

ՕՐԹՈՍՏԱՏԻԿ ՓՈՐՁԻ ՀՈՒՆԿՑԻՈՆԱԼ ԱՐԺԵՔԱՎՈՐՄԱՆ ՆՈՐ ՄԵԹՈԴԸ
ՍՐՏԱՄԿԱՆԻ ՍՈՒՐ ԻՆՖԱՐԿՏ ԿՐԱՍ ՀԻՎԱՆԴՆԵՐԻ ՄՈՏ ՍԱՆԱՏՈՐ
ԲՈՒԺՄԱՆ ԷՏԱՊՈՒՄ

Ա Վ Փ Ո Փ Ո Ւ Վ

Օրոտականի ինֆարկտ կրած հիվանդների մոտ որոշվել է սանատոր բուժման էֆֆեկտիվության չնչով սրտի տոլերանտության ֆունկցիոնալ ցուցանիշներից հանդես օրինաազր:

N. S. Nersessian

New Method of the Functional Evaluation of the Orthostatic Test in Patients After Acute Myocardial Infarction at the Sanatorial Stage of the Treatment

S u m m a r y

In patients after acute myocardial infarction the effectivity of the sanatorial treatment has been determined according to the functional indices of the heart tolerance against orthostasis.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Гранов В. П., Добо С. С., Газов А. В. Тер. архив, 1982, 5, 36—39.
2. Иванов Л. А. Физиология человека, 1982, 2, 229—232.
3. Ольбинская Л. И., Овчинникова Л. В. Кардиология, 1972, 12, 32—35.
4. Соколов Ю. Н., Кугух А. А. Тер. архив, 1981, 8, 41—44.
5. Фогельсон Л. И., Язбурокис Б. И. Кардиология, 1964, 2, 229—232.
6. Battler A., Slutsky R. et al. Am. J. Cardiol. 1979, 42 (2), 354.
7. Berman I. U. Wyhn J. et al. Circul. 1978, 78, 58, Suppl. II, II 199.
8. Bouoris R. E., Orcuberg et al. Cardiol., 1978, 41, 5, p. 846—851.
9. Qristin-Cou Q. W., Bonoris R. et al. Am. J. Cardiol., 1978, 41, 376.
10. Reutala E. I., Herkkila et al. Acta med. Scand., 1973, 194, 81—86.
11. Reutala E. I. and Huarkkila O. Ann of Cl. in Res., 1975, 7, 258—263, 4.
12. Sinueus, 1979, 82, 4, p. 570—572.
13. Wagner S., Cohn K. Am. J. Cardiol., 1979, 44, 1241—46.

УДК 612.181/616—073.173

С. Б. АРСЕНЬЕВ, Ю. М. МИХАЙЛОВ, М. Г. ЛЕПИЛИН, М. И. ПОЛИКАРПОВ

НОВЫЙ МОНИТОРНЫЙ МЕТОД ИЗМЕРЕНИЯ
СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА

Измерение сердечного выброса (СВ) и связанных с ним величин ударного выброса (УВ), линейной скорости кровотока в аорте и др. является в настоящее время одной из самых сложных задач медицинской измерительной науки. Применяемые в настоящее время для этого способы можно подразделить на две большие группы: методы прямого из-

мерения объемного расхода (группа I) и методы, использующие различной сложности модели кровообращения в исследуемой части сердечно-сосудистой (группа II) системы [1—3].

В последние годы все большую популярность приобретает метод внутрисердечной многоканальной реографии [4]. В этом методе измеряют от 5 до 7 сечений левого желудочка многоэлектродным катетером и аппроксимируют желудочек набором цилиндров, имеющих одинаковую высоту и соответствующие площади сечений.

Очевидно, что точность определения СВ на основе применения подобных моделей существенно зависит от степени соответствия модели реальному объекту измерения. Причем, наиболее доступные в методическом отношении методы (грудная реография, эхокардиография) не позволяют получить приемлемую точность. Метод внутривентрикулярной импедансной реоплетизмографии в этом смысле имеет явные преимущества. Локализация электрического поля внутри камеры сердца позволяет получить точность, сравнимую с точностью электромагнитных расходомеров. Тем не менее, широкому внедрению этого метода препятствует высокий риск исследования, связанный с необходимостью катетеризации сердца.

