

В. А. ЛИЩУК, В. Л. СТОЛЯР, Д. Г. САДОЯН, В. Ф. ПОДГОРНЫЙ

ПРИМЕНЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ
 В ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ

Математическое моделирование получает все большее распространение как в физиологических экспериментах, так и в клинике [1—3, 10]. Особо актуально применение математических моделей в лечебной практике для обеспечения индивидуально наилучшей для каждого больного терапии [2, 4, 6]. В предлагаемой работе используется предельно простая математическая модель сердечно-сосудистой системы, хотя разработанный метод и клиническая методика пригодны для любой патофизиологически обоснованной модели кровообращения в сосредоточенных параметрах.

Описание модели. Сердечно-сосудистая система больного с частично заблокированной центрально-рефлекторной регуляцией представлена моделью в сосредоточенных параметрах, состоящей из 2 резервуаров—артериального и венозного [5]. Выбирая в качестве элементов вектора состояния системы кровообращения средние величины давлений в артериальном $P_1(t)$ и венозном $P_2(t)$ резервуарах, можем записать:

$$\dot{P}(t) = ERP(t) + EQ(t), \quad (1)$$

где $P(t)$ —вектор состояний (давлений), $Q(t)$ —вектор воздействий (тестовых и лечебных), R и E —матрицы 2×2 свойств резервуаров (соответственно проводимостей и эластичностей) $R = [r_{ij}]$, $E = \text{diag} [c_i^{-1}]$. Для установившихся режимов необходимо учесть уравнение баланса:

$$\sum_{i=1}^n c_i P_i(t) = V_n(0) + \sum_{i=1}^n \int_0^t Q_i(\tau) d\tau, \quad (2)$$

где $V_n(0)$ —полный напряженный (растягивающий) объем системы кровообращения до приложения воздействий.

В качестве тестовых воздействий использовали крововосполнения (либо кровопотери) в объеме 30—40 мл с объемной скоростью $Q_i = 5$ мл/с, проводимые по клиническим показаниям [9].

Преобразуя (1)—(2), можем записать уравнение, описывающее реакцию артериального давления P_1 на крововосполнение в артериальный резервуар:

$$\Delta \dot{P}_1(t) = -k_1 \Delta P_1(t) + k_2 \dot{v}_g(t) + k_3 v_g(t), \quad (3)$$

где $\Delta P_1(t) = P_1(t) - P_1(t_0)$, t_0 —момент начала воздействия, $k_2 = c_1^{-1}$,

$$k_1 = C_1^{-1}R^{-1} + C_2^{-1}(R^{-1} + \beta^{-1}), \quad k_3 = C_1^{-1}C_2^{-1}(R^{-1} + \beta^{-1}), \quad v_g(t) = \int_{t_0}^t Q_1(\tau) dt,$$

C_1 и C_2 —эластичности соответственно артериального и венозного резервуаров, R —общее периферическое сопротивление, β —оценка слабости сердца.

Метод идентификации. Определение параметров модели проводится в 2 этапа. На I определяются коэффициенты уравнения (3) K_i —комплексы параметров модели (R, C_1, C_2, β), а на II рассчитываются собственно физиологически содержательные параметры по K_i и $\gamma = P_1(t_0)/P_2(t_0)$ как решение системы нелинейных алгебраических уравнений. K_i ($i=1, 2, 3$) определяются по контролю $P_1(t)$ и $Q_1(t)$ на $[0, T]$ методом идентификации с использованием функций чувствительности второго рода и модифицированного фильтра Калмана [7].

Таблица 1

	П а р а м е т р ы м о д е л и				
	β	R	C_1	C_2	$V_n(t_0)$
	мм рт. ст. с мл	мм рт. ст. с мл	мл мм рт. ст. с	мл мм рт. ст. с	мл
Модель	0,106	1,00	0,50	100	1385
Объект	0,096	1,01	0,51	101	1365

