

Нижегородский научно-исследовательский радиофизический институт
Министерства науки, высшей школы и технической политики
Российской Федерации

П р е п р и а т N 388

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ НА БАЗЕ ПЭВМ
часть 3
Методы обработки кардиограмм

Гладков В.В., Демкин В.М., Козырев О.Р., Кулагин Н.В.,
Лапшин И.В., Манишин В.Г., Митяков С.Н., Никитенкова С.П.,
Петрухин Н.С., Рахлин А.В.

Нижегород 1994

Гладков В.В. , Демкин В.М. , Козырев О.Р. , Кулагин Н.В. ,
Лапшин И.В. , Манишин В.Г. , Митяков С.Н. , Никитенкова С.П. ,
Петрухин Н.С. , Рахлин А.В.

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ НА БАЗЕ ПЭЕМ, часть 3. Методы обработки электрокардиограмм// Препринт N 388 . - Нижний Новгород : НИРФИ , 1994. - 12 с.

В работе обсуждается проблема обработки и анализа электрокардиограмм с применением персональной ЭЕМ. Рассмотрены основные виды помех, возникающих при снятии ЭКГ, и методы цифровой фильтрации кардиосигналов. Рассмотрена задача выделения основных параметров электрокардиограммы. Приведены возможные пути построения алгоритмов анализа ЭКГ.

Подписано в печать 26.04.94 г. Формат 60 x 84 / 16.

Бумага писчая. Печать офсетная. Объем 1 усл. п. л.

Заказ 5394. Тираж 50.

Отпечатано на ротапринтере НИРФИ

1. ВВЕДЕНИЕ

В двух первых частях препринта / 1,2 / описаны методы и принципы построения электрокардиографа на базе ПЭВМ IBM PC, а также общее программное обеспечение для организации рабочего места врача-кардиолога - АРМ кардиолога.

Ниже мы остановимся на проблеме разработки собственно алгоритмов машинной обработки и анализе ЭКГ и путях их оптимизации.¹⁾ При этом возможны два подхода к построению алгоритма обработки ЭКГ: параллельная обработка, для которой используется информация о принадлежности цифрового массива данных к конкретному из 12-ти отведений, и последовательная, при которой массивы, соответствующие различным отведениям, обрабатывается отдельно. Вторым вариантом обработки является наиболее простым и удобным для дальнейшего анализа и обычно используется при исследовании ЭКГ, снятых в состоянии покоя. При параллельном способе обработки алгоритм дальнейшего анализа получается более сложным и обычно используется для нестандартных условий снятия ЭКГ (при физической нагрузке, лекарственных и функциональных пробах и т.п.)

В целом процесс обработки и анализа ЭКГ с учетом соответствующих рекомендаций из клинической практики, можно представить следующим образом (рис 1).

1) Предполагается, что встроенное программное обеспечение кардиографа обеспечивает занесение в память в ОЗУ оцифрованных результатов измерения ЭКГ (в полосе 0.15-100Гц) по 12-ти общепринятым отведениям в объеме, необходимом и достаточным для последующего анализа ЭКГ.

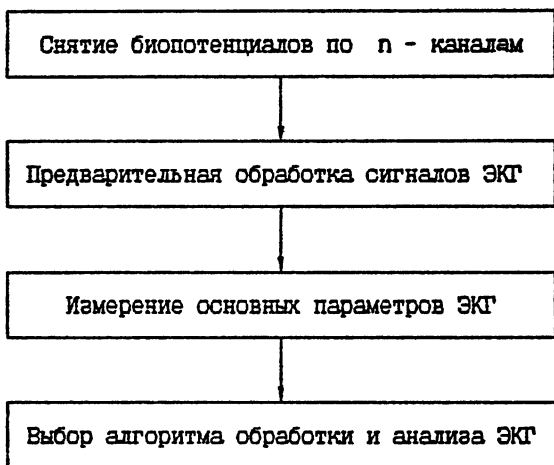


Рис.1 Процесс обработки и анализа ЭКГ

2. ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ ЭКГ

Основной задачей предварительной обработки сигналов ЭКГ и иных биосигналов является фильтрация полезной информации от сопровождающих помех, имеющих различное происхождение, интенсивность и спектральный состав. К помехам, наиболее часто сопровождающим биосигналы, обычно относят следующие:

