

УДК 612.173.2

ДО МЕТОДИКИ РЕЄСТРАЦІЇ ШВИДКОСТІ ЗМІН ТИСКУ В ПОРОЖНИНАХ СЕРЦЯ

О. О. Мойбенко, Д. О. Голов

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

Визначення скоротливих властивостей серцевого м'яза є одним з найскладніших завдань сучасної кардіології.

Останнім часом у практиці фізіологічних досліджень застосовують метод оцінки скоротливої функції міокарда за величиною максимальної швидкості наростання тиску в шлуночках серця у фазу їх ізометричного скорочення ($dp/dt \max$) [9, 10, 13—16].

Теоретичні дослідження показують [17], що величина $dp/dt \max$ відбиває основні властивості скорочуваного міокарда (швидкість і силу розвитку процесу скорочення) і за певних умов кардіодинаміки є достатньо надійною мірою скоротливості міокарда. В літературі відзначена [13] кореляція між швидкістю розвитку напруги в серцевому м'язі, яку визначають безпосередньо з допомогою напруги на міокард датчиків [3], і $dp/dt \max$; виражена також чітка кореляція між змінами споживання кисню міокардом та величиною першої похідної тиску в шлуночках серця.

Максимальна швидкість наростання тиску в шлуночках серця входить як основний показник у формули визначення скоротливості міокарда [9, 14, 17, 18].

Питання методики надійної реєстрації максимальної швидкості змін тиску в порожнинах серця не можна вважати остаточно з'ясованими [5, 7]. Для точної реєстрації максимальної швидкості наростання тиску в порожнинах серця необхідний комплекс апаратури, який відповідає певним вимогам, основними з яких є досить висока частота пропускання реєструючої системи [6] і диференціювання кривої внутрішньопорожнинного тиску з допомогою диференціюючого ланцюжка з малою постійною часу [12].

У наших дослідках реєстрацію швидкості наростання тиску в лівому шлуночку серця здійснювали з допомогою комплексу апаратури, який складається з тензометричного датчика тиску, електроманометра ЕМ2-01, тензопідсилювача ТА-5, електронного диференціатора і шлейфного осцилографа 8С'0-4 (НДР). Перевірка частотної характеристики цього комплексу з допомогою спеціально сконструйованого приладу (генератора гідралічних коливань) показала, що його частотна характеристика рівномірна в діапазоні до 150 гц (резонанс при 250 гц).

Найбільші частотні викривлення в сучасних манометричних системах вносить застосування катетерів для реєстрації внутрісудинного тиску [4, 6, 7]. Чим тонший і довший катетер, тим вужча частотна характеристика і гірші динамічні властивості манометричної системи. За літературними даними [4], катетер з внутрішнім діаметром 1,125 мм і довжиною до 12,5 см обмежує частотну характеристику манометричної системи до 8—10 гц, що явно недостатньо для реєстрації максимальної швидкості наростання тиску, оскільки тривалість фази ізометричного скорочення лівого шлуночка становить лише 32—38 мсек [1, 2]. Проведена нами перевірка різних розмірів катетерів показала, що найбільш придатним для реєстрації тиску в лівому шлуночку та швидкості його наростання в експериментах на собаках без розтину грудної клітки є жорсткий пластиковий катетер довжиною 15—17 см і внутрішнім діаметром 2,2—2,5 мм. Використання такого катетера дозволяє одержати рівномірну частотну характеристику в діапазоні 50—60 гц. Найкращі результати були одержані нами при застосуванні внутрісерцевого датчика тиску, частотна характеристика якого була рівномірною до 900 гц. Електрична схема електронного диференціатора, сконструйованого в нашій лабораторії, наведена на рис. 1. З виходу тензопідсилювача досліджувані сигнал подавали на вхід підсилювача напруги, зібраного на лампі Л₁.

При користуванні катетерною системою запису тиску в лівому шлуночку в диференціатор включали активний фільтр (1/2 лампи Л₂), призначений для зменшення високочастотних завад, викликаних рухами катетера всередині серця. Підбором величини конденсаторів С₇ і С₉ та резистора R₁₇ встановлювали частоту зрізу в 40 гц (пригнічення синусоїдального сигналу частоти 80 гц відносно частоти 20 гц дванадцятиразове).

