

УПРАВЛЕНИЕ СИСТЕМАМИ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛОГОВЫХ И ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ

А.Н. Тушев

При лицензировании и аккредитации лечебно-профилактических учреждений одним из основных показателей является полнота диагностической помощи населению. В частности, для кабинетов функциональной диагностики поликлиник имеется специальный реестр диагностических процедур, выполнение которых дает основание для сохранения или повышения категории данной поликлиники, а пациентам обеспечивает более быструю и качественную постановку диагноза. В реестр входят примерно 35 показателей, среди них: *электрокардиография (ЭКГ), кардиоинтервалография (КИГ), велоэргометрия (ВЭМ), фонокардиография, холтеровское мониторирование, эхо-кардиография и доплер - исследование, реография (включая реоэнцефалографию (РЭГ) и реовазографию (РВГ) и др.), электроэнцефалография (ЭЭГ), спирография (включая пневмотахометрию, спирографию с провокационными тестами и др.), РН метрия пищевода и желудка и ряд других.*

В конце 80-х – начале 90-х годов XX века в России создалось неудовлетворительное положение с диагностическими приборами, с помощью которых врачи проводят указанные выше исследования. Аппараты, выполняющие запись сигналов с первичных преобразователей (датчиков) электромеханическим способом в значительной степени устарели, поскольку были выпущены, в основном, в 70-х годах. Но даже их ощущался сильный дефицит. Кроме этого, некоторые диагностические методы мало пригодны для применения подобных устройств.

Анализ реестра диагностических процедур, выполняемых в поликлинических учреждениях показывает, что лишь для некоторых из них требуется сложное оборудование, которое можно изготовить только в условиях современного производства, например, такими являются ультразвуковые исследования (УЗИ). Большинство же измерений выполняется с помощью простых первичных преобразователей (чаще всего электродов), дающих на выходе линейные электрические сигналы с рабочим диапазоном частот до 1000 Гц. Такие устройства можно изготовить в небольшой лаборатории при относительно невысоких финансовых затратах, если основную часть рабо-

ты по регистрации, обработке и выводу результатов перенести из аппаратных средств в программные модули. Массовое распространение персональных компьютеров к началу 90-х годов позволило решить такую задачу.

В 1991 году в центре "Медицина и электроника" при Алтайском государственном техническом университете под руководством профессора А.Г. Якунина был разработан программно-аппаратный медицинский диагностический комплекс ЭФКР-4, который, благодаря ряду новых технических решений, позволял проводить около 80% диагностических процедур из указанного реестра. В 1993 году были внедрены первые 20 экземпляров этих комплексов в различные лечебные учреждения Алтайского края. К настоящему времени используется 35 экземпляров данного устройства. Кроме медицинской диагностики, ЭФКР-4 применяется и для научных целей в Алтайском государственном медицинском университете и Барнаульском государственном педагогическом университете.

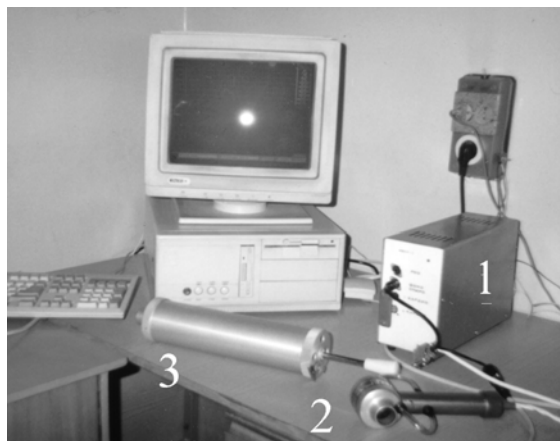


Рис.1. Внешний вид диагностического комплекса ЭФКР-4.

1-электронный блок комплекса, 2-первичный преобразователь давления для спирометрии, 3-калибровочное устройство для спирометрии.

