

Design
of
Microcomputer-Based
Medical Instrumentation

WILLIS J. TOMPKINS and JOHN G. WEBSTER, eds.

Department of Electrical and Computer Engineering
University of Wisconsin — Madison

Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey
1981

*Лосенко
В. А.*

МИКРОКОМПЬЮТЕРНЫЕ
МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ
Проектирование и применения

Под редакцией
У. ТОМПКИНСА, ДЖ. УЭБСТЕРА

Перевод с английского под редакцией
д-ра биологических наук Е. А. УМРЮХИНА

Москва «Мир» 1983

выводу, что акустическая передача более надежна, чем индуктивная. Недостаток этой системы — большие размеры динамика и микрофона по сравнению с размерами катушки.

Передача по телефону либо с помощью катушки индуктивности, либо с помощью динамика осуществляется посредством модема. Для генерации сигнала вывода, достаточного для передачи данных без ошибок, выходная мощность этого устройства должна быть увеличена. Комплементарная симметричная схема управления передатчиком изображена на рис. 6.20, г. Изменяя каскад, можно получать ток, достаточный для динамика сопротивлением 8 Ом или катушки с реактивным импедансом в 20 Ом. Поскольку такая схема оказывается энергоемкой, то питание от нее отключается до тех пор, пока не возникнет необходимости в модемной связи.

Приемник, изображенный на рис. 6.20, в, представляет собой усилитель с высоким коэффициентом усиления, с частотными характеристиками, позволяющими пропускать входные частоты, соответствующие маркеру и промежутку (2025 Гц и 2225 Гц). Высокое усиление требуется потому, что сигналы с катушки индуктивности имеют очень малую величину — 500 мкВ. Для уменьшения искажений, связанных с групповой задержкой, фазовая характеристика усилителя должна быть линейной по частоте. Усилитель имеет полосу пропускания 1900—2400 Гц и коэффициент усиления 900.

8. АЛГОРИТМ СОКРАЩЕНИЯ ОБЪЕМА ДАННЫХ.

Дж. Абенстейн¹

При частоте считывания данных монитором 200 отсчетов в 1 с возникает необходимость в хранении и передаче большого объема информации. В связи с этим требуется такая процедура, которая позволяла бы уменьшить объем данных без потери существенной информации. Рассмотрим алгоритмы, используемые для сокращения объема данных.

Алгоритм, основанный на выборе точек изменения знака наклона. Данный алгоритм является наиболее легко и быстро реализуемым [9]. При его использовании производится анализ изменения значений считанных точек ЭКГ-сигнала и в памяти сохраняется только одна точка из каждых двух последовательных. Термин «точка изменения знака наклона» означает, что с помощью этого алгоритма запоминаются только точки, в которых изменяется знак наклона кривой, описывающей форму сигнала. Алгоритм разрабатывался с учетом следующих факторов:

¹ John P. Abenstein.

— согласно теореме отсчетов, при частоте считывания 100 отсчетов в 1 с достаточно точно могут быть представлены составляющие сигнала, находящиеся в диапазоне частот до 40 Гц;

— при частоте считывания 100 Гц для QRS-комплексов, имеющих большую амплитуду и очень высокую крутизну R-зубца, занижаются значения амплитуды вследствие потери данных в ключевых точках. Это может привести к существенному искажению значений амплитуды или к полной потере небольших зубцов;

— хорошее разрешение дает частота отсчетов 200 Гц;

— наилучшее разрешение при визуальном анализе стандартной ЭКГ при скорости записи 25 мм/с составляет около 10 мс.

На основании этих факторов можно сделать вывод о том, что частота отсчетов 100 Гц достаточно точно отражает ЭКГ-сигнал, за исключением отдельных его участков. Следовательно, при сохранении ключевых точек сигнала частота отсчетов 200 Гц может быть заменена частотой 100 Гц. Рассматриваемый алгоритм позволяет две точки исходного сигнала заменить одной с сохранением ключевых точек. Это означает, что массив данных из 1000 точек превращается в массив из 500 точек и, следовательно, объем данных сокращается в соотношении 500 : 1000.

Алгоритм работает следующим образом. Первая считанная точка заносится в память и принимается за исходную (X_0). Две последующие точки обозначаются соответственно X_1 и X_2 . Все возможные комбинации положений этих точек изображены на рис. 6.21. Обведенная точка заносится в память и становится новой исходной точкой (X_0) для комбинации двух следующих точек. Необведенные точки (X_1 или X_2) исключаются. Затем считываются две следующие точки, значения которых обозначаются X_1 и X_2 , и процесс повторяется.

