

Закрытое акционерное общество ПО «СОКОЛ-АТС»
308861, Белгород, Б. Хмельницкого 137, e-mail: socol@mch3.css-mps.ru

Применительно для задач медицины проблема цифровой фильтрации особенно актуальна в области кардиологии. Построение устройств на базе цифровых фильтров (ЦФ) оказывается не только аппаратно выгодным, но и улучшает ряд параметров фильтра. Для четкого понимания процесса цифровой фильтрации сигналов в учебном процессе гораздо эффективней моделировать алгоритмы ЦФ в программных эмуляторах. Такой подход поможет организовать не только более качественное изучение ЦФ для различных приложений, но и построению моделей ЦФ при отладке разрабатываемых устройств. Данный программный эмулятор предназначен для отладки алгоритма фильтрации устройства кардиоинтерфейса.

Модуль кардиоинтерфейса предназначен для снятия и обработки биоэлектрических сигналов. На основе работы устройства был разработан алгоритм который затем был симулирован в программном эмуляторе «КАРДИО».

Как известно любую систему автоматического управления можно представить виде модели управления, в которой имеется входные X_i и выходные Y_i сигналы.

Применим это при описания структурной модели кардиоинтерфейса (см. рис. 1)

МОДЕЛЬ СТРУКТУРНАЯ КАРДИОИНТЕРФЕЙСА



Рис. 1

где: X_i - являются сигнал поступающий от электродов, Y_i - выходной оцифрованный сигнал подающийся на последовательный порт персонального компьютера (ПК).

Таким образом задача сводится к построению двух систем: системы генерации электрокардиосигнала (ЭКС) и системы обработки ЭКС.

Благодаря ОС Windows 95 удалось эмулировать параллельные процессы генерации и фильтрации сигнала. Из-за параллелизма в разделении задач удалось построить две независимые друг от друга системы:

1. Система генерации эталонного кардиосигнала [1].
2. Система цифровой обработки и фильтрации сигнала.

Каждая из систем включает в себя модули, способные работать независимо друг от друга в реальном масштабе времени (РМВ). При программной эмуляции алгоритма работы необходимо четко представлять себе все структурно-функциональные звенья устройства. Система генерации эталонного кардиосигнала включает (см. рис. 2):

1. Модуль эталонного кардиосигнала который вырабатывает эталонный кардиосигнал со случайной вариабельностью R-R интервала и других характеристик;
2. Модуль генерации сетевой помехи вырабатывает сигнал сетевой наводки частотой $50 \pm 0,25$ Гц;
3. Модуль генерации шумовой помехи представляет собой гауссов шум со среднеквадратическим значением 30 мкВ в полосе 0-100 Гц;
4. Модуль сумматора и аттенюатора предназначены для суммирования, ослабления и сдвига всех сигналов в имеющихся модулей;
5. Модуль генерации соседнего канала предназначен для проверки точности измерения угла вектора сердца;

СИСТЕМЫ ГЕНЕРАЦИИ ЭТАЛОННОГО КАРДИОСИГНАЛА

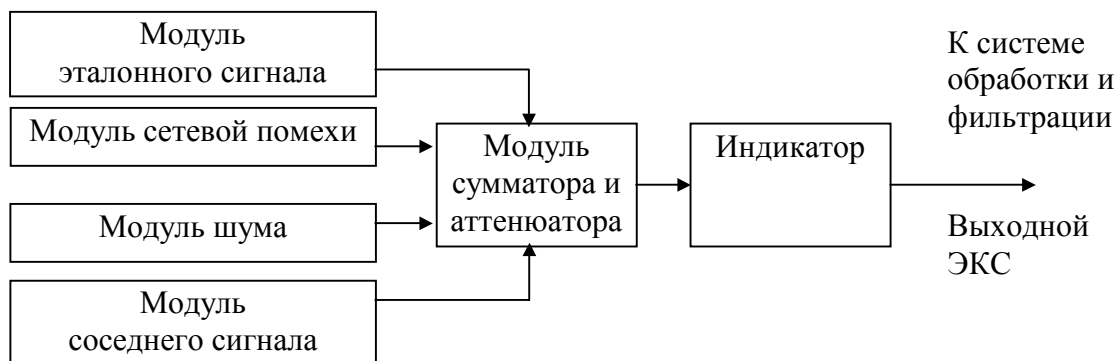


Рис. 2

Система цифровой обработки и фильтрации сигнала включает следующие модули (см. рис. 2):

