

Досвід конструювання і експлуатації комплексу пристроїв для магнітного запису і вводу в ЕОМ електроенцефалограм

В. М. Харченко, В. В. Корнєєв

*Лабораторія кібернетики Інституту фізіології
ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ*

На протязі останніх років увага медиків, нейрофізіологів і кібернетиків була зосереджена на аналізі біохімічних і біоелектричних процесів, які здійснюються в мозку. Дослідження систем кодування, передачі і переробки інформації у мозку не тільки дозволяє глибше проникнути в таємниці процесу мислення, але й дає матеріал для створення кібернетичних пристроїв, що далеко перевершують усі відомі до цього часу технічні конструкції. Завдяки цьому зрозумілий інтерес вчених до точного і глибокого дослідження діяльності мозку.

При аналізі електричної активності мозку її звичайно реєструють на папері, фотоплівці або магнітній стрічці, а згодом піддають математичному аналізу методами теорії імовірності й математичної статистики.

Особливістю одержаної інформації є її однорідність і велика кількість. Наприклад, при аналізі фонові активності мозку видно, що її характер при відсутності подразнень може зберігатися на протязі тривалого часу. Перша особливість визначає необхідність застосування при аналізі методів теорії інформації, друга — використання електронних обчислювальних машин, здатних з великою швидкістю обробляти великі числові масиви.

В лабораторії кібернетики Інституту фізіології АН УРСР (керівник канд. техн. наук К. О. Шкабара) на протязі ряду років провадяться науково-дослідні роботи в галузі розробки, дослідження і застосування спеціальної апаратури і математичних методів для аналізу безперервних і дискретних характеристик біоелектричної активності мозку за допомогою електронно-обчислювальних машин. У лабораторії сконструйовано комплекс пристроїв, які дозволяють зробити в процесі експерименту запис досліджуваних фізіологічних характеристик на магнітну стрічку, а потім відтворити, перетворити у двійковий код і ввести одержані експериментальні дані в ЕОМ для відповідного математичного аналізу. Застосування магнітного запису для накопичення інформації полягає в її високій економічності, надзвичайній компактності, постійності та надійності зберігання. Ця система може бути використана як для аналізу безперервних характеристик (ЕЕГ, ЕКГ тощо), так і для аналізу імпульсних послідовностей (імпульсна активність нейронів тощо) [3, 4].

Блок-схему всього комплексу пристроїв запису-вводу представлено на рис. 1.

Пристрій запису

Запис електроенцефалограм на магнітну стрічку провадився на стаціонарному магнітофоні типу МЕЗ-15, призначеному для роботи в спеціалізованих апаратних звукозапису, реєстрації електричних потенціалів при проведенні різних науково-дослідних робіт та в інших випадках, коли необхідна висока точність відтворення записуваних коливань.

Носієм запису була феромагнітна стрічка Тип-6. Швидкість руху носія запису — 76,2 см/сек.

Для запису одночасно двох відведень ЕЕГ головку у магнітофоні замінили тристежковою з екранізуючими прокладками між робочими зазорами. Третя стежка необхідна для відмітки дії подразника.

Як відомо, енцефалограма складається з низькочастотних коливань [1]. Запис їх на магнітну стрічку надзвичайно важкий, оскільки із зменшенням частоти записуваних коливань посилюється взаємовплив між магнітними доріжками, а також погіршуються частотні властивості магнітних головок: спадає діюча на звуконосій напруже-

