

Г. В. ЯЛОЯН

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ
ГЕМОДИНАМИКИ

Предложена методика комплексного исследования гемодинамики человека. Разработан метод автоматической расшифровки физиологических кривых, значительно уменьшающий влияние случайных ошибок и помех при их обработке. Создан комплекс алгоритмов для вычисления большой группы показателей гемодинамики. Предложена методика оценки качества работы автоматизированной системы анализа показателей гемодинамики.

Показатели гемодинамики являются одной из важнейших характеристик функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека. Однако применение прямых методов исследования гемодинамики небезопасно для организма. В связи с этим особое значение приобретают различные косвенные методы исследования гемодинамики, дающие необходимую информацию для квалифицированной диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Автоматизация анализа данных этих методов позволит значительно ускорить, облегчить и объективизировать процесс определения показателей гемодинамики человека.

Комплексные исследования гемодинамики человека с целью одновременного определения показателей центральной и периферической гемодинамики проводились методами исследования сердечного выброса, фазовой структуры сердечного цикла, артериального и венозного давления крови, тонуса сосудов. Основными показателями центральной гемодинамики являются систолический и минутный объем крови. Для определения систолического объема крови наибольшее применение получили косвенные методы Бремзера-Ранке (в модификации Н. Н. Савицкого) и реографии (по [2]). Несмотря на простоту и точность реографического метода, нами предпочтена методика Бремзера-Ранке, позволяющая одновременно с показателями систолического объема крови определять и 6 показателей артериального давления, а также скорость распространения пульсовой волны по артериям эластического типа. Кроме того, сочетание этой методики с кинетокардиографией позволяет получить дополнительную информацию о фазовой структуре сердечного цикла желудочков сердца. Автоматизация этой методики значительно повысит точность определения показателей за счет усложнения процесса обработки данных и усреднения результатов.

В связи с этим в качестве методики комплексного исследования гемодинамики человека с помощью ЭВМ предлагается синхронное регистрирование физиологических кривых сфигмограмм сонной (СФГС), лучевой (СФГЛ), бедренной (СФГБ) артерий, кинетокардиограммы (ККГ) и кривой давления воздуха в окклюзионной манжете (МД) [1].

Основными факторами, усложняющими процесс формализации правил расшифровки кривых, являются вариабельность форм, зашумленность, качественное, недостаточно строгое описание в специальной литературе признаков характерных элементов кривых. Потребовались

достаточно трудоемкие исследования по систематизации знаний о формах кривых и врачебных правилах поиска характерных точек на них, результаты которых позволили предельно формализовать эти понятия. Был разработан метод автоматической расшифровки, сочетающий этапы предварительной обработки представленных в дискретной форме кривых и последовательного логического анализа участков кривых в определенных временных интервалах [3].

На первом этапе проводятся мероприятия для уменьшения случайных ошибок и помех при съеме и усилении аналогового физиологического сигнала, его кодировании, вводе в ЭВМ, а также с целью разметки кривых на циклы определенной длительности.

Для решения первой задачи (уменьшение случайных ошибок и помех) наиболее эффективным оказалось сглаживание по методу наименьших квадратов с помощью цифрового фильтра из класса линейных полиномов:

$$\bar{X}_n = \sum_{i=-L}^L C_i X_{n-i}, \quad (1)$$

где \bar{X}_n — сглаженное значение функции; C_i — коэффициенты фильтра (константы); X_{n-i} — равноотстоящие отсчеты функции.

Для такого фильтра передаточная функция описывается выражением

$$H(\omega h) = \sum_{i=-L}^L C_i e^{-i\omega h}, \quad (2)$$

где $H(\omega h) = H(2_n f h) = \bar{H}(f)$; $h = \frac{1}{fd}$ — шаг дискретизации; fd — частота дискретизации.

