

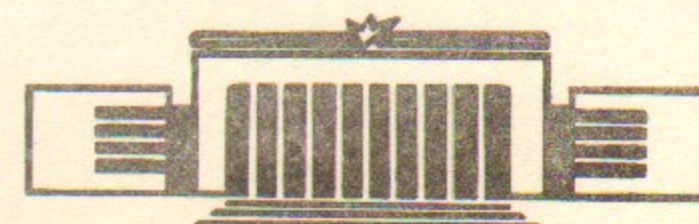
46

ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ
СО АН СССР

С.Б.Цветовский, М.Н.Кондауров, А.Ф.Серов,
А.А.Дашевская, Н.И.Киселёва, Г.А.Серова,
Э.Я.Скрибник

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ
ВЕКТОРКАРДИОГРАММ

ПРЕПРИНТ 82-145



Новосибирск

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ ВЕКТОРКАРДИОГРАММ

С.Б.Цветовский, М.Н.Кондауров, А.Ф.Серов,
А.А.Дашевская, Н.И.Киселева, Г.А.Серова,
Э.Я.Скрибник

АННОТАЦИЯ

В представленной работе описывается методика количественного и графического анализа пространственных векторкардиограмм на ЭВМ, программное обеспечение разработанной для этой цели автоматизированной системы, а также результаты испытаний системы с рассмотрением диагностической значимости вычисляемых характеристик.

Задача автоматизации электрокардиографической диагностики в настоящее время является несомненно актуальной.

Актуальность эта диктуется, во-первых, необходимостью обеспечить высокую пропускную способность массовых кардиологических обследований и повсеместную унификацию критериев оценки их результатов.

Во-вторых, есть основания полагать, что использование автоматизированных измерений и расчетов с помощью ЭВМ параметров электрокардосигналов позволит существенно повысить диагностическую ценность электрокардиографического обследования.

В настоящее время предпринимаются попытки создания автоматизированных систем для электрокардиографической диагностики. Подавляющее большинство таких систем рассчитано на анализ электрокардиограмм в двенадцати общепринятых отведениях. Однако, даже с точки зрения чисто технической, гораздо более удобным материалом для автоматического анализа с помощью ЭВМ являются ортогональные отведения. Для осуществления одномоментного синхронного ввода ортогональных отведений требуются сравнительно простые технические средства и небольшой объем памяти оперативного запоминающего устройства. В то же время существуют данные о том, что ортогональные отведения и базирующаяся на них векторкардиография содержат практически всю ту диагностически ценную информацию, что и 12 общепринятых отведений, а в некоторых отношениях даже превосходят их [1,2]. Но, достоинства векторкардиографии в плане ее диагностической информативности в полной мере могут быть раскрыты лишь при введении для описания векторкардиограмм строгих количественных характеристик. Возможности для практического применения количественного описания векторкардиограмм может дать только автоматизированный анализ.

Однако, далеко не ясен вопрос о том, какие именно параметры векторкардиограмм и вообще ортогональных отведений следует анализировать. С одной стороны еще в 1966 году Г.Я. Дехтярь в руководстве по электрокардиографической диагностике писал: "В настоящее время общепризнано, что изучение электрокардиографии должно проводиться только с векторных позиций, а толкование электрокардиограммы с учетом направления действий векторных сил". Тем не менее до настоящего времени ведутся работы по выяснению диагностической значимости скалярных параметров ортогональных отведений и предпринимаются попытки построения алгоритмов для

автоматической диагностики на основе измерения этих параметров [3,4,5].

Бала с соавторами [6], используя ручные измерения и расчеты, показали перспективность пространственной количественной векторкардиографии. Для определения изменений пространственной ориентации электрического вектора сердца в различные фазы сердечного цикла эти авторы анализировали проекции вектора на ортогональные координатные плоскости. Применение для расчетов ЭВМ должно было бы способствовать развитию пространственного анализа векторкардиограмм. Но в ряде работ с применением ЭВМ основное внимание уделено анализу плоскостных петель [7,8]. При этом для разделения векторкардиограмм используются такие характеристики, как направления векторов, делящих площадь плоскостных петель пополам, которые с трудом поддаются врачебной интерпретации.

И, наконец, даже в работах Пипбергера и его сотрудников [9], которым принадлежит приоритет в применении ЭВМ для расчета пространственных параметров векторкардиограмм и их автоматической классификации, при построении классификационных алгоритмов используются как пространственные характеристики, так и характеристики скалярных отведений и проекций векторов на координатные плоскости. Достоинства такого подхода не кажутся убедительными, поскольку для автоматической классификации авторами применяется дискриминантный анализ или байесовские алгоритмы, то есть аппарат, для которого не обязательно врачебное истолкование анализируемых признаков, но обязательны большие статистические выборки, чтобы определить все условные вероятности, необходимые для применения метода. Число параметров, которыми оперируют классификационные алгоритмы, оказывается при этом весьма большим.

Таким образом, несмотря на теоретические преимущества, пространственный анализ векторкардиограмм мало разработан и не получил широкого распространения. Этот подход к анализу и классификации векторкардиограмм требует развития на основе применения современных средств вычислительной техники.

В данном сообщении описывается разработанная нами методика и программы количественного и графического анализа векторкардиосигналов на ЭВМ, а также результаты анализа, полученные при испытаниях предназначенной для этой цели автоматизированной системы.

Технические и программные средства автоматизированной системы

В разработанную систему были заложены следующие основные принципы:

- анализу подвергаются пространственные характеристики векторкардиограмм;
- максимальная автоматизация процесса сбора и обработки электрокардиосигналов;
- достаточно полное представление результатов измерений и расчетов в форме, удобной для анализа и интерпретации;
- накопление данных в архиве для долговременного хранения, наличие также оперативного архива для удобств обработки и повторного обращения к выборочным данным.

Система построена по двухуровневому принципу. На верхнем уровне (архив, динамическая загрузка программ нижнего уровня, статистическая обработка и т.п.) применена мини-ЭВМ "Электроника 100-25". Нижний уровень образован на микро-ЭВМ "Электроника-60" (сбор электрокардиосигналов, предварительная обработка, вывод графической информации).

Для анализа приняты скорректированные ортогональные отведения по Мак-Фи-Парунгао, хорошо удовлетворяющие условию ортогональности [10,11] и обеспечивающие хорошее отношение сигнал/шум.

Отведение ЭКГ-сигналов осуществляется специально разработанным малогабаритным 4-х канальным биоусилителем. Четвертый канал используется для служебного отведения с целью формирования синхросигнала, совпадающего по времени с R-зубцом. Благодаря наличию синхросигналов аппаратно обеспечивается такой способ записи ЭКГ-сигналов в оперативную память аналого-цифрового преобразователя, при котором начало записи всегда приходится примерно на середину R-R-интервала.

Программа ввода обеспечивает автоматическую оценку степени зашумленности сигнала и вычисление калибровочных коэффициентов. При превышении допустимого уровня шумов или значительном отклонении калибровочных коэффициентов от стандартных значений выдается команда на повторение записи.

Цифровая фильтрация зарегистрированных сигналов осуществляется при работе специальной программы, причем для медленновол-

новой части кардиограммы и для ее "быстрой" части (комплекс QRS) верхняя граничная частота фильтра различна. Имеется возможность в интерактивном режиме оперативно изменять границы "окон" фильтрации.

Основой количественного анализа является расчет параметров мгновенных пространственных векторов сердца: модуля и углов ориентации в полярной системе координат. Основные расчетные формулы приведены ниже.

Формулы расчета основных параметров ВКГ

1) Модуль $m = \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2}$

2) Азимут $\alpha = \arccos \frac{x_1}{\sqrt{x_1^2 + z_1^2}}$ от 0 до 180; при $z > 0$;
от 0 до -180 при $z < 0$

3) Элевация $\theta = \arcsin \frac{y_1}{\sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2}}$

4) Простр. скор. $vs = \frac{1}{\Delta t} \sqrt{\Delta X^2 + \Delta Y^2 + \Delta Z^2}$ где :

$$\Delta X = X(t + \Delta t) - X(t); \Delta Y = Y(t + \Delta t) - Y(t); \Delta Z = Z(t + \Delta t) - Z(t)$$

5) Простр. угол $\text{Ang}(RAT) = \arccos(\sin \theta_R \sin \theta_T + \cos \theta_R \cos \theta_T \cos(\alpha_R - \alpha_T))$

Определение значений модуля пространственных векторов (формула 1) осуществляется относительно отсчета, соответствующего изолинии в ортогональных ЭКГ-отведениях. Для этого производится усреднение отсчетов на временном отрезке 140 мс, располагающемся в интервале Т-Р. Центр отрезка размещается на расстоянии 1/3 интервала R-R впереди от аппаратно найденного положения R-зубца. В случае значительной неравномерности отсчетов на данном отрезке положение интервала Т-Р уточняется программой. Положение вершин зубцов (и соответствующие им максимальные векторы) определяются как положение глобальных максимумов в некоторой заданной временной области. Границы зубцов определяются при помощи вычисления производной для меняющихся значений модуля вектора. Границы устанавливаются по сочетанию значений моду-

ля и производной -- либо по смене знака производной, либо по уменьшению ее до некоторой заданной величины. Контроль точности определения границ зубцов и комплексов кардиограммы по меткам, нанесенным на регистрируемые сигналы ортогональных отведений, показал хорошее качество работы программы. Лишь в отдельных случаях небольшие расхождения с результатами визуальной оценки отмечены при определении задней границы комплекса (точки соединения задней границы комплекса QRS с началом сегмента QRS, точки J). Аппаратное решение системы обеспечивает оперативный контроль качества работы программ на всех этапах обработки информации с помощью отображения сигналов на цветном растровом дисплее. Предусмотрена возможность для оператора в случае необходимости уточнять границы зубцов.

Азимутальный угол (формула 2) представляет собой угол между осью "X" и проекцией вектора на горизонтальную плоскость. Нулевому значению азимутального угла соответствует направление оси "X", положительные значения (от 0 до 180 градусов) отсчитываются при вращении вектора по часовой стрелке, отрицательные -- при вращении против часовой стрелки.

Угол склонения, или элевация (формула 3) отсчитывается по отношению к вертикальной оси (или горизонтальной плоскости). Положительным значениям угла отклонения (от 0 до 90 градусов) соответствует направление вектора вниз от горизонтальной плоскости, отрицательным -- направление вверх.

По формуле 4 производится расчет линейной пространственной скорости движения конца вектора в какой-либо точке пространственной петли. Приращение координат определяется на отрезке в 8 мс с центром в данной точке.

Расчет пространственных углов между какими либо двумя векторами производится по формуле (5), оперирующей ранее вычисленными значениями углов ориентации векторов в полярной системе координат.

Мы не нашли в справочной литературе описания подобного метода расчета. Обычно приводится способ с использованием значений скалярных проекций вектора на оси ортогональной системы координат. Расчет по выведенной и примененной нами формуле позволяет избежать повторных операций непосредственно с ЭКГ-сигналами, позволяет в сжатой форме хранить информацию и повышает однозначность расчетов.

Анализируются 2 цикла кардиограммы. Для каждого цикла вычисляются и печатаются (рис.2) следующие характеристики:

- I. Параметры максимальных пространственных векторов зубцов P, R и T (модуль, азимутальный угол, угол склонения).
2. Длительность зубца P, комплекса QRS и комплекса ST-T.
3. Длительность интервала Q-T : а) непосредственно измеряемого, б) рассчитываемого по формуле Базетта с поправкой на частоту сердечных сокращений.
4. Отношения длительностей, "восходящего" и "нисходящего" фронтов комплексов QRS и ST-T, то есть отношения временных отрезков от начала соответствующего комплекса до момента достижения вектором R или T максимального значения к отрезкам времени от R макс. или T макс. до конца комплекса.
5. Длительности интервалов P-Q, измеряемые от начала зубца P до начала комплекса QRS.
6. Отношения модулей R макс. / T макс.
7. Длительности R-R интервалов.
8. Для детального количественного анализа векторных свойств важнейших комплексов кардиограммы (QRS и ST-T) производится нормирование их по времени путем разбиения каждого на 8 равных отрезков и вычисление характеристик 9 векторов, соответствующих концам отрезков. Координаты 9 векторов выводятся в виде таблиц, в которых кроме значений модуля и углов фиксируется также величина линейной пространственной скорости в данной точке.
Отдельно печатаются значения длительностей отрезков, на которые разбиваются длительности комплексов QRS и ST-T.
9. Значение пространственных углов между максимальным вектором R и двумя начальными и одним конечным векторами комплекса QRS (для векторов R2, R3 и R7).
10. Для комплекса ST-T вычисляются и печатаются значения пространственных углов между двумя векторами точек, лежащих на сегменте ST и максимальным вектором T (для точек ST2 и ST3).
- II. Для описания формы пространственной петли QRS применен прием, обеспечивающий независимость характеристик формы от

ориентации петли относительно осей ортогональной системы координат. С этой целью производится расчет непрерывно меняющихся значений пространственного угла между вектором R макс. и векторами остальных точек петли. В качестве численных характеристик формы рассчитываются и печатаются в виде таблицы средние значения углов для каждого из 8 отрезков времени, на которые разбивается длительность комплекса QRS при временном нормировании.

12. Вычисляются и печатаются параметры пространственных интегральных векторов комплексов QRS и ST-T (векторы $\bar{A}QRS$ и $\bar{A}ST-T$) и их векторной суммы (G), т.е. определяется пространственный желудочковый градиент.

