

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА И ИНФОРМАЦИЯ ОБ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА

И. Ш. Пинскер, Б. М. Цукерман

Институт проблем передачи информации АН СССР, Москва

Самой распространенной в электрокардиографии является система, включающая 12 отведений. Большой клинический опыт убеждает в ее диагностической ценности. Однако эта, а также многие другие ЭКГ- и ВКГ-системы, обладают рядом существенных недостатков. Главные из них: большое число отведений; ненужная повторяемость информации, затрудняющая ее использование; расплывчатость границ нормы и различных видов патологии. В связи с этим каждое предложение упрощения метода с целью облегчения и улучшения ЭКГ-диагностики вызывает большой интерес.

Существует два принципиальных пути изучения ЭКГ с целью получения диагностической информации: первый — эмпирический и второй — создание моделей, основывающихся на представлениях о физике процесса. Признавая неизбежность эмпирического пути, следует подчеркнуть, что все результаты эмпирических исследований жестко привязаны к выбранной системе отведений. Применение новых отведений приводит к необходимости заново проводить огромную работу по выбору диагностически важных признаков. Именно поэтому переход от наиболее распространенной системы из 12 отведений, например, к ВКГ-системе Гришмана или системе ортогональных отведений Шмитта, Франка и др. является крайне затруднительным.

Второй, физический, подход к анализу ЭКГ, основанный на понимании ее генеза, должен давать представление о внутренней связи всей совокупности отведений. При этом возникает возможность не только связать между собой все существующие системы отведений, но и выбрать оптимальную систему. Этот подход, по-видимому, является наиболее рациональным, так как сильно сужает поле эмпирического поиска, давая возможность провести его наиболее эффективно там, где мы не в силах заранее предсказать результат.

Сердце является сложным генератором тока, состоящим из огромного числа мышечных волокон, каждое из которых при его возбуждении является элементарным источником тока. Во время сокращения сердца в любой отдельный момент одновременно возбужденным оказывается большое число волокон. Поэтому, отводя разности потенциалов с поверхности тела и записывая ЭКГ, мы всегда фиксируем только суммарный результат этого возбуждения. Местные изменения в электрической активности сердца отражаются на ЭКГ лишь в той мере, в какой они сказываются на суммарном результате. Оценка ЭКГ осложняется и тем, что сердце погружено в неомогенную среду, а внешние контуры тела имеют значительные индивидуальные различия. Это приводит к настолько значительным изменениям ЭКГ, что часто становится основной причиной ее индивидуальных различий (Schmitt; Frank). Задача «очистки» ЭКГ от влияния внесердечных факторов — основного источника «шумов» — весьма актуальна. Однако решить ее можно только при условии, что сердце как генератор ЭКГ в физическом смысле — достаточно простая система.

Наиболее рациональная гипотеза о сердце как генераторе тока должна удовлетворять следующим требованиям. Гипотетический генератор должен позволять построить любую из ЭКГ-кривых, реально отводимых с поверхности тела. Точность совпадения расчетной и реальной кривых ограничивается точностью записи ЭКГ. С другой стороны, этот генератор должен быть максимально простым, так как даже незначительное усложнение гипо-

тезы почти всегда связано с большим увеличением числа необходимых отведений. Например, предположив, что сердце как генератор ЭКГ описывается только дипольным моментом, можно ограничиться 3 отведениями. Дополняя это описание квадripольным моментом, придется применить 8 отведений. При учете и октапольного момента число необходимых отведений возрастает до 15. Существуют и другие пути. В частности, сердце можно представить в виде 1, 2 или большего числа неподвижных диполей.

Мы приняли следующую последовательность постепенного усложнения физических гипотез: 1) сердце эквивалентно неподвижному точечному диполю; 2) сердце — перемещающийся точечный диполь. Дальнейшее усложнение должно зависеть от того, насколько более простой и достоверной станет диагностика сердечных заболеваний. Возможность этого усложнения определится после изучения погрешностей записи ЭКГ и исследования разброса электрических параметров тела человека.

