

96. *Wildeboer-Venera F.* A model for the study of the physical behavior of the lung surfactant film in vitro.— *Respirat. Physiology*, 1978, 32, N 2, p. 225—237.
97. *Woestijne R. P., de Naebts J. B.* Les variations de la compliance statique thoracopulmonaire chez le chien, sous l'influence d'inspirations forcées.— *J. Physiol. (Paris)*, 1965, 57, N 5, p. 721—722.
98. *Wortmann W., Wortmann B., Gerbershagen H. U.* Eine midifizierter Methode zur Bestimmung der Phospholipide Lecithin und Sphingomyelin und ihre Bedeutung bezüglich der perinatalen Lungenreisse.— *Anaesthesist*, 1977, 26, N 8, p. 467—475.

Отдел физиологии дыхания
Института физиологии им. А. А. Богомольца, Киев

Поступила в редакцию
1.VI 1978 г.

УДК 616.12—008.1—073.731—073.96

М. И. Гуревич, А. И. Соловьев, Л. Б. Долман

ВОЗМОЖНОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ МЕТОДА ТЕТРАПОЛЯРНОЙ ТРАНСТОРАКАЛЬНОЙ ИМПЕДАНСНОЙ РЕОПЛЕТИЗМОГРАФИИ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ГЕМО- И КАРДИОДИНАМИКИ

Современное развитие медицинской науки характеризуется широким проникновением в клинику биофизических методов исследования. Особо важное значение это имеет для разделов практической медицины, имеющих отношение к сердечно-сосудистой патологии, т. е. такой группы заболеваний, где наиболее остро стоят вопросы своевременной и правильной диагностики, объективного контроля эффективности и качества лечения.

Существующие в настоящее время методы определения сердечного выброса — прямой метод Фика и индикаторные методы, основанные на том же принципе, находят применение в основном лишь в условиях клиники грудной хирургии и в крупных кардиологических стационарах. Поскольку эти методы сложны, травматичны и небезопасны для больного, вызывают отрицательные эмоции, то сама процедура измерения приводит к значительному изменению частоты сердечных сокращений, ударного и минутного объема крови. К тому же указанные методы совершенно неприменимы в исследованиях по физиологии труда, спорта и космической физиологии. Расчеты величин сердечного выброса так называемыми физическими методами дают лишь самое приблизительное представление о характере сдвигов гемодинамики и тем более об абсолютных величинах рассчитываемых показателей.

В последние годы внимание физиологов и клиницистов вновь привлекает быстро развивающийся бескровный метод изучения центральной и регионарной гемодинамики — реография (импедансная реоплетизмография). Клинический диапазон возможностей импедансной реоплетизмографии (ИРПГ) широк, но важнейшей задачей метода является изучение основных параметров сердечного выброса и сосудистого тонуса в норме и патологии.

Особую ценность метод ИРПГ может иметь для определения тактики врача-кардиолога в экстремальных ситуациях. Оперативность и высокая информативность, присущие этому методу, нередко позволяют у постели больного решить вопрос о характере гемодинамических сдвигов, а отсюда и о лечебных и реанимационных мероприятиях, в зависимости, например, от соотношения показателей сердечного выброса, общего периферического сопротивления, фазового анализа сердечного цикла. Метод ИРПГ позволяет обеспечить правильность врачебных назначений и эффективный контроль лечения больных гипертонической болезнью в зависимости от гемодинамического типа кровообращения у данного больного. Это имеет решающее значение для выбора лечебной тактики в случае гипертонии «выброса» или гипертонии «сопротивления». Метод ИРПГ нашел еще одно применение. Поскольку сопротивление грудной клетки току высокой частоты определяется прежде всего жидкой фазой среды, заключенной между электродами, то большой

интерес представляют недавно опубликованные данные [36] о зависимости базисного импеданса грудной клетки от содержания жидкости в легочной ткани. Появляется возможность своевременно предсказывать такое грозное осложнение сердечной недостаточности, как отек легких. Практическое значение такого прогноза трудно переоценить. Анализ имеющихся в зарубежной литературе данных, в частности, указывает на возможность обнаружения гиперволемии малого круга до появления таких клинических признаков, как одышка, удушье, застойные хрипы в легких. Сходные мысли высказываются и некоторыми советскими исследователями [7, 17].