1. Синфазная помеха, связанная с сетевой наводкой промышленной частоты 50 Гц. Предварительная фильтрация ее осуществляется в балансном усилителе кардиосигнала, однако оставшаяся часть помехи может дать ложную информацию и снизить эффективность последующей обработки. Для дополнительного подавления сетевой наводки целесообразно использовать режекторный цифровой фильтр, настроенный на частоту 50 Гц.

2. Мышечные шумы, вызванные биопотенциалами работающих мышц. Для них характерен протяженный спектр частот и, поэтому, ослабле-

ние таких помех возможно только за счет оптимального размещения электродов в местах, где мало скелетных мышц.

3. Помехи, связанные с изменением напряжения поляризации от смещения электродов, возникающие при движении больного. Их спектр частот лежит в полосе 1-10 Гц. Для ослабления таких помех необходимо применение слабополяризующихся электродов и надежное их крепление.

4. Смещение изолинии сигнала ЭКГ из-за медленного дрейфа напряжения поляризации, который наблюдается в первые 10-15 минут после установки электродов и диффузии электролита под кожу / 3 /.

Возможные искажения ЭКГ под воздействием перечисленных помех представлены на рис 2.

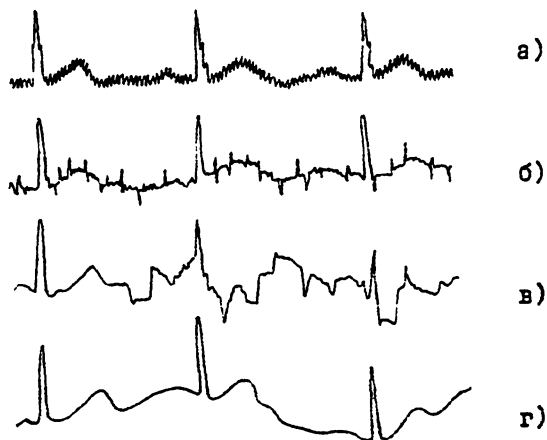


Рис.2 Искажения электрокардиосигнала под воздействием помех:

- а) наводка напряжения сети;
- б) мышечные шумы;
- в) артефакты, вызванные движением пациента;
- г) дрейф изолинии при изменении напряжения поляризации.

В наиболее общем виде можно выделить три этапа фильтрации, решающие отдельные задачи предобработки сигналов ЭКГ: фильтрация нижних частот, верхних частот и сетевой наводки / 3 /. На рис. 3 представлена типичная последовательность проц.дур предварительной

цифровой фильтрации электрических сигналов ¹⁾ и вид спектра мощности сигнала на всех ее этапах. Априорно о спектре помех можно сказать лишь то, что он ограничен электрическими характеристиками аналогового тракта прибора (полоса пропускания 0.1 - 150 Гц), в то время как основная доля мощности кардиосигнала сосредоточена в полосе 50 Гц.

Отфильтрованный таким образом сигнал можно считать пригодным для дальнейшей обработки.

