

В схеме приставки используется напряжение питания +12 В и —12 В, которое берется от источников питания эхоскопа. Выбор параметров схемы приставки определяется параметрами схемы УДА-871 (или другого эхоскопа), с которой берутся сигналы на клеммы приставки «Вход» и «Запуск», и режимами работы используемых в приставке микросхем и транзисторов.

На рис. 2 приведены образцы пульсограмм, полученные с помощью сфигмоприставки на регистрирующем устройстве прибора ЭК1Т-03М.

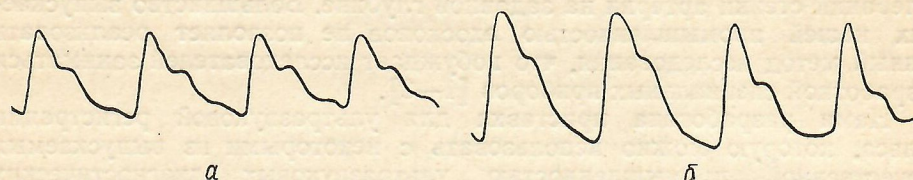


Рис. 2. Пульсограммы механических колебаний стенки артерии.
а — *art. brachialis* (локтевой сгиб), глубина 8 мм; б — *art. radialis* (дистальная треть предплечья), глубина 6 мм.

Схема показала свою высокую работоспособность и надежность в эксплуатации. Разрешающая способность ультразвуковой приставки к эхоскопу определяется практически только характеристиками используемого эхоскопа.

Список литературы

1. Лубэ В. М., Титков Б. П. Медико-технические требования к ультразвуковому сфигмографу.— В кн.: Материалы Всесоюз. семинара-совещания «Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений». М., 1970, с. 153—154.
2. Мاستрюков В. А. Организационно-методические принципы внедрения в практику ультразвуковой диагностики и подготовка специалистов.— В кн.: Применение ультразвука и новых видов энергии в диагностике, терапии и хирургии: Сб. науч. тр. 1-го Моск. мед. ин-та. М., 1977, с. 31—34.
3. Титков Б. П. Анализ и обработка ультразвуковых сфигмограмм.— В кн.: Тез. докл. III Всесоюз. семинара-совещания «Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений». М., 1974, с. 164—166.

Киев. ин-т ортопедии

Поступила 19.12.83

УДК 612.793—072.7

Б. Г. Кобулия, Н. Г. Цховребашвили

ИЗМЕРЕНИЕ ПОТРЕБЛЕНИЯ КИСЛОРОДА И КРОВОТОКА В КОЖЕ МЕТОДОМ ТРАНСКУТАННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ КИСЛОРОДА

Для определения динамики утилизации кислорода кожей часто применяется полярографический метод. Об интенсивности окислительных процессов в тканях судят по темпу падения диффузионного тока после регионарной окклюзии кровообращения или по времени релаксации P_{O_2} до исходного уровня после кислородной нагрузки. Однако вопрос о пересчете величины P_{O_2} на абсолютное содержание кислорода в исследуемой ткани окончательно не выяснен, ввиду чего многие авторы при изучении динамики утилизации кислорода в мышцах и коже продолжают пользоваться относительными изменениями среднего P_{O_2} во времени (время истощения запаса кислорода, константа скорости потребления кислорода и др.) [1, 6, 7]. Решение этого вопроса позволило бы рассчитать утилизацию кислорода в тканях в абсолютных величинах.

В 1973 г. группой ученых из Марбурга [10] был предложен электрод со специальным согревающим устройством для транскутанных измерений P_{O_2} артериальной крови (tcP_{O_2}). По данным многих авторов, измеренное таким электродом P_{O_2} тесно коррелирует с P_{O_2} артериальной крови как у новорожденных детей, так и у взрослых [4, 8, 9, 10, 13, 15 и др.]. Аналогичные электроды разработаны у нас [2].

Метод транскутанного определения напряжения кислорода мы применили для измерения абсолютных величин потребления кислорода кожей и кровотока во время регионарной окклюзии кровообращения в конечности. Впервые транскутанные электроды P_{O_2} и P_{CO_2} были применены для определения кожного метаболизма и кровотока [14].