Истории возникновения и развития метода ИРПГ, его теоретическим принципам посвящено большое число работ [4, 5, 11—15, 20, 21, 24, 26]. Объем обзора позволяет остановиться лишь на основных этапах формирования современных представлений о генезе кривой ИРПГ, которые представляются наиболее важными для понимания сущности метода. Основоположителем метода некоторые авторы считают Кремера [28], который исследовал механическую деятельность сердца, поместив его в поле плоского конденсатора. Однако сам Кремер изменения емкости связывал только с движением сердца, а не с изменением его объема. Позднее Манн [32] с помощью моста Уитсона обнаружил зависимость между электропроводностью тканей пальца руки и количеством протекающей крови, а также отметил синхронность колебания электропроводности с ритмом пульса. Хольцер, Польцер и Марко [29] регистрировали у животных и людей колебание сопротивления сердца во время систолы и диастолы. Этот метод они называли «реокардиографией», а затем просто «реографией».

Качественно новый этап детальной разработки и развития теоретических представлений, внедрения метода ИРПГ в клиническую практику по праву связывается с именами Кедрова [8, 9, 10] и Нибоера [33, 34, 35]. В основе метода лежат представления Кедрова [8, 9] о связи изменений объема (V) с полным электрическим сопротивлением (импедансом) данного участка тела (Z):

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta Z}{Z} \text{ или } \Delta V = \frac{V}{Z} \cdot \Delta Z. \quad (1)$$

Для частного случая межэлектродного участка как однородного электрического проводника (грудная клетка, конечности) величина базисного импеданса может быть выражена как:

$$Z = \frac{\rho \cdot l}{S} \text{ или } Z = \frac{\rho \cdot l^2}{V}, \quad (2)$$

где Z — сопротивление однородного цилиндрического проводника; S — поперечное сечение; l — длина; ρ — удельное сопротивление; V — объем.

Несколько позднее Нибоер [34] независимо от Кедрова вывел аналогичную формулу, но со знаком «минус» в правой части уравнения:

$$\frac{\Delta V}{V} = - \frac{\Delta Z}{Z}. \quad (3)$$

Отрицательный знак в правой части уравнения (3) показывает, что при увеличении объема участка тела сопротивление уменьшается.

Дифференцируя (2), можно выразить зависимость между ΔV и ΔR в виде:

$$\Delta V = - \frac{\rho \cdot l^2}{Z^2} \cdot \Delta Z. \quad (4)$$

Эта формула может служить основой для расчета объемной скорости кровотока и для вычисления ударного объема крови (УОК). В обоих случаях наиболее важным является определение величины ΔR , т. е. величины уменьшения сопротивления (и соответствующей ей величины увеличения кровенаполнения) во время сердечного цикла. Простейшим способом вычисления ΔR было бы (что часто и делается на практике) сопоставление амплитуды реограммы с величиной калибровочного сигнала. Но в этом случае нужно

быть уверенным, что величина при определении УОК строго. Такой твердой уверенности, к проводности являются функциями крови, тонуса сосудов, скопления венозного оттока, фаз дыхания и т. д. Несомненно, однако, что

Блок-схема определения основных параметров гемо- и кардиодинамики с помощью метода тетраполярной трансторакальной импеданс-реоплегиографии.

1 — токовые электроды; 2 — измерительные электроды; 3 — генератор ВЧ; 4 — усилитель высокой частоты; 5 — реоплетизмограф; 6 — дифференциатор.

многих переменных принадлежит к этому не значит, что остальные лучше искаженную величину. Сидоренко с соавт. [20] хроническое эквивалентное сердечное сопротивление по методам разности авт. достаточной разработке теоретически.

В качестве рабочей гипотезы электрического сопротивления исследования. Не вполне ясными остаются вопросы. Этот вопрос требует дальнейшего.

С помощью метода ИРПГ измеряют сердечный выброс. Для и особенности ИРПГ как безвредной регистрации и часто повторяющегося деления исследуемых параметров.

