

Електронна установка для вимірювання функцій розподілу часових інтервалів електроенцефалограми

Є. Я. Войтинський і В. О. Прянишников

Ленінградський науково-дослідний інститут дитячих інфекцій

Тепер прийнято розглядати електроенцефалограму як стаціонарний випадковий процес [2], оцінка якого проводиться за допомогою функцій і моментів розподілу різного порядку [4]. Цінна інформація про характер ЕЕГ може бути одержана шляхом вимірювання одномірних функцій розподілу часових інтервалів, тобто часу між точками перетину осі сигналом [3].

Як показують праці ряду авторів [1, 6, 11, 12], цей метод може бути успішно використаний як в експериментальній, так і в клінічній електроенцефалографії. Проте широкому застосуванню методу перешкоджає нестача вимірювальних приладів. Використання для цієї мети складних і високої вартості універсальних цифрових обчислювальних машин, а також аналізаторів, призначених для фізичних досліджень (типу АІ-100, АІ-256 тощо) нерациональне.

В цій статті наведено опис електронної установки, спеціально розробленої для вимірювання одномірних функцій розподілу часових інтервалів ЕЕГ. Установка дозволяє визначити цифровим способом щільність імовірності $\phi(\tau)$ коливань біопотенціалу частотою 1—50 гц. Вимірювання можна проводити на 20 рівнях, які лежать на нульовій лінії ЕЕГ, вище і нижче.

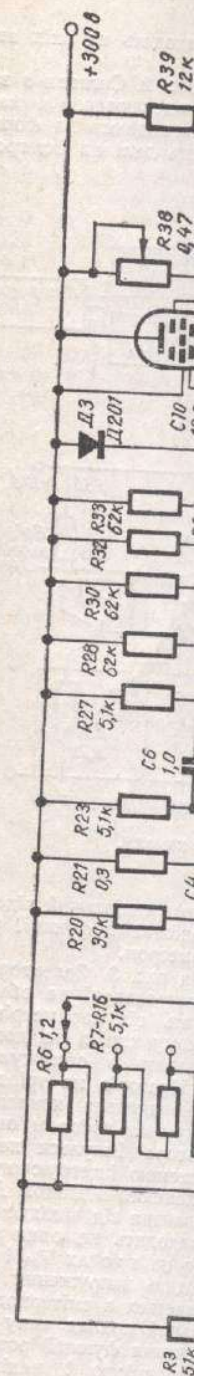
Питання теорії вимірювання функцій розподілу часових інтервалів на кількох рівнях аналізу розглянуті в ряді праць [5, 10, 13]. Цей метод дозволяє одержати інформацію про проведення в часі випадкового процесу в усьому динамічному діапазоні. При цьому практично виявляється достатнім використання 15+20 рівнів аналізу [8].

Електронна установка. Електронна аналізуюча установка складається з двох блоків — перетворювача час — амплітуда і 20-канального аналізатора імпульсів на транзисторах.

Принципова схема перетворювача наведена на рис. 1. Сигнал ЕЕГ подають на вхід фазоінвертора або катодного повторювача в залежності від того, яку з частин ЕЕГ (верхню або нижню у відношенні до осі Х) треба проаналізувати. Фазоінвертор зібраний на лампі Л₁ 6НЗП, катодний повторювач — на лівій половині лампи Л₂ типу 6Н1П. Далі сигнал надходить на селектор рівня, який складається з перемикача R₇+R₁₆ і діода Д₁ типу Д103. Селектор рівня пропускає тільки вершини імпульсів, відсікаючи сигнал по основі. Рівень відсічення встановлюється перемикачем R₇+R₁₆. З селектора рівня сигнал надходить через ємність С₄ на вхід тригера Шмітта. З тригера знімається сигнал, тривалість якого пропорційна тривалості імпульсу ЕЕГ на обраному рівні аналізу.

З лівого анода лампи Л₃ типу 6Н1П негативний сигнал прямокутної форми надходить на вхід генератора пилоподібної напруги, амплітуда якої пропорційна тривалості прямокутного імпульсу і, отже, деякому інтервалу в ЕЕГ. Для того, щоб ці імпульси могли бути подані на вхід аналізатора, паралельно ємності С₁₁ включається тиратрон Л₇ типу ТГ1Б, замкнутий в нормальному режимі негативним зміщенням на сітці. Імпульс позитивної полярності, який знімають з правого анода тригера Шмітта, диференціюється ланцюжком, що складається з ємності С₇ і входного ланцюга підсилювача, побудованого на лівій половині лампи Л₄ типу 6Н1П. З виходу підсилювача знімають два ряди імпульсів. Перший з них — від'ємної полярності — відповідає передньому фронту прямокутного імпульсу і, отже, початку генерування пилоподібного імпульсу.

Другий ряд імпульсів — позитивної полярності — відповідає задньому фронту прямокутного імпульсу і, отже, закінченню генерування пилоподібного імпульсу. Послідовність імпульсів подають на сітку тиратрону ТГ1Б. З індуктивності Л₁, включе-



ної в катодний ланцюг тиратрону, знімають імпульси, які надходять на вхід аналізатора.

