

видно, що ділянка наближеної лінійності перебуває в межах $=0,75-2,25$. Перевіряючи ряд значень асимптот графічним методом, знаходимо, що асимптота наближено дорівнює $A=44,2$. Тоді, за літературними даними [8], ми можемо знайти за ділянкою лінійності $k_1=1,57$ і відповідне $D_1=37,5$.

По значеннях k і A при кожному значенні t можна скласти рівняння: $Z_i = M_i - A + D_1 e^{-k_1 t}$ (17).

Значення Z_i визначають поведінку другої компоненти (16). Так $Z(0)=17,3$; $Z(\infty)=0$.

За цими даними знаходимо рівняння другої компоненти: $k=3,78$; $D_2=17,3$. Тоді: $M=44,2-37,5e^{-1,57t}+17,3e^{-3,78t}$. Це рівняння описує криву, представлену на рис. 4 суцільною лінією.

Одержані результати можна знайти і графоаналітичним способом. Грунтуючись на тому ж значенні асимптоти, по різних значеннях y , розташованих на ділянці лінійності, обчислюємо $k_1=1,577$. Тоді з (4) виходить, що $D_1=42,66$. Отже шукане рівняння набуває вигляду $M=44,2-42,66e^{-1,577t}+D_2e^{-k_2t}$ (18). Шляхом підстановок знаходимо значення $D_2e^{-k_2t}$. Знаходячи їх логарифми, за формулою (3) визначаємо $k_2=3,983$ і за формулою (4) $D_2=22,4$.

Остаточне рівняння набуває вигляду: $M=44,2-42,66e^{-1,577t}+22,4e^{-3,983t}$ і крива, описана ним, показана на рис. 3 пунктирною лінією.

Дисперсія точок навколо першої кривої дорівнює $\sigma=1,622$, навколо другої — $\sigma=0,471$. Оскільки відношення дисперсій перевищує критичну величину 2,7, то в даному випадку ми змушені визначити, що апроксимація, одержана з допомогою графічного методу, краща, ніж одержана графоаналітичним шляхом.

Проте, ця рекомендація не є, видимо, безумовною і пов'язана зі складністю аналітичного визначення ділянки наближеної лінійності.

В силу цього ми рекомендуємо застосування обох методів паралельно.

Література

1. Гутер Р. С. и Овчинский Б. В.— Элементы численного анализа и математической обработки результатов опыта, Физматгиз, 1962.
2. Демидович Б. П. и Марон И. А.— Основы вычислительной математики, М., Ф—М, 1963.
3. Дунин-Барковский И. В. и Смирнов Н. В.— Теория вероятностей и математическая статистика в технике (общая часть) ГИТТЛ, М., 1955.
4. Колчинская А. З.— Недостаток кислорода и возраст. К., «Наукова думка», 1964.
5. Колчинская А. З., Лауэр Н. В., Шкабара Е. А.— В сб.: Кислородный режим организма и его регулирование, К., «Наукова думка», 1966.
6. Маршак М. Е.— Регуляция дыхания у человека, М., 1961.
7. Налимов В. В.— Применение математической статистики при анализе вещества. М., Физматгиз, 1960.
8. Плохинский Н. А.— Биометрия. СО АН СССР, 1961.
9. Шкабара Е. А.— В сб.: Моделирование в биологии и медицине, К., «Наукова думка», 1967.
10. Юл Дж. Э. и Кендэл М. Дж.— Теория статистики. М., Госстатиздат, 1960.

Надійшла до редакції
17.III 1966 р.

Механотронний електроманометр для кімографічної реєстрації тиску в порожнинах серця

П. П. Столітній, О. О. Мойбенко

Лабораторія патології кровообігу Інституту фізіології
ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

При вивченні діяльності серцево-судинної системи часто виникає необхідність в одночасній і синхронній реєстрації цілого комплексу показників гемодинаміки: артеріального тиску, тиску в порожнинах серця і магістральних судинах, венозного тиску, гідралічного опору судин різних органів (резистограм) тощо.

Одним з поширених методичних прийомів, використовуваних для цієї мети, є багатоканальний кімографічний запис за допомогою блоку манометрів. Найбільші утруд-

нення при цьому виникають при синхронізації записів гемодинамічних величин з тиском у порожнинах серця, для реєстрації якого фактично не придатні традиційно застосовувані манометри — ртутний, водно-сольовий та інші в зв'язку з їх великою інерційністю. Методом вибору для реєстрації тиску в порожнинах серця, що змінюється в широких межах, є електроманометричний запис.