Выбор степени и числа точек полинома зависят от передаточных функций фильтров сглаживания и верхней границы частотного спектра физиологических кривых. Для сглаживания дискретных кривых СФГС, СФГЛ, СФГБ, ККГ, ТАХО и МД нами выбран полином первой степени по трем точкам.

Решение второй задачи (разметка кривых) осуществляется зубцом R ЭКГ и заключается в определении на кривых точек отсчета, от которых начинается расшифровка каждого цикла соответствующей кривой. При этом каждая из анализируемых кривых представляется кривой вида $y=f(t)$, заданной дискретно в интервале T (равном по длительности сердечному циклу R—R ЭКГ). Например, на рис. 1 приведена дискретизированная кривая СФГС на интервале T с указанием точки начала пульсовой волны A (y_A, t_A) и точки инцизуры B (y_B, t_B). Для каждой из анализируемых физиологических кривых нами разработан адекватный алгоритм расшифровки. В частности, для кривой СФГС разработан 16-шаговый алгоритм определения точек начала пульсовой волны A и инцизуры B.

Разработан также комплекс алгоритмов для вычисления всех показателей гемодинамики человека [4], условно классифицированных

по 4 группам. К I группе отнесены показатели артериального давления, а именно: минимальное, среднее, боковое, максимальное, пульсовое, ударное. Во II группу вошли показатели фазовой структуры сердечного цикла левого желудочка, а именно: длительность сердечного

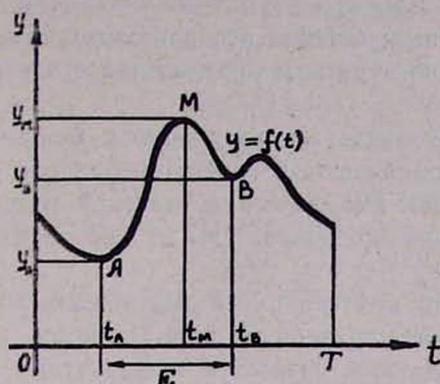


Рис. 1. Образец анализируемого цикла кривой СФГС (E—длительность периода изгнания, M—максимум)

цикла, фаза асинхронного сокращения, фаза изометрического сокращения, период изгнания, период напряжения, механическая систола, общая систола, диастола, а также внутрисистолический показатель и индекс напряжения миокарда. III группу составили показатели работы сердца: частота сердечных сокращений, систолический и минутный объемы крови, сердечный индекс, средняя скорость изгнания крови из левого желудочка. И, наконец, к IV группе отнесены показатели периферического кровообращения: скорость распространения пульсовой волны в артериях эластического и мышечного типа, показатель отношения этих скоростей, модули упругости эластических и мышечных сосудов, упругое сопротивление сосудистой системы, общее и удельное периферические сопротивления сосудистой системы.

Структура системы определения показателей гемодинамики человека на базе ЕС ЭВМ приведена на рис. 2.

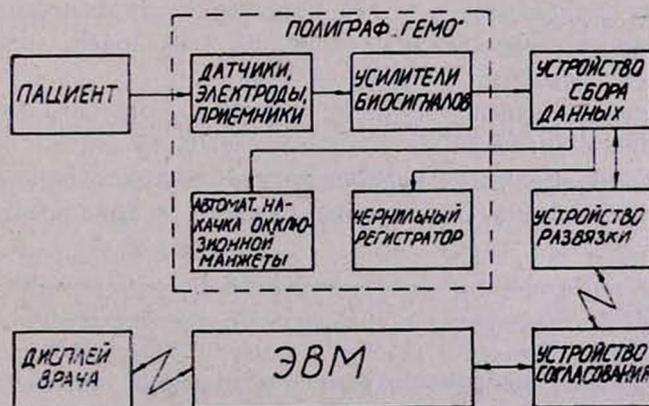


Рис. 2. Структура системы определения показателей гемодинамики.

