

Е. С. РОМ-БУГОСЛАВСКАЯ

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕКОТОРЫХ МЕТОДОВ ГРАФИЧЕСКОГО АНАЛИЗА РЕЗУЛЬТАТОВ ИНСТРУМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ В КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Одной из важных проблем функциональной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний является рациональный способ обработки полученной информации.

Наша работа сугубо методического характера с описанием некоторых наиболее простых методов графического анализа результатов инструментальных исследований сердечной деятельности и газообмена. Применение этих методов при обследовании 276 больных тиреотоксикозом с выраженной кардиальной симптоматикой заболевания дало ощутимые результаты.

Интегрирование. Измерение площади криволинейной трапеции (а для измерения площадей фигура неправильной формы разбивается на участки, которые могут быть охарактеризованы как криволинейная трапеция) осуществляется при помощи интегрирования функции, описы-

вающей данную кривую в заданных пределах: $S = \int_a^b f(x) dx$. Раз-

объем интервал (a, b) произвольным образом на n частей. Внутри интервала $(x_i; x_{i+1})$ выберем произвольную точку и образуем произведение $f(\xi_i)(x_{i+1} - x_i)$. Данное произведение равно площади заштрихованного прямоугольника (рис. 1). Аналогичные произведения могут быть составлены для всех участков. Составляем сумму этих произведений $\sum_{i=1}^n f(\xi_i)(x_{i+1} - x_i)$. Будем устремлять n к бесконечности.

Если при этом существует предел описанных сумм и этот предел не зависит ни от способа разбиения интервала (a, b) , ни от выбора точек, он называется интегралом функции $f(x)$ в пределах от a до b и

обозначается как $\int_a^b f(x) dx$. Геометрической интерпретацией введенного понятия служит площадь криволинейной трапеции.

Планиметрия—обязательный компонент расчета поглощения кислорода и выделения углекислоты в процессе выполнения дозированной

физической нагрузки при исследовании газообмена на аппарате Белау. Поскольку процессы газообмена тесно коррелируют с величиной сердечного выброса и минутным объемом сердца как механизмы обеспечения необходимого уровня тканевого дыхания, получение обоснованного представления о наличии гипоксидоза при различных вариантах кардиальной патологии в последнее время приобретает все большее значение. Здоровый человек при выполнении предлагаемой небольшой нагрузки во время работы поглощает примерно в 3 раза больше кислорода, чем в периоде восстановления. Измерение площадей описываемой кривой в этих условиях даже без пересчета на величину поглощенного кислорода дает соотношение 3/1. При наличии скрытой или явной гипоксии любого генеза период восстановления удлиняется с повышенными затратами кислорода именно в этот период для покрытия возросшего во время работы кислородного долга. Соотношение площадей работы и восстановления резко уменьшается. Сопоставление площади кривой с величиной вентиляции, соответствующей данному периоду исследования, дает возможность оценить количество кислорода, потребляемое из каждого литра вентилируемого воздуха, т. е. охарактеризовать соответствие степени напряженности вентиляционных механизмов кислородным потребностям организма.

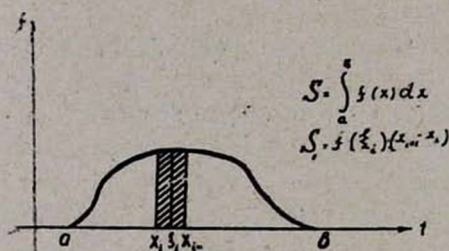


Рис. 1. Геометрическая интерпретация интегрирования.

По существу, графики потребления кислорода и выделения углекислоты представляют собой кривые скорости изменения этих процессов. На оси абсцисс откладывается время, а на оси ординат—объем O_2 или CO_2 . Значение функции в заданной точке определяет скорость поглощения (выделения) газа в момент исследования. В отличие от этого спирограмма является уже проинтегрированной кривой скорости и каждая ее точка соответствует количеству кислорода, потребленному к данному моменту исследования.

