

МЕТОДИКА АНАЛІЗУ СЕРЦЕВОГО РИТМУ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ МАЛОЇ ЕОМ

В. В. Сиротський, О. П. Ветров, В. В. Гарбовський

Лабораторія фізіології вищої нервової діяльності людини Інституту фізіології
ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

Відомо, що стародавні лікарі розрізняли сотні різновидностей пульсу і навіть встановлювали діагноз за пульсом. Про інформативність цього показника свідчать і сучасні дані [9—12, 14, 17—20], автори яких прийшли до висновку, що за таким показником серцево-судинної системи як ритм серця можна судити про фізіологічно складні процеси, що здійснюються в цілому організмі.

Дані варіаційної пульсометрії з успіхом були застосовані для оцінки психофізіологічної напруженості людини [1, 2, 9—11]. Варіаційна пульсометрія дістала широке застосування для діагностики здорового і хворого стану людини [4, 7, 16]. Оцінка зрушень частоти пульсу при функціональних пробах міцно увійшла в практику лікарської експертизи [5]. Дослідами, проведеними в онтогенезі на тваринах, показана висока інформативність серцевого ритму для діагностики функціонального стану організму тварини [15]. Дані, одержані нами на людині, підтвердили ефективність застосування цього показника для розв'язання багатьох прикладних завдань.

Проте досі ще не вироблені чіткі кількісні критерії і остаточно не визначені ті статистичні показники, які дозволили б максимально використати діагностичну інформацію, що міститься в послідовності сигналів, які характеризують ритм серцевих скорочень. Великих труднощів зазнає також експериментатор при математичній обробці серцевого ритму. Вивчення деяких важливих статистичних показників серцевого ритму здійснюється тепер в основному вручну і потребує значних витрат праці.

Ми наводимо деякі кількісні критерії і статистичні показники серцевого ритму, які виявились інформативними і були використані при діагностиці функціонального стану людини і тварин. Нами описана напівавтоматична система вводу графічної інформації в ЕОМ, яка дозволяє значно скоротити строки обробки даних.

Статистичні показники серцевого ритму

Як при ручній, так і при машинній обробці даних серцевого ритму насамперед важливо одержати статистичні показники, з допомогою яких можна визначити достовірність відмінностей у зрушенні серцевого ритму. До цих показників відносять такі

характеристики: середнє арифметичне тривалості інтервалів $R-R$ ЕКГ $\bar{T} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n T_i$, де

T_i — часовий інтервал між вершинами зубців $R-R$ ЕКГ, які розташовані рядом; емпірична дисперсія тривалості інтервалів $\sigma^2 \approx S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (T_i - \bar{T})^2$, коефіцієнт асиметрії

$$g_s = \frac{\sum_{i=1}^n (T_i - \bar{T})^3}{n \sigma^3}, \text{ середня похибка } m = \pm \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \text{ коефіцієнт варіації } CV = \frac{100\sigma}{\bar{T}} \quad [13].$$

Для різного роду кількісних зіставлень практичним виявився показник напруженості функції серцево-судинної системи, який був використаний багатьма авторами: $H = \frac{100}{T}$ (в балах).

Напруженість функції (H), виражена у відносних одиницях, перебуває в прямій залежності від частоти пульсу і визначається за середньою тривалістю інтервалу $R-R$ ЕКГ. Показник напруженості (H) дуже чутливий до найнезначніших зрушень пульсу.

Досить перспективним є метод дослідження впливів різних відділів вегетативної нервової системи на динаміку серцевих скорочень. В основі методу оцінка тривалості

перехідного процесу в ритмі діяльності за відношенням кількості п

Метод оцінки вегетативних п що кожний інтервал між серцевим реднім інтервалом. Інтервали T_i такої умови: $|T_i - T_{i+1}| < \Delta T$, де а також вимогами, які пред'явля

Визначається процентне співшому застосовується для кількісн тичного відділів вегетативної нерве

Введення граф

Нами розроблена проста схема «Промінь» (рис. 1). До неї входять ретворювач напруги в частоту 2 т