Точка, занесенная в память, отображает исходный трехточечный сигнал. Следует иметь в виду, что во всех случаях, кроме тех, когда в комбинации из трех точек имеется точка, в которой изменяется знак наклона, в качестве запоминаемой

Паттерн	X_0	X_1	X_2
1			⊙
2		⊙	
3			⊙
4		⊙	
5			⊙
6			⊙
7			⊙
8			⊙
9			⊙

Рис. 6.21. Алгоритм точки, в которой изменяется знак наклона [9].

Представлены все возможные комбинации из трех точек. Точка, обведенная в кружок, заносится в память.

Паттерн	Знак $X_1 - X_0$	Знак $X_2 - X_1$	Знак $(X_2 - X_1)(X_1 - X_0)$	выбранная точка
1	+	+	+	X_2
2	+	-	-	X_1
3	+	○	○	X_2
4	-	+	-	X_1
5	-	-	+	X_2
6	-	○	○	X_2
7	○	+	○	X_2
8	○	-	○	X_2
9	○	○	○	X_2

Рис. 6.22. Алгоритм выбора точек, в которых изменяется знак наклона [9]. Представлены знаки наклона и знаки произведения.

точки выбирается точка X_2 . Точка X_1 выбирается только тогда, когда в комбинации из трех точек имеется точка, в которой наклон меняет знак.

Поскольку микрокомпьютер не может визуально следить за точками, чтобы решить, значение какой из них необходимо запомнить, в нем используется математический критерий: $X_2 - X_1$ и $X_1 - X_0$. Величины $(X_2 - X_1)$ и $(X_1 - X_0)$ представляют собой значения наклона двух отрезков, соответствующих последовательным точкам. Знаки наклона этих двух отрезков для каждой возможной комбинации точек и знаки их произведений приведены на рис. 6.22. (Если произведение меньше нуля, то запоминается значение X_1 ; если больше или равно нулю, то значение X_2 .)

Блок-схема алгоритма выбора точек изменения знака наклона показана на рис. 6.23, где

если $(X_2 - X_1)(X_1 - X_0) < 0$, $X_0 = X_1$,

если $(X_2 - X_1)(X_1 - X_0) \geq 0$, $X_0 = X_2$.

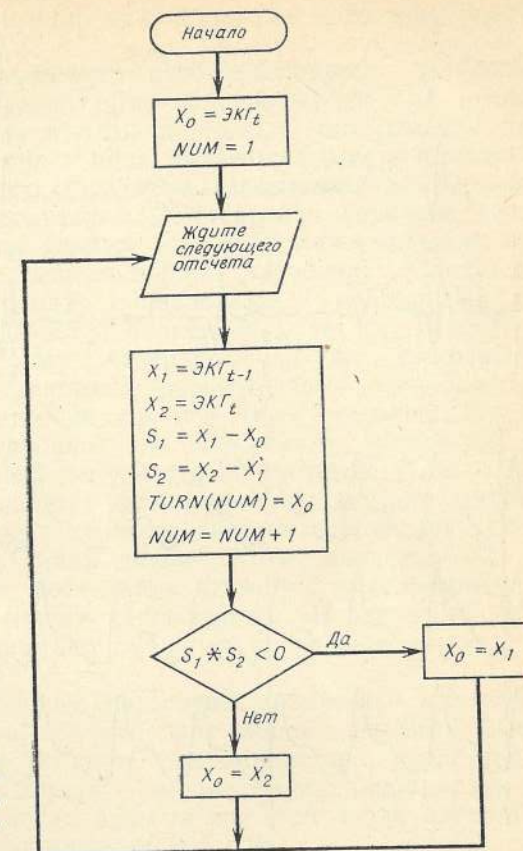


Рис. 6.23. Блок-схема алгоритма выбора точек, в которых изменяется знак наклона.

Повторное использование алгоритма позволяет еще больше сократить объем данных и обеспечить частоту отсчета 50 Гц. Если при однократном применении алгоритма происходит лишь небольшое искажение сигнала, то при повторном его использовании наблюдается уширение QRS-комплекса и заострение зубцов (рис. 6.24).

Основное достоинство данного метода сокращения объема данных состоит в возможности быстрой передачи клинически важных параметров; главным недостатком является необычное искажение сигнала, интерпретация которого вызывает затруднения у врача и медицинской сестры кардиологического отделения, и в кратковременных искажениях сигнала, поскольку запомненные точки не точно отражают пространственные временные интервалы.

