

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 .

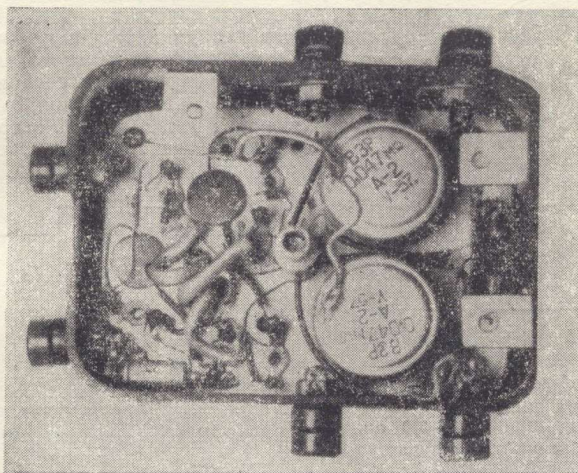


Рис. 2. Загальний вигляд радіочастотного елемента.

Напруга на виході регулюється за допомогою потенціометрів R_3 і R_4 . Постійну складову спрямованої 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

1. Герасимов С. М., Мігулін І. М., Яковлев В. М., Розрахунок напівпровідникових підсилювачів і генераторів, Держтехвидав УРСР, 1958.
2. Костюк П. Г., Біофизика, 2, 1959, с. 134.
3. Остерман Л. А. Біофизика, 2, 1959, с. 238.
4. Стружинский В. А., Физика твердого тела, Том II, в. 3, 1960, с. 420.
5. Schmitt O. H., Science, 107, 1948, p. 432.
6. 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 названій методиці широку популярність серед фізіологів.

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

$$I = U_0' Y_9 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right), \quad (1)$$

де

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

$$U_0' = \frac{U_0 R_n}{R_i + R_n}; \quad Y_9 = \frac{R_n + R_i}{R_i R_n + R_i R_L + R_n R_L};$$

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

де t_i — тривалість імпульсу.

Для задовільного запису-відтворення якомога триваліших імпульсів необхідно збільшити τ . Збільшення τ 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 наведеній 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). Обчислені 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 відтворної 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.

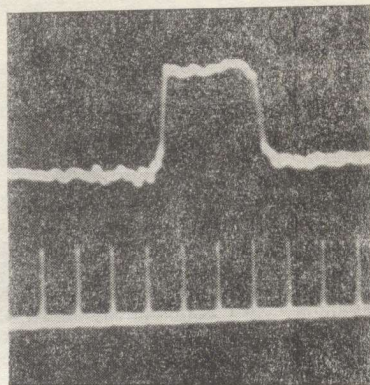


Рис. 3. Відтворений прямокутний імпульс при швидкості запису 19,2 см/сек.

Відмітка часу 1 мсек.

ЛІТЕРАТУРА

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

Надійшла до редакції
8.VII 1961 р.