

прикладу наводимо зовнішню і стравоходну фонокардіограму хворої Р., 24 років. Діагноз: комбінований мітральний порок серця (рис. 2).

При записі звуків серця на осцилографі сигнали датчика заздалегідь посилюються на спеціально виготовленому нами перехідному підсилювачі, який настроєний так, що смуга пропускання його рівномірна та невикривлена в діапазоні від 10 до 1000 гц (рис. 3). Підсилювач зібраний на двох лампах: 6ЖЗП і 6Н2П. Перша з них стоїть на вході та виконує роль катодного повторювача. Для ліквідації власних шумів ламп друга лампа в нашій приставці діє за схемою каскадного підсилю-

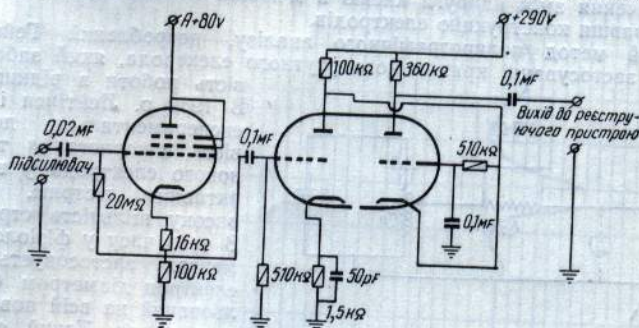


Рис. 3. Електрична схема приставки-підсилювача.

вача. Якщо чутливість реєструючого приладу низька, то схема приставки збирається двічі. При цьому вихід першої схеми включається на вхід другої. Тоді коефіцієнт підсилення приставки підвищується до 30 000—40 000. Ми записували стравоходну фонокардіограму на осцилографі «Візок-мультівектор», для якого більш ніж достатнє підсилення однієї приставки (коефіцієнт підсилення—200—250).

Випробування зонда-мікрофона із титанату барія показало, що його чутливість на багато разів перевищує чутливість конденсаторного зонда. Малі габарити зонда та еластичні сполучення значно полегшують введення його до стравоходу. Відсутність в перехідному підсилювачі генератора, який є в підсилювачі конденсаторного зонда, виключає вплив перешкод на корисний сигнал. Зонд-мікрофон із титанату барія з перехідною приставкою-підсилювачем можна легко пристосувати до всякого реєструючого приладу, що має вхід для мікрофона.

ЛІТЕРАТУРА

1. Савченко І. І., Звуковая рентгенология сердца. М., 1955.
2. Bondi S., Herz hinterwand und eosophageale Auskultation, Wien, 1927.
3. Magri G., Garuzzo G., Gamna G., Oddone J., Cardiologia, 31, 1957, 407.
4. Oddone J., Pintor P., Gamna G., Garuzzo G., Minerva med., 49, 1958, 72.
5. Roger W., Harrison J., Malm J., Russel L., Trans. N. Y. Academy Sci., 24, 1962, 891.
6. Wallace G., Brown G., Lewis D., Deitz G., Ire Trans. Med. Electronics, 9, 1957, 25.

Надійшла до редакції
10.IV 1964 р.

Модифікація полярографічного методу для визначення напруги кисню в тканинах людського організму

В. А. Березовський

Інститут фізіології ім. акад. О. О. Богомольця Академії наук УРСР, Київ

В останні роки полярографічний метод визначення напруги кисню (PO_2) в тканинах дістав широке застосування в багатьох фізіологічних лабораторіях для вивчення різноманітних процесів, пов'язаних зі змінами кисневого балансу в організмі піддослідних тварин [2, 5, 6, 9, 14]. Застосування ж цього методу в клінічних умовах затримується конструктивними властивостями електродів і обмежується визначенням

P_{O_2} в крові людини [10, 15] або спостереженнями за змінами P_{O_2} в умовах хірургічного втручання під наркозом [3].

Полярографічний метод визначення P_{O_2} має значно більше можливостей і певний модифікації безсумнівно може бути застосований в умовах як диспансерного нагляду за практично здоровими, так і в умовах клінічного обслідування хворого з порушеннями серцево-судинного апарата або дихання.

За пропозицією акад. М. М. Сиротиніна ми використали полярографічний принцип для визначення змін напруги кисню в м'язовій тканині практично здорових людей, модифікувавши конструкцію електродів.

Класичний метод полярографічного аналізу, розроблений Гейеровським [11], оснований на застосуванні краплинного ртутного електрода, який забезпечує можли-

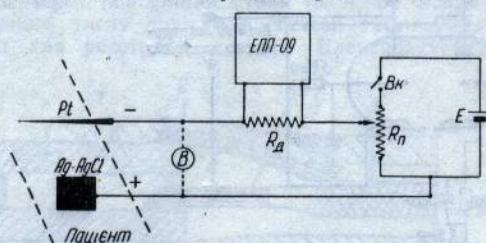


Рис. 1. Принципіальна схема полярографічної установки для вимірювання напруги кисню в тканинах людського організму:

E — джерело струму; B_k — вмикач; R_n — потенціометр (поділювач струму); R_d — додатковий опір 50—200 омів; B — вольтметр; пунктиром обмежено електроди, прикладені до пацієнта. ЕПП-09 — електронний потенціометр.