Методика. Транскутанное определение напряжения кислорода артериальной крови производили оксимонитором SM 361 фирмы «Hellige» (ФРГ), который снабжен электродом из трех отдельных платиновых катодов, погруженных в стекло и окруженных кольцеобразным серебряным анодом; последний служит также нагревающим устройством для электрода. Номинальная температура электрода может быть установлена на 37 °C при измерениях проб крови *in vitro* и на 43—44 °C при транскутанных измерениях. Электрод, нагретый до 45 °C, создает локальную температуру кожи порядка 43 °C, что достаточно для дилатации субэпидермальных капилляров и возникновения гиперемии и артериализации капиллярной крови под электродом. Молекулярный кислород диффундирует через безсосудистый эпидермис и тефлоновую мембрану электрода и там редуцируется. Потребление кислорода катодом диаметром 15 мкм порядка 0,002 кПа/мин (0,015 мм рт. ст./мин) при P_{O_2} 13,3 кПа (100 мм рт. ст.) [12]. В кислородном электроде измеряемый сигнал линейно зависит от давления кислорода, поэтому эталонная характеристика определяется двумя точками. При калибровке электрода нулевая точка определяется раствором, не содержащим кислород, а вторая точка — комнатным воздухом при нагревом электрода. Предел измерения P_{O_2} от 0 до 107 кПа (от 0 до 800 мм рт.ст.). Электродом определяется также относительная локальная перфузия кожи (периферическое перфузионное давление). В основу метода положен принцип теплоотдачи электрода [11] (подробное описание методики см. [4, 5]).

Электрод с помощью самоприклеивающихся колец фиксировали на ладонной поверхности предплечья. После 10—15 мин вазодилатации испытуемый дышал 100 % кислородом в течение 8—10 мин, пока не достигалось плато tcP_{O_2} 53—66 кПа (400—500 мм рт.ст.). Затем испытуемый поднимал руку на 15 с (чтобы избежать пассивных перемещений крови из более глубоких тканей к поверхности кожи), и кровоток прерывался надуванием манжетки от тонометра до 33 кПа (250 мм рт. ст.).

Потребление кислорода кожей вычисляли по формуле:

$$\dot{V}_{O_2} = \alpha \times \Delta P_{O_2} / 760, \quad (1)$$

где α — растворимость кислорода в мл·г⁻¹·атм⁻¹, которая допускается равной растворимости кислорода в воде при такой же температуре, т. е. 0,0219 при 45 °C и 0,0238 при 37 °C, а ΔP_{O_2} — скорость падения транскутанного P_{O_2} в атм·мин⁻¹.

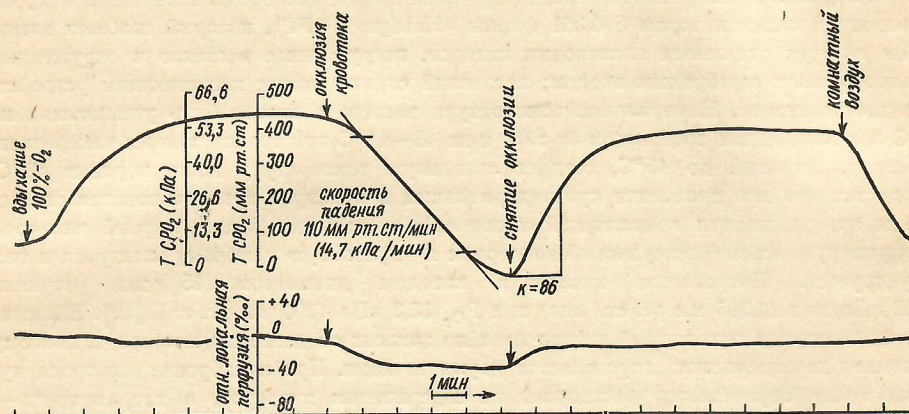
Обследовано 18 здоровых лиц в возрасте от 20 до 45 лет. Для измерения потребления кислорода окклюзию периферического кровотока выполняли при температуре электрода 45 и 37 °C (после предварительной вазодилатации при температуре электрода 45 °C).