Функціональна схема аналізатора імпульсів наведена на рис. 2. Сигнали з виходу перетворювача час—амплітуда посилюються імпульсним підсилювачем і надходять на селектори рівня аналізу. З виходу селекторів імпульси подають на формувальний пристрій, що виробляє стандартний сигнал, який надходить далі на інтегратор.

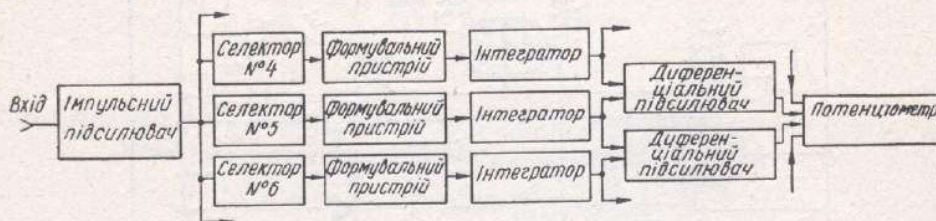


Рис. 2. Функціональна схема аналізатора.

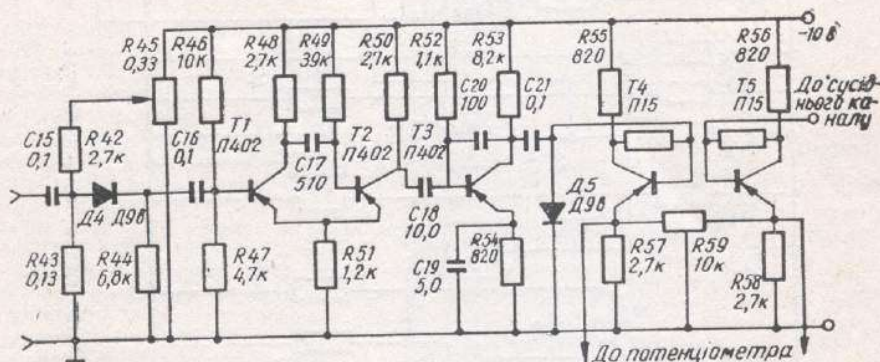


Рис. 3. Принципова схема вимірювального каналу.

Напруги з виходів двох сусідніх каналів подаються на диференціальний підсилювач постійного струму. Вихідні напруги підсилювача, пропорційні функції розподілу, реєструються стрілочним приладом і самописним потенціометром.

Принципова схема вимірювального каналу показана на рис. 3. Селектори виконані на діоді D_4 за схемою послідовного обмежувача і розраховані на обмеження амплітуд імпульсів до 5 в. Пороги обмеження, які залежать від параметрів застосованого імпульсного підсилювача, встановлюються в кожному каналі за допомогою потенціометра R_{45} . Імпульси позитивної полярності надходять з обмежувачів на формувальники, зібрані за схемою одностабільних мультівібраторів на триодах T_7 і T_8 типу П402. Тривалість імпульсів мультівібратора встановлюється конденсатором C_{17} і опором R_{49} . Надійна робота мультівібратора забезпечується добром опор R_{51} , встановленого в емітерах триодів. З виходу мультівібратора імпульси негативної полярності надходять на вхід інтегратора, зібраного за схемою інтегруючого підсилювача на триоді T_9 типу П402. Використання розрядного ланцюга з діодом D_5 і конденсатором C_{21} дозволяє відділяти постійне напругу живлення від вихідного напруги інтегратора. Напруги з виходу інтегратора надходять на один з входів диференціального підсилювача постійного струму, зібраного на триодах T_{10} і T_{11} типу П15. На другий вхід диференціального підсилювача надходить напруги з виходу інтегратора сусіднього каналу. Різницеве напруги знімається з емітерного напруги підсилювача і надходить на стрілочний вимірювальний прилад типу М-266 і самописний потенціометр типу ЕПП-09, який реєструє значення функції розподілу.

Установка в цілому відзначається компактністю, зручністю і надійністю в роботі.

Введення даних в установку провадиться з виходу електроенцефалографа або з пристрою магнітного запису. З цією метою можуть бути використані різні типи спеціальних і серійних магнітофонів з амплітудною або частотною модуляцією [7]. В цій роботі був застосований пристрій магнітної реєстрації, описаний Стасюном [9].

Для калібрування функції розподілу частоти ГНЧ-1 і випадкових квадратична похибка розподілу, які визначилися.

Далі, за допомогою часових інтервалів електричними мозку, епілептиками сували на папір (швидкість 30 мм/сек) і магнітну (380 мм/сек), яку потім тривалість відрізків ЕРГ, становила $T=2$ мс, мали різну фонову альфа-ритм, переважувала дизритмію коливань то

Рис. 4. Відрізки ЕРГ піділу часових інтервалів людини (а) і хворого на епілепсію (б).