В первоначальном варианте ЭФКР-4 был предназначен для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы, поэтому включал в себя электрокардиограф, реограф и фонокардиограф [1]. В 1997 году были заверше-

УПРАВЛЕНИЕ СИСТЕМАМИ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛОГОВЫХ И ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ

ны исследования и разработка дополнительного блока для проведения спирометрических тестов в поликлинических условиях, который был внедрен в семи ЛПУ [2]. На рис.1 приведен внешний вид устройства. К 2000 году была разработана электроэнцефалогическая приставка к ЭФКР-4 и в настоящее время проводятся ее клинические испытания [3].

В первых вариантах комплекса использовался отечественный персональный компьютер УКНЦ, для которого было разработано программное обеспечение на языке ассемблера. В 1995 году был выполнен переход на IBM-совместимые компьютеры с использованием языка программирования высокого уровня Turbo-Pascal. Это позволило значительно расширить функциональные возможности по регистрации и обработке физиологических сигналов с тела человека и ввести элементы автоматизированной диагностики заболеваний. К 2000 году был разработан и внедрен вариант программного обеспечения под операционной системой WINDOWS, что дало возможность использовать для печати различные современные струйные и лазерные принтеры, а также улучшить изобразительные возможности отображения сигналов на экране монитора.

Таким образом, в большинстве диагностических процедур, выполняемых в поликлинических учреждениях, регистрируются несколько линейных электрических сигналов в рабочем диапазоне частот до 1000 Гц. При разработке диагностического комплекса оказалось, что для электрокардиографии, реографии, фонокардиографии и спирографии достаточно использовать 8 аппаратных каналов и передавать регистрируемые сигналы в цифровом виде через последовательный интерфейс (COM порт), имеющийся на всех типах ЭВМ. Скорость передачи в 57 кбод обеспечивает частоту дискретизации 360 Гц на один канал, что достаточно для всех указанных исследований. Единственным исключением был метод электроэнцефалографии, в нем для обеспечения биполярной схемы отведений с 12 электродами потребовалось 16 каналов и увеличение скорости передачи по последовательному интерфейсу до максимальной – 115 кбод.

Компьютерная регистрация сигналов позволяет значительно упростить и удешевить аппаратуру. Например, в стандартной методике снятия ЭКГ используются 12 отведений: стандартные: I, II, III, усиленные: aVL, aVR, aVF и грудные: V1, V2, V3, V4, V5, V6. Вместе с тем, усиленные отведения и III стандартное

линейно выражаются через отведения I и II, что дает возможность использовать 8 аппаратных каналов, а оставшиеся отведения вычислять программно. В реографии для определения положения диагностических точек кроме кривых омического сопротивления необходимо иметь дифференциальные реограммы. Замена аппаратных дифференцирующих электрических цепей численным дифференцированием также повышает экономичность и надежность устройства.

В фонокардиографии регистрируют тоны и шумы сердца в диапазоне от 200 до 800 Гц, в зависимости от частотного разделения по Маасу-Веберу (t1, m1, mg, m2, h1). При этом фонокардиографический сигнал должен сопровождаться записью II отведения ЭКГ. Чтобы обеспечить требуемую точность воспроизведения фонового сигнала необходимо выделить для него максимально возможное число каналов – 7, оставив для II отведения 1 канал. Это дает частоту дискретизации 2,88 кГц, что позволяет четко определять амплитуды тонов и форму шумов сердца.

Для проведения спирографии достаточно одного аппаратного канала с невысокой частотой дискретизации (не менее 90 Гц), но в случае использования специальных датчиков, как в данной работе, требования к частоте могут значительно возрасти. Такие датчики необходимо было разработать с целью модернизации спирографов закрытого типа, поскольку стандартный способ записи изменений объемов воздуха во времени самописцами не позволяет измерять динамику дыхания.

Следует заметить, что переход к компьютерной обработке сигналов в отдельных случаях сопровождается появлением новых трудностей. Так, при массовых обследованиях населения по электрокардиографии (св. 30 ЭКГ в день) скорость печати матричных принтеров, соответствующей движению бумаги 50 мм/с аналогового кардиографа неудовлетворительна.

