

ПРО ОСОБЛИВОСТІ РОБОТИ АДАПТИВНИХ ПЕРФУЗІЙНИХ НАСОСІВ

І. С. Мудра, В. Г. Ніколаєв, Д. Р. Дімант

Інститут проблем онкології АН УРСР; Київський інститут клінічної медицини

Сфера використання перфузійних насосів малої та середньої продуктивності постійно розширюється. Насоси цього класу потрібні для регіонарної перфузії, гемодіалізу, гемосорбції, допоміжного кровообігу, консервації органів та тканин, а також у фізіологічних експериментах. Вимоги до гідродинамічних характеристик насосного циклу, продуктивності, конструктивного оформлення перфузійного насоса істотно варіюють залеж-

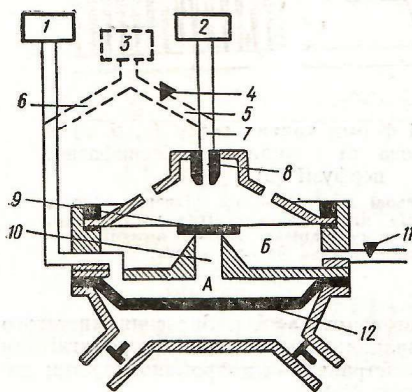
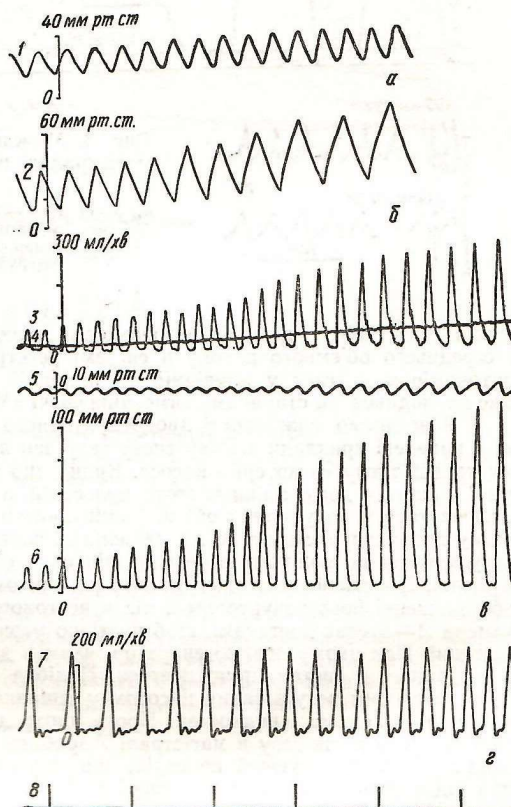


Рис. 1. Схема адаптивного насоса (пояснення в тексті).

Рис. 2. Вплив різних регуляторів на роботу насоса

а — діапазон управління роботою насоса редуктором 1 (1–3 атм), б — діапазон управління роботою насоса редуктором 2 (0,5–1 атм), в — вплив редуктора 3 (діапазон 0,8–1,8 атм) на роботу насоса, г — вплив дроселя 11 на частоту роботи насоса, 1, 2 — тиск в «артерії» насоса, 3 — миттєвий потік через насос, 4 — середнє значення потоку через насос, 5 — тиск у «вені» насоса, 6 — тиск в «артерії» насоса, 7 — миттєвий потік через насос, 8 — відмітка часу 1 сек.



но від того, для якої із згаданих задач він безпосередньо призначається. Тому зрозуміле прагнення багатьох авторів до створення багатоцільових конструкцій з широким діапазоном регуляції, придатних і легко пристосовуваних до застосування в різних перфузійних системах [1, 2, 3]. Адаменком та ін. [1] описано принцип дії насоса з широким діапазоном регуляції, наділеного, крім того, здатністю до адаптації, тобто автоматичної зміни режиму роботи при зміні опору кровообігу в перфузованому судинному колі.

Мета цієї роботи — провести порівняльний аналіз функціональних можливостей двох варіантів описаного в роботі [1] насоса. Для підвищення надійності роботи і полегшення конструктивного виконання цей насос зазнав модифікацій (рис. 1), які не змінили, проте, принципу його роботи. Замість пружини на управляючу мембрану 9 тепер діє струмінь газу, подача якого через сопло 8 регулюється редуктором 2 або загальним редуктором 3 разом з дроселем 4. Тяга пружини, що забезпечує зворотний хід робочої мембрани 12, замінена еластичною тягою самої мембрани. В результаті число рухомих частин зменшилось, збірка насоса полегшилась, а надійність його роботи виросла. Створено два варіанти конструкції насоса, які відрізняються між собою схемами управління. В першому варіанті притискання мембрани

9 здійснюється за рахунок зміни тиску подачі газу редуктором 2. Потік газу через камери А—Б насоса задається окремим редуктором 1, що дозволило назвати цю конструкцію насоса двохрандукторною. Другий варіант (одноредукторна схема) розрахований на використання одного загального редуктора 3 і регуляцію ефективного перерізу магістралі 9 з допомогою дроселя 4.

