

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 ячійці 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.

ться 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

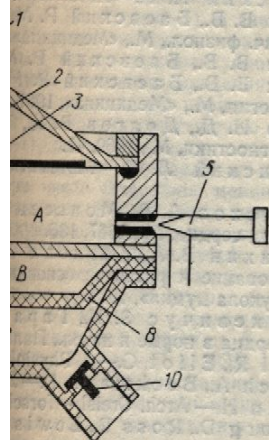
Під час штучного кровообігу виникають ситуації, що вимагають змін режиму роботи насосів перфузійного апарату [3]. При цьому необхідна кореляція здійснюється вручну або за допомогою складної автоматики.

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.

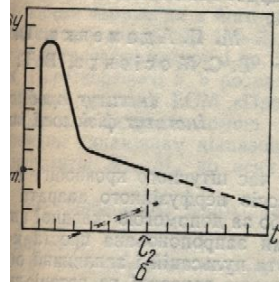
Постійний потік газу з балона надходить через дросель (4) у камеру (В). Тиск, який створюється при цьому, розтягує пружину (7) та мембрану (8), завдяки чому об'єм камери (С) зменшується і кровозамінник або кров через клапан (9) з неї виштовхується. Як тільки зростаючий в камері (В) тиск зрівноважить 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

ри (В) зменшується і газ з неї виштов-
рачий при цьому потік підсумовується з
(4), завдяки чому в камері (А) ство-
ру дроселя (5). Тиск, що створюється
велику площу мембрани (3), утримати
сопло (6), камера (А) і мембрана (3)



ого насоса.

1, 3 — мембрана пневматичного
дросель на виході газу, 6 — соп-
л артеріальний клапан, 10 — веноз-
на камера, С — камера для



меру (А) при малому опорі ве-
з камеру (А) при підвищенні
тралі.

— моменти закриття сопла (6) при
ання газу ($V_{\text{крит.}}$).

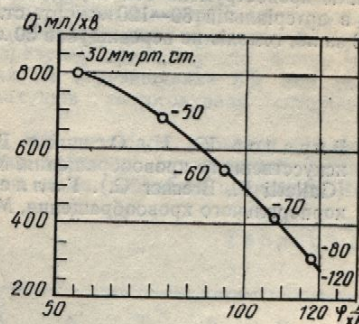
3) завдяки підвищенню від'ємного
ищення тяги пружини (7), повільно
1) а отже й тиск, що піднімає вгору
ивої на рис. 2, а).

едостатнім, щоб утримати мембрану
т t_1 , на рис. 2, а), сопло (6), під
сана вище нагнітальна фаза. Ритм
мембрану (3), тобто від положення
подачі газу, яка регулюється пере-
ги пружини (7); а також від опору

Варіюючи перші чотири фактори, практично можна одержати який завгодно ре-
жим пульсуючого кровотоку з ударним об'ємом від нуля до максимального, що визна-
чається ємністю камери (С) та дуже широким діапазоном частот (в дослідних моде-
лях — від 30 до 600 за 1 хв). Це робить насос придатним для перфузії найрізноманіт-
ніших об'єктів.

Адаптація насоса до змін стану перфузованого об'єкта відбувається за рахунок
зв'язків між режимом його роботи і опором венозного та артеріального русла. Якщо з
якихось причин зменшується надходження крові в магістральну вену, з якої її беруть,
то завдяки черговому всмоктуванню крові в насос, створюється підвищений тиск і при-
смоктування стінок вени до отворів канюлі. Опір венозної магістралі зростає. Завдяки
тому, що сила пружини (7) залишається такою ж, то збільшення опору зменшує швидкість зворот-
ного ходу мембрани (8), а значить, і швидкості
опорожнення камери (В). Критична точка досяга-
ється вже не в момент t_1 , а в момент t_2 , тобто за
більш короткий строк (рис. 2, б). Сопло (6) закри-
вається і починається нагнітальна фаза із зменше-

Рис. 3. Розміри хвилинної продуктивності і ча-
стоти пульсацій залежно від величини від'ємного
тиску при змінному опорі у венозній магістралі.
 Q мл/хв — хвилинна продуктивність, ϕ 1/хв — частота.