С целью оценки качества работы системы нами предложена методика, основанная на сопоставлении результатов автоматического и традиционного (ручного, врачебного) методов по следующим критериям сравнения: физиологических диапазонов значений отдельных показателей; систематических и случайных ошибок определения характерных точек на кривых; ошибок воспроизводимости значений каждого показателя при многократном определении его у одного и того же пациента.

Согласно первому критерию, врачебные и машинные значения показателей должны принадлежать одной генеральной совокупности, что проверяется сравнением эмпирических значений математического ожидания и дисперсии каждого показателя по t -критерию Стьюдента и по χ^2 -критерию Фишера.

Согласно второму критерию, систематические ошибки машинных значений относительно врачебных определяются по эмпирическим математическим ожиданиям разностей между этими значениями:

$$M_{\Delta} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_{\Delta i}, \quad (3)$$

где $X_{\Delta i}$ — текущее значение разности; n — число измерений показателя.

Случайные ошибки машинных значений обнаруживаются по превышению величины стандартного отклонения разностей между машинными и врачебными значениями над величиной стандартного отклонения врачебных значений этого же показателя. Стандартное отклонение разностей равно

$$\Sigma_{\Delta} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_{\Delta i} - M_{\Delta})^2}. \quad (4)$$

Обозначим стандартное отклонение врачебных значений через Σ_t . Тогда, согласно теореме сложения дисперсий, если при автоматическом определении характерной точки случайная ошибка отсутствует или равна Σ_t , то Σ_{Δ} должна быть равна соответственно Σ_t или $\sqrt{2} \Sigma_t$. Таким образом, если $\Sigma_t \leq \Sigma_{\Delta} \leq \sqrt{2} \Sigma_t$, то качество автоматически определенных характерных точек не хуже качества этих точек, определенных традиционным способом.

И, наконец, согласно третьему критерию, ошибки воспроизводимости машинных значений не должны превышать эти же ошибки врачебных значений. Величину ошибки воспроизводимости можно определить двумя способами. По первому способу ошибка вычисляется по выражению

$$\Sigma_1 = \sqrt{\frac{\sigma_1^2 (n_1 - 1) + \sigma_2^2 (n_2 - 1) + \dots + \sigma_m^2 (n_m - 1)}{(n_1 - 1) + (n_2 - 1) + \dots + (n_m - 1)}}, \quad (5)$$

где Σ_i ($i = \overline{1, m}$) — стандартное отклонение значений показателя, определенного несколько раз подряд у одного пациента; n_i — количество определений показателя у одного пациента; m — общее число пациентов. Относительная величина ошибки воспроизводимости

$$\Sigma_{\text{в отн}} = \frac{\sigma_y}{M} \cdot 100\%, \quad (6)$$

где M —среднее значение показателя. По второму способу ошибка воспроизводимости определяется как стандартное отклонение линейной функции случайных аргументов. Предполагается, что физиологический показатель является нелинейной функцией, зависящей от случайных аргументов $y = \varphi(X_1, X_2, \dots, X_n)$. Согласно методу линеаризации нелинейных функций, математическое ожидание, дисперсия и стандартное отклонение равны:

$$M_y = \varphi(Mx_1, Mx_2, \dots, Mx_n); \quad (7)$$

$$D_y = \sum_{i=1}^n \left(\frac{d\varphi}{dX_i} \right)^2 \cdot \sigma^2 X_i; \quad (8)$$

$$\Sigma_y = \sqrt{D_y}. \quad (9)$$

Нами исследованы результаты оценки качества системы для 11 показателей гемодинамики по всем трем критериям. Анализ показал, что качество расшифровки физиологических кривых и точность определения показателей гемодинамики автоматическим и традиционным методами практически совпадают. В то же время автоматизация процесса позволяет провести комплексное обследование пациента за 10÷15 минут, а обработку полученных данных на ЭВМ не более чем за 3 минуты, тогда как для традиционного, ручного, метода эти показатели соответственно равны 30 минутам и 1,5÷2 часам. Следовательно, применение ЭВМ приводит к значительному ускорению, облегчению и объективизации процесса диагностики сердечно-сосудистых заболеваний при полном сохранении ее качества.