Кроме этого, 9-ти игольчатые принтеры не обеспечивали требуемого разрешения для электрокардиограмм. На ЭКГ не всегда врач мог четко фиксировать начало и конец P-зубца, а на склонах QRS-комплексов, наблюдались "изломы", которые можно было принять за патологию синдром Вольфа-Паркинсона-Уайта.

Проблема была частично снята с появлением 24-х игольчатых принтеров, но полностью закрыта лишь с распространением дешевых струйных принтеров и соответ-

вующего программного обеспечения под WINDOWS.

Разработанный программно-аппаратный комплекс ЭФКР-4 позволяет выполнять следующие диагностические процедуры:

1. *Скрининговое электрокардиографическое исследование.* Регистрация одновременно 12 кардиографических отведений (I, II, III, aVL, aVR, aVF, V1-V6), с автоматическим определением параметров ЭКГ и печатью на принтере сигналов.

2. *Велоэргометрия.* Автоматическое определение R-R интервалов во время регистрации, просмотр 12 отведений, запись участков ЭКГ и их последующая печать.

3. *Кардиоинтервалография.* Регистрация 100 R-R интервалов, печать ритмограммы, вычисление моды, амплитуды моды, вариационного размаха и индекса напряжения.

4. *Кардиомониторирование.* Просмотр 12-ти отведений в течение продолжительного времени, определение параметров кардиограммы в реальном времени, запись выбранных фрагментов ЭКГ на диск с последующей печатью.

5. *Реоэнцефалография и реовазография.* Регистрация двух реоканалов и двух дифференциальных каналов с автоматическим вычислением 12 основных диагностических индексов.

6. *Фонокардиография.* Регистрация фонокардиографического сигнала по одному из частотных диапазонов (h1,m2,mg,m1,t) и II стандартного кардиографического отведения с последующей печатью.

7. *Спирометрия.* Проведение спирометрии по 4 тестам (равномерное дыхание, ЖЕЛ, ОФВ1, МВЛ) с автоматическим определением статических и динамических параметров дыхания, а также построения кривых «поток-объем».

Для обеспечения экономичности, надежности и качества работы устройства необходимо решить ряд научных и инженерных задач по первичной аналоговой фильтрации и обработке сигналов и последующей цифровой фильтрации и преобразований сигналов в компьютере.

Наиболее широко используемыми методами функциональной диагностики являются электрокардиография и реография. При разработке диагностического комплекса нами был предложен блок совместной аналоговой обработки электрокардиографических (ЭКГ) и реокардиографических сигналов, который

позволил снизить массогабаритные характеристики блока аналоговой обработки электрокардиографических и реокардиографических сигналов, упрощение эксплуатации и ускорение процесса измерения путем уменьшения времени перестройки с режима регистрации ЭКГ сигналов на режим регистрации РКГ сигналов и наоборот, повышение чувствительности путем увеличения отношения сигнала к шуму[4]. На рис.2 приведена функциональная схема работы устройства.

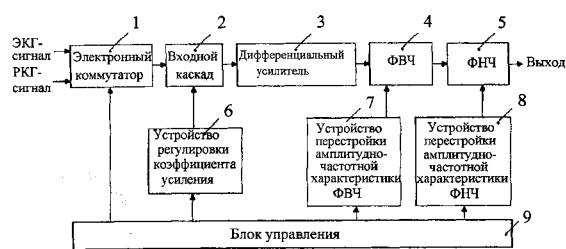


Рис.2. Функциональная схема блока аналоговой обработки электрокардиографических и реокардиографических сигналов прибора ЭФКР-4

Сущность метода совместной аналоговой фильтрации электрокардиографических и реокардиографических сигналов состоит в том, что в блок, содержащий последовательно соединенные входной каскад и дифференциальный усилитель, а также связанные между собой фильтр нижних частот (ФНЧ) и фильтр верхних частот (ФВЧ), введены электронный коммутатор входных сигналов, соединенный выходом с входным каскадом, устройство регулировки коэффициента усиления, связанное выходом со входным каскадом, устройство перестройки амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) ФВЧ и устройство перестройки амплитудно-частотной характеристики ФНЧ, подключенные выходами соответственно к ФВЧ и ФНЧ, а также блок управления, соединенный управляющим входом электронного коммутатора и со входами устройства перестройки амплитудно-частотной характеристики ФВЧ и ФНЧ. При этом дифференциальный усилитель подключен к ФВЧ.

