

Принцип роботи схеми полягає ось у чому. Негативні (до колектора) імпульси від стимулятора використовують як напругу живлення генератора. Коливання в контурі генератора виникають в момент появи імпульсу на колекторі та припиняються при його зникненні.

Через витки зв'язку ( $L_3$ ,  $L_4$ ) коливання радіочастоти передаються у вторинний контур, потім детектуються діодами ДІЕ, і радіочастота фільтрується конденсаторами  $C_4$  і  $C_5$ .

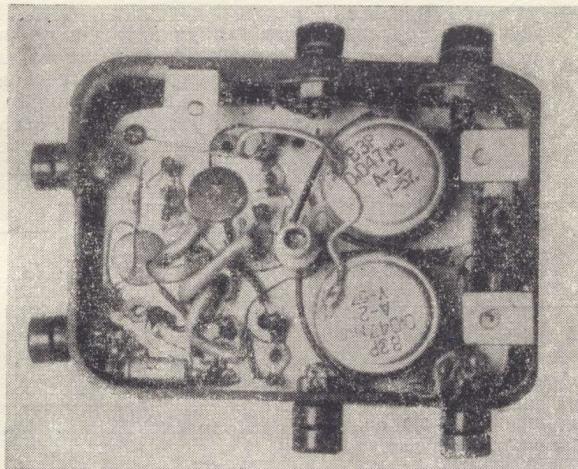


Рис. 2. Загальний вигляд радіочастотного елемента.

Напруга на виході регулюється за допомогою потенціометрів  $R_3$  і  $R_4$ . Постійну складову спрямленої напруги, яка точно відтворює форму вхідного імпульсу, подають у подразнювальний ланцюг.

Максимальна напруга у вторинному контурі залежить від кількості витків  $L_3$  і  $L_4$ . Вихідна напруга симетрична і становить 30 в на потенціометрах у 47 ком.

Радіочастотний вихідний елемент змонтовано у металевому корпусі, який водночас служить і екраном (рис. 2). Для охолодження тріода застосовується радіатор (мідна пластинка розміром 60×90 мм і завтовшки 2 мм). Колектор тріода має електричний контакт з радіатором, отже, необхідно ізолювати радіатор від корпусу або від землі. Якщо частота і тривалість подразнення незначна, робота тріода можлива і без застосування радіатора.

#### ЛІТЕРАТУРА

- Герасимов С. М., Мігулін І. М., Яковлев В. М., Розрахунок напівпровідникових підсилювачів і генераторів, Держтехвидав УРСР, 1958.
- Костюк П. Г., Біофізика, 2, 1959, с. 134.
- Остерман Л. А. Біофізика, 2, 1959, с. 238.
- Стружинський В. А., Фізика твердого тела, Том II, в. 3, 1960, с. 420.
- Schmitt O. H., Science, 107, 1948, p. 432.
- Schmitt O. H., Dubbert P. R., Rev. Scient. Instrum., 20, 1949, p. 170.

Надійшла до редакції  
I.X 1961 р.

## Реєстрація потенціалів дії окремих нейронів на магнітний носій

Б. Я. П'ятигорський

Лабораторія загальної фізіології Інституту фізіології Академії наук УРСР, Київ

Великого поширення набув в останні роки фотографічний метод реєстрації біоелектричних потенціалів. Фотографування осцилограм з екрана електронно-променевої трубки дає цілком об'єктивну картину досліджуваного процесу. Це забезпечило названий методіці широку популярність серед фізіологів.

9—Фізіологічний журнал № 1.

Слід відзначити, що метод фотографічної реєстрації біопотенціалів, який протягом тривалого часу повністю задовільняв потреби фізіологів і багато в чому сприяв розвиткові електрофізіології, не зовсім відповідає рівню сучасних вимог.

Зокрема, і це, мабуть, найголовніше, реалізація електричного аналізу фотоосцилограм — проблема технічно настільки складна, що не дісталася широкого застосування. Тим часом, відомо, що електричний аналіз біоелектричних процесів набуває дедалі більшого значення при конструюванні ліагностичних машин.

Шукаючи зручнішу методику реєстрації біосигналів, дослідники пішли по шляху використання найдосконалішого з усіх відомих способів реєстрації сигналів — запису на магнітний носій. Переваги магнітного методу запису-відтворення загальнорозглянутого значення при конструюванні діагностичних машин та електрофізіологічної апаратури.