В данной работе мы предприняли попытку разработать метод измерения СВ, позволяющий достичь разумный компромисс между обеспечиваемой точностью и простотой и доступностью в методическом и техническом отношении.

В основе предлагаемого метода лежит следующая зависимость:

$$Q = \bar{S} \sqrt{\frac{\Delta \bar{P}}{d} \cdot \frac{\Delta \bar{S}}{\bar{S}}} \quad (1),$$

где: Q —объемный расход крови через выбранное сечение аорты; $\bar{S}$ —среднее за сердечный цикл сечение аорты; $\Delta \bar{S}$ —среднее за цикл изменение сечения аорты; $\Delta \bar{P}$ —среднее за цикл пульсовое давление в аорте; d —плотность крови.

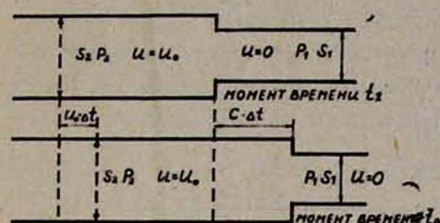
Согласно этой зависимости, для измерения Q достаточно замерить входящие в правую часть формулы (1) величины $\Delta \bar{P}$, $\Delta \bar{S}$, $\bar{S}$. Прежде, чем перейти к описанию способа измерения этих величин, отметим, что судя по приводимым ниже данным, формула (1) достаточно хорошо согласуется с опытом. Кроме того, ей можно дать следующую наглядную физическую интерпретацию: будем считать аорту упругой эластичной трубкой с сечением S_1 , заполненной идеальной жидкостью под давлением P_1 (рис. 1). При накачивании в трубку некоторого дополнительного объема под действием давления P_2 происходит упругое расширение трубки до сечения S_2 , которое распространяется вдоль нее со скоростью C (скорость пульсовой волны давления). В участке с сечением S_1 линейная скорость кровотока U равна 0, а в расширенном участке жидкость приобретает скорость U , равную U_0 . Из закона неразрывного потока следует:

$$\frac{U}{C} = \frac{\Delta S}{S_2} \quad (2)$$

Пренебрегая диссипацией энергии на трение, определим полезную работу насоса за время Δt , равное $t_2 - t_1$:

$$P_2 S_2 U_0 \Delta t = \frac{d c t S_1 U_0^2}{2} A_r \quad (3)$$

где A — работа по расширению стенки сосуда от сечения S_1 до сечения S_2 на длине $C \cdot \Delta t$. Работу A_r можно выразить через сечения S_1 и S_2 и давления P_1 и P_2 формулой



$$A_r = \Delta t C (\sqrt{S_2} - \sqrt{S_1})$$

$$(P_1 \sqrt{S_1} + P_2 \sqrt{S_2}) \quad (4)$$

Рис. 1 Модель кровотока в аорте.

Как видно из (4), модуль Юнга стенки сосуда в выражение для работы A_r не входит, так как определяется из измерений сечения S . Подставляя (4) в (3), после преобразований получим выражение для линейной скорости кровотока U_0 :

$$U_0 = \sqrt{\frac{(P_2 - P_1) \cdot (S_2 - S_1)}{d}} = \sqrt{\frac{\Delta P}{d} \cdot \frac{\Delta S}{S_1}} \quad (5)$$

Помножив линейную скорость на сечение, получим объемный расход:

$$Q = S_2 \sqrt{\frac{\Delta P}{d} \cdot \frac{\Delta S}{S_1}} \quad (6)$$

что приводит к формуле (1).

Для такой упрощенной модели величины ΔS и ΔP есть разности между максимальными и минимальными значениями этих величин. В реальной ситуации ΔS и ΔP зависят сложным образом от времени и в практических измерениях усреднялись по сердечному циклу*.