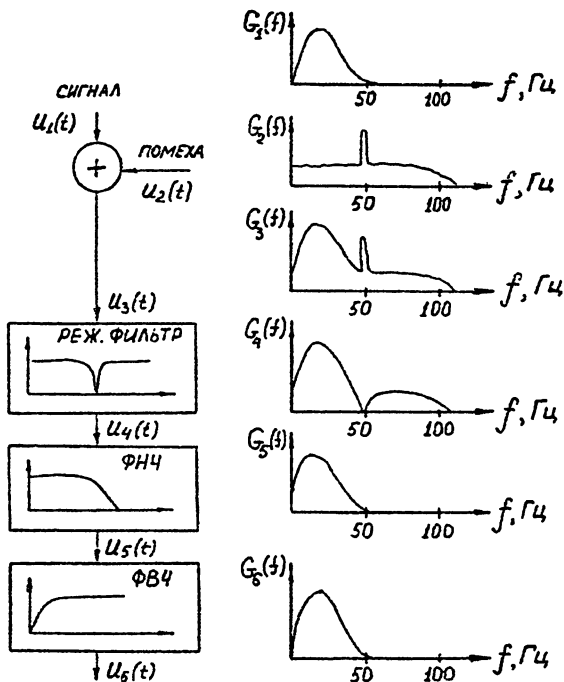


Рис. 3 Последовательность процедур предварительной цифровой фильтрации кардиосигнала (слева) и вид спектра мощности сигнала на всех этапах обработки (справа).

1) Предполагается, что на вход устройства поступает смесь полезного сигнала с аддитивной помехой. Отдельно выделена сетевая помеха, всегда присутствующая в сигнале.

Остановимся более подробно на элементах системы фильтрации сигналов ЭКГ.

Фильтр для подавления сетевой наводки.

Можно выделить три основных типа фильтров, наиболее пригодных для решения данной проблемы:

- режекторные неадаптивные цифровые фильтры;
- адаптивные режекторные цифровые фильтры;
- когерентные фильтры.

Частотная характеристика фильтра первого типа имеет провал на частоте 50 Гц. Техническая реализация подобного фильтра заключается в выполнении для каждого отведения сигнала ЭКГ быстрого Фурье-преобразования, переводящего исходный сигнал в частотную область, последующего умножения спектра сигнала на соответствующую весовую функцию и выполнении обратного Фурье-преобразования. Подбором соответствующих весовых функций можно добиться практически полного подавления сетевой помехи. Подобный способ фильтрации в силу своей сложности требует значительного времени для реализации и, поэтому, сравнительно редко применяется при оперативной обработке кардиосигналов.

Достоинством адаптивных режекторных фильтров является то, что они в процессе работы способны подстраиваться под сигнал наводки и осуществлять, благодаря этому, ее полную компенсацию. Кроме того, они мало влияют на спектр полезного сигнала, в частности на его составляющие, лежащие вблизи частоты наводки. Однако устойчивая фильтрация возможна лишь при условии, что амплитуда и фаза наводки не претерпевает резких изменений.

Подобный недостаток устраняется при помощи когерентной фильтрации, для чего в ПЭВМ кроме кардиосигнала вводится также в цифровом виде сигнал напряжения промышленной частоты 50 Гц. Метод фильтрации основан на вычитании наводки с известной фазой из входного сигнала $u_3(t)$. Как и в случае адаптивной фильтрации, метод позволяет практически полностью избавиться от сетевой помехи. Недостатком его является необходимость дополнительного канала для ввода промышленной частоты.

Оценка эффективности описанных машинных методов фильтрации на модельных примерах и в реальных условиях на "зашумленных" сигналах ЭКГ позволяет отдать предпочтение методу когерентной фильтрации.

Фильтры верхних и нижних частот (ФВЧ, ФНЧ)

В качестве ФНЧ и ФВЧ используются рекурсивные и нерекурсивные цифровые фильтры / 3 /. Основным требованием к построению таких фильтров является линейность их фазовых характеристик. Электрические параметры фильтров ($f_{\text{среза}}$) определяются конкретными задачами анализа ЭКГ.

3. ИЗМЕРЕНИЕ ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЭКГ

В результате описанных выше операций могут быть получены временные зависимости, содержащие информацию о сердечной деятельности человека. Дальнейшая задача состоит в выделении характерных параметров этих зависимостей, аналогичных общепринятым в кардиологии, выявлении различных тенденций и закономерностей в записях сигналов. Остановимся на специфике машинной обработки сигналов ЭКГ.