ного методу запису-відтворення загальновідомі, а саме: 1) простота електричного аналізу; 2) зручність введення даних в електронно-лічильні машини; 3) пристра реалізація блоку тимчасової затримки, що необхідно, зокрема, для спостереження на екрані осцилоскопа сигналів, які не повтрую-

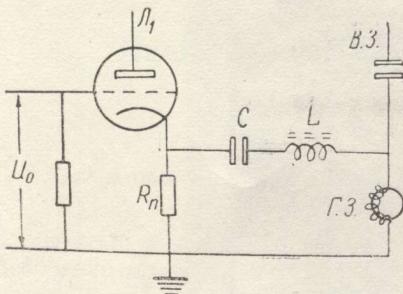


Рис. 1. Схема вихідного каскаду підсилювача запису.

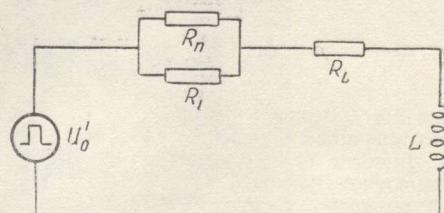


Рис. 2. Еквівалентна схема вихідного каскаду.

ються; 4) виключена потреба в наступній хімічній обробці, яка неминуча при фотографічній реєстрації.

Перші спроби магнітного запису для реєстрації біологічних процесів були зроблені в 1949 р. [6], коли Монілекс запропонував метод запису низькочастотних фізіологічних процесів (таких, наприклад, як кардіограма). Велика довжина хвилі записаного сигналу зумовлюєгранично низьку видатність відтвореної головки на частотах порядку десятків і більше герц. В зв'язку з цим йому довелося вдатися до запису за допомогою несучої частоти. При цьому була застосована частотна модуляція. Для запису швидкоплинних біопроцесів за методом Монілекса була б потрібна висока несуча частота, що, в свою чергу, привело б до необхідності значно збільшити швидкість а отже і витрачання носія.

Розвиток мікроелектродної техніки за останні роки створив можливість відводити потенціали дій окремих нейронів. В з'язку з цим постало завдання реєструвати ці потенціали на магнітний носій. Тривалість потенціалу дії, без урахування тривалості слідових потенціалів, взагалі не перевищує 1—2 мсек (2,4). Як показує досвід, для задовільної передачі форми такого коливання необхідна частотна характеристика від 20—30 гц до 10—12 кгц. Такі сигнали, здавалося б, можна записувати і відтворювати на звичайному магнітофоні. Адже сучасний високоякісний магнітофон має лінійну частотну характеристику від 30 гц до 12—15 кгц, що повністю перекриває ширину спектра пікових потенціалів.

Проте слід відрізняти одну принципіально важливу обставину. Для неспотвореної передачі сигналу лінійність частотної характеристики зовсім недостатня; треба, щоб не було також фазових перекручень, чого звичайний магнітофон зовсім не забезпечує. Щоб усунути фазові перекручення з тракту, слід видалити коректуючі ланцюжки, але при цьому з'являться частотні перекручення.

Для неспостореної передачі сигналу ми застосували схему вихідного каскаду підсилювача запису (рис. 1). Підсилювачем відтворення в цьому випадку слугить звичайний фізіологічний підсилювач з лінійною частотною характеристикою. Спиняючись на цій схемі вихідного каскаду, ми керувались такими міркуваннями. Електрорушійна сила на виході відтворної головки пропорціональна похідні від магнітного потока всередині носія, тобто похідний від його намагніченості. В результаті частотна характеристика відтворення пропорціональна частоті. Однак, підтримуючи у записуючій головці струм, пропорціональний інтегралу від записуваного сигналу, можна одержати характеристику запису, обернено пропорціональну частоті. В результаті ефект диференціювання при відтворенні компенсується і характеристика запис-відтворення стає лінійною.

Еквівалентна схема вихідного каскаду наведена на рис. 2.

При подачі на обмотці головки запи

дe

$$U_0' =$$

Як відомо (3) 1

де  $t_i$  — тривалість імп.  
Для задовільного збільшити т. Збільшенню писуючих головок  $P_i$  і  $R_n$  потребує значення стосуванні стандартно

стосуванні стандартно  
В наведеній схемі  
ня додаткової індуктивності  
амплітуди сигналу, як  
каскаду не викликає  
використовують тільки  
фізіологічного підсилюю-  
що експериментальні дані.