не поліпшує його механічних властивостей.

Для дослідження напруги кисню в тканинах людського організму в амбулаторних або клінічних умовах необхідна наявність механічно стійкого електрода, який можна було б ввести в досліджувану тканину на зразок ін'єкційної голки, через інтактну шкіру. Водночас необхідно забезпечити високу щільність струму на катоді, що є одним з принципових положень полярографічного методу. Виходячи з таких міркувань, в наших дослідках на практично здорових добровольцях ми застосовували платиновий електрод діаметром 0,6 мм у вигляді голки, до тупого кінця якої було припаяно еластичний провідник. Вся поверхня голки вкривалась ізолюючим лаком, і лише самий кінчик, на протязі 1—1,5 мм, механічно звільнявся від ізоляції. Такий електрод задовольняє обом вимогам: має достатню механічну стійкість і забезпечує щільність струму на катоді. Голка легко проколює шкіру і може бути введена в підшкірну клітковину, м'яз, печінку та ін. Довжина голки визначається бажаною глибиною дослідження тканини і може досягати 60—70 мм. Для дослідження глибокорозташованих внутрішніх органів доцільно використовувати звичайні сталеві пункційні голки, виготовляючи платиновий електрод у вигляді мандрену.

Дуже важливим моментом полярографічного визначення напруги кисню є стандартизація активної поверхні катода, що забезпечує можливість кількісного визначення кисню в тканині і порівняння різних об'єктів. Найбільш простим шляхом перевірки ідентичності двох електродів є вимірювання омичного опору їх в стандартному електроліті. При невеликому розсіюванні значень омичного опору калібровка одного з електродів в абсолютних кількостях P_{O_2} може бути використана і для іншого. В разі ж значних розходжень кожний електрод має бути калібрований особисто.

Референтним електродом може бути який завгодно неполяризований електрод. Найбільш часто використовують срібний хлорований. В наших дослідках референтним електродом була срібна пластинка розміром 20×20 мм, вкрита з одного боку шаром хлорного срібла та ізольована з іншого. Через змочену фізіологічним розчином ватку електрод наклали на поверхню долоні дистальної третини передпліччя і фіксували стальним браслетом. Можливе використання й інших форм електрода при обов'язковій умові, що поверхня референтного електрода (анода) буде значно перевищувати поверхню активного електрода (катода). В тривалих експериментах доцільно використовувати більш стабільний, каломельний електрод.

Загальна схема полярографічної установки (рис. 1) складається з джерела струму (E) і поділювача напруги (R_n), з якого на електроди подається 0,6 в. Сила струму або падіння напруги на додатковому опорі (R_d) змінюються пропорційно коливанням P_{O_2} і можуть бути зареєстровані як за допомогою стандартних по-

висті роботи з рідкими речовинами. В 1939 р. Лейтінен і Кольтгоф [12] експериментально довели можливість використання твердого платинового електрода у вигляді голки з активним вістрям, що забезпечує високу щільність струму на катоді. З того часу у фізіологічних експериментах застосовується платиновий електрод діаметром 0,1—0,2 мм, ізолюваний на всій поверхні, за винятком торця. Такий електрод нестійкий механічно і може застосовуватись лише для м'яких паренхіматозних тканин, з попереднім хірургічним розчином покривів. Ще менша механічна стійкість щіточкового електрода, запропонованого Мізрані та співр. (1957). Застосування замість платини золотого електрода також

лярографів, так і за допомогою будь-яких електровимірних приладів з чутливістю не менше 10^{-8} А.

Описана модифікація полярографічного методу визначення напруги кисню в тканинах людського організму була випробувана при дослідженнях змін P_{O_2} в триголовому м'язі плеча людини при підйомі в барокамері та в умовах високогір'я. [1, а]. Методику демонстрували на Всесоюзній конференції з проблеми «Киснева недостат-

