

И.А.Латфуллин*, Г.М.Тептин**, С.В.Контуров

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОГРЕШНОСТЕЙ В АНАЛОГОВОЙ И КОМПЬЮТЕРНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

*Казанский государственный медицинский университет, **Казанский государственный университет, Казань, Россия.

Представлен сравнительный анализ погрешностей в аналоговой и компьютерной электрокардиографии.

Ключевые слова: электрокардиография, аналоговая, компьютерная

The comparative analysis of the inaccuracies occurring in analogue and computer electrocardiography is presented.

Key words: electrocardiography, analogue, computer

ВВЕДЕНИЕ.

Для повышения качества диагностики заболеваний сердца на ранней стадии необходимо, в частности, увеличивать точность измерения электрокардиосигнала. О возможностях электрокардиографии высокого разрешения сообщалось в [1, 5, 6, 7, 10]. Данная работа посвящена сравнению точности, которую может обеспечить традиционная (аналоговая) аппаратура и цифровой электрокардиограф. Авторы статьи выражают надежду, что приведённый материал поможет врачам глубже понять достоинства и недостатки аналоговой и компьютерной ЭКГ-регистрации.

Обычные аналоговые электрокардиографы представляют собой электронно-механические системы. Напряжение, наведённое на электроды в результате сердечной деятельности, усиливается электронным усилителем и регистрируется на бумажной ленте при помощи механического самописца.*

К усилителю предъявляются жёсткие требования по линейности, отношению сигнал/шум, дрейфу нуля, равномерности амплитудно-частотной характеристики и т.д. В то же время самописцу, как и всем механическим системам присущ ряд недостатков, связанных с подверженностью износу, необходимостью периодического технического обслуживания, погрешностью изготовления. А значит, в процессе эксплуатации характеристики самописца меняются, и запись ЭКГ становится менее достоверной.

Сам самописец обладает постоянной времени. Учитывая всё это, в технической документации прилагаемой к кардиографу, заводом-изготовителем указывается реальная погрешность измерения порядка 10-20%. Для диагностики, например, некоторых нарушений ритма сердца (НРС) нужна длительная запись потенциалов сердца.

Однако при длительном мониторинге длина ленты может выражаться десятками метров, и обработка ЭКГ становится неудобной. Имеется ещё ряд задач в кардиологии, когда аналоговая регистрация становится тормозом. Учитывая изложенное, целесообразно отказаться от механического звена в цепи обработки ЭКГ и записывать потенциалы сердца в память компьютера.

При этом открываются большие возможности по автоматизации анализа кардиограмм. Точность

записи и разрешающая способность метода компьютерной ЭКГ позволяют получить большую информацию, и тем самым увеличить достоверность диагноза на ранней стадии заболевания, по сравнению с традиционной ЭКГ [1, 5, 6, 7, 9, 10].

ЭКСПЕРИМЕНТ.

На базе серийного одноканального электрокардиографа ЭК1Т 03 М2 создан прибор, позволяющий вести запись электрических потенциалов сердца как традиционно, на бумажной ленте, так и в памяти компьютера. Упрощённая блок-схема устройства показана на рис. 1.

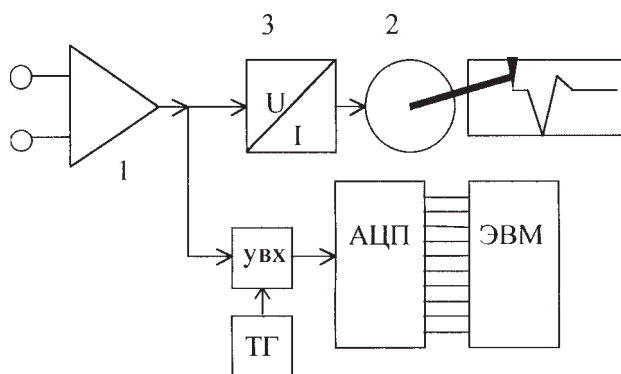


Рис. 1. Структурная схема экспериментального электрокардиографа: 1 - усилитель, 2 - самописец, 3 - преобразователь напряжение-ток.

Сигнал, снимаемый с электродов, подаётся на вход усилителя. Усиленный сигнал является входным для двух независимых цепей. Сохранена заводская часть: после преобразования напряжение-ток сигнал подаётся на самописец. Суть разработки составляет другая цепь (рис.1).