ГИПОТЕЗА ЭКВИВАЛЕНТНОГО ДИПОЛЯ

Известно, что потенциал V^s любого отведения S можно представить в виде

$$V^s = (G_{\alpha}^s N^{\alpha}) + (G_{\alpha\beta}^s N^{\alpha\beta}) + \dots$$

суммы произведений тензоров $G_{\alpha}^s, G_{\alpha\beta}^s, \dots$ выбранного отведения и тензоров сердца $N^{\alpha}, N^{\alpha\beta}$, (Brody). Тензоры сердца характеризуют его как электрический генератор и являются функциями времени. Тензор N^{α} имеет 3 компоненты и представляет собой вектор эквивалентного диполя или дипольный момент сердца \bar{P} . Соответствующий ему тензор G_{α}^s называют вектором отведения. Обозначим его \bar{q}^s . Тензор $N^{\alpha\beta}$, или квадripольный момент, так же, как и тензор $G_{\alpha\beta}^s$, имеет 5 компонент. Следующая пара тензоров имеет уже по 7 компонент и т. д.

Гипотеза эквивалентного диполя основана на предположении, что для клинической диагностики достаточно знания только одного дипольного момента \bar{P} . При этом предполагается, что моменты более высоких порядков (квадripольный, октапольный и др.) полностью зависят от положения сердца и конституции больного и не несут никакой полезной информации.

Для определения вектора эквивалентного диполя или дипольного момента сердца предложены различные системы, основанные на построении линейных комбинаций элементарных отведений. Наиболее известны системы Шмитта (Schmitt) 14 контактов на поверхности тела, Франка (Frank) 7 контактов и Риланта (Rilant). Необходимые комбинации для первых двух систем отведений были найдены на основании опытов с оболочками, имеющими форму человеческого торса и заполненными солевым раствором. Эти системы получили название ортогональных¹, так как дают три выходных напряжения, которые пропорциональны ортогональным проекциям сердечного диполя. ЭКГ ортогональных отведений представляет собой запись в определенном масштабе вектор-функции $\bar{P}(t)$.

В наиболее чистом виде дипольный момент регистрируется в упомянутых системах ортогональных отведений, в которых отведения сделаны нечувствительными к недипольным составляющим ЭКГ (если они есть). Клиническая практика использования этих отведений (Pirberger) показала, что в большинстве случаев действительно удается достаточно хорошо устанавливать диагноз сердечных заболеваний. Бесспорное преимущество этих систем в их стабильности, а также в том, что записываются и подвергаются анализу только 3 кривые. Однако ортогональных систем не всегда оказывается достаточно. В некоторых случаях довольно высокая их стабильность превращается в нечувствительность и может сделать систему «слепой» к интересующим нас нарушениям сердечной деятельности. Есть указания, что в ряде случаев диагноз инфаркта миокарда затруднителен, в то время как в обычных прекардиальных отведениях инфаркт оказывается очевидным. Далее обычные грудные отведения довольно часто дают основание для диагностики гипертрофии обоих желудочков. Невозможно представить себе, как это состояние сердца вообще может найти отражение в ортогональных системах, так как возникшие при этом дополнительные векторы, приложенные к разным точкам сердца, противоположны и поэтому не меняют значения эквивалентного диполя. Наконец, проведенный нами анализ ряда прекардиальных отведений показал, что при попытке разложить их по ортогональным отведениям получа-

¹ Не следует путать ортогональные системы, дающие проекции дипольного момента, с системами куба, тетраэдра и др. Геометрическая ортогональность отрезков, соединяющих электроды отведений, не является достаточной для получения составляющих дипольного момента и тем более его ортогональных составляющих.

ется значительной величины остаток. Даже при разложении в пределах комплекса QRS он достигал 20—30% амплитуды этой части кривой. Таким образом, знание дипольного момента является весьма важным. Однако оно не исчерпывает всей нужной для диагностики информации.

Что же представляет собой остаток? Принимая гипотезу эквивалентного диполя, мы пренебрегаем особенностями поля, которые связаны с положением элементарных источников тока (диполей), генерирующих это поле. Остаток и характеризует ошибку гипотезы. Чтобы использовать информацию, содержащуюся в остатке, необходимы другие представления о сердце как генераторе поля тока.

