

и ПВК и для ее обработки
рое включает следующие
ботка массивов данных;
ющее устройство ЭЦВМ;
анных; 4-я — визуализация
— визуализация памяти.
экспериментального мате-
ги от задачи исследования
в ЭЦВМ.

fimchuk

S OF PHYSIOLOGICAL
ЛЕКТРОНИКА ДЗ-28»

ed for input of time parameters of
a ДЗ-28». Data input is possible
mediate recording by the magnetic
ues of R-R-intervals of the human

их средств нейрофизиологических

Поступила 03.10.84



МЕТОДИКИ

УДК 615.47:615.456

С. Е. Соколов

ПРИМЕНЕНИЕ ИМПЕДАНСОМЕТРИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ТКАНЕВОГО КЛИРЕНСА ГАЗОВ

Изучение закономерностей динамики газов в тканях имеет важное теоретическое и практическое значение [1, 3]. Ценную информацию в экспериментальной и клинической практике дают параметры тканевого клиренса газов, введенных в биологическую ткань [5, 6]. Используют два метода исследования тканевого клиренса газов. Первый — метод «газовых карманов». Он заключается в подкожном введении исследуемого газа или смеси газов с последующим отбором и анализом состава порций газа из образовавшегося депо [5]. Недостаток метода — необходимость введения большого объема газа (20—40 мл), длительность эксперимента (от нескольких часов до нескольких суток). Метод не позволяет изучать динамику клиренса [1]. Второй метод основан на регистрации изменения радиоактивности исследуемого участка ткани по мере клиренса, введенного радиоактивного изотопа газа (например, Хе-133) [6]. Метод может быть использован только при соблюдении специальных условий. Круг исследований ограничен радиоактивными изотопами.

Для устранения указанных недостатков при изучении тканевого клиренса газов мы измеряли электрический импеданс исследуемого участка ткани при введении в него газа. На рис. 1 представлена схема установки, реализующей предложенный метод. Установку собирают следующим образом. Градуированный капилляр 1 с помощью штатива 3 устанавливают на высоту, необходимую для биологической ткани и резервуара с жидкостью 2. Затем капилляр присоединяют к баллону с газом (на рисунке не показан). Для работы установки открывают вентиль баллона и продувают капилляр под давлением, заполняя его газом. Отключают баллон и присоединяют капилляр 1 к резервуару с жидкостью 2. Вводят электроды 4 и 5 в исследуемый участок биологической ткани. В установке использован биполярный метод измерения биоимпеданса, принцип которого в том, что измерения проводят между двумя электродами разной площади. Площадь рабочего электрода 4 во много раз меньше (в 10^2) площади вспомогательного электрода 5. В этом случае измерительное поле концентрируется вблизи малой рабочей площади и измерение электрического импеданса происходит в ограниченном участке ткани, прилегающем к рабочему электроду [2]. Применение биполярного метода значительно повышает чувствительность установки. Для обеспечения малой измерительной площади рабочий электрод 4, снабженный внутренним каналом для введения газа, покрыт весь, кроме среза, диэлектриком. В качестве покрытия электрода на него методом электроосаждения нанесена эмаль марки ВЭП-2100 [4].

Выбор частоты и плотности измерительного тока обусловлен необходимостью учета влияния приэлектродных процессов и шунтирующей межэлектродной емкости на значение импеданса. По экспериментальным данным модельных исследований плотность измерительного тока у рабочего электрода составляет 10,0 мкА/мм², а частота — 5 кГц.

После введения электродов в ткань межэлектродный импеданс стабилизируется в течение 3—15 мин. После установления постоянного значения импеданса открывают кран 7 и под заданным давлением жид-

костного столба вводят необходимое количество газа в ткань. Введение газа контролируют по перемещению границы жидкостного столба между делениями в капилляре 1. Регистрируют изменение импеданса, по которому судят о динамике процесса клиренса.

Вероятно, что для меньшего воздействия на ткань желательно использовать минимальное давление введения газа. Однако, как показали эксперименты, скорость введения газов в ткань зависит от прилагаемого давления нелинейно. Причем разброс значений скорости введения

