

экономических дисциплин, но и специальные знания, позволяющие экономически обосновывать инженерное, управленческое решение.

На основании дополненной модели инженера можно будет определить элементы, которые в совокупности определяют экономические знания и умения инженера. Эти элементы можно будет подвергнуть их структурному анализу, вычленив научные факты, из которых элементы складываются, и затем синтезировать их, подвергнув моделированию, на предмет полноты, последовательности изложения, уровня сложности, степени детализации, глубины взаимопроникновения, видов занятий и форм отчетности.

Предлагается синтезировать элементы таким образом, чтобы учебный процесс подготовки инженера происходил оптимальным образом, т.е усиление экономической подготовки будущих инженеров в целом давало бы синергетический эффект.

Для этого необходимо решить ряд задач, а именно:

- проанализировать и оценить, в соответствии с современными требованиями, существующую систему экономической подготовки специалистов;
- учитывая новые условия хозяйствования, определить требования к экономической подготовке технических специалистов;
- определить принципы подготовки модели специалиста;
- на их базе построить смысловую модель подготовки;
- определить схему функционирования этой модели, описать ее на уровне взаимосвязи компонентов;
- выявить режимы функционирования этой модели и определить целевую функцию, которая описывает эту модель;
- разработать аппарат для анализа результатов и коррекции соответствующих компонентов модели;
- разработать компоненты модели;
- осуществить программную реализацию полученной модели;
- апробировать модель на практике.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Лопухова Т. Диагноз качества подготовки специалиста// Высшее образование в России. 2001. №1.
2. Мельничук О., Яковлева А. Модель специалиста // Высшее образование в России. 2001. №1.
3. Капица С.П., Курдюмов С.П., Малинецкий Т.Т. Синергетика и прогнозы будущего. М., 1997.

А.В.Максимов

СТРУКТУРА НОСИМОГО КАРДИОМОНИТОРА

В настоящее время одним из перспективных и широко используемых исследований деятельности сердечно-сосудистой системы является наблюдение за работой сердца в повседневной жизни человека в течение длительного периода. Такое наблюдение позволяет провести регистрацию редких эпизодов сердечных аритмий и диагностику ишемической болезни сердца. Этот способ исследования сердечно-сосудистой системы известен давно и получил название холтеровского мониторирования, а используемое устройство – монитор Холтера.

Мониторы Холтера ранних выпусков осуществляли запись данных на магнитные ленты и были неудобны тем, что после снятия электрокардиограммы требовалось довольно существенное время на перезапись этих данных в компьютер и расшифровку. С развитием технологий производства полупроводников появились возможности создать малогабаритные цифровые устройства записи и хранения информации. Такая модерни-

зация кардиомониторов позволила существенно уменьшить массогабаритные характеристики системы, сократить энергопотребление и увеличить объем снимаемой информации. Современные мониторы имеют возможность записывать три отведения ЭКГ с частотой дискретизации 500 Гц в течение нескольких суток без применения сжатия информации. Обычно это достигается применением энергонезависимых элементов на базе flash-памяти. В этих устройствах разработчики аппаратуры имеют возможность гибко адаптировать функции кардиомонитора в соответствии с требованиями и пожеланиями врачей-кардиологов. Однако целесообразность применения тех или иных технических решений не определяется только существующими возможностями элементной базы, а зависит от большого числа факторов. В качестве таких факторов например, могут быть выполняемые задачи и функции кардиомонитора. Рассмотрим типовые этапы использования системы холтеровского мониторирования: установка монитора, мониторирование, обработка результатов мониторирования.

Первый этап занимает, как правило, несколько минут, и в нем выполняется проверка качества наложения электродов и оценка уровня присутствующих в сигнале помех.

Второй этап – это непосредственно регистрация ЭКГ, длится в среднем 24 часа. За 24 часа объем информации для записи трех отведений ЭКГ с частотой дискретизации 500 Гц, десятиразрядным АЦП составляет в среднем 160 Мбайт. Современные микросхемы flash-памяти позволяют разместить такой объем в 1÷2 корпусах.

На третьем этапе записанная информация должна обработаться компьютером и врачом.

Современный компьютер средней мощности, с тактовой частотой 400 МГц обрабатывает объем 160 Мбайт за время от 5 до 30 мин. Оценка времени обработки проведена, исходя из сложности необходимых алгоритмов, таких, как фильтрация, определение QRS-комплекса и выравнивание изолинии. При использовании более сложных алгоритмов классификации комплексов это время может увеличиться.

Для сокращения времени обработки записей можно использовать сжатие записываемой информации, которое позволит сохранить весь массив информации в исходном виде. Однако, как оказалось, врачу-эксперту, работающему с кардиомонитором, просмотреть такой объем информации за приемлемое время практически невозможно. Поэтому, как правило, выполняют выборочный просмотр данных. Но то же самое можно сделать, если выбирать просматриваемый участок будет вычислительная система распознавания (в соответствии с заданными алгоритмами), а не врач-эксперт. Эту операцию можно выполнить, если объединить запись информации с первичной обработкой ЭКГ-сигнала. Такой подход позволит решить следующие задачи:

- уменьшить объем записываемой информации;
- получать оперативную информацию во время мониторирования;
- увеличить скорость обработки результатов мониторирования.

Для того чтобы сформулировать алгоритм работы такой системы, рассмотрим основные задачи холтеровского мониторирования:

- обеспечение записи ЭКГ-сигнала с точностью, достаточной для четкого визуального распознавания элементов ЭКГ;
- обеспечение записи малоамплитудных элементов ЭКГ с повышенной точностью;
- выполнение измерений параметров ЭКГ в реальном масштабе времени, таких, как RR-интервал, PQ-интервал, QT-интервал и т.д.;
- классификация формы элементов ЭКГ в реальном масштабе времени.