Анализ ЭКГ, как и анализ любых квазислучайных процессов заключается в статистической обработке данных измерений, включающей в себя этапы выявления характерных закономерностей и параметров процесса, создание архива измеряемых параметров и разработку алгоритма, позволяющего по характерным параметрам описать ход события (процесса) в целом. В традиционной медицинской практике, как правило, все эти этапы осуществляются врачом, а следовательно, зависят от субъективных факторов, снижая тем самым информационную эффективность ЭКГ и затрудняя порой использование ЭКГ в процессе массовой диспансеризации населения или обследования жителей сельских районов.

На рис.4 приведен один цикл нормальной ЭКГ с принятыми обозначениями элементов сигнала и фаз электрических процессов в сердце. Деполяризация предсердий регистрируется на ЭКГ в виде зубца P, а деполяризация желудочков - в виде комплекса QRS, состоящего из зубцов Q, R и S. В период полного охвата возбуждением желудочков разность потенциалов отсутствует и на ЭКГ регистрируется изоэлектрическая линия - сегмент ST. Процесс быстрой реполяризации желудочков соответствует на ЭКГ зубцу T. На рисунке показаны также характерные интервалы между зубцами : PQ, RR, QT.

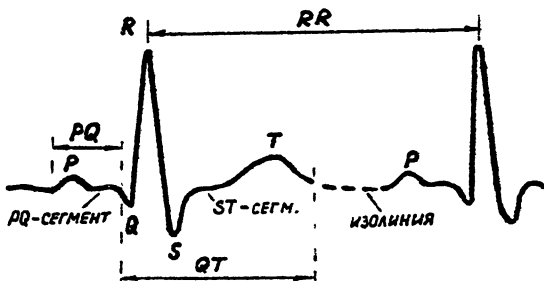


Рис.4 Элементы ЭКГ и их обозначение

Из всех биоэлектрических сигналов электрокардиосигнал - самый характерный по форме и упорядоченности. Тем не менее, форма, амплитуда и длительность интервалов и сегментов сигнала зависит от многих факторов: места расположения электродов, положения сердца и органических поражений сердца. При наличии сердечных патологий форма ЭКГ может быть сильно изменена. Например, при диагностике ишемической болезни сердца большое значение имеет вид сегмента ST.

Технический подход к решению задачи обработки ЭКГ предполагает осуществление следующих операций:

- представление в аналоговом виде на экране монитора кривых временных зависимостей ЭКГ по всем отведениям (последовательно или одновременно);
- возможность определения в общепринятых терминах и размерностях любого наперед заданного параметра ЭКГ с последующей его регистрацией в памяти ЭВМ;
- возможность автоматического определения всех общепринятых характеристик ЭКГ с последующей их регистрацией в памяти ЭВМ;
- возможность определения любых дополнительных параметров с последующей регистрацией их и помещением в память ЭВМ;
- возможность занесения всех характеристик конкретной ЭКГ (включая и описательную часть) в архив баз данных.

Предложенный для данного кардиографа на базе ПЭВМ алгоритм автоматической обработки ЭКГ позволяет определить следующие параметры ЭКГ в каждом отведении:

- 1) AR-амплитуда R-зубца;
- 2) AQ-амплитуда Q-зубца;

- 3) QRS-ширина (длительность) комплекса QRS;
- 4) депрессия (снижение) сегмента ST;
- 5) подъем сегмента ST;
- 6) AT- амплитуда T-зубца;
- 7) RR-длина RR-интервала.

Затем рассчитываются производные параметры:

- 8) частота пульса;
- 9) индекс AQ/AR;
- 10) индекс AR/AT.

4. ВЫБОР АЛГОРИТМА АНАЛИЗА ЭКГ

Работка конкретных алгоритмов детального анализа ЭКГ тесно связана с характером и целями медицинских исследований. Возможные применения кардиографа :

- скринирующее (профилактическое) обследование населения;
- поликлиническое обслуживание больных;
- обеспечение кардиологических стационаров.

В зависимости от выбора задачи, структура алгоритма будет существенно меняться.