13. Выводятся значения пространственных углов между максимальными и интегральными векторами процессов де- и реполяризации.

14. Печатаются отношения модулей интегральных векторов процессов ре- и деполяризации ($\bar{A}ST-T/\bar{A}QRS$).

Выводится следующая графическая информация.

1. Три графика форматом 135x90 мм, отображающие сигналы ортогональных отведений, прошедшие фильтрацию, и такого же формата график, отображающий изменение во времени модуля пространственного вектора сердца (рис. I-1). На графики нанесены калибровочные сетки, соответствующие 0,5 мВ, и линии, отмечающие найденные программой границы зубцов и комплексов ЭКГ.

2. В нормированном временном масштабе печатаются графики, отражающие изменения модуля (рис. I-2) и углов ориентации вектора (азимутального и угла склонения (рис. I-3,4) отдельно для комплексов QRS и ST-T. Графики печатаются 2-х видов: для непрерывно меняющихся значений параметров и для кривых, описывающих изменения параметров по 9-ти точкам.

3. Графики линейной пространственной скорости движения конца вектора в 9-ти точках, отдельно для комплексов QRS и ST-T (рис. I-5).

4. Графики изменений в течение комплекса QRS величины пространственного угла между максимальным вектором R и векторами остальной части петли, с указанием средних значений углов

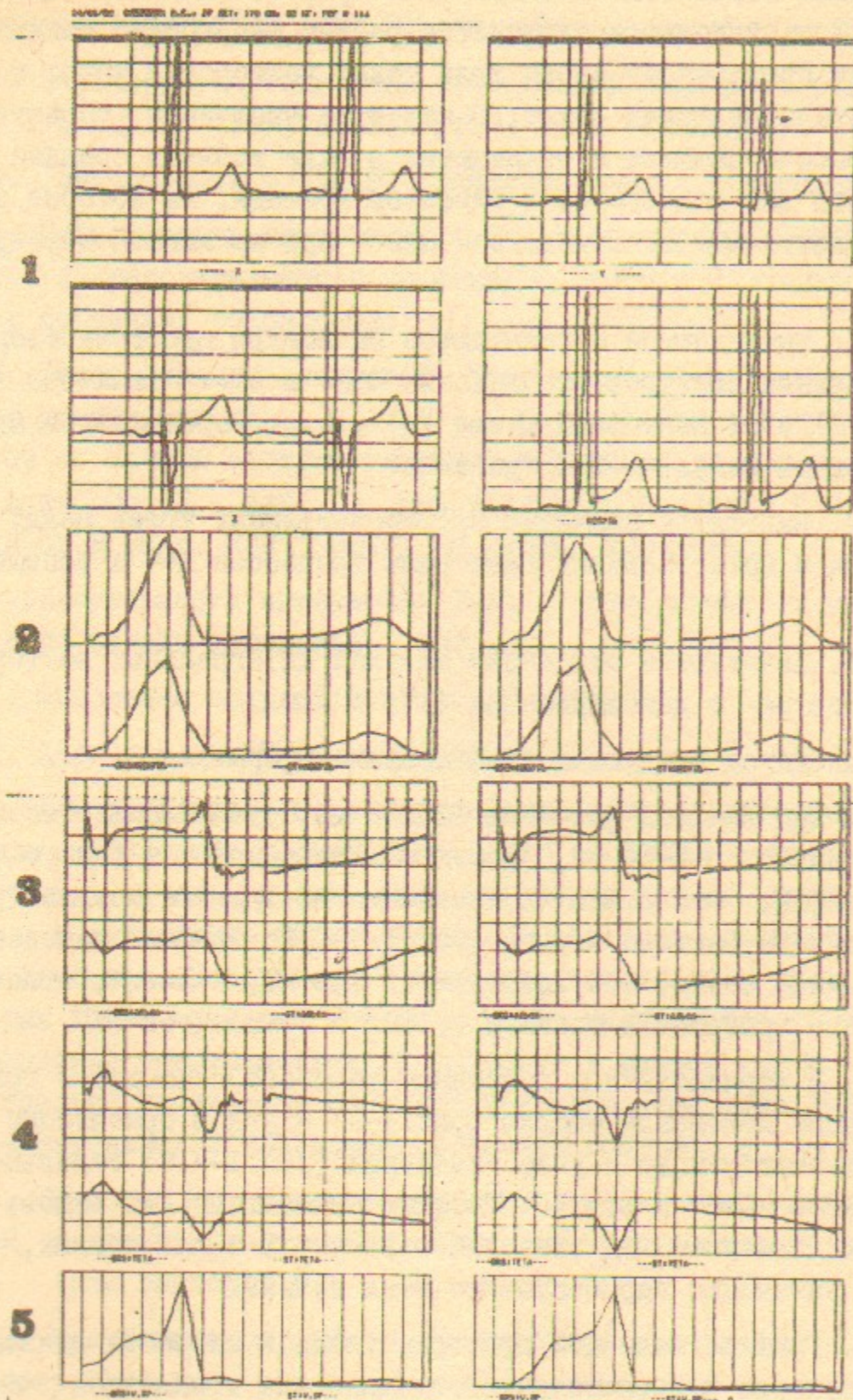


Рис. I. Пример регистрации графической информации.

для каждого из 8-ми секторов нормированы по времени (рис.2).

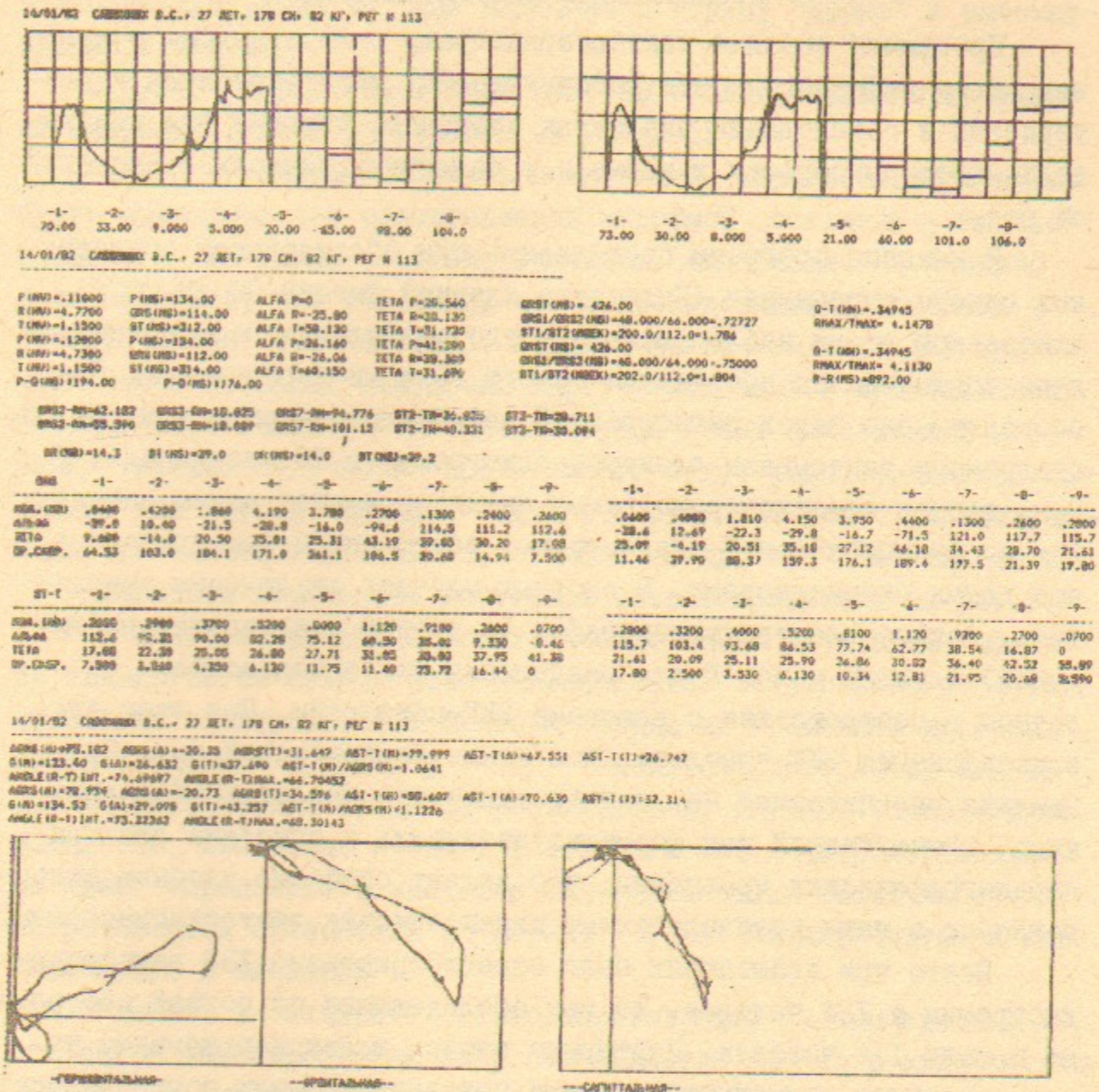


Рис.2. Распечатка графика, таблиц и векторных петель. Продолжение распечатки на рис. I.

5. Векторные петли в горизонтальной, фронтальной и левой сактальной плоскостях. На петлях нанесены метки времени, указывающие также направление вращения. В целях рационального использования формата центры координат петель сделаны "плавающими", т.е. программа смещает центры координат к краям рамки в

сторону наименьшего размера петель.

Результаты испытаний программ

Программы анализа векторкардиограмм были испытаны с целью выяснения информативности рассчитываемых количественных характеристик и определения численных значений, которые эти показатели могут приобрести в норме и в различных случаях отклонений от нее.

Испытания программ проводились при обследовании сотрудников одного учреждения (Института ядерной физики СО АН СССР), длительное время наблюдавшихся в его поликлиническом пункте. В день обследования проводился осмотр врачами-терапевтами. Непосредственно перед регистрацией векторкардиограммы каждому обследуемому записывали электрокардиограмму в 12 отведениях. В день записи электрокардиограммы анализировались одним специалистом по функциональной диагностике, затем они просматривались еще двумя специалистами. В спорных случаях заключения уточнялись. Данные электрокардиографии (с учетом клинических наблюдений) служили основой для деления векторкардиограмм на группы в соответствии с классами ЭКГ-патологии. При этом для классификации ЭКГ использовался также Миннесотский код. Специально рассчитанный на использование при массовых обследованиях, миннесотский код формализует анализ и описание электрокардиографических признаков, что делает особенно удобным сопоставление с ними количественных характеристик векторкардиограмм.

Всего при испытаниях было зарегистрировано 133 векторкардиограммы у 124 человек, из них обследование по полной программе прошли 116 человек. Повторные записи векторкардиограмм через различные промежутки времени показали хорошую повторяемость в пределах физиологической изменчивости объекта наблюдения. При анализе рассматривались 19 различных групп векторкардиограмм, разделенных, в основном, в соответствии с электрокардиографическими заключениями. При наличии смешанных ЭКГ-симптомов в зависимости от аспекта рассмотрения одни и те же ВЭКГ могли фигурировать в разных группах. Некоторые же виды патологии, такие как синдром Вольфа-Паркинсона-Уайта или полная блокада левой ножки пучка Гиса были представлены каждый всего одним случаем.

Всего при обследовании был выявлен 31 человек здоровых, не имеющих на ЭКГ изменений, кодируемых по Миннесотскому коду

как патологические. У двух из них наблюдались значительно выраженные повороты электрической оси сердца, в связи с чем их векторкардиограммы не были включены в группу "норма" и рассматривались отдельно.

Группу "норма" составили ВЭКГ 29 обследованных практически здоровых мужчин в возрасте от 30 до 55 лет.

Для того, чтобы избежать повторений, характеристики нормы будут приведены при сопоставлении с нормой соответствующих показателей для групп с патологическими симптомами. Необходимо лишь отметить, что у большей части обследованных, вошедших в группу "норма" (16 человек), обнаружены все-таки на ЭКГ признаки незначительных нарушений внутрижелудочковой проводимости. Поэтому, при анализе векторкардиографических показателей нарушения внутрижелудочковой проводимости будут рассматриваться отдельно две группы "норма" — одна подгруппа из лиц с незначительными признаками нарушения проводимости, другая — без таковых.

Варианты нормальных векторных петель приведены на рис.3.

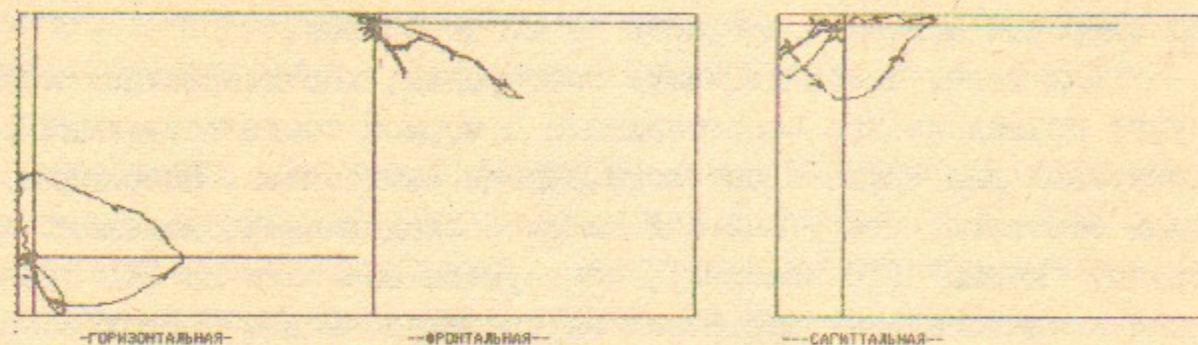
В векторкардиографических исследованиях детальному анализу подвергается обычно фаза деполяризации желудочков, то есть изменения электрического вектора сердца на временном интервале, соответствующем комплексу QRS электрокардиограммы. Векторные характеристики процесса реполяризации изучены гораздо хуже. Между тем, изменения зубца Т и сегмента ST электрокардиограммы имеют определяющее значение для диагностики таких часто встречающихся отклонений от нормы, которые квалифицируются как "изменения в миокарде".