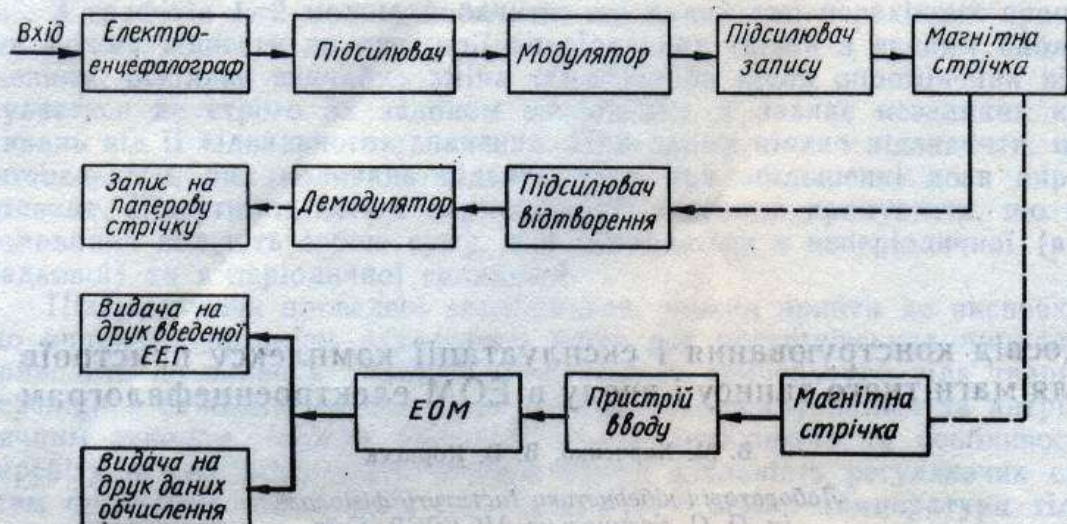


Рис. 1. Блок-схема комплексу пристроїв запису-вводу ЕЕГ в ЕОМ.

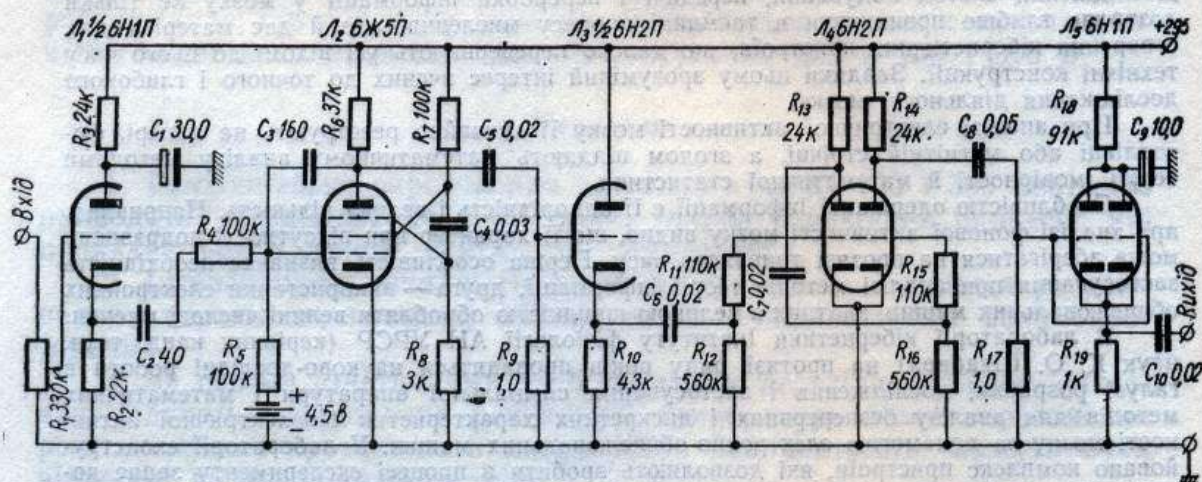


Рис. 2. Принципова схема модулятора.

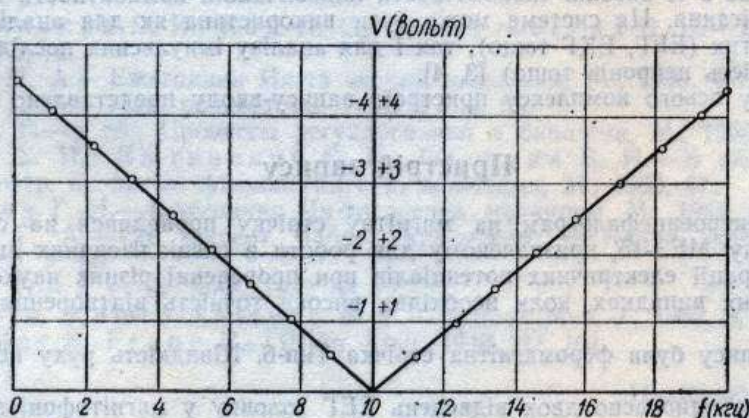


Рис. 3. Характеристика лінійності модулятора.

