

ence of acute changes in preload, and isovolumic indices of myo- N 2, p. 293—301.

ft verschiedener Kontraktilitäts 1, p. 58—73.

ad measured as diastolic mural Biol. and Med., 1975, 148, N 1,

t.—Ann. Rev. Physiol., 1972, 34,

ng's low of the heart studied by urses in the dog.—Circulation,

performance of the heart.—Amer.

indexes.—Fed. Proc., 1971, 30,

Vascular and cardiac contractile occlusion.—Amer. Heart J., 1976,

ion relationship as an index of 597—610.

halian heart muscle.—Amer. J.

e ultrastructural basis of cardiac 517—525.

e M. I. M. Problems of the use , 1973, 7, p. 834—848.

antification of myocardial con- 47, N 1, p. 96—112.

mic determinants of the maximal ysiol., 1963, 205, p. 30—36.

ct of sudden changes of aortic pl., 1969, 216, N 1, p. 185—190.

puter.—J. Appl. Physiol., 1968,

Поступила в редакцию 29.VI 1978 г.

МЕТОДИКА

М. И. Гуревич, Л. Д. Фесенко, М. М. Филиппов

О НАДЕЖНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА МЕТОДОМ ТЕТРАПОЛЯРНОЙ ГРУДНОЙ ИМПЕДАНСНОЙ РЕОГРАФИИ

Среди важнейших параметров гемодинамики определениям сердечного выброса (СВ) в условиях клиники в последнее время уделяется все больше внимания. Существующие методы, позволяющие определить величину сердечного выброса (прямой метод Фика, газоаналитические и индикаторные методы, основанные на принципе Фика) столь трудоемки и громоздки, а некоторые и недостаточно точны, что применение их для контроля состояния здоровья и эффекта лечения в кардиологическом отделении представляется затруднительным. Не говоря уже о том, что методы, требующие катеризации сосудов, частого забора крови или повторного неоднократного введения в организм красок или радиоактивных веществ, неприменимы при обследованиях людей. Кроме того, поскольку индикаторные методы сложны и травматичны и обычно вызывают у пациента отрицательные эмоции, сама процедура измерения приводит к изменению частоты сердечных сокращений и величины ударного объема крови.

В связи с этим понятен интерес клиницистов к методам атравматичным, оказывающим малое эмоциональное воздействие на больного, дающим возможность многократного повторения измерений. Методом, отвечающим этим требованиям, является реография, в основе которой лежит регистрация пульсовых колебаний электропроводности тканей организма при пропускании через них переменного электрического тока высокой частоты и малой силы.

Теоретическое обоснование метода дано давно [3, 9, 18]. В настоящее время существует несколько модификаций реографического метода.

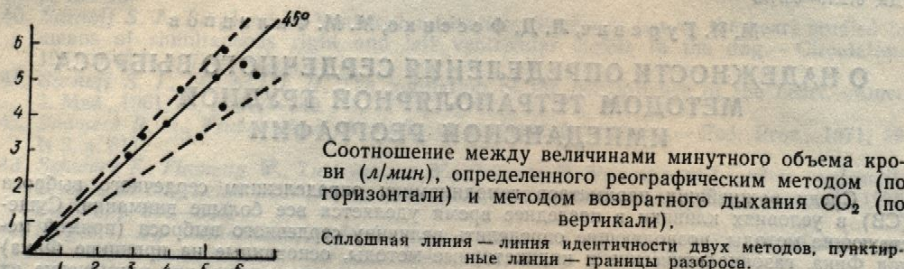
Различают двухэлектродную и четырехэлектродную методики реографии. При использовании двухэлектродной методики наблюдается неравномерное распределение силовых линий высокочастотного поля в связи с тем, что в этой схеме токовые электроды совмещены с измерительными. Поэтому могут несколько искажаться величины комплексного электрического сопротивления, что существенно отражается на расчете величины сердечного выброса [5].