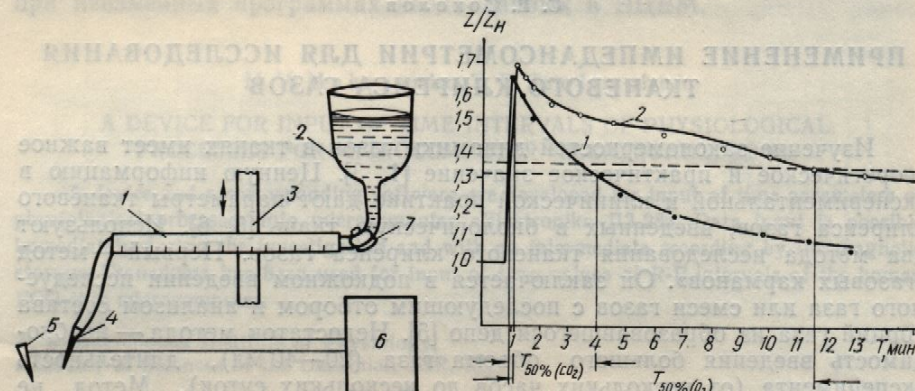


Рис. 1. Схема установки для исследования тканевого клиренса газов по измерению электрического импеданса ткани:

1 — градуированный капилляр; 2 — резервуар с жидкостью; 3 — шприц; 4 и 5 — металлические электроды; 6 — измеритель электрического импеданса; 7 — зажим.

Рис. 2. Характерные кривые тканевого клиренса углекислого газа (1) и кислорода (2) в мышечной ткани белой крысы (стрелкой отмечен момент введения газа в ткань):

T — текущее время; Z_n — начальное значение импеданса; Z — текущее значение импеданса; $T_{50\%}$ — время полуклиренса

для разных газов и разных участков ткани увеличивается с уменьшением давления введения. Поэтому с целью создания повторяемых условий экспериментов значение высоты жидкостного столба, т. е. значение давления введения, должно составлять 35 см.

С помощью описанной установки изучали тканевой клиренс углекислого газа, кислорода и аргона в следующих условиях: нормальных физиологических, при прекращении кровотока наложением жгута и омертвления ткани (каждая серия — 10 экспериментов). Эксперименты проводены на мышце бедра белых крыс-самцов массой 180—220 г. Животных анестезировали гексаналом. Объем вводимого газа составлял 0,2 мл. Критерием скорости процесса выбрано время полуклиренса.

В нормальной ткани значения полуклиренса углекислого газа находились в диапазоне 0,5—5 мин (среднее значение — 2,5 мин), кислорода — 7—23 мин (среднее значение — 9,3 мин), аргона — 8—27 мин (среднее значение 2—12 мин). Полученные результаты (достоверно более быстрый по сравнению с кислородом и аргоном клиренс углекислого газа) хорошо согласуются с результатами, приведенными в литературе [5, 7].

В ткани, находящейся в условиях прекращения кровотока наложением жгута и омертвления, тканевой клиренс аргона полностью прекращался. Это соответствует данным по клиренсу радиоактивных изотопов инертных газов [6], а также данным, полученным в экспериментах методом «газовых карманов» [7]. Клиренс углекислого газа и кислорода в большинстве экспериментов в условиях наложения жгута и омертвления ткани также прекращается. И лишь в двух случаях для кислорода (и однажды для углекислого газа) удалось зафиксировать незначительное рассасывание. Время полуклиренса при этом для кислорода составило 36 и 48 мин, для углекислого газа 36 мин. Полученные результаты опровергают мнение [7] о том, что тканевой клиренс

кислорода и углекислого газа прекращается. Полученные нами данные подтверждают механизм тканевого кровотока.

На рис. 2 представлены кривые тканевого клиренса углекислого газа и кислорода.

Предлагаемый метод измерения импедансов газа и биотканей газом приводит к значительному изменению импеданса. Таким образом, динамику тканевого клиренса при использовании радиоактивных изотопов можно расширить экспериментально при различных функциях

APPLICATION

Parameters of tissue clearance of gases in tissues in experimental conditions (of the electrical impedance in gas into it) is suggested to be investigated. A scheme of the experimental setup and the characteristic curves of the tissue clearance

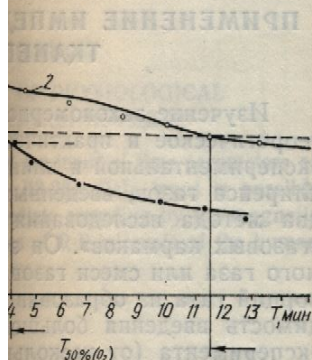
Research Amalgamation on Research Apparatus «REMA», Ministry of Health

1. Березовский В. А. Напряжения в тканях. М.: Наука, 1975. — 280 с.
2. Гречин В. Б., Кропотова Л. П. Кровоток в тканях человека. — М.: Наука, 1977.
3. Коваленко Е. А. Вопросы определения кислорода в тканях. — М.: Наука, 1973.
4. Мацкевич Г. В., Соколов В. П. Многократное использование радиоактивного ксенона в эксперименте. — М.: Наука, 1977.
5. Campbell J. A. Changes in tissue impedance and into abdominal cavity. — J. Appl. Physiol., 1962, 24, 123.
6. Larsen O. A., Lassen N. A. Radioactive xenon // Acta Physiol. Scand., 1962, 86, 1—12.
7. Van Liew H. D. Oxygen in tissues. — Amer. J. Physiol., 1962, 203, 1—12.