1. Адаптивный режекторный фильтр [2], который позволяет осуществить перестройку в процессе работы на амплитуду и фазу наводки и производить благодаря этому ее полную компенсацию;
2. Низкочастотный фильтр (ФНЧ) [3], необходимый для устранения частот выше частоты среза F_c . Частота среза (F_c) для такого фильтра выбрана равной 30 Гц;
3. Высокочастотный фильтр (ФВЧ), необходимый для устранения постоянной составляющей сигнала и удаление частот ниже 0.03 Гц. Частота среза (F_c) для такого фильтра выбрана равной 5 Гц [2];
4. Детектор шума предназначенный для выделения шумовой помехи, и может использоваться при определении степени зашумленности. Процедура оценки зашумленности в кардиоинтерфейсе очень важна, так как по этому коэффициенту можно оценивать достоверность получения результатов. По своей сути представляет собой ФВЧ с частотой среза $F_c = 40$ Гц;

СИСТЕМЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ И ФИЛЬТРАЦИИ

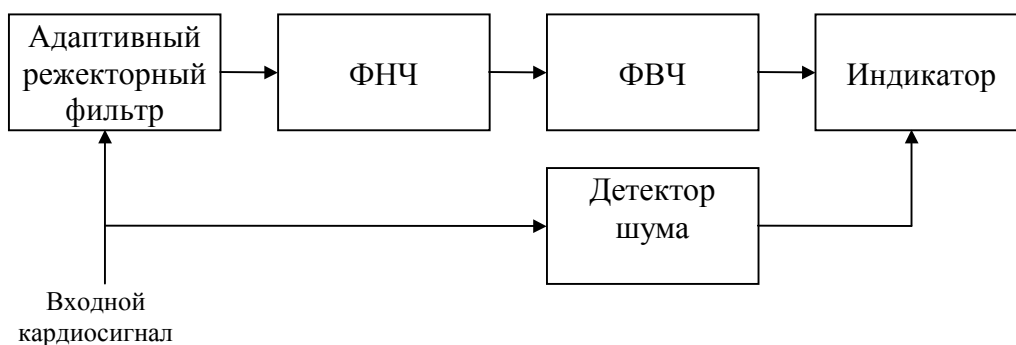


Рис. 3

Результаты работы программного эмулятора показаны см. рис. 4. На этом рисунке можно проследить весь путь сигнала с момента его генерации.

При моделировании цифрового адаптивного режекторного фильтра сетевой помехи, выяснилось, что скорость настройки под сетевую помеху зависит от стабильности работы фильтра. На программной модели замечена резкая расстройка фильтра при минимальном изменении частоты сетевой помехи на 1% от номинальной. При частоте дискретизации 500 Гц.