Тепер відомий цілий ряд датчиків, які перетворюють механічні коливання в електричний сигнал: ємнісні, індукційні, трансформаторні, омичні та ін. В останні роки сконструйовані і випускаються вітчизняною промисловістю електронні перетворювачі меха-

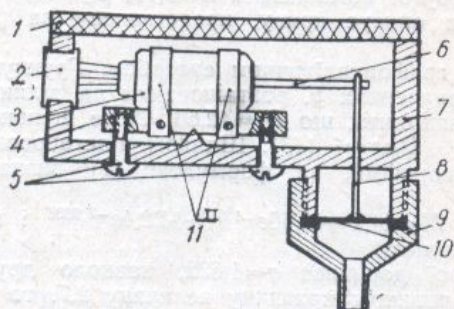


Рис. 1. Схема механотронного датчика.

1, 7 — корпус датчика, 2 — рознімання, 3 — механотрон, 4 — рухомий столик, 5 — регулювальні гвинти, 6 — стержень механотрона, 8 — з'єднувальна ланка, 9 — мембранна камера, 10 — мембрана, 11 — хомутки.

нічних коливань — механотрони, які вигідно відрізняються від інших типів датчиків високою чутливістю і стабільністю в роботі [1, 2].

Механотрони знайшли застосування в біології та медицині в приладах, призначених для реєстрації пульсових коливань судинної стінки [6], плетизмограм [9], кровостру-

меня [5], внутрісудинного тиску [3, 7, 8] тощо. Описані конструкції датчиків тиску, проте, не можуть бути використані для прямої реєстрації тиску на стрічці кімографа.

В описаному приладі як перетворювач застосована механотронна лампа типу ЕМ-4. Не спиняючись детально на ґрунтовному описі конструкції механотронів, який можна знайти в ряді довідкових видань [1, 2], зазначимо лише, що застосована нами механотронна лампа являє собою подвійний діод спеціальної конструкції. Катод закріплений нерухомо щодо корпусу. Зовнішнє зусилля передається на рухомі аноди, що змінює взаємне розташування електродів, внутрішній опір лампи і, отже, викликає розбалансування струму в анодних ланцюгах. Датчики цього типу характеризуються дуже високою чутливістю — порядку 10 — 30 мка/мк.

Прилад складається з механотронного датчика тиску, підсилювача постійного струму, блоку живлення та електромагнітного реєстратора.

Коливання тиску сприймаються мембраною (10) мембранної камери (9) механотронного датчика (рис. 1). Мембрана зроблена з гофрованої фосфористої бронзи завтовшки 0,06 мм. Діаметр робочої частини мембрани 18 мм, об'єм мембранної камери — 1,8 см³. Зміщення мембрани через з'єднувальну ланку (8) передається на стержень (6) механотрона (3). Останній за допомогою хомутків (11) жорстко фіксований до рухомого столика (4). В датчику передбачено регулювання положення механотрона щодо загального корпусу (7), що здійснюється з допомогою гвинтів (5). Це необхідно для механічної установки рівності струмів в анодних ланцюгах при зміні мембрани. Механотрон включений у мостову схему (рис. 2). На рис. 3 наведений графік, що відбиває залежність між тиском у мембранній камері і напруженням на виході механотрона (в діагоналі мостової схеми). Як бачимо, ця залежність має строго лінійний характер.

Електричний сигнал, що надходить з виходу механотронної лампи, посилюється підсилювачем постійного струму з потужним виходом (рис. 3). Застосований нами під-

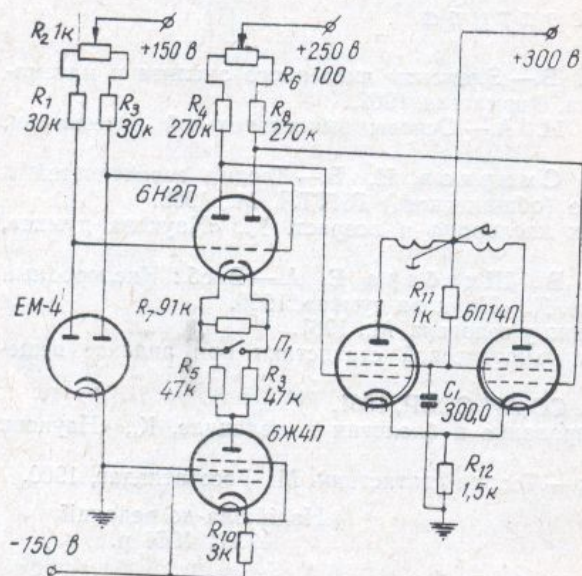


Рис. 2. Принципова схема підсилювача постійного струму.