Алгоритм, основанный на кодировании времени, в течение

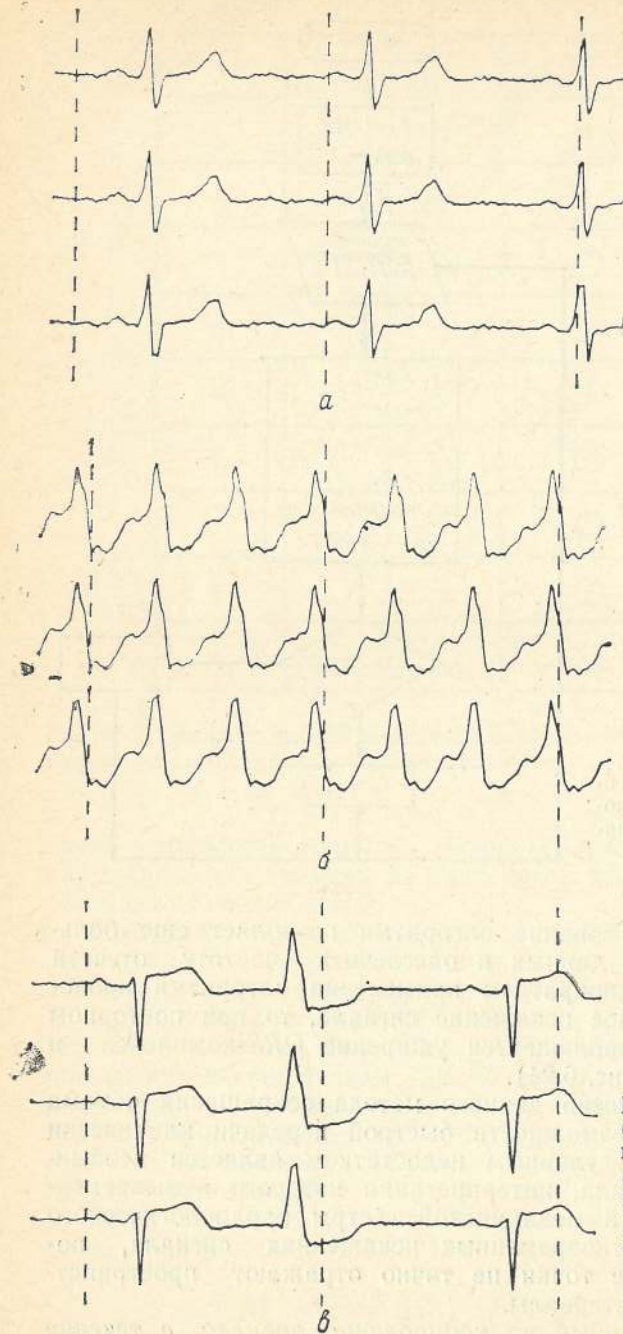


Рис. 6.24. Алгоритм выбора точки, в которых изменяется знак наклона. а — нормальный синусовый ритм; б — тахикардия; в — желудочковые экстрасистолы. В каждой группе кривых верхняя соответствует первоначальной ЭКГ, средняя — после однократного приложения алгоритма (сокращение 500 : 1000), нижняя — после двукратного (250 : 1000).

которого амплитуда сигнала изменяется на заданную величину (AZTEC)¹.

Данный алгоритм является наиболее широко используемым способом сокращения объема информации при использовании ЭКГ-мониторов и базы данных. С его помощью данные ЭКГ представляются в виде горизонтальных и наклонных линий. Блок-схема этого алгоритма изображена на рис. 6.25.

При считывании монитором ЭКГ-сигнала значение первого отсчета принимается равным V_{mx} (для максимального значения) и V_{mn} (для минимального значения). Следующее считанное значение сигнала сравнивается с величинами V_{mx} и V_{mn} : если оно оказывается больше V_{mx} , то V_{mx} становится равным этому считанному значению; если оно оказывается меньше V_{mn} , то V_{mn} становится равным этому значению. Данный процесс повторяется до тех пор, пока разница V_{mx} и V_{mn} не превысит установленного порогового уровня V_{th} либо пока не будет произведено более 50 отсчетов. И то и другое событие сопровождается появлением линии, для запоминания которой в память заносится число отсчетов минус один отсчет T_1 (время или длина линии). Затем значения V_{mx} и V_{mn} , предшествующие последнему отсчету, усредняются и получаемое значение также запоминается. После этого величины V_{mx} и V_{mn} принимают значения последнего отсчета, и процесс продолжается.