На рис. 3 наведені швидкості запису 19,2 су — 2,8 мсек. Істотне перевищує 10%, спостерігається тривалістю понад 3-4 рази менше одного на се-

Не можна не спів  
викладеного методу, а  
рівень шумів, що досяг-  
ливості запису-відтворе-  
змінюються, наприклад

змінюються, наприклад Слід зауважити, що ефективності використання реєстрації всього спектра черпані. Необхідно врахувати відстання відтворюючої головною трубою або іншими ефектами Холла (1,7). Це, широкі перспективи для запису в фізіологічну паперову відтворення біопсіїв, а і деякі недоліки біоптогенізів, як матимуть

1. Васильевский  
 2. Костюк П. Г.  
 журн. СССР, 46, 1960.  
 3. Кризе С. Н.,  
 4. Мещерский  
 1960.  
 5. Leithead L.,  
 6. Monyleux L.,  
 7. Skellet A. M.  
 Oct. 1962.

При подачі на вхід такої схеми стрібка напруги висотою  $U_0$  формула струму в обмотці головки запису має такий вигляд:

$$I = U'_0 Y_s (1 - e^{-\frac{t}{\tau}}), \quad (1)$$

де

$$\tau = \frac{L}{R_i R_n + R_i R_L + R_n R_L};$$

$$U'_0 = \frac{U_0 R_n}{R_i + R_n}; \quad Y_s = \frac{R_n + R_i}{R_i R_n + R_i R_L + R_n R_L};$$

Як відомо (3), при викривленні імпульсу  $\Delta < 10\%$  обґрутовано відношення  $\tau = \frac{t_i}{\Delta}$

де  $t_i$  — тривалість імпульсу.

Для задовільного запису-відтворення якомога триваліших імпульсів необхідно збільшити  $\tau$ . Збільшення  $\tau$  пов'язане із збільшенням  $L$  (індуктивність стандартних записуючих головок порівняно невелика), або із зменшенням  $R_i$  і  $R_n$ . Зниження  $R_i$  і  $R_n$  потребує значного підвищення потужності вихідного каскаду (5), що при застосуванні стандартної записуючої головки конструктивно важко здійснити.

В наведений схемі була використана можливість збільшення  $L$  шляхом включення додаткової індуктивності послідовно з головкою запису. Необхідність збільшення амплітуди сигналу, який подають на вхід такого каскаду не викликає труднощів, бо для запису використовують тільки частину сигналу з виходу фізіологічного підсилювача (2). Обчислени та експериментальні дані в основному збігаються.

На рис. 3 наведений відтворений імпульс при швидкості запису 19,2 см/сек. Тривалість імпульсу — 2,8 мсек. Істотне викривлення імпульсу, що перевищує 10%, спостерігається при записі імпульсів тривалістю понад 3 мсек і частотою повторення менше одного на секунду.

Не можна не спинитись на деяких недоліках викладеного методу, а саме: 1) відносно високий рівень шумів, що досягає 30 дБ; 2) обмежені можливості запису-відтворення сигналів, що повільно змінюються, наприклад, синаптичних потенціалів.

Слід зауважити, що можливості підвищення ефективності використання магнітного запису для реєстрації всього спектра частот досі ще не вичерпані. Необхідно вказати на можливість використання відтворюючої головки з електронно-променевою трубкою або головки із застосуванням ефекту Холла (1,7). Це, на нашу думку, відкриває широкі перспективи для впровадження магнітного запису в фізіологічну практику. Отже, магнітний запис-відтворення біопотенціалів за викладеним методом має не тільки істотні переваги, а і деякі недоліки і, отже, поки йдеться не про заміну фотографічної реєстрації біопотенціалів їх магнітним записом, а про можливе доповнення цих методів.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Василевский Ю. А., Автоматика и телемеханика, 3, 1960.
2. Костюк П. Г., Микроэлектродная техника, Изд-во АН УССР, 1960; Физiol. журн. СССР, 46, 1960.
3. Кризе С. Н., Усилители напряжения низкой частоты, ГЭН, 1955.
4. Мещерский Р. М., Методика микроэлектродного исследования, Медгиз, 1960.
5. Leithhead L., Thomson L., J. Physiol., 2, 1954, 126.
6. Monyleux L., Electr. Eng., March, 1952.
7. Skellat A. M., Leveridge L. E., and Gratian S. W., Electronics, October, 1953.

Надійшла до редакції  
8.VII 1961 р.

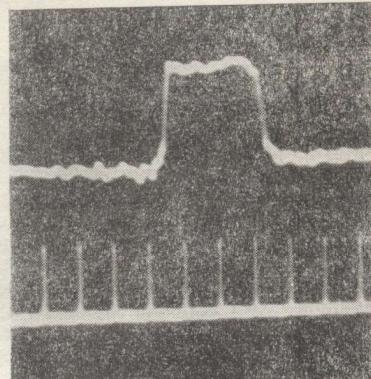


Рис. 3. Відтворений прямокутний імпульс при швидкості запису 19,2 см/сек.  
Відмітка часу 1 мсек.