Введення стрічки в ЕОМ здійснюється на планшетах самописця вздовж

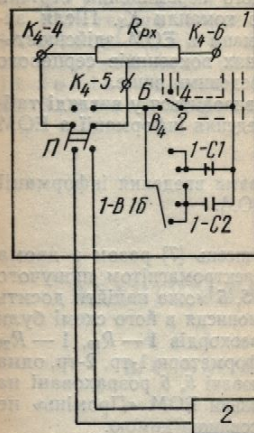


Рис. 1. Блок-схе

1, 7 — двохкоординатні самописці ти
3 — пристрій спряження з об'єктом,

«Мотори» на лицевій панелі ПДС-ну з вершин зубців $R-R$ ЕКГ з відносно точки K_4-4 одержуються які необхідно ввести в пам'ять ЕО подається на перетворювач 2. Кодиться в пам'ять ЕОМ за відповідний стрій спряження 3 [6].

Часовий інтервал $R-R$ ЕКГ вершинам двох поряд розташованих коефіцієнт заздалегідь вводиться за допомогою спеціальної підпрограми координати еталонних часових відліків стрічки, закріпленої на пл. переміщується і вводяться зубці вводу двох координат до схеми до під'єднується до реохорда R_{px} а ретворювача напруга-частота дозволяв [8].

УДК 612.821-053

АНАЛІЗ СЕРЦЕВОГО РИТМУ ЗА ДОПОМОГОЮ ЕОМ

В. В. Гарбовський

Інститут фізіології
СР, Київ

з нових методів пульсу і навіть встановлення показника свідчать і сучасні спосіб, що за таким показником про фізіологічно складні про-

стосовані для оцінки психофізіологічного пульсометрія дістала широке застосування [4, 7, 16]. Оцінка зручності увійшла в практику лікарської практики на тваринах, показана висока інформативності організму тварини ефективності застосування цього методу.

Важко істотно не визначені ті показники, які використовують діагностичну інформацію характеризують ритм серцевих скорочень при математичній обробці цих показників серцевого ритму.

Важко і показники серцевого ритму, які використовують функціонального стану організму вводу графічної інформації в ЕОМ.

АНАЛІЗ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

Важко і показники серцевого ритму насамперед важко і яких можна визначити достовірно цих показників відносять такі

показників $R-R$ ЕКГ $\bar{T} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n T_i$, де

T_i — час між розташованих поряд; емпіричний коефіцієнт асиметрії $\sum_{i=1}^n (T_i - \bar{T})^2$, коефіцієнт асиметрії

коефіцієнт варіації $CV = \frac{100\sigma}{\bar{T}}$ [13].

Важко і виявився показник напруження серцевого ритму використаний багатьма авторами:

в одиницях, перебуває в прямій залежності від тривалості інтервалу $R-R$ найменш значущих зрушень пульсу. Введення різних відділів вегетативної нервової системи в основі методу оцінки тривалості

перехідного процесу в ритмі діяльності серця. Тривалість перехідного процесу оцінюється за відношенням кількості прискорених, однакових і уповільнених скорочень.

Метод оцінки вегетативних впливів на структуру серцевого ритму полягає в тому, що кожний інтервал між серцевими скороченнями порівнюється за тривалістю з попереднім інтервалом. Інтервали T_i і T_{i+1} вважають однаковими, якщо дотримуватись такої умови: $|T_i - T_{i+1}| < \Delta T$, де ΔT визначається похибкою, з якою вимірюється T_i , а також вимогами, які пред'являють до аналізу (в нашому випадку $\Delta T = 0,02$ сек).

Визначається процентне співвідношення інтервалів за їх тривалістю, яке в подальшому застосовується для кількісної оцінки переважання симпатичного або парасимпатичного відділів вегетативної нервової системи.

Введення графічної інформації в малу ЕОМ

Нами розроблена проста схема введення графічної інформації в малу ЕОМ типу «Промінь» (рис. 1). До неї входять двокоординатний самописець І типу ПДС-021 і перетворювач напруги в частоту 2 типу Ф573.