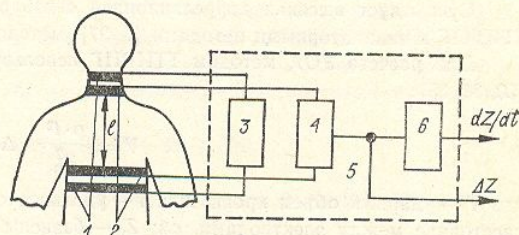
В наибольшей степени эти трансторакальные импедансные реоплетизмографии этот метод имеет ряд недостатков, все большее внимание исследователей к схеме отведения, т. е. двух-последней (см. рисунок). При неравномерном распределении сигнала в этой схеме токовые электроды могут искажаться величины, которые отражаются на расчетной величине, обеспечивая раздельное включение измерительных электродов высокочастотного электрического сигнала. Недостатком, связанным с искажением сигнала [14]. Уменьшается тем самым величина этого полезного сигнала.

Важным преимуществом является простота циметрической схемы, что исключает

быть уверенным, что величина пульсовых колебаний электропроводности участка тела при определении УОК строго соответствует абсолютной величине сердечного выброса. Такой твердой уверенности, к сожалению, нет. Причин тому много. Колебания электропроводности являются функцией многих величин (назовем важнейшие): ударного объема крови, тонуса сосудов, скорости движения крови, ее электропроводности, характера венозного оттока, фаз дыхания, топографии исследуемой области, формы электродов и т. д. Несомненно, однако, что ведущая роль в формировании кривой функции этих

Блок-схема определения основных параметров гемо- и кардиодинамики с помощью метода тетраполярной трансторакальной импедансной реоплетизмографии.

1 — токовые электроды; 2 — измерительные электроды; 3 — генератор ВЧ; 4 — усилитель высокой частоты, демодулятор и усилитель НЧ; 5 — реоплетизмограф; 6 — дифференциатор.



многих переменных принадлежит пульсовым колебаниям кровенаполнения [15], однако это не значит, что остальными факторами можно легко пренебречь без риска получить искаженную величину объемного кровотока. Интерес представляет приводимая Сидоренко с соавт. [20] хронологическая сводка методов определения величины электрического эквивалента сердечного выброса (ΔZ). Отмечают, что величины ΔZ , вычисленные по методам разных авторов, существенно отличаются, что свидетельствует о недостаточной разработке теоретических основ реографического метода.

В качестве рабочей гипотезы можно принять предположение о соответствии электрического сопротивления исследуемого участка тела пульсовым колебаниям кровенаполнения. Не вполне ясными остаются пока некоторые количественные аспекты степени соответствия. Этот вопрос требует самого настоятельного разрешения.

С помощью метода ИРПГ появляется возможность бескровного измерения параметров сердечного выброса. Для клиники особенно привлекательны такие преимущества и особенности ИРПГ как безвредность, простота определения, возможность длительной регистрации и часто повторяющихся исследований, достаточная точность, быстрота определения исследуемых параметров, возможность количественной оценки.

В наибольшей степени этим требованиям соответствует метод тетраполярной трансторакальной импедансной реоплетизмографии (ТТИРПГ), основная заслуга в разработке которого принадлежит Кубичеку [30, 31]. По отношению к другим разновидностям реографии этот метод имеет ряд несомненных преимуществ и в последнее время привлекает все большее внимание исследователей [2, 3, 6, 16, 18]. Когда встает вопрос о выборе схемы отведения, т. е. двух- или четырехэлектронной, следует отдать предпочтение последней (см. рисунок). При использовании двухэлектронной схемы наблюдается неравномерное распределение силовых линий высокочастотного электрического поля, поскольку в этой схеме токовые электроды совмещены с измерительными. В связи с этим могут искажаться величины комплексного электрического сопротивления, что существенно отражается на расчетной величине сердечного выброса [18]. Тетраполярная методика обеспечивает раздельное включение токовой и измерительной цепей, а также расположение измерительных электродов в области более равномерного распределения линий высокочастотного электрического поля. Таким образом, тетраполярная методика не имеет недостатков, связанных с искажением найденного полезного сигнала потенциалом поляризации [14]. Уменьшается также влияние изменений контактного сопротивления на величину этого полезного сигнала.