Тетраполярная методика обеспечивает раздельное включение токовой и измерительной цепей, а также расположение измерительных электродов в области более равномерного распределения линий высокочастотного электрического поля. Эта методика существенно снижает влияние изменений контактного сопротивления [11]. Существенным преимуществом является применение потенциометрической схемы, что исключает необходимость постоянной балансировки прибора, также являющейся источником возможных ошибок при количественной оценке сердечного выброса. Таким образом, из всех модификаций реографического метода определения сердечного выброса в настоящее время наиболее надежным, по-видимому, является метод четырехэлектродной грудной импедансной реографии, разработанный Кубичеком [14, 15]. В качестве регистрирующего прибора нами был использован реоплетизмограф РПГ2-02, запись проводили на электрокардиографе ЭЛКАР-4. Испытуемыми были 10 здоровых мужчин в возрасте 26—38 лет. Определение сердечного выброса проводили в положении лежа в расслабленном состоянии, после 10—15 мин отдыха, спустя 2—3 ч после приема пищи. Четыре ленточных электрода укрепляли в следующем порядке: два вокруг шеи с расстоянием между ними 2 см, третий вокруг груди на уровне мечевидного отростка грудины, четвертый на 3—4 см ниже. Использовался зондирующий высокочастотный ток (40 кГц) малой силы (2 мА).

Параллельно с реограммой записывали ее первую производную — дифференциальную реограмму, электрокардиограмму во II стандартном отведении и фонокардиограмму. Расчет сердечного выброса проводили по формуле, предложенной Кубичеком [14, 15]: $V = \rho \cdot \frac{I^2}{Z_0^2} \times \lambda_{\text{диф}} \cdot T_{\text{изг}}$, где V — ударный объем крови в мл, ρ — удельное сопротивление крови в

Ом·см, l — расстояние между электродами 2 и 3 см, Z_0 — импеданс по шкале прибора в Ом, $A_{\text{диф}}$ — амплитуда дифференциальной реограммы в Ом/с, $T_{\text{изгн}}$ — период изгнания в секундах.

Для сравнения величин сердечного выброса, полученных реографическим методом в модификации Кубичека, с другими методами определения СВ, мы остановились на выборе получившего в последнее время широкое распространение метода измерения минутного объема кровообращения с помощью возвратного дыхания CO_2 [1, 2, 6, 7, 10, 12]. Многочисленные данные литературы свидетельствуют о том, что метод возвратного дыхания CO_2 является достаточно точным [2, 10, 13, 16, 17, 21] для



определения минутного объема крови у человека. При сравнении прямого метода Фика и метода возвратного дыхания CO_2 в покое [17] была обнаружена высокая корреляция ($r=0,94$).

Минутный объем кровообращения методом возвратного дыхания CO_2 рассчитывали по формуле: $Q = \frac{\bar{v}_{\text{CO}_2}}{C(\bar{v} - a) \text{CO}_2}$, где Q — минутный объем кровообращения в л/мин, $\bar{v}_{\text{CO}_2}$ — количество выделенного CO_2 в мл/мин (STPD), $C_{\bar{v}\text{CO}_2}$ и $C_{a\text{CO}_2}$ — содержание CO_2 в смешанной венозной и артериальной крови.

Объем выдыхаемого воздуха измеряли на газовом счетчике ГСБ-400. Содержание CO_2 определяли на быстродействующем анализаторе ГУМ-2. Концентрация CO_2 в мешке для возвратного дыхания составляла от 4 до 5 об% в смеси кислорода (50—60 об%) с азотом (остальное). Содержание CO_2 в артериальной крови рассчитывали через парциальное давление CO_2 в альвеолярном воздухе по [20]. Содержание CO_2 в смешанной венозной крови определяли по [7] с применением графического анализа [12].