Однако, в скалярной электрокардиографии "самым трудным и по настоящему нерешенным вопросом является вопрос о количественной оценке "диффузных мышечных изменений" [13], поскольку для такой оценки требуется учет как степени снижения волн Т, так и количества отведений, в которых это явление наблюдается. Автоматизированный анализ пространственных векторных характеристик процесса реполяризации позволяет однозначно оценивать "изменения в миокарде" количественно.

Заключение о наличии электрокардиографических признаков изменений в миокарде было сделано по ЭКГ 31 обследованных лиц. У 15 из них были найдены диффузные изменения, признаки которых кодируются Миннесотским кодом 4-4. У 15 пациентов обнаружены очаговые изменения гипоксически-дистрофического характера (код

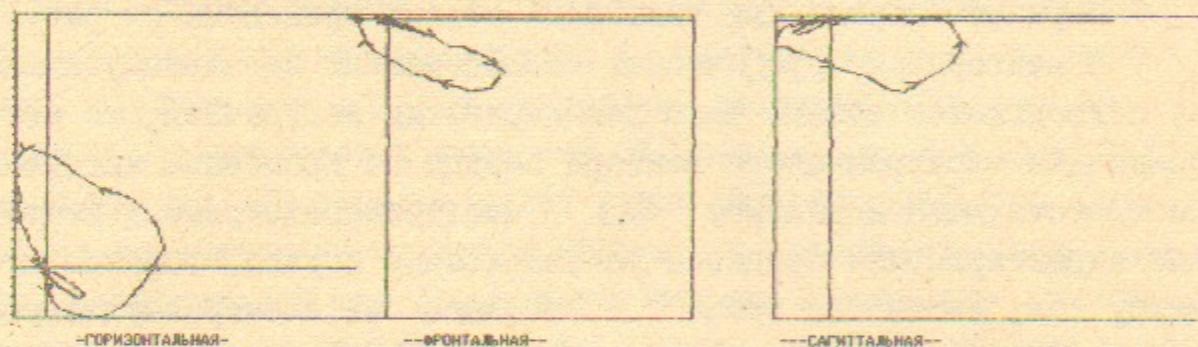
15/12/81 СМЕРДОВ В.Н., 41 ГОД, 167 СМ, 65 КГ, РЕГ N 85

AGRS (M)=24,377 AGRS (A)=-21,49 AGRS (T)=18,777 AST-T (M)=73,684 AST-T (A)=62,011 AST-T (T)=33,860
 G (M)=83,590 G (A)=42,241 G (T)=35,804 AST-T (M)/AGRS (M)=3,0227
 ANGLE (R-T) INT.=74,43804 ANGLE (R-T) MAX.=54,27031
 AGRS (M)=24,631 AGRS (A)=-20,68 AGRS (T)=28,489 AST-T (M)=75,906 AST-T (A)=62,788 AST-T (T)=39,372
 G (M)=88,376 G (A)=43,268 G (T)=42,756 AST-T (M)/AGRS (M)=3,0569
 ANGLE (R-T) INT.=67,67477 ANGLE (R-T) MAX.=54,20637



06/12/81 КИРИЛОВА Г.Н., 39 ЛЕТ, 177 СМ, 84 КГ.

AGRS (M)=23,870 AGRS (A)=-59,69 AGRS (T)=26,025 AST-T (M)=42,811 AST-T (A)=51,541 AST-T (T)=11,868
 G (M)=44,004 G (A)=21,181 G (T)=25,988 AST-T (M)/AGRS (M)=1,7935
 ANGLE (R-T) INT.=103,1858 ANGLE (R-T) MAX.=66,74813
 AGRS (M)=25,515 AGRS (A)=-52,51 AGRS (T)=24,394 AST-T (M)=47,345 AST-T (A)=46,125 AST-T (T)=13,088
 G (M)=52,885 G (A)=17,803 G (T)=23,702 AST-T (M)/AGRS (M)=1,8554
 ANGLE (R-T) INT.=92,27057 ANGLE (R-T) MAX.=53,65089



07/05/81 ПЕРЕКОНОВ М.В., 46 ЛЕТ, 82 КГ, 182 СМ.

AGRS (M)=17,188 AGRS (A)=-4,937 AGRS (T)=30,775 AST-T (M)=30,887 AST-T (A)=59,770 AST-T (T)=14,268
 G (M)=41,958 G (A)=39,554 G (T)=23,004 AST-T (M)/AGRS (M)=1,7979
 ANGLE (R-T) INT.=61,19583 ANGLE (R-T) MAX.=49,77115
 AGRS (M)=17,311 AGRS (A)=0 AGRS (T)=41,409 AST-T (M)=32,530 AST-T (A)=62,447 AST-T (T)=22,474
 G (M)=44,630 G (A)=44,507 G (T)=32,357 AST-T (M)/AGRS (M)=1,8791
 ANGLE (R-T) INT.=55,91043 ANGLE (R-T) MAX.=48,07385

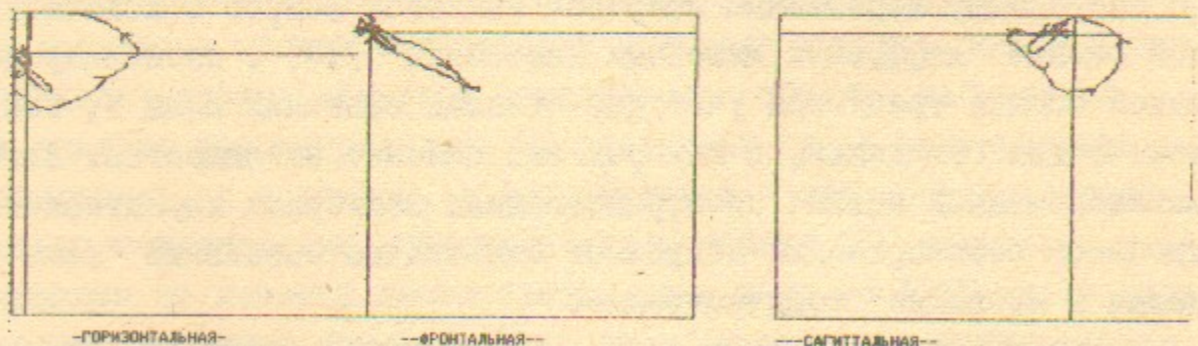


Рис.3. Варианты нормальных векторных петель.

5-2, 5-3). Две электрокардиограммы содержали изменения, не соответствующие названным кодам, эти пациенты не включены в состав рассматриваемых ниже групп.

В табл. I представлены параметры векторов T и временные характеристики комплекса ST-T, средние для групп.

Таблица I

Группы обследованных

Параметры	Норма	Группы обследованных	
		5-2, 5-3 (очаг. гип.)	4-4 (диффузн. изм.)
Модуль Tm (мВ)	0,822±0,036	0,428±0,047	0,393±0,045
Угол α для Tm	47,53±1,55	95,43±4,35	51,00±3,72
Угол θ для Tm	22,74±1,56	2,07±4,67	26,39±2,94
Длит. ST-T (мс)	309,6±5,2	303,1±7,72	29,4 ±10,04
T1/T2	2,02±0,071	1,675±0,102	1,956±0,104
Угол инф.	63,18±5,99	108,27±0,001	69,55±6,82
Угол RAT (макс.)	49,94±5,60	96,68±8,37	49,57±12,40
$\frac{\bar{AST}-T}{\bar{AQRS}}$	2,636±0,166	1,208±0,170	1,52±0,226
Углы: ST2ATm	33,01±2,01	15,14±2,10	52,7±7,5
ST3ATm	26,67±1,88	13,97±2,08	39,05±6,37

Значение углов в градусах.

Диффузные изменения в миокарде (код 4-4)

Диффузные изменения в миокарде приводят к резкому уменьшению модуля максимального пространственного вектора процесса реполяризации. При этом, однако, ориентация максимального вектора T и пространственные углы между максимальными векторами R и T, а также между интегральными векторами \bar{AQRS} и $\bar{AST}-T$ практически не отличаются от нормы. Значимо уменьшен, по сравнению с нормой, коэффициент, представляющий собой отношение модулей интегральных векторов $\bar{AST}-T$ и \bar{AQRS} . Имеется тенденция к укорочению временного интервала от начала сегмента ST до конца зубца T.

Специфически измененными по сравнению с нормой оказались пространственные углы между векторами точек, лежащих на сегменте ST и максимальными векторами T. Для группы с диагнозом

"диффузные изменения в миокарде" эти углы существенно больше, чем в норме (см. табл. I).

Увеличение углов между векторами сегмента ST и вектором T макс. в данном случае лучше отражает изменение начальной части фазы реполяризации, чем собственно направление векторов ST. Векторы ST несколько развернуты вперед и вверх, однако отличия от нормы средних значений углов азимута и склонения недостоверны. Сравнительно большие ошибки средних значений углов азимута и склонения определяются, вероятно, различиями положения электрической оси и позиции сердца.

Среднее значение максимального вектора R для этой группы несколько снижено: $1,70 \pm 0,093$ против $1,99 \pm 0,07$ в норме. Несмотря на это, вследствие резкого снижения величины модуля вектора T отношение $R_{\text{макс.}}/T_{\text{макс.}}$ значимо больше ($4,997 \pm 0,690$ против $2,15 \pm 0,12$), чем для нормальных векторкардиограмм.

Что касается интегральных характеристик, то как и модуль максимального вектора T, модуль интегрального вектора комплекса ST-T значительно уменьшен в сравнении с нормой (норма: $71,91 \pm 3,87$, рассматриваемая группа: $27,32 \pm 3,54$).

На границе достоверности находятся различия в величине угла склонения для интегрального вектора $\bar{A}ST-T$. Для группы с диффузными изменениями в миокарде этот угол несколько уменьшен, то есть вектор $\bar{A}ST-T$ расположен более горизонтально. Не рассматривая это явление в качестве надежного критерия для распознавания данной патологии, его, тем не менее, следует отметить. Подъем вектора $\bar{A}ST-T$ вверх, как это будет показано ниже, характерен для очаговых изменений в миокарде. Таким образом, направленность изменений угла склонения для интегральных векторов процесса реполяризации в том и другом случае сходна. По-видимому, это может объясняться как сходством симптомов, так и тем, что динамическое состояние, каким является очаговая гипоксия, может частично иметь место в случае диффузных изменений в миокарде.

Уменьшение вектора $\bar{A}ST-T$ при мало отличающемся от нормы векторе $\bar{A}QRS$ определило уменьшение желудочкового градиента и поворот его влево, то есть в сторону вектора $\bar{A}QRS$.

Изменения в миокарде по типу очаговой дистрофии (гипоксии) (код 5-2, 5-3)

Очаговые изменения гипоксически-дистрофического характера рассматриваемой группы обследованных локализовались (по данным ЭКГ) преимущественно в боковой и задне-боковой области левого желудочка.

Вне зависимости от локализации очага, векторкардиограммам при очаговых изменениях свойственно значительное (для данной группы почти в два раза по сравнению с нормой) увеличение пространственных углов между максимальными и интегральными векторами комплексов QRS и ST-T.

При очаговой гипоксии максимальные векторы T значительно уменьшены по сравнению с нормой, почти так же, как и при диффузных изменениях. Но в отличие от диффузных изменений ориентация этих векторов резко отличается от таковой в норме. Векторы располагаются в горизонтальной плоскости и направлены в ней вперед и несколько вправо, то есть они развернуты по отношению к норме вперед - вправо и вверх.

Увеличивается симметрия зубца T на кривой, отображающей изменение во времени модуля пространственного вектора T. Количественно это отражается в уменьшении отношения $T1/T2$, где T1 - время от начала сегмента ST до момента, соответствующего T макс., а T2 - временной отрезок от T макс. до конца волны T. Увеличение симметрии зубца T является, как известно, коррелятом ишемии миокарда.

Для группы, объединенной по признаку наличия очаговых гипоксически-дистрофических изменений в миокарде оказались наибольшими отклонениями от нормы отношений $R_{\text{макс.}}/T_{\text{макс.}}$ и $\bar{A}ST-T/\bar{A}QRS$. Здесь необходимо отметить, что эту группу составили, в основном, лица с найденной по ЭКГ в двенадцати отведениях гипертрофией левого желудочка или с заключением "возможно гипертрофия".

Отличительными признаками очаговой гипоксии можно считать и знак и величину отклонений от нормальных значений углов между вектором T макс. и векторами точек 2 и 3, лежащих на сегменте ST. По сравнению с нормой эти углы достоверно уменьшены (см. табл. I).

