

Метод порівняльного кількісного обліку розтяжності судин різних органів

М. А. Кондратович, О. О. Мойбенко, Л. О. Грабовський, П. П. Столітній

Лабораторія кровообігу сектора біофізики
Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця Академії наук УРСР, Київ

Серед численних фізіологічних досліджень, присвячених регуляції кровообігу, дуже скромне місце займають праці, спрямовані на вивчення біофізичних властивостей стінок кровоносних судин. Навіть ті нечисленні дані з цього питання, які ми маємо тепер, в основному стосуються біофізичних властивостей (розтяжності, модулей пружності і в'язкості) стінок великих артеріальних і венозних судин—аорти та її гілок першого порядку, порожнистих вен [2, 5, 6, 7, 10, 11, 13 та ін.]. Відомості про біофізичні властивості дрібних резистивних судин практично відсутні.

Уявлення про відносну розтяжність резистивних судин різних органів можуть бути одержані при побудові характеристик витрачання,—кривих, які відбивають залежність кровостумення в судинах органу від внутрісудинного тиску [3, 4, 8, 12]. Проте, незважаючи на значну трудомісткість, цей метод не може дати відповіді на питання, як реалізується різниця у розтяжності судин в процесі конкретних вазомоторних реакцій.

Для аналізу ролі розтяжності судин різних органів при здійсненні вазомоторних реакцій ми застосували метод порівняльної оцінки змін розрахункових величин гідралічних опорів при одночасній перфузії симетричних органів або послідовній перфузії непарних органів в умовах постійного витрачання і постійного перфузійного тиску.

Основною розрахунковою величиною в наших дослідженнях є гідралічний опір судин струменю крові—величина, яка перебуває в обернено пропорційній залежності від сумарного просвіту судин досліджуваного органа.

Зміни гідралічного опору при обох методах перфузії якісно однотипно відбивають напрямок вазомоторних реакцій [1, 4]—зміни сумарного просвіту судин. Однак величина змін гідралічного опору, визначувана при обох методах перфузії, буде різною.

При перфузії постійним хвилинним об'ємом (резистографія) скорочення гладких м'язів не може повністю проявитись у зменшенні просвіту судин в зв'язку з одночасним підвищенням внутрісудинного тиску, який розтягує стінки судин.

При перфузії з постійним тиском цей фактор, що розтягує судини, відсутній. Тому очевидно, що під час пресорної судинної реакції розрахункова величина гідралічного опору в умовах перфузії постійним витрачанням завжди буде менша, ніж в умовах перфузії постійним тиском. Ця різниця буде тим більше вираженою, чим більша розтяжність судин досліджуваного органа.

При одночасній перфузії парних органів і застосуванні однакового регулюючого сигналу різниця у величині кінцевих гідралічних опорів буде безпосереднім показником того, якою мірою судини даного органа в процесі конкретної реакції піддаються розтягненню під впливом підвищеного внутрісудинного тиску.

Загальна схема досліду для вивчення розтяжності судин наведена на рис. 1.

Артерію кожного з парних органів одночасно перфузують двома перфузійними насосами, один з яких (А) підтримує незмінне витрачання, а другий (Б)—постійний тиск перфузії. Перемінною величиною, яка відбиває зміни гідралічного опору судин органа у відповідь на керуючий сигнал, у першому випадку (насос А) є перфузійний тиск, у другому (насос Б)—нагнічуваний в артерії органа об'єм крові.

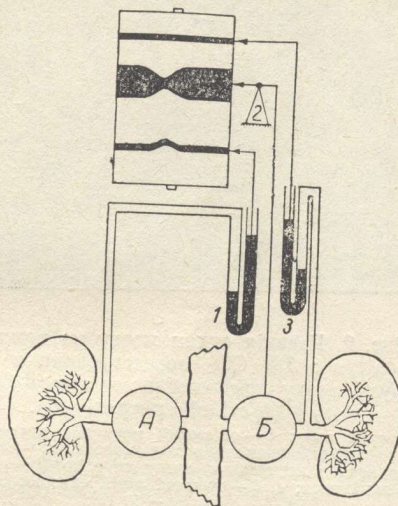


Рис. 1. Схема досліду з одночасною аутоперфузією парних органів насосами постійного витрачання (А) і постійного тиску (Б).

1 — ртутний манометр, 2 — реєстратор витрати, 3 — ртутний манометр.

Кімографічна реєстрація перемінних величин — перфузійного тиску на виході насоса *A* і витрати насоса *B* здійснювалась за допомогою ртутного манометра (1) і реєстратора витратання (2). Рівень перфузійного тиску насоса *B* контролювали за показаннями ртутного манометра (3). Витрату насоса *A* обчислювали за калібрувальною кривою.