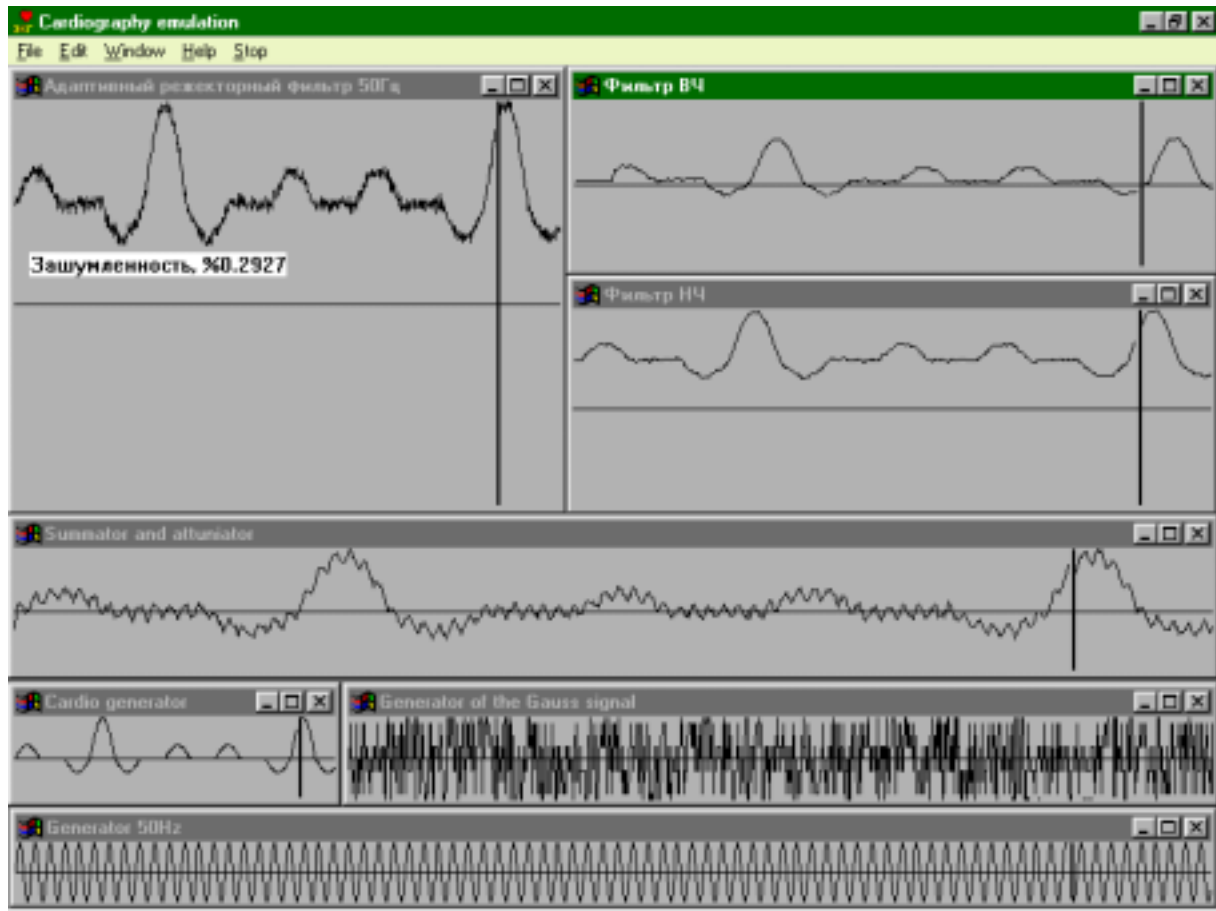


Рис. 4

При рассмотрении ФНЧ и ФВЧ экспериментально можно убедиться, что при применении не рекурсивных ЦФ ФВЧ возможен фазовый сдвиг сигнала. При количестве отсчетов равных 32 видно что ФНЧ дает гораздо меньший сдвиг. При этом суммарный сдвиг получается порядка 100 отсчетов, что существенно искажает сигнал (см. рис. 4).

В заключении хочу добавить, что применение программных средств при эмуляции подобных алгоритмов позволяет оценить все преимущества и недостатки их использования и самое главное на сегодняшний день без затрат на макетирование.

Литература

1. Лебедев В.В., Калантар В.А., Аркачев А.Г. Испытательный сигнал для проверки измерительных алгоритмов электрокардиографических автоматизированных систем.//Медицинская техника. 1998. №10 С.40-41
2. Кардиомониторы / А.Л. Барановский -М. 1992
3. Хемминг Р.В. Цифровые фильтры - М: Сов. Радио, 1980.-224 С.



SOFTWARE EMULATOR OF THE CARDIOINTERFACE

Milkov U.I.

Join-stock company PO «SOCOL-ATS»
308861, Belgorod , B. Hmelnickogo 137, e-mail: socol@mch3.css-mps.ru

In medicine, the problem of the digital signals filtration is an especially actual in the cardiology. The devices which building on the bases of digital signals filtration (DSF) is not only prefer , but make a better some parameters of the filter. The process learning of the digital filtration signals is more effective, if build model of work algorithm on the software emulators.

The base work of the cardiointerface device was designed algorithm, which was simulated in the software emulator called «CARDIO».

