_2}$ , электроды данной конструкции отличаются высокой стабильностью характеристик, небольшим временем отклика (5–30 с), малым дрейфом показаний, составившим 0.04 нА/сут., что соответствует 0.5 мм рт. ст./сут. Таким образом, универсальный кислородный анализатор позволяет получить достаточно полную количественную оценку наиболее важных характеристик электродов, что является одним из необходимых условий выбора адекватной конструкции датчика и выполнения высокоточных и воспроизводимых измерений.

#### Результаты измерений, выполненных с помощью универсального кислородомера

Учитывая вышесказанную положительную оценку характеристик торцевых электродов, особенности их конструкции и малые размеры корпуса, торцевые датчики использовали с целью анализа содержания кислорода в выдыхаемом воздухе и различных участках кожи человека (см. таблицу). Полученные данные свидетельствуют о широком диапазоне значений  $p_{O_2}$  в рассмотренных средах. Наиболее высокие его уровни наблюдаются в выдыхаемом воздухе. Функциональная нагрузка в виде задержки дыхания ведет к понижению  $p_{O_2}$  на

7 мм рт. ст. в связи с более длительным нахождением порции воздуха в полости легочных альвеол. В интактной коже наиболее высокие уровни кислорода отмечены в области над артерией. Кожа над крупной веной имеет средний уровень  $p_{O_2}$  около 41 мм рт. ст., а над мышцей и сухожилием — минимальный, достигающий 3 мм рт. ст., что может объясняться низким уровнем кровотока и потребления кислорода в покоящихся мышцах и соединительной ткани. Следует отметить достаточно высокий уровень воспроизводимости измерений, по-видимому, отчасти обусловленный реализованной возможностью тщательного контроля функциональных показателей измерительного электрода и удовлетворительными характеристиками электронного измерителя.

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный измеритель содержания кислорода является универсальным прибором для измерения парциальных давлений и содержания O<sub>2</sub> в воздухе, жидких средах и биологических тканях. Он может быть использован для измерения этих параметров различными датчиками при высокой воспроизводимости показаний в широких пределах их изменений. Кроме того, прибор позволяет контролировать характеристики датчиков и условия проведения экспериментов. Сетевое и автономное питание, а также малые габариты обеспечивают возможность его применения как в стационарных, так и в экспедиционных условиях при

Результаты измерений рО<sub>2</sub> в различных биосредах

| Исследуемая среда                   | рО <sub>2</sub> ,<br>мм рт. ст. | Воспроизводимость (n =7),<br>±, % |
|-------------------------------------|---------------------------------|-----------------------------------|
| Выдыхаемый воздух: в покое          | 122                             | 2                                 |
| после задержки дыхания на 2 мин     | 115                             | 2                                 |
| Поверхность кожи: над крупной веной | 41                              | 2                                 |
| после пережатия крупной вены        | 12                              | 2                                 |
| над сухожилием                      | 3                               | 1                                 |
| над артерией                        | 70                              | 3                                 |
| над мышцей                          | 22                              | 2                                 |

проведении биологических, медицинских, экологических и химических исследований.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Лукьянова Л.Д., Балмуханов Б.С., Уголев А.Т. Кислородзависимые процессы в клетке и ее функциональное состояние. М.: Наука, 1982. 301 с.
2. Vanderkooi J.M., Erecinska M., Silver I.A. // Am. J. Physiol. 1991. V. 260. С. 1131–1150.
3. Березовский В.А. Напряжение кислорода в тканях животных и человека. Киев: Наукова Думка, 1975. 280 с.
4. Коваленко Е.А., Березовский В.А., Эпштейн И.М. Полярографическое определение кислорода в организме. М.: Медицина, 1975. 231 с.
5. Кисляков Ю.Я., Самойлов М.О., Иванов К.П. // Докл. АН СССР. 1976. Т. 226, № 1. С. 234–237.
6. Tews G. // Klin. Wschr. 1963. V. 41. P. 120.
7. Clauson J.L. // Progress Notes. 1992. V. 2. P. 13–15.
8. Хаваши Е. Ионно- и молекулярно-селективные электроды в биологических системах. М.: Мир, 1988. 221 с.
9. Pungor E., Feher Zs., Varadi M. // Critical Reviews in Analytical Chemistry. CRC Press., 1980. V. 9. P. 97.

*Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург (Л.П. Кислякова, Ю.Я. Кисляков)*

*Научно-производственный Центр экологии и здоровья, Санкт-Петербург (Г.Р. Евдокимов, М.Е. Лазарев)*

Материал поступил в редакцию 16.05.2000.

## A UNIVERSAL DEVICE FOR MEASUREMENT OF THE OXYGEN CONTENT IN AIR, LIQUIDS AND BIOLOGICAL TISSUES

L. P. Kislyakova, Yu. Ya. Kislyakov, G. R. Evdokimov<sup>1</sup>, M. E. Lazarev<sup>1</sup>

*Institute for Analytical Instrumentation RAS, Saint-Petersburg*

<sup>1</sup>*Scientific and Industrial Center of Ecology and Health, Saint-Petersburg*

A universal device for measurement of the oxygen partial pressure and its content in air, liquids and biological tissues is described. It can be used for measurement of these parameters by various electrodes with high accuracy in a wide range of their changes. Simultaneously the device permits one to control the electrode characteristics and the experimental conditions. It can be used in stationary and field conditions in biological, medical, ecological and chemical research.