Аналоговый сигнал подвергается дискретизации при помощи устройства выборки и хранения (УВХ) и оцифровывается аналого-цифровым преобразователем (АЦП). Цифровые отсчёты записываются в память компьютера. Пример компьютерной ЭКГ представлен на рис. 5.

Частота дискретизации, задаётся тактовым генератором (ТГ) и составляет 1200 Гц. В устройстве применён 10-ти разрядный АЦП, т.е. выходной цифровой сигнал имеет $2^{10} = 1024$ дискретных уровня.

ПОГРЕШНОСТЬ АНАЛОГОВОЙ И КОМПЬЮТЕРНОЙ ЭКГ.

Подсчет ошибки, возникающей при аналого-цифровом преобразовании. Квантование, при котором сигнал аппроксимируется ближайшим уровнем называется округлением (рис. 2) [2, 3, 4, 8]. Очевидно, что максимальная абсолютная ошибка округления не превышает половину ступени квантования. Относительную ошибку можно выразить формулой (1), то есть, чем больше входной сигнал, тем меньше погрешность, естественно, при условии $U < U_{max}$.

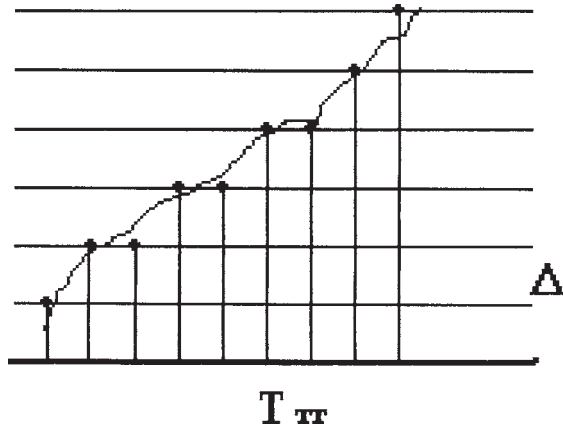


Рис. 2. Аппроксимация аналогового сигнала дискретной последовательностью методом округления.

Единицы измерения значения не имеют. Это может быть напряжение на электродах в мВ или эквивалентное отклонение пера самописца, выраженное в миллиметрах. Диапазон регистрируемых сигналов серийного кардиографа колеблется от 0.03 до 5 мВ, эффективная ширина записи канала - 40 мм. При наиболее часто устанавливаемой чувствительности 10 мм/мВ максимальный регистрируемый сигнал составляет 4 мВ, что соответствует 40 мм на бумажной ленте. Эти величины логично принять в качестве U_{max} .

Сравнение разрешающей способности серийного и компьютерного электрокардиографов.

Относительная погрешность измерения амплитуды сигнала	Электрокардиограф	
	Серийный	Компьютерный
Рабочий диапазон от 0.03 до 4 мВ	—	< ±6.5%
от 0.1 до 0.5 мВ	< ±20%	< ±2%
от 0.5 до 4 мВ	< ±10%	< ±0.4%
Разрешающая способность по времени	8 ms	60 mks
Относительная погрешность измерения временных интервалов в диапазоне от 0.1 до 1 s	< ±10%	< ±0.1%

На графике (рис. 3), иллюстрирующем зависимость $\epsilon(U)$ отмечены некоторые характерные точки. Видно, что во всём рабочем диапазоне входных сигналов относительная ошибка квантования, вносимая АЦП, не превосходит 6.5%, в то время как паспортная погрешность измерения напряжения аналогового ЭКГ-сигнала (табл. 1) составляет не более 20% в диапазоне от 0.1 до 0.5 мВ и 10% в диапазоне от 0.5 до 4.0 мВ.

Генератор тактовых импульсов, управляющий УВХ, стабилизирован кварцевым резонатором, поэтому его относительная нестабильность частоты оценивается как 10 в минус четвертой степени %. Относительная же погрешность скорости движения ленты аналогового электрокардиографа по паспорту составляет 5%.