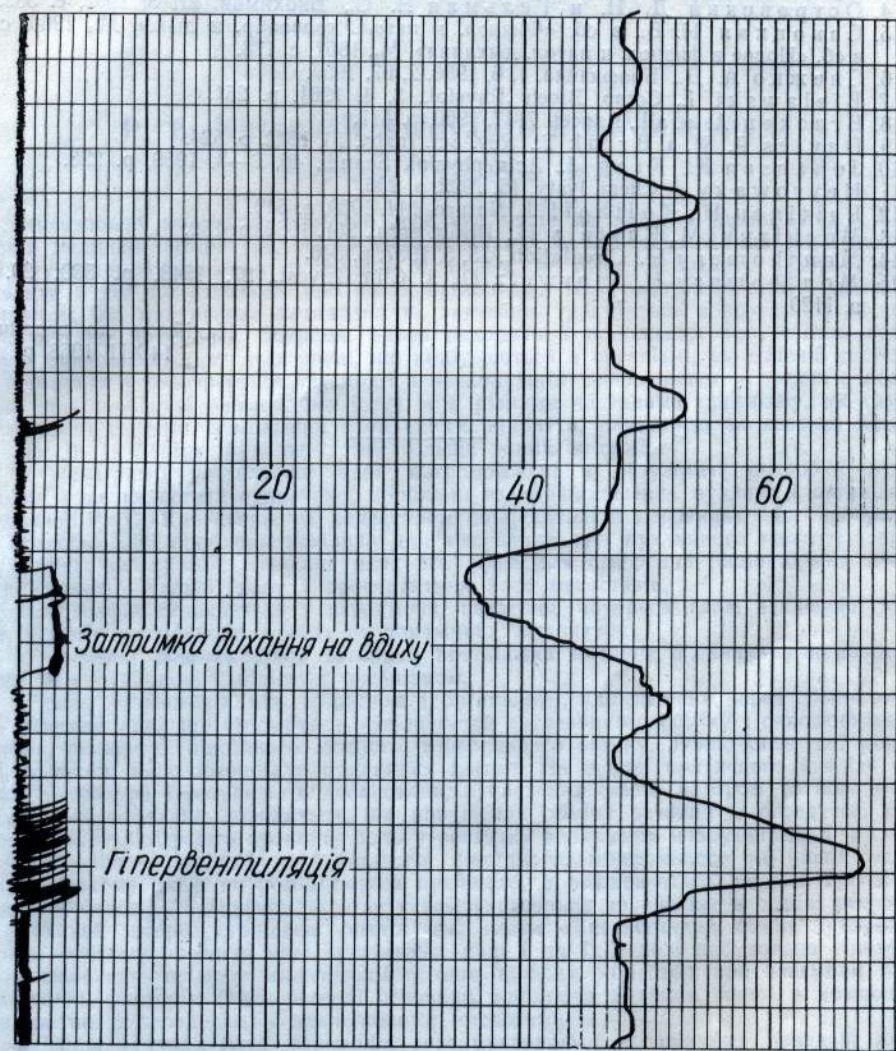


Рис. 2. Характер полярографічної кривої при реєстрації напруги кисню в триголовому м'язі плеча. Досліджуваний К.

Зліва — пневмограма. Справа — полярограма. Позначення на рисунку. Рух — знизу вгору.

ність та адаптація до неї» в м. Києві 22.X 1963 р. і вона виявилась чутливою не тільки до змін парціального тиску в атмосферному повітрі, але й до змін функціонального стану досліджуваних, навіть під впливом дистантних натуральних умовних харчових подразників.

Простота методу, мала травматичність дослідження, можливість визначення як динаміки, так і відносної насиченості тканини киснем дозволяють широко рекомендувати полярографічний метод визначення P_{O_2} для клінічного застосування.

ЛІТЕРАТУРА

1. Березовський В. А., Фізіол. журн. АН УРСР, 4, 1963, с. 559; (а) VII з'їзд Укр. фізіол. тов-ва, К., 1964, 34.
2. Коваленко Е. А., Патол. фізіол. и клин. мед., 2, 1961; Фізіол. журн. СССР, 47, 9, 1961, с. 1134, в сб. «Кислородная недостаточность», Киев, 1963, с. 112.
3. Крамаренко Л. Е., в сб. «Вопросы клин. физиол.» М., 1962.
4. Островский Д. Н. и Гельман Н. С., Биохимия, 27, 3, 1962, с. 532.
5. Саноцкая Н. В., в сб. «Физиол. и патол. кровообр. и дых.», М., 1960, с. 126, в сб. «Новое в физиол. и патол. дыхания», М., 1961, с. 178.
6. Снежко А. Д., Биофизика, 1, 6, 1956, 2, 67, 1957.
7. Bielawski I., Comp. Bioch. Physiol., 3, 4, 1961, p. 261.
8. Bracken A. a. all, Lancet, 7147, 1960, p. 411.
9. Davies P. W. a. Brink T., Rev. Sci. Instr., 13, 1942, p. 524.
10. Johansen K., Krog J., Acta physiol. Scand., 46, 2—3, 1959, p. 228.
11. Heyrowaky, J. Chem. lysty, 16, 1922, p. 256.
12. Laitinen H., Kolthoff J., Nature, 144, 1939, p. 549.
13. Mochizuki M., Bartels H., Pflüg. arch., 261, 1955, p. 152.
14. Monthery H., Circulation., 15, 5, 1957, p. 646.
15. Monthery H., Horwitz O., J. Clin. Invest., 27, 1948, p. 550; 29, 1950, p. 1120.

Надійшла до редакції
14.XII 1963 р.