Випробування обох насосів здійснювалися на фізіологічному розчині або водно-гліцериновій суміші з в'язкістю 5 од. Зміну умов притоку імітували дозованим стисненням привідної магістралі насоса («вена»), а зміну судинного опору — стисненням від-

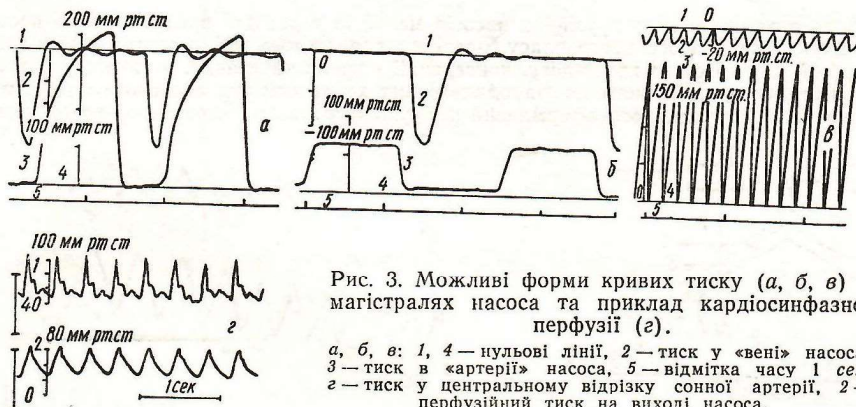


Рис. 3. Можливі форми кривих тиску (а, б, в) в магістралях насоса та приклад кардіосинфазної перфузії (г).

а, б, в: 1, 4 — нульові лінії, 2 — тиск у «вені» насоса, 3 — тиск в «артерії» насоса, 5 — відмітка часу 1 сек, г — тиск у центральному відрізку сонної артерії, 2 — перфузійний тиск на виході насоса.

відної магістралі («артерія») з допомогою мікрометричних гвинтів. Значення миттєвого і середнього об'ємного потоку в системі реєстрували двоканалним електромагнітним потокоміром, а тиск у привідній та відвідній магістралях — електроманометрами; запис проводився на струйному самозаписувачі «Мінгограф-81».

Розглянемо можливості двохрандукторного варіанта конструкції насоса. На рис. 2, а, б наведені приклади впливу тиску газу, що подається через редуктори 1 та 2 на форму кривої тиску «в артерії» насоса. Видно, що зростання тиску газу на виході редуктора 1 викликає деякі зміни частоти пульсацій, а зміна тиску газу редуктором 2 впливає і на частоту, і на ударний об'єм. Маніпулюючи обома регуляторами, можна одержати зміну продуктивності від 50 до 500 мл/хв і частоти від 40 до 200 за хв. Однак, діапазон регулювання по кожному з регуляторів при фіксованому положенні другого досить вузький. Пов'язано це з тим, що при критичному підвищенні тиску газу редуктором 1 або зниженні його редуктором 2 після чергового відкривання сопла 10 потік газу через камери А—Б стає достатнім, щоб постійно утримувати мембрану у піднятому вгору положенні. При цьому пневмогенератор, яким в дійсності є сам насос, припиняє роботу, і потік рідини в системі припиняється. Подібна властивість двохрандукторної схеми робить незручним регулювання насосом у випадках, коли вимагається широкий діапазон частот та об'ємних швидкостей. Проте двохрандукторна схема має істотні позитивні якості. Якщо потік газу в магістралі 7 зробити перериваним, використовуючи для цього зовнішній синхронізуючий пристрій, що спрацьовує від зубця R електрокардіограми або від обраного відрізка пульсової хвилі, ми матимемо малоінерційний виконуючий пристрій, в якому частота пульсацій і тривалість фази нагнітання задається зовні. Ударний об'єм можна регулювати тиском газу, що надходить через редуктор 1, а швидкість зворотного ходу мембрани 12 дроселем 11. Це відкриває істотні можливості для відтворення в перфузованому колі умов кровообігу, наближених до природних. Для прикладу на рис. 3, г показаний тиск у сонній артерії собаки та синфазний з ним перфузійний тиск в артерії органа, який штучно постачається кров'ю.

