

АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ КАК ВЕКТОРНЫХ ФУНКЦИЙ

И.Ш. Пинокер, Б.М. Цукерман, В.В. Шакин

Ин-т проблем передачи информации АН СССР и

Ин-т хирургии им. А.В. Вишневского АМН СССР,

Москва

Анализ электрокардиограмм можно проводить по крайней мере двумя различными способами. Первый из них использует клинические признаки (качественные и количественные характеристики размеров и формы зубцов, интервалов и т.п.), образующие в совокупности так называемый электрокардиографический синдром. Именно этот способ позволил убедиться в высокой эффективности электрокардиографии при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний. Его несомненное и основное достоинство состоит в наличии обширнейшего клинического опыта, который резюмирован именно на языке указанных "клинических" симптомов. Однако номенклатура принимаемых во внимание параметров обусловлена не только и не столько их диагностической значимостью, сколько удобствами визуального изучения, результаты которого не всегда формулируются количественно. Расплывчатость, неопределенность и субъективный характер клинических признаков в большой мере обесценивают имеющиеся сейчас архивные материалы. Поэтому проблема объективизации процедуры измерения и анализа электрокардиограмм весьма актуальна. Ясно также, что в реальные и не слишком большие сроки эту задачу можно решить на основе современной вычислительной техники. Сейчас уже со-

даны различные практические программы для универсальных вычислительных машин и специализированные автоматические устройства для "объективного" измерения различных характеристик электрокардиограммы [424, 256, 244]. В эти программы и устройства заложены точные математические определения таких понятий как "комплекс QRS", зубец P, "интервал PQ" и таких признаков как "симметричный зубец T", "поднятие интервала ST" и т.п. Массовое использование автоматических средств измерений такого рода по-видимому позволит за не слишком долгий срок накопить достаточно большой архивный материал. На этом пути можно ожидать повышения эффективности (успешности) анализа электрокардиограммы как за счет более корректных, "объективных" измерений, так и за счет применения известных статистических методов. В этом случае опять-таки большую роль играют вычислительные машины. Таким образом, перед нами уже стоит задача усовершенствования, объективизации и частичного исправления имеющихся электрокардиографических признаков на базе вычислительной техники. Однако ее возможности далеко не исчерпываются автоматизацией измерения некоторых субъективно выбранных характеристик электрокардиограммы, хотя бы при этом и использовались методы многомерного статистического анализа. При таком подходе трудно исправить и значительную вариабельность "клинических" признаков, вызванную отклонениями электрокардиограммы. Вариабельность связана не с изменениями сердца как генератора электрического тока, а с различными особенностями конституции или состояниями пациента, с положением сердца, с погрешностями наложения электродов и т.п. Механизм этого рода изменений электрокардиограммы достаточно прост. Однако наблюдае-

мые изменения клинических признаков носят более сложный характер, поскольку соответствующие функциональные зависимости как правило существенно нелинейны. Все это сильно затрудняет решение даже простейшей задачи по оценке изменений электрокардиограммы, связанных с патологическими изменениями в сердце. Следует иметь в виду, что электрокардиограммы и по своему происхождению (процесс, никак не связанный с мышлением), и по форме (набор одновременно снятых кривых) мало приспособлены для визуального изучения. Человек плохо анализирует кривые. (Другое дело - рукописные буквы и цифры, специально придуманные для рассматривания и визуального распознавания. Однако и тут проблему нахождения признаков нельзя считать решенной). Из всего вышесказанного вытекает наша уверенность в необходимости и своевременности второго возможного способа анализа электрокардиограмм. Он основывается на более специфичных, в большей степени "машинных" методах анализа электрокардиограмм, которые рассматриваются как совокупность синхронно измеряемых кривых, т.е. некоторых вещественных функций

$y_1(t), \dots, y_n(t)$ вещественного аргумента - времени t , изменяющегося на некотором фиксированном отрезке. Таким образом, электрокардиограмма есть векторная функция $\vec{y}(t) = \langle y_1(t), \dots, y_n(t) \rangle$ аргумента t с компонентами $y_i(t)$ ($i = 1, \dots, n$). Ограничимся рассмотрением единичных циклов электрокардиограмм и фиксируем число n снимаемых отведений. Можно считать отрезок изменения аргумента t одинаковым для всех рассматриваемых векторных функций. Тогда всякая электрокардиограмма изобразится точ-