ність поля, яка визначається шириною робочого зазору записуючої головки. Відтворення цих коливань магнітними головками, що реагують на швидкість зміни магнітного потоку, практично неможлива, тому що величина е. д. с., індукована в обмотці головки, на низьких частотах значно знижується і зрівнюється з перешкодою. Тому виникла необхідність перетворення цих коливань на коливання, зручні для запису. З цією метою для запису безперервних кривих на магнітну стрічку був застосований метод імпульсної частотної модуляції на несучій 10 кГц. Вибір верхньої границі несучої частоти обмежується частотними властивостями магнітних головок, фізичними властивостями феромагнітних стрічок (типу-2 і типу-6), які обмежують щільність запису до $12 \pm 18 \text{ ім/мм}$, і швидкістю стрікопротяжних механізмів (в даному випадку 76,2 см/сек). Нижня границя несучої, про вибір якої буде сказано нижче, визначається точністю відтворення кривих. Виходячи з цих міркувань, був сконструйований частотний модулятор з несучою частотою 10 кГц. При глибині модуляції 50% несуча частота змінюється в межах 5—15 кГц.

Сигнал на вхід модулятора подається з кінцевого каскаду підсилювача потужності електроенцефалографа (рис. 1). Принципова схема модулятора представлена на рис. 2. Катодний повторювач, який зібрано на лампі L_1 , необхідний для усунення взаємного впливу між модулятором і електроенцефалографом. На лампі L_2 зібрано генератор пилоподібної напруги. Сигнал, який надходить на керуючу сітку генератора, змінює робочу точку лампи, що викликає, в свою чергу, зміну періоду пилоподібної напруги. Характеристика лінійності цього генератора представлена на рис. 3. Через катодний повторювач L_3 пилоподібна напруга подається на підсилювач-обмежник L_4 , який перетворює її на прямокутну. На виході модулятора катодний повторювач L_5 .

Сполучною ланкою між модулятором та магнітофоном служить підсилювач запису. Прямокутна напруга підсилюється підсилювальним каскадом і диференціюється ланцюжком CR . Диференційовані імпульси надходять на вхід одновібратора, який стабілізує їх за тривалістю $\tau=50 \text{ мксек}$. Кінцевий каскад являє собою катодний повторювач, навантажений на записуючу головку. Запис ведеться без підмагнічування на магнітній стрічці, яка спочатку розмагнічується. Струм запису в голівці підібраний з таким розрахунком, щоб стрічка намагнічувалася до насичення.

Для оцінки якості запису енцефалограм на магнітну стрічку нами був виготовлений демодулятор, за допомогою якого можна здійснювати запис з магнітної стрічки на паперову. При цьому інформація, яка записана на магнітну стрічку в частотно-модульованому вигляді, зчитується відтворюючою головкою і через підсилювач відтворення надходить на вхід демодулятора. Демодульований сигнал надходить на кінцевий каскад енцефалографа і записується на паперовій стрічці (рис. 1). Схема демодулятора представлена на рис. 4. На вході демодулятора стоїть підсилювач-обмежник L_1 . Після нього сигнал диференціюється ланцюжком C_3L_2 і через обмежник D_1 надходить на катодний повторювач L_2 , який навантажений на фільтр низьких частот $L_1L_2L_3C_5C_6C_7C_8$. Фільтр стримує несучу частоту і виявляє модулюючий сигнал, який надходить потім через катодний повторювач L_3 на підсилюючий каскад L_4 . Потенціометром R_{17} можна змінювати амплітуду сигналу на вході кінцевого катодного повторювача, а, отже, і регулювати рівень виходу.

Пристрій вводу

Електроенцефалограми та інші безперервні криві, які записані на магнітній стрічці, вводяться в електронно-обчислювальну машину при допомозі спеціального пристрою вводу. Блок-схему пристрою представлено на рис. 5. Пристрій вводу підключається до ЕОМ «Мінськ-2» і повністю керується з центрального пульта. Пристрій складається з стрікопротяжного механізму і підсилювачів зчитування, генератора стандартної частоти і лічильника часових інтервалів, пристрою управління і блоку живлення.