As well known any automatic control system may be show such as model control(see fig. 1). Where is input signal X_i and a output signal Y_i in which. Use it is for description of model cardiointerface follow (see fig. 1)

STRUCTURE MODEL OF THE CARDIOINTERFACE



Figure 1

Well, now the emulator consist from the two systems: generator system of electro cardio signals (ECS), and digital signal processing (DSP) system of ECS signals. This is hardware complex including the next systems:

1. System generation of the ECS signal [1].
2. System of the DSP.

Each from systems includes own unit which working independently from other unit in the real scale of time (RST). System generation of the ECSI (see fig. 2):

1. Unit of the ECS signal which made the main ECS cardio signal with a variable R-R interval in RST and others features;
2. Unit of the supply generation signal with frequency $50 \pm 0,25\text{Hz}$;
3. Unit of the noise generation have a Gauss noise with value 30 mV in band 0-100Hz;
4. Unit of the summer and attenuator using for the summation and shift of all signals;
5. Unit of next channel;

SYSTEM GENERATION OF THE ECG SIGNAL

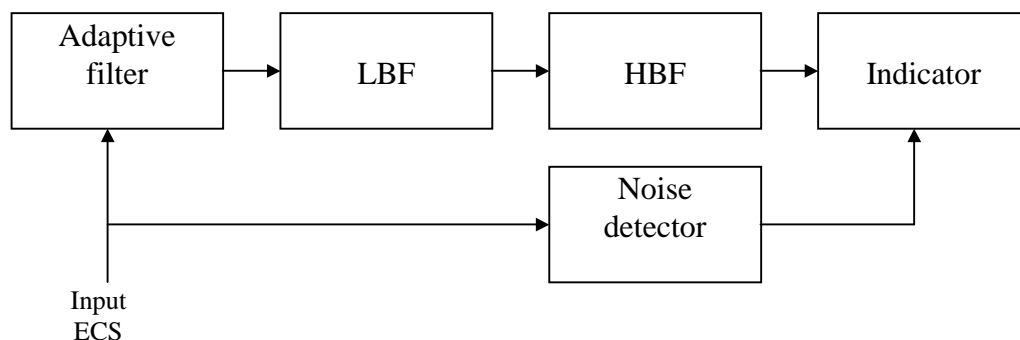


Figure 2

SYSTEM OF THE DIGITAL FILTRATION

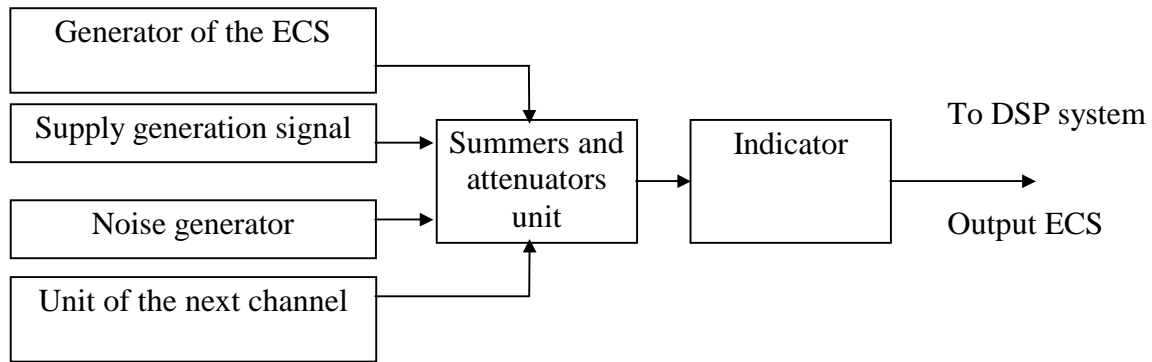


Figure 3

System of the digital filtration signals includes the following units (see fig. 2):

1. Unit of the adaptive filter [2] which allows to realize a realignment in the process of functioning on the amplitude and phase of the noise pickup, and produce due to this its get fat compensation;
2. Low pass filter (LPF) required for eliminating the cut off frequency chosen equal 30 Hzs [2];
3. High pass filter (HPF) required for eliminating constant forming signal and removing the frequencies below 0.03 Hz. Cut off frequency (F_c) for such filter chosen equal 5 Hzs [2];
4. Detector of the noise is intended for the allocation of the noise, and can be used in the determination miss. Procedure of the evaluation noise of signal very important, since on this factor possible to value validity the reception of results.

Result of the work a programme emulator was shown on the figure 4. Here you can see a whole way of the signal from a moment of his generations. Also, in modeling process of the digital adaptive filter of the supply signal (50Hz), you may see (fig. 4) that a velocity of signal tuning is lineally depends from stability work of the filter. On software model seen fast changing the cutoff frequency of filter when minimum changing a frequency of on 1% from nominal. Discrete frequency is the 500Hz.

