

Г. М. ЯКОВЛЕВ, Н. Л. ЧЕРНЫХ, Е. А. ПЕТРАКОВСКАЯ

**К ВОПРОСУ О РЕГИСТРАЦИИ ИЗМЕНЕНИЯ КОЛИЧЕСТВА КРОВИ
И ВОЗМОЖНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОБЩЕГО ОБЪЕМА КРОВИ
В ОРГАНИЗМЕ ПУТЕМ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО
СОПРОТИВЛЕНИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА**

(Представлено академиком Е. М. Крепом 26 I 1971)

Применение высокочастотного электрического тока для регистрации пульсового наполнения артерий хорошо известно. Логично использовать тот же подход для определения кровопотери (ΔV). Эквивалентная электрическая схема, исходя из которой строится математический аппарат исследования, предполагает измеряемый объект в виде двух параллельно включенных сопротивлений (¹, ²). Одним из сопротивлений является кровь, его величина меняется относительно постоянного сопротивления структур, тканей. При таком подходе к расчету величины ΔV задача сводится к измерению общего сопротивления участка тканей или организма в целом до и после изменения объема крови. При этом необходимо выполнение некоторых предпосылок: а) переходное сопротивление между электродами и тканями несравнимо меньше общего сопротивления измеряемого объекта; б) удельное электрическое сопротивление крови и тканей не меняется в процессе исследования; в) вся масса циркулирующей крови является проводником тока. При соблюдении этих условий можно рассчитывать на удовлетворительное решение поставленной задачи.

В работе (¹) по определению ΔV и объема циркулирующей крови сделана попытка экспериментальной проверки метода на животных; к сожалению, в математическом аппарате исследования допущено несколько ошибок.

Рассматривая электрическое сопротивление тканей в виде двух электрических проводников, авторы приводят некорректное уравнение прироста сопротивления ($z + \Delta z$) в связи с меняющимся объемом крови (ΔV):

$$z + \Delta z = \rho_0 \rho_k l^2 / ((V_k - \Delta V)(\rho_0 - \rho_k) + V_0 \rho_k), \quad (1)$$

где z — электрическое сопротивление тела, Δz — изменение сопротивления в связи с изменением ΔV , ρ_0 — удельное электрическое сопротивление тканей организма без крови, ρ_k — удельное электрическое сопротивление крови, l — длина проводника тока, V_k — объем массы циркулирующей крови, V_0 — объем измеряемого объекта.

Выражая электрическое сопротивление изменяющегося объема крови (z_{k_1}) в виде

$$z_{k_1} = \rho_k l^2 / (V_k - \Delta V)$$

и сопротивление тканей без крови (z_0) как

$$z_0 = \rho_0 l^2 / (V_0 - V_k),$$

получим

$$z + \Delta z = \rho_0 \rho_k l^2 / (\rho_0 (V_k - \Delta V) + \rho_k (V_0 - V_k)). \quad (2)$$

Допуская ошибку в уравнении (1), авторы приходят к выражению:

$$\rho_k = \frac{(z + \Delta z) z V_0 \Delta V}{l^2 [\Delta z V_0 + (z + \Delta z) \Delta V - \Delta z V_k]}, \quad (3)$$

из которого может следовать вывод, что возможно определение объема всей массы циркулирующей крови в организме (V_k).

Однако, внося поправку в уравнение (1), необходимо записать

$$\rho_k = z(z + \Delta z) \Delta V / l^2 \Delta z. \quad (4)$$

Следовательно, при данном подходе возможен расчет ΔV , но исключается нахождение V_k .

Проведя экспериментальную проверку, авторы переоценивают корреляционную связь между расчетной и фактической величинами ρ_k , полагая, что высокое значение коэффициента корреляции ($r > 0,8$) подтверждает исходные предпосылки и математическое решение. Однако коэффициент корреляции, как известно, доказывает лишь параллелизм изменений, но не тождество, что было необходимо подтвердить.

Не ограничиваясь высказанными замечаниями, мы провели на основании формулы (4) экспериментальную проверку определения величины кровопотери.

При изменении объема крови в эластических резиновых трубках нами было получено хорошее совпадение расчетных и фактических величин. Расхождение результатов определялось точностью измерений. Это давало основание перейти к расчету ΔV у человека.

В первой серии проведено 8 измерений ΔV на предплечье при заборе крови из венозного русла. Для замера электрического импеданса тканей использовались два прибора: один с рабочей частотой 5 кгц, другой 30 кгц. Измерение электрического сопротивления тканей осуществлялось с помощью кольцевых электродов, один из которых крепился на кисти, другой — под пневматической манжеткой на плече. Кожа под электродами обрабатывалась и смачивалась электропроводящим раствором. В манжетку подавался воздух под давлением, значительно превышающим систолическое.