ним ударним об'ємом. Таким чином, при збереженні подібної ситуації, частота пульсації
зростає, а ударний об'єм зменшується. Знижується також і хвилинний об'єм, оскільки
збільшення частоти не настільки значне, щоб компенсувати зменшення ударного об'єму.
Зниження ударного об'єму запобігає спаданню вени і присмоктуванню її стінок до от-
ворів канюлі, а підвищення частоти пульсації дозволяє більш ефективно використати
наявні прохідні перерізки магістралей. Залежність частоти і продуктивності від опору
венозної магістралі при незмінному опорі артеріальної магістралі наведені на рис. 3.

Змінюючи подачу газу через дросель (4) і тягу пружини (7), можна змінювати
нахил, форму і положення кривої на рис. 3, обираючи тим самим зони адаптації в кож-
ному конкретному випадку.

Різкі перепади від'ємного тиску, що травмують кров, у насосах подібного типу не-
можливі, тому що швидкість руху мембрани вгору при різкому збільшенні опору негай-
но зменшується, потік газу через сопло (6) стає критичним і фаза всмоктування зміню-
ється фазою нагнітання. Завдяки цьому мембрана (8) не доходить до вихідного
верхнього положення, а кількість крові, що знаходиться екстракорпорально, зменшуєть-
ся за рахунок зменшення об'єму камери (С).

Таким чином, якщо правильно обрати співвідношення між тягою пружини (7) і
еластичними силами, які протидіють колапсу магістральної вени, то насос автоматично
забезпечить в умовах змінного притоку крові максимально можливу продуктивність при
мінімальних перепадах тиску.

При підвищенні опору в артеріальній магістралі швидкість руху мембрани (7)
вниз зменшується і достатній для відкриття сопла (6) тиск досягається при меншому
ступені опорожнення камери (С). Ударний об'єм зменшується, частота пульсації зрос-
тає, але не в такому розмірі, щоб компенсувати падіння ударного об'єму. В зв'язку
з цим хвилинна продуктивність зменшується за законом, який, як і в попередньому ви-
падку, можна задавати заздалегідь.

Підвищення периферичного опору спричиняє те, що мембрана (8) не доходить до
дна камери (С) і об'єм крові, що знаходиться екстракорпорально, збільшується за
рахунок її депонації в цій камері. Внаслідок цього можливий конструктивний варіант,
в якому насосні функції камери (С) співпадають з функціями автоматичного гемо-
колектора, що заповнюється кров'ю при підвищенні судинного тонуусу і спорожняється
при його зниженні.

Швидкі коливання також істотно впливають на роботу насоса.

Наприклад, в режимі паралельної перфузії насос сповільнює свій виштовх під час
систолі і прискорює його під час діастолі, продовжуючи тим самим природну систолу.

Якщо замінити пружину (2) на пристрій, який задає змінне за частотою і трива-
лістю зусилля, то тим самим можна задати насосові довільний ритм і співвідношення
фаз насосного циклу. Ця обставина робить описану конструкцію дуже зручною
для використання її як кінцевого каскаду в боікерованих апаратах штучного кро-
вообігу.

Спроможність апарата до адаптації яскраво виражена, коли він включений у венозну або артеріальну магістралі, тобто коли умови виштовху (в оксигенатор), або всмоктування (з оксигенатора) стабільні.

Ситуації, що потребують одночасної адаптації до змін умов гемодинаміки в артеріальній і венозній системі, більш складні і потребують спеціального аналізу.

Описана конструкція викликає лише незначний гемоліз. Зважаючи на те, що основним джерелом гемолізу є механічне роздавлення еритроцитів рухливими частинами насоса, вирішальним є той факт, що в одній точці камери (С) тиск між її поверхнями при їх стиканні одна з іншою не перевищує артеріального. В дослідях, що імітують восьмигодинний штучний кровообіг за допомогою адаптивного насоса з швидкістю кровоструменя 100 мл/кг/хв при тиску у венозній магістралі — 30—50 мм рт. ст., а в артеріальній 80—120 мм рт. ст., при ударному об'ємі 14 мл та частоті пульсації 72 за хв, гемоліз не перевищував 50 мг%.

Література

1. Баранов Ю. Н., Осипов В. П. — В сб.: Современные вопросы гемодинамики искусственного кровообращения, М., «Медицина», 1966, 358.
2. (Galletti P., Brecher G.) Галлетти П., Бричер Г. — Основы и техника экстракорпорального кровообращения, М., «Медицина», 1966.

Надійшла до редакції
4.V 1972 р.

