Апарат для безперервної реєстрації об'ємної швидкості кровоструменя

М. Д. Гаєвий

Експериментальна лабораторія Санаторію № 1 курорту Трускавець

Для безперервної реєстрації об'ємної швидкості кровоструменя широкого поширення дістали апарати, засновані на пухирцевому принципі [6]. Поряд з позитивними якостями цих апаратів, вони мають і ряд істотних недоліків.

Крім пухирцевих витратомірів для визначення швидкості кровоструменя використовуються калориметричні, електромагнітні і витратоміри обтікання (ротаметри).

При користуванні калориметричними і електромагнітними витратомірами нема необхідності розтинати судини. Це дає можливість проводити досліди в більш фізіологічних умовах і вживляти датчики таких витратомірів для проведення хронічних дослідів.

Але в літературі [1,3—5] є вказівки на значні недоліки електромагнітних і калориметричних витратомірів, а також ротаметрів.

В лабораторії В. В. Закусова [2] виготовлено апарат для вимірювання швидкості відтікання крові. Апарат працює за принципом насоса-витратоміра і має ряд переваг перед іншими витратомірами, оскільки дає можливість реєструвати швидкість кровоструменя в об'ємних одиницях. Але цей апарат визначає лише венозне відтікання крові.

При дослідженні об'ємної швидкості кровоструменя в органах з мережею венозного сплетення і численними анастомозами вен виникає необхідність підключення апарату до артеріальної судини, що живить такий орган.

Ми сконструювали апарат, який давав би змогу визначати об'ємну швидкість кровоструменя як у венозних, так і в артеріальних судинах за вибором експериментатора.

Апарат складається з штучного судинного русла з вимірними резервуарами і механізму відліку об'єму крові, що протікає по судинному руслу.

Штучне судинне русло (рис. 1) складається з чотирьох скляних трійників (*1*, *2*, *3*, *4*) і вимірювальних резервуарів (*5*, *6*). Всі частини штучного судинного русла з'єднані між собою гумовими трубками, вимірювальні резервуари з'єднуються за допомогою гумових трубок (*7*, *8*) до U-подібної трубки (9). Таким чином створюється замкнена система.

Механізм відліку об'єму крові працює за принципом релаксаційного генератора і складається із скляної U-подібної трубки (*9*) з електродами (*10*, *11*, *12*), заповненої електролітом (10%-ний розчин хлористого натрію), електромагніту переключення клапанів (*13*), реле деблокування (*14*) і клапанів (*15*, *16*). Електроди (*10*, *11*) вставляються герметично в отвори U-подібної трубки. Для попередження окислення електродів, що стикаються з електролітом, краще виготовляти їх з нержавіючої сталі.

Механізм відліку об'єму крові змонтований внутрі алюмінієвого корпусу. Система штучного судинного русла з вимірювальними циліндрами закріплена на верхній гетинаксовій панелі апарату. Клапани (*15*, *16*) розміщені між гумовими трубками (*17*, *18*, *19*, *20*), що з'єднують скляні трійники і через отвори в панелі спускаються в середину апарату, де фіксуються до важеля (*21*). По середині важеля (*21*) проходить вісь, закріплена до кронштейна (*22*). До важеля фіксуються з одного боку якір електромагніту (*13*), з другого — пружина (*23*). Клапани, опускаючись або піднімаючись при вимкненні або ввімкненні електромагніту, притискують гумові трубки до сталевих пластинок, закріплених на верхній панелі апарату і таким чином відкривають або закривають просвіт гумових трубок.

Для заповнення U-подібної трубки електролітом роз'єднують гумові трубки (*7*, *8*) від вимірювальних резервуарів (*5*, *6*).