Гипотеза перемещающегося диполя

Сделаем следующее предположение, которое будем в дальнейшем называть гипотезой перемещающегося диполя. Потенциал V каждого отведения можно представить как сумму двух потенциалов U и W . Первый наводится дипольным моментом \bar{P} сердца. Второй совпадает с потенциалом, возникающим при сдвиге точечного диполя, равного по величине \bar{P} на некоторый вектор \bar{r} , зависящий от времени. В дальнейшем будем называть U дипольным потенциалом, а W — потенциалом сдвига. Если смещения диполя малы, то потенциал сдвига можно рассматривать как билинейную форму от координат дипольного момента \bar{p} и координат вектора его перемещения \bar{r} , который в дальнейшем будем называть вектором сдвига. Как частный случай квадрупольного потенциала, билинейная форма отведения S имеет симметричную матрицу A^s , совпадающую с тензором G_{α}^s . Зная матрицу отведения A^s , потенциал перемещения W^s можно найти по формуле:

$$W(t)^s = (A^s \bar{p}, \bar{r}). \quad (1)$$

Для определения вектора сдвига $\bar{r} = (r_x, r_y, r_z)$ достаточно иметь три дополнительных отведения, с помощью которых можно решать систему из 3 уравнений относительно неизвестных r_x, r_y, r_z .

$$W(t)^s = (A^s \bar{p})_x \cdot r_x + (A^s \bar{p})_y \cdot r_y + (A^s \bar{p})_z \cdot r_z \quad (s = 4, 5, 6). \quad (2)$$

В последнем соотношении индексы 4, 5, 6 соответствуют трем дополнительным отведениям 4, 5, 6 (предполагается, что 1,2,3-опорные отведения). Таким образом, для вычисления вектора сдвига нужно:

- снять вместе с базисными ортогональными отведениями $V^1(t), V^2(t), V^3(t)$ три дополнительных отведения $V^4(t), V^5(t), V^6(t)$;
- найти потенциалы сдвига $W^4(t), W^5(t), W^6(t)$;
- решить систему уравнений (2); последнее возможно, если известны матрицы A^4, A^5, A^6 трех дополнительных отведений и если система (2) практически не вырождена. Однако в настоящее время прямое вычисление компонент вектора сдвига связано с большими техническими трудностями. Мало изучены тензоры отведений (их значения, вариабельность, линейная независимость векторов $A^s \bar{p}$). Вместе с тем остатки от разложения дополнительных отведений по базисным известны с большими погрешностями. Все это побудило нас пойти по обходному пути.

Рассмотрим интервал времени $\Delta_1(t)$, для которого потенциал сдвига с малой погрешностью может быть представлен в виде

$$W(t) = [A \bar{P}(t), \bar{r}(t)] = [A \bar{P}(t), r_1] = [\bar{P}(t) A, r_1],$$

где $\bar{r}_1 = \bar{r}(t_1)$ — значение вектора $\bar{r}(t)$ в момент времени t_1 из интервала $\Delta_1(t)$.

Если для другого интервала $\Delta_2(t)$ аналогично может быть найден вектор r_2 и момент времени t_2 , то естественно предположить, что за время $t_1 t_2$ вектор сдвига изменился на величину $\Delta \bar{r} = \bar{r}_2 - \bar{r}_1$. Выдвинутое предположение можно назвать гипотезой локально неподвижного диполя. Запишем формулу для потенциала сдвига в виде

$$W(t) = (\bar{p}, A \bar{r}) = p_x (A \bar{r})_x + p_y (A \bar{r})_y + p_z (A \bar{r})_z.$$

Следовательно, для 1-го и 2-го интервалов можно найти коэффициенты $(\lambda_{x1}, \lambda_{y1}, \lambda_{z1})$ и $(\lambda_{x2}, \lambda_{y2}, \lambda_{z2})$ разложения $W(t)$ по проекциям $P_x(t), P_y(t), P_z(t)$ вектор-функции $P(t)$. Полагая, что разложение единственно (случай линейной зависимости проекций мы не рассматриваем), найдем, что $\lambda_{i2} - \lambda_{i1} = (\Delta \bar{r}_i)_1 - (\Delta \bar{r}_i)_2 = (A \Delta \bar{r}_i)_1$ ($i = x, y, z$). Следовательно, приращения коэффициентов разложения при переходе от 1-го интервала ко 2-му можно считать некоторыми неортогональными проекциями вектора сдвига. Характер проектирования определяется матрицей, зависящей от выбора отведения.