Это позволяет рекомендовать предлагаемый метод автоматизированного анализа показателей гемодинамики для широкого применения в научных исследованиях и клинической практике.

Поступила 12/III 1987 г.

Գ. Վ. ՅԱԼՈՅԱՆ

ՀԵՄՈԴԻՆԱՄԻԿԱՅԻ ՑՈՒՑԱՆԻՇՆԵՐԻ ԱՎՏՈՄԱՏԱՑՎԱԾ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅՈՒՆ

Առաջարկված է մարդու հեմոդինամիկայի հետազոտության կոմպլեքսային մեթոդիկա: Մշակված է ֆիզիոլոգիական կորերի ավտոմատ վերծանման մեթոդ, որը զգալիորեն նվազեցնում է պատահական սխալների և աղավաղումների ազդեցությունը այդ կորերի մշակման ժամանակ: Ստեղծված է ավտորիթմերի համակարգ, որը թույլատրում է հաշվարկել հեմոդինամիկայի ցուցանիշների բավականին ընդարձակ խումբ: Առաջարկված է հեմոդինամիկայի ցուցանիշների վերլուծության ավտոմատացված համակարգի աշխատանքի որակի գնահատման մեթոդիկա:

AUTOMATED ANALYSIS OF HEMODYNAMICS PARAMETERS

A procedure of complete investigation of individual's hemodynamics is described. An automatic method to decipher physiological curves is proposed, that provides considerable decrease of random errors' influence on data processing. A set of algorithms is elaborated to compute a great number of hemodynamics parameters.

ЛИТЕРАТУРА

1. Журба Н. М., Лебедева А. А. Алгоритмы и программы (инф. бюлл.), 1980, 6, с. 15.
2. Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека, т. 3. М., 1986.
3. Ялоян Г. В. Изв. АН АрмССР, серия ТН, 1987, 1, с. 24.
4. Ялоян Г. В. В кн.: Физиологическая кибернетика. М., 1981, с. 302.

УДК 616.831—005.1:611.15.

С. А. МИРЗОЯН, Э. С. СЕКОЯН, К. О. АВАНЕСЯН

ИЗМЕНЕНИЕ МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ КАПИЛЛЯРНОЙ СЕТИ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА И СОДЕРЖАНИЯ ЦИКЛИЧЕСКИХ НУКЛЕОТИДОВ В МОЗГОВОЙ ТКАНИ ПОД ВЛИЯНИЕМ ПУТРЕСЦИНА

Установлено, что в условиях дефицита мозгового кровотока путресцин способен оказывать действие на капиллярную сеть коры головного мозга, что выражается в увеличении диаметра функционирующих и в уменьшении количества нефункционирующих капилляров.

Исследуемый эндогенный полиамин увеличивает содержание цАМФ и цГМФ в мозговой ткани.

Проведенные за последние годы исследования углубили и расширили представление о роли ди- и полиаминов в деятельности ЦНС и метаболизме мозговой ткани [7, 9, 10].

Полученные данные относительно способности ди- и полиаминов понижать сопротивление мозговых сосудов [1] послужили основой для дальнейших исследований по выявлению изменений морфофункционального состояния капиллярной сети коры головного мозга и уровней циклических нуклеотидов под влиянием путресцина.

Материал и методы

Изучение морфофункционального состояния капиллярной системы коры головного мозга проводилось на 20 кошках с использованием кальций аденозинтрифосфатного метода выявления внутриорганного микроциркуляторного русла [4]. Для исследования брались кусочки мозга идентичных участков через черепное окно, открытое в теменной области как на стороне перевязки, так и на контралатеральной половине.

Эксперименты по определению уровней циклических нуклеотидов проводились на 27 белых половозрелых беспородных крысах-самцах.