

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ВЫЧИСЛЕНИЙ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ ПРОГРАММЫ ПОСТРОЕНИЯ ГРАФИКА ЭКГ-СИГНАЛА ПРИ ПОМОЩИ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА

О.Ю. Забейворота, А.Д. Саитгалина, И.М. Губайдуллин

1. Введение

Современная медицинская диагностика – сложный процесс получения достоверных и точных знаний. Основной проблемой является улучшение, уточнение качества результатов исследований. Томографические методы, электрокардиография являются одними из самых точных в медицинской диагностике. Однако часто полученные изображения сигналов бывают зашумленными, что является существенной помехой при выявлении заболеваний, установке верного диагноза. Проблема устранения шумов и повышения точности результатов не теряет своей актуальности и в наши дни. Любой сигнал является функцией, несущей информацию о физических свойствах, состоянии или поведении какой-либо физической системы, объекта или среды, а также шумы и помехи различной природы.[1]

Максимальное подавление шумов и помех в информационном сигнале при сохранении его полезных составляющих – одна из основных задач обработки сигналов. Программное определение QRS-комплексов в кардиографии является объектом исследования более 30 лет. Развитие таких алгоритмов отражает большие преимущества, которые дают компьютерные технологии. На начальных этапах большое внимание отдавалось скорости работы и вычислительной сложности и таких алгоритмов. В настоящее время главную роль играет точность определения комплексов, графическое построение кривой кардиограммы. Методы цифровой фильтрации нашли широкое применение в задаче построения ЭКГ-сигналов. Они показывают довольно высокие проценты точности определения QRS-комплексов (свыше 90%, порой этого недостаточно). Но в то же время данные методы обладают рядом недостатков:

- большая вычислительная сложность (10 секунд записи приблизительно равны 10000 различным сигналам, поступающим на прибор, для обработки такого объема данных потребуется время на выполнение большого количества вычислительных операций);
- точность результатов определения местоположения QRS-комплексов редко достигает 99-100% (это существенно влияет на правильную постановку диагноза);
- невысокая точность в определении ширины комплексов.

Эти недостатки связаны со следующими проблемами:

- кривая ЭКГ-сигнала изменяет свою форму от пациента к пациенту и зависит от физического
- состояния человека (возраст, масса тела, определенные физические отклонения, связанные с образом жизни, профессиональной деятельностью);
- наличие шумовых компонент, понижающих точность обнаружения QRS-комплекса;
- нестационарная и нелинейная природа ЭКГ-сигналов приводит к необходимости создания сложных фильтров.

Большинство медицинских сигналов имеет сложные частотно-временные характеристики. Обычно такие сигналы состоят из близких по времени, короткоживущих высокочастотных компонент и долговременных, близких по частоте низкочастотных компонент. Для анализа таких сигналов нужен такой метод, который может обеспечить хорошее разрешение по частоте и по времени. Первое требуется для локализации низкочастотных составляющих, а второе – для разрешения компонент высокой частоты.

В настоящее время вейвлет-преобразование широко применяется в задачах обработки и кодирования сигналов и изображений самой различной природы (речь, спутниковые изображения, рентгенограммы внутренних органов), распознавания образов, при изучении свойств поверхностей кристаллов и нанообъектов и во многих других случаях.

Вейвлеты обладают существенными преимуществами по сравнению с преобразованием Фурье, потому что вейвлет-преобразование позволяет анализировать не только частотный спектр сигнала, но также и то, в какой момент времени появилась та или иная гармоника. С помощью вейвлетов можно легко обрабатывать прерывистые сигналы, сигналы с острыми всплесками. Вейвлеты позволяют анализировать данные согласно масштабу, на одном из заданных уровней (мелком или крупном). Свойства вейвлетов позволяют сконструировать базис, в котором представление данных будет выражаться всего несколькими ненулевыми коэффициентами. Это свойство делает вейвлеты очень привлекательными для упаковки данных, в том числе видео- и аудио-информации. Мелкие коэффициенты разложения могут быть отброшены в соответствии с выбранным алгоритмом без значительного влияния на качество данных.

