

МАТЕМАТИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПИСАНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Л. Г. Малиновский, И. Ш. Пинскер, Б. М. Цукерман

Институт проблем передачи информации АН СССР, Москва

Современная электрокардиография использует для оценки электрической активности сердца записываемые на ленте ЭКГ кривые, каждому зубцу и интервалу которых дано соответствующее наименование. Установлен перечень признаков, имеющих значение для диагностики заболеваний сердца (длительность интервалов, амплитуда зубцов и др.). Это описание электрокардиограммы наглядно и дает возможность получать параметры кривых при помощи несложных измерений, проводимых вручную. Многолетней практикой установлены диагностические критерии, опирающиеся на этот способ и дающие хорошие результаты для диагностики заболеваний сердца.

В настоящее время в связи с появлением вычислительных машин стала возможной автоматическая электрокардиографическая диагностика [1, 2]. Такой центр автоматической ЭКГ-диагностики создан, например, в США [2]. Примененный центром распознавательный алгоритм основан на использовании указанной системы признаков.

Если при оценке ЭКГ врачом очевидны достоинства принятого способа описания, то при применении вычислительных машин заметными оказываются недостатки этого способа, ограничивающие точность анализа ЭКГ, которая недоступна человеку, но доступна при применении вычислительной техники.

Принятый способ описания ЭКГ имеет существенные недостатки.

1. Описание весьма неточно. Попытка воспроизвести форму конкретной ЭКГ по ее описанию показывает, что оригинальная и восстановленная кривые похожи друг на друга лишь в самом грубом приближении.

2. Зубцы ЭКГ, имеющие одинаковое наименование у разных больших (и даже в разных отведениях у одного и того же большого), охватывают разные по времени части сердечного цикла.

Эти недостатки неизбежно приводят к потере информации, содержащейся в ЭКГ, и обедняют результаты, которые можно было бы получать при анализе адекватной кривой.

Поэтому специалисты пытаются найти новые способы описания ЭКГ. Многие пробуют разлагать кривую в ряды по известным функциям: в ряд Фурье [3,4], по функциям Лагерра [5], по ортогонализированным комплексным экспоненциальным функциям, специально отобраным для уменьшения числа параметров [6]. Попытки такого рода до настоящего времени не принесли желаемого успеха: при небольшом числе членов ряда не удавалось достичь достаточной точности описания.

В данной работе предлагается новый способ описания ЭКГ. Он заключается в том, что электрокардиографический комплекс $PQRST$ разбивают на участки соответственно временным интервалам PQ , QRS и $ST-T$. На каждом из этих интервалов кривую разлагают в ряд Фурье. Поскольку на концах интервалов кривая, как правило, проходит через нуль¹, разложение производят по синусам. Таким образом, участки сердечного цикла, представленные на ЭКГ изоэлектрической линией и не несущие полезной информации, в ряд не разлагают.

Для оценки предлагаемого метода и для сравнения его с другими методами аналогичного назначения выбрали 20 ЭКГ. Необходимые расчеты выполняли на универсальной цифровой вычислительной машине.

Информацию об интервале $QRST$ вводили в машину в виде 84 отсчетов, причем в области интервала QRS выбирали 44 ординаты с частотой 400 отсчетов в секунду, а в области интервала $ST-T$ —40 ординат с частотой 80 отсчетов в секунду.

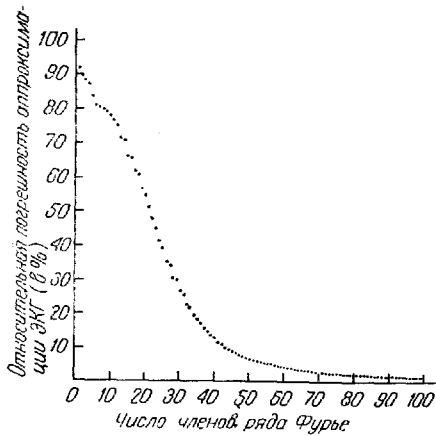


Рис. 1. Зависимость отношения среднеквадратичной погрешности аппроксимации к среднеквадратичному значению ЭКГ от числа членов ряда Фурье.