Чтобы дать представление о порядке величин приращений и о степени выполнения сделанного предположения о малости вторичного остатка, ниже приведена таблица (см. таблицу) для четырех больших B_1, B_2, B_3, B_4 . Для каждого большого было снято три ортогональных шмиттовских отведения P_x, P_y, P_z и отведение VC_1 в большом масштабе времени. Для отведения VC_1 были найдены коэффициенты его разложения на интервале QRS по методу наименьших квадратов по функциям $P_x(t), P_y(t), P_z(t)$. Поскольку во всех случаях средняя величина остатка (первичный остаток) составляла 15—30% средней ампли-

Таблица приращений коэффициентов

	$\lambda_{x2}-\lambda_{x1}$	$\lambda_{y2}-\lambda_{y1}$	$\lambda_{z2}-\lambda_{z1}$	$\lambda_{x3}-\lambda_{x2}$	$\lambda_{y3}-\lambda_{y2}$	$\lambda_{z3}-\lambda_{z2}$	μ_1	μ_2	μ_3
B ₁	0,2	0,2	0	0,3	-0,2	-0,1	0,4	0,7	0,5
B ₂	0,2	-0,3	0,4	0,2	-0,2	-0,2	0,3	0,6	0,9
B ₃	0	-0,2	1,7	0,2	0	-1,6	0,3	0,8	0,5
B ₄	-0,3	-0,1	-1,3	-0,5	0	-0,2	0,6	0,6	0,3

туды отведения VC₁, интервал QRS был разделен на 3 части; для каждой из них найдены новые (вторичные) коэффициенты λ_{xi} , λ_i , λ_{zi} ($i = 1, 2, 3$) разложения по функциям $P_x(t)$, $P_y(t)$, $P_z(t)$ и вторичные остатки. В первых 6 столбцах таблицы даны приращения коэффициентов разложения при переходе от 2-го интервала к 1-му и от 2-го к 3-му. В последних 3 столбцах указаны величины отношений μ_i среднеквадратичных значений первичного и вторичных остатков. Поскольку ортогональные отведения могут на отдельных участках становиться линейнозависимыми, диагональные коэффициенты матриц нормальных уравнений для подсчета вторичных коэффициентов разложения были увеличены (если только это увеличение не приводило к значительному увеличению вторичного остатка). Из таблицы видно, что значения μ_i для большинства интервалов не превосходят 0,5, т. е. в первом приближении гипотеза о локальной неподвижности диполя выполняется.

Заключение

Предполагаемая ЭКГ-система включает определенные методы съема и обработки получаемой информации. Предполагается использовать систему ортогональных отведений (Шмитт, Франк и др.), дающую главную долю информации. Дополнительно к ним следует использовать одно прекардиальное отведение (выбор наиболее выгодного отведения — задача дальнейшего исследования).

Обработка полученных кривых заключается в локальном разложении дополнительного отведения по 3 опорным кривым (ортогональные отведения). Для этого ЭКГ-комплекс разбивают на несколько временных интервалов, в пределах каждого из которых выполняют операцию разложения по методу наименьших квадратов. Для ЭКГ-диагностики можно использовать 3 кривые ортогональных отведений и приращение коэффициентов разложения для смежных интервалов.

Ортогональные отведения представляют собой запись проекций дипольного момента. При этом сердце как электрический генератор эквивалентно неподвижному точечному диполю, меняющемуся во времени по величине и направлению. Приращение коэффициентов разложения отражает перемещение точечного диполя в течение сердечного цикла. В дальнейшем, зная тензор отведения, можно определить характер действительного перемещения точечного диполя («центра тяжести» элементарных дипольных составляющих).

Дальнейшее клинко-электрокардиографическое сопоставление должно выявить достоинства и недостатки предлагаемой системы.

ЛИТЕРАТУРА

- Pipberger et al. Amer. Heart J., 1961, v. 61 p. 34.— Brody D. A., Bull. Math. Biophys., 1961, v. 23, p. 31.— Frank E., Circulation, 1956, v. 13, p. 737.— Schmitt O. H., Simonson E., Arch. intern. Med., 1955, v. 96, p. 574.

ELECTROCARDIOGRAPHY AND INFORMATION CONCERNING THE ELECTRICAL ACTIVITY OF THE HEART

I. Sh. Pinsker and B. M. Tsukerman