силювач зібраний за балансною схемою, перевагами якої є: 1) значна компенсація парних гармонік, внесених підсилювальними елементами, що дає можливість зменшити нелінійні перекручення і збільшити потужність при тому самому коефіцієнті гармонік; 2) компенсація струму сигналу в живильних проводах, що зменшує паразитні міжкаскадні зв'язки через джерела живлення; 3) компенсація сторонніх наводок і фону від джерел живлення. У першому каскаді підсилювача використано подвійний триод 6Н2П, в загальний ланцюг катодів якого включено пентод 6Ж4П. Вихідний каскад зібраний за балансною схемою на потужних пентодах 6П14П, анодним навантаженням яких є об-

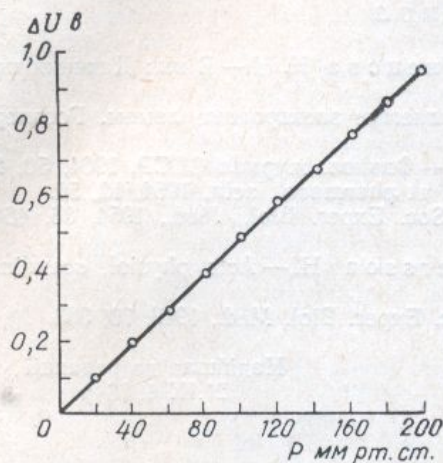


Рис. 3. Графік залежності між тиском у мембранній камері і напругою на виході механотронного датчика.

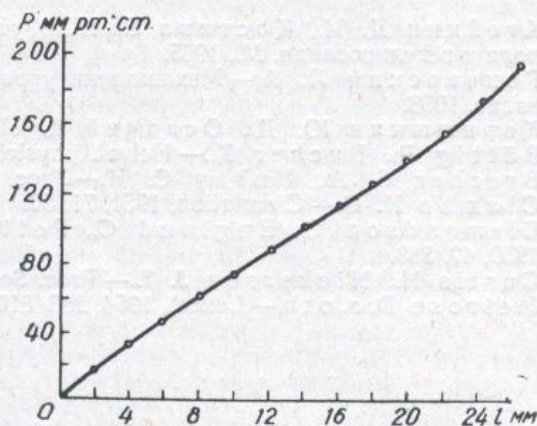


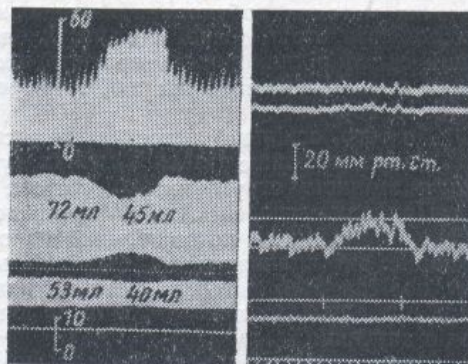
Рис. 4. Залежність між тиском у мембранній камері та відхилення пера реєструвального пристрою на стрічці кімографа.

мотки електромагнітного реєстратора з опором кожної обмотки 1500 ом. Величину резистора — R_{10} підбирають так, щоб режим роботи лампи 6Ж4П забезпечував від'ємне зміщення на сітках лампи 6Н2П, необхідне для використання лінійної ділянки анодно-сіткових характеристик лампи 6Н2П.

Зміщення на сітках вихідних ламп (6П14П), яке дорівнює — 6,5 в, досягається підбором величини дрютяного резистора R_{12} . Потенціометр R_2 служить для електричного

Рис. 5. Зразок кімографічного запису тиску в правому шлуночку серця. Реакція на часткове звуження просвіту легеневої артерії.

Позначення (зверху вниз): тиск у правому шлуночку серця (електроманометр); кровострумін у лівій стегновій артерії; кровострумін у гілочці брижової артерії; тиск у правому передсерді; перфузійний тиск у лівій стегновій артерії; перфузійний тиск у гілочці брижової артерії; загальний артеріальний тиск; відмітка подразнення; тиск у легеневій артерії; відмітка часу — 10 сек.



збалансування струмів в анодних ланцюгах механотронної лампи при налагодженні приладу. Установка нульової лінії пера реєстратора здійснюється за допомогою потенціометра R_6 . Підсилювач і джерело живлення змонтовані на спільному шасі розміром 250×135×120 мм. Споживана потужність від мережі змінного струму не перевищує 45 вт.