На рис. 1 показана зависимость отношения среднеквадратичной погрешности аппроксимации к среднеквадратичному значению всей ЭКГ (без выделения участков) от числа членов ряда Фурье. Такое разложение получают, например, при использовании спектроанализаторов. Очевидно, для аппроксимации с погрешностью порядка 5% требуется 60 членов ряда, а погрешность порядка 2—3% требует уже 100 членов ряда. Кроме того, мы сравнили предлагаемый метод со способами разложения кривой по комплексным экспонентам и по функциям Лагерра. Результаты этого сравнения приведены в таблице. Критерием для сравнения выбрана точность аппроксимации при одном и том же числе (12) параметров описания. В предлагаемом нами спо-

Погрешность аппроксимации ЭКГ в зависимости от способа их цифрового описания

№ ЭКГ	Погрешность аппроксимации			№ ЭКГ	Погрешность аппроксимации		
	комплексные экспоненты	функции Лагерра	разложение по участкам		комплексные экспоненты	функции Лагерра	разложение по участкам
1	4,45	8,16	0,89	11	3,34	4,30	2,01
2	3,88	6,09	0,96	12	11,6	22,8	3,33
3	2,52	7,50	0,76	13	4,14	12,4	1,40
4	1,12	2,49	0,47	14	15,3	24,6	3,10
5	3,27	10,1	1,62	15	8,01	14,5	1,25
6	2,95	7,34	1,63	16	7,53	12,9	2,83
7	1,05	4,16	0,87	17	2,16	4,95	0,90
8	7,04	33,2	2,33	18	1,33	1,34	0,85
9	9,13	18,5	1,32	19	7,79	3,09	4,12
10	1,37	0,93	0,58	20	9,08	4,03	3,28

¹ Если смещены интервалы PQ или ST , для улучшения сходимости ряда необходимо ввести дополнительные параметры: ординаты начала и конца QRS .

собе описания параметрами являются моменты, определяющие начало и конец каждого интервала, и коэффициенты ряда Фурье, а при разложении по комплексным экспонентам — значения коэффициентов разложения по затухающим синусоидальным и косинусоидальным функциям, из которых состоят комплексные экспоненты. Параметры для функций Лагерра — значения коэффициентов ряда.

В работе [6] приводятся 6 комплексных экспонент, которые могут быть представлены затухающими синусоидальными $\varphi_1—\varphi_6$ и косинусоидальными $\varphi_7—\varphi_{12}$ функциями (рис. 2). Погрешность аппроксимации каж-

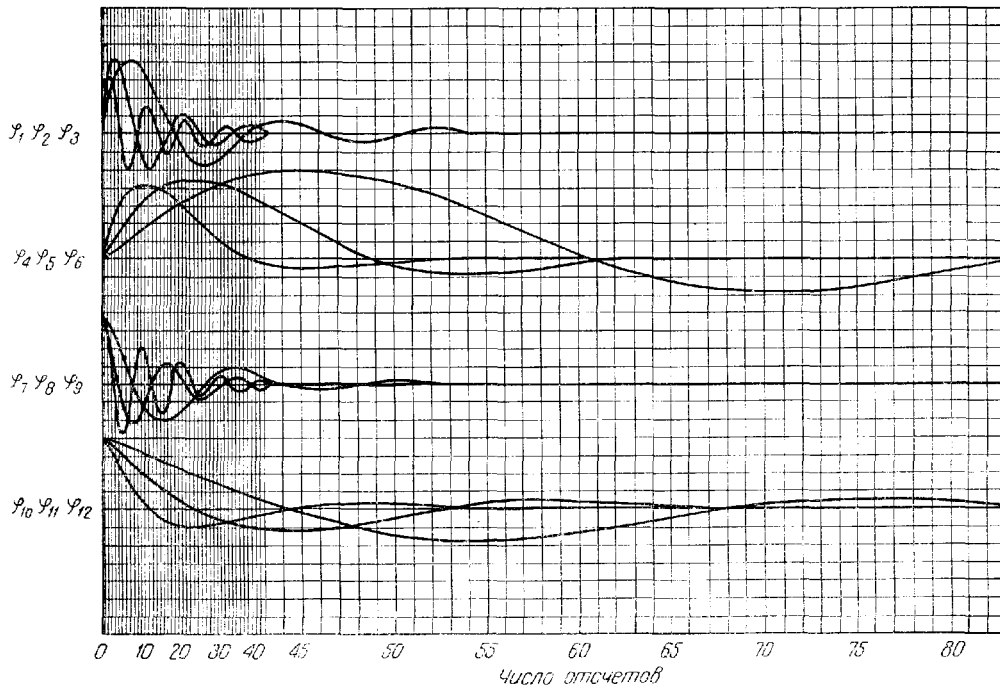


Рис. 2. Затухающие синусоидальные и косинусоидальные функции.

дой из 20 ЭКГ этими функциями указана в первом столбце таблицы. Каждое из чисел в этом столбце показывает отношение среднеквадратичной погрешности аппроксимации к среднеквадратичному значению исходной кривой.