Введення стрічки в ЕОМ здійснюється так: стрічка із записаною ЕКГ закріплюється на планшеті самописця вздовж осі x , мотори сервосистем відключаються тумблером

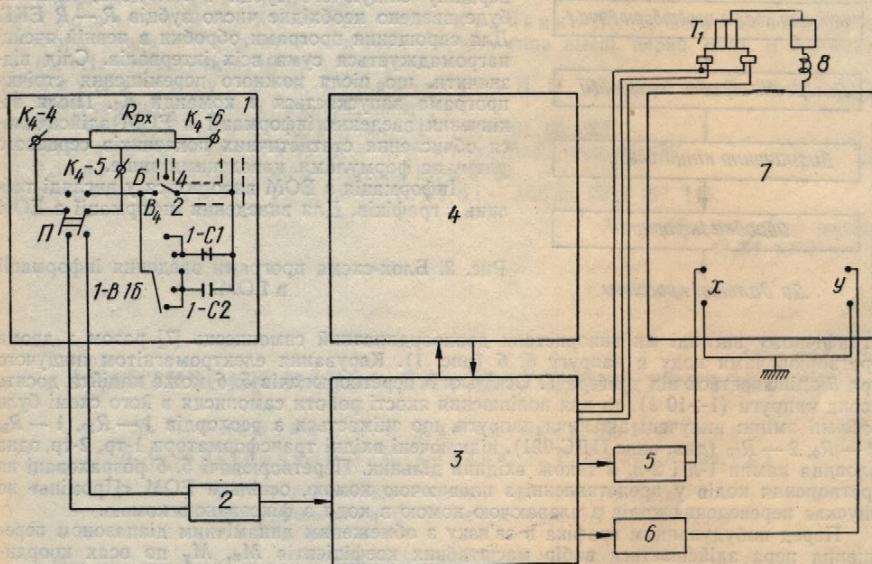


Рис. 1. Блок-схема введення і побудовання графіків.

1, 7 — двокоординатні самописці типу ПДС-021, 2 — перетворювач напруги в частоту типу Ф573, 3 — пристрій спряження з об'єктом, 4 — ЕОМ, 5, 6 — перетворювачі коду в напругу, 8 — електромагніт штучного пера.

«Мотори» на лицевій панелі ПДС-021, а установка записуючого пера послідовно в кожну з вершин зубців $R-R$ ЕКГ здійснюється вручну. Отже, на движку реохорда R_{px} відносно точки K_4-4 одержуються напруги, пропорційні часовим координатам точок, які необхідно ввести в пам'ять ЕОМ. Напруга з двигуна реохорда через перемикач Π подається на перетворювач 2. Код, відповідний частоті на виході перетворювача вводиться в пам'ять ЕОМ за відповідною програмою через спеціальний розроблений пристрій спряження 3 [6].

Часовий інтервал $R-R$ ЕКГ визначається як різниця кодів, що відповідають вершинам двох поряд розташованих зубців і масштабного коефіцієнта. Масштабний коефіцієнт заздалегідь вводиться в пам'ять ЕОМ оператором або визначається з допомогою спеціальної підпрограми (в останньому випадку в пам'ять ЕОМ вводять координати еталонних часових відміток на стрічці). Коли всі зубці, розташовані на ділянці стрічки, закріпленої на планшеті, будуть таким чином введені в ЕОМ, стрічка переміщується і вводяться зубці наступної ділянки стрічки і т. д. При необхідності вводу двох координат до схеми додається другий перетворювач напруги в частоту, який під'єднується до реохорда R_{px} аналогічно першому. Використання для кодування перетворювача напруга-частота дозволяє підвищити надійність схеми від періодичних завад [8].

Блок-схема програми введення графічної інформації в ЕОМ наведена на рис. 2. Перо самописця встановлюється у вершину першого зубця $R-R$ ЕКГ, потім координата, що відповідає цьому положенню пера, кодується по команді K_1 програми введення інформації і величина її записується в комірку A . Введення в ЕОМ коду, який відповідає координаті другого зубця, здійснюється при зупинці ЕОМ і переведенні пишучого пера у вершину наступного зубця ЕКГ. Після запису кодів, які відповідають координатам двох зубців, обчислюється перший часовий інтервал T_i , який записується за першою адресою командою «запис другого рангу» (див. опис ЕОМ «Промінь»), а значення координати другого зубця записується в комірку A . Потім формується адреса для наступного часового інтервалу. Умова закінчення введення інформації визначається за результатом порівняння сформованої адреси для кожного наступного інтервалу з числом $(n+1)$, представленим в адресній формі (n — кількість заданих інтервалів не більше 79). Якщо введене число інтервалів менше заданого, то ЕОМ зупиниться, пишуче перо переводиться у вершину слідувачого зубця і так доти, поки не буде введено необхідне число зубців $R-R$ ЕКГ. Для спрощення програми обробки в певній ячейці нагромаджується сума всіх інтервалів. Слід відзначити, що після кожного переміщення стрічки програма запускається з команди K_1 . Після закінчення введення інформації в ЕОМ здійснюється обчислення статистичних показників серцевого ритму за формулами, наведеними вище.