Таким образом, в блоке фильтрация ЭКГ и РКГ сигналов выполняется по единым электронным схемам, и переключение коэффициентов усиления и формы амплитудно-частотной характеристики осуществляется электронным способом, без использования дополнительных аппаратных средств.

УПРАВЛЕНИЕ СИСТЕМАМИ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛОГОВЫХ И ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ

Входной сигнал подается на вход электронного коммутатора 1 (рис.2). Нужный сигнал (ЭКГ или РКГ) определяется кодовой комбинацией на управляющем входе электронного коммутатора. С выхода коммутатора сигнал поступает на входной каскад 2. Результат его работы представляет собой сигнал с существенно уменьшенной синфазной составляющей и используется для возбуждения схемы дифференциального усилителя 3, который включен с единичным усилением. Задача дифференциального усилителя – получение однополюсного выходного сигнала и подавление остаточного синфазного сигнала. Настройка нуля для всей схемы сделана на одном из операционных усилителей входного каскада 2. Регулировка усиления входного каскада 2 и всего блока аналоговой обработки ЭКГ и РКГ сигналов осуществляется коммутацией резисторных цепей аналоговыми ключами в устройстве регулировки коэффициента усиления 6. Кодовая комбинация, поступающая в устройство регулировки коэффициента усиления из блока управления 9, задает усиление по входному каскаду 2.

Полезная составляющая сигнала, выделенная в дифференциальном усилителе 3, подается на вход ФВЧ 4, где происходит отделение постоянной составляющей, дополнительное усиление и фильтрация сигнала. Устройство перестройки амплитудно-частотной характеристики ФВЧ осуществляет настройку фильтра верхних частот на требуемую частоту среза: для работы в режиме успокоения частота среза составляет 1,2 Гц, в режиме обычного съема ЭКГ и РКГ частота среза составляет 0,2 Гц. Настройка ФВЧ 4 осуществляется перекоммутацией соответствующих частотозависимых элементов с помощью электронных ключей устройства перестройки АЧХ фильтра верхних частот.

Верхняя граница амплитудно-частотной характеристики тракта обработки сигнала определяется режимом работы фильтра нижних частот 5 и составляет 100 Гц для электрокардосигнала и 32 Гц для реокардосигнала. Включение режима 32 Гц при приеме ЭКГ сигнала позволяет осуществить антидреморную фильтрацию. Работа устройства перестройки АЧХ ФНЧ 8 идентична приведенной выше для перестройки АЧХ фильтра верхних частот 7.

На рис. 3 и 4 приведены примеры работы комплекса ЭФКР-4 при регистрации ЭКГ и реоэнцефалографии.