Автоматизированное доврачебное обследование позволяет охватить всех диспансеризуемых без первичного обращения к врачу с последующим определением маршрута обследования по трем потокам: лица, не предъявляющие жалоб, группа "риска", лица с хроническими заболеваниями. Эти группы классифицируются на основе анализа параметров ЭКГ:

- ЭКГ - "норма" ;
- есть незначительные отклонения на ЭКГ;
- есть существенные изменения сигналов ЭКГ.

В задачу специализированного скрининга входит предварительная установка возможной патологии и, на основе программы обработки информации, предварительная постановка диагноза. После доврачебного скрининга с предварительным диагнозом, выданным ЭМ, диспансеризуемый обращается к врачу. Врачебное заключение составляется на основе данных скрининга, объективного осмотра больного, необходимости дополнительного лабораторного исследования.

Врачами клинической больницы N 38 г. Нижнего Новгорода разработан алгоритм анализа ЭКГ при проведении скринирующего обследования населения / 4 /. При этом используются сигналы ЭКГ четырех отведений (aVL , aVF , V2 , V5), а выходная информация разбивается на три группы:

- 1) ЭКГ - "Норма";
- 2) "Снять ЭКГ в 12-ти отведениях" ;
- 3) "Срочно снять ЭКГ в 12-ти отведениях".

В то же время, как показывает опыт проведения радиофизических исследований в медицине, одной из важнейших задач при скринирующем обслуживании населения является создание статистической модели здорового человека. Применительно к кардиологии это подразумевает создание архива параметров ЭКГ и определение доверительных интервалов для основных параметров, соответствующих понятию "Норма" (с учетом возраста, пола и т.п.). Эта задача может быть решена путем соответствующей математической обработки очень большого массива статистических данных ЭКГ. При отклонении одного или нескольких параметров от нормы автоматически принимается решение о необходимости дополнительного обследования пациента.

При использовании электрокардиографа для обслуживания больных в поликлиниках и стационарах алгоритмы анализа ЭКГ основаны на конкретных задачах исследования. Так, при обслуживании тяжелобольных, одной из задач является кардиомониторинг - непрерывная диагностика сердечной деятельности с выдачей сигнала тревоги при возникновении серьезных патологий / 3 /.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Настоящий препринт является заключительным в цикле работ под общим названием "Электрокардиограф на базе ПЭВМ" / 1,2 /. В работах приведено описание разработанного компьютерного (на базе ПЭВМ IBM PC) кардиографа, некоторых элементов его программного обеспечения, намечены пути создания алгоритмов обработки и анализа ЭКГ. Нетрудно видеть, что предложенное устройство может быть использовано в качестве измерителя любых биоэлектрических сигналов человека, а сформулированные требования к программному обеспечению кардиографа легко трансформируются применительно к иной области применения устройства.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гладков В.В., Демкин В.М., Козырев О.Р., Кулагин Н.В., Лапшин И.В., Манишин В.Г., Митяков С.Н., Никитенкова С.П., Петрухин Н.С., Рахлин А.В. Электрокардиограф НА БАЗЕ ПЭЕМ, часть 1. Методика и техника построения кардиографа // Препринт N 386. - Нижний Новгород : НИРФИ, 1994. - 14 с.

2. Гладков В.В., Демкин В.М., Козырев О.Р., Кулагин Н.В., Лапшин И.В., Манишин В.Г., Митяков С.Н., Никитенкова С.П., Петрухин Н.С., Рахлин А.В. Электрокардиограф НА БАЗЕ ПЭЕМ, часть 2. Программное обеспечение АРМ кардиолога // Препринт N 387. - Нижний Новгород : НИРФИ, 1994. - 12 с.

3. Кардиомониторы // Под ред. Барановского А.Л. и Немирко А.П. - М.: Радио и связь, 1993.

4. Боровков Н.Н., Шубина Ж.А., Ефременко Т.Е., Смыслов Г.М., Грачев В.Ю., Горбачева Н.С. Общие принципы создания автоматизированной системы доврачебного кардиологического скрининга // В кн. "Автоматизация кардиологических исследований в клинической практике" - Горький, 1989, с.5 .

Дата поступления статьи
20 апреля 1994 г .