

Ці показники можна визначити за графіком (суцільна лінія на рисунку) або з допомогою такої таблиці:

CV 25% 30% 35% 40% 45% 50% 55% 60% 65% 70% 80%
 D_0 0,82 0,75 0,69 0,62 0,56 0,49 0,43 0,36 0,30 0,24 0,17

D_0^+ 0,92 0,83 0,76 0,68 0,62 0,55 0,50 0,44 0,40 0,35 0,30

D_0^- 0,72 0,67 0,62 0,56 0,50 0,43 0,36 0,28 0,20 0,10 0,04

D_1 1,00 0,79 0,64 0,54 0,47 0,42 0,38 0,35 0,33 0,32 0,31,

де D_0 — гадане значення граничної дози кофеїну, D_0^+ і D_0^- — відповідно найбільше і найменше значення граничної дози кофеїну, що узгоджується з спостережуваними значеннями CV (вірогідність помилки не більше 5%). D_1 — гадане значення граничної дози кофеїну, розраховане з дещо більш точного (для високих граничних доз) рівняння: $D_1 = 0,0051 CV + \frac{35,524}{CV} - 0,549$.

Ця крива відмічена на графіку пунктиром. По горизонталі нанесені значення CV, по вертикалі — відповідні гадані граничні дози. Точки на графіку відповідають експериментальним даним.

Отже, можна запропонувати таку методику визначення сили збуджувального процесу при застосуванні кофеїнових проб.

1. У процесі вироблення стереотипу по 40—50 дослідів визначається коефіцієнт варіації позитивних умовних рефлексів. За одним з двох наведених рівнянь знаходимо гадану величину граничної дози кофеїну.

2. Як експериментальну дозу кофеїну слід обирати дозу, меншу на 0,1—0,2 г граничної величини. Величина позитивних умовних рефлексів враховується протягом п'яти днів до введення експериментальної дози, у день введення і протягом п'яти днів після введення.

3. Послідовність спостережень перевіряється на стійкість фонових значень, сумарні спостереження з дальшої обробки виключаються.

4. За критерієм Манна — Уїтнея визначається достовірність зміни рівня позитивних умовних рефлексів після введення кофеїну в порівнянні з фоновим рівнем. Наявність недостовірного зниження рівня служить показником близькості експериментальної дози до граничної, наявність достовірного зниження — показником поза межості дози.

5. Якщо експеримент триває при новому дозуванні кофеїну, необхідно заздалегідь порівняти новий фоновий рівень з попереднім для усунення можливого впливу попередньої кофеїнової проби.

Література

1. Колесников М. С., Трошихин В. А. — Журн. высш. нервн. деят., 1951, 1, 4, 739.
2. Красуский В. К. — Журн. высш. нервн. деят., 1951, 1, 3, 399.
3. Ловчиков В. А. — В кн.: Высш. нервн. деят. в норме и патол., К., «Здоров'я», 1967, 2, 49.
4. Оуэн Д. Б. — В сб.: Статистич. таблицы, М., Вычислит. центр АН СССР, 1966, 390.
5. Урбах В. Ю. — Биометрические методы, М., «Наука», 1964.
6. Siegel S. — Nonparametric Statistics for the Behavioral Sciences, N. Y., 1956.

Надійшла до редакції
18.V 1970 р.

УДК 612.141

ДЕЯКІ ПИТАННЯ МЕТОДИКИ І ОБ'ЄКТИВНОЇ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ РЕОЕНЦЕФАЛОГРАМИ (РЕГ)

Ф. Ф. Гетман, Г. І. Кульбаба, А. А. Новиков

Одеський медичний інститут

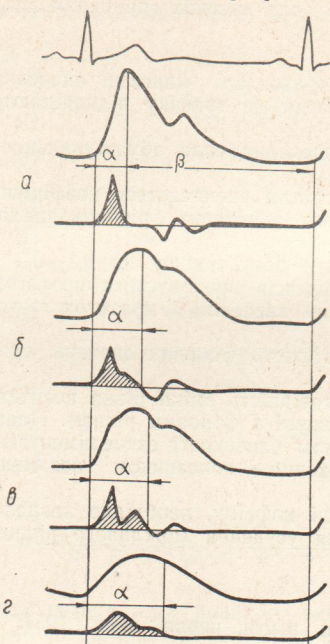
Реоенцефалографічний метод дослідження дає надійну інформацію про інтенсивність і симетричність кровонаповнення тканин головного мозку, а також еласто-тонічний стан церебральних судин.