Запись максимального вдоха и выдоха на спирограмме при быстром движении кассеты дает нам возможность получить фигуру, по которой можно рассчитать средние и мгновенные значения этих величин, т. е. по существу произвести процесс дифференцирования основной кривой. Таким образом, получаем дополнительную информацию о состоя-

нии эластической тяги легких, бронхиальной проходимости и функции дыхательной мускулатуры.

Метод планиметрии может быть использован в кардиологической практике и для измерения площадей систолической и диастолической части реограмм, что может оказаться полезным не только при наличии клинически выраженной сердечно-сосудистой недостаточности, но и при скрытых формах сердечной декомпенсации: возрастание площади диастолического отдела реограммы бывает более убедительным, чем определение реографического индекса систолы и диастолы, поскольку учитывается не только амплитуда, но и крутизна спуска кривой. Увеличение площади диастолической части реокардиограммы указывает на возрастание остаточного объема крови в желудочке, а реограммы на наличие застойных явлений в системе большого круга кровообращения [3]. При оценке реограмм аорты и легочной артерии величина площади диастолической части реограммы некоторым образом характеризует периферический кровоток, и увеличение соответствующей площади может свидетельствовать о возрастании его объемной величины при замедлении скорости.

Метод интегрирования нашел применение и при определении минутного объема крови с помощью разведения красителя по Stewart—Hamilton. При этом в кривые разведения индикатора вводятся поправки, связанные с рециркулирующей кровью—производится экстраполяция кривой с помощью полулогарифмического метода. Минутный объем сердца может быть определен с помощью следующей формулы:

$$MO = \frac{I}{\int_0^{\infty} c \cdot dt}, \text{ где } I \text{—количество введенного индикатора, } C \text{—концен-}$$

трация краски в артериальной крови, dt —время в долях минуты, а

$\int_0^{\infty}$ —интеграл $f(x)dx$, определяемый площадью вычерченной фигуры и соответствующий количеству индикатора, растворенного в порции крови, протекающей через исследуемый участок за время t .

При вычислении ударного и минутного объема сердца «бескровным» методом по электроплетизмограмме (импедансной реограмме) сердца, аорты, легких или поперечной электроплетизмограмме туловища с помощью формулы А. А. Кедрова ($V = \frac{\Delta R}{R} \cdot C$) мы получаем зани-

женные результаты, поскольку величина пульсового приращения (относительный пульсовый объем по Jausch, Schuhfried) приравнивается к величине выброса без учета количества крови, оттекающей из исследуемого участка сердечно-сосудистой системы за время сердечного цикла [8, 10]. Попытка преодолеть это препятствие путем графической экстраполяции дает вполне удовлетворительные результаты [15]. С уче-

том допущения, что отток в период сердечного цикла происходит равномерно, производим графическую экстраполяцию для определения электрического эквивалента ударного объема. Сопоставление в модельных опытах результатов определения ударного (минутного) объема сердца, вычисленного на основе этих соображений, с прямым методом определения количества жидкости дало хорошие результаты. К аналогичным выводам пришли и мы при сопоставлении результатов, полученных описанным способом и методом разведения красителя по Stewart—Hamilton.

Дифференцирование. Процесс дифференцирования является противоположным интегрированию. На вход дифференцирующего устройства подается переменный электрический сигнал $x(t)$, характеризующий какое-либо проявление сердечной деятельности; на выходе получается I производная от $x(t)$ $\frac{dx}{dt}$, II производная $\frac{d^2x}{dt^2}$ и т. д. и

интеграл от входной величины $\int_0^t x(t) dt$. При этом I производная отражает скорость, а II—ускорение регистрируемого процесса, например, кровенаполнения сердца или участка сосуда, поглощения кислорода и т. д.