Для измерения сечения аорты мы применили серийно выпускаемый отечественной промышленностью катетер—электрод ПЭДМ-4, предназначенный для снятия внутрисердечных потенциалов. Он имеет 4 электрода и отверстия для измерения давления. Расстояние между таковыми электродами 40 мм, а между измерительными 14 мм. На частоте генератора 40 кгц сопротивление стенки сосуда значительно выше удельного сопротивления крови, поэтому поле, создаваемое тако-

*Использование в ф-ле (1) усредненных величин $\overline{\Delta P}$ и $\overline{\Delta S}$ следует также из обобщения модели на случай сложной зависимости ΔP и ΔS от времени t .

выми электродами, практически локализовано внутри сосуда. Тетраполярная схема позволяет повысить равномерность распределения электрического поля внутри проводника. Учитывая, что аорта имеет форму, близкую к цилиндру, зависимость импеданса объема крови между электродами и площадью сечения выражается простой формулой

$$Z = \frac{\gamma}{S} \quad (7),$$

где γ —коэффициент, зависящий от удельного сопротивления крови и геометрии датчика. Коэффициент определялся из измерений сопротивления и известного объема крови.

В качестве первичного измерителя мы применили реограф РПГ-202, модифицированный соответствующим образом. Модификация реографа заключалась в замене сетевого питания на батарейное и в гальванической развязке сигнальных цепей от выхода, в ведении плавной регулировки усиления и в увеличении сопротивления калибровочного эквивалента до 5 ом.

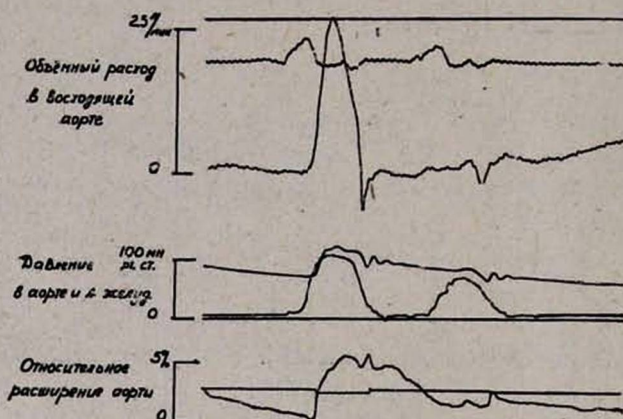


Рис. 2 Одновременная запись кривых гемодинамики и кривой изменения сечения восходящей аорты, снятые в эксперименте на собаке.

На рис. 2 представлена одновременная запись кривых гемодинамики и кривой изменения сечения восходящей аорты, полученные в эксперименте на собаке. Как видно из кривой левожелудочкового давления, произошла экстрасистола, однако, давление, развитое желудочком, было недостаточным для открытия клапана, и выброса в аорту не было. На кривой сечения отчетливо видно отсутствие соответствующего подъема.

В табл. приведены первые клинические результаты, полученные сравнением с методом термодилюции. Как видно, согласование методов достаточно хорошее, наибольшее расхождение не превышает 9%.

Очевидно, что измерение сечения S восходящей аорты, а также его изменение ΔS и давление крови P можно производить непрерывно в те-

чение достаточно протяженного периода времени. Таким образом, при условии автоматизации вычислений по формуле (1), предлагаемый метод отвечает всем требованиям, предъявляемым к мониторным методам. Он не требует применения сложного, прецизионного оборудования и в качестве датчика использует дешевый отечественный катетер ПЭДМ-4.

Таблица

Сердечный выброс, л/мин

Метод термодилуции	6,5	6,8	7,1	7,8	8,8	7,2
Предлагаемый метод	6,9	7,2	7,7	8,0	9,3	7,7
Расхождение, %	6,2	5,8	8,4	2,6	5,7	6,9

В отделении кардиореанимации ВНИЦ АМН СССР в настоящее время ведутся работы по включению описанного метода в систему мониторно-компьютерного наблюдения, что позволит детально исследовать метод и оценить его достоинства и недостатки.

Итак, предложен простой и доступный метод мониторного измерения сердечного выброса катетерным реографическим датчиком, установленным в аорте. В качестве датчика применен отечественный серийно выпускаемый катетер ПЭДМ-4.