Одноредукторна схема управління насосом позначена на рис. 1 пунктиром. В цьому випадку підвищення або зниження тиску на редукторі 3 викликає пропорційні зміни тиску в газових магістралях 5 та 6. Оптимальні співвідношення між потоками газу через згадані магістралі встановлюються дроселем 4. На рис. 2, в наведений приклад зміни роботи насоса при підвищенні тиску газу редуктором 3 від 0,8 до 1,8 атм. Видно, що з підвищенням тиску газу ударний об'єм зростає, а частота насосних циклів падає. Конкретний діапазон частот та ударних об'ємів обирається редуктором 3 та за допомогою дроселей 4 та 11. Маніпулюючи редуктором 3, можна задати продуктивність від 5 до 500 мл/хв, за допомогою дроселей 4 та 11 можна роздільно управляти частотою та ударним об'ємом. Рис. 2, г демонструє вплив дроселя 11 на частоту роботи насоса при практично постійному об'ємі. Крім того, дросель 4 регулює крутизну зростання хвилі тиску, а дросель 11 — тривалість «діастолі». Таким чином можна одержати дуже різноманітні форми пульсацій (рис. 3, а, б, в). Таке роздільне управ-

лінійні параметрами роботи насоса дозволяє вивчати у фізіологічному експерименті вплив частоти, форми і амплітуди пульсової хвилі на судинний опір, подібно до того, як це запропоновано в літературі [2].

Вплив зміни опору «артерії» і «вени» насоса на форми тиску в його магістралях та об'ємну швидкість потоку показано на рис. 4, а, б. Видно, що при підвищенні опору «артерії» тиск, що розвивається насосом, підвищується до певного рівня [6]. Ця властивість перфузійного насоса вигідна, оскільки розвинутий в перфузійній системі тиск обмежений, і навіть при повному перетисканні «артерії» він не досягає величини, при

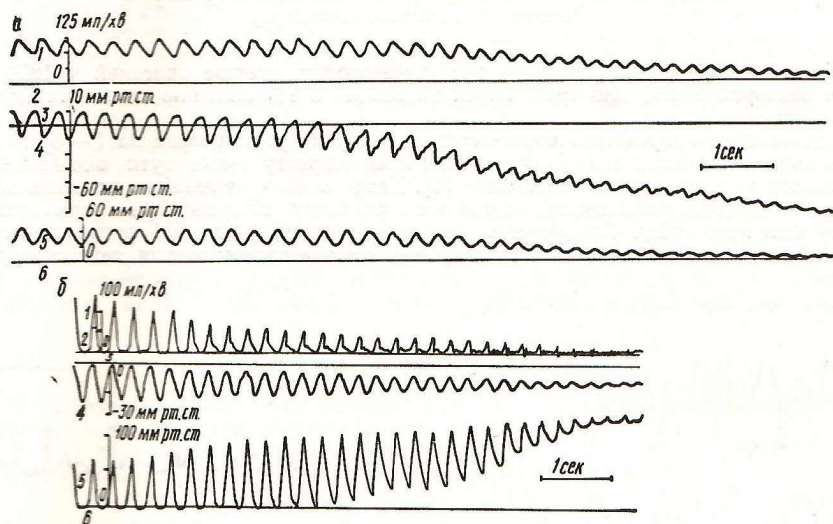


Рис. 4. Демонстрація адаптивних властивостей насоса.

а — робота насоса при поступовому стисканні «вени». б — робота насоса при поступовому стисканні «артерії», 1 — миттєвий потік через насос, 2, 3 — нульові лінії, 4 — тиск у «вені» насоса, 5 — тиск в «артерії» насоса, 6 — нульова лінія.

якій можливе зривання трубки з вихідного штуцера. Водночас, активний перехід насоса на інший режим роботи забезпечує максимально можливий кровообіг у створених умовах. Підвищення тиску на «вені» (а) також викликає зменшення потоку, а це заважає спадінню «вени» та присмоктуванню її стінок до отвору канюлі. Ця властивість насоса гарантує надійність його роботи в системі перехресного кровообігу. При застосуванні насоса в системах штучного кровообігу адаптивність є фактором, що заважає дисбалансу в обміні крові між організмом та екстракорпоральним колом. Отже, слід вважати, що адаптивний перфузійний насос можна використовувати для постановки різноманітних перфузійних методик.

Література

1. Адаменко М. П. та ін.— Фізіол. журн. АН УРСР, 1974, 20, 2, 257.
2. Burns W. et al.— Transactions of American Society of Artificial Internal Organs, 1965, 11, 65.
3. Nunn D. et al.— J. Thor. Cardiovasc. Surgery, 1963, 45, 585.

Надійшла до редакції
11.XII 1974 р.