Оценка разрешающей способности прибора по

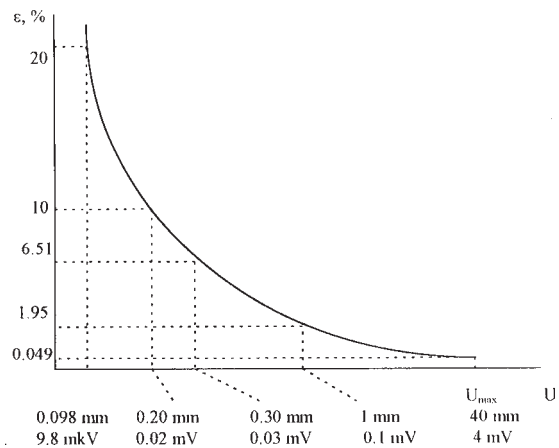


Рис. 3. Зависимость относительной ошибки измерения напряжения от амплитуды входного сигнала.

времени, если принять следующие допущения: разрешающая способность человеческого глаза при анализе ЭКГ, записанной на бумаге, равна толщине линии самописца; разрешающая способность при анализе ЭКГ с экрана монитора равна одному пикселю (один дискретный отсчёт). Толщина линии самописца равна 0.2 мм.

При скорости протяжки ленты равной 50 мм/с на бумаге записывается $5 \cdot 10 / 0.2 = 250$ «толщин», в то же самое время в память компьютера записывается 1200 отсчётов ЭКГ. Таким образом, представление ЭКГ на экране монитора эквивалентно увеличению скорости протяжки ленты в 4.8 раза.

Если необходимо более детальное исследование ЭКГ то, теоретически, её можно полностью восстановить по дискретным отсчетам, так как ЭКГ можно считать сигналом с ограниченным спектром, и частота дискретизации удовлетворяет требованию теоремы Котельникова $f_d > 2f_b$ [2]. Реально точность ограничивается быстродействием УВХ.

Таким образом, анализ эксперимента показал, что погрешность измерения амплитуды при помощи компьютерного кардиографа по сравнению с аналоговым меньше в 10 - 25 раз, в зависимости от уровня входного

сигнала; разрешающая способность по времени у компьютерного варианта в 4.8 раза больше, чем у аналогового, относительная погрешность измерения временных интервалов у компьютерного меньше в 100 раз.

Однако погрешность вносится не только аппаратной частью. Как уже отмечалось, цифровой сигнал обрабатывать проще, чем аналоговый. Для обработки аналогового сигнала необходимо изготавливать реальные приборы «в железе». Каждая операция предполагает использование нового прибора. Такая «жесткая» структура оказывается громоздкой, дорогой, трудно поддающейся изменению.

Обработка цифровых сигналов ведётся при помощи компьютера. Чтобы изменить параметры обработки не нужен новый компьютер, достаточно лишь изменить программу, что очень важно при внедрении новых технологий при диагностике и т.д. Например, как видно из рис. 4,а и 5,а в спектре ЭКГ присутствует сетевая наводка, которая проявляется как дребезжание линии ЭКГ с частотой около 50 и около 100 Гц.

При компьютерной обработке эта помеха легко устраи-

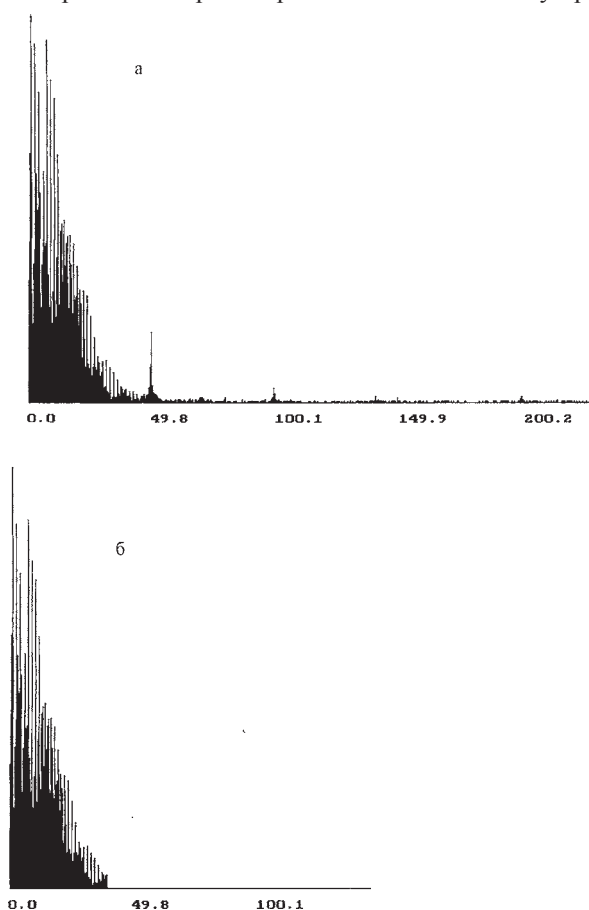


Рис. 4. Спектр ЭКГ: ДПФ по 1024 точкам, где а - полный спектр; б - искусственно усечённый спектр.