Механизм такого явления становится понятен при рассмотрении характеристик векторов сегмента ST. Анализ показывает, что как и максимальные векторы T, векторы начальной части петли ST-T при очаговой гипоксии левого желудочка поворачиваются вперед-вправо и вверх, но для них этот поворот относительно нормального расположения менее выражен. Так, средний азимутальный угол вектора T макс. увеличен по сравнению с нормой в 2 раза (см. табл.2), азимутальные же углы для точек ST2 и ST3 равны соответственно $101,94 \pm 6,36$ и $101,47 \pm 6,64$ градусов, что по отношению к норме ($76,81 \pm 2,38$ и $70,23 \pm 1,93$ градусов) составляет увеличение лишь в 1,33-1,43 раза. Происходит, таким образом, сближение направлений векторов T макс. и ST. При этом не наблюдается пропорционального уменьшению максимального вектора уменьшения по сравнению с нормой величины векторов сегмента ST, разница между ними ниже, чем в норме.

Гипертрофия левого желудочка

Наличие признаков гипертрофии левого желудочка (ГЛЖ) было установлено электрокардиографически у 27 обследованных лиц. Кроме того, еще для 16 обследованных по ЭКГ сделано заключение "возможно ГЛЖ".

Векторкардиограммы лиц с электрокардиографическими признаками ГЛЖ были разбиты на 3 группы. Две группы были составлены по критериям выраженности симптомов ГЛЖ. В первую группу вошли векторкардиограммы пациентов с выраженными электрокардиографическими признаками ГЛЖ, кодированными Миннесотским кодом 3-1 (9 человек). Вторую группу составили векторкардиограммы лиц, у которых признаки ГЛЖ на ЭКГ были менее выраженными (код 3-3). Третья группа была составлена на основании клинического диагноза. В нее вошли больные с пороками сердца - аортальным стенозом, недостаточностью митрального клапана. Всего было обследовано 12 таких больных; электрокардиографические признаки ГЛЖ были обнаружены у 10 из них. В эту группу попали векторкардиограммы как из первой, так и из второй группы.

В таблице 2 представлены усредненные характеристики максимальных векторов и временные параметры комплекса QRS для различных групп лиц с гипертрофией левого желудочка.

Как видно из таблицы, для ГЛЖ характерно высокодостоверное увеличение модуля максимального пространственного вектора

Таблица 2

Группы обследованных

Параметры	Норма	3-1	3-3	Пороки	Возм. ГЛЖ
Модуль Pm (мВ)	$1,99 \pm 0,07$	$3,53 \pm 0,19$	$3,14 \pm 0,11$	$3,42 \pm 0,21$	$2,46 \pm 0,13$
Угол для Pm	$-4,22 \pm 5,65$	$-9,81 \pm 4,38$	$-16,94 \pm 7,73$	$-21,84 \pm 6,12$	$9,45 \pm 3,57$
Угол 0 для Pm	$30,14 \pm 2,79$	$40,32 \pm 6,06$	$28,04 \pm 5,46$	$22,92 \pm 3,85$	$26,94 \pm 6,25$
Длит. QRS (мс)	$103,04 \pm 2,33$	$110,44 \pm 3,12$	$99,27 \pm 7,73$	$110,44 \pm 2,82$	$100,25 \pm 3,04$
t вн. откл.	$43,86 \pm 0,82$	$49,78 \pm 2,12$	$46,55 \pm 1,60$	$49,11 \pm 3,00$	
RI / R2	$0,76 \pm 0,03$	$0,83 \pm 0,04$	$0,92 \pm 0,05$	$0,84 \pm 0,07$	$0,82 \pm 0,66$
Rm / Tm	$2,51 \pm 0,12$	$6,63 \pm 1,34$	$5,51 \pm 0,77$	$6,84 \pm 1,20$	$4,90 \pm 0,82$
AQRS (мВ·с)	$25,51 \pm 2,64$	$49,21 \pm 3,89$	$38,73 \pm 1,91$	$50,61 \pm 3,89$	$31,60 \pm 2,45$
$\frac{A_{ST-T}}{A_{QRS}}$	$2,64 \pm 0,17$	$1,18 \pm 0,22$	$1,42 \pm 0,20$	$0,98 \pm 0,16$	$1,45 \pm 0,16$

Значение углов в градусах.

процесса деполяризации.

Ориентация максимального вектора R достоверно отличается от нормы для группы больных с пороками. У них наблюдается увеличение отрицательных значений азимутального угла, то есть разворот вектора сзади, в сторону гипертрофированного желудочка (рис.4). Это явление хорошо согласуется с представлениями

07/01/82 И.И. 50 лет, 175 см, 100 кг, PEG и 107

QRS (H)=59.011 QRS (A)=29.70 QRS (T)=7.2689 AST-T (H)=45.602 AST-T (A)=124.21 AST-T (T)=-6.432
 S (H)=-27.614 S (A)=-19.904 S (T)=-4.8944 AST-T (H)/QRS (H)=-.77276
 ANGLE (R-T) INT.=153.0916 ANGLE (R-T) MAX.=135.7740
 QRS (H)=41.747 QRS (A)=-27.65 QRS (T)=9.4481 AST-T (H)=43.659 AST-T (A)=123.59 AST-T (T)=-11.76
 S (H)=-31.205 S (A)=-13.611 S (T)=-2.2781 AST-T (H)/QRS (H)=-.70706
 ANGLE (R-T) INT.=151.4523 ANGLE (R-T) MAX.=136.5779

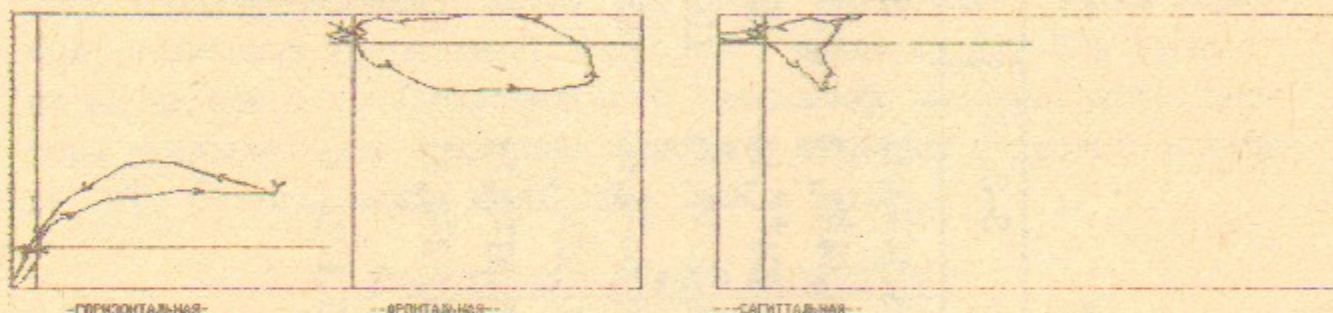


Рис.4. Векторные петли при гипертрофии левого желудочка.

о характере изменений ориентации векторов процесса деполяризации, имеющимися в литературе [2,13]. Тенденция к такому развороту максимального вектора R назад видна и в группах, образованных в соответствии с Миннесотским кодом 3-3 и 3-1. Небольшую величину отклонения назад для группы 3-1 можно объяснить, по-видимому, тем, что в нее вошло сравнительно большое число обследованных с вертикальным расположением оси сердца. Об этом свидетельствует и большее, чем у других групп значение угла отклонения.

Гипертрофия левого желудочка находит отражение и во временных характеристиках комплекса QRS. В случаях выраженной гипертрофии увеличивается длительность QRS, а также время внутреннего отклонения и отношение длительности "восходящей" фазы на кривой изменений модуля к "нисходящей". Согласно данным литературы это следует объяснить замедлением проведения возбуждения вследствие возрастания мышечной массы желудочка.

Обращает на себя внимание тот факт, что для группы с начальными проявлениями ГЛЖ (код 3-3) усредненное по группе время длительности QRS даже несколько меньше, чем в норме. Такая тенденция связана, по-видимому, в том, что при развитии гипертрофии одного желудочка увеличивается синхронность возникновения потенциалов деполяризации во всех трех ортогональных отведениях. Об этом свидетельствует и вытягивание векторных петель. В норме же распространение возбуждения по миокарду таково, что изменения потенциалов разных отведений несколько сдвинуты по фазе. Таким образом истинная длительность процесса деполяризации и ширина QRS, определяемая по кривой изменения модуля пространственного вектора, превышает длительность комплекса QRS в одном отдельно взятом отведении.

Пространственная скорость движения конца вектора для точек средней по времени части петли QRS (точки 4,5,6) и особенно для точки 7 превышает нормальную, хотя этот параметр и довольно изменчив. Уместно отметить сдвиг участка с наибольшей скоростью перемещения конца вектора во вторую по времени часть петли.

В случаях выраженной гипертрофии значительно уменьшается, по сравнению с нормой, относительная величина векторов точки 7. В норме отношение средних величин $R_{\text{макс.}}/R_7$ равно 4,48, для группы 3-1 оно составляет 8,00, для группы больных с пороками 13,15, для группы 3-3 - 5,28. Эти явления количественно отражают вытягивание, относительное сужение векторных петель QRS. По данным М.И.Кечкера [12] петли QRS становятся узкими с появлением выраженных изменений в миокарде и развитием миогенной дилатации.

Из интегральных характеристик информативным показателем наличия симптомов ГЛЖ является значение модуля интегрального пространственного вектора комплекса QRS. Но еще более чувствительным индикатором изменений, связанных с развитием ГЛЖ является отношение модуля интегрального вектора комплекса ST-T (вектор \bar{A}_{ST-T}) к модулю вектора \bar{A}_{QRS} . В таблице 2 представлены величины этих показателей для разных групп.

Развитие ГЛЖ приводит, в конечном счете, к возникновению очагов ишемии в миокарде (во всяком случае к появлению соответствующих электрокардиографических симптомов) и к диффузным мышечным изменениям. В связи с этим уменьшаются мгновенные и

интегральные векторы процесса реполяризации, следовательно, числитель и знаменатель в отношении $\Delta ST-T/\Delta QRS$ меняются разнонаправленно, что и обуславливает чувствительность показателя.

По ЭКГ в 12 общепринятых отведениях изменение зубца Т и сегмента ST, кодируемые Миннесотским кодом 5-2, 5-3 (очаговая гипоксия) были найдены: в группе больных с пороками сердца у 7 человек из 10; в группе с ЭКГ-признаками ГЛЖ, кодируемыми кодом 3-1 - у 3 из 9; в группе с кодом 3-3 - у 6 из 15.

Как уже было описано выше, при изменениях в скалярной электрокардиограмме, соответствующих коду 5-2, наблюдается (в случаях изменений в левом желудочке) как уменьшение вектора Т макс., так и разворот его вперед-вправо и вверх.

Количественный анализ позволил выявить аналогичные по направленности, хотя и менее выраженные, изменения векторных характеристик процесса реполяризации и в тех случаях, когда при ГЛЖ кода 5-2 и 5-3 не были поставлены. Так, исключив из группы 3-3 векторкардиограммы лиц, у которых ЭКГ кодировались кодом 5-2, мы получили следующие средние значения параметров вектора Т макс. и пространственных углов между максимальными и интегральными векторами де- и реполяризации (табл.3).

Таблица 3

Параметры	Группа 3-3 неполная	Норма
Модуль T_m (мВ)	$0,66 \pm 0,098$	$0,822 \pm 0,36$
Угол α для T_m	$67,78 \pm 6,20$	$47,53 \pm 1,55$
Угол θ для T_m	$14,74 \pm 2,94$	$22,74 \pm 1,56$
Угол $R \wedge T$	$63,74 \pm 6,91$	$49,94 \pm 5,60$
Угол $\Delta QRS \wedge \Delta ST-T$	$73,87 \pm 6,57$	$63,18 \pm 5,99$

Как видно, наиболее существенным отклонением от нормы является увеличение азимутального угла ориентации вектора Т макс.

Векторы сегмента ST также несколько развернуты вперед и вверх.

Увеличены пространственные углы между векторами де- и

реполяризации. Средние значения этих углов для полной группы 3-3 и других рассматриваемых групп с ГЛЖ таковы:

Таблица 4

Углы	Группы с ГЛЖ			Норма
	3-3	3-1	Пороки	
$R_m \wedge T_m$	$81,39 \pm 8,65$	$72,30 \pm 9,63$	$99,14 \pm 11,09$	$49,94 \pm 5,60$
$\Delta QRS \wedge \Delta ST-T$	$93,16 \pm 9,71$	$80,83 \pm 8,01$	$108,51 \pm 11,73$	$63,18 \pm 5,99$

По мнению М.Б.Тартаковского (14) "Степень отклонения петли желудочковой реполяризации (Т) находится в определенной связи с выраженностью гипертрофии и дилатации левого сердца". Таким образом, рассматриваемые количественные параметры векторов реполяризации могут использоваться для диагностики ГЛЖ.

Нарушения проводимости

Как уже указывалось выше, признаки небольших нарушений внутрижелудочковой проводимости были обнаружены на ЭКГ более чем у половины практически здоровых обследованных (16 из 29), у которых другие отклонения от нормы в ЭКГ отсутствовали.

Достаточно выраженные признаки нарушения в/ж проводимости как единственный патологический симптом отмечены у 9 обследованных.

Нарушение в/ж проводимости найдено также у 7 лиц, у которых ведущими симптомами были признаки диффузных изменений в миокарде.

У 8 человек нарушения проведения определялись крупноочаговыми рубцовыми постинфарктными изменениями в миокарде. У двоих из них обнаружена также блокада передней ветви левой ножки Гиса.