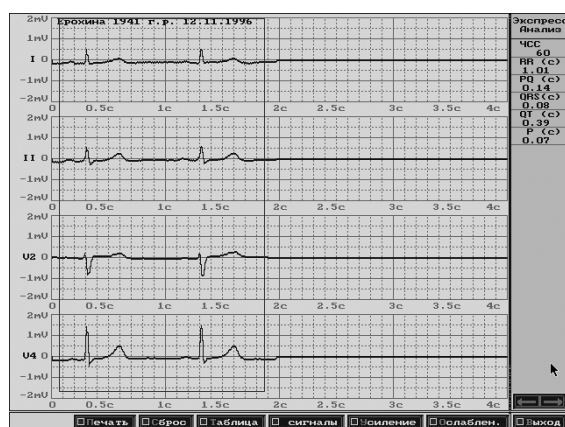


Рис.3. Пример регистрации ЭКГ комплексом ЭФКР-4

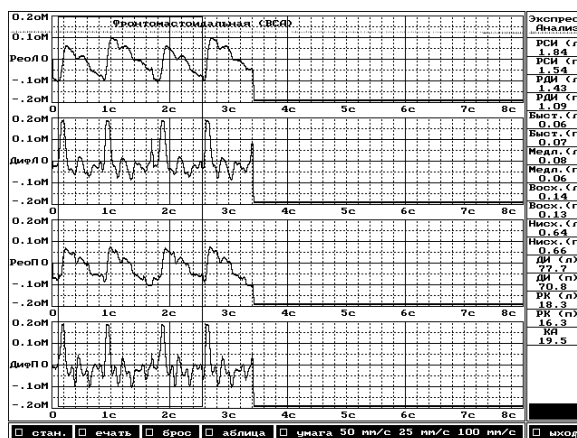


Рис.4. Пример регистрации РЭГ прибором ЭФКР-4.

Другой важной проблемой при разработке компьютерных диагностических комплексов является дрейф изолинии при снятии ЭКГ с динамической нагрузкой на пациента (велозерометрия).

Велозерометрия применяется в основном для выявления ишемических болезней сердца. Ишемические заболевания сердца не выявляются на обычной электрокардиограмме, их можно обнаружить лишь при динамической нагрузке на сердце. Динамическая нагрузка обеспечивается вращением пациентом педалей велотренажера с регулируемым усилием, а выявление ИБС происходит по отклонению S-T сегмента ЭКГ относительно изолинии, а также по изменениям формы кривой ЭКГ.

Особенностью проведения ВЭМ является то, что в данном методе необходима одновременная регистрация всех 12-ти отведений. Кроме этого, врач должен непрерывно

наблюдать на мониторе за изменениями в ЭКГ и следить за увеличением частоты сердечных сокращений (ЧСС).

При цифровом методе проведения ВЭМ возникает дрейф изолинии ЭКГ. Это связано с мышечным тремором, а также с изменением проводимости кожи вследствие потливости. В связи с этим сигнал часто выходит за свой диапазон измерения при дискретизации, а при увеличении диапазона происходит потеря тонких составляющих сигнала из-за ошибок квантования. Применение простого фильтра верхних частот на частоте среза около 1Гц не дает удовлетворительного результата из-за сильного искажения сигнала, особенно в области S-T сегмента. в связи с этим необходима разработка специального фильтра, который, подавляя низкочастотные помехи, максимально бы сохранял форму сигнала.

Для решения задачи использовался метод е-слоя, определяющий ограничения на сигнал. Эти ограничения вместе с критерием оптимизации максимального подавления низкочастотных составляющих и дают постановку задачи проектирования фильтра.

На рис. 5 и рис. 6 приведен пример регистрации ВЭМ при выключенном и включенном фильтре. Видно, что включение фильтра значительно уменьшает дрейф изолинии, но слабо искажает форму сигнала. Проведенный анализ показал, что при включении фильтра изменение положения S-T сегмента достаточно четко определяется как врачом, так и при автоматическом распознавании.

Другие важные изменения ЭКГ при появлении патологии также легко обнаруживаются.

В программе автоматически определяется положение S-T сегмента относительно изолинии, положение которой аппроксимируется кубическим сплайном через интервалы P-Q кардиографической кривой. Тем не менее, задача автоматического выявления изменения S-T сегмента во время регистрации, несмотря на ее важность, пока полностью не решена. Дело в том, что из-за неточности измерений изолинии, отклонение S-T сегмента наблюдается у здоровых людей, и лишь наличие систематических изменений формы и положения S-T сегмента свидетельствует о наличии ИБС, что определяет лишь опытный врач.