Важным преимуществом является применение при тетраполярной методике потенциометрической схемы, что исключает необходимость постоянной балансировки прибора,

также являющейся источником возможных ошибок при количественной оценке сердечного выброса. Возражение Сидоренко с соавт. [20], сводящееся к тому, что наличие четырех электродов затрудняет практическое применение метода, нам представляется недостаточно обоснованным и легко устранимым. Используемые нами электроды попарно смонтированы на двух эластичных лентах, и наложение таких электродов занимает ничуть не больше времени, чем при применении двухэлектродной схемы, при этом гарантируется постоянство расстояния между токовыми и измерительными электродами и надежность контакта.

Существует высокая корреляционная связь результатов, полученных с помощью ТТИРПГ и индикаторными методами [3, 27], методом электромагнитной флоуметрии [1].

Для расчета УОК методом ТТИРПГ используется формула Нибоера и Кубичека [30, 31, 35]:

$$V = \frac{\rho \cdot l^2}{Z_0^2} \cdot \Delta Z, \quad (5)$$

где V — ударный объем крови, мл; ρ — удельное сопротивление крови, 150 Ом·см; l — расстояние между электродами, см; Z_0 — базисный импеданс, Ом; ΔZ — максимальное изменение импеданса (Ом), находимое путем экстраполяции наклона восходящей части кривой в интервале времени, равном периоду изгнания.

Следует отметить, что определение величины ΔZ графическим методом является недостаточно точным. Проведав простейшие графические построения, легко убедиться, что: $\Delta Z = A_{\text{диф}} \cdot T_{\text{изгн}}$, где $A_{\text{диф}}$ — амплитуда дифференциальной реоплетизмограммы, Ом; $T_{\text{изгн}}$ — время изгнания крови, с.

Применение первой производной реоплетизмограммы для расчета ΔZ является более точным способом, чем графическая экстраполяция. В итоге формулу (5) можно преобразовать в

$$V = \rho \cdot \frac{l^2}{Z_0^2} \cdot A_{\text{диф}} \cdot T_{\text{изгн}}. \quad (6)$$

Среди других реографических методик ближе всех к тетраполярной стоит «интегральная реография», предложенная Тищенко [22, 23] и метод «общей реограммы тела», предложенный Яковлевым [25].

Наиболее полно соответствует требованиям ТТИРПГ реоплетизмограф РПГ-02 и разработанный отделом физиологии кровообращения Института физиологии им. А. А. Богомольца АН УССР совместно с ОКП этого Института реокардиограф РК.

В большинстве работ с использованием ТТИРПГ возможности этого метода неоправданно суживаются. Имея необходимые данные, такие как рост, вес, системное артериальное давление исследуемого можно легко рассчитать ряд информативных показателей, характеризующих состояние гемодинамики, например, объемную скорость выброса крови левым желудочком, линейную скорость движения крови, начальную скорость повышения внутрижелудочкового давления, мощность левого желудочка, расход энергии на передвижение крови, общее и удельное периферическое сопротивление и т. д.

Необходимо отметить и наличие некоторых недостатков, присущих методу. Главный из них заключается в отсутствии строгого доказательства (теоретического и экспериментального) точного соответствия между изменениями полного электрического сопротивления и величиной объемного кровотока (это относится к методу ИРПГ вообще). Однако высокая воспроизводимость результатов при использовании метода ТТИРПГ дает возможность наблюдать за динамикой показателей сердечного выброса с достаточной степенью точности [27]. Что же касается абсолютных значений, то следует прежде всего возможно точнее определять величины, входящие в формулу расчета УОК [6]. Величина удельного сопротивления крови (ρ), вычисленная Нибоером [34], равна 150 Ом·см. Однако средние значения этой величины по данным, полученным Науменко и Скотниковым [14], колеблются от 100 до 208 Ом·см. Такая вариабильность ρ может приводить к значительным изменениям расчетной величины УОК. По-видимому, следовало бы проводить измерения ρ перед началом исследования. Однако это сильно усложнило бы