Тем не менее, несмотря на преимущества использования вейвлетов в подобных вычислениях, возникают определенные трудности с обработкой большого объема данных. Причиной этого служат многократные вычисления, а, следовательно, и времени, необходимого для выполнения непрерывного вейвлет-

преобразования. Однако, как показывают многие работы [2,3], время вычислений можно заметно сократить с использованием параллельных технологий.

2. Сведения о работе сердца. Параметры, исследуемые в ЭКГ

Современная функциональная диагностика располагает самыми различными инструментами и методами исследования. Некоторые из них доступны только узкому кругу специалистов. Самым распространенным и доступным методом исследования является кардиография, используемая не только в кардиологии, но и при исследовании больных с заболеваниями легких, почек, печени, эндокринных желез, системы кровообращения, а также в педиатрии, онкологии и других сферах медицины. Ежегодно не только в нашей стране, но и во всем мире производят десятки миллионов электрокардиографических исследований.

Мышца сердца состоит из клеток двух видов – клеток проводящей системы и сократительного миокарда.

Электрокардиограмма (ЭКГ) – это графическое отображение (регистрация) прохождения электрического импульса по проводящей системе сердца [4].

Основные исследования при установлении диагноза больному по ЭКГ сводятся к измерению характерных временных интервалов, определению изолинии и измерению амплитуды зубцов ЭКГ. Измерение амплитуд зубцов ЭКГ традиционно производится по записи сигнала на бумажной ленте (в миллиметрах). Стандартная установка чувствительности записывающих устройств при электрокардиографических исследованиях составляет 1 мВ=10 мм. Сердце работает (возбуждается) под действием электрических импульсов, которые генерируют собственный водитель ритма. Этот водитель ритма расположен в правом предсердии сердца, в синусовом узле (место слияния полых вен). Исходящий из него импульс называется, соответственно, синусовым импульсом [4].

Следуя по проводящей системе сердца, импульсы охватывают возбуждением прилегающие к проводящим путям отделы сердца и миокарды, регистрируются графически на ленте как кривая линия ЭКГ. У здорового человека синусовый узел вырабатывает импульсы с частотой 60-90 в минуту. Прохождение импульса по проводящей системе сердца регистрируется графически по вертикали в виде пиков (подъемов и спадов кривой линии ЭКГ). Эти пики называются зубцами и обозначаются латинскими буквами P, Q, R, S, T (рис.1). По горизонтали на ЭКГ регистрируется время, в течение которого импульс проходит по определенным участкам сердца. Отрезки, измеренные по продолжительности во времени в секундах, называются интервалами. Большую часть информации несет QRS-комплекс. Электрический импульс, двигаясь по проводящей системе сердца, достигает проводящих путей желудочков, представленных системой пучка Гиса и волокнами Пуркинье. Проходя по этой системе, импульс возбуждает миокард желудочков. Желудочки сердца возбуждаются в определенной последовательности.

Сначала в течение 0,03 с возбуждается межжелудочковая перегородка. Так формируется зубец Q – начальный зубец комплекса QRS (возбуждение левой половины межжелудочковой перегородки). В норме ширина зубца Q не должна превышать 0,03 с, а его амплитуда в каждом отведении должна быть меньше 1/4 амплитуды следующего за ним зубца R отведения. В норме амплитуда зубца Q должна быть меньше 2 мм. Затем возбуждается верхушка сердца и прилегающие к ней области. Так формируется зубец R – обычно основной зубец ЭКГ. Амплитуда зубца R в стандартных и усиленных отведениях от конечностей определяется расположением электрической оси сердца. Время возбуждения верхушки в среднем равно 0,05с. Зубец S в основном обусловлен конечным возбуждением основания левого желудочка, возбуждается основание сердца. Продолжительность возбуждения основания сердца составляет около 0,02 с. Ширина комплекса QRS в норме составляет 0,06-0,08 с и указывает на продолжительность внутрижелудочкового проведения возбуждения. С возрастом пациента ширина комплекса QRS обычно увеличивается. Ширина комплекса QRS может несколько уменьшаться при учащении ритма и наоборот. Об уширении комплекса QRS говорят тогда, когда его продолжительность превышает 0,1 с. В комплексе QRS анализируют его амплитуду, продолжительность, форму и его параметры в нескольких отведениях определяют положение электрической оси сердца.