Всего блокада передней ветви левой ножки ПГ обнаружена у 6 обследованных.

Полная блокада левой ножки пучка Гиса - один случай, блокада правой ножки ПГ - также один случай, синдром В-П-В - один.

Все перечисленные виды нарушения проведения хорошо отражаются графическими и количественными характеристиками формы и ориентации в пространстве петли QRS.

Нарушение в/ж проводимости вызывает появление на кривой, отображающей изменение модуля вектора QRS, дополнительных максимумов и зазубрин. Кривая может быть М-образной (рис.5). При локализации нарушения проведения в области вер-

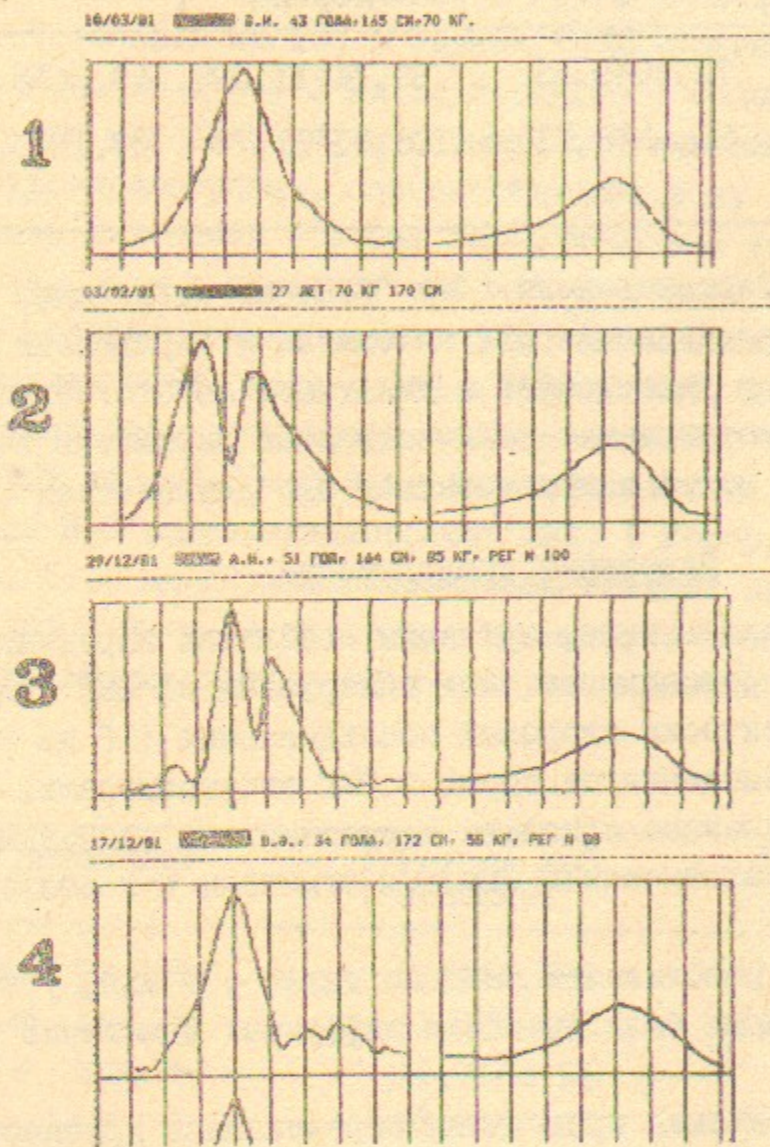


Рис.5. Изменение во времени модуля пространственного вектора сердца в норме (1) и при нарушении внутрижелудочковой проводимости (2,3,4).

хушки боковой и задней стенок левого желудочка углубления на кривой модуля располагаются на заднем ее склоне, ближе или дальше от вершины. Чем выраженнее М-образность кривой модуля QRS чем ближе к вершине локальный минимум, тем большей оказывается длительность QRS. Векторкардиограммы с признаками нарушения проводимости были разбиты на две подгруппы. Первая подгруппа - с выраженной М-образностью кривой и расположением "дугорбости" близко к вершине. Во второй - локальные минимумы и максимумы были меньше и располагались ближе к окончанию заднего

фронта кривой. Для первой подгруппы среднее значение длительности QRS составило $117,0 \pm 1,0$ мс (в норме $102,04 \pm 2,33$), для второй $107,4 \pm 3,97$.

Длительность QRS-комплекса увеличивается, в основном, за счет заднего фронта на кривой модуля. Отношение длительности "восходящего" фронта к длительности остальной части кривой модуля QRS в случае чистой нормы равно $0,794 \pm 0,036$, для группы с выраженными признаками нарушения внутрижелудочковой проводимости: $0,583 \pm 0,034$, для подгруппы из лиц, входящих в группу "норма", но имеющих небольшие нарушения проводимости: $0,737 \pm 0,038$.

В случаях замедления внутрипредсердной проводимости дополнительный максимум располагается на переднем, восходящем фронте кривой модуля.

Пространственные характеристики формы петли QRS весьма чувствительны к изменениям ее при нарушении проведения. В этом отношении информативным оказалось графическое и численное отображение изменений в течение комплекса QRS пространственных углов между максимальным вектором R и мгновенными векторами точек, лежащих на пространственной петле QRS.

На рис.6А представлен усредненные для подгрупп "чистая норма" и "норма с небольшими нарушениями внутрижелудочковой проводимости" графики для средних по каждому из восьми секторов разбиения углов. Как видно из рисунка, в случае нарушения в/ж проводимости векторкардиограммы обнаруживают тенденцию к уменьшению пространственных углов между вектором R макс. и векторами начальной части петли и тенденцию к увеличению этих углов для конечных векторов петли QRS. Для векторкардиограмм лиц с выраженными нарушениями проводимости, с М-образной кривой модуля вектора QRS, эти различия становятся достоверными (рис.6Б,Г).

Следует отметить, что пространственный вектор QRS достигает максимума уже в 3-м секторе, и что угловое перемещение вектора от 3-го сектора к пятому происходит очень быстро.

В табл.5 представлены усредненные для всей группы "норма" значения средних углов для каждого из восьми секторов петли QRS. Эти данные взяты за основу при расчете достоверности различий углов для петель, форма которых не имеет грубых отклонений от нормы, от углов для петель в случае патологических изменений формы.

Для подгруппы с небольшим изменением QRS, с меньшей выраженностью М-образности кривой модуля QRS, с расположе-

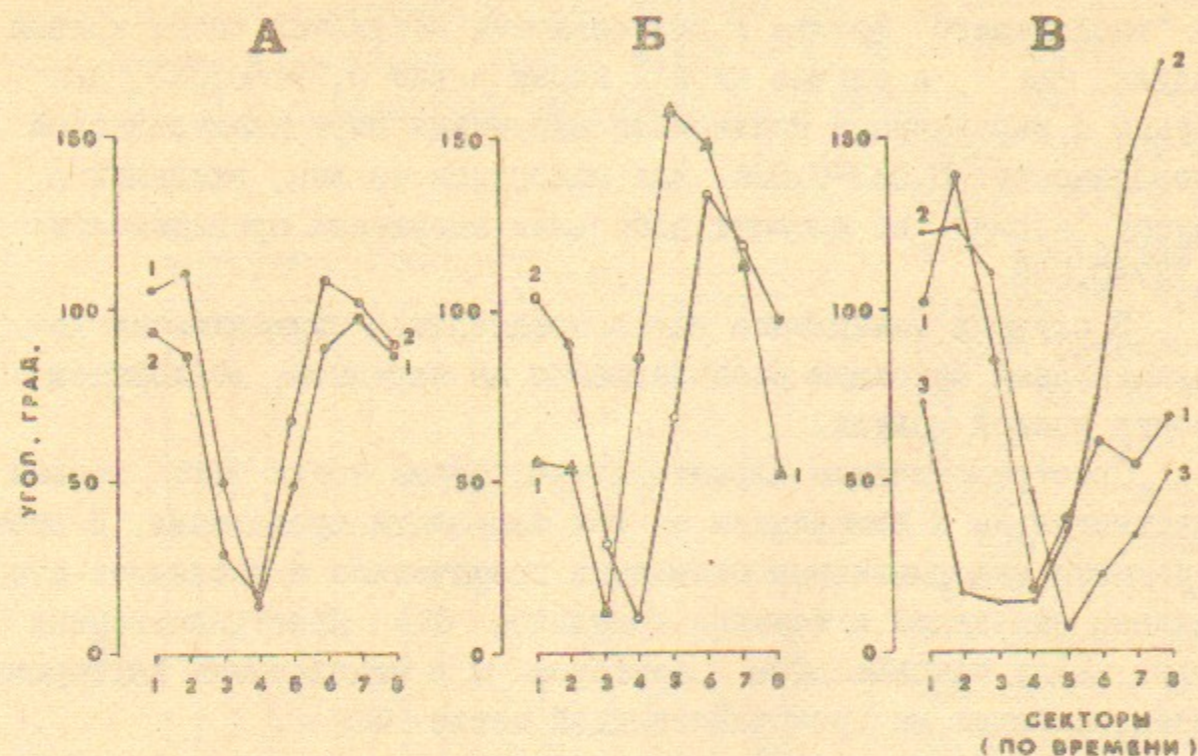


Рис.6. Графики, описывающие форму пространственной петли QRS в параметрах, не зависящих от ориентации петли относительно осей координат.

Таблица 5

Секторы	1	2	3	4
Средн. углы	99,9 \pm 5,12	97,3 \pm 4,61	38,6 \pm 4,58	16,0 \pm 2,14

Продолжение табл.5

Секторы	5	6	7	8
Средн. углы	59,3 \pm 6,25	100,2 \pm 6,56	100,3 \pm 6,49	87,8 \pm 5,54

нием дополнительного максимума на кривой модуля ближе к ее концу, отклонения от нормальной формы графика не столь велики (рис.6Б,2), но и здесь различия достоверны для векторов 6 и 7.

Аналогичная информация, но в более сокращенном виде получена при расчете углов между максимальным вектором R и мгновенными начальными (для точек 2 и 3 на петле QRS), а также конечным (для точки 7) векторами QRS-комплекса. Значения углов для объединенной группы "норма" и группы обследованных с изменениями формы пространственной петли QRS вследствие нарушения проведения приведены в таблице 6.

Таблица 6

Углы для векторов точек	Норма объедин.	Наруш. в/ж провод. выраж.	Наруш. в/ж провод. менее выраж.	Полублокада пер. ветви ЛНП
R2	109,18 \pm 5,75	69,27 \pm 12,03	87,95 \pm 13,83	147,07 \pm 7,32
R3	63,03 \pm 5,81	18,23 \pm 6,11	46,84 \pm 11,96	119,37 \pm 20,8
R7	96,68 \pm 8,33	151,16 \pm 4,22	127 \pm 12 \pm 12,31	41,65 \pm 9,67

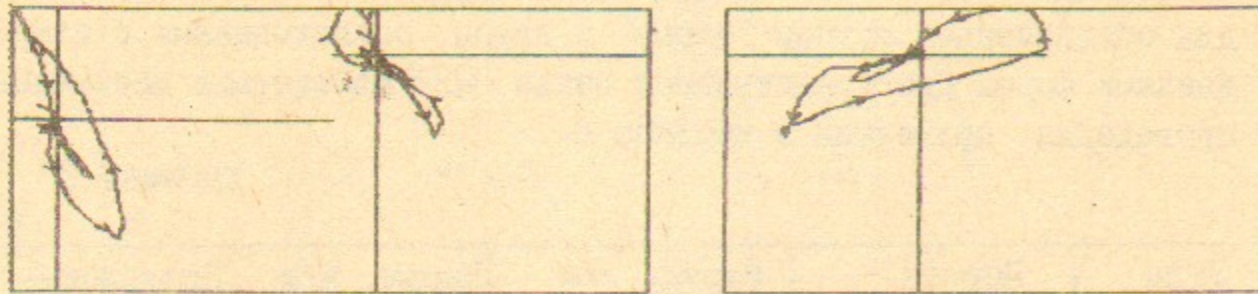
В рассматриваемых случаях нарушения внутрижелудочковой проводимости максимальные векторы QRS развернуты вперед-вправо по отношению к нормальному их расположению и направлены впереди от фронтальной плоскости (рис.7). Среднее значение азимутального угла для всех векторкардиограмм лиц с нарушениями в/ж проводимости составляет 28,79 \pm 6,70 градусов (в норме - 4,22 \pm 5,65), причем чем выраженнее ранее рассматриваемые признаки, тем больше разворот вектора в макс. Для выделенных подгрупп азимутальный угол составляет соответственно 43,90 \pm 5,37 и 16,69 \pm 7,67.

Интегральные векторы AQRS также имеют тенденцию к развороту вперед-вправо, но для них это явление менее выражено, различия с нормой недостоверны. Такая разница в положении максимального и интегрального векторов связана с тем, что положение интегрального вектора в большей степени определяется вкладом удлиненной по времени задней части петли QRS, в то время как максимум пространственного вектора QRS достигается сравнительно рано.