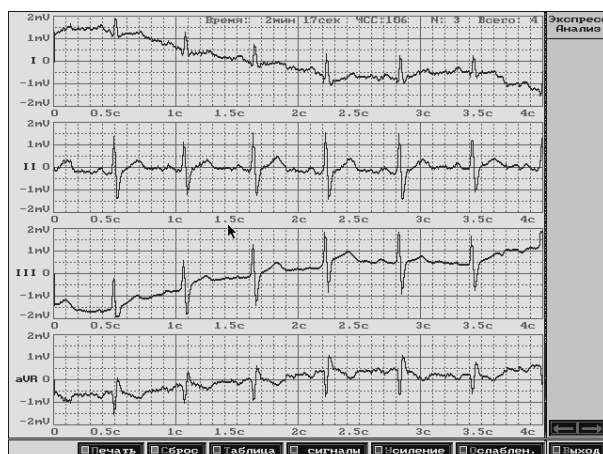


Рис.5.Регистрация ВЭМ при выключенном фильтре верхних частот

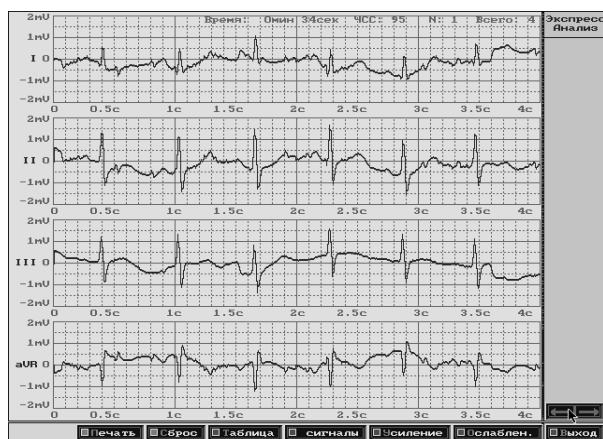


Рис.6.Регистрация ВЭМ при включенном фильтре верхних частот

Вместо автоматического распознавания отклонения S-T сегмента в реальном времени, в программное обеспечение введено другое новшество, позволяющее врачу значительно лучше вести диагностику заболеваний. Сигнал с выбранного отведения "выравнивается" по аппроксимированной изолинии и в результате он становится похожим на сигналы, снятые в спокойном состоянии. Затем выполняется его масштабирование по частоте сердечных сокращений 60 ударов в минуту. На последнем этапе вычисляется усредненный сигнал по 5 последним кардиоциклам. Визуальное сравнение на экране монитора данного сигнала с аналогичным сигналом, снятым до начала процедуры имеет большую диагностическую ценность, т.к. позволяет наглядно наблюдать изменения кардиограммы при увеличении динамической нагрузки на сердце.

В области кардиологии комплекс ЭФКР-4 позволяет проводить также кардиомонитори-

УПРАВЛЕНИЕ СИСТЕМАМИ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛОГОВЫХ И ЦИФРОВЫХ ФИЛЬТРОВ

рование и кардиоинтервалографию. При кардиомониторировании производится непрерывное наблюдение за ЭКГ больного в течение 30-60 минут. Обычно это необходимо для исследования результата применения различных лекарственных препаратов. Разработанное программное обеспечение позволяет просматривать в течение неограниченного времени 12 кардиологических отведений и записывать по команде выбранные фрагменты на жесткий диск. Поскольку кардиомониторирование выполняется в спокойном состоянии, при отсутствии мышечных шумов и дрейфа изолинии становится возможным в реальном времени автоматически определять все основные интервалы и амплитуды зубцов кардиограммы с высокой надежностью. Программным путем вычисляются: длительность и амплитуда зубца P; интервалы PQ и QT; амплитуда и длительность QRS-комплекса; амплитуда и длительность зубца T по любому отведению.

Кардиоинтервалография (КИГ) представляет собой вариант электрокардиографического исследования, при котором в течение продолжительного времени (обычно 100 кардиоциклов) измеряется длительности R-R интервалов. График из продолжительностей R-R интервалов называется ритмограммой, которая важна для оценки жизнедеятельности сердца, особенно у детей и спортсменов. Ручное определение длительностей 100 R-R интервалов очень трудоемко и требует большого расхода специальной бумаги, на которой производится запись ЭКГ. Компьютерное построение ритмограммы очень эффективно и КИГ применяется во всех детских лечебных учреждениях, где установлен комплекс ЭФКР-4. На рис. 7 приведен пример регистрации КИГ. Во время регистрации врач имеет возможность непрерывно наблюдать за изменениями ЭКГ во II отведении, по которому выполняется расчет R-R интервалов. После построения ритмограммы необходимо удалить так называемые экстрасистолы и пропуски ударов пульса, которые не должны учитываться при расчете показателей. Удаление производится автоматически по значительному отклонению текущей длины R-R интервала от средней длины. Возможна и ручная корректировка манипулятором "мышь".