Метод демонстрирует достаточно хорошее согласование с методом термодилуции, а лежащая в его основе математическая зависимость допускает простую физическую интерпретацию.

ВНИЦ АМН СССР, Москва

Поступила 25/XII 1983 г.

Ա. Բ. ԱՐՍԵՆԵՎ, ՅՈՒ. Մ. ՄԻԽԱՅԼՈՎ, Մ. Գ. ԼԵՊԻԼԻՆ, Մ. Ի. ՊՈԼԻԿԱՐՊՈՎ

ՄՐՏԱՅԻՆ ՀՐՈՑԻ ՉԱՓՄԱՆ ՄՈՆԻՏՈՐԱՅԻՆ ՆՈՐ ՄԵԹՈԴԸ

Ա մ փ ո փ ո լ մ

Նկարագրված է կաթետերային հոսքազրական տվիչով սրտային հրոցի մոնիտորային չափման հնչյուն մատչելի մեթոդ: Որպես տվիչ օգտագործվում է հայրենական ПЭДМ-4 կաթետերը: Թերմոդիլուցիայի մեթոդի հետ համեմատման ժամանակ հայտնաբերված է մեթոդների լավ համաձայնեցում (տարամիտումը չի գերազանցում 10%):

S. B. Arsenyev, Yu. M. Mikhaylov, M. G. Lepilin, M. I. Polikarpov

New Monitor Method of Measuring of the Cardiac Throw

S u m m a r y

The simple and available method of monitor measuring of the cardiac throw by catheteral rheographic sensor, installed in the aorta is suggested. As a sensor the native catheter PEDM-4 is applied. The comparison of the results obtained by this method with those by the method of thermodilution showed that the divergence was about 10%.

1. Мухарлямов Н. М., Беленков Ю. И. Кардиология, 1, 1974, 82—86.
2. Пушкарь Ю. Т. и соавт. Кардиология, 7, 1977, 85—90.
3. Roston S. Bull., Math., Biophysics, 1959, 21, 1—11.
4. Jan Baan et al. Cardiovascular System dynamics, Plenum Press, 1982, 569—579.

УДК 621.391:616.12.001+615.475.001.5

А. Н. ВЕТКИН, В. В. КИСЛУХИН

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАГНЕТАТЕЛЬНОЙ ФУНКЦИИ СЕРДЦА ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РЕЖИМА АСИНХРОННОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ

Несмотря на то, что за последнее время все большее распространение получают методы биоуправляемой электрической стимуляции сердца (ЭСС), применение асинхронного режима ЭСС в клинической практике оправдано и будет оставаться в арсенале основных лечебных методов при лечении брадиаритмий сердца. Известно, что проведение режима асинхронной ЭСС с частотой 70 мин⁻¹ у большей части больных обеспечивает нормализацию гемодинамических показателей [1, 3]. В то же время, при проведении обследования больных с имплантированными электрокардиостимуляторами (ИЭКС) в условиях диагностирования адекватной ЭСС и нормальной функции ИЭКС привлекали внимание жалобы больных на появление синдрома «выпадения пульса». Было предположено, что появление данного синдрома может быть связано с асинхронизмом сокращения предсердий и желудочков сердца.

Для проверки данного предположения была разработана математическая модель функционирования левого сердца в условиях управления левым желудочком от ИЭКС. Представляло интерес проанализировать состояние нагнетательной функции сердца в функции изменения последовательности сокращения предсердия и желудочка. Результирующим параметром модели является величина сердечного выброса.

При моделировании нагнетательной функции сердца распространение получили модели, описывающие сердце как камеру с переменными упругими свойствами [6]. Основными уравнениями в таких моделях являются соотношения, связывающие объем крови в полостях $V(t)$ и давление крови в них $P_1(t)$ [2, 5]:

$$P_1(t) = K_1(t) \cdot [V_1(t) - U_1] \quad (1),$$

где $K_1(t)$ — жесткость миокарда желудочка; U_1 — остаточный объем желудочка, имеющий ненапряженную характеристику, не вызывающую растяжения его стенок.

Достоинством данных моделей является их иллюстративность и