В связи с ориентацией максимальных и интегральных векторов комплекса QRS следует рассматривать, очевидно, и значения пространственных углов между этими векторами и соответствующими векторами для комплекса ST-T. Пространственные углы

03/02/81 ТИШИНСКИЙ 27 ЯЕТ 70 Ю° 170 СМ

QRS (R) = 12,900 QRS (A) = 0 QRS (T) = 3,3031 AST-T (R) = 50,624 AST-T (A) = 47,693 AST-T (T) = 14,642
 S (R) = 54,144 S (A) = 35,085 S (T) = 13,873 AST-T (R) / QRS (R) = 3,9301
 ANGLE (R-T) INT. = 67,39187 ANGLE (R-T) MAX. = 12,34383
 QRS (R) = 0,4048 QRS (A) = 0 QRS (T) = 25,532 AST-T (R) = 52,981 AST-T (A) = 46,114 AST-T (T) = 19,487
 S (R) = 37,395 S (A) = 38,594 S (T) = 20,859 AST-T (R) / QRS (R) = 6,3034
 ANGLE (R-T) INT. = 61,10579 ANGLE (R-T) MAX. = 12,30648



17/12/81 ДИВОНОВ В.С., 34 ГОДА, 172 СМ, 58 Ю°, РЕГ И 80

QRS (R) = 19,117 QRS (A) = 35,780 QRS (T) = 33,258 AST-T (R) = 40,367 AST-T (A) = 44,727 AST-T (T) = 38,365
 S (R) = 59,429 S (A) = 44,409 S (T) = 36,893 AST-T (R) / QRS (R) = 2,1114
 ANGLE (R-T) INT. = 5,263244 ANGLE (R-T) MAX. = 11,03399
 QRS (R) = 18,306 QRS (A) = 35,076 QRS (T) = 35,854 AST-T (R) = 40,616 AST-T (A) = 48,610 AST-T (T) = 34,138
 S (R) = 58,990 S (A) = 47,528 S (T) = 34,696 AST-T (R) / QRS (R) = 2,2188
 ANGLE (R-T) INT. = 3,355426 ANGLE (R-T) MAX. = 14,68544

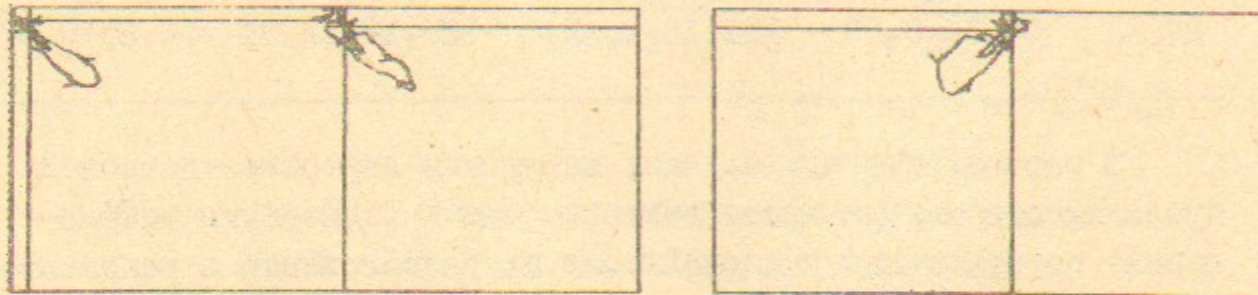


Рис.7. Векторные петли при нарушении внутрисердечной проводимости.

между максимальными векторами R макс. и T макс. значительно уменьшены по сравнению с нормой: для подгруппы с выраженными нарушениями средний угол равен $15,80 \pm 5,96$, при меньшей выраженности $27,80 \pm 5,83$, норма $49,94 \pm 5,60$.

Замедление внутрипредсердной проводимости, как уже указывалось, приводит к появлению дополнительного максимума на переднем, восходящем фронте кривой модуля вектора QRS и к удлинению этого фронта.

В этих случаях пространственный угол между вектором R макс. и векторами конечной части петли уменьшается.

Полублокада передней ветви левой ножки пучка Гиса

Угловые характеристики формы петли QRS при полублокаде передней ветви левой ножки пучка Гиса резко отличны от нор-

мы. Как видно из табл.6 пространственные углы между вектором R макс. и мгновенными начальными векторами (векторами точек QRS2 и QRS3) значительно больше нормы, угол для конечного вектора наоборот уменьшен. График изменений средних для каждого из 8 секторов петли пространственных углов показывает (рис.6B,I), что такая картина связана с удлинением по времени начальной части петли QRS. Максимальный вектор при этом располагается не в четвертом секторе, как в норме, а в пятом секторе.

Отношение длительности восходящего и нисходящего фронтов на кривой модуля вектора QRS больше нормального: $0,87 \pm 0,06$, норма $0,76 \pm 0,03$. Длительность QRS в целом увеличена: $1,13 \pm 1,73$.

Специфическим образом изменена при данном виде нарушения проводимости ориентация максимальных и интегральных векторов QRS-комплекса. В табл.7 приведены параметры интегральных векторов AQRS и желудочковых градиентов для нормы и для блокады передней ветви левой ножки пучка Гиса.

Таблица 7

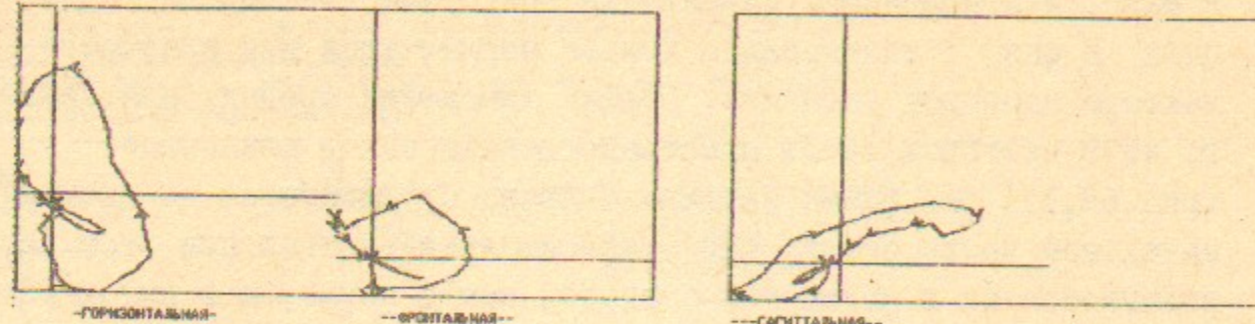
	AQRS		G	
	норма	блокада	норма	блокада
Модуль	$23,14 \pm 1,07$	$23,43 \pm 1,65$	$71,91 \pm 3,87$	$44,83 \pm 6,98$
Азимут.	$-13,24 \pm 5,54$	$-49,02 \pm 9,53$	$39,33 \pm 1,92$	$36,69 \pm 11,04$
Угол склон.	$31,76 \pm 2,91$	$-31,3 \pm 9,52$	$25,98 \pm 1,93$	$-0,61 \pm 6,12$

Для блокады характерно резкое смещение интегральных векторов вверх и назад, причем разница в углах склонения составляет в среднем 60 градусов. Как следствие изменены и величина и положение вектора желудочкового градиента.

Примеры векторных петель при данном виде нарушения проводимости приведены на рис.8.

Пространственные углы между максимальными и интегральными векторами комплексов QRS и ST-T намного увеличены по сравнению с нормой, причем наиболее характерно это увеличение для интегральных векторов, средний угол составляет $112,66 \pm 9,07$. Для максимальных векторов этот угол равен $105,15 \pm 18,17$. Нес-

QRS (Q) = 18,505 QRS (A) = -71,48 QRS (T) = -24,88 AST-T (Q) = 44,374 AST-T (A) = 40,823 AST-T (T) = 89,445
 S (Q) = 29,418 S (A) = 14,229 S (T) = 11,287 AST-T (Q) / QRS (Q) = 2,3991
 ANGLE (Q-T) INT. = 117,4846 ANGLE (Q-T) MAX. = 123,4382



P (Q)
P (A)
P (T)

29/12/81 БОРИС С.Е. 44 лет. 170 см. 87 кг. РЭГ МП

QRS (Q) = 23,342 QRS (A) = -32,38 QRS (T) = -9,714 AST-T (Q) = 38,033 AST-T (A) = 49,749 AST-T (T) = 23,882
 S (Q) = 45,777 S (A) = 18,849 S (T) = 13,845 AST-T (Q) / QRS (Q) = 1,6286
 ANGLE (Q-T) INT. = 86,47113 ANGLE (Q-T) MAX. = 61,82955

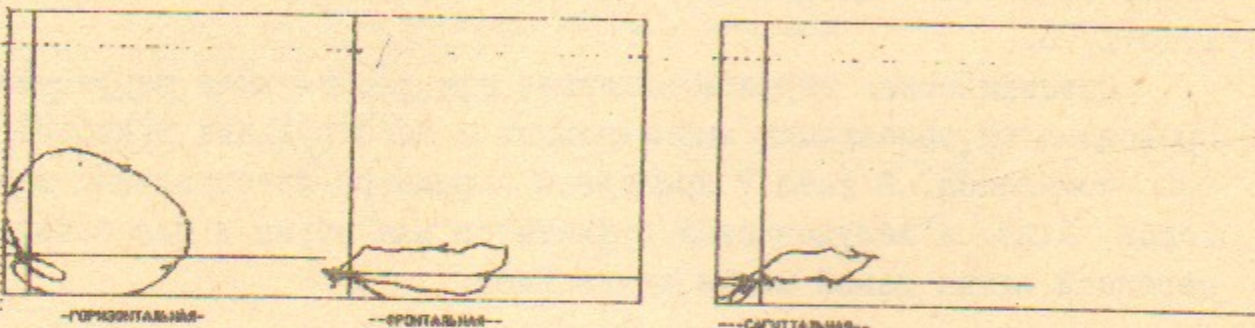


Рис.8. Векторные петли при полублокаде левой ножки пучка Гиса.

колько уменьшено отношение модулей $\bar{A}QRS/\bar{A}ST-T : 2,08 \pm 0,28$.

Полная блокада левой ножки пучка Гиса

Мы зарегистрировали лишь один случай полной блокады левой ножки пучка Гиса. Тем не менее, количественные характеристики этой векторкардиограммы представляются заслуживающими рассмотрения. В традиционной скалярной электрокардиографии дифференциальная диагностика блокады и выраженной гипертрофии левого желудочка вызывает чрезвычайно большие затруднения. Количественные же векторкардиографические характеристики зарегистрированного случая блокады имеют отличия от таковых для векторкардиограмм при ГЛБ.

Длительность QRS зарегистрирована наибольшей (147 мс, то есть больше, чем в любом другом случае). При этом, в отличие от показателей для групп с выраженными гипертрофиями, длительность увеличена за счет заднего фронта кривой модуля про-

странственного вектора (рис.9). Длительность восходящего фронта, то есть время внутреннего отклонения, практически не отличается от нормального (46 мс). Отношение длительностей восходящего и нисходящего фронтов сильно уменьшено (0,32).

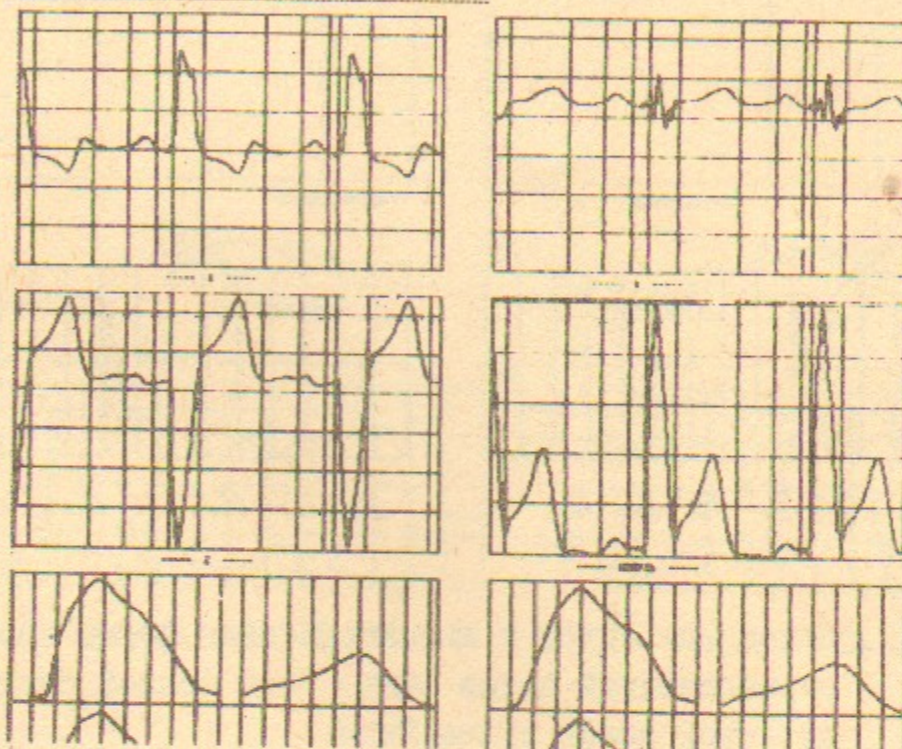


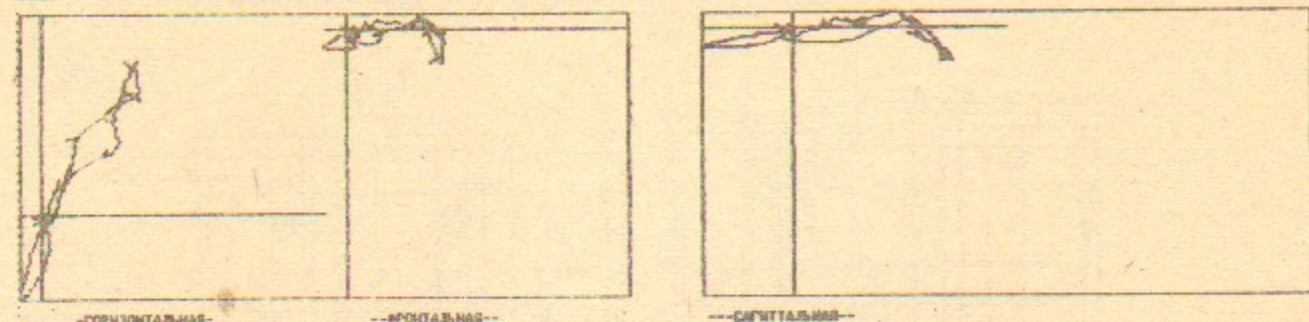
Рис.9. Сигналы ортогональных отведений и кривые изменений модуля вектора при блокаде левой ножки пучка Гиса.