Рис. 1. Схематическое изображение зубцов и интервалов нормальной ЭКГ

3. Описание алгоритма реализации программы

Дан одномерный нестационарный сигнал, который нужно преобразовать в график ЭКГ. Сигнал представлен в виде двух массивов. В первом хранится информация о времени, во втором – соответствующая частота входного сигнала.

Для обработки сигнала используется преобразование Хаара одномерного сигнала. Это простое дискретное вейвлет-преобразование иллюстрирует общие полезные свойства вейвлетов. Во-первых, преобразование можно выполнить за $\log_2(n)$ операций. Во-вторых, оно не только раскладывает сигнал на некоторое подобие частотных полос (путём анализа его в различных масштабах), но и представляет временную область, то есть моменты возникновения тех или иных частот в сигнале.

При использовании вейвлет-преобразования нестационарный сигнал анализируется путем разложения по базисным функциям, полученным из некоторого прототипа путем сжатий, растяжений и сдвигов. Функция прототип называется материнским, или анализирующим вейвлетом. Главным элементом в вейвлет анализе является функция-вейвлет, которая должна удовлетворять 2-м условиям:

1. Среднее значение (интеграл по всей прямой) равен 0.
2. Функция быстро убывает при $t \rightarrow \infty$.

Результатом ее вейвлет-анализа будет некоторая функция $W(x,s)$, которая зависит уже от двух переменных: от времени и от частоты (обратно пропорционально). Для каждой пары x и s алгоритм вычисления вейвлет-преобразования следующий:

1. Функция вейвлет растягивается в s раз по горизонтали и в $1/s$ раз по вертикали.
2. Далее он сдвигается в точку x . Полученный вейвлет обозначается $\psi(x,s)$.
3. Производится усреднение в окрестности точки s при помощи $\psi(x,s)$.

В результате “вырисовывается” вполне наглядная картина, иллюстрирующая частотно-временные характеристики сигнала. По оси абсцисс откладывается время, по оси ординат – частота (иногда размерность оси ординат выбирается как $\log(1/s)$, где s – частота), а абсолютное значение вейвлет-преобразования для конкретной пары x и s определяет цвет, которым данный результат будет отображен (чем в большей степени та или иная частота присутствует в сигнале в конкретный момент времени, тем темнее будет оттенок)[5].

Пусть имеется одномерный дискретный входной сигнал S . Каждой паре соседних элементов ставятся в соответствие два числа:

$$a_i = \frac{S_{2i} + S_{2i+1}}{2} \quad (1)$$

$$b_i = \frac{S_{2i} - S_{2i+1}}{2} \quad (2)$$

На выходе получаем два сигнала, один из которых является огрубленной версией входного сигнала — a_i , а второй содержит детализирующую информацию, необходимую для восстановления исходного сигнала.

Вейвлет Хаара представляется следующим образом.