Различается графическое по Фику, аналитическое и автоматическое дифференцирование. Первый вариант наиболее простой, но трудоемкий [6]. Для автоматического дифференцирования могут быть использованы любые устройства, начиная с хорошо известных в электронике RC-цепочек с фильтрами или без них и кончая аналоговыми машинами. Принцип дифференцирования лежит в основе конструкции механокардиографа, и тахоосциллограмма есть не что иное как кривая скорости объемной осциллограммы.

В настоящее время предпринимаются успешные попытки получения дифференциальных электрокардиограмм, сфигмограмм, флебограмм и других кривых, характеризующих сердечную деятельность [1, 2, 4, 7, 9, 11]. Однако наиболее доступным, хотя и трудоемким остается графическое дифференцирование, которое производится путем проведения касательных к основным точкам дифференцируемой кривой с последующим определением тангенса угла ее наклона и по полученным величинам построения производной основной кривой.

Известно, что по основной реограмме трудно определить точно момент начала изгнания, фазы диастолы и невозможно момент перехода быстрого изгнания в медленное. Именно поэтому во многих работах приводятся суммарные характеристики периода изгнания и не вычисляется продолжительность диастолических фаз. Запись кривой скорости основного процесса, отражающего кровенаполнение исследуемого участка сосудистой сети, предоставляет в наше распоряжение совершенно четкие критерии фазовой структуры сердечного цикла. При этом отчет-

ливо выделяется начало фазы изгнания, момент достижения максимальной скорости изгнания, переход быстрого изгнания в медленное и фазы наполнения желудочков сердца или исследуемого сосуда.

Поскольку по формулам А. А. Кедрова, Jansch, Schuhfrild и др. по основной реограмме может быть рассчитан систолический объем крови, точная фазовая характеристика помогает рассчитать отдельно количество крови, выброшенной за период быстрого и медленного изгнания и практически к любому моменту интересующего нас периода. Наконец, представляет несомненный интерес определение различных параметров скорости изгнания и наполнения, что требует уже дополнительных построений.

Сразу может быть получена величина объемной скорости и ее средней скорости по фазам изгнания и наполнения, путем деления объема выброшенной крови (или поступившей в сосуд) на продолжительность периода. Однако для получения значения скорости в любой момент времени, в частности величины максимальной скорости, кривая должна быть откалибрована, т. е. получена цена каждого мм ее отклонения от нулевой линии. Выбрав на основной реограмме участок с возможно более постоянной крутизной, проводим касательную к точке h и строим треугольник ABC , в котором тангенс угла ABC представляет собой отношение амплитуды AC в мм или омах к продолжительности BC в сек. Тангенс угла наклона кривой в любой момент времени есть скорость в тот же момент, т. е. в точке h , дифференциальной кривой. Зная высоту этой точки по отношению к нулевой линии, можно рассчитать, какой скорости соответствует 1 мм отклонения этой кривой, а затем вычислить абсолютные значения скорости в любой точке дифференциальной реограммы.

Анализ второй производной устанавливает те же критерии в отношении ускорения регистрируемого процесса. Аналогичный анализ может быть произведен при помощи дифференциальных сфигмограмм и флебограмм в отношении кривых артериального и венозного пульса.

Применение метода дифференцирования в электрокардиографии обусловлено возможностью анализа высокочастотных составляющих электрокардиограммы. Поскольку электрокардиограмму как периодическую функцию можно представить в виде ряда Фурье:

$$M_1(t) = \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos(k\omega t + \varphi_k); \text{ а после дифференцирования}$$

$U_2(t) = \frac{M}{R} \sum_{k=1}^{\infty} A_k K_{\omega} \sin(k\omega t + \varphi_k)$, то амплитуда гармоники на выходе дифференцирующего устройства в K_{ω} раз больше соответствующих амплитуд на входе.