методику. В последнее время новое 135 Ом·см [27]. Известная реакция ρ по значению гематокрита, изменение которой может при шкале реоплетизмографа доля измерения $T_{\text{изгн}}$ следует использовать расчеты УОК может быть в первой производной. Она может у обследуемого. Возникает не вень сосудистого тонуса. Мод жении может рассматриваться: ное определение E возможно, ны [19]. Должная величина е Савицкого [19]:

$C_{\text{до}}$

где B — возраст в годах. По представлен в виде:

$$K = E_{\text{факт}} / E$$

т. к. $E = \frac{c^2}{74}$. При повышении увеличиваться ($K > 1$). Тем с менением амплитуды кривой стенки.

Этот предлагаемый нам недостатков, он также несколько. В настоящее время нам тов расчета формулы (6) с ном анализе кривой ТТИРПГ.

Ввиду большой сложности реографического сигнала в этом случае, строго говоря, и производных

для многофазного трехмерного при произвольно заданных подобластей [14]. Аналитическ решаться только приближен графии проблема может бы ного и клинического материала БЗ=18М» и программ считаются 30 параметров ботке больших массивов чис и полуавтоматического цифр носится на перфоленту с пос.

Можно не сомневаться других неизменных мето Главной задачей исследова теоретических основ импед доказана достаточно строга педансом и истинным объемом применения и точности этого

методику. В последнее время предлагается в формуле [6] использовать значение ρ равное 135 Ом·см [27]. Известным выходом из создавшегося положения может быть коррекция ρ по значению гематокрита [27]. Следующая величина в формуле [6], неверное изменение которой может привести к ошибке в вычислении УОК,— Z_0 . Отсчет Z_0 по шкале реоплетизмографа должен производиться в начале и в конце исследования. Для измерения $T_{изгн.}$ следует использовать первую производную ТТИРПГ. Погрешность в расчеты УОК может быть внесена и при измерении амплитуды кривой ТТИРПГ и ее первой производной. Она может изменяться в зависимости от уровня сосудистого тонуса у обследуемого. Возникает необходимость коррекции расчетной величины УОК на уровень сосудистого тонуса. Модуль упругости сосудистой стенки (E) в некотором приближении может рассматриваться как одна из характеристик сосудистого тонуса. Косвенное определение E возможно, в частности, по скорости распространения пульсовой волны [19]. Должная величина ее для сосудов эластического типа вычисляется по формуле Савицкого [19]:

$$C_{\text{должн.}} (\text{см/с}) = 0,1B^2 + 4B + 380, \quad (7)$$

где B — возраст в годах. Поправочный коэффициент (K) для формулы (6) может быть представлен в виде:

$$K = E_{\text{факт.}} / E_{\text{должн.}} = \frac{C_{\text{факт.}}^2}{74} : \frac{C_{\text{должн.}}^2}{74} = \frac{C_{\text{факт.}}^2}{C_{\text{должн.}}^2}, \quad (8)$$

т. к. $E = \frac{C^2}{74}$. При повышении сосудистого тонуса C возрастает, следовательно, K будет увеличиваться ($K > 1$). Тем самым уменьшится ошибка в расчете УОК, вызванная изменением амплитуды кривой ТТИРПГ за счет различий в растяжимости сосудистой стенки.

Этот предлагаемый нами метод коррекции расчетной величины УОК не лишен недостатков, он также несколько усложняет методику расчета параметров гемодинамики. В настоящее время нами исследуется возможность использования других вариантов расчета формулы (6) с поправочными коэффициентами, полученными при контурном анализе кривой ТТИРПГ.

Ввиду большой сложности биологических систем, интерпретация полученного реографического сигнала математическими методами значительно затрудняется. В этом случае, строго говоря, необходимо решить дифференциальное уравнение в частных производных

$$\text{div. } \vec{j} = 0 \quad (9)$$

для многофазного трехмерного пространства со смешанными граничными условиями при произвольно заданных конфигурациях границ и внутренних свойств гомогенных подобластей [14]. Аналитически решить это уравнение невозможно, и задача может решаться только приближенными методами на ЭВМ. Для практической реоплетизмографии проблема может быть значительно упрощена. При обработке экспериментальной и клинического материала мы используем инженерный микрокалькулятор «Электроника БЗ=18М» и программируемый микрокалькулятор «Электроника БЗ=21» (рассчитываются 30 параметров центральной и периферической гемодинамики). При обработке больших массивов чисел информация с помощью ленточного перфоратора ПЛУ-1 и полуавтоматического цифрового преобразователя каротажных диаграмм Ф001 переносится на перфолену с последующим вводом в ЭВМ.