Диференціювання в схемі ланцюжка, який складається з р. Постійна часу ланцюжка порядку Для компенсації затухання житть лівий тріод лампи Л₃, який каскадом. Вихідний каскад в

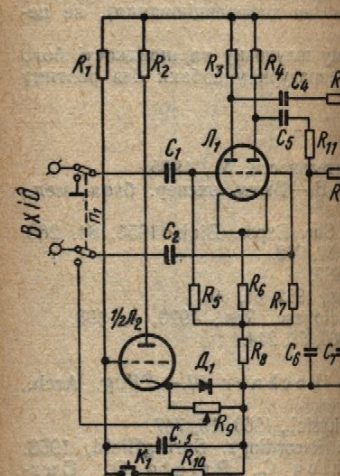


Рис. 1. Принципіальна е

вача (лампа Л₁) та забезпечує реєструючого приладу. Корекція R₂₉. Живлення анодних і накаль рела живлення.

Калібрування диференційов [2, 11].

У нашому приладі застосов ціатора подавали трапецієвидний ням фронту наростання напруги напруги калібрувального сигналу вального сигналу (рис. 2, 2) у в. Перерахунок швидкості в тиску на вхід електроманометра

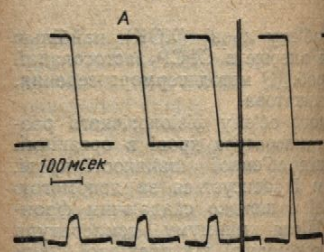


Рис. 2. Калібрування диференціатора. 1 — калібрувальний сигнал на виході ратора; 2 — вході диференціатора; 3 — виході диференціатора. А — при часі фронту наростання 36 мсек; Б — при часі фронту на сигналу 12 мсек.

Диференціювання в схемі приладу здійснюється з допомогою пасивного R—C ланцюжка, який складається з резистора R_{23} (51 ком) і конденсатора C_{12} (1500 пф). Постійна часу ланцюжка порядку 0,08 мсек.

Для компенсації затухання сигналу, викликаного пасивною диференціацією, служить лівий триод лампи Λ_3 , який водночас з правим триодом служить фазоінверсійним каскадом. Вихідний каскад виконаний за схемою парафазного катодного повторю-

УДК 612.173.2

ШВИДКОСТІ ЗМІН ТИСКУ СЕРЦЯ

Голов

О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

го м'яза є одним з найскладніших

віджень застосовують метод оцінки мальної швидкості зростання тис-
рощення ($dp/dt \max$) [9, 10, 13—16].
личина $dp/dt \max$ відбиває основні
илу розвитку процесу скорочення)
ною мірою скоротливості міокарда.
стю розвитку напруження в серце-
огою нашитих на міокард датчиків-
між змінами споживання кисню-
івому шлуночку [8].

длуночках серця входить як основ-
міокарда [9, 14, 17, 18].

остання швидкості змін тиску в по-
заними [5, 7]. Для точної реєстрації
книках серця необхідний комплекс
ими з яких є досить висока часто-
ювання кривої внутрішньорізного
малою постійною часу [12].

у нашому приладі застосований простий метод калібрування. На вхід диферен-
ціатора подавали трапецієвидний сигнал з фіксованим амплітудним і часовим значен-
ням фронту наростання напруги (рис. 2). Знаючи час фронту наростання і амплітуду
напруги калібрувального сигналу (рис. 2, 1), легко обчислити значення диференцію-
вального сигналу (рис. 2, 2) у в/сек.

Перерахунок швидкості в мм рт. ст. за сек здійснюється подачею статичного
тиску на вхід електроманометра та визначенням коефіцієнта передачі К (мм рт. ст./в)
манометричних системах вносить
ного тиску [4, 6, 7]. Чим тонший і
тика і гірші динамічні властивості
4), катетер з внутрішнім діаметром
ту характеристику манометричної
еєстрації максимальної швидкості
ичного скорочення лівого шлуночка
і перевірка різних розмірів катете-
нації тиску в лівому шлуночку та
убаках без розтину грудної клітки
—17 см і внутрішнім діаметром
є одержати рівномірну частотну
езультати були одержані нами при
на характеристика якого була рів-
о диференціатора, сконструйованого
у тензопідсилювача досліджуваний
зібраного на лампі Λ_1 .

у тиску в лівому шлуночку в ди-
(Λ_2), призначений для зменшення
а внутрі серця. Підбором величини
али частоту зрізу в 40 гц (пригні-
ідносно частоти 20 гц дванадцяти-