На рис. 3 показаны 12 функций Лагерра ($L_1—L_{12}$), подобранные по масштабу времени¹. Погрешность аппроксимации для этого случая указана во втором столбце таблицы.

На рис. 4 изображены расквантованный участок $QRST$ ЭКГ и синусные функции для разложений интервалов QRS и $ST—T$ по предлагаемому нами способу.

Уже говорилось, что количество затухающих синусоидальных и косинусоидальных функций в 6 отобранных комплексных экспонентах, как и число функций Лагерра для аппроксимации интервала $QRST$, брали равным 12. Количество синусных функций равнялось (соответственно) 6 для интервала QRS и 4 для интервала $ST—T$. Кроме того, в число параметров

¹ Функции Лагерра, подобранные по масштабу времени, находили для показателя

$\alpha=0$; α — показатель в формуле $L_n(t) = l^r t^{\frac{\alpha}{2}} l_n(t)$, где $L_n(t)$ — функция Лагерра; $l_n(t)$ — полином Лагерра.

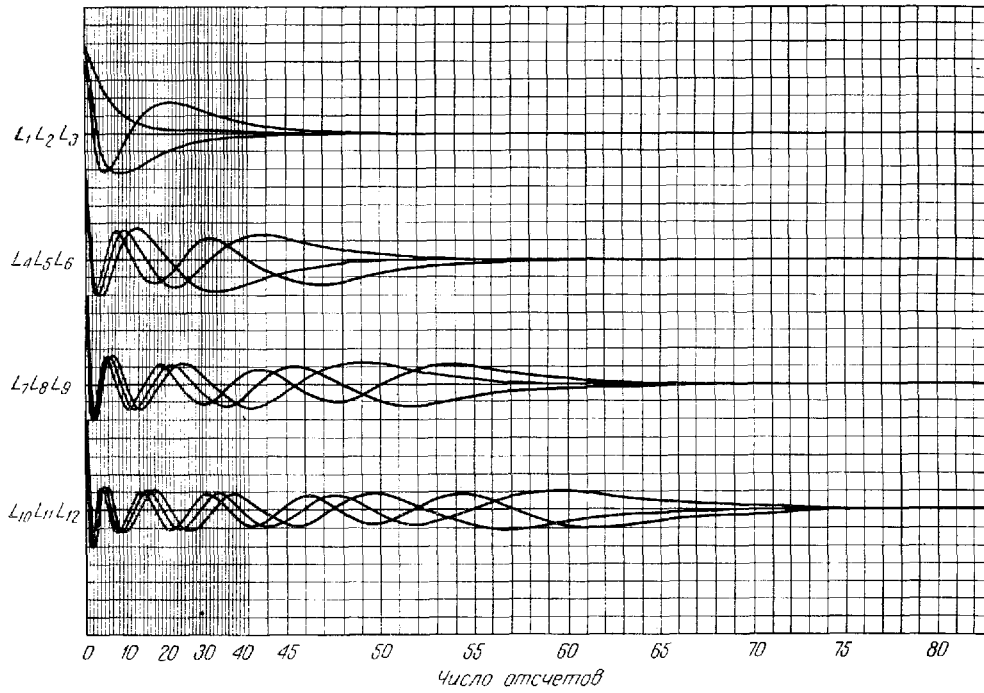


Рис. 3. Функции Лагерра.