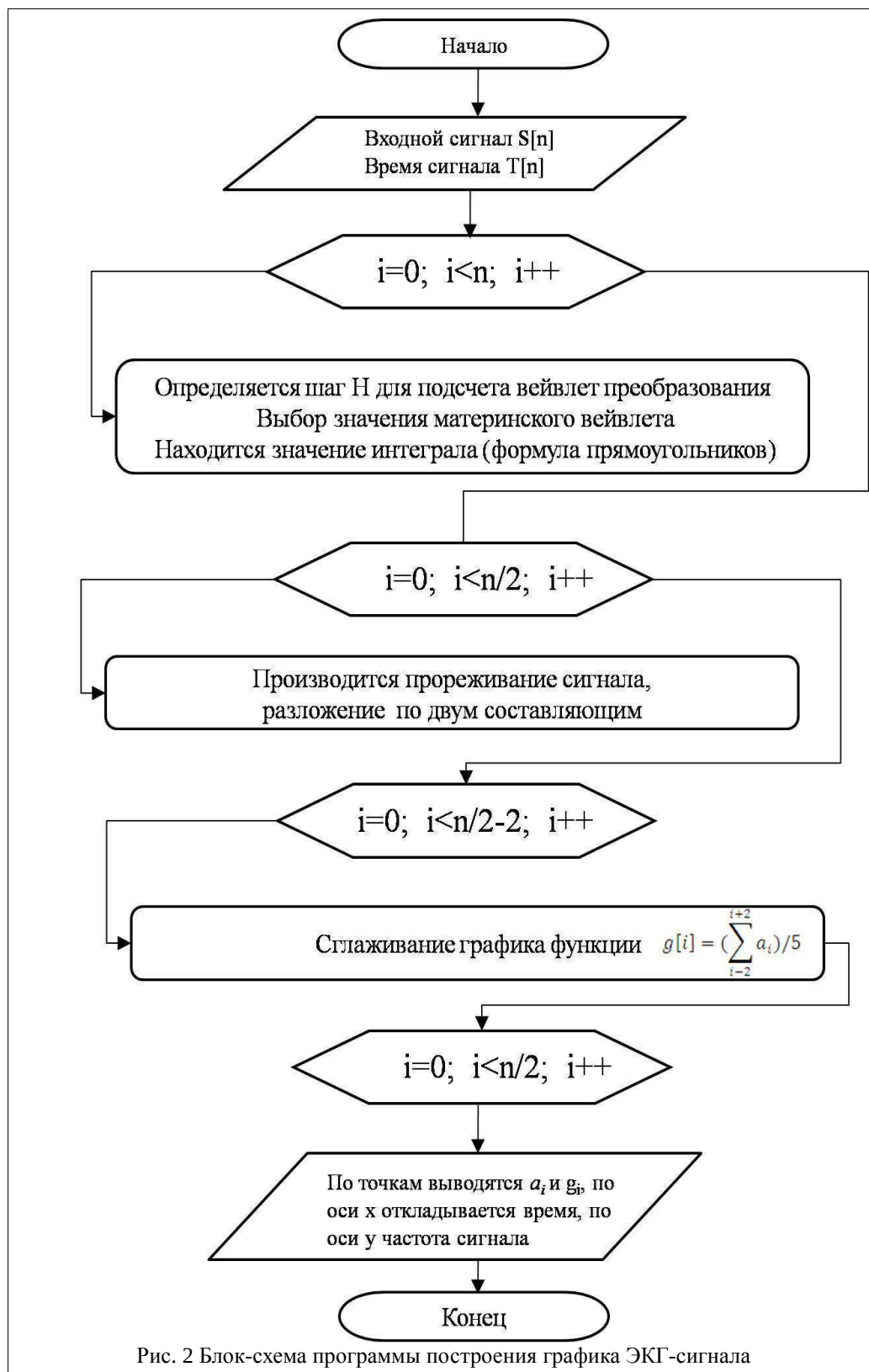
Материнская функция представлена в виде:

$$\psi(x) = \begin{cases} 1, 0 \leq x < \frac{1}{2} \\ -1, \frac{1}{2} \leq x < 1 \\ 0, x \notin [0, 1) \end{cases} \quad (3)$$

Масштабирующая функция $\varphi(x)$ с единичным значением интеграла $\int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(x) dx = 1$, определяющая грубое приближение (аппроксимацию) сигнала, постоянна:

$$\varphi(x) = \begin{cases} 1, 0 \leq x < 1 \\ 0, x \notin [0, 1) \end{cases} \quad (4)$$

Интеграл рассчитывается по правилу прямоугольника. Алгоритм обработки сигнала приведен на рис. 2.



4. Параллельный алгоритм реализации программы

Предложенный алгоритм допускает распараллеливание вычислений, что позволяет сократить затраты времени при решении этой задачи. Планируется вейвлет-преобразование выполнять разными процессами. Каждый процесс отвечает за обработку определенного участка сигнала. Возможно, что данный метод ускорит время построения графика ЭКГ-сигнала. С практической точки зрения, это ускоряет процесс приема врачом-

кардиологом пациента. С точки зрения применения конкретных технологий и устройств данная проблема еще не рассматривалась. Фрагмент распараллеливания представлен на рис.3