вается, что облегчает интерпретацию и анализ кардиограмм (рис. 5б). Под обработкой сигнала подразумевается фильтрация. Для обработки кардиографических сигналами применялись программы - цифровые фильтры нижних частот и дифференциаторы. Попробуем оценить ошибку, вносимую этими фильтрами.

Фильтрация - это уже само по себе преднамеренное изменение исходного сигнала с целью выделить из него полезную информацию. Цифровой сигнал можно подвергнуть дискретному преобразованию Фурье, то есть перевести его из временной области в частотную. В этом представлении сигнал будет характеризоваться набором кратных частот - гармоник. Эти гармоники образуют спектр сигнала.

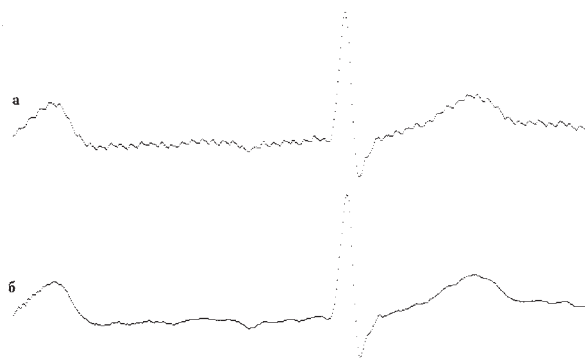


Рис. 5. Фрагмент компьютерной электрокардиограммы (пример) а - неочищенная ЭКГ; б - очищенная ЭКГ.

Спектр цифрового сигнала ограничен: первая гармоника зависит от длины цифрового ряда, ограничение на верхнюю гармонику накладывает частоту дискретизации в соответствии с теоремой Котельникова. Полезный спектр реального кардиосигнала ограничивается примерно частотой 50 Гц, тогда как при частоте дискретизации 1200 Гц теоретически частота сигнала может достигать 600 Гц, реально эта цифра должна быть уменьшена в 3-5 раз.

3-5-кратный запас берётся для уменьшения искажений, связанных с дискретизацией. Зная спектр сигнала можно восстановить сам сигнал. При восстановлении сигнала можно искусственно ограничить спектр, отбросив, занулив все гармоники выше некоей выбранной (рис.4). Теперь его граничная частота совпадёт с верхней используемой гармоникой. Описанный алгоритм эквивалентен низкочастотной фильтрации.

Причём, искусственно зануляя верхние гармоники мы не вносим искажений в низкочастотную часть, которая несёт основную часть информации. То есть получается как бы фильтр нижних частот с идеальной, прямоугольной частотной характеристикой.

Эта процедура не применяется на практике, так как неудобна для обработки больших массивов данных, её невозможно использовать для обработки текущих значений ряда в реальном масштабе времени, однако ничто не мешает нам использовать этот «идеальный фильтр» в качестве эталонного при определении ошибки, вносимой «обычным» цифровым фильтром.

В качестве «обычного» цифрового фильтра понимается рекурсивный цифровой фильтр нижних частот типа Баттерворта. Ошибки, вносимые рекурсивными фильтрами связаны с непрямоугольностью амплитудно-частотной характеристики и, в большей степени, с нелинейностью фазо-частотной.