кой в функциональном пространстве достаточно гладких векторных n - компонентных функций указанного вида. Чтобы оценить изменения электрокардиограмм, надо иметь способ сравнения двух электрокардиограмм, т.е. определить различие векторных функций. Нормируя рассматриваемое функциональное пространство, можно охарактеризовать различие α его элементов x и y квадратом нормы их разности, т.е. величиной

$$\alpha(x, y) = \|x - y\|^2$$

Подбирая достаточно гибкую норму (со сглаживанием, с весами, с учетом производных и т.п.), можно учесть практически любые особенности формы электрокардиограммы. С другой стороны, такое определение различий электрокардиограммы создает известные удобства при вычислениях. В частности, удается выявить изменения кривых, обусловленные указанными выше не имеющими диагностического значения причинами (поворот сердца, телосложение, сдвиг электродов и т.п.). Известно, что электрические проявления активности сердца на поверхности тела можно с достаточной точностью (точность измерений) объяснить, считая сердце электрическим генератором с небольшим (3 - 5) числом степеней свободы, который погружен в линейную проводящую среду (тело) [187]. Таким образом, неоднородность, анизотропия, вариативность формы тела и т.п. приводят к тому, что при помощи обычных систем отведений вместо электрокардиограммы $x(t)$ измеряется электрокардиограмма $\ell x(t)$, полученная из $x(t)$ некоторым линейным преобразованием ℓ . Поэтому более точной оценкой различия электрокардиограммы x и y может служить величина

$$r_2(x, y) = \min \| \ell x - y \|^2$$

где минимум отыскивается на некотором подмножестве линейных операторов ℓ . Используя любые невырожденные линейные преобразования ℓ функции $x(t)$, мы допустим аффинные деформации годографа этой векторной функции. Если же ограничиться ортогональными операторами, то этот годограф будет поворачиваться на некоторый угол. Для анализа различных поворотов векторкардиограммы, т.е. годографа трехкомпонентной электрокардиограммы, созданы специальные устройства (резольверы) [315]. Известно, что параметры такого поворота могут нести значительную информацию, особенно при распознавании инфарктов [187]. И в этом ($n=3$; ℓ - ортогональный оператор), и в более общих случаях можно учесть и оценить величину выполняемого преобразования ℓ как его отличие по норме $\| \ell - \varepsilon \|^2$ от некоторого эталонного (например, тождественного) оператора ε . Таким образом, мы приходим к следующей оценке различия электрокардиограмм:

$$r_3(x, y) = \min \left\{ \| \ell x - y \|^2 + \lambda \| \ell - \varepsilon \|^2 \right\}$$

где λ - весовой множитель. Используя эту оценку, можно решать задачу классификации электрокардиограмм на основе сравнения их с некоторым эталоном. Пусть требуется отнести в один класс электрокардиограммы $y^1(t), \dots, y^m(t), \dots$. Для этого построим эталон, т.е. такую векторную функцию $x(t)$, имеющую наименьшее возможное количество компонент m , чтобы к ней были близки в указанном смысле и с заданной точностью все $y^i(t)$. Искомый эталон $x(t)$ найдется как решение задачи на минимум

$$\min \sum \| \ell^* x - y^* \|^2,$$

где операторы ℓ^* выбираются также наилучшим образом. Ближайшее к оптимальному решение дает процедура, сходная с применяемым в статистике методом главных компонент.

В рамках развиваемого подхода удается учесть не только разного вида линейные искажения ℓ , но и нелинейные искажения, вызываемые деформациями φ по оси времени t . При этом вместо электрокардиограммы $x(t)$ доступна измерению электрокардиограмма

$$\ell \varphi x(t) = \ell x(\varphi(t)),$$

где $\varphi = \varphi(t)$ задает некоторого вида отображение отрезка изменения аргумента t на себя. Соответствующая оценка различия электрокардиограмм

$$r_n(x, y) = \min \left\{ \| \ell \varphi x - y \|^2 + \lambda \| \ell - \varepsilon \|^2 + \mu \| \varphi - \delta \|^2 \right\},$$

где λ, μ — веса, ε, δ — тождественные операторы, учитывает возможные искажения и по амплитуде, и по времени. Выбирая различные допустимые множества пар преобразований ℓ и φ , можно конструировать различные оценки. На этом пути, допустив достаточно общие отображения φ , мы вообще исключаем время t и переходим к сравнению годографов электрокардиограмм, т.е. анализируем векторкардиограммы. Возможны и промежуточные решения. Существенно, что и во всех этих случаях для последней оценки $r_n(x, y)$ также удастся построить многомерный эталон $x(t)$, обладающий нужными свойствами близости с учетом преобразований ℓ и φ фиксированного вида.

Описанные алгоритмы реализованы в виде программ для универсальной цифровой вычислительной машины. Для проведения вычислений требуется приемлемое время, что позволяет решать практические задачи по классификации и автоматическому распознаванию электрокардиограмм.