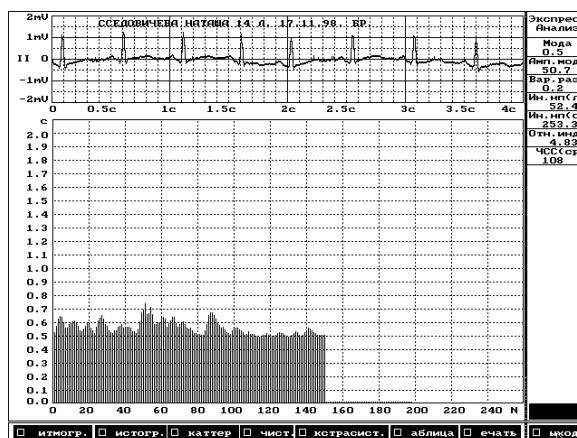


Рис. 7. Пример проведения КИГ прибором ЭФКР-4

Характерными параметрами КИГ, вычисляемыми программой, являются: мода и амплитуда моды гистограммы; вариационный размах ряда R-R интервалов; индексы напряжения сердца стоя и лежа и их отношение.

Программная фильтрация кардиологических сигналов в дополнение к аналоговой делает возможным построение фильтров, труднореализуемых аппаратными средствами. Например, наиболее неприятной помехой при регистрации электрокардиографических сигналов является сетевая наводка с частотой 50 Гц.

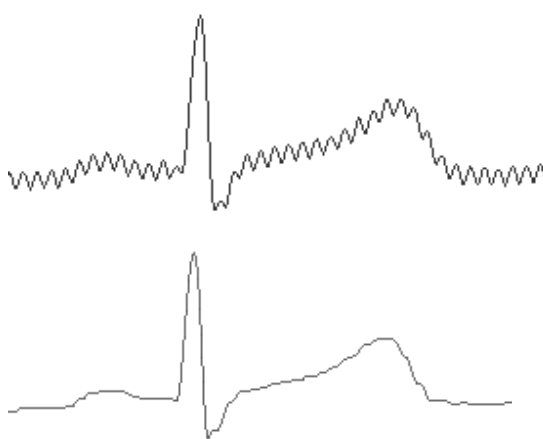


Рис. 8. Результат применения режекторного фильтра. Вверху - исходный сигнал, внизу - после фильтрации

Несмотря на различные усилия в ее подавлении, во всех аналоговых кардиографах она проявляется в разной степени в зависимости от условий съема. Разработанный для комплекса ЭФКР-4 режекторный адаптивный

цифровой фильтр практически полностью удаляет сетевую помеху, не искажая сам сигнал (рис.8).

Фонокардиографией называется инструментальный метод графической регистрации звуковых колебаний, возникающих при работе сердца. Метод был очень популярен до 80-х годов, в настоящее время считается устаревшим в связи с появлением ультразвуковых исследований (УЗИ).

Вместе с тем далеко не во всех поликлиниках имеется дорогостоящее ультразвуковое оборудование, а для массового обследования населения с целью выявления пороков сердца метод фонокардиографии является весьма полезным.

В клинической практике звуки сердца принято делить на «тоны» и «шумы». Подавляющая часть энергии тонов приходится на частоты 150-200 Гц. Шумы образованы колебаниями более высокой частоты, достигающей 400-1000 Гц. Наличие шумов, как правило, свидетельствует о пороках сердца. Распределение энергии звуков сердца по частотам довольно резко убывает с увеличением частоты колебаний, примерно пропорционально ее квадрату.