Висока чутливість і об'єктивність реографічного методу ставить до нього певні вимоги щодо вірогідності кривої та її оцінки, зокрема основного параметра — довжини анакротичної фази реограми (α). Цей параметр самостійно і в сполученні з іншими служить показником швидкості і характеру кровонаповнення тканин мозку, еластичності і тонуусу церебральних судин [4, 6 та ін.].

Тривалість анакротичної фази реограми, як відомо, визначається відрізком часу від початку виникнення РЕГ-хвилі до її вершини. Проте, при порушеннях мозкового

кровообігу насамперед змінюється форма реографічної хвилі, і тоді визначення її вершини, а звідси тривалості анакротичної фази, дуже утруднюється. Однак вирішення цього питання є актуальним і своєчасним, оскільки неточна суб'єктивна оцінка тривалості анакротичної фази хвилі вносить суперечні відомості про параметри РЕГ і є основою для неправильної їх клінічної інтерпретації.

У зв'язку з цим ми для об'єктивної оцінки параметрів РЕГ використовуємо автоматичне диференціювання [2]. Цей методичний засіб не є складною технічною задачею і може бути здійснений незалежно від системи реографа. Принцип його ґрунтується на проходженні струму реографічної хвилі через диференціюючий RC-ланцюжок, який складається з певного розміру резистора та ємкості конденсатора. На виході цього RC-ланцюжка одержують усереднену першу похідну — диференційовану криву, яка нагадує артеріальну криву.



Для одержання автоматичного диференціювання реограми ми користувалися фільтром електроенцефалографа 4ЕЕГ-1 після підгонки відповідно оптимальним параметрам диференціальної РЕГ.

Параметр α , як правило, визначається відрізком часу позитивної фази (систола) диференційної кривої в мсек. Так, при нормальній формі РЕГ-кривої (див. рисунок, а), яка характеризується швидким підвищенням, гострою вершиною і визначеною дикротичною хвилею, зниженою на середину катакрити, параметр α приблизно дорівнює 100 мсек.

При порушенні еластотонічних властивостей судин крива РЕГ набуває аркоподібної форми з менш крутим підвищенням, тупою вершиною і слабко визначеною дикротичною хвилею, розміщеною біля вершини РЕГ (рисунок, б). Диференційна РЕГ при цьому має ступінчастий вигляд, її позитивний напівперіод видовжений і дорівнює приблизно 230 мсек.

Основні і диференційні РЕГ у нормі і при порушеннях мозкового кровообігу (схема).

Пояснення в тексті.

При більш виразних порушеннях еластотонічних властивостей судин РЕГ має вигляд плато з двома додатковими невеликими хвилями, розміщеними на самій вершині кривої (рисунок, в). Диференційна РЕГ при цьому зберігає ступінчасту форму з більш видовженою систолічною фазою, яка дорівнює приблизно 265 мсек.

При глибоких порушеннях церебральної гемодинаміки РЕГ-хвиля характеризується куполоподібною або синусоїдальною формою без додаткових коливань (рисунок, г). Диференційна РЕГ у цьому випадку має розтягнуту систолічну фазу, приблизно до 300 мсек. Нітроглицеринова проба в даному випадку майже не спричиняє впливу на амплітуду, форму кривої і часові співвідношення РЕГ. Наведені приклади не вичерпують усіх варіантів РЕГ. Вона може бути сплющеною і мати більш складну форму кривої, аналіз якої зовсім неможливий без автоматичного диференціювання РЕГ.

При помітних і прогресуючих порушеннях головного мозку амплітуда РЕГ здебільшого падає і коливання диференційної РЕГ згладжуються, що може до деякої міри утруднити аналіз кривої. Цей недолік легко виправляється шляхом підвищення чутливості диференціюючого каналу реоенцефалографа. З допомогою численних досліджень встановлено, що при роботі реографа на ультразвуковій частоті (100—300 кГц) загальний опір тканини виражається переважно омичним (активним) компонентом імпеданса тканини [3, 6 та ін.]. У зв'язку з цим зменшується залежність РЕГ-хвилі від розміру електродів. Наші дані узгоджуються з багаторічною практикою ряду дослідників [1, 7 та ін.], які вказують на високу стабільність і стійкість до завад реоенцефалографів, що працюють у межах оптимальної ультразвукової частоти 150 кГц і силі струму 2,5 ма між електродами пацієнта. Якісний запис при цьому майже не залежить від розмірів і матеріалу застосованих електродів. Амплітуда півкулевих відведень РЕГ у здорових людей становить 0,1—0,15 ом.