Одним из перспективных способов обработки ЭКГ

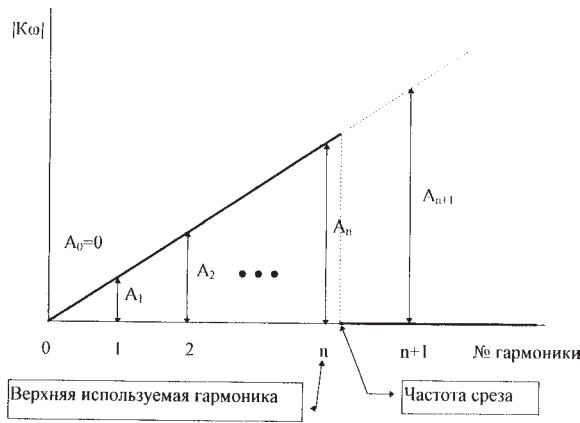


Рис. 6. АЧХ идеального дифференциатора + идеального ФНЧ. Коэффициенты $\{A\}$ образуют арифметическую прогрессию.

является метод фазового портрета [1, 5, 6, 7]. Для применения этого метода необходимо вычисление первой производной ЭКГ-сигнала по времени. Для этого применяется цифровой дифференциатор. Этот фильтр также вносит некоторые искажения, поэтому полезно оценить масштаб ошибки, сравнив работу фильтра с идеальной моделью.

Амплитудно-частотная характеристика идеального дифференциатора представляет собой наклонную прямую с началом в нуле координат, конец линии уходит на бесконечность, но при работе с сигналами с ограниченным спектром логично ограничить полосу пропускания фильтра частотой верхней гар-

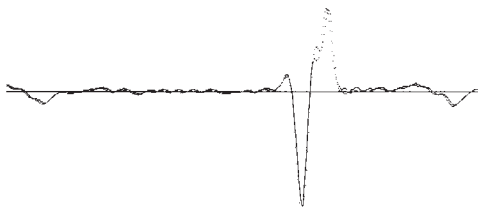


Рис. 8. Сравнение ЭКГ, обработанных «идеальным дифференциатором» с 47-ой верхней гармоникой ДПФ по 1024 точкам; и комплексом из ЦФНЧ 4-го порядка с частотой среза 40 Гц и цифрового дифференциатора 18-го порядка.

моники (рис. 6).

«Идеальное дифференцирование с идеальной фильтрацией нижних частот» сводится к дискретному преобразованию Фурье (ДПФ), занулению верхних гармоник, почленному умножению ряда Фурье на ряд образованный элементами арифметической прогрессии с нулевым элементом равным нулю, и обратному ДПФ полученной последовательности. Шаг арифметической прогрессии или наклон АЧХ дифференциатора не играет роли, поскольку влияет лишь на амплитуду выходного сигнала, но не на его форму.

На рис. 7 и 8 показаны фрагменты кардиограмм обработанных «идеальным» и «обычным» фильт-

ром. Как и следовало ожидать, основное различие локализовано в тех местах ЭКГ, где наблюдается быстрое изменение сигнала (присутствуют высокие частоты), это - QRS-комплекс. В качестве числового параметра, позволяющего оценить погрешность, вносимую фильтрами, выбрана площадь, ограниченная кривыми. При этом полагается, что площадь под кривой, полученной с помощью «идеального» фильтра равна единице.

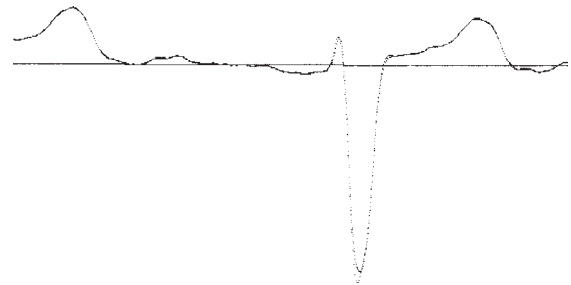


Рис. 7. Сравнение ЭКГ, обработанных «идеальным фильтром нижних частот»: ДПФ по 1024 точкам 70-ая верхняя гармоника; и ЦФНЧ типа Баттерворта 4-го порядка частота среза 60 Гц.

Проанализировано 10 отрезков ЭКГ с применением цифровых фильтров разного порядка. Отрезки ЭКГ содержали комплекс QRS-T. Диапазон значений полученных результатов приведен в табл. 2.

Таблица 2.

Сравнение различных фильтров с "идеальным"

ЦФНЧ 4-го пор.	ЦФНЧ 8-го пор.	ЦФНЧ 12-го пор.	ЦФНЧ 4-го пор. + ЦЦФ 18-го пор.
0.021 -0.036	0.01-0.025	0.0016-0.0052	0.15-0.23

где ЦФНЧ - цифровой рекурсивный фильтр нижних частот типа Баттерворта; ЦЦФ - цифровой нерекурсивный дифференцирующий фильтр; пор. - порядок фильтра

ЗАКЛЮЧЕНИЕ.