Електроенцефалограми та інші фізіологічні характеристики, записані на магнітну стрічку методом імпульсної частотної модуляції, зчитуються з неї з допомогою магнітних головок і підсилювачів зчитування. Потім імпульси несучої модульованої частоти через формуючий пристрій надходять до входу лічильника часових інтервалів. Лічильник підраховує кількість імпульсів, частота яких пропорційна амплітуді записаної напруги в інтервалах стандартної частоти. Отже, лічильник підраховуватиме число імпульсів несучої модульованої частоти в заданому інтервалі часу, тобто величину, пропорційну ординатам записаної на магнітну стрічку напруги. Таким чином, в даному випадку пристрій вводу виконує одночасно функції демодулятора і безперервно-дискретного перетворювача.

Схема пристрою вводу діє таким чином (рис. 5): на початку роботи кнопкою з пульта ЕОМ встановлюються в «О» тригери лічильника часових інтервалів $T=1 \pm T=15$, тригер $ТК$ цією ж кнопкою встановлюється в «1» і закриває вхід на лічильник імпульсів несучої модульованої частоти, записаної на магнітній стрічці. Імпульс «дозволу вводу» від ЕОМ встановлює тригер дистанційного управління $T_{ду}$ в «1». Розрішальний потенціал з виходу тригера надходить на сітку лампи катодного повторювача K , у ка-

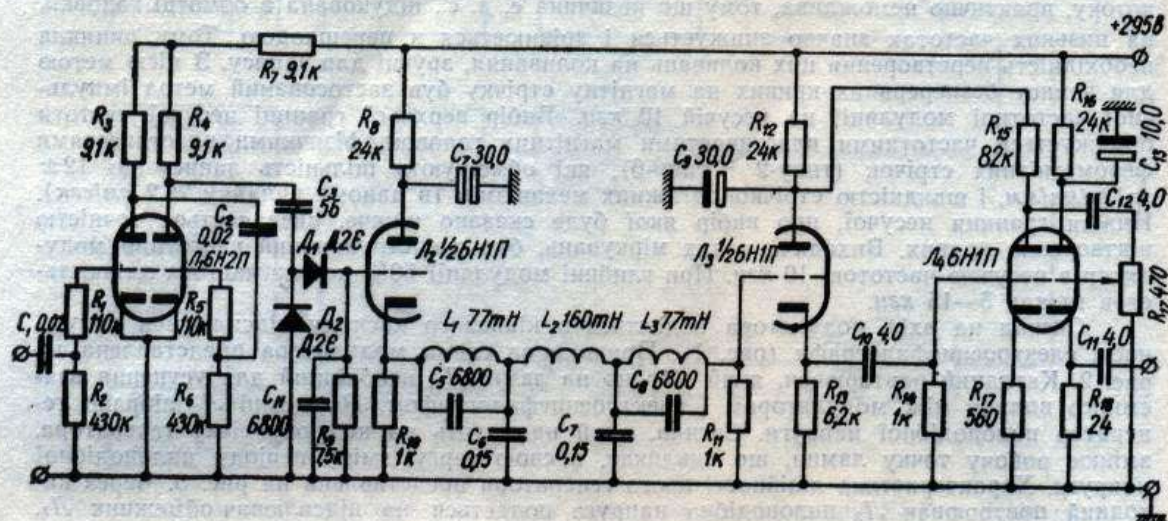


Рис. 4. Принципова схема демодулятора.