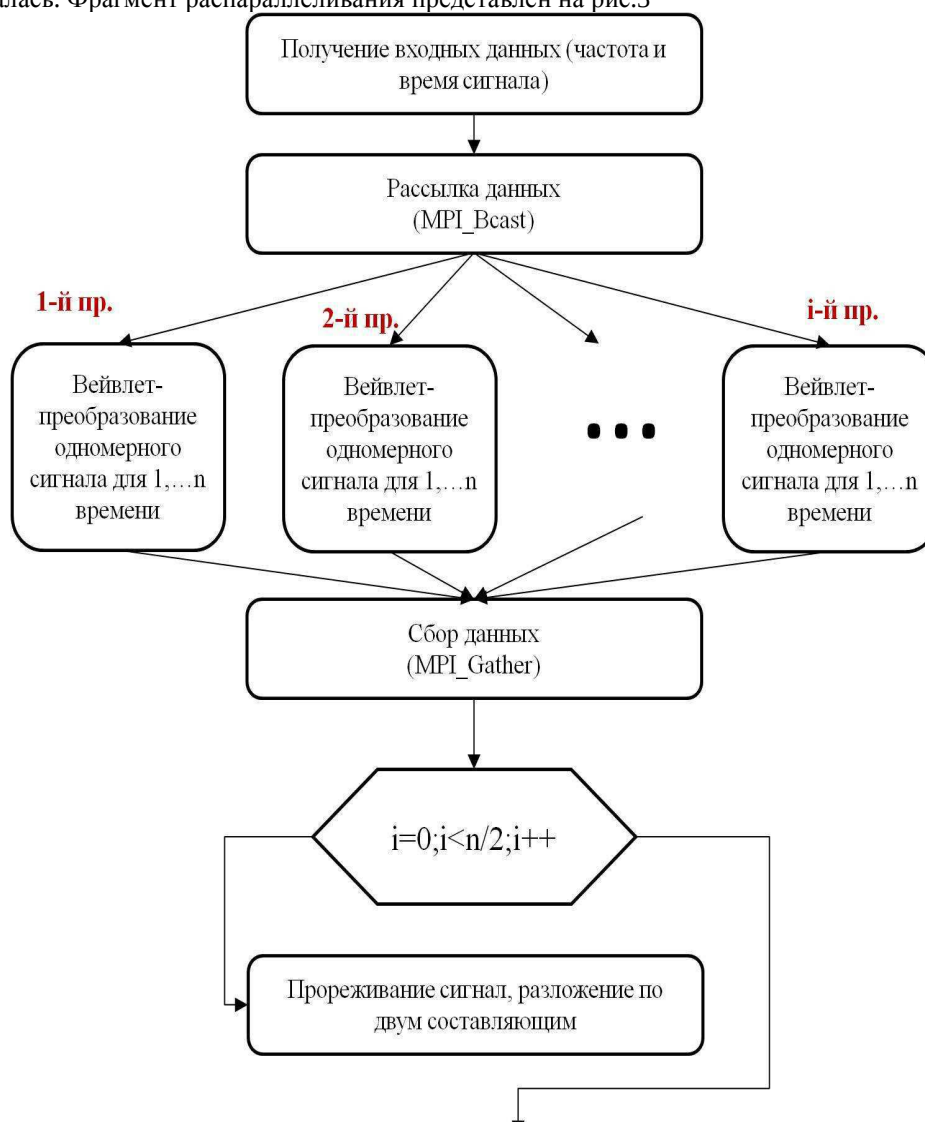


Рис. 3 Фрагмент блок-схемы распараллеливания

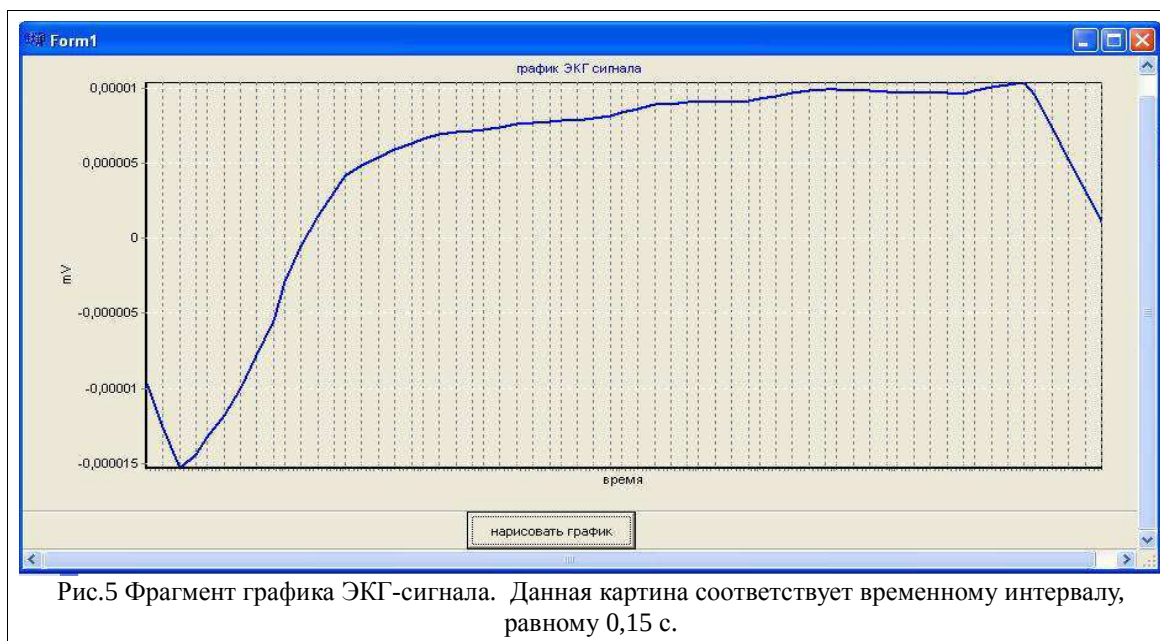
5. Результаты и выводы

На основе приведенных математических описаний и алгоритмов разработан начальный этап программы на основе линейного алгоритма, которая строит график ЭКГ. Для тестирования программы использованы массивы времени и соответствующих частот сигналов из [6]. Кроме того, в [6] представлен график обработанного сигнала рис.4.

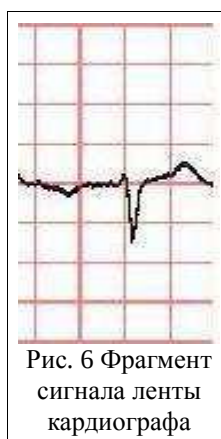


Рис. 4 График обработанного сигнала

Так как массивы времени и соответствующих частот сигналов содержат достаточно большое количество элементов, для начала были построены только несколько фрагментов. Один из примеров полученного сигнала (рис. 5):



Полученный фрагмент соответствует рис. 6 (2 клетки на ленте):



6. Заключение

В работе изучен аппарат вейвлет-анализа одномерного сигнала и реализован начальный этап программы построения ЭКГ на основе последовательного алгоритма. В ходе работы возникла необходимость сокращения времени при обработке большого количества информации, в связи с чем был разработан параллельный алгоритм для обработки нестационарного сигнала. Для дальнейшего развития программы планируется использование предложенного алгоритма для оптимизации временных затрат при решении этой задачи. На данном этапе разработки возникла идея создания параллельного алгоритма, который позволял бы обрабатывать сигнал ЭКГ, идущий от разных пациентов, с возможностью хранения данных.

ЛИТЕРАТУРА:

1. А.В. Власюк, А.О. Казначеева «Повышение качества изображений с помощью вейвлет-преобразований», Научно-исследовательский психоневрологический институт имени В.М. Бехтерева, 1998
2. В.В. Воеводин, Вл.В. Воеводин «Параллельные вычисления» -СПб.: БХВ-Петербург, 2002.-608 с.
3. А.С. Антонов «Параллельное программирование с использованием технологии MPI» -М.: Изд-во МГУ, 2004.-71 с.
4. Ю.И. Зудбинов «Азбука ЭКГ и Боли в сердце», Ростов-на-Дону, 2011
5. Н.М. Астафьева. «Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения» //Успехи физических наук, том 166, 11 — 1996.
6. Сайт «PhysioBank Archive Index» <http://www.physionet.org/physiobank/database/>