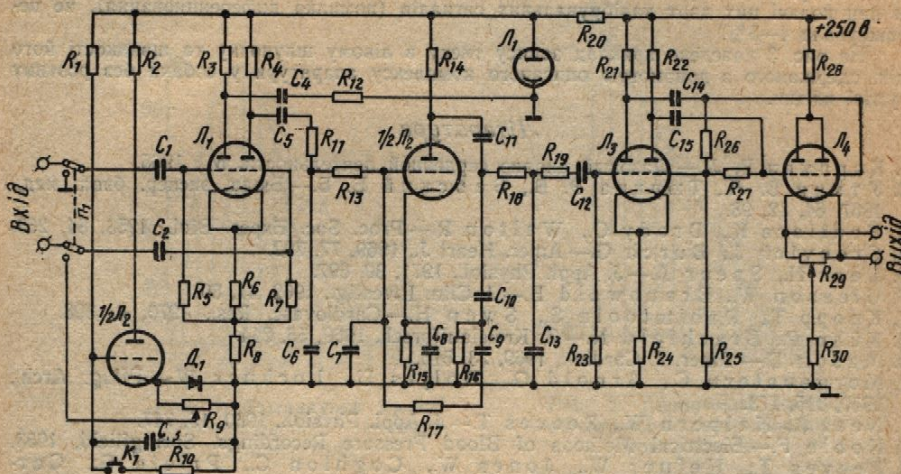


Рис. 1. Принципіальна електрична схема електронного диференціатора.

вача (лампа Λ_4) та забезпечує можливість підключення шлейфного осцилографа як реєструючого приладу. Корекція нульової лінії здійснюється з допомогою резистора R_{29} . Живлення анодних і нагрівних ланцюгів здійснюється від стабілізованого джерела живлення.

Калібрування диференційованого сигналу належить до трудомістких процедур [2, 11].

У нашому приладі застосований простий метод калібрування. На вхід диференціатора подавали трапецієвидний сигнал з фіксованим амплітудним і часовим значенням фронту наростання напруги (рис. 2). Знаючи час фронту наростання і амплітуду напруги калібрувального сигналу (рис. 2, 1), легко обчислити значення диференційовального сигналу (рис. 2, 2) у в/сек.

Перерахунок швидкості в мм рт. ст. за сек здійснюється подачею статичного тиску на вхід електроманометра та визначенням коефіцієнта передачі К (мм рт. ст./в)

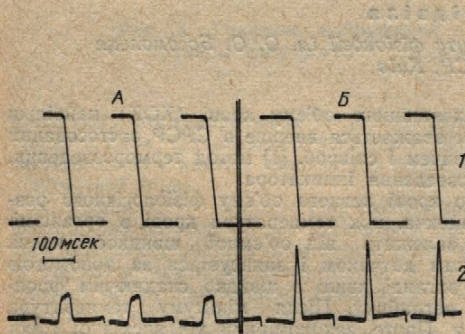


Рис. 2. Калібрування диференціатора
1 — калібрувальний сигнал на виході каліб-
ратора — вхід диференціатора; 2 — дифе-
ренційована крива калібрувального сигналу;
А — при часі фронту наростання сигналу
36 мсек; Б — при часі фронту наростання
сигналу 12 мсек.

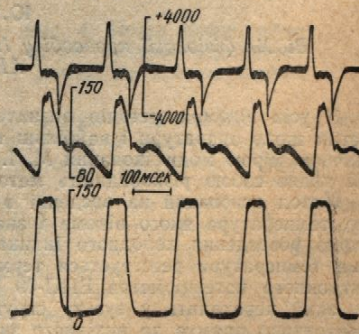


Рис. 3. Запис тиску в лівому шлуночку та швидкості його змін.

Зверху вниз: швидкість змін тиску в лівому шлуночку серця — dp/dt (калібрування в мм рт. ст. за сек), тиску в аорті і лівому шлуночку серця (калібрування в мм рт. ст.)

для всієї системи датчик-осцилограф. При цьому обирали максимальне для реєстрації підсилення тензопідсилювача ТА-5. Калібратор зібраний на лампі Л₂, на сітку якої подається зарядна напруга конденсатора С₃. Обмеження напруги досягається стабілізатором Д₁. Час наростання сигналу визначається величиною конденсатора С₃ і резистора R₁. У застосованій нами конструкції диференціатора використані два калібрувальні сигнали з часом наростання напруги 36 мсек (рис. 2, А) і 12 мсек (рис. 2, Б) при амплітуді, що дорівнює 0,5 в. Відмінність між величинами швидкості, обчисленими при подачі цих двох калібрувальних сигналів (помилка диференціювання), не перевищувала 4–5%.

На рис. 3 наведено приклад запису тиску в лівому шлуночку та швидкості його змін, одержаного з допомогою описаного комплексу апаратури у собаки без розтину грудної клітки.