На графіку по осі абсцис показані часові інтервали (від 0,2 до 1,0 сек), а по осі ординат — значення щільності розподілу.

Як приклад, на рис. 4 наведені відрізки ЕРГ (досліджувані на нульових інтервалах у здорового досліджуваного (а) і хворого на епілепсію (б)). З рисунка видно значні відхилення від норми.

Дані, одержані у дослідженні між типом ЕРГ і типом асиметрії. При цьому і великими патологічними змінами, що дає можливість виконати

Експериментальні дані

Для калібрування і перевірки роботи установки було проведено вимірювання функцій розподілу часових інтервалів синусоїдальних сигналів від генератора типу ГНЧ-1 і випадкових сигналів від генератора інфранизкочастотного шуму. Середньоквадратична похибка щільності імовірності не перевищила 5%. Інтегральні функції розподілу, які визначили графічним способом [4], мали точність $\pm 3\%$.

Далі, за допомогою описаної вище установки вимірювали функції розподілу часових інтервалів електроенцефалограм здорових осіб і хворих з травмами і пухлинами мозку, епілепсією та маніакально-депресивним психозом. ЕЕГ одночасно записували на папір (швидкість запису становила 30 мм/сек) і магнітну плівку (з швидкістю 380 мм/сек), яку потім вводили в установку. Тривалість відрізків ЕЕГ, які піддавали аналізу, становила $T=2$ хв. Електроенцефалограми мали різну фонову активність: домінуючий альфа-ритм, переважаючу повільну активність, дизритмію коливань тощо.

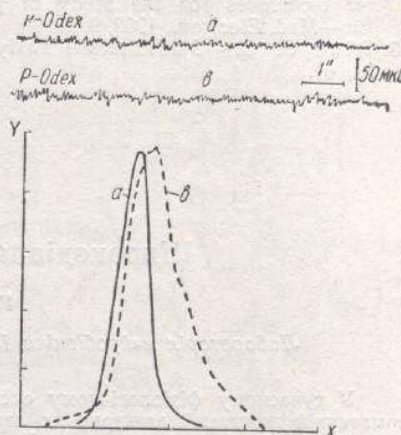


Рис. 4. Відрізки ЕЕГ і графіки функцій розподілу часових інтервалів здорової дослідженої людини (а) і хворого з травмою головного мозку (б).

На графіку по осі абсцис відкладені тривалості часових інтервалів (від 0,2 до 0,05 сек), по осі ординат — значення щільності імовірності часових інтервалів.

Як приклад, на рис. 4 наведені графіки щільності імовірності часових інтервалів (досліджувані на нульовому рівні) — двох схожих за зовнішнім виглядом ЕЕГ, одержаних у здорового дослідженого (а) та у хворого з травмою головного мозку (б). З рисунка видно значні відмінності кривих розподілу, причому при травмі мозку спостерігається більша асиметрія і зрушення в напрямку більш високих частот.

Дані, одержані у групи досліджених, показують, що є деяка позитивна кореляція між типом ЕЕГ і параметрами розподілу, зокрема між знаком і величиною асиметрії. При цьому істотне значення має, що функції розподілу ЕЕГ навіть з невеликими патологічними змінами нерідко відрізняються від нормальних показників, що дає можливість використати їх в діагностичних цілях.

Запропонований метод аналізу та установка придатні для розв'язання широкого кола завдань в експериментальній і клінічній електроенцефалографії. За їх допомогою можна вивчати індивідуальні особливості електроенцефалограм, зміни, викликані різними впливами і фармакоагентами, а також можна виділювати та оцінювати тонкі патологічні зрушення на ЕЕГ.

Дослідження функцій розподілу часових інтервалів ЕЕГ на різних рівнях аналізу перебувають у початковій стадії розвитку в зв'язку з відсутністю необхідної апаратури. Запропонована установка зможе заповнити цю прогалину. Як показують наші попередні дослідження [3], такий метод аналізу дає додаткову інформацію про часові статистичні характеристики електроенцефалограм.

Література

1. Акишина Н. И., Лисицин С. К. — Плотность распределения амплитуд и «периодов» ЭЭГ человека при нарушении деятельности эндокринных желез. Тезисы докл. семинара «Развитие физиол. приборостроения для научн. исследований в биологии и медицине», Изд-во АН СССР, М., 1966.
2. Винер Н. — Нелинейные задачи в теории случайных процессов. ИИЛ, М., 1961.
3. Войтинский Е. Я., Прянишников В. А. — Сб. «Радиоэлектроника в медицине», М., 1966, в. I.
4. Крамер Г. — Математические методы статистики. ИИЛ, М., 1948.
5. Кузнецов П. И., Стратанович Р. Л., Тихонов В. И. — Журн. техн. физики, 1954, 24, 102.
6. Лисицин С. К., Маркова Е. В. — Тезисы докл. семинара «Развитие физиол. приборостроения для научн. исследований в биологии и медицине». АН СССР, М., 1966.