Описанная первая часть алгоритма называется *интерполяцией нулевого порядка*, так как дает линии с нулевым наклоном. Первое значение, которое запоминается, представляет собой длину линии, а второе — ее амплитуду (координату Y). Данные, полученные после применения этой части алгоритма, и исходные данные приведены на рис. 6.26.

Если число отсчетов, используемых для получения линии, меньше трех, то появляется наклонная линия, соответствующая постоянной скорости изменения сигнала. При этом параметры горизонтальной линии не запоминаются и вместо нее строится наклонная линия.

Первое значение V_{sl} , которое запоминается, соответствует величине наклона, а второе — длине линии или времени T_{sl} . Запоминается также и направление наклона (+ или -). Затем алгоритм вновь возвращается в режим обнаружения линии: линии V_{mx} и V_{mn} принимают значения, равные последнему отсчету. При появлении следующей линии определяется необходимость в обновлении данных о наклоне линии или ее завершении. Построение наклонной линии завершается, если длина новой линии соответствует более двум отсчетам или

¹ AZTEC — Amplitude Zone Time Epoch Coding.

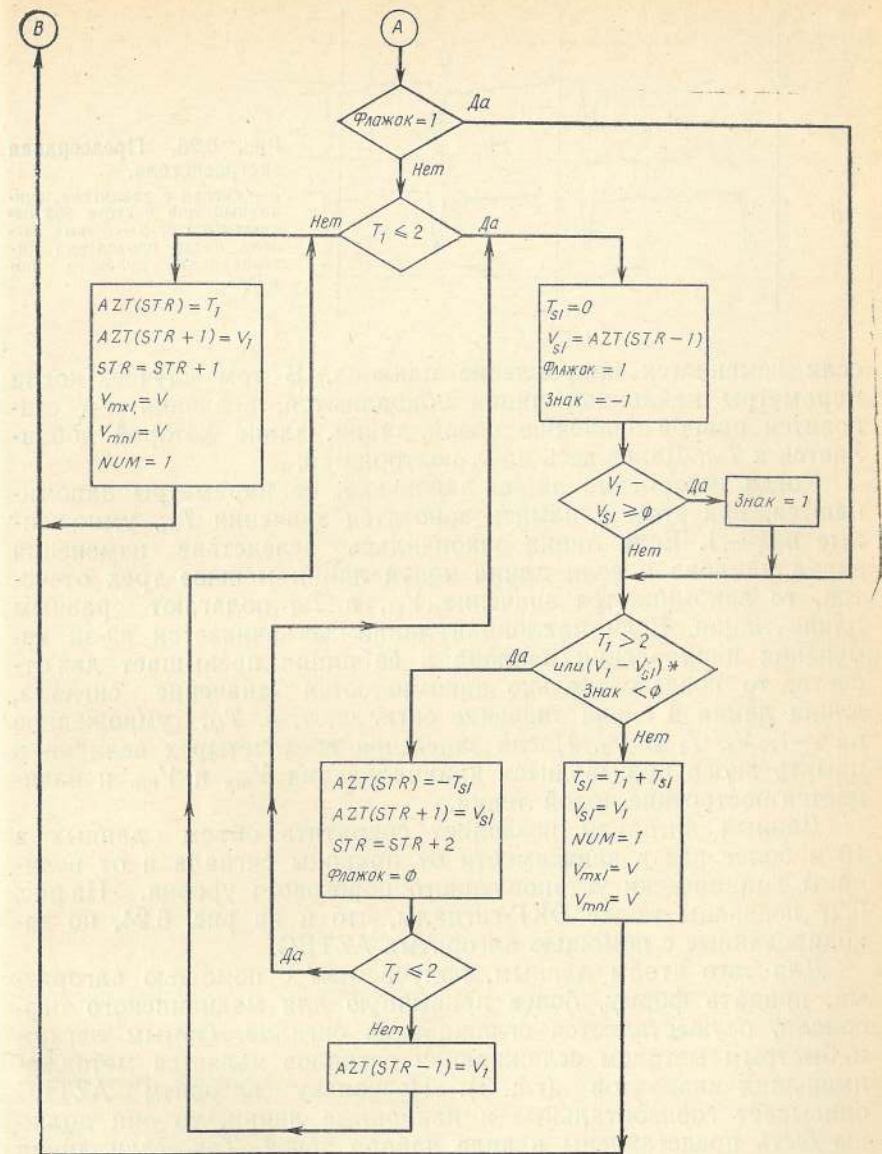
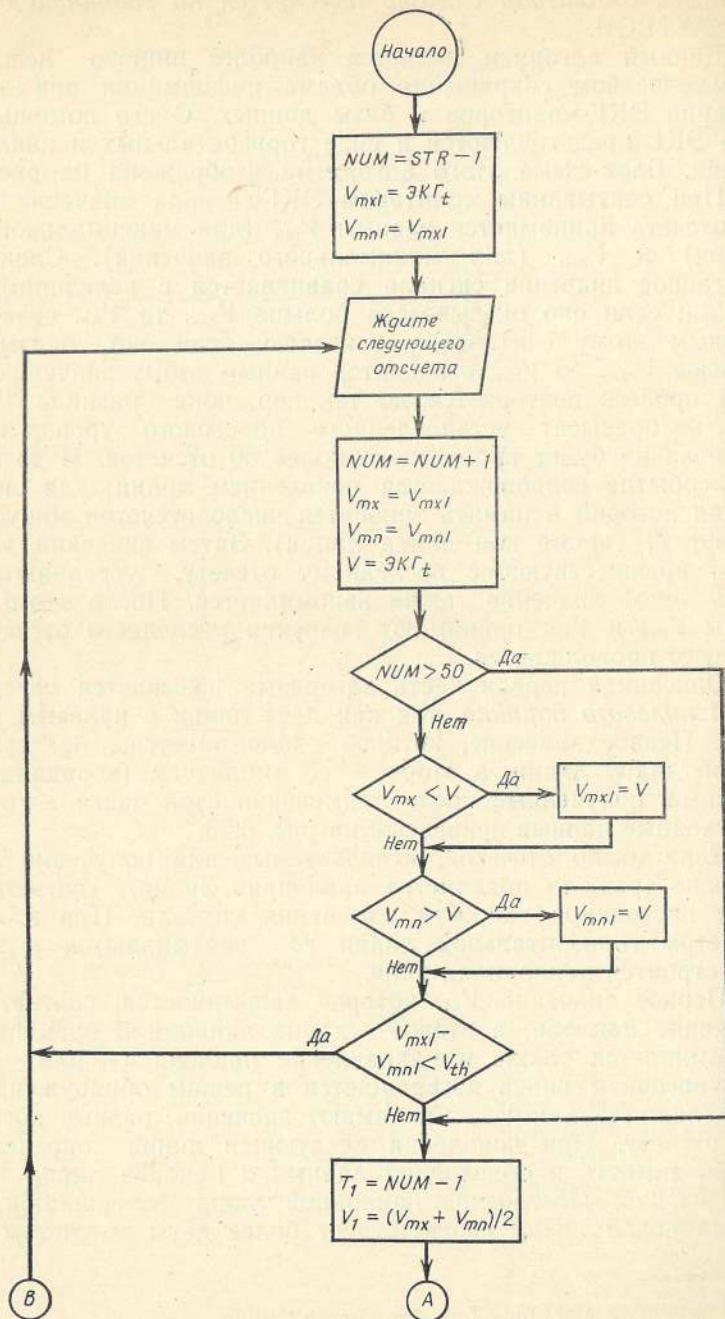