Перед дослідом штучне судинне русло заповнюють теплим (38° С) фізіологічним розчином. Для цього апарат включають в електричну мережу, а канюлю (*24*) з'єднують з посудиною Маріота, заповненою теплим фізіологічним розчином. До надходження рідини в штучне судинне русло рівень електроліту в U-подібній трубці знаходиться на

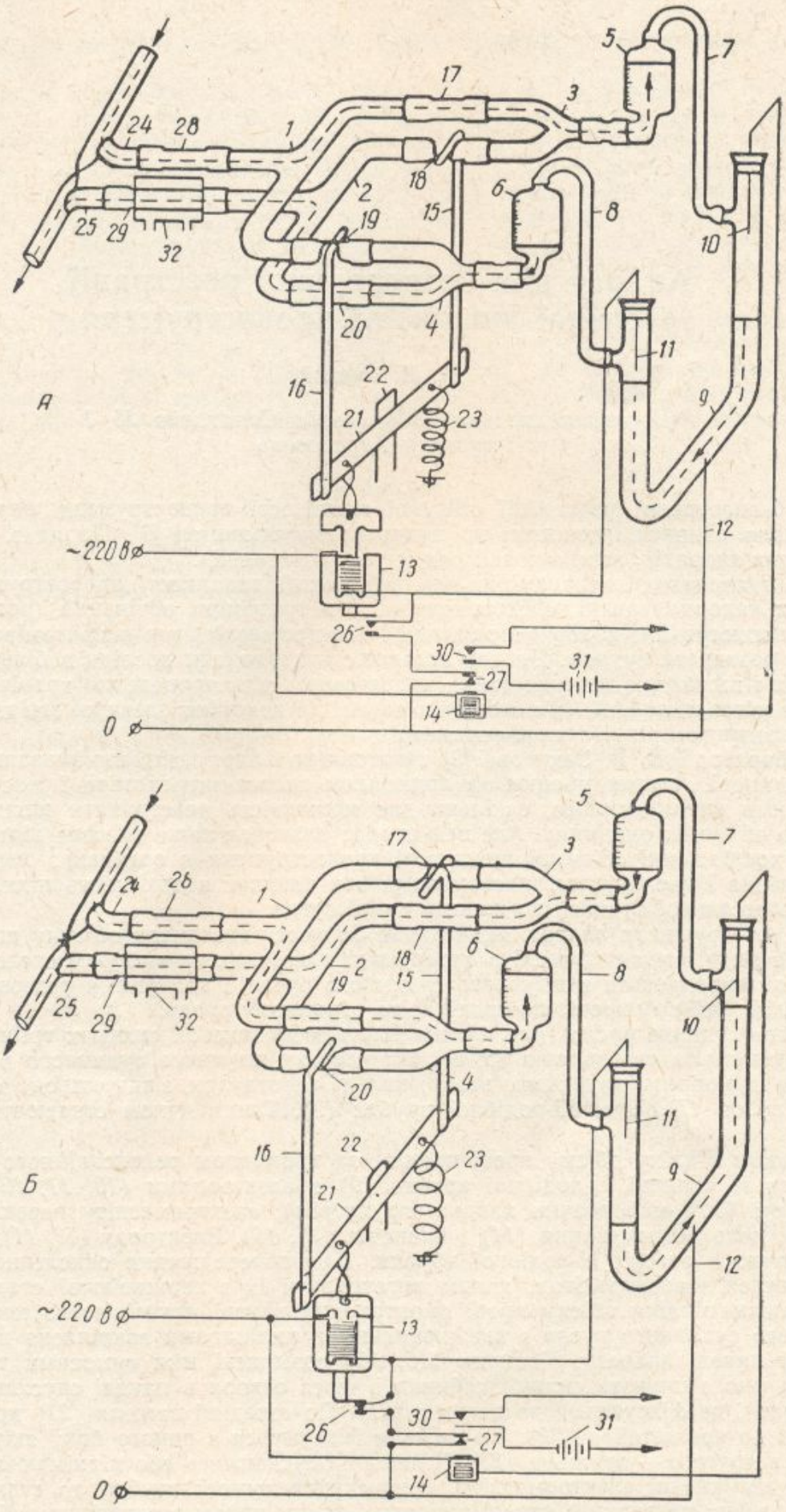

Рис. 1. Схема роботи апарату.