Важливою умовою нормальної роботи реографічної установки є її стійкість до завад, яка дозволяє проводити дослідження у відкритому полі електричних завад, дистанційно без екранування. Ми використовуємо електроенцефалограф 4ЕЕГ-1 і дво-

каналну реографічну приставку, складену за схемою Шмінке [15] на транзисторному генераторі незатухаючих синусоїдальних коливань струму частотою 150 кГц і напівпровідникових демодуляторів струму. Індикаторами настройки балансу реографічної приставки служать стрілочні гальванометри М-404, які постійно включені в його роботу.

Основною рисою реографічної приставки є широка смуга пропускання частот (від 0 до 500 Гц), а також відсутність викривлення РЕГ-хвилі або створення калібрувального сигналу при порушенні балансу реографа в межах $\pm 25\%$ від загального імпеданса тканини. Такі умови дозволяють застосовувати реоенцефалограф також для дослідження кровонаповнення внутрішніх органів і кінцівок людини з використанням тих самих електродів діаметром 1—3 см.

Отже, як і всякий електрофізіологічний метод дослідження, реоенцефалографія має оптимальні параметри (частота струму і його поле, площа електродів та їх розташування тощо) і методичні особливості, які не можна не враховувати при його використанні.

Література

1. Арнаутов А. Л.—В кн.: Соврем. приборы и техника физиол. экспер., М., 1969, 59.
2. Гетман Ф. Ф.—Врач. дело, 1970, 1, 147.
3. Минц А. Я., Ронкин М. А.—Реографич. диагностика сосудистых забол. голов. мозга, К., 1967.
4. Федоровский Ю. Н., Крылов А. В.—В сб.: Труды I Моск. мед. ин-та, М., 1966, 47, 200.
5. Шмінке Г. А.—Электрич. измер. в физиол. и мед., М., 1956.
6. Яруллин Х. Х.—Клинич. реоенцефалография, М.—Л., 1967.
7. Яруллин Х. Х.—В кн.: Соврем. приборы и техника физиол. экспер., М., 1969, 240.

Надійшла до редакції
22.XII 1970 р.

УДК 612.395

УСТАНОВКА ДЛЯ ОДНОЧАСНОГО ВИВЧЕННЯ ДИНАМІКИ СПОЖИВАННЯ КИСНЮ У КІЛЬКОХ ДРІБНИХ ТВАРИН З АВТОМАТИЧНОЮ РЕЄСТРАЦІЄЮ І КОМПЕНСАЦІЄЮ ТЕМПЕРАТУРНИХ ВПЛИВІВ

В. А. Леках, Н. М. Овецька

Кафедра нормальної фізіології і Центральна науково-дослідна лабораторія
Донецького медичного інституту

Однією з основних вимог при вивченні перехідних процесів у фізіологічних системах регулювання є безперервна або, в усякому разі, можливо більш часта реєстрація змін відповідного показника. Щодо енергетичного обміну таким показником може бути швидкість споживання кисню тваринами. Однак постановка подібного дослідження натрапляє на деякі методичні ускладнення, особливо в умовах впливу високої або низької температури середовища.

Насамперед, тиск у закритій системі може змінюватись не тільки внаслідок споживання кисню твариною, але і в зв'язку з коливаннями температури повітря в камері, які можуть бути досить значними [4]. Для компенсації нагрівання камери під час досліду деякі дослідники поміщають її у ванну з водою [1, 2] або охолоджують, пропускаючи холодну воду через змійовик [3]. Однак ці заходи недостатньо надійні. Як показали наші спостереження, навіть при вміщенні камери (ексикатора об'ємом 1 л) у ванну з водою кімнатної температури, повітря в камері після одногодинного досліду з білим щуром нагрівається на 1,5—2,0° С. Коли ж вивчення газообміну проводиться в умовах теплового впливу, то ситуація значно ускладнюється, оскільки підтримання строго постійної температури в камері неможливе навіть за умов використання чутливого терморегулятора. Крім того, відкривання ексикатора для вміщення в нього тварини порушує встановлений температурний режим, впливаючи тим самим протягом досить тривалого часу на показання манометра.

На рис. 1, а наведена крива, що відображає показання манометра після короткочасного (10 сек) відкривання ексикатора (без тварини), попередньо нагрітого до 35° С. З рис. 1 видно, що в перші хвилини після закривання камери тиск у ній істот-