С другой стороны, чувствительность слухового органа к звукам различной частоты значительно растет с увеличением частоты от 50 до 1000 Гц, поэтому врач одинаково хорошо может выслушивать тоны и шумы, хотя интенсивность шумов значительно уступает интенсивности тонов.

В связи с этим, при регистрации фонокардиограмм необходимо выделять высокочастотные составляющие звуковых колебаний фильтрами верхних частот. В фонокардиографии принят метод раздельной регистрации звуков различного частотного состава по 5 частотным диапазонам по Маасу-Веберу.

При разработке блока аналоговой фильтрации верхних частот для фонокардиологических сигналов прибора ЭФКР-4 было выделено общее звено фильтра второго порядка для всех частотных диапазонов, а оставшиеся звенья второго порядка были оптимизированы раздельно для каждого из диапазонов. Такое выделение общего звена позволило значительно сократить количество электронных компонентов при сохранении требуемой формы АЧХ в рабочих зонах по всем 5 частотным диапазонам.

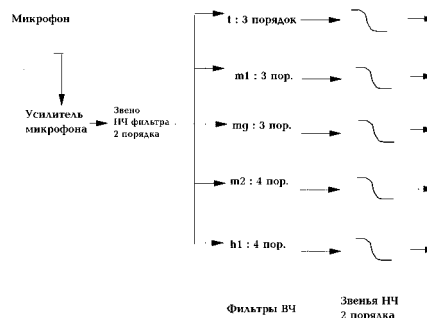


Рис. 9. Использование общего звена фильтра верхних частот в фонокардиографии

К сожалению, максимальная частота дискретизации 2,8 кГц возможна лишь при регистрации одного из 5 фоновых каналов вместе со II кардиологическим отведением, одновременная регистрация которого обязательна.

Несмотря на это, в тех поликлиниках, где отсутствует ультразвуковое оборудование, регистрация прибором ЭФКР-4 фонокардиограмм с успехом применяется в скрининговых обследованиях. На рис.10. приведен пример регистрации фонокардиограммы.

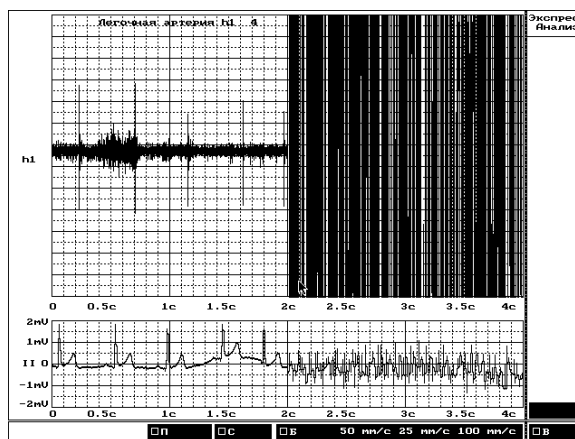


Рис.10. Пример проведения фонокардиографии прибором ЭФКР-4

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гордиенко Г.Ю., Тушев А.Н., Якунин А.Г. Автоматизированный диагностический комплекс для кардиологических исследований ЭФКР-4. // Приборы и техника эксперимента. М., - 1995. - № 2. - С. 207.

2. Горбунова Е.В., Тушев А.Н., Шипулин А.В., Якунин А.Г. Программно-аппаратное расширение автоматизированного диагностического кардиологического комплекса ЭФКР-4 для проведения спирометрических

исследований. // Приборы и техника эксперимента. М., - 1998. - № 3. - С. 163.

3. Костанде О.В., Тушев А.Н., Щуревич М.В., Якунин А.Г. Электроэнцефалографическая приставка к медицинскому диагностическому комплексу ЭФКР-4. // Приборы и техника эксперимента. М., - 2000. - № 4. - С. 166.

4. Якунин А.Г., Тушев А.Н., Эндека М.Е. Блок аналоговой обработки электрокардиографических и реокардиографических сигналов. Патент РФ № 2149581 от 27 мая 2000 г.