За даними витрачання і тиску для кожного перфузійного насоса обчислювали величини гідралічного опору кровоструменя (R) в судинах кожного

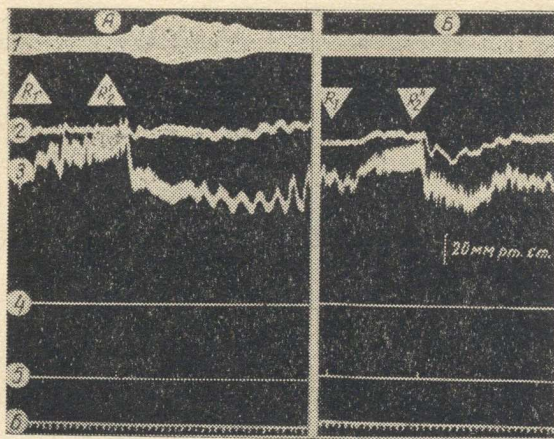


Рис. 2. Реакція судин мозку на вдихання суміші повітря з 7% CO₂, зареєстрована в умовах перфузії мозку при постійному тиску (А) і при постійній витраті (В).

Зверху вниз: 1 — об'ємний мозковий кровострумінь; 2 — перфузійний тиск на виході насоса, що перфузує обидві хребетні і внутрішню сонну артерію; 3 — системний кров'яний тиск; 4, 5 — нульові лінії манометра; 6 — відмітка часу — 10 сек.

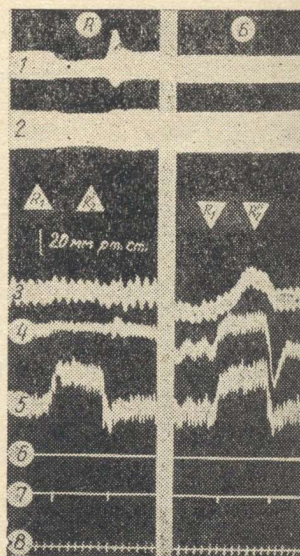


Рис. 3. Реакція судин задньої кінцівки і брижі при пресорному синокаротидному рефлексі.

А — перфузія судин при постійному тиску; Б — перфузія су-

Зверху вниз: 1 – об'ємний кровострум'я у стеговній артерії; 2 – об'ємний кровострум'я у верхній брижовій артерії; 3 – перфузійний тиск на виході насоса, що перфузує брижову артерію; 4 – перфузійний тиск на виході насоса, що перфузує стеговну артерію; 5 – загальний кров'яний тиск; 6, 7, 8 – нульові лінії манометрів; 8 – відмітка часу – 10 сек.

з парних органів. Для встановлення значення R користувались відомою пропорційною залежністю між опором, тиском і витратою ($R = \frac{P}{Q}$).

Необхідною умовою застосування описуваного методу визначення розтяжності судин є рівність вихідних величин тиску (P) і витрати (Q) для обох насосів, отже, рівність розрахункових величин вихідних опорів кровоструменя. Під час здійснення пресорної судинної реакції ця рівність розрахункових величин гідралічного опору порушується в напрямку відносного переважання кінцевого (в момент максимального розвитку реакції) значення R при перфузії постійним тиском над тим же значенням R при перфузії постійною витратою.

Відношення між кінцевим гідравлічним опором при перфузії з постійним тиском і кінцевим гідравлічним опором при перфузії постійною витратою буде показником того, якою мірою судини даного органа розтягуються внутрісудинним тиском, який підвищується в умовах перфузії з постійною витратою.

На рис. 2 показана реакція судин мозку на підвищення парціального тиску CO_2 у вдихуваному повітрі. Вазомоторні ефекти мозкових судин ураховуються за зменшенням витрати при постійному перфузійному тиску (а) і за підвищенням перфузійного тиску при постійному хвилинному об'ємі перфузії — резистографії (б).

Величини вихідних гідрավічних опорів при обох методах перфузії були однакові і становили 2,4 умовної одиниці.

В момент максимального розвитку пресорної реакції витрата насоса постійного тиску зменшилась з 48 мл/хв до 30 мл/хв , гідравлічний опір судин мозку — R_2' , обчислений у цих умовах (а), збільшився до 3,8 умовн. од. Водночас перфузійний тиск у судинах мозку, перфузованих постійним хвилинним об'ємом (б), підвищився всього лише на 6 мм рт. ст. (з 114 до 120 мм рт. ст.) і розрахунковий гідравлічний — R_2'' збільшився тільки до 2,5 умовн. од.

Отже, при збереженні капнію збільшився в 1,58 разів тиск, що при перфузії судинний тиск здійснює розширення судин, що перешкоджає реалізації судинного тиску.

Як видно з наведеної більш значним, ніж підвищення цілісного організму розражена більшою мірою.

Зіставлення розрахунків і при перфузії з постійною витратою розтяжність судин в про-

акції. Позначивши розтяжніс

Чим більше це відноше

випадку для судин мозку $L =$

На рис. 3 наведені кімо
кінцівки і тонкого кишенника.

При перфузії з постійною швидкістю не зменшення витрати в стенокардії витрата зменшилась з 66 до 52 мл/хв з 2,5 до 4 умовн. од., а в судинній

При перфузії з постійним тиском в ділянках було менш значним (2,9 умовн. од., а в судинах 6

$$\frac{4}{29} = 1,38; L \text{ для судин брижі.}$$

Порівняння розрахункові ніж судини кінцівки.

