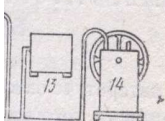


Электрическая цепь 8 кислорода в камеру 13 с от ее и определяют вна- давлении в камере. ного колена манометри- электродами 9 сообща- насос 14 отключаются. При поглощении кисло-



кислорода.

лабораторными влении.

о понижается, уровень замыкает контакты 9 и ение в камере 13 воз- уровня раствора элект- прекращению поступ- подача кислорода в По количеству воды, ния кислорода живот-

их пониженного баро- зают сообщение его с не обоих колен мано- камере 13 создают не- грического давления го датчика 10 потреб- 10 не реагирует на го давления в камере а 10 с электродами 9 азообмена в условиях животным кислорода ие барометрического ке 10 поднимается на тный клапан 7, через ческое давление в ка- т к снижению уровня крытию клапана 7 и им образом регули- животным произво- 10 постепенно открыв-

вают, и в камеру 13 впускают воздух до выравнивания барометрического давления с окружающим. Затем определяют потребление кислорода крысой, как указано выше, при нормальном барометрическом давлении, т. е. в постгипоксическом периоде. После этого камеру 13 открывают и животное извлекают.

Влияние высотной гипоксии («высота» 9000 м) на потребление кислорода крысой № 22 (мл O_2 /кг/мин)

Исходная величина потребления кислорода	Гипоксия. Срок исследования от начала опыта, мин					Постгипоксический период. Срок исследования, мин	
	10	20	30	40	50	10	20
21,5	14,2	16,6	19,4	15,0	18,5	26,4	25,0

Приводим результаты определения потребления кислорода крысой № 22. Из таблицы видно, что пребывание животного на «высоте» 9000 м сопровождалось понижением потребления кислорода, особенно в течение первых 10 мин. Отмечался также волнообразный характер изменения газообмена. При этом потребление кислорода то падало, то возрастало, приближаясь к исходным величинам. В течение первых 10—20 мин после гипоксии потребление кислорода повышалось.

Предложенная методика позволяет изучать потребление кислорода лабораторными животными при высотной гипоксии разной тяжести, продолжительности, а также влияние различных факторов на интенсивность газообмена при кислородном голодании.

Литература

1. Беркович Е. М. Современные методы определения энергетических затрат человека и животных. — Успехи соврем. биологии, 1958, 45, № 1, с. 46—64.
2. Евдокимов С. А., Трубицына Г. А. К методике определения газообмена у мелких животных. — Физиол. ж. СССР, 1960, 46, № 5, с. 631—633.
3. Ольянская Р. П., Исаакян Л. А. Методы исследования газового обмена у человека и животных. Л.: Медицина, 1959. 200 с.
4. Попов И. П., Еременко П. И. Методика вивчення споживання кисню тваринами в нормі і при зниженні атмосферного тиску. — Тези доп. VII з'їзду Українського фізіологічного товариства. Київ, 1964, с. 328—329.
5. Рылова М. Л. Методы исследования хронического действия вредных факторов среды в эксперименте. Л.: Медицина, 1964. 228 с.
6. Слуцкер А. С., Степанов С. А. Новая конструкция аппарата для исследования потребления кислорода лабораторными животными. Гигиена труда и профессиональные заболевания, 1971, № 4, с. 50—51.
7. Шевченко О. В. До методики дослідження газообміну у дрібних тварин. — Фізіол. ж. АН УРСР, 1962, 8, № 3, с. 416—418.

Кафедра патологической физиологии
Донецкого медицинского института

Поступила в редакцию
23.I 1978 г.

УДК 612.127.2.

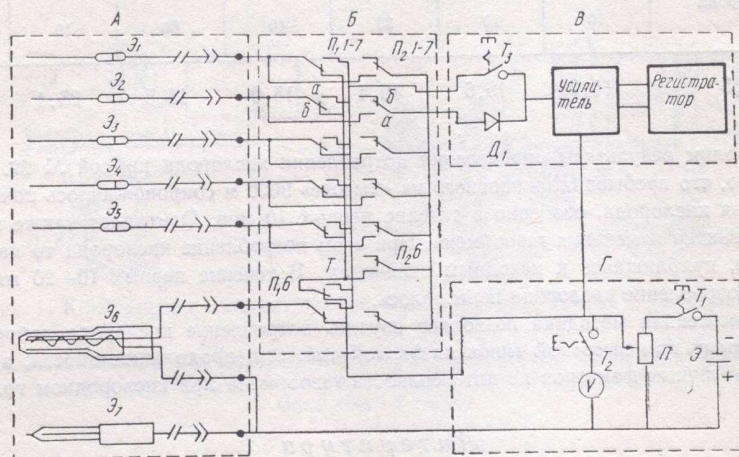
С. Г. Енокиян

К МЕТОДИКЕ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ПОЛЯРОГРАФИИ КИСЛОРОДА В БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТАХ