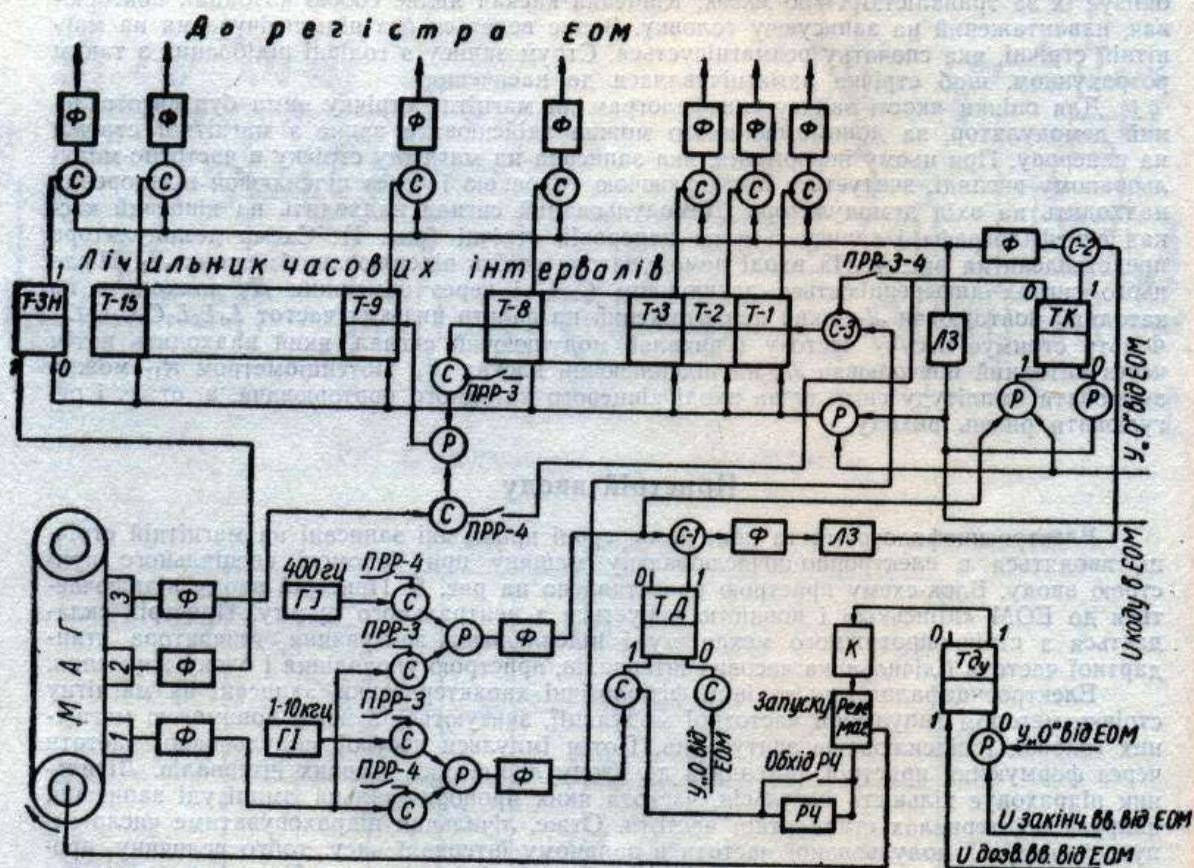


Рис. 5. Блок-схема пристрою вводу.

тоді якого ввімкнено реле запуску магнітофону *P*-зап. маг. Контакти реле запускають стрічкопротяжний механізм і подають напругу на реле часу *PЧ*.

Призначення реле часу — затримати подачу імпульсів дозволу вводу на час, необхідний для того, щоб магнітна стрічка змогла набрати номінальну швидкість. Після закінчення часу, необхідного для розгону магнітної стрічки, розривальний потенціал з *PЧ* надходить до діодно-трансформаторного клапана *C* тригера *ТД*. Імпульси несучої модульованої частоти, записані на магнітній стрічці, надходять з підсилювачів зчитування на клапани *C*, які управляються перемикачем роду робіт *ПРР* (при положенні *ПРР-3* відбувається введення імпульсних характеристик, при *ПРР-4* — введення безперервних кривих). Потім ці імпульси з формувача Φ надходять на вхід установки «1» тригера *ТД*, дозволяючи потенціал якого відкриває діодно-трансформаторний клапан *C-1*.

Перший імпульс з генератора стандартних інтервалів *ГІ* (400 гц) проходить через відкритий тригером *ТД* клапан *C-1* і після ліній затримки *ЛЗ-1* в 2 мксек надходить на клапан *C-2*, який керується одиничним виходом тригера *ТК*, утворюючи імпульс коду I_k . Останній подається на клапани *C* формувачів Φ , які управляються одиничними виходами тригерів $T=1 \pm T=15$, і здійснює видачу коду з лічильника на одиничні входи тригерів регістра *РІ* електронно-обчислювальної машини, до яких підключені виходи формувачів Φ . Цей же імпульс I_k через другу лінію затримки *ЛЗ-2* в 2,0 мксек надходить у центральний пристрій *ЕОМ* і здійснює передачу інформації з регістра *РІ* арифметичного пристрою в запам'ятовуючий (*МОЗП*) за накопиченням контрольної суми в *АП*.