УДК 612.15:612.452.018

ВИВЧЕННЯ КРОВООБІГУ У ВНУТРІШНІХ ОРГАНАХ МИШЕЙ З ДОПОМОГОЮ РАДІОАКТИВНОГО РУБІДІУ

В. І. Кулинський, Л. І. Золочевська

Кафедра біохімії Красноярського медичного інституту;
кафедра медичної біохімії Українського інституту удосконалення лікарів, Харків

Методами прямого визначення об'ємного кровоструменя або електромагнітними вимірниками потоку дуже важко користуватися на мишах внаслідок малого розміру їх судин. Накопичення нейтрального червоного після внутрішнього введення [2—4] може залежати не тільки від кровоструменя, але й від проникності гісто-гематичних бар'єрів та сорбційних властивостей тканин. Крім того нещодавно було показано, що близькі дози нейтрального червоного у собак викликають різку і стійку гіперглікемію та виділення в кров глюкагону та інсуліну [12]. В принципі найбільш вдалим індикатором є радіоактивні речовини, оскільки їх можна застосовувати в мінімальних дозах, які не спричиняють побічного впливу на організм. Сепірстен [13] розробив методику визначення регіонарного кровоструменя із застосуванням K^{42} або Rb^{86} , які швидко проникають крізь судинну стінку і не включаються в обмінні процеси, на відміну від іона фосфату [2]. Методика Сепірстена ґрунтується на тому, що відносне нагромадження речовини в органі (у процентах до введеної кількості) відповідає відносному регіонарному кровоструменю, вираженому в процентах хвилинного об'єму. Проте це виявляється вірним тільки в тому випадку, коли існує часовий інтервал, протягом якого нагромадження речовини в даному органі є постійним, і досліді проводяться саме в цьому інтервалі [9, 13]. Нагромадження нейтрального червоного в більшості тканин не відповідає цьому важливому критерію [3], а для фосфату його не перевіряли. Результати, одержані з останніми двома речовинами, не завжди збігаються кількісно, а іноді мають якісні розбіжності. Так, 5-метокситриптамін збільшував нагромадження нейтрального червоного в м'язі мишей, а фосфат — різко знижував [2—4].

Нашим завданням було перевірити можливість застосування методики Сепірстена в дослідях на ненаркотизованих мишах. При цьому були внесені певні зміни, що спростили оригінальну методику і дозволили провадити її на вітчизняній дозиметричній апаратурі. Описаний варіант можна застосовувати для вивчення кровоструменя у внутрішніх органах різних видів тварин. Оскільки визначення хвилинного об'єму у мишей досить ускладнене, ми обмежились вимірюванням відносного регіонарного кровоструменя, як це вже описано в літературі [14].

Для проведення дослідів ділянкою, змоченою в гарячій воді. Потім індикаторний розчин $Rb^{86}Cl$ питою (50 мккюри/кг). Через оптимальний цими верхньої половини тулуба на і промокали від крові фільтруваль тельно промивали 0,9%-ним $NaCl$ і рібноювали поживцями до однорідного м'яза і тонкої кишки; 60—100 кісток однієї — двох мишей) перен сцинтиляційного кристала $NaY(Tl)$. ційний γ -лічильник з комплексу УСД реєстрували на перерахунковій сх забезпечує оптимальне відношення вимірювання обирали так, щоб в кісткового мозку) 10%. Для при таблицю [5].

Rb^{86} зручніший для практич періоду піврозпаду (18,7 діб прот торного розчину можна користуват (табл. 1).

Доба	1	2
Залишена частина, %	96,3	92,3
Доба	11	12
Залишена частина, %	66,6	64,2
Доба	21	22
Залишена частина, %	46,0	44,2

На нашій установці ефективніс по відношенню до кількості розпаді (γ -промені виникають при 8,5% роз становила 4,6 і 54%. Показання лічі = 10^{-9} кюри).

Добре відомо, що підготовка оскільки багато в чому визначає е описане розчинення тканини в конц цедура значно ускладнює методику має істотного значення для великих жувати ефективність при малому р твердилося: при збільшенні об'єму розрахунку швидко знижувалась, ос на 25%, до 1 мл — на 41%). Отже, якщо вихідні наважки малі. Саме ц раторними тваринами. Неможна бу оскільки їх вага варіює. Тому ми тканин. При нанесенні наважки на д що збігаються в межах статистичної ше 2,5%).

Отже, спрощення методики д тів. Проте залежність швидкості роз її маси вимагає, щоб пробу шораз що відповідає взятій наважці (при умови розрахований регіонарний кр наважки.

Розрахунок результатів провад
$$= \frac{p}{n_{ст}} \cdot \frac{100}{P \cdot v} \% \text{ (хвилинного об'єму на)}$$