Возможности исследования кислородного гомеостаза полярографическим методом значительно расширяются при увеличении числа измерительных каналов, что позволяет определять величину P_{O_2} в нескольких точках. Для одновременной регистрации

напряжения кислорода предложены многоканальные установки [2, 3, 4]. Однако известные конструкции предполагают использование большого числа усилительных, питающих устройств, которые обладают различными техническими характеристиками. Это в значительной степени усложняет методику многоканальной полярографии кислорода в биологических объектах.

Точность полярографического метода определения напряжения кислорода в значительной мере определяется стабильностью характеристик индикаторных электродов. В настоящее время широко используется стабилизация характеристик открытых электродов посредством двухэтапного электрохимического и биологического состаривания рабочей поверхности [1], что позволяет в ряде случаев приблизить показания открытых



Установка для многоканальной полярографии кислорода в биологических объектах.

Объяснения в тексте.

калиброванных электродов к результатам измерения на закрытых электродах [5]. В связи с этим важным условием сохранения стабильных характеристик индикаторных электродов является поддержание постоянного потенциала поляризации. В известных установках для многоканальной полярографии кислорода в процессе выполнения переключений каналов режим поляризации прерывается, что отражается на стабильности параметров индикаторных электродов.

В настоящей работе описана установка, которая позволяет определять P_{O_2} одновременно в нескольких точках объекта (например, в тканях и жидких средах человека или животных) в амперометрическом режиме. Измерения осуществляются с использованием одного измерительного прибора и источника поляризующего напряжения. Электрическая схема установки для многоканальной полярографии кислорода в биологических объектах представлена на рисунке.

Установка состоит из следующих узлов. Блок выносных датчиков (А), включающих пять открытых индикаторных электродов ($\mathcal{E}_1$ – $\mathcal{E}_5$), закрытый электрод типа «Кларка» ($\mathcal{E}_6$), электрод сравнения ($\mathcal{E}_7$) типа ЭВЛ-1М2. Блок коммутации (Б) состоит из двух блоков переключателей Π_1 –7 и Π_2 –7. Блок измерения (В), содержит диод Д7Ж, выключатель T_3 , фотокompенсационный усилитель Ф-116/2, электронный регистратор типа ЭПП-09. Блок поляризации (Г) состоит из гальванического элемента типа «Сатурн», переменного проволочного сопротивления Π (300–800 Ом), выключателей T_1 и T_2 , вольтметра V.

В исходном положении с блока поляризации (Г) напряжение поляризации, величина которого устанавливается делителем напряжения Π и контролируется вольтметром V, подается через блок коммутации (Б) (переключатели Π_1 –7) на индикаторные элект-

роды $\mathcal{E}_1$ – $\mathcal{E}_6$. Переключатели электродов $\mathcal{E}_1$ – $\mathcal{E}_5$. Блок тации (Б) через переключатель T_3 к катоду закрытого (б) электрическая цепь — блок поляризации, выключатель T_3 под действием выключателя диод D_1 включен в цепь тока, поэтому его влияние. В режиме измерения коротко и выключен метра фотокompенсационной стрелки микроамперметра протекающего тока.

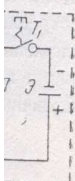
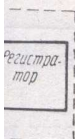
Предложенная установка работает следующим образом. Напряжение подается на блок измерения через цепь поляризации индикаторных электродов, в цепи которых подается через блок коммутации без нарушения режима, что исключает его влияние. Измерения осуществляются с помощью измерительного прибора, регистрирующего показания переключателей Π_1 и Π_2 .

Разработанная установка позволяет измерять P_{O_2} в нескольких точках биологического объекта. В отделе выполняются без нарушения точности многоканально и биологиче-

1. Березовский В. В. и др. Вестник АН Арм. ССР, 1975, 2.
2. Бурнейко Н. И. Исследования кранио-конечностей. — Ереван, Минск, 1966.
3. Гальцева И. В. и др. Методика измерения для оценки кислорода в биологических объектах. № 3, с. 55–57.
4. Нурик Л. Ф. Ученые труды, 1966, № 3, с. 55–57.
5. Коваленко Е. А. Кислорода в организме. Клиническая больница, г. Алма-Ата.