Описаний метод дає можливість визначити функціональну активність органів біофізичні властивості регіонарного кровообігу.

Гідродинамічна регуляція означає кінцевий ефект змін кінетичної регуляції регіонарного кровообігу досліджуваного органа.

1. Никитин Л. В. и Хауицки Н. Н.— Нек системы кровообращения. 1
2. Хаутин В. М.— В кн.: Сосудистой системы. Медг
3. Хаутин В. М.— Сосуд
4. Bergel D. H.— J. Physiol
5. Burton A. S.— Physiol. R
6. MacDonald D. A.— Blood
7. Osher W.— Amer. J. Physi
8. Patel D. J., Freitas F. 1963, 18, 1111.
9. Patel D. J., Fry D. L.—
10. Peterson L. H., Jense
11. Weil P., Salisbury P.
12. Wolinsky H., Gladov

Отже, при збереженні постійного тиску опір мозкових судин у відповідь на гіперкапнію збільшився в 1,58 раза, а при резистографії — в 1,04 раза. Ця різниця зумовлена тим, що при перфузії мозку постійним хвилинним об'ємом наростаючий внутрісудинний тиск здійснює розтягуючий вплив на стінки кровоносних судин і тим самим перешкоджає реалізації судинозвужувального сигналу.

Як видно з наведеної кімограми, підвищення загального кров'яного тиску було більш значним, ніж підвищення перфузійного тиску при резистографії і, отже, в умовах цілісного організму розтягуюча дія підвищеного тиску на мозкові судини буде виражена більшою мірою.

Зіставлення розрахункових величин опору при перфузії з постійним тиском R_2' і при перфузії з постійною витратою R_2'' дає можливість у кількісному виразі визначити розтяжність судин в процесі здійснення даної конкретної судинозвужувальної реакції. Позначивши розтяжність судин через L , ми можемо записати, що $L = \frac{R_2'}{R_2''}$.

Чим більше це відношення, тим більш розтяжні судини даного органа. В цьому випадку для судин мозку $L = \frac{3,8}{2,5} = 1,52$.

На рис. 3 наведені кімограми, які дають уявлення про розтяжність судин задньої кінцівки і тонкого кишечника при пресорному синокаротидному рефлексі.

При перфузії з постійним тиском (а) стиснення сонних артерій викликало істотне зменшення витрати в стегновій артерії з 47 до 30 мл/хв. В брижовій артерії витрата зменшилась з 66 до 52 мл/хв. Гідравлічний опір в судинах кінцівки збільшився з 2,5 до 4 умовн. од., а в судинах кишечника з 1,8 до 2,3 умовн. од.

При перфузії з постійною витратою (б) підвищення опору в обох судинних ділянках було менш значним. Гідравлічний опір в судинах кінцівки збільшився з 2,5 до 2,9 умовн. од., а в судинах брижі — з 1,8 до 2,18 умовн. од.: L для судин кінцівки — $\frac{4}{2,9} = 1,38$; L для судин брижі — $\frac{2,3}{2,18} = 1,05$.

Порівняння розрахункових значень L показує, що судини брижі менш розтяжні, ніж судини кінцівки.

Описаний метод дає можливість у конкретному виразі урахувувати різні для різних органів біофізичні властивості судин, які лежать в основі гідродинамічної регуляції регіонарного кровообігу.

Гідродинамічна регуляція, поряд з нейрогуморальною і місцево-метаболічною, визначає кінцевий ефект змін кровоструменя через орган. Тому при вивченні питань регуляції регіонарного кровообігу важливо враховувати біофізичні властивості судин досліджуваного органа.

Література

1. Никитин Л. В. и Хаютин В. М.— Физиол. журн. СССР, 1962, 48, 8, 967.
2. Савицкий Н. Н.— Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения. Медгиз, 1956.
3. Хаютин В. М.— В кн.: Современные методы исследования функций сердечно-сосудистой системы. Медгиз, 1963, 188.
4. Хаютин В. М.— Сосудодвигательные рефлексy. М., 1964.
5. Bergel D. H.— J. Physiol., 1961, 156, 445.
6. Burton A. S.— Physiol. Rev., 1954, 34, 619.
7. McDonald D. A.— Blood flow in arteries. London, 1960.
8. Osher W.— Amer. J. Physiol., 1953, 172, 403.
9. Patel D. J., Freitas F. M., Greenfield J. C., Fry D. L.— J. Appl. Physiol., 1963, 18, 1111.
10. Patel D. J., Fry D. L.— J. Appl. Physiol., 1964, 19, 413.
11. Peterson L. H., Jensen R. E., Parnel J.— Circulat. Res. 1960, 8, 622.
12. Weil P., Salisbury P. F., State D.— Amer. J. Physiol., 1957, 191, 453.
13. Wolinsky H., Gladov S.— Circulat. Res., 1964, 14, 400.

Надійшла до редакції
20.XII 1965 р.