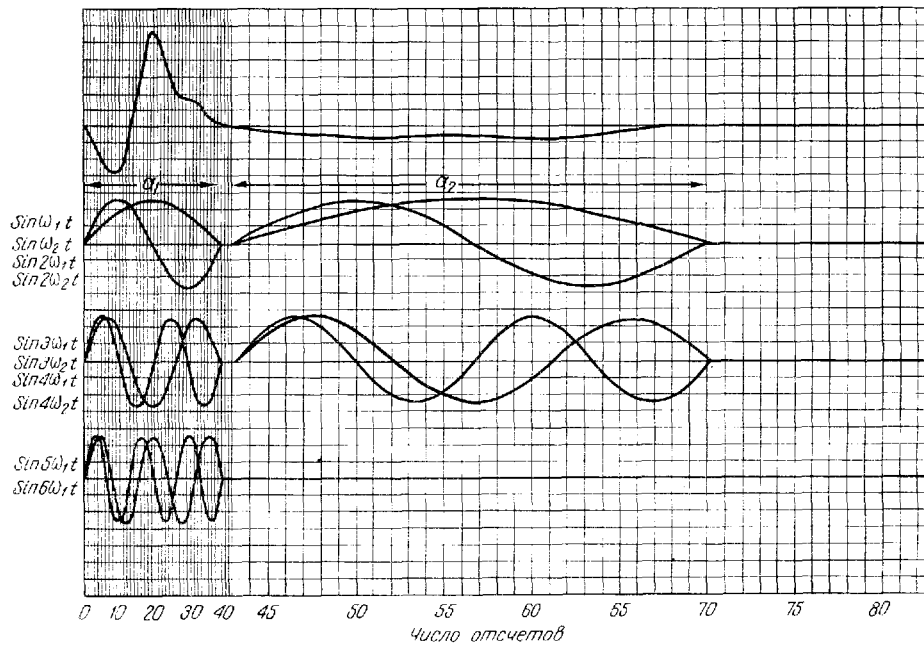


Рис. 4. Расквантованный участок $QRST$ ЭКГ и синусные функции для разложения интервалов QRS и $ST - T$ по предлагаемому способу.

включено 2 показателя, характеризующих длительности соответствующих интервалов. Общее количество параметров также равно 12. Среднеквадратичная погрешность для всего комплекса $QRST$ приведена в третьем столбце таблицы.

Анализ таблицы показывает, что точность нового способа описания, который в дальнейшем называем способом разложения по участкам, выше, чем точность разложения по комплексным экспонентам или по функциям Лагерра при одинаковом числе параметров.

Дополнительно предложенным методом разложения было обработано 130 ЭКГ сложной конфигурации (по участкам *PQ*, *QRS* и *ST—T*). В основном ЭКГ снимали у больных с различными врожденными и приобретенными пороками сердца. Оказалось, что для описания самых сложных видов кривых по данному методу с точностью до 2% требуется не более 16 параметров.

Результаты проведенных исследований показывают, что новый метод перспективен для разработки систем автоматической ЭКГ-диагностики. Описание ЭКГ малым числом параметров (цифр) облегчает ввод информации в электронную цифровую вычислительную машину (ЭЦВМ).

Метод описания ЭКГ тесно связан с кодированием кривой для ввода ее в ЭЦВМ. При принятом квантовании по времени с частотой, выбранной так, чтобы отобразить высокочастотные составляющие *QRS* комплекса ЭКГ, необходимо 200—300 отсчетов на один цикл сердечной деятельности. Для «памяти» ЭЦВМ это большая нагрузка; даже в современные вычислительные машины с большим объемом оперативной памяти можно синхронно вводить не более 3 отведений. Между тем для диагностики важны синхронное кодирование и одновременный ввод всех записываемых с большого отведений [1—2].

Предлагаемый способ цифрового описания ЭКГ допускает несложную реализацию в виде аналого-цифрового кодирующего устройства. При этом синхронное кодирование можно осуществить для многих электрокардиографических отведений. Одновременное кодирование даже 12 отведений даст не более 200 параметров. Создание подобного устройства представляется целесообразным: прежде всего оно обеспечивало бы экономный ввод ЭКГ в ЭЦВМ. Помимо этого, выходные данные этого устройства (коэффициенты разложения ЭКГ) могут оказаться удобными для использования кардиологами при диагностике заболеваний.

Выводы

1. Предлагаемый способ разложения ЭКГ по участкам имеет большую точность при малом количестве параметров описания ЭКГ.
2. Разложение ЭКГ по участкам позволяет обрабатывать их до ввода в универсальную вычислительную машину. При этом удается получить синхронное кодирование, которое во многих других методах затруднено.
3. Разложение ЭКГ по участкам более точно, чем принятая медицинская система признаков, и потому имеет дополнительные диагностические резервы.
4. Применение этого способа целесообразно при создании централизованной системы автоматизированной ЭКГ диагностики.

ЛИТЕРАТУРА

1. Berson A. S., Pipberger H. V., Computer Analysis of the Electrocardiogram Engineering in the practice of medicine. Baltimore, 1967. — 2. Caseres C. A., Charles M. D., Steinberg A., Computer Extraction of Electrocardiographic Parameter. Circulation, 1962, v. 25, N 2. — 3. Cady L. D., Woodbury M. A., Tick L. I., Gertler M. M., A Method for Electrocardiogram Wave Pattern Estimation. Example: Left Ventricle Hypertrophy, Circulation Research, 1961, v. 9, N 5. — 4. Слепьян Л. В. кн.: Труды Института физиологии им. И. Бериташвили, т. 6. Тбилиси, 1945. — 5. Goung T. G., Huggins W. H., Representation of Electrocardiogram by Orthogonalized Exponentials. IRE International Conventional Record, 1961, p. 9. — 6. Goung T. G., Huggins W. H., On the Representation of Electrocardiography IEEE Transactions on Bio-medical electronics, 1963, v. BME-10, N 3.