Барометрическое давление при исследованиях в среднем составляло 98 кПа (735 мм рт. ст.), а температура воздуха — 23 °C.

Результаты и их обсуждение. Как показано на рисунке, исходное значение tcP_{O_2} составляло 10 кПа (75 мм рт. ст.), после начала вдыхания 100 % кислорода транскутанное P_{O_2} постепенно повышалось и в течение 7 мин достигало плато — 59 кПа (440 мм рт. ст.). После окклюзии и прекращения кровотока в предплечье потребление кислорода кожей вызывало линейное снижение транскутанного P_{O_2} примерно до 13—20 кПа (100—150 мм рт. ст.); ниже этого уровня остаточная кровь в капиллярах постепенно начинала отдавать кислород в ткани и кривая принимала вогнутый характер. Для расчета потребления кислорода ($\dot{V}_{O_2}$) берется участок кривой с линейным снижением P_{O_2} , так как

полностью вазодилатированная кожа в диапазоне выше 20 кПа (150 мм рт. ст.) потребляет только физически растворенный кислород и результаты измерения $\dot{V}_{O_2}$ не зависят от показателей оксигемоглобина в крови.

У испытуемых при температуре электрода 45 °С скорость снижения tcP_{O_2} варьировала в пределах 12—17 кПа/мин (90—125 мм рт. ст./мин) и в среднем составляла $15 \pm 0,39$ кПа/мин ($110 \pm 2,9$ мм рт. ст./мин). Потребление кислорода $\dot{V}_{O_2}$, вычисляемое по скорости снижения P_{O_2} во время окклюзии, как показали наши измерения, равнялось $0,0032 \pm 0,0004$ мл $O_2 \cdot g^{-1} \cdot min^{-1}$. При температуре электрода 37 °С (после предварительной вазодилатации при температуре электрода 45 °С) транскутанное P_{O_2} после окклюзии кровотока в среднем понижалось



Запись транскутанного P_{O_2} (tcP_{O_2}) на предплечье у здорового обследованного при вдыхании 100 % кислорода и регионарной окклюзии кровообращения.

Линейная первая часть кривой применяется для вычисления потребления кислорода. Для определения объемного кровотока кожи после снятия регионарной окклюзии кровотока используется постоянная времени последующего вымывания кислорода (подробное объяснение в тексте).

со скоростью $10 \pm 0,55$ кПа/мин ($75 \pm 4,1$ мм рт. ст./мин), а потребление кислорода кожей $\dot{V}_{O_2}$ равнялось $0,0023 \pm 0,0003$ мл $O_2 \cdot g^{-1} \cdot min^{-1}$. По данным других авторов [19, 14], потребление кислорода кожей при температуре электрода 45 и 37 °С соответственно равнялось $0,0036 \pm 0,0008$ и $0,0027 \pm 0,0005$ мл $O_2 \cdot g^{-1} \cdot min^{-1}$.

Главными источниками ошибки при определении $\dot{V}_{O_2}$ кожи могут быть присутствие оксигемоглобина в ишемизированной ткани и количество оставшейся крови в капиллярах, так как кривая падения P_{O_2} после окклюзии кровотока в конечности может зависеть от объема крови, из которой берется кислород. Однако при дыхании кислородом, когда P_{O_2} крови достигает 53—67 кПа (400—500 мм рт. ст.), потребляется только физически растворенный кислород и лишь малая часть его берется из гемоглобина, ввиду чего содержание оксигемоглобина не должно существенно влиять на результаты измерения. Кровь, оставшаяся в капиллярах, содержит растворенный кислород, как и сама ткань, и ее объем в коже составляет приблизительно 3—5 % тканевого объема [14].

Что касается определения $\dot{V}_{O_2}$ кожи по скорости релаксации P_{O_2} до исходного уровня после кислородной нагрузки (без регионарной окклюзии кровотока), то оно не может служить надежным критерием интенсивности утилизации кислорода кожей, так как может значительно изменяться в зависимости от сдвигов микрососудистой гемодинамики, особенно при вазодилатированной коже. На это указывают также литературные данные [3] о том, что при высоком P_{O_2} результаты теста отражают не столько сдвиги потребления кислорода кожей, сколько те изменения, которые после ингаляции кислорода происходят в циркулирующей крови.