Можно не сомневаться, что ТТИРПГ будет занимать достойное место среди других неинвазивных методов измерения параметров центральной гемодинамики. Главной задачей исследователей на будущее должна стать дальнейшая разработка теоретических основ импедансной реоплетизмографии. Если будет экспериментально доказана достаточно строгая количественная зависимость между электрическим импедансом и истинным объемом участка тела, отпадут всякие сомнения в правомочности применения и точности этого метода исследования гемодинамики.

Литература

1. Волхонская Т. А. Применение метода реографии для оценки ударного объема сердца.— В кн.: Кардиология. Каунас, 1972, с. 250—251.
2. Вульфсон И. Н. Тетраполярная реография в исследовании ударного объема сердца у детей.— Педиатрия, 1977, № 4, с. 57—59.
3. Гуревич М. И., Фесенко Л. Д., Филиппов М. М. О надежности определения сердечного выброса методом тетраполярной грудной импедансной реографии.— Физиол. журн., 1978, 24, № 6, с. 849—852.
4. Духин Е. А., Сахаров В. А., Цырульников В. А. Об определении минутного объема кровообращения реографическим методом.— Врач. дело, 1972, № 3, с. 96—98.
5. Евтеев К. М., Утямышев Р. И., Яруллин Х. Х. Технические принципы реографии.— В сб.: Параклинические методы исследования в неврологической клинике. Вып. 2. М., 1969, с. 35—49.
6. Ерина Е. В., Пушкарь Ю. Т., Басишвили Н. З., Елизарова Н. А. Комплексное изучение центральной и регионарной гемодинамики у больных гипертонической болезнью с помощью бескровных методов исследования.— Кардиология, 1978, № 11, с. 57—63.
7. Инзель Т. Н. Возможности реоплетизмографии в контроле за динамикой объемов жидкости в грудной клетке и голени и диагностике гиперволемии малого круга.— Тер. архив, 1978, 50, № 8, с. 128—130.
8. Кедров А. А. О новом методе определения пульсовых колебаний кровенаполнения сосудов в различных участках тела.— Клин. мед., 1941, № 1, с. 71—80.
9. Кедров А. А. Попытка количественной оценки центрального и периферического кровообращения электрометрическим путем.— Клин. мед., 1948, № 5, с. 32—51.
10. Кедров А. А. Электроплетизмография как метод объективной оценки кровообращения.— Автореф. дис. ... докт. мед. наук. Л., 1949.— 36 с.
11. Мажбич Б. И. Электроплетизмография легких.— Новосибирск: Наука, 1969.— 183 с.
12. Матвейков Г. П., Пишник С. Е. Клиническая реография. Минск, Беларусь, 1976, 174 с.
13. Москаленко Ю. Е., Науменко А. И. Теория методики электроплетизмографии.— Физиол. журн. СССР, 1956, 42, № 3, с. 312—316.
14. Науменко А. И., Скотников В. В. Основы электроплетизмографии. Л., Медицина, 1975, 214 с.
15. Новиков А. М., Карпов Б. В. Биофизические основы и современная техника реографии.— Сов. мед., 1970, 33, № 12, с. 23—29.
16. Палеев Н. Р., Каевицер И. М. Трансторакальная реография при клинических исследованиях гемодинамики.— Кардиология, 1977, № 3, с. 47—52.
17. Палеев Н. Р., Каевицер И. М., Смирнова И. Б. Импеданс тела как биологический параметр при клинических исследованиях.— Кардиология, 1978, № 11, с. 113—117.
18. Пушкарь Ю. Т., Большой В. М., Елизарова Н. А., Кухарчук В. В., Цветков А. А., Хеймец Т. И., Шпилькин В. М. Определение сердечного выброса методом тетраполярной грудной реографии и его метрологические возможности.— Кардиология, 1977, № 7, с. 85—90.
19. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики.— Л.: Медицина, 1974.— 308 с.
20. Сидоренко Г. И. с соавт. Реография. Импедансная плетизмография.— Минск: Беларусь, 1978.— 157 с.
21. Сучков В. В., Пушкарь Ю. Т., Сенкевич Ю. А. К генезу реографических колебаний.— Кардиология, 1968, № 7, с. 97.
22. Тищенко М. И. Биофизические и метрологические основы интегральных методов определения ударного объема крови.— Автореф. дис. ... докт. мед. наук.— М., 1971.— 32 с.
23. Тищенко М. И. Измерение ударного объема крови по интегральной реограмме тела человека.— Физиол. журн. СССР, 1973, 59, № 8, с. 1216—1224.
24. Энина Г. И., Валтнерис А. Д. К вопросу о методике реографии.— Бюл. экспер. биол. и мед., 1965, 60, № 2, с. 108—110.
25. Яковлев Г. М. Опыт разработки и использования количественной реографии для функциональной оценки системы кровообращения.— Автореф. дис. ... докт. мед. наук.— Томск, 1973.— 30 с.
26. Яруллин Х. Х. Клиническая реоэнцефалография.— М.: Медицина, 1967.— 275 с.
27. Betz R., Bastanier C. K., Morellin R. Impedance cardiography, a method to evaluate quantitatively cardiac output? Comparison with the Fick principle.— Basic Res. Cardiol., 1977, 72, N 1, p. 46—56.
28. Cremer M. Über die Registrierung mechanischer Vorgänge aut elektrischem Wege Speriell mit Hilfe des Saitenelektrometers.— Munch. Med. Wschr., 1907, 33, N 8. S. 1629—1630.