Высокочастотные составляющие электрокардиограммы (завурины на восходящем или нисходящем колене зубцов Q , R , S) отчетливо выявляются именно на первой производной основной реограммы и, по данным ряда авторов [13, 16] и по нашим наблюдениям, являются патогно-

моничными для ишемической болезни сердца. Первая производная электрокардиограммы представляет собой двухфазную кривую, отражающую изменение скорости формирования каждого зубца электрокардиограммы, т. е. степень функциональной гетерогенности миокарда. Правильная интерпретация этих новых данных, ранее получаемых только в условиях эксперимента, во многом дополняет наши представления об электромеханической активности сердца.

В заключение следует отметить, что важность анализа скоростных компонентов при изучении биологических регуляторных механизмов [6] определяется значимостью общей проблемы применения математических методов анализа биологической информации.

Харьковский НИИ
эндокринологии
и химии гормонов

Поступило 23.III 1970 г.

ՌՈՄ-ԲՈՒԳՈՍԼԱՎՍԿԱՅԱ Ե. Ս.

ԳՈՐԾԻՔԱՅԻՆ ՀԵՏԱԶՈՏՈՒԹՅԱՆ ԱՐԴՅՈՒՆՔՆԵՐԻ ԳՐԱՖԻԿԱԿԱՆ ԱՆԱԼԻԶԻ ՄԻ ՔԱՆԻ ՄԵԹՈԴՆԵՐԻ ՕԳՏԱԳՈՐԾՈՒՄԸ ԿԱՐԴԻՈԼՈԳԻԱԿԱՆ ՊՐԱԿՏԻԿԱՅՈՒՄ

Ա մ փ ն փ ն լ մ

Հեղինակները հաղորդում են կլինիկական պայմաններում սրտային զործունեության և զա-
գափոխանակության ուսումնասիրության արդյունքների գնահատման համար ինտեգրման և դի-
ֆերենցիման մեթոդների պրակտիկ կիրառման իրենց փորձը:

ROM-BUGOSLAVSKAYA E. S.

THE USE OF SOME METHODS OF GRAPHIC ANALYSIS OF THE RESULTS OF INSTRUMENTAL INVESTIGATIONS IN CARDIOLOGICAL PRACTICE

S u m m a r y

The author shares his experience of practical use of the methods of integration and differentiation for the estimation of the results of investigation of the heart work and gas exchange in clinical conditions.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Бабский Е. Б., Карпман В. Л. Материалы конференции по методам физиологических исследований человека, 1962, 12.
2. Димов Д., Рашков П. Cor et vasa, 6 (1), 1694, 54—63.
3. Зингер Л. И. Кардиология, 1968, 3, 129—132.
4. Каевицер И. М. Кардиология, 1968, 5, 81—88.
5. Матбич Т. М. Электроплетизмография легких. Новосибирск, 1969.
6. Парин В. В., Баевский Р. М. Введение в медицинскую кибернетику. Прага, 1966.
7. Пушкарь Ю. Т., Коротков А. А., Овруцкий Я. С., Афанасьева Л. С. Актуальные проблемы сердечно-сосудистой патологии. М., 1967, 375—382.
8. Савицкий Н. Н. Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения. Л., 1956.

9. *Augelakas E. T.* Circulation, 1959, 20, 669. 10. *Keffar* цит. по Б. М. Манебня. 11. *Heeger H.* Wien. Zsebr für Jun. Med., 1963, 10, 429—53. 12. *Laugner P. H.* Circulation, 1952, 5, 249. 13. *Laugner P. H., Geselowitz D. B.* Circulation Research, 1962, 10, 235. 14. *Milovanovich J. B., Mauquin M.* Arch. mal. Colur, 1965, 58, 2, 269. 15. *Nyboer Y.* Arch. Int. med., 1960, 105, 264. 16. *Pardee H. E.* Clinical aspects of the electrical diagram (including cardiac arrhythmias)—New-Jork, 1943, 46. 17. *Schufried F. et. al.* Wien. Z. Inn. Med., 1959, 40, 175. 18. *Jausch H.* Wien. Med. Wschr., 108, 1004, 1958.