SOFTWARE EMULATOR OF THE CARDIOINTERFACE

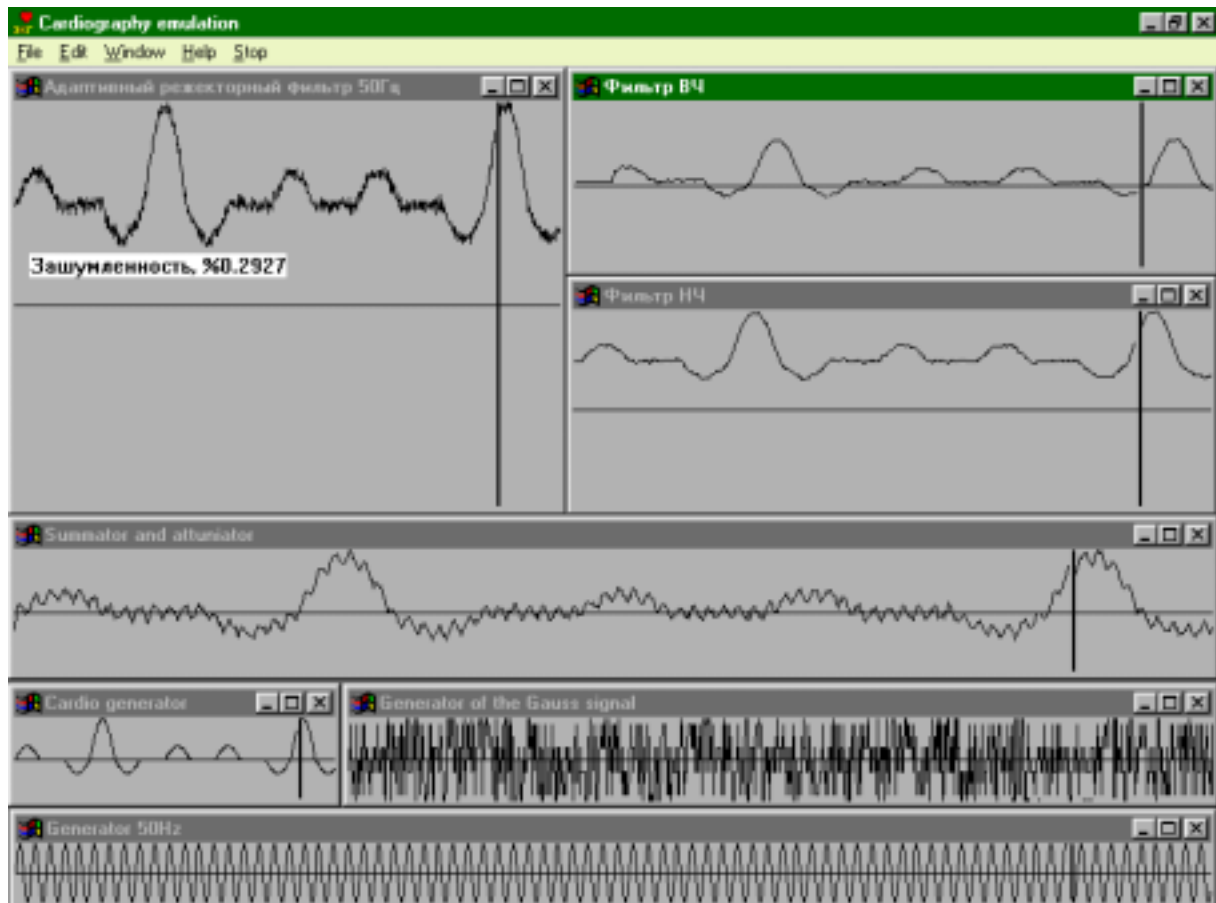


Figure 4

Experimental will possible make sure that , when using the FLB and FHB not recursive digital filters is possible phase shift of the signal. At the amount counting out equal 32 points the FHB gives smaller shift. But total shift is got order 100 counting out, that distorts a signal greatly (see fig. 4).

In summary, I am want to add. Using software emulations of similar algorithms, allows to value all advantages and defect of their use, and that the most main for a present day , without expresses on the hardware model.

Literature

1. Lebedev V.V., Kalantar V.A., Arkachev A.G. Reference signal for testing instrumentation algorithms of automatics electrocardiograph systems. //Medicine tech. 1998. .110 P40-41
2. Cardio monitors/ À.L. Baranovsky -Ì. 1992
3. Hemming R.V. Digital filters - Ì: Sovetskoe Radio, 1980.-P224.