4]. Однако известные, питающих иками. Это в значении кислорода в

кислорода в значении электродов. к открытым электродом составивания показания открытых



логических

одах [5]. В связанных электродных известных установлении переключе- бильности пара-

еять P_{O_2} одно- средах человека ются с использо- вания. Элект- да в биологиче-

(А), включаю- щего типа «Кларка» состоит из двух сит диод Д7Ж, ий регистратор ента типа «Са- лютателей Т₁ и

яризации, вели- чина вольтметром каторные элект-

роды Э₁₋₆. Переключатель П₁₆ включен в цепи поляризации открытых индикаторных электродов Э₁₋₅. Блок измерения (В) подключен к блокам поляризации (Г) и коммутации (Б) через переключатели П₂₁₋₅ к индикаторным электродам Э₁₋₅, П₂₆ к точке Т, П₂₇ к катоду закрытого электрода Э₆. В исходном положении переключателей П₂₁₋₇ (б) электрическая цепь — индикаторные электроды — блок коммутации — блок измерения — блок поляризации разорвана. Переключатели П₁₁₋₇ (в положении а) через выключатель Т₃ подключены параллельно диоду и переключателям П₂₁₋₇. В исходном положении выключатель Т₃ находится в положении «включено». В блоке измерения диод Д₁ включен в прямом направлении по отношению к протекающему диффузионному току, поэтому его влияние на режим поляризации индикаторных электродов незначительно. В режиме измерения переключателями П₁₁₋₇ (в положении а) диод замкнут накоротко и выключен из цепи. Наличие диода исключает закорачивание входа гальванометра фотокомпенсационного усилителя Ф-116/2 при переключении каналов и смещение стрелки микроамперметра в крайнее левое положение из-за изменения направления протекающего тока.

Предложенная установка для многоканальной полярографии кислорода работает следующим образом. В исходном положении на индикаторные электроды поляризующее напряжение подается, минуя блок измерения. Переключателями П₂₁₋₇ (в положении а) блок измерения может быть произвольно подключен к электродам Э₁₋₆, к точке Т параллельно цепи поляризации. Переключателями П₁₁₋₇ (в положении а) цепь поляризации индикаторных электродов разрывается, и поляризующее напряжение на индикаторный электрод, в цепи которого предполагается измерение протекающего диффузионного тока, подается через блок измерения. Это позволяет осуществлять измерения в цепи электродов без нарушения режима поляризации. Одновременно из цепи выключается диод Д₁, что исключает его влияние на величину диффузионного тока. Выключение блока измерения осуществляется в обратном порядке. В схеме предусмотрен режим работы, позволяющий измерять суммарный диффузионный ток от открытых электродов Э₁₋₅ (переключатели П₁₆ и П₂₆).

Разработанная установка позволяет регистрировать напряжение кислорода в нескольких точках биологического объекта, что значительно расширяет объем получаемой информации. В отличие от известных установок измерения в последовательном режиме выполняются без нарушения режима поляризации индикаторных электродов, что повышает точность многоканальной полярографии кислорода при использовании электрохимически и биологически состаренных датчиков.

Литература

1. Березовский В. А. Напряжение кислорода в тканях животных и человека. К.: Наукова думка, 1975. 278 с.
2. Бурнейко Н. И., Виторский И. К. К методике прижизненного полярографического исследования кислорода в тканях больных с тромбооблитерирующими заболеваниями конечностей. — В кн.: Материалы VI науч. сессии ГГМИ и Всесоюз. симпоз. по тиами- ну. Минск, 1966, с. 50—51.
3. Гальцева И. В., Ильинский И. А., Селезнев С. А. Синхронное полярографическое определение напряжения кислорода в магистральных сосудах и органах и его использование для оценки некоторых форм гипоксии. — В кн.: Полярографическое определение кислорода в биологических объектах. К.: Наукова думка, 1968, с. 181—185.
4. Нурик Л. Ф. Установка для полярографических исследований. — Мед. техника, 1970, № 3, с. 55—57.
5. Коваленко Е. А., Березовский В. А., Эпштейн И. М. Полярографическое определение кислорода в организме. М.: Медицина, 1975. 231 с.

Клиническая больница № 2,
г. Алма-Ата

Поступила в редакцию
27. II 1979 г.