Сопоставление величин СВ, полученных методом тетраполярной грудной импедансной реографии и методом возвратного дыхания CO_2

Методы	Показатели	$M \pm m$	$r \pm m_r$	p_r
Тетраполярная реография	МОК	$4,70 \pm 0,37$	$0,79 \pm 0,23$	$< 0,001$
	УОК	$71,76 \pm 6,73$		
Возвратное дыхание CO_2	МОК	$4,48 \pm 0,32$	$0,79 \pm 0,23$	$< 0,001$
	УОК	$65,46 \pm 5,05$		

Проведенные исследования выявили высокую степень корреляции между двумя методами ($r=0,79$). Несмотря на то, что по средним показателям несколько более высокие величины минутного и ударного объемов кровообращения были получены реографическим методом (табл. 1), различия между двумя методами были незначительны ($p>0,5$). Ошибка величин минутного объема кровообращения, полученного реографически, по сравнению с методом возвратного дыхания CO_2 , в наших исследованиях находилась в пределах максимум 14% (рис. 1). Величины, полученные двумя методами, составляли $\pm 11\%$ линии идентичности.

Таким образом, анализ представленного материала свидетельствует о том, что метод тетраполярной грудной импедансной реографии, имея преимущества по сравнению с двухэлектродной реографией, может быть успешно применен при измерении величин сердечного выброса у людей.

1. Карпман В. Л., Карал Теор. и практ. ФК, 194
2. Карпман В. Л., Мер кровотока у спортсме 1974, № 6, с. 69—71.
3. Кедров А. А. О ново сосудов в различных 19, № 1, с. 71—80.
4. Кедров А. А. Электро ния. Дисс. докт., Л., 19
5. Пушкарь Ю. Т. и д грудной реографии и с. 85—90.
6. Мищенко В. С., Моно физическому навантаже № 2, с. 238—248.
7. Defary J. G. Determin athing.— J. Appl. Physi
8. Demange J., Pernod J. hysmographique de m aerospatiales.— Rev. m
9. Holzer W., Polzer K., schung und Kreislaufdi
10. Jernerus R., Lundin G. with a CO_2 rebreathing
11. Kantrowitz P., Kingsl put.— Med. Res. Eng., 1
12. Klausen K. Compariso put.— J. Appl. Physiol.,
13. Knowlton R. G., Adam noninvasive method to p. 241—248.
14. Kubicek W. G., Karne cardiac output system.—
15. Kubicek W. G., Patters invasive method of mon vascular system.— In: A cal Impedance, New York
16. Mitchell R. R. Noninvas parameters.— Proc. 28th vol. 17, Chevy Chase, Mo
17. Muicsan G. et al. Comp determining cardiac outp
18. Nyboer I. Electrical impe 340 p.
19. Nyboer I. Electrical Impre
20. Rahn H., Fenn W. O. A diagram.— Am. Physiol. S
21. Zeidifard E. An evaluati cardiac output.— J. Physi

Отдел физиологии кро
Института физиологии им. А
АН УССР, Ки

импеданс по шкале прибора в м/с, $T_{изгн.}$ — период изгнания

ных реографическим методом ния СВ, мы остановились на устранение метода измерения ного дыхания CO_2 [1, 2, 6, 7] о том, что метод [2, 10, 13, 16, 17, 21] для

нами минутного объема кро- реографическим методом (по озвратного дыхания CO_2 (по икали).

тичности двух методов, пунктир- ности разброса.

внении прямого метода Фика

аружена высокая корреляция

дыхания CO_2 рассчитывали по

вообращения в л/мин. $\bar{V}_{CO_2}$ —

— содержание CO_2 в смешан-

етчике ГСБ-400. Содержание УМ-2. Концентрация CO_2 в 5% в смеси кислорода (50— иальной крови рассчитывали духе по [20]. Содержание именением графического ана-

тетраполярной грудной го дыхания CO_2

$r_{\pm m_r}$	r_r
---------------	-------

$79 \pm 0,23$ $< 0,001$

$79 \pm 0,23$ $< 0,001$

нь корреляции между двумя изателям несколько более вы- ящения были получены рео- методами были недостоверны нения, полученного реографи- CO_2 в наших исследованиях полученные двумя методами,