Максимальный вектор направлен назад-влево, азимутальный угол составляет $-60,67$ градусов. Пространственная петля узкая, сильно деформированная, плоскостные проекции петли имеют несколько пересечений хода трассы (рис.10).

Поскольку петля вытянута, пространственные углы между векторами R макс. и векторами начальной и конечной части петли очень малы и составляют для векторов R2 и R3 $12,59$ и $1,78$ градусов соответственно, для вектора R7 - $35,68$ градусов. Наибольшая пространственная скорость движения конца вектора зарегистрирована для начальной части петли, наименьшая - для ее середины. Такая картина противоположна той, которая свойственна гипертрофиям.

25/02/81 ВЕКТОРНОЕ КАРДИОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СЕТЬ-172 СР-01 КГ.

QRS (R-T) INT. = 109,8170 ANGLE (R-T) MAX. = 160,1597
 QRS (R-T) INT. = 109,8170 ANGLE (R-T) MAX. = 160,1597
 QRS (R-T) INT. = 109,8170 ANGLE (R-T) MAX. = 160,1597
 QRS (R-T) INT. = 109,8170 ANGLE (R-T) MAX. = 160,1597



25/02/81 ВЕКТОРНОЕ КАРДИОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СЕТЬ-172 СР-01 КГ.

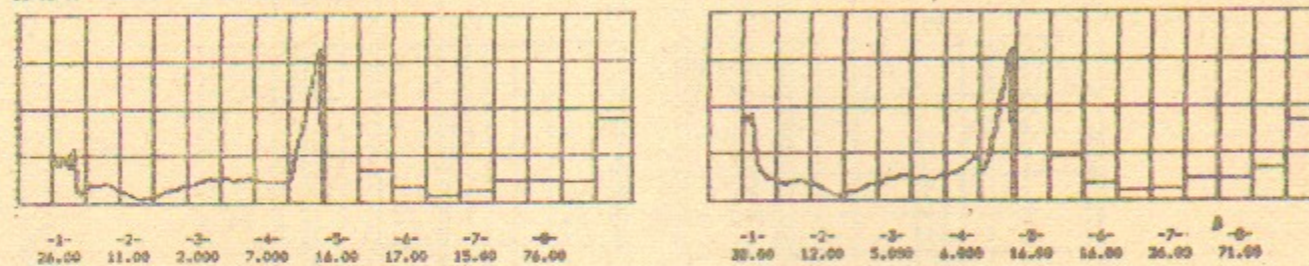


Рис. 10. Векторные петли и характеристики формы пространственной петли QRS при полной блокаде левой ножки пучка Гиса.

Величина вектора R макс. больше нормальной (2,46 мВ), но отношение R макс./T макс. в пределах нормы (2,44), так как вектор T макс. также несколько увеличен: 1,02 мВ. Ориентация максимального вектора T резко отличается от нормальной. Вектор T макс. направлен вперед-вправо (азимут 107,97) и располагается практически в горизонтальной плоскости (угол склонения 8,18). Ориентация вектора T макс. сходна с той, которая наблюдается при гипертрофиях с перегрузкой, дилатацией, но при гипертрофиях с изменениями в миокарде никогда не наблюдается увеличения этого вектора, наоборот, вектор T макс. всегда значительно уменьшен.

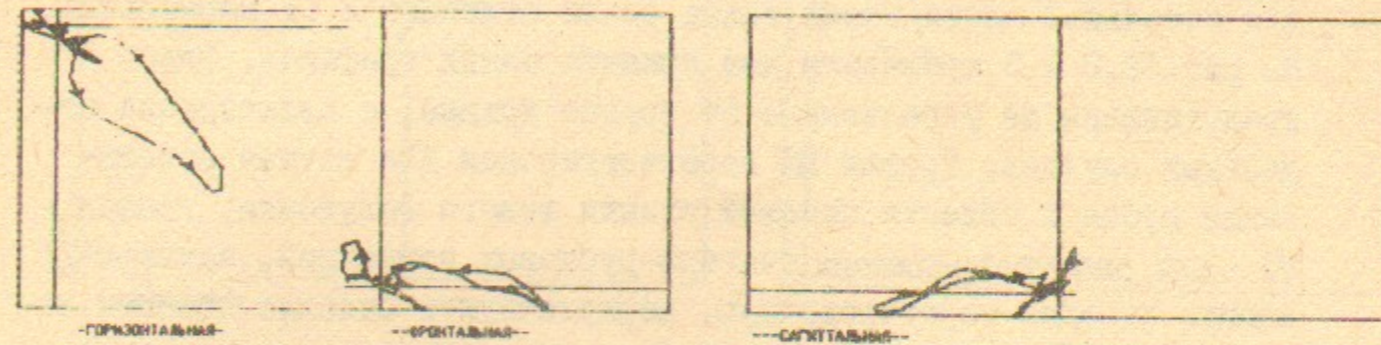
Синдром Вольфа-Паркинсона-Уайта

Зарегистрированный случай синдрома типа "А" характеризуется уменьшенным интервалом P-R (117 мс, норма 141,83±5,22), большой длительностью комплекса QRS (138 мс), сильным разворотом максимального вектора и всей вытянутой петли QRS впе-

ред и вверх, в горизонтальную плоскость (рис. II). Азимутальный

31/03/81 ВЕКТОРНОЕ КАРДИОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СЕТЬ-182 СР-95 КГ.

QRS (R-T) INT. = 37,37952 ANGLE (R-T) MAX. = 23,41780
 QRS (R-T) INT. = 37,37952 ANGLE (R-T) MAX. = 23,41780
 QRS (R-T) INT. = 37,37952 ANGLE (R-T) MAX. = 23,41780
 QRS (R-T) INT. = 37,37952 ANGLE (R-T) MAX. = 23,41780



31/03/81 ВЕКТОРНОЕ КАРДИОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СЕТЬ-182 СР-95 КГ.

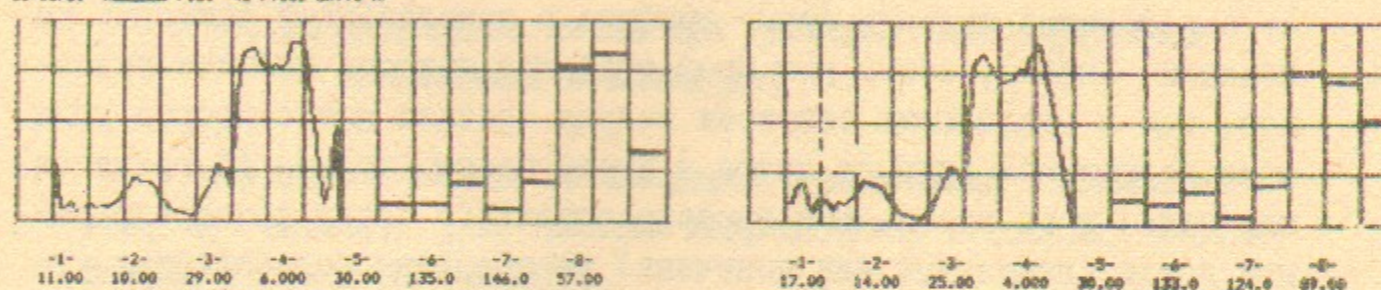


Рис. II. Векторные петли и характеристики формы петли при синдроме В-П-В.

угол для вектора R макс. равен 45,97, для вектора $\bar{A}QRS$ соответственно 47,69; углы склонения равны 6,4 и -7,33. Поскольку ориентация векторов процесса реполяризации не отличается от нормальной, пространственные углы между максимальными и интегральными векторами процессов де- и реполяризации уменьшены. Угол между интегральными векторами 37,38, между максимальными 23,22 градусов.

Максимальный вектор R макс. больше нормального (3,00 мВ), больше нормы и отношение R макс./T макс.

Очень характерную форму имеет график изменения в течение QRS -комплекса пространственных углов между вектором R макс. и векторами остальной части петли (рис. II).

Крупноочаговые рубцовые постинфарктные изменения в миокарде

Крупноочаговые рубцовые изменения приводят к значительным деформациям петли QRS. Вследствие этого графики изменений в течение QRS пространственного угла между R макс. и векторами для остальной части петли также резко отличаются от нормальных. На рис. 6В, 2 и 3 приведены два примера таких графиков. Здесь представлены не усредненные по группе кривые, а иллюстрации отдельных случаев. График В2 зарегистрирован для случая локализации рубца в области боковой стенки левого желудочка, график В3 — для распространенных очагово-рубцовых изменений, захватывающих передне-перегородочную, верхушечную и боковую области левого желудочка. Объем проанализированного материала не позволяет определенно связать форму графика с локализацией рубцовых изменений. Однако, общим для всех графиков явилось наличие участков, где в нескольких секторах подряд средние для секторов углы мало отличаются друг от друга и имеют малые (меньше 45 градусов) значения, в то время, как векторы остальной части пространственной петли (начальные или конечные) расположены под большими углами к максимальному.

Величина максимального вектора R в большинстве случаев уменьшена, среднее для группы значение этого показателя — $1,73 \pm 0,119$. Интегральные же векторы $\bar{A}QRS$ наоборот больше нормальных ($29,61 \pm 0,902$), из-за удлинения времени QRS. Впрочем, в некоторых случаях длительность QRS не увеличена.

О направленности максимальных и интегральных векторов при старых инфарктах можно показать следующее. В рассматривавшейся группе локализация рубцов электрокардиографически была определена как передне-перегородочная, верхушечно-боковая, боковая, передне-верхушечная (чаще в сочетаниях). В этих случаях максимальные векторы R были направлены влево-назад (рис. 12). Максимальное зарегистрированное отрицательное значение азимутального угла составило $-84,71$ градуса. Единственный случай, когда максимальный и интегральный векторы QRS были направлены несколько впереди от фронтальной плоскости (азимут $17,44$ и $24,13$ градусов) был зарегистрирован тогда, когда область поражения по ЭКГ определена как "задне-боковая".

29/12/81 ЧИСТОВИЧ Н.А., 48 лет, 174 см, 76 кг, РЕГ № 102
 $AQRS (H) = 32,545$ $AQRS (A) = -77,10$ $AQRS (T) = 34,060$ $AST-T (H) = 29,467$ $AST-T (A) = 133,21$ $AST-T (T) = 5,2220$
 $B (H) = 25,882$ $B (A) = -140,8$ $B (T) = 54,540$ $AST-T (H) / AQRS (H) = 0,99342$
 $ANGLE (R-T) INT. = 131,3801$ $ANGLE (R-T) MAX. = 122,6867$
 $AQRS (H) = 31,446$ $AQRS (A) = -76,00$ $AQRS (T) = 31,805$ $AST-T (H) = 29,439$ $AST-T (A) = 129,67$ $AST-T (T) = 2,5441$
 $B (H) = 21,958$ $B (A) = -145,0$ $B (T) = 54,514$ $AST-T (H) / AQRS (H) = 0,93580$
 $ANGLE (R-T) INT. = 137,8767$ $ANGLE (R-T) MAX. = 116,3734$

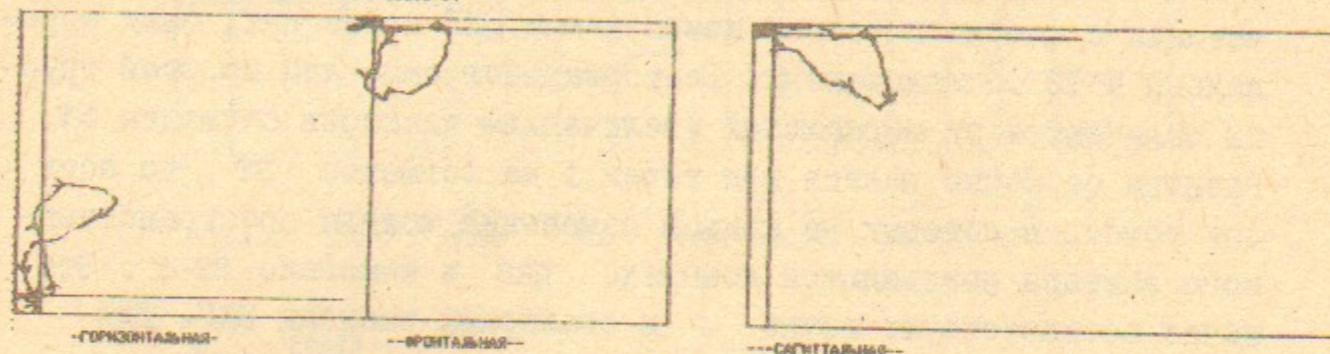


Рис. 12. Векторные петли при рубцовых постинфарктных изменениях в миокарде.