После снятия окклюзии, при продолжении вдыхания кислорода, кривая tcP_{O_2} квази-экспоненциально возвращается к максимальному значению (см. рисунок), при этом постоянная времени кривой зависит от кровотока.

Постоянную времени кривой вымывания кислорода определяли по формуле:

$$K = - \frac{1}{\ln \left(1 - \frac{P_{O_2(t)}(\text{исх})}{P_{O_2}(\text{макс})} \right)}, \quad (2)$$

где K — постоянная времени, $P_{O_2(t)}(\text{исх})$ — исходное значение P_{O_2} через 1 мин после снятия окклюзии равняется 29 кПа (220 мм рт. ст.); $P_{O_2}(\text{макс})$ — контрольное значение (в нашем случае $P_{O_2}(\text{макс}) = 60$ кПа (450 мм рт. ст.); подставляя в формулу (2) соответствующие величины, получаем постоянную времени $K = 84$ с.

Как показали наши измерения, tcP_{O_2} возрастает в среднем на 62 % при постоянной времени, равной в среднем 88 с. Датчик и кожа вызывают задержку приблизительно в 16 с, что представляет собой постоянную времени для ступенчатого изменения газового P_{O_2} электрода при добавлении «ложной кожи» — 25 мкм тефлоновой мембраны [16]. Вычитая эту задержку, получаем постоянную времени 72 с. Уравнение вымывания для хорошо перемешанного пространственного отсека дает следующую постоянную времени (K в секундах) для 62 % равновесия: $K = \lambda Q / Q$, где Q — кровоток в $\text{мл} \cdot \text{г}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$, λ — коэффициент распределения O_2 между кожей и кровью, составляющий около 0,9 при P_{O_2} 33—50 кПа (250—375 мм рт. ст.) и при допущении, что кожа обладает такой же растворимостью O_2 , как и вода [14].

Кровоток кожи предплечья, рассчитанный по этим данным, при температуре электрода 45 °С варьировал в пределах от 0,67 до 0,85 $\text{мл} \cdot \text{г}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$, и в среднем составлял $0,75 \pm 0,02 \text{ мл} \cdot \text{г}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$.

В некоторых записях наблюдалось отклонение значения теплотворной способности электрода непосредственно после снятия окклюзии, указывавшее на то, что реактивная гиперемия увеличивает расчетный поток выше значения, полученного в доокклюзионном периоде.

Необходимым условием адекватности при использовании данного метода для определения объемной скорости локального кровотока является гомогенность перфузии исследуемого участка ткани. Величины кровотока, рассчитанные по такой методике, реальны в том смысле, что они совместимы с данными вымывания, и расчеты, проведенные на математической модели, допускают гомогенность перфузии исследуемого участка ткани [14].

Таким образом, неинвазивный, непрерывный метод транскутанного определения напряжения кислорода в условиях проведения функциональных нагрузок (региональная окклюзия кровотока, кислородная нагрузка) может быть использован в качестве теста для определения потребления кислорода и объемного кровотока в коже при исследовании различных физиологических состояний как в норме, так и при патологии. Особенно перспективным является использование метода для одновременного определения транскутанного P_{O_2} крови, утилизации кислорода и кровотока в коже. Дальнейшая разработка методики определения потребления кислорода и кровотока в коже с помощью транскутанных электродов P_{O_2} должна способствовать повышению ее диагностической и информативной ценности.

Выводы. У здоровых испытуемых при дыхании 100 % кислородом потребление кислорода ($\dot{V}O_2$) кожей предплечья, вычисляемое по скорости снижения транскутанного P_{O_2} (ΔP_{O_2}) во время региональной окклюзии кровообращения при температуре электрода 45 °С в среднем составляет $0,0032 \pm 0,0004$, а при 37 °С $0,0023 \pm 0,0003 \text{ мл } O_2 \cdot \text{г}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$.