свидетельствует о том, что ися преимущества по сравне- но применен при измерении

Литература

1. Карпман В. Л., Карамзина Р. А. Производительность сердца при мышечной работе.— Теор. и практ. ФК, 1969, № 1, с. 17—21.
2. Карпман В. Л., Меркулова Р. А., Любина В. Г. Определение минутного объема кровотока у спортсменов методом возвратного дыхания CO_2 .— Теор. и практ. ФК, 1974, № 6, с. 69—71.
3. Кедров А. А. О новом методе определения пульсовых колебаний кровенаполнения сосудов в различных участках человеческого тела.— Клиническая медицина, 1941, 19, № 1, с. 71—80.
4. Кедров А. А. Электроплетизмография как метод объективной оценки кровообращения. Дисс. докт., Л., 1949. 18 с.
5. Пушкарь Ю. Т. и др. Определение сердечного выброса методом тетраполярной грудной реографии и его метрологические возможности.— Кардиология, 1977, № 7, с. 85—90.
6. Мищенко В. С., Моногаров В. Д., Левин Р. Я. Вивчення серцевого виштовху при фізичному навантаженні методом зворотного дихання CO_2 .— Фізіол. ж., 1975, 21, № 2, с. 238—248.
7. Defary J. G. Determination of $PvCO_2$ from the exponential CO_2 rise during rebreathing.— J. Appl. Physiol., 1958, N 13 (2), p. 159—164.
8. Demange J., Pernod J., Haguenaier G., Colin J. Validation d'une méthode rhéopletysmographique de mesure du débit cardiaque utilisée dans l'étude des agressions aérospatiales.— Rev. med. aeronaut. et spat., 1973, 12, N 46, p. 282—283.
9. Holzer W., Polzer K., Marko A. Rheokardiographie (ein Verfahren der Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik). Wien, 1945.
10. Jerneus R., Lundin G., Thompson D. Cardiac output in healthy subjects determined with a CO_2 rebreathing method.— Acta physiol. scand., 1963, N 59, p. 390—399.
11. Kantrowitz P., Kingsley B. A survey of the clinical measurement of cardiac output.— Med. Res. Eng., 1971, 10, N 6, p. 12—19.
12. Klausen K. Comparison of CO_2 rebreathing and acetylene methods for cardiac output.— J. Appl. Physiol., 1965, N 20 (4), p. 763—766.
13. Knowlton R. G., Adams G. E. The consistency of carbon dioxide rebreathing as a noninvasive method to determine exercise cardiac output.— Ergonomics, 1974, 17, N 2, p. 241—248.
14. Kubicek W. G., Karnegis S. V. et al. Development and evaluation of an impedance cardiac output system.— Aerospace Med., 1967, 37, p. 1208—1212.
15. Kubicek W. G., Patterson R. P., Witsoe D. A. Impedance cardiography as a non-invasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system.— In: Annals N.—Y. Acad. Sci. International Conference on Bioelectrical Impedance. New York, 1970, p. 724—732.
16. Mitchell R. R. Noninvasive estimation of cardiac output and other cardiopulmonary parameters.— Proc. 28th Annu. Conf. Eng. Med. and Biol., New Orleans, La, 1975, vol. 17, Chevy Chase, Md., 1975, p. 108.
17. Muicsan G. et al. Comparison of CO_2 — rebreathing and direct Fies methods for determining cardiac output.— J. Appl. Physiol., 1968, 24, N 3, p. 424—429.
18. Nyboer I. Electrical impedance plethysmograph.— In: Medical Physics. Chicago, 1944. 340 p.
19. Nyboer I. Electrical Impedance Plethysmography. Springfield, 1959.
20. Rahn H., Fenn W. O. A graphical analysis of respiratory gas exchanges. The O_2 — CO_2 diagram.— Am. Physiol. Soc. Washington, 1955.
21. Zeidifard E. An evaluation of rebreathing techniques used in the measurement of cardiac output.— J. Physiol. (London), 1975, 252, N 2, p. 32—33.

Отдел физиологии кровообращения
Института физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Поступила в редакцию
14.VI 1978 г.