Рис. 6.25. Блок-схема алгоритма AZTEC [1].

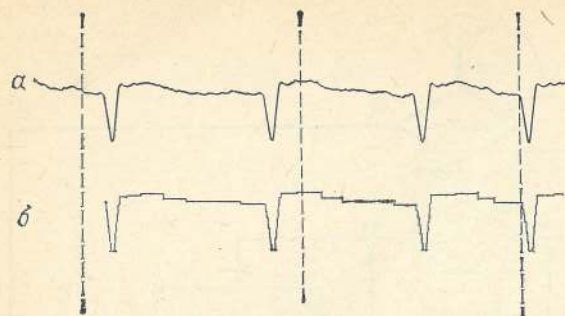


Рис. 6.26. Предсердная экстрасистола.

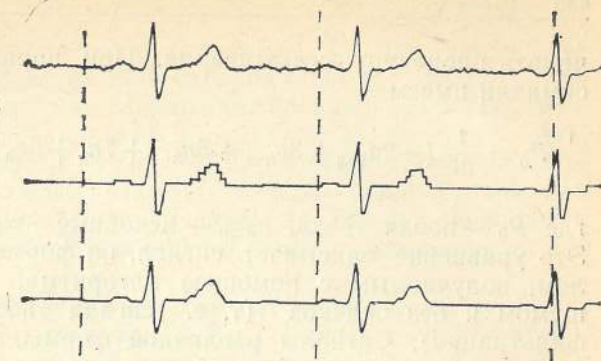
a — сигнал с усилителя, считанный при частоте 200 отсчетов в 1 с; b — форма сигнала после проведения интерполяции