29. Holzer W., Polzer K. u. I schung und Kreislauf diag
30. Kubicek W., Karnegis J., dance cardiac output syste
31. Kubicek W., Patterson R., of monitoring cardiac fun
- Ann. N. Y. Acad. Sci., 1970
32. Mann H. Study of periphe
- Proc. Soc. Biol. a. Med., 19
33. Nyboer J. Electrical impe
- p. 340.
34. Nyboer J. Electrical imped
- to peripheral vascular stud
35. Nyboer J., Bagno S., Bari
- tiated-impedance cardiogra
- tion to electrocardiograms
- p. 421—436.
36. Tempel G., Jelen S., Hunde
- and intensive care.— Resus

Отдел Физиологии крово
Института физиологии им. А.
АН УССР, Киев

29. Holzer W., Polzer K. u. Marko A. Rheokardiographie (ein verfahren der Kreislaufforschung und Kreislauf diagnostik).—Wien, 1945.
30. Kubicek W., Karnegis J., Patterson R. e. a. Development and evaluation of an impedance cardiac output system.—Aerospace Medicine, 1966, N 12, p. 1208—1215.
31. Kubicek W., Patterson R., Witsoe D. Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardio-vascular system.—Ann. N. Y. Acad. Sci., 1970, 170, Pt. 2, p. 724—732.
32. Mann H. Study of peripheral circulation by means of an alternating current bridge.—Proc. Soc. Biol. a. Med., 1937, 36, p. 670—673.
33. Nyboer J. Electrical impedance pletysmograph.—In: Medical Physics. Chicago, 1944, p. 340.
34. Nyboer J. Electrical impedance pletysmography. A physical and physiologic approach to peripheral vascular study.—Circulation, 1950, 2, p. 811—821.
35. Nyboer J., Bagno S., Barnett A., Halsly R. H. Impedance cardiograms and differentiated-impedance cardiograms — the electrical impedance changes of the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds.—Ann. N. Y. Acad. Sci., 1970, 170, Pt. 2, p. 421—436.
36. Tempel G., Jelen S., Hundelshausen B. Transthoracic electrical impedance in anaesthesia and intensive care.—Resuscitation, 1978, 6, N 2, p. 97—107.

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

Поступила в редакцию
27.II 1979 г.