

Г. З. МИКАЕЛЯН

## К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ВНЕШНЕЙ РАБОТЫ СЕРДЦА

В статье обсуждается вопрос определения внешней работы сердца в современных медицинских исследованиях. Предлагаются аналитический и графоаналитический способы для вычисления этой работы.

1. Эффективность деятельности миокарда как биологического двигателя характеризуется коэффициентом полезного действия, показывающим, какая часть энергии обменных процессов реализуется в виде энергии циркуляции крови. Биохимическая энергия обменных процессов определяется в зависимости от потребления кислорода миокардом. Энергия циркуляции представляется в виде так называемой внешней работы сердца:

$$W_{\text{внеш.}} = A + W_k \quad (1.1)$$

где:  $A$ —работа, совершаемая против систолического давления в аорте;  $W_k$ —кинетическая энергия крови одного ударного объема.

Выражения для работы  $A$  и кинетической энергии  $W_k$  могут быть представлены следующим образом:

$$A = \int_0^{t_c} P_a(t) Q(t) dt, \quad (1.2)$$

$$W_k = \frac{\gamma}{2g} \int_0^{t_c} \frac{[Q(t)]^3}{[S(t)]^2} dt. \quad (1.3)$$

Здесь  $S(t)$ —площадь поперечного сечения аорты вблизи аортального клапана, где определяется давление в аорте  $P_a(t)$  и объемная скорость потока крови  $Q(t)$  в момент времени  $t$ ,  $\gamma$ —удельный вес крови,  $g$ —ускорение силы тяжести,  $[0, t_c]$ —продолжительность систолы левого желудочка.

Приближенное выражение для работы  $A$ , которое широко применяется в кардиодинамике [1, 3, 4], имеет следующий вид:

$$A = P_c \cdot V_{yq}. \quad (1.4)$$

где  $P_c$ —среднее значение систолического давления в аорте,  $V_{yq}$ —ударный объем левого желудочка.

Подставляя значения  $P_c$  и  $V_{yq}$  в (1.4), получаем:

$$A = \frac{1}{t_c} \int_0^{t_c} P_a(t) dt \cdot \int_0^{t_c} Q(t) dt \quad (1.5)$$

Для оценки точности приближенного определения работы  $A$  с помощью (1.4) эмпирические функции  $P_a(t)$  и  $Q(t)$  будем аппроксимировать параболлами и гладко примыкающими к ним прямолинейными отрезками.

Анализ результатов измерений на человеке [2, 6—9] показывает, что функции  $P_a(t)$  и  $Q(t)$  могут быть представлены в виде (рис. 1):

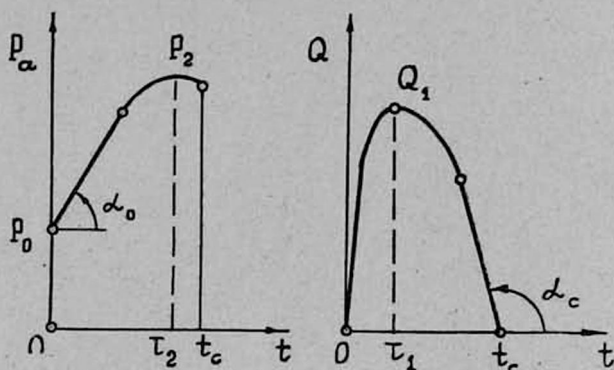


Рис. 1.

$$P_a = P_0 + k_0 t, \quad \text{при } 0 \leq t \leq \tau_2 + \frac{2}{k_0} (P_2 - P_0 - k_0 \tau_2),$$

$$P_a = \frac{k_0^2 (t - \tau_2)^2}{4 (P_2 - P_0 - k_0 \tau_2)} + P_2 \quad \text{при} \\ \tau_2 + \frac{2}{k_0} (P_2 - P_0 - k_0 \tau_2) \leq t \leq t_c, \quad (1.6)$$

$$Q = Q_1 \left[ 1 - \left( 1 - \frac{t}{\tau_1} \right)^2 \right] \quad \text{при } 0 \leq t \leq \tau_1,$$

$$Q = \frac{k_c^2 (t - \tau_1)^2}{4 [Q_1 + k_c (t_c - \tau_1)]} + Q_1 \quad \text{при} \\ \tau_1 \leq t \leq \tau_1 + \frac{2}{k_c} [Q_1 + k_c (t_c - \tau_1)], \quad (1.7)$$

$$Q = k_c (t - t_c) \quad \text{при } \tau_1 + \frac{2}{k_c} [Q_1 + k_c (t_c - \tau_1)] \leq t \leq t_c.$$