Как показывают расчеты, для выполнения первой задачи, т.е. цифровой обработки с отношением сигнал/шум порядка 20дБ и минимальным уровнем сигнала 0,05мВ, необходимо как минимум 11бит разрядности АЦП. Современные АЦП широкого применения имеют разрядность 12бит.

Полоса частот ЭКГ-сигнала находится в пределах 70–100 Гц, однако, порядка 90% мощности лежит в полосе до 40 Гц. Исследования показывают, что на амплитуду QRS-комплекса влияют высокочастотные составляющие, и ограничение полосы до 40 Гц может привести к некоторому увеличению длительности QRS-комплекса. Для выбора частоты дискретизации используется теорема Котельникова – Шеннона.

Однако и амплитуда QRS-комплекса и длительность, если она постоянная, не имеют особого диагностического значения для аритмий и ИБС, задачу обнаружения которых и решает холтеровское мониторирование. Поэтому для холтеровского монитора полосу частот можно ограничить 40 Гц. Теоретически частота дискретизации сигнала при этом может быть 80 Гц. Однако при мониторировании, кроме записи формы кривой, необходимо еще и измерение некоторых параметров, требующих более высоких частот дискретизации. Например, при статистическом и спектральном анализе RR-интервального ряда требуется частота дискретизации до 1000 Гц. Возникает конфликтная ситуация: для сохранения даже высокочастотной части кривой и ее последующей визуализации на экране, достаточно 8 бит разрядности АЦП при 80 – 100 Гц частоты дискретизации, а для измерения и последующего анализа определенных элементов ЭКГ и временных интервалов требуется частота дискретизации до 1000 Гц и разрядность АЦП 12 бит и более. Разница в объемах информации примерно 15 раз.

Использовать 15-кратную избыточность объема записываемой информации явно неэффективно, даже с учетом снижающейся стоимости flash-памяти. После этого записанную информацию необходимо еще передать в персональный компьютер, на что тоже требуется определенное время. Например, при использовании стандартного интерфейса RS-232 и скорости 115 200 бит/с, время передачи 160 Мбайт информации составляет примерно 4 часа. Можно, конечно, немного сократить это время, если использовать более быстродействующие интерфейсы, которые начинают активно внедряться.

Проведенный выше анализ показывает, что для создания рациональных и совершенных аппаратно-программных комплексов холтеровского мониторирования необходимо:

- сократить объем запоминаемой информации;
- по возможности перенести часть алгоритмов обработки информации на этап съема информации;
- увеличить разрядность данных до 12 – 16 бит и частоту дискретизации до 1 000Гц;
- сократить время передачи данных из монитора в персональный компьютер и их обработку.

Поэтому надо создать монитор, реализующий перечисленные выше подходы – съем ЭКГ с высоким разрешением по амплитуде и по времени, распознавание и измерение с высокой точностью элементов ЭКГ и сохранение образа ЭКГ лишь с той точностью, которая необходима для ее адекватного визуального воспроизведения. Требования к аппаратным средствам такого монитора выглядят примерно так: количество отведений – 3, размах электрокардиосигнала 4мВ, разрядность АЦП – 12 бит, частота дискретизации – 1 000 Гц, полоса пропускания 0,05–100 Гц. Увеличение частоты дискретизации позволяет, с одной стороны, улучшить точность измерения временных интервалов, а с другой стороны – улучшить качество цифровой обработки сигнала.

Кроме проблем, связанных с аппаратной реализацией, при построении микропроцессорных устройств существуют еще алгоритмические и программные проблемы. От того, насколько четко и продуманно разработан и программно реализован алгоритм, также зависит качество работы всей системы.

При обработке на первом этапе необходимо выполнить предварительную фильтрацию сетевой помехи, которая почти всегда присутствует в снимаемом сигнале. Собственно этот этап является продолжением функций аппаратных средств по подавлению сетевой помехи и может быть реализован как адаптивный фильтр для каждого отведения.

На втором этапе обработки сигнала необходимо определить положение QRS-комплекса. Для этого можно использовать фильтр с полосой пропускания, согласованной со спектром QRS-комплекса.

Следующий этап анализа – это процедура определения точки истинной изолинии и процедура выравнивания изолинии. Процедура выравнивания изолинии может быть выполнена с помощью аппроксимации изолинии кубическим полиномом. Данная процедура повторяется для всех регистрируемых отведений.

Следующий этап обработки – распознавание структуры QRS-комплекса и его кодирование. Зона поиска QRS-комплекса определена ранее, на втором этапе, и теперь можно приступить к распознаванию структуры комплекса.

Распознавание сводится к определению зубцов QRS-комплекса и измерению их характеристик, таких, как длительность и амплитуда. После этого полученная информация о QRS-комплексе кодируется.

После кодирования и измерения параметров QRS-омплекса производится определение P-комплекса, T-комплекса и ST-сегмента.

Объем информации, необходимый для хранения сжатого изображения ЭКГ за один сердечный цикл, составляет в среднем. Таким образом, для хранения информации о 24-часовом мониторинговании трех отведений, при среднем значении частоты сердечных сокращений 100 ударов в мин, требуется $3 \cdot 24 \cdot 60 \cdot 100 \cdot 160 = 69\,120\,000$ байт памяти.

Таким образом, видно, что для хранения наиболее часто встречающихся форм ЭКГ достаточно объема памяти порядка 64 Мбайт, что в 3 – 4 раза меньше объема при прямой записи.