После снятия регионарной окклюзии, при продолжении вдыхания кислорода кривая транскутанного P_{O_2} квази-экспоненциально возвра-

щается к максимальному уровню, при этом постоянная времени кривой вмывания кислорода зависит от кровотока в коже. Рассчитанный этим способом кровоток в коже предплечья в среднем составляет $0,75 \pm 0,02 \text{ мл} \cdot \text{г}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$.

Неинвазивный, беспрерывный метод транскутанного измерения P_{O_2} артериальной крови в условиях проведения функциональных нагрузок представляется весьма перспективным методом одновременно определения P_{O_2} крови, потребления кислорода и кровотока в коже и может быть использован при исследованиях различных физиологических состояний как в норме, так и при патологии.

Список литературы

1. Березовский В. А. Напряжение кислорода в тканях животных и человека. — Киев: Наук. думка, 1975. — 279 с.
2. Березовский В. А., Пожаров В. П., Сушко Б. С. Методика бескровного измерения парциального давления кислорода артериальной крови. — Физиол. журн., 1981, 27, № 6, с. 834—837.
3. Бернштейн Е. А. О возможности использования полярографической методики для измерения утилизации кислорода кожей. — В кн.: Полярографическое определение кислорода в биологических объектах. Киев, 1972, с. 241—247.
4. Кобулия Б. Г. Непрерывное чрескожное определение напряжения кислорода артериальной крови и его клиническое применение: Сообщ. I. — Терапевт. арх., 1979, № 8, с. 85—89.
5. Кобулия Б. Г., Бахтадзе Г. Г., Цховребашвили Н. Г., Муджири Т. Н. — Чрескожное определение напряжения кислорода капиллярной крови у больных облитерирующим атеросклерозом сосудов ног. — Клини. медицина, 1979, № 10, с. 66—71.
6. Коваленко Е. А., Березовский В. А., Эпштейн И. М. Полярографическое определение кислорода в организме. — М.: Медицина, 1975. — 232 с.
7. Эпштейн И. М. Метод оценки кинетики дыхания кожи человека по изменениям в ней P_{O_2} после кислородной нагрузки. — В кн.: Полярографическое определение кислорода в биологических объектах. Киев, 1972, с. 130—132.
8. Clark T., Mannion F., Baird K. et al. Experience and problems in the first six months of transcutaneous PO_2 (TcPO_2) monitoring in routine neonatal intensive care. — Acta anaesthesiol. scand., 1978, Suppl. 68, p. 83—87.
9. Dautzenberg B., Carter H., Sors Ch. — Mesure de la PO_2 par voie transcutanea. — Rev. Franc. Mal. Resp., 1981, 9, N 4, p. 327—335.
10. Huch A., Huch R., Arner R., Rooth O. Continuous transcutaneous oxygen tension measured with a heated electrode. — Scand. J. Clin. Lab. Invest., 1973, 31, p. 269—275.
11. Huch A., Lubbers D. W., Huch R. Der periphere Perfusionsdruck. Eine neue nichtinvasive Margrobe zur kreislaufüberwachung von Patienten. — Anaesthesist, 1975, 24, S. 39—40.
12. Huch A., Huch R. Klinische und physiologische Aspekte der transkutanen Sauerstoffdruckmessung in der Perinatalmedizin. — Z. Geburtsh. und Perinatal. Med., 1975, 179, S. 235—249.
13. Peabody I. L., Willis M. M., Gregory G. A. et al. Clinical limitations and advantage of transcutaneous oxygen electrodes. — Acta anaesthesiol. scand., 1978, Suppl. 68, p. 76—83.
14. Severinghaus I. W., Stafford M., Thunstrom A. Estimation of skin metabolism and blood flow with TcPO_2 and TcPCO_2 electrodes by cuff occlusion of the circulation. — Ibid, p. 9—16.
15. Thunstrom A., Stafford M. I., Seweringhaus I. W. A two temperature PO_2 method of estimating the determinants of PtiCO_2 . — In: Continuous transcutaneous blood gas monitoring. N. Y., 1979, p. 167—182.
16. Versmold H. T., Linderkamp O., Stuffer K. et al. In vivo — in vitro response time of transcutaneous PO_2 electrode. — Acta anaesthesiol. scand., 1978, Suppl. 68, p. 40—48.

Тбилис. мед. ин-т

Поступила 03.05.83