Переривистою лінією і стрілками показано напрям руху крові в штучному судинному руслі і електроліту в U-подібній трубці під час вимкнення (*А*) і ввімкнення (*Б*) електромагніту. Пояснення в тексті.

строго горизонтальній лін
магніт не включається; за
мових трубок (*18*, *19*). Пр

Рідина з посудини *
вальний резервуар (*5*), ви
тиск у правому коліні U-
коліні знижується, а в лів

Як тільки рівень еле
трода (*11*), вмикається ел
трубок *18*, *19* відкриваєть

Рис. 2. Принципова ел

ЕМ — електромагніт переклю
контакти електромагніту пере
деблокування, *1РДБ* — контак
чає електромагніт), *2РДБ* — к
дає сигнал на електромагні
між першим електродом і ел
другим електрод

судинного русла змінює с
вуар (*6*), витісняє з нього
дібної трубки. При цьому
підвищується. Контакт мі
магніт не виключається, то
замкнувся в момент ввім
ходити у вимірювальний р
трубки піднімається далі в
да (*10*), вмикається реле
такт (*27*) і виключає еле
переміщуються. Просвіт гу
Цикл повторюється.

Через кілька секунд
чину, повітря видаляється
гічний розчин. Через кан
розчин.

Переконавшись у том
хирців повітря, накладают
люють від посудини Мар
Після цього апарат підкл
судину перев'язують, а в
підключенні апарату до а
частину артерії, а канюл
судини канюлі вставляють
в штучне судинне русло ап
дотриманні цього правила
лені в кровоносну судину,
дить у штучне судинне ру
повертається в кровоносну

Апарат при цьому пр
гічного розчину.

На рис. 1 переривист
му судинному руслі і еле
нення (*Б*) електромагніту.

При кожному циклі
крові, яка дорівнює об'єм
на вимірних циліндрах, а
відмітчик з джерелом стр
кімографа.

Для попередження з
дослідом вводять гепарин.

строго горизонтальній лінії і не торкається електродів (*10*, *11*), в зв'язку з чим електромагніт не включається; завдяки пружині (*23*) клапани (*15*, *16*) закривають просвіт гумових трубок (*18*, *19*). Просвіт трубок (*17*, *20*) — відкритий.

Рідина з посудини Маріота надходить по штучному судинному руслу у вимірювальний резервуар (*5*), витісняє з нього повітря, яке в свою чергу створює позитивний тиск у правому коліні U-подібної трубки, внаслідок чого рівень електроліту в правому коліні знижується, а в лівому — підвищується до електрода (*11*).

Як тільки рівень електроліту в лівому коліні U-подібної трубки торкнеться електрода (*11*), вмикається електромагніт (*13*), і клапани переміщуються. Просвіт гумових трубок *18*, *19* відкривається, а *17*, *20* — закривається. Потік рідини в частині штучного

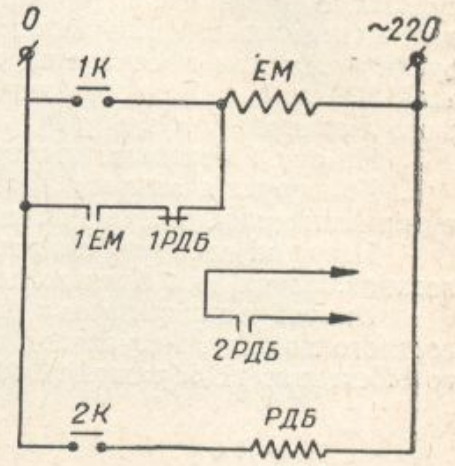

Рис. 2. Принципова електрична схема апарату.