Пусть λ —вектор отклонения истинных значений коэффициентов k_i от их априорных оценок a_i : $\lambda = [\Delta k_i]$, где $\Delta k_i = k_i - a_i$. Оценка вектора λ на $k+1$ шаге фильтра Калмана может быть найдена из выражений: $\hat{\lambda}(k+1) = \hat{\lambda}(k) + w(k+1)[Z(k+1) - H(k+1)\hat{\lambda}(k)]$ с начальным условием $\hat{\lambda}(0) = M\{\lambda\} = 0$. Вектор $w(k+1)$ определяется из соотношений: $w(k+1) = S(k)H^T(k+1)[R(k+1) + H(k+1)S(k)H^T(k+1)]^{-1}$, $S(k+1) = [I - w(k+1)H(k+1)]S(k)[I - w(k+1)H(k+1)]^T + w(k+1)R(k+1)w^T(k+1)$. Начальное условие для матрицы ковариаций $S(0) = P_0$, $H(k) = [N_0(k), M_0(k), M_1(k)]$, где $H(k)$ —вектор функций чувствительности второго рода, определяемых из выражений: $\dot{N}_0(t) = -\Delta P_1(t) - a_1 N_0(t)$; $\dot{M}_0(t) = -a_1 M_0(t) + v_g(t)$; $\dot{M}_1(t) = -a_1 M_0(t) + \dot{v}_g(t)$.

Оценка коэффициентов K_i на N -ом шаге фильтра Калмана находится по формуле: $k_i(N) = a_i + \Delta k_i(N)$. После определения k_i параметры модели определяются следующими формулами: $R = k_2^2(k_1 k_2 - k_3)^{-1}$, $C_1 = k_2^{-1}$, $C_2 = k_1 P_1(t_0) R^{-1} k_3^{-1} P_2^{-1}(t_0)$, $\beta = P_2(t_0) R^{-1} (P_1(t_0) - P_2(t_0))^{-1}$, $V_n(t_0) = P_1(t_0) k_1 k_3$.

Аналогичные решения получены при других вариантах контроля и воздействий для моделей центрального кровообращения, с различной степенью детальности и объемом отображаемых физиологических и патофизиологических процессов.

Игровой пример. В качестве объекта исследования была использована трехрезервуарная модель сердечно-сосудистой системы [8]. Воз-

действие—восполнение 40 и более миллилитров крови в артериальный резервуар со скоростью 10 мл/сек. Возмущение задавалось округлением контролируемых данных: среднего артериального давления $P_1(t)$, исходного значения венозного давления $P_2(t_0)$ и воздействия $Q_1(t)$. Четырехсекундный интервал измерений был, как правило, достаточным (табл. 1) для получения удовлетворительных результатов.

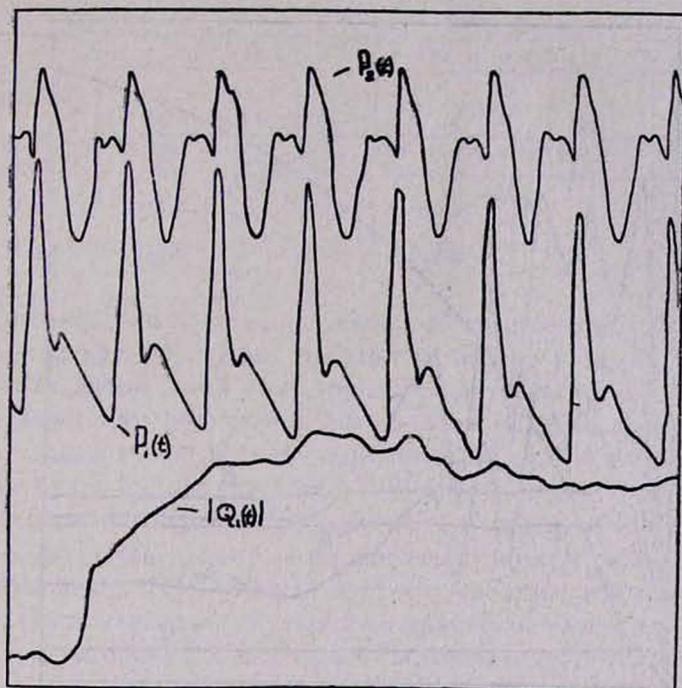


Рис. 1. Общий вид контролируемых показателей кровообращения: P_1 — артериальное давление; P_2 —венозное давление; $Q_1(t)$ —воздействие (объемная скорость забора крови).