Науч.-произв. объединение по разработке медицинской аппаратуры «РЭМА» Минздрава СССР

во газа в ткань. Введение жидкостного столба мет изменение импеданса, нса.

на ткань желателно ис- иза. Однако, как показали ь зависит от прилагаемо- чений скорости введения



клиренса газов по измерению ани:

3 — штатив; 4 и 5 — металлические педанса; 7 — кран.

лого газа (1) и кислорода (2) в цент введения газа в ткань):

окующее значение импеданса; $T_{50\%}$ —

увеличивается с уменьше- дания повторяемых усло- гного столба, т. е. значе- см.

и тканевой клиренс угле- их условиях: нормальных а наложением жгута и риментов). Эксперименты ов массой 180—220 г. Жи- зводимого газа составлял о время полуклиренса.

са углекислого газа нахо- ение — 2,5 мин), кислоро-), аргона — 8—27 мин зультаты (достоверно бо- аргоном клиренс углекис- ами, приведенными в ли- ниях кровотока наложе- ис аргона полностью пре- ренсу радиоактивных изо- лученным в экспериментах лекислого газа и кислоро- их наложения жгута и лишь в двух случаях для) удалось зафиксировать ренса при этом для кис- ого газа 36 мин. Получен- ом, что тканевой клиренс

кислорода и углекислого газа в отсутствие кровотока почти не изменя- ется. Полученные нами данные дают основание утверждать, что основ- ной механизм тканевого клиренса исследованных газов — тканевой кровоток.

На рис. 2 представлены характерные кривые тканевого клиренса углекислого газа и кислорода.

Предлагаемый метод основан на разнице удельных электрических импедансов газа и биологической ткани, вследствие чего насыщение ткани газом приводит к резкому повышению ее электрического импе- данса. Таким образом, применение импедансометрии позволяет изучать динамику тканевого клиренса практически любых газов, не требуя использования радиоактивных изотопов. Метод позволяет также сокра- щать время исследования и объема введенного газа. Это дает возмож- ность расширить экспериментальное изучение тканевого клиренса газов при различных функциональных состояниях биологического объекта.

S. E. Sokolov

APPLICATION OF IMPEDOMETRY FOR INVESTIGATING TISSUE CLEARANCE OF GASES

Parameters of tissue clearance give valuable information to study regularities of the gas dynamics in tissues in experimental and clinical practice. Impedometry (measurement of the electrical impedance in the section of tissue under study during administration of gas into it) is suggested to be applied for eliminating defects in the existing methods of investigation. A scheme of the device which realizes the suggested method is given. Typi- cal curves of the tissue clearance of carbon dioxide and oxygen are presented.

Research Amalgamation on Radioelectronic Medical Apparatus «REMA», Ministry of Medical Industry, Lvov

1. Березовский В. А. Напряжение кислорода в тканях животных и человека. — Киев : Наук. думка, 1975. — 280 с.
2. Грецин В. Б., Кропотова Ю. Д. Медленные неэлектрические ритмы головного мозга человека. — Л. : Наука, 1979. — 127 с.
3. Коваленко Е. А. Вопросы теории динамики газов в организме // Полярографическое определение кислорода в биологических тканях. — Киев : Наук. думка, 1974. — С. 120—123.
4. Мацкевич Г. В., Соколов С. Е., Тымкив А. П. Покрытие игольчатых электродов для многократного использования // Новости мед. техники. — М., 1983. — С. 42—43.
5. Campbell J. A. Changes in the tensions of CO_2 and O_2 in gases injected under the skin and into abdominal cavity // J. Physiol., London. — 1924. — 59, N 1. — P. 1—16.
6. Larsen O. A., Lassen N. A., Quoade F. Blood flow human adipose tissue determined with radioactive xenon // Acta physiol. scand. — 1966. — 66. — P. 337—345.
7. Van Liew H. D. Oxygen and carbon dioxide permeability of subcutaneous pockets // Amer. J. Physiol. — 1962. — 202, N 1. — P. 53—58.

Науч.-произв. об-ние по радиоэлектрон. мед. аппаратуре «РЭМА» ММП, Львов

Поступила 21.11.85