Якщо на початку роботи лічильник знаходився ще в «0», то на регістр *РІ* ніякого коду не надійде. Одночасно з видачею коду імпульс I_k утворює імпульс установки в «0» ($У \ll 0$), який ставить в «0» тригери лічильника часових інтервалів з *T-1* до *T-15*, тригер знаку *T-зн* і керуючий тригер *ТК*. Дозволяючи потенціал з нульового виходу тригера *ТК* відкриває клапан *C-3*. Імпульси несучої модульованої частоти пройдуть на вхід лічильника, який почне заповнюватись до надходження другого імпульсу з генератора стандартних інтервалів. Цей імпульс встановлює в «1» тригер *ТК*, який подає забороняючий потенціал на клапан *C-3* і припиняє подачу на вхід лічильника імпульсів несучої модульованої частоти. Через 2 мксек імпульс I_k здійснює видачу коду з лічильника на регістр *РІ* *ЕОМ*. Одночасно сигнальні імпульси, що несуть допоміжну інформацію про наявність подразнення, з другої доріжки стрічкопротяжного механізму через підсилювач зчитування надходять на тригер знаку *T-зн*, який передає в знаковий розряд регістра *РІ* інформацію про наявність («1» *T-зн*) або відсутність («0» *T-зн*) подразнення. Процес триває до приходу імпульсу «закінчення вводу» з *ЕОМ*, який встановлює усі тригери схеми у вихідне становище. Одночасно зупиняється стрічкопротяжний механізм.

Вибір величини несучої модульованої частоти і частоти стандартних інтервалів проводився на основі таких міркувань. Більшість фізіологічних характеристик, які мають безперервний характер (електроенцефалограми, електрокардіограми, криві кров'яного тиску та ін.), мають основну частоту порядку 0,5—50 гц. Виходячи з цього, для генератора стандартних інтервалів була обрана частота 400 гц, при цьому кількість точок за період кривої, яка має частоту 20 гц, буде 20, тобто гранична похибка системи вводу по середній частоті не перевищує 5%, імовірна похибка — 1,7%. Гранична похибка вводу амплітудою при несучій 10 кгц і частоті стандартних інтервалів 400 гц не перевищує 4%, імовірна похибка 1,3%. Ця точність може бути підвищена збільшенням несучої модульованої частоти і записом на магнітну стрічку одночасно з несучою імпульсів з генератора стандартних інтервалів. Сумарна гранична похибка по частоті за обліком детонації стрічкопротяжного механізму (0,5%) і відходу частоти генераторів (0,5%) становить 5,3%, імовірна похибка 1,8%. Сумарна гранична похибка по амплітуді за обліком тих же факторів становить 4,3%, імовірна — 1,4%.

З допомогою описаного комплексу пристроїв запису-вводу на протязі 1966 р. проводився запис *ЕЕГ* у клініці відділу патології вищої нервової діяльності (керівник доктор мед. наук П. В. Бірюкович, доктор мед. наук С. Д. Расін) і вводу записів в *ЕОМ* «Мінськ-2». Всього проведено десять записів. На мал. 6 наведені записи *ЕЕГ* хворого К. при закритих і відкритих очах: безпосередньо на паперову стрічку з енце-

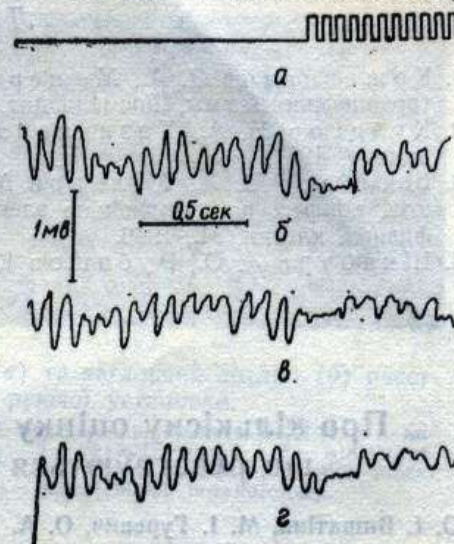


Рис. 6. Електроенцефалограма хворого К.

Пояснення в тексті.