Таким образом, законы изменения скорости кровотока и систолического давления в аорте во времени характеризуются с помощью 8 параметров:

$$Q(t) (\tau_1, Q_1, k_c = \operatorname{tg} \alpha_c, t_c),$$

$$P_a(t) (P_0, k_0 = \operatorname{tg} \alpha_0, \tau_2, P_2, t_c).$$

II. Для установления границ применимости приближенной формулы (1.4) рассмотрим некоторые варианты нагружения левого желудочка.

Когда систолическое давление в аорте поддерживается постоянным, а закон изменения скорости кровотока имеет общий вид (1.7), или когда

$$P_a = P_2 + k_0 t, \quad Q = Q_1 \left[ 1 - \left( 1 - \frac{2t}{t_c} \right)^2 \right], \quad 0 \leq t \leq t_c, \quad (2.1)$$

приближенная формула дает точные результаты.

$$\text{При } P_a = k_0 t, \quad Q = k_c (t - t_c), \quad 0 \leq t \leq t_c. \quad (2.2)$$

приближенное значение работы  $A$  отклоняется от точного на  $\pm 50\%$ .

Указанное отклонение может быть сколь угодно велико. Анализ физиологически возможных для человека законов изменения скорости кровотока  $Q(t)$  и соответствующего систолического давления в аорте  $P_a(t)$  показывает, что в нормальных условиях и в тех случаях, когда миокард в основном нагружен давлением в аорте, приближенная формула дает близкие к точному результаты (отклонение до  $10\%$ ). Например, полагая

$$\tau_1 = 0,02 \text{ сек}, \quad Q_1 = 600 \frac{\text{см}^3}{\text{сек}}, \quad k_c = -4166,6 \frac{\text{см}^3}{\text{сек}^2},$$

$$t_c = 0,24 \text{ сек}, \quad P_0 = 70 \text{ мм рт. ст.},$$

$$k_0 = 465,12 \frac{\text{мм рт. ст.}}{\text{сек}}, \quad \tau_2 = 0,206 \text{ сек},$$

$$P_2 = 157,91 \text{ мм рт. ст.},$$

из (1.2), (1.5), с учетом (1.6) и (1.7), получаем  $A_{\text{прибл.}} = 1,09 A_{\text{точн.}}^*$

В случаях, когда миокард нагружен большим ударным объемом и меньшим давлением в аорте, приближенная формула (1.4) может привести к неприемлемым результатам. С этой точки зрения, анализ результатов фундаментальных экспериментальных работ [5, 10], на основе выражений (1.1) — (1.3), представляет большой интерес. Такое исследование может внести необходимую ясность в вопрос о том, какая связь существует между величиной внешней работы сердца и потреблением кислорода миокардом.

III. В клинических лабораториях эмпирические графики зависимостей  $Q(t)$  и  $P_a(t)$  автоматически записываются на миллиметровой бумаге. Для достаточно точного определения работы  $A$  можно восполь-

\* Учитывая специфические особенности рассматриваемого процесса, можно показать, что для работы  $A$  приближенная формула (1.4) дает завышенные значения.



зоваться графо-аналитическим способом А. К. Верещагина. Для иллюстрации рассмотрим пример (2.3) (рис. 2).

Как видно из (2.3), (1.6), (1.7) и рис. 2, принятая аппроксимация функций  $P_a(t)$  и  $Q(t)$  такова, что допускает следующее преобразование:

$$A = \int_0^{t_c} P_a(t) Q(t) dt = \sum_{i=1}^m S_i \delta_i, \quad (3.1)$$

где  $S_i$  — площадь  $i$ -ой фигуры на графике одной из функций  $P_a(t)$ ,  $Q(t)$  с центром тяжести в точке  $C_i$ ,  $\delta_i$  — значение другой функции соответствующее абсциссе центра тяжести  $C_i$ .