Клиническая методика была разработана для анализа состояния больных в палатах реанимации и интенсивной терапии, операционных, кабинетах функциональной диагностики и физиологических лабораториях. Она применима к больным, находящимся под наркозом, при гипотермии, искусственном кровообращении и дыхании, и в других случаях, когда подавлена центрально-нервно-рефлекторная регуляция вегетативных процессов. Для выполнения идентификации в условиях клиники должен быть обеспечен непрерывный контроль среднего артериального и периодически венозного давления, а также контроль скорости кровопотери (при заборах крови) и крововосполнения (из капельницы). Кровопотеря, как и крововосполнение, должны контролироваться синхронно с измеряемыми давлениями и вместе с ними автоматически передаваться в память ЦВМ для обработки [2, 3] по ранее описанному алгоритму. Общий вид записи контролируемых показателей на графопостроителе приведен на рис. 1.

Дежурный врач, проводя тестовое (или лечебное) восполнение (как и кровопотерю), должен предварительно включить программу идентификации и по возможности обеспечить отсутствие в течение контроля (до 15 сек.) посторонних воздействий (манипуляций сестры, работы с дренажом и т. п.). Результаты идентификации выводятся на дисплей, графопостроитель (рис. 2) или телетайп в течение 20—30 сек.

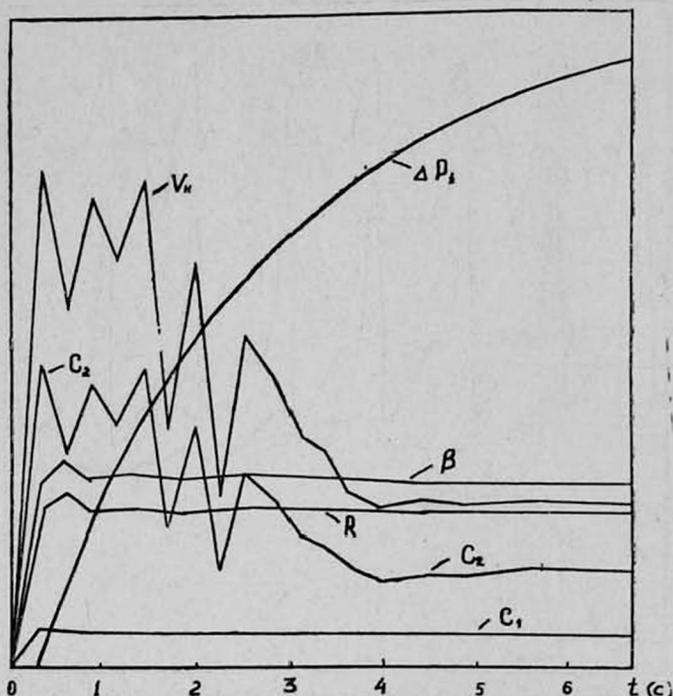


Рис. 2. Результаты идентификации (оценки параметров, выведенные на графопостроителе): β —оценка слабости сердца; R —общее периферическое сопротивление; C_1 и C_2 —эластичности артериального и венозного резервуаров; V_H —напряженный (растягивающий) объем системы кровообращения.

Оценка состояния сердечно-сосудистой системы больных. В нашем институте разработаны и отлажены технические средства, а также математическое обеспечение, необходимые для использования динамической идентификации в лечебном процессе. Выполнены опытные исследования состояния сердечно-сосудистой системы больных в послеоперационном периоде, в которых отработывалась методика и на основании которых проведена оценка возможностей метода.

В качестве примера рассмотрим результаты оценки состояния больного Р., которому была выполнена операция аутовенозного аорто-коронарного шунтирования правой межжелудочковой ветви коронарной артерии и резекция постинфарктной аневризмы левого желудочка в условиях гипотермического (27°C) искусственного кровообращения (77 мин.). Течение послеоперационного периода типично [11]. Гемодинамика характеризуется небольшой гиперфункцией: сердечный индекс $4,26$ л/мин м^2 ,

пульс 81 уд/мин, среднее артериальное давление 72 (100/58) мм рт. ст., центральное венозное давление 10 мм рт. ст. Значительные переливания крови, проводимые по клиническим показаниям (кровопотеря за время операции 1000 мл, диурез в течение первой ночи 3500 мл, перелито крови 1250 мл, жидкости 4200 мл; гемогидробаланс по данным радиоизотопного исследования к 9 час. утра—1350) позволили использовать метод динамической идентификации для оценки состояния больного. В табл. 2 приведены вычисленные с интервалом в 40 мин. оценки параметров центрального кровообращения больного Р.