На рис. 4 наведена калібрувальна крива, яка відбиває залежність між тиском у мембранній камері і відхилення пера електромагнітного реєстратора на стрічці кімографа. Спостерігається цілком задовільна лінійність з відхиленням від пропорційної залежності на 3—5%. Нахил кривої графіка визначається довжиною пера реєстратора, яка в даному випадку дорівнює 180 мм. Максимальна чутливість пристрою в смузі частот 0—3 гц не менше 5 мм розмаху пера при перепаді тиску на 10 мм рт. ст. Чутливість приладу ступінчасто регулюється перемикачем «П₁».

Прилад характеризується високою стабільністю, дрейф нуля після 30-хвилинного прогрівання ламп не перевищує 3 мм/год.

Механотронний електроманометр був нами використаний в експериментах на собаках для кімографічної реєстрації внутрішньолучкового тиску одночасно з іншими показниками гемодинаміки. Приклад запису наведений на рис. 5.

Описаний прилад порівняно простий і надійний в експлуатації. При наявності механотронної лампи його можна виготовити в будь-якій фізіологічній лабораторії.

Література

1. Агейкин Д. И., Костина Е. Н., Кузнецова Н. Н.— В кн.: Датчики контроля и регулирования, М., 1965.
2. Гончарский Л. А.— Механически управляемые электронные лампы. Госэнергоиздат, 1958.
3. Корнюшкин Ю. Д., Осадчий А. И.— Физиол. журнал СССР, 1964, 50, 225.
4. Bättig P., Bucher K.— Helvet. physiol. et pharmacol. acta, 1954, 12, 50.
5. Brecher G. A., Hubay C. H.— Proc. Soc. Exper. Biol., Med., 1954, 86, 464.
6. Claman H. G.— Circulation, 1951, 71, 50.
7. Clemendson C., Englund C., Pettersson H.— Acta physiol. scandinav., 1959, 47, 383.
8. Curtis H., Nickerson J. L.— Proc. Soc. Exper. Biol. Med., 1949, 70, 383.
9. Melrose D. a. oth.— Lancet, 1954, 266, 810.

Надійшла до редакції
21.IX 1966 р.

До дослідження механізмів електропровідності і проникності шкіри

П. П. Слинко

Відділ гіпероксії та гіпоксії Інституту фізіології
ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

Питання про електропровідність і проникність шкіри давно цікавлять дослідників. Проте досі не створено єдиного підходу до методики вимірювання активної провідності шкіри і не з'ясовані з належною повнотою механізми цієї провідності.

Для визначення провідності застосовували постійний або змінний струм. Більшість існуючих методик побудована на використанні постійного струму. Проте різні автори застосовують струм різної щільності, електроди різного вигляду, конструкції і площі, різний склад рідин, якими змочують шкіру. Вимірювання провадять без обліку можливого впливу коливань шкірної температури, фази потовиділення тощо [1, 3, 5, 6, 10, 12, 13, 14, 15].

До того, оскільки застосування постійного струму, який би не впливав на провідність шкіри, можливе тільки в межах дуже малої його щільності [16], то перевагу слід віддати змінному струму низької частоти [2].

Прилади, створені А. І. Мареніною [9], М. Я. Євдотьєвою і О. П. Крамаровим [4] для вимірювання потовиділення на основі зміни опору шкіри, не враховують ряду факторів, які впливають на провідність, зокрема, температури, вологості, швидкості руху повітря біля поверхні досліджуваної ділянки і переход від вимірювання опору шкіри при слабкому потовиділенні до вимірювання опору поту при замиканні ним електродів датчика.

Наше завдання полягало в дальшому удосконаленні приладів і методів дослідження активної провідності живих тканин, а також потрібних для цього датчиків.

В результаті створені експериментальні зразки малогабаритної електровимірювальної апаратури на батарейному живленні. Клас точності приладів на всіх межах вимірювань (від 0—1 до 0—1000) становить 1,0 при стабілізованій змінній напрузі на електродах 0,1 і 1 в.

На 137 досліджуваних було встановлено, що провідність шкіри не змінюється при впливі струму щільністю до 100 мкА/см².

Для забезпечення постійності контакту з шкірою найбільш придатні «рідинні електроди», які являють собою порожнисту трубку з діелектрику з товщиною стінки близько 1 мм, яка одним своїм краєм встановлюється на шкіру і притискається до неї з деякою силою, а з другого краю частково заповнюється розчином хлористого натрію, в який на певну глибину, ближче до шкіри, але не впритул до неї опускають дисковий електрод. Струм до шкіри проходить через рідину.