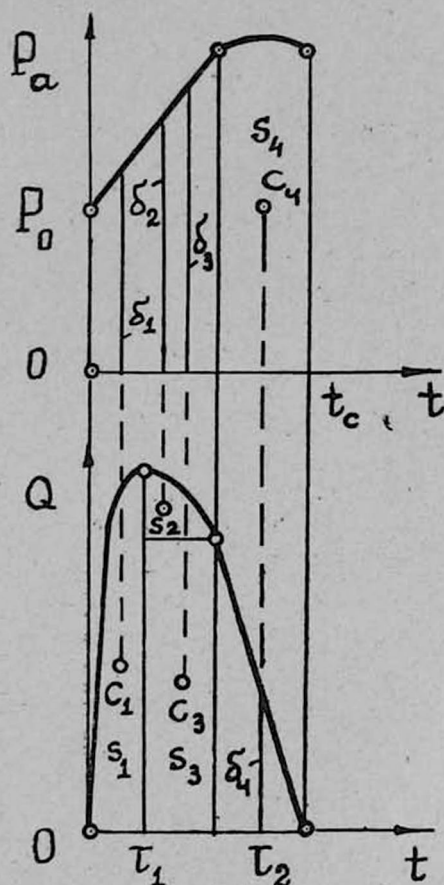


Рис. 2.

Очевидно, что значения всех величин, входящих в выражения (3.1) и (1.4), легко могут быть определены графическим путем.

В заключение отметим возможность и целесообразность вычисления внешней работы сердца с помощью ЭВМ, входящей в систему ав-

томатической диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы. Настоящая работа может быть использована в этом направлении.

Ереванский политехнический институт им. К. Маркса

Поступило 20/XII 1974 г.

Հ. Զ. ՄԻԿԱԵԼՅԱՆ

ՍՐՏԻ ԱՐՏԱՔԻՆ ԱՇԽԱՏԱՆՔԻ ՈՐՈՇՄԱՆ ՄԱՍԻՆ

Ա մ փ ո փ ո լ մ

Առաջարկվում են արտի արտաքին աշխատանքի հաշվման վերլուծական և գրաֆավերլուծական եղանակներ:

H. Z. MIKAELIAN

TO DETERMINATION OF EXTERNAL CARDIAC OUTPUT

С у м м а г у

Analytic and graphoanalytic methods are suggested for count of external cardiac output in medical investigations.

#### Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Волинский Ю. Д. Изменения внутрисердечной гемодинамики при заболеваниях сердца. Медицина, Л., 1969.
2. Волинский Ю. Д., Мацеевский Д. Д., Кейлин Б. Б. В сб.: «Физиология сердечного выброса», «Наукова думка», Киев, 1970, 194—198.
3. Докукин А. В. Гемодинамические основы синхронизированного вспомогательного кровообращения. Медицина, М., 1972.
4. Меерсон Ф. З. Гиперфункция, гипертрофия, недостаточность сердца. Медицина, М., 1968.
5. Braunwald E., Sarnoff S. J., Case R. B., Stainsby W. N. and Welch G. H., Jr. Amer. J. Physiol., 1958, 192, 157.
6. Hamilton W. F., Dow P. Amer. J. Physiol., 1939, 125, 1, 48—59.
7. Luchstinger P. C., Snell R. E., Patel D. J., Fry D. L. Circulat. Res., 1964, 15, 6, 503—510.
8. McDonald D. A. Blood flow in arteries: Baltimore, Williams and Wilkins, 1960.
9. Patel D. J., Greenfield J. C. Tr., Austen W. G., Morrow A. G., Fry D. L. J. Appl. Physiol., 1965, 20, 3, 459—463.
10. Sarnoff S. J., Braunwald W., Welch G. H., Tr., Case R. B., Stainsby W. N. and Macruz R. Amer. J. Physiol., 1958, 192, 148.