Воздействие	П а р а м е т р ы м о д е л и				
	β	R	C ₁	C ₂	V _n (t ₀)
	мм рт. ст. с мл	мм рт. ст. с мл	мл мм рт. ст. с	мл мм рт. ст. с	мл
—30 мл	0,325	2,16	0,369	17	194
—30 мл	0,340	2,28	0,218	37	388

Обсуждение. Во всех выполненных нами исследованиях разработанный метод идентификации работал устойчиво и эффективно. Пока не накопится достаточный опыт трудно оценить адекватность и выполнить интерпретацию полученных результатов. Однако, очевидно, что с усилением адекватности используемых моделей содержательность идентификации будет быстро возрастать. В нашем институте для оценки и анализа состояния сердечно-сосудистой системы наиболее тяжелых больных широко используют математические модели различного объема и длительности [1]. Естественно, что на этапе внедрения метода использовались наиболее простые 2-резервуарные модели, хотя нами разработаны алгоритмы и для более сложных моделей системы кровообращения.

Вместе с тем, из полученных нами результатов следует, что динамическая идентификация уже сегодня позволяет по меньшему (но специально организованному) контролю получить существенно более полную чем обычно, систему оценок центрального кровообращения. В ближайшем будущем метод идентификации окажет значительное (мы даже думаем, что решающее) влияние на развитие наших представлений о свойствах и функциях сердечно-сосудистой системы.

Ин-т сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева

АМН СССР, г. Москва

Поступило 18/III 1977 г.

Վ. Ա. ԼԵՇԳՈՒԿ, Վ. Լ. ՍՈՂՅԱՐ, Դ. Գ. ՍԱԿՈՅԱՆ, Վ. Յ. ՊՈԴԿՈՐԻՒ

ԴԻՆԱՄԻԿ ԻԴԵՆՏԻՖԻԿԱՑԻԱՅԻ ԿԻՐԱՌՈՒՄԸ
ԻՆՏԵՆՍԻՎ ԲՈՒԺՄԱՆ ԺԱՄԱՆԱԿ

Ա մ փ ն փ ն լ մ

Առաջարկվում է սիրտանոթային համակարգի մաթեմատիկական պարզ մոդել, որը հնարավորություն է տալիս ստանալ կենտրոնական արյան շրջանառության զնահատման ավելի լրիվ համակարգ:

V. A. LISCHUK, V. L. STOLYAR, D. G. SADOYAN, V. F. PODGORNY
THE USE OF DYNAMIC IDENTIFICATION IN INTENSIVE
THERAPY

С у м м а г у

A simple mathematical model of cardiovascular system is suggested, to obtain a more complete system of values of central circulation.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Бураковский В. И. В сб.: «Некоторые итоги и перспективы развития хирургии сердца и сосудов». М., 1976.
2. Бураковский В. И., Лищук В. А., Подгорный В. Ф., Соколов М. В. Вестник АМН СССР, 1974.
3. Бураковский В. И., Лищук В. А., Соколов М. В. Вестник АМН СССР, 1976, 10.
4. Лищук В. А., Столяр В. Л., Мироненко В. И., Шидловский В. А. В сб.: «Математическая теория биологических процессов». Калининград, 1976.
5. Лищук В. А. Общие свойства сердечно-сосудистой системы. Препринт, Киев, 1971.
6. Лищук В. А., Стороженко И. Н., Подгорный В. Ф. Грудная хирургия, 1976, 5.
7. Поллак Я. А. В сб.: «Стохастические системы управления». Челябинск, 1976.
8. Шидловский В. А., Лищук В. А., Везюмцев Д. В. Кровообращение, 1976, 9, 5.
9. Sheppard L. C., Kirklin G. W. Cardiac surgical intensive care computer system. „Fed. Proceed.“, 1974, 33, 12.
10. Sagawa K. In. „Advances in Biomed. Eng.“, 3, 1976, London.
11. Khopp T. J., Dobbs W. A., Greenleaf J. F., Basingthorpe J. B. Ann. Biomed. Eng., 1976, 1, 44—59.