Література

1. Карпман В. Л.—Фазовий аналіз серцевої діяльності, М., 1965.
2. Уткин В. Л., Тюрина Э. В., Бабский Е. Б.—Бюлл. exper. биол. мед., 1967, 64, 12, 98.
3. Boniface K., Brody O., Walton R.—Proc. Soc. Exper. Biol., 1953, 84, 263.
4. Cronvich J., Burch G.—Amer. Heart J., 1969, 77, 792.
5. Dear H., Spear A.—J. Appl. Physiol., 1971, 30, 897.
6. Gleason W., Braunwald E.—J. Clin. Investig., 1962, 41, 80.
7. Knopp T., Rahimtoola S., Swan H.—Cardiovasc. Res., 1970, 4, 398.
8. Kühn P., Brachfeld N.—Z. Kreislaufforsch., 1969, 58, 244.
9. Mason D.—Amer. J. Cardiol., 1969, 23, 516.
10. Morgenstern C., Arnold G., Holjes U., Lochner W.—Pflug. Arch., 1970, 315, 173.
11. Neal J., Halpern W., Reeves T.—J. Appl. Physiol., 1960, 15, 747.
12. Noble F.—Electrical Methods of Blood Pressure Recordings, Springfield, 1953.
13. Reeves T., Hefner W., Jones W., Coghlon C., Prieto G., Carroll J.—Amer. Heart J., 1960, 60, 745.
14. Siegel J., Sonnenblick E.—Circul. Res., 1963, 12, 597.
15. Siegel J., Sonnenblick E., Judge R., Wilson W.—Cardiologia, 1964, 45, 189.
16. Sonnenblick E., Parmley W., Urschel C.—Amer. J. Cardiol., 1969, 23, 488.
17. Taylor R.—Cardiovasc. Res., 1970, 4, 429.
18. Veragut U., Krayenbühl H.—Cardiologia, 1965, 47, 96.

Надійшла до редакції
25.11.1972 р.

УДК 612.176

СПРОЩЕНА МЕТОДИКА РОЗРАХУНКУ КРИВОЇ ТЕРМОДИЛЮЦІЇ

Ю. П. Бідзіля

Відділ фізіології кровообігу Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця
АН УРСР, Київ

З усіх відомих методів визначення хвилинного об'єму крові (ХОК) найбільш простим щодо апаратури і найбільш точним вважається вперше в СРСР застосований і значною мірою модифікований М. І. Гуревичем і співроб. [1] метод терморозведення, який являє собою різновидність методу розведення індикатора.

Метод оснований на введенні в русло крові певного об'єму фізіологічного розчину, температура якого відома і значно нижча, ніж температура крові в організмі. Ступінь розведення холодного індикатора залежить від об'ємної швидкості крові. Зміна температури реєструється термісторним датчиком і записується за допомогою електронного потенціометра ЕПП-09 [1] у вигляді хвилі з швидко спадаючим фронтом, який переходить у вузьку скруглену заглибину. Після мінімуму температура асимптотично прямує до вихідного значення. Проте, закономірний хід висхідної гілки спотворюється рециркуляцією.

Щоб визначити числове значення ХОК, необхідно обчислити площу, обмежену кривою зміни температури і віссю часу. Ми не будемо спинятися на аналізі пропонуваніх для визначення площі методів, зауважимо тільки, що всі вони порівняно громіздкі, потребують багато часу і, на жаль, не дуже точні.

Одним з найбільш точних і тому найбільш поширених вважається метод прямокутників. Він полягає в розбитті шуканої площі на прямокутники з основою 1 сек

кожний (рис. 1). Суму їх висот рециркуляцією частину кривої експоненти, в якій вона переходить у пряму лінійну частину температури. Площу, обмежену цією кривою, обчислюють, беручи її за прямокутники, що з

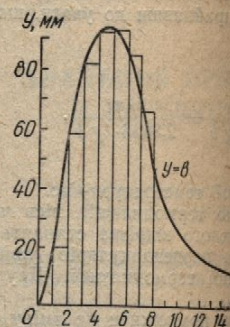


Рис. 1. Розрахунок площі терморозведення методом прямокутників.

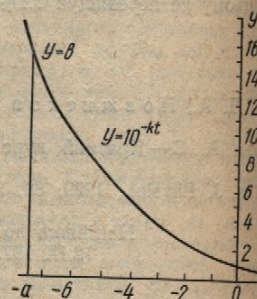


Рис. 3. Графічне зображення функції типу $y = 10^{-kt}$.

швидкості стрічкопротяжки у різних числах мм/сек. Це особливо ускладнює математичний аналіз відомої, що описується кривою.

Гамільтон з співроб. [13] експериментально встановили, що рециркуляцією гілки кривої розведення відповідає лінійна залежність. З такою ж закономірністю, тільки спотворена рециркуляцією, аналітично можна описати висхідну гілку кривої, де y — значення функції в момент часу t , A — будь-яка константа. Якщо прийняти $A=10$, що для нашого випадку буде рівно 10, то для нашого випадку висхідна гілка кривої, буде рівна

$$S_2 = \int_{-a}^{\infty} y dt$$