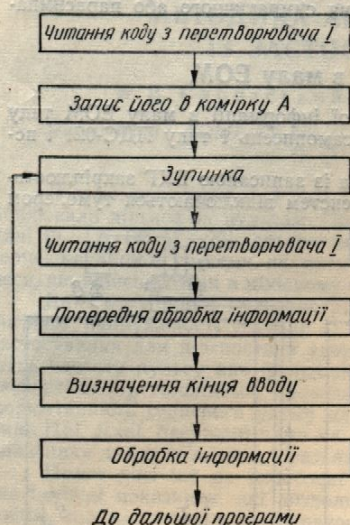


Рис. 2. Блок-схема програми введення інформації в ЕОМ.

у графічному вигляді ми використали двокоординатний самописець [7] разом з двома перетворювачами коду в напругу 5, 6 (рис. 1). Керування електромагнітом пишучого пера 8 здійснюється від тригера T . Оскільки з перетворювачів 5, 6 може надійти досить висока напруга ($1 \div 10$ в), то для поліпшення якості роботи самописця в його схемі були зроблені зміни: вилучені ділянки напруги, що знімається з реохордів $1-R_{19}$, $1-R_{26}$ і $2-R_9$, $2-R_{26}$ (див. опис ПДС-021), відключені вхідні трансформатори 1-тр, 2-тр, одна половина лампи 1-л і 2-л, а також вхідний ділячник. Перетворювачі 5, 6 розраховані на перетворення кодів у представленні з плаваючою комою, оскільки ЕОМ «Промінь» не допускає переведення кодів з плаваючою комою в коди з фіксованою комою.

Перед побудовою графіка в зв'язку з обмеженим динамічним діапазоном переміщення пера здійснюється вибір масштабних коефіцієнтів M_x , M_y по осях координат [3]: $M_x = \frac{\Phi_x}{x_{\max}}$, $M_y = \frac{\Phi_y}{y_{\max}}$, де Φ_x , Φ_y — коди, що відповідають необхідним розмірам графіка; $x_{\max}$, $y_{\max}$ — максимальні значення одержаної інформації.

Якщо в процесі обробки інформації допускається послідовне обчислення координат x і y необхідного графіка, то програма його побудови може бути зведена до таких команд: а) видача коду, що відповідає координаті X_1 на перетворювач 5; б) видача коду, що відповідає координаті y_1 на перетворювач 6; в) опускання пишучого пера, г) підняття пишучого пера. Ці й інші команди реалізуються в блоку 3.

Описана методика аналізу серцевого ритму була застосована нами для діагностики функціонального стану організму тварин і людини. Чутливість статистичних показників визначалась їх зміною на незначні функціональні навантаження. Найбільш чутливими показниками серцевого ритму на найнезначніші зростаючі навантаження виявились: напруженість (Н) виражена в балах, коефіцієнт варіації CV і процент переважання симпатичних впливів.

Література

1. Баевский Р. М., Волков Ю. Н., Нидеккер, И. Г. — В кн.: Математич. методы анализа сердечн. ритма, М., 1968, 51.
2. Баевский Р. М. — Физиол. измерения в космосе и проблема их автоматизации, М., «Наука», 1970.
3. Гиленко В. Т. и др. — Автоматич. построители графиков ЦВМ, М., «Энергия», 1969.