Результаты вполне согласуются с известным положением о том, что векторы QRS должны направляться в сторону непораженных участков миокарда.

Векторы процесса реполяризации при рубцовых крупноочаговых изменениях в миокарде значительно уменьшены. Средняя для группы "старых инфарктов" величина вектора T макс. составила $0,436 \pm 0,054$ мВ, модуль вектора $\bar{A}ST-T$ равен $36,02 \pm 4,39$ мВ.

Векторы реполяризации всегда резко дискордантны векторам деполяризации. Пространственные углы между интегральными и максимальными секторами составляют соответственно $128,09 \pm 87,32$ и $129,40 \pm 7,74$ градусов. Отсюда существенно меньшим нормального оказывается желудочковый градиент.

Средние по группе значения азимутального угла для векторов T макс. равно $98,25 \pm 8,41$ градусов. При этом, в отличие от случаев очаговых изменений гипоксического характера, разворот векторов реполяризации вперед-вправо не сопровождается подъемом их вверх. Средний угол склонения равен $22,87 \pm 7,9$ градусов.

Угловые характеристики сегмента ST отличаются от нормы в сторону, аналогичную таковой для диффузных изменений в миокарде. Пространственные углы между вектором T макс. и векторами точек 2 и 3 на сегменте ST составляют $45,93 \pm 7,79$ и $35,29 \pm 7,75$ градусов. Несколько уменьшен коэффициент асимметрии

комплекса ST-T, он равен $1,719 \pm 0,267$ (в норме $2,001 \pm 0,071$).

Синдром преждевременной реполяризации желудочков

Электрокардиографические симптомы преждевременной реполяризации желудочков (ПРЖ), разной степени вырожденности, в сочетании с патологическими изменениями ЭКГ и без них, были определены у 12 обследованных. Векторкардиограммы лиц из этой группы отличаются от нормальных увеличением векторов сегмента ST. Разница особенно велика для точек 1 на сегменте ST, то есть для точек, в которых на кривой изменения модуля пространственного вектора соединяются комплекс QRS и комплекс ST-T. Эти точки соответствуют точке J в скалярных записях ЭКГ. Для группы с синдромом ПРЖ средняя величина модуля пространственного вектора в этой точке равна $0,158 \pm 0,017$ MB, в норме $0,094 \pm 0,007$ MB. Модуль точки 2 также достоверно больше нормального: $0,199 \pm 0,015$, норма $0,154 \pm 0,010$. В точке 3 увеличение вектора имеется, но оно недостоверно ($0,260 \pm 0,020$, в норме $0,221 \pm 0,014$).

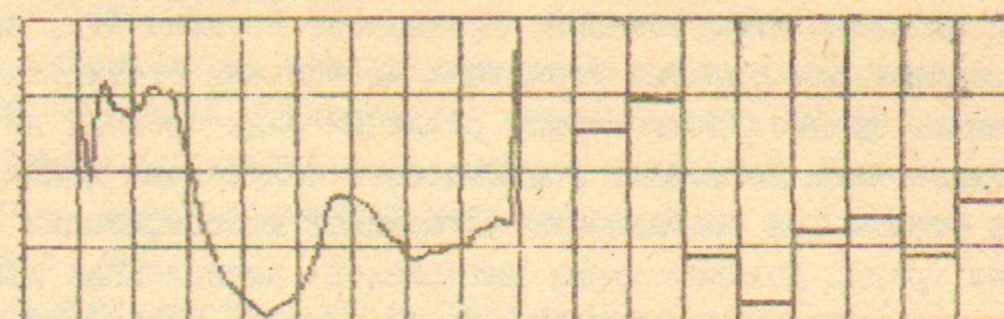
При синдроме преждевременной реполяризации максимальные векторы процесса деполаризации обычно также больше нормальных. Для определения средней по группе с данным синдромом величины вектора R макс. мы исключили из этой группы лиц с признаками желудочковой гипертрофии. Но и в этом варианте среднее значение R макс. для группы из 9 человек составило $2,518 \pm 0,195$ MB, тогда как в норме этот показатель равен $1,99 \pm 0,07$.

Максимальные векторы комплекса QRS при синдроме ПРЖ обнаруживают тенденцию к повороту по часовой стрелке в горизонтальной плоскости. Значение азимутального угла для группы с "чистым" синдромом ПРЖ равно $5,38 \pm 3,17$ градусов.

Наблюдается тенденция к укорочению длительности QRS в основном за счет более крутого заднего фронта на кривой модуля. Отношение длительности "восходящего" фронта к "нисходящему" больше нормального и равно $0,86 \pm 0,07$.

В связи с этим характеристики формы комплекса QRS определенным образом изменены. Векторы конечной части петли QRS располагаются под меньшим углом к вектору R макс., чем в норме, различия для секторов 6 и 7 достоверны. На рис.13 приведен пример отдельной записи и график средних для группы с ПРЖ значений углов ориентации векторов петли QRS относительно R макс. по восьми секторам.

10/12/81 СИНДРОМ В.П., 35 ЛЕТ, 172 СМ, 76 КГ, РЕГ. N 90



-1- -2- -3- -4- -5- -6- -7- -8-
110.0 131.0 35.00 6.000 49.00 57.00 35.00 68.00

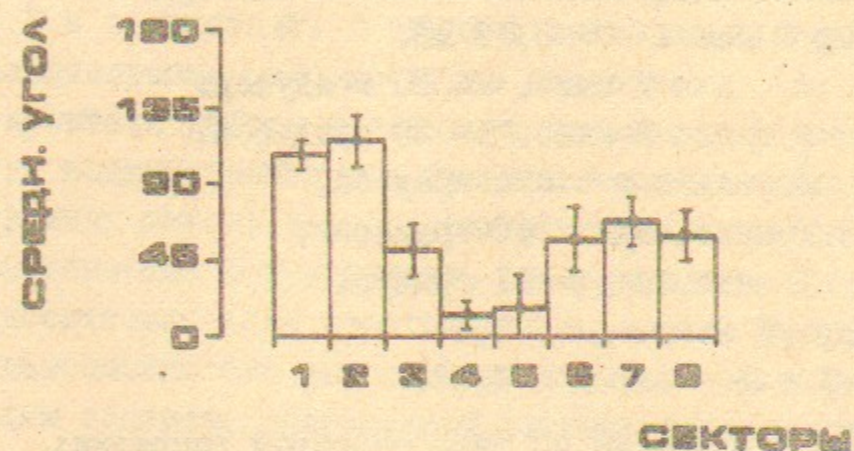


Рис.13. Характеристики формы петли QRS при синдроме преждевременной реполяризации желудочков.

Заключение

Проведенные испытания программ, обеспечивающих расчет количественных характеристик пространственных векторкардиограмм и представление этих характеристик в виде таблиц и графиков, показали следующее.

Количественные характеристики чувствительны к изменениям электрической активности сердца, вызванным той или другой патологией. Значения рассчитываемых параметров (в определенных сочетаниях) могут быть специфическими признаками различных патологических изменений.

Для некоторых нозологических групп определены средние численные значения информативных признаков. Границы этих численных значений еще требуют уточнения на большем статистическом материале. Однако, достоверные различия ряда средних по группам показателей позволяют использовать полученные данные в качестве основы при составлении алгоритмов классификации ВЭКГ. Исходя из границ доверительных интервалов, вычисленных для средних по группам значений признаков, можно указать следующие критерии для отнесения векторкардиограмм к одному из классов.

Нижеперечисленная совокупность признаков указывает на несомненное наличие диффузных изменений в миокарде:

1. Вектор T макс. $\leq 0,49$ мВ.
2. Угол α для T макс. ≤ 60 градусов.
3. Угол θ для T макс. > 20 градусов.
4. Угол $\bar{A}QRS\bar{A}ST-t < 74$ градуса.
5. Углы: T макс. $\Delta ST_2 > 40$ градусов,
T макс. $\Delta ST_3 > 31$ градус.
6. R макс./T макс. $> 3,6$
7. $\bar{A}QRS/\bar{A}ST-t < 1,97$.

Изменения в миокарде по типу очаговой гипоксии:

1. T макс. $\leq 0,52$ мВ
2. Угол α для T макс. > 85 градусов.
3. Угол θ для T макс. < 13 градусов.
4. Угол $\bar{A}QRS\bar{A}ST-t > 95$ градусов.
5. Углы: T макс. $\Delta ST_2 < 20$ градусов,
T макс. $\Delta ST_3 < 19$ градусов.

Гипертрофия левого желудочка:

- R макс. $> 2,9$ мВ
 R макс./T макс. $> 4,9$.
 $\bar{A}QRS > 34$ мВсек
 $\bar{A}ST-t/\bar{A}QRS < 1,8$.
 Угол $R_{\max} \Delta T_{\max} > 65$ градусов.

Детальная разработка классификационных алгоритмов не входит в задачу настоящего сообщения. Приведенные примеры интересны тем, что они дают представление о количестве параметров пространственных векторкардиограмм, необходимых для достаточно полного описания какого-либо синдрома. Использование пространственных характеристик позволяет значительно сократить число па-

раметров, которые необходимо оценивать для вынесения диагностического заключения. Для сравнения можно указать, например, что в работах [5,15] для решения вопроса о наличии гипертрофии левого желудочка по амплитудным показателям скалярных ортогональных отведений предлагается рассматривать I2-I4 непосредственно измеряемых величин, их сумм и отношений. При этом, подчеркиваем, рассматриваются лишь амплитудные показатели для комплекса QRS.

Уместно отметить также, что использование автоматизированных измерений и расчетов с помощью ЭВМ пространственных параметров векторкардиограмм создает возможности для детального анализа низкоамплитудной части векторкардиограммы — петли (зубца) T и сегмента ST. В обычной векторкардиограмме эта часть векторкардиограммы мало доступна анализу.

Результаты работы показывают высокую информативность примененного количественного и графического описания формы пространственных петель векторкардиограммы. Получение количественных характеристик формы петель, не зависящих от ориентации петель относительно осей ортогональной системы координат, практически невозможно без автоматизации измерений и расчетов.

Таким образом, примененный автоматизированный метод анализа векторкардиограмм обеспечивает практически полное их количественное и графическое описание. Получаемые количественные характеристики пространственных векторкардиограмм пригодны для использования в целях дифференциальной диагностики и для построения на их основе алгоритмов автоматической классификации ВЭКГ.

Авторы выражают благодарность сотрудникам здравпункта ИЯФ за содействие при проведении этой работы.

Л и т е р а т у р а:

1. Дехтярь Г.Я. Электрокардиографическая диагностика. М., "Медицина", 1966.
2. Долабян З.Л. Гипертрофия миокарда и электромеханическая активность сердца. М. "Медицина", 1973.
3. Гаджаева Ф.У., Дорофеева З.З. Вектор-электрокардиограмма в диагностике очагово-рубцового поражения миокарда сочетанной локализации. Терап. архив, 1977, № 6, стр.47-51.
4. Покровская М.В., Денисова И.И. Алгоритм диагностики ИМ и гипертр. отделов сердца по ортогональным отведениям ЭКГ. Вычисл. диагностика и телеметрическая обработка медиц. информации, Горький, 1973.
5. Халфен Э.Ш. Кардиологический центр с дистанционным и автоматическим наблюдением за больными. М. "Медицина", 1970.
6. Бала Ю.М., Хорошев В.Ф., Гусев А.И. Количественная пространственная векторкардиография. Воронеж, Изд-во Воронежского университета, 1966.
7. Давиденко А.В., Игнатьева И.Ф., Дорофеева З.З., Марковская Т.С., Гаджаева Ф.У., Фукс Е.Г. Автоматизированное воспроизведение ЭКГ (система Мак Фи-Парунгао) и расчет ее основных параметров с помощью ЭВМ, Вестник ВКНЦ, 1980, № 3, стр.85-95.
8. Bajley J.J., Horton M., Itacoitz S.B. Im Importance of Reproducibility Testing of Computer Programs of Electrocardiographic Interpretation: Application to the Automatic Vectorcardiographic Analysis Program. Comp. Biomed. Research, 1976, v.4, N4, pp 307-316.
9. Cornfield J., Dunn R.A., Batchlor C.D., Pipberger H.V. Multigroup Diagnosis of Electrocardiograms. Comp. Biomed. Research, 1973, v.1, N6, pp 97-120.
10. Burger H.C., van Brummelen A.G.W., van Herpen G. Heart-vector and leads. Amer. Heart Journ., 1961, v.61, N3, pp 317-323.

11. Mailloux G.E., Gulrajani R.M. Theoretical Evaluation of the McFee and Frank Vectorcardiographic Lead System Using a Numerical Inhomogenous Torso Model. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.BME-29 N5, May 1982 pp 322-332
12. Кечкер М.И. Векторкардиография. В кн. "Справочник по функциональной диагностике". М., "Медицина". 1970.
13. Тартаковский М.Т. Электрокардиография. В кн.: "Справочник по функциональной диагностике". М., "Медицина", 1970.
14. Тартаковский М.Б. Основы клинической векторкардиографии. М., "Медицина", 1964.
15. Алекперов И.И., Дорофеева З.З., Юренев А.П. Соотношение количественных показателей ЭКГ и эхокардиограммы при гипертрофии левого желудочка по данным корреляционного анализа. Кардиология, 1981, XXI, № II, стр.90-93.