Таким образом, в результате анализа данных эксперимента, когда при одинаковой входной части регистрация ЭКГ проводилась а) электромеханическим самописцем (аналоговая ЭКГ), б) компьютером (компьютерная ЭКГ), были получены следующие выводы:

1. Основные погрешности аналоговой регистрации ЭКГ значительно выше, чем при компьютерной регистрации.
2. Компьютерная регистрация позволяет применить современные технологии обработки ЭКГ и получить большое количество новых характеристик (спектр ЭКГ [10], фазовый портрет сердца [5, 6] и другие данные).
3. Компьютерная регистрация ЭКГ позволяет избежать искажений, которые неизбежно возникают при сетевых наводках (50, 100 Гц) и др.
4. Компьютерная регистрация ЭКГ позволяет легко автоматизировать процесс обработки электрокарди-

ограмм, что существенно, как для ускорения получения информации, так и при отсутствии высококвалифицированных кардиологов.

5. Разработанная при эксперименте методика легко по-

зволяет перевести все имеющиеся в нашем здравоохранении аналоговые электрокардиографы в компьютерные по цене в 10-25 раз ниже стоимости зарубежных компьютерных электрокардиографов.

ЛИТЕРАТУРА.

1. Latfullin I. A., Teptin G. M., Terzy V. F. Multidimensional dynamic electrocardiography. V.F. // Environ. Radioecol. And Appl Ecol - Vol. 1, P. 18-24.

2. Баскаков С. И. Радиотехнические цепи и сигналы, - М.: Высшая школа, 1988.

3. Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. - М.: Мир 1989.

4. Голд Б., Рэйдер Ч. Цифровая обработка сигналов: Пер. с англ./ Под ред. А. М. Трахтмана. -М.: Советское радио, 1973.

5. Латфуллин И. А., Тептин Г. М. Возможности электрокардиографии высокого разрешения. - Казанский медицинский журнал, 1998, 79, 2.

6. Латфуллин И. А., Тептин Г. М. Новые технологии

профилактики, диагностики, и лечения в клинике внутренних болезней. - Челябинск, 1996.

7. Латфуллин И. А., Тептин Г. М. Сборник трудов I конгресса ассоциации кардиологов СНГ.-М., 1997.

8. Рабинер Л., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов: Пер с англ./ Под ред. Ю. И. Александрова. - М.: Мир, 1978.

9 Степура О. Б., Остроумова О. Д., Курильченко И. Т., Мартынов А. И. Клиническая значимость сигналусреднённой электрокардиографии. - Российские Медицинские Вести №1, 1997.

10. N.El-Sherif, J.Lekieffre Practical management of Cardiac Arrhythmias Ed. - Futura Publishing C., Ai-mork, N.Y. 1997, p. 347

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОГРЕШНОСТЕЙ В АНАЛОГОВОЙ И КОМПЬЮТЕРНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ

И.А.Латфуллин, Г.М.Тептин**, С.В.Контуров*

На базе серийного электрокардиографа создана экспериментальная модель, позволяющая одновременно регистрировать электрокардиограмму как на бумажной ленте, так и в памяти компьютера. Аналоговая и цифровая части кардиографа имеют общую входную цепь. Цель данной работы - сравнить точность регистрации, которую способен обеспечить компьютерный и традиционный аналоговый вариант. Дан сравнительный анализ погрешностей, возникающих при аналоговой и компьютерной электрокардиографии

COMPARATIVE ANALYSIS OF INACCURACIES IN ANALOGUE AND COMPUTED ELECTROCARDIOGRAPHY

I.A. Latfullin, G.M. Teptin, S.V. Konturov

On the basis of a commercially available ECG recorder, the experimental installation allowing to perform simultaneous ECG recordings both on the paper tape and in the computer memory has been devised. The analogue and computer parts of electrocardiograph have single signal input. The goal of this work was to compare accuracy of the recordings that the computer based and traditional analogue ECG recorders could provide. The comparative analysis of the inaccuracies occurring in analogue and computer electrocardiography is presented.