4. Жемайтис Д. И. — В кн.: 1968, 80.
5. Лихницкая И. И. — Оцен. способности, М., «Медгиз», 196.
6. Малиновский Б. Н. и др. назнач., М., «Машгиз», 1969.
7. Никулина Г. А. — В кн.: М.
8. Орнатский П. П. — Автом.
9. Парин В. В., Баевский И. по космич. физиол., М., «Меди.
10. Парин В. В., Баевский И. кардиология, М., «Медицина»,
11. Парин В. В., Баевский И. лит. диагностики, М., 1969, 41.
12. Пупков И. Д., Долгов В. Румшиский Л. З. — Мате
13. Румшиский Л. З. — Мате 1971.
14. Сумароков А. В., Моисе. ритма сердца, М., 1967, 136.
15. Трошихин В. А., Козлов. Формирование и развитие осн. К., «Наукова думка», 1971.
16. Янушкевич З. И., Га. Ритм сердца в норме и патол.,
17. Distel R., Eliot G. — J. Phy.
18. Eleisch A., Beckmann R.
19. Jordan H. — Arch. Creisl. — fo
20. Simborg D., Ross R., Lew

АДАПТИВНИЙ НАСОС

М. П. Адаменко,
В. С. Мосієнко, В.

Інститут проб
Інститут фізіології

Під час штучного кровообігу боти насосів перфузійного апарату вручну або за допомогою складної і

Нами запропонована проста [1], частота пульсацій і хвилинний ном з опором венозної та артеріа. обирати адекватні режими штучно станом перфузованого об'єкта.

Конструктивно насос (рис. 1) (3), регульованих дроселів (4, 5), сріального (9) та венозного (10) клрюють в його корпусі камери А, В, С.

Постійний потік газу з балон який створюється при цьому, розт об'єм камери (С) зменшується і кр хується. Як тільки зростаючий в ка ся пружиною (2), мембрана (3) ві (В) в камеру (А), виходячи потім камері (А) досить своєрідна (рис. бувається скидання надлишку тиску ним потоком газу через камеру (А кривої на рис. 2, а. Сила, яка протв ріальному підпорі, зникає, і мемб клапан (9) закривається, а клапан

орматії в ЕОМ наведена на рис. 2. го зубця $R-R$ ЕКГ, потім координи- ся по команді K_1 програми введен- А. Введення в ЕОМ коду, який від- при зупинці ЕОМ і переведенні Після запису кодів, які відповідають совий інтервал T_1 , який записується (ресю командою «запис другого ран- с ЕОМ «Промінь»), а значення коор- го зубця записується в комірку А. По- ся адреса для наступного часового гола закінчення введення інформації за результатом порівняння сформо- для кожного наступного інтервалу з (1), представленим в адресній формі заданих інтервалів не більше 79). е число інтервалів менше задано- ниться, пишуче перо переводиться у уючого зубця і так доти, поки не необхідне число зубців $R-R$ ЕКГ. ня програми обробки в певній ячейці тся сума всіх інтервалів. Слід від- після кожного переміщення стрічки усається з команди K_1 . Після за- ення інформації в ЕОМ здійснюєть- статистичних показників серцевого мулами, наведеними вище. ція з ЕОМ виводиться у вигляді таб- в. Для виведення інформації з ЕОМ

схема програми введення інформації в ЕОМ.

тний самописець [7] разом з двома ерування електромагнітом пишучого творювачів 5, 6 може надійти досить роботи самописця в його схемі були ається з реохордів $1-R_{19}$, $1-R_{26}$ ідні трансформатори 1-тр, 2-тр, одна . Перетворювачі 5, 6 розраховані на комою, оскільки ЕОМ «Промінь» не коди з фіксованою комою.

женням динамічним діапазоном пере- фіцієнтів M_x , M_y по осях коорди-

що відповідають необхідним розмі- держаної інформації.

тсь послідовне обчислення коорди- будови може бути введена до таких X_1 на перетворювач 5; 6) видача ч 6; в) опускання пишучого пера, ізуються в блоку 3.

а застосована нами для діагностики Чутливість статистичних показників навантаження. Найбільш чутливими ростаючі навантаження виявились: аріації CV і процент переважання

ккер, И. Г.—В кн.: Математич.

осе и проблема их автоматизации,

ли графиков ЦВМ, М., «Энергия».

4. Жемайтите Д. И.—В кн.: Математич. методы анализа сердечн. ритма, М., 1968, 80.
5. Лихницкая И. И.—Оценка состояния функц. систем при определении трудо- способности, М., «Медгиз», 1966.
6. Малиновский Б. И. и др.—Основы проектир. управляющих машин промышл. назнач., М., «Машгиз», 1969.
7. Никулина Г. А.—В кн.: Математич. методы анализа сердечн. ритма, М., 1968, 24.
8. Орнатский П. П.—Автоматич. измерения и приборы, К., «Вища школа», 1971.
9. Парин В. В., Баевский Р. М., Емельянов М. Д., Хазен И. М.—Очерки по космич. физиол., М., «Медицина», 1967.
10. Парин В. В., Баевский Р. М.—Введение в мед. кибернетику, М., 1966, 164.
11. Парин В. В., Баевский Р. М., Волков Ю. Н., Газенко О. Г.—Космич. кардиология, М., «Медицина», 1967.
12. Пупко И. Д., Долгов В. К., Тартаковский М. Б.—В кн.: Пробл. вычис- лит. диагностики, М., 1969, 41.
13. Румшиский Л. З.—Математич. обработка результатов экспер., М., «Наука», 1971.
14. Сумароков А. В., Моисеев В. С., Куликовский С. И.—В кн.: Наруше- ние ритма сердца, М., 1967, 136.
15. Трошихин В. А., Козлова Л. Н., Крученко Ж. А., Сиротский В. В.—Формирование и развитие основных свойств типа высш. нервн. деят. в онтогенезе, К., «Наукова думка», 1971.
16. Янушкевичус З. И., Гарабаускас В. И., Жемайтите Д. И.—В сб.: Ритм сердца в норме и патол., Паланга, 116.
17. Distel R., Eliot G.—J. Physiol., (Paris), 1961, 55, 328.
18. Eleisch A., Beckmann R.—Z. ges. exp. Med., 1932, 80, 487.
19. Jordan H.—Arch. Creisl.—forsch., 1954, 2140.
20. Simborg D., Ross R., Lewis K. et al.—JAMA, 1966, 197, 145.

Надійшла до редакції
17.XI 1972 р.

УДК 616.12—008.64

АДАПТИВНИЙ НАНОС ДЛЯ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ

М. П. Адаменко, О. Б. Дашевський, Д. Р. Дімант,
В. С. Мосієнко, В. Г. Ніколаєв, Є. Р. Счастливцева

Інститут проблем онкології АН УРСР, Київ;
Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

Під час штучного кровообігу виникають ситуації, що вимагають змін режиму роботи насосів перфузійного апарату [3]. При цьому необхідна кореляція здійснюється вручну або за допомогою складної автоматики.

Нами запропонована проста конструкція діафрагмального пневматичного насоса [1], частота пульсацій і хвилинний об'єм якого зв'язані за визначеним заздалегідь законом з опором венозної та артеріальної магістралі. Цей зв'язок дозволяє автоматично обирати адекватні режими штучного кровообігу залежно від умов, що визначаються станом перфузованого об'єкта.

Конструктивно насос (рис. 1) складається з гвинта (1), пружини (2), мембрани (3), регульованих дроселів (4, 5), сопла (6), тягнутої пружини (7), мембрани (8), артеріального (9) та венозного (10) клапанів. Згадані елементи при складанні насоса утворюють в його корпусі камери А, В, С.

Постійний потік газу з балона надходить через дросель (4) у камеру (В). Тиск, який створюється при цьому, розтягує пружину (7) та мембрану (8), завдяки чому об'єм камери (С) зменшується і кровозамінник або кров через клапан (9) з неї виштовхується. Як тільки зростаючий в камері (В) тиск зрівноважить зусилля, яке створюється пружиною (2), мембрана (3) відійде від сопла (6) і газ почне надходити з камери (В) в камеру (А), виходячи потім через дросель (5) назовні. Динаміка руху газу в камері (А) досить своєрідна (рис. 2, а). В першій, дуже незначній за часом фазі відбувається скидання надлишку тиску в камері (В), яке зв'язано з коротким, але потужним потоком газу через камеру (А) і дросель (5), що відповідає початковій частині кривої на рис. 2, а. Сила, яка протидіє пружній тязі мембрани (8), пружини (7) і артеріальному підпору, зникає, і мембрана (8) починає рухатись угору. Внаслідок цього клапан (9) закривається, а клапан (10) відкривається і починається всмоктування крові