Таблица 1

Расчет кровопотери по изменению электрического сопротивления тканей

Фамилия исследуемого; область исследования	ρ_k , ом·см	H , кгц	l , см	z , ом	Δz , ом	ΔV , см ³
Я-в						
левое предплечье	150,1	5	42	445,8	-6,3	8,34
левое предплечье	148,8	30	42	249,1	-1,9	8,0
правое предплечье	159,1	5	30	248,7	-5,0	10,8
правое предплечье	148,8	30	30	147,9	-1,9	11,5
С-в						
левое предплечье	148,0	5	45	392,0	-6,0	11,5
левое предплечье	147,4	30	45	253,4	-2,2	10,1
правое предплечье	148	5	41	342,4	-4,1	8,6
правое предплечье	147,4	30	41	222,7	-1,7	8,5

Таблица 2

Сопоставление расчетного и фактического прироста объема крови в голени

Фамилия исследуемого; область исследования	ρ_k , ом·см	H , кгц	l , см	z , ом	Δz , ом	ΔV , см ³	$\Delta V_{\text{расчетн.}}$ см ³
Д-в							
левая голень	160,0	30	37	168,2	+6,7	95,0	54
левая голень	161,2	5	37	335,0	+21,0	92,0	43,8
Б-й							
левая голень	162,0	30	39	130,8	+1,5	50,0	21,7
левая голень	164,5	5	39	310,0	+10,5	48,0	26,8
\bar{X}	—	—	—	—	—	71,25	36,4

ское давление крови в артериях. Таким образом, участок конечности между электродами оказался в гемодинамическом отношении строго стабилизированным. Из локтевой вены забиралась кровь в количестве 20 мл. Удельное электрическое сопротивление крови определялось в термостабильных условиях теми же приборами.

Средняя величина ΔV при расчете по формуле (4) составляла 9,66 см³ крови, т. е. более чем в два раза меньше фактической кровопотери (табл. 1).

Во второй группе исследований измерение z проводилось на голени. Для этого конечность приподнималась на высоту 50 см, что уменьшало объем крови в исследуемом участке. На бедро накладывался жгут. Конечность опускалась в сосуд с водой, проводилось измерение объема голени и электрического импеданса. Затем жгут распускался. Это увеличивало объем конечности и изменяло сопротивление за счет дополнительного притока крови. Прирост объема конечности измерялся количеством вытесненной жидкости.

В табл. 2 приведены результаты этой серии измерений. Вновь расчетная величина ΔV примерно в два раза ниже фактической. Не проводя анализа расхождений, так как это требует особого исследования, необходимо отметить совпадение направленности z с уменьшением или приростом крови в конечностях.

Результаты определения ΔV позволяли надеяться на успешное применение метода при исследовании кровопотери в целом организме человека. С этой целью z (на частоте 5 кгц) регистрировалось у доноров в момент забора крови. Электроды закреплялись на стопах и кистях, как показано на рис. 1.

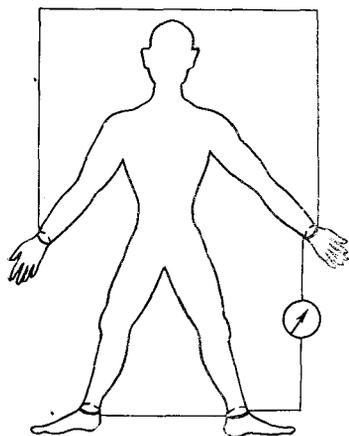


Рис. 1

Всего обследовано 79 человек. У каждого донора из локтевой вены забиралось 450 мл крови, что составляет примерно 10% всей массы циркулирующей крови. Точность проводимых замеров z нашими приборами составляла не менее 1%, что обеспечивало надежную регистрацию Δz .

Оказалось, однако, что электрическое сопротивление тела человека не является стабильной величиной в условиях обычной жизнедеятельности и меняется при незначительных физических нагрузках иногда в пределах 10% от исходного. При спокойном горизонтальном положении обследуемых z в течение 30 мин. иногда снижалось на 20—30 см. Наложение жгута, введение иглы и слабые движения кистью вновь несколько повышали сопротивление.

У 76 человек z в момент забора крови не повышалось, как это следовало ожидать исходя из теоретических предпосылок и предыдущих экспериментов, а падало ($z = 394,0$, $\Delta z = +16,0$). У трех обследуемых в момент забора крови z или несколько повышалось, или оставалось без изменений.

Следовательно, сколько-нибудь удовлетворительно определить кровопотерю в целом организме с помощью измерения электрического импеданса тела пока не удалось. Для определения общего объема крови подобным методом не существует теоретических предпосылок.

Томский медицинский институт

Поступило
30 XI 1970

ЦИТИРОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

- ¹ О. А. Ковалев, А. Д. Долгушина и др., ДАН, 184, № 1, 246 (1969).
- ² J. Nyboer, Electrical Impedance Plethysmography, Oxford, 1959.