ЕМ — електромагніт переключення клапанів, *1ЕМ* — блок-контакти електромагніту переключення клапанів, *РДБ* — реле деблокування, *1РДБ* — контакт реле деблокування (виключає електромагніт), *2РДБ* — контакт реле деблокування (подає сигнал на електромагнітний відмітчик), *1К* — контакт між першим електродом і електролітом, *2К* — контакт між другим електродом і електролітом.

судинного русла змінює свій напрям. Тепер рідина надходить у вимірювальний резервуар (*6*), витісняє з нього повітря, яке створює позитивний тиск у лівому коліні U-подібної трубки. При цьому рівень електроліту в лівому коліні знижується, а в правому — підвищується. Контакт між електролітом і електродом (*11*) розривається, але електромагніт не виключається, тому що він живиться через свій блокуючий контакт (*26*), який замкнувся в момент ввімкнення електромагніту. Фізіологічний розчин продовжує надходити у вимірювальний резервуар (*6*), рівень електроліту в правому коліні U-подібної трубки піднімається далі вгору до електрода (*10*). Коли електроліт торкнеться електрода (*10*), вмикається реле деблокування (*14*), розмикає свій нормально замкнений контакт (*27*) і виключає електромагніт (*13*). При цьому, завдяки пружині (*23*) клапани переміщуються. Просвіт гумових трубок *17*, *20* відкривається, а *18*, *19* — закривається. Цикл повторюється.

Через кілька секунд після ввімкнення апарату і пропускання фізіологічного розчину, повітря видаляється з штучного судинного русла, а його місце заповнює фізіологічний розчин. Через канюлю (*25*) рівним струменем починає витікати фізіологічний розчин.

Переконавшись у тому, що в штучному судинному руслі не залишилося більше пухирців повітря, накладають затискачі на гумові трубки (*28*, *29*). Канюлю (*24*) відокремлюють від посудини Маріота. На цьому закінчується підготовка апарату до досліду. Після цього апарат підключають до кровоносної судини (артерії або вени). Для цього судину перев'язують, а в центральну і периферичну частини вставляють канюлі. При підключенні апарату до артеріальної судини, канюлю *24* вставляють у центральну частину артерії, а канюлю *25* — в периферичну. При підключенні апарату до венозної судини канюлі вставляють у протилежному порядку. Кров завжди повинна надходити в штучне судинне русло апарату через канюлю *24*, а виходити через канюлю *25*. При недотриманні цього правила апарат не буде працювати. Коли канюлі правильно вставлені в кровоносну судину, з гумових трубок (*28*, *29*) знімають затискачі. Кров надходить у штучне судинне русло, витісняє фізіологічний розчин і через канюлю (*25*) знову повертається в кровоносну судину.

Апарат при цьому працює в такій же послідовності, як при пропусканні фізіологічного розчину.

На рис. 1 переривистою лінією і стрілками показано напрям руху крові в штучному судинному руслі і електроліту в U-подібній трубці під час вимкнення (*А*) і ввімкнення (*Б*) електромагніту.

При кожному циклі по штучному судинному руслу проходить певна кількість крові, яка дорівнює об'єму вимірних циліндрів. Цей об'єм легко визначити по шкалі на вимірних циліндрах, а підключений до контактів (*30*) реле (*14*) електромагнітний відмітчик з джерелом струму (*31*) реєструє об'єм крові при кожному циклі на стрічці кімографа.

Для попередження зсідання крові в щтучному судинному руслі тварині перед дослідом вводять гепарин. Кров, що проходить через апарат, дещо охолоджується, тому

для відновлення необхідної температури на гумову трубку (*29*) закріплюється зігріваючий прилад (*32*).

Після досліду канюлі виймають з кровоносної судини і підключають до посудини Маріота з дистильованою водою і на протязі кількох хвилин промивають штучне судинне русло від залишків крові.

Необхідно пам'ятати, що пропускати будь-яку рідину через апарат можна лише після ввімкнення апарату.

При виготовленні системи штучного судинного русла слід брати до уваги його пропускну здатність. Вона завжди повинна бути вища, ніж пропускна здатність кровоносної судини, до якої підключають апарат. Тому внутрішній діаметр трубок штучного судинного русла має бути дещо більший, ніж діаметр кровоносної судини. Так, наприклад, максимальна пропускна здатність апарату при діаметрі трубок штучного судинного русла 4 *мм* при пропусканні фізіологічного розчину під тиском 100 *мм* рт. ст. становить 300 *мл/хв*. Для збільшення пропускної здатності апарату необхідні трубки більшого діаметра.

На рис. 2 показана принципова електрична схема апарату.

Конструкція апарату дозволяє легко знімати систему штучного судинного русла з вимірними циліндрами і при необхідності стерилізувати.

Невеликі габарити апарату (17×13×12 *см*) і його портативність дають можливість встановлювати його близько досліджуваної судини.

Випробування апарату проведено на кішках, собаках і морських свинках в умовах гострого досліду. Результати випробування показали, що апарат працює чітко, дані його об'єктивно відображають об'ємну швидкість кровообігу.

Література

1. Бошняк Л. Л., Бызов Л. Н.— Измерение малых расходов жидкостей. М.—Л., 1961.
2. Кисин И. Е., Цатуров В. Л.— Бюлл. экспер. биол. и мед., 1960, 8, 118.
3. Клосовский Б. Н.— Циркуляция крови в мозгу, М., 1951.
4. Корсунский Л. М.— Электромагнитные гидрометрические приборы, М., 1964, 144.
5. Кремлевский П. П.— Расходомеры, М.—Л., 1963.
6. Сучков В. В., Жуков Б. Н.— Бюлл. экспер. биол. и медицины, 1960, 11, 130.

Надійшла до редакції
1.XI 1965 р.

До застосування методики флюоресцентного виявлення нейросекрету

Є. Д. Геніс

Лабораторія морфології нервової системи
Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

Серед методів виявлення нейросекрету гіпоталамічних ядер найпоширенішими є забарвлення хромовим гематоксиліном-флоксином за Гоморі і паральдегід-фуксином за Гоморі—Габу з дофарбуванням азаном за Гайденгайном. Ці методики і дальші їх різні модифікації [1, 2, 3] основані на виявленні білкової частини нейросекрету — носія його активних гормональних начал (октапептидів). За даними ряду авторів [4, 6], в октапептидах міститься велика кількість цистину, при окисленні якого відбувається розрив дисульфідного зв'язку з утворенням цистеїнової кислоти. Сульфогрупа цистеїнової кислоти (SO_3H) має різко виражені кислотні властивості, що й зумовлює її реакцію з барвниками.

Нами була застосована ще одна методика виявлення нейросекреторної субстанції, запропонована Шиблером і Адамом та модифікована Штерба [5].

Для виявлення нейросекрету використовується гістохімічна реакція з псевдоізоціанінхлоридом. Реакція основана на здатності молекул барвника асоціюватися у водних розчинах в особливу полімерну форму при розведеннях не нижче 1×10^{-3} моля. Полімеризація настає при наявності субстрату (один з компонентів нейросекрету), в якому негативно заряджені SO_3H-групи знаходяться на відстані 4—5 Å. Продукт реакції має вторинну флюоресценцію, і в ультрафіолетовому спектрі виявляє яскраво жовте світіння. Реакція високо чутлива і специфічна і, як вказує автор, дозволяє виявити в 100 раз менші кількості нейросекрету, ніж при застосуванні інших методик.

Рис. 1. Нейрос

Рис.

Завдяки цьому нейр
пофізарній системі, але й
них клітин, які здійснюю
переднім мозком.

Цей метод дав можл
бріологічних дослідженнях

Реакція з псевдоізоц
ганглії мозку прісноводно
таламуса щурів, кроликів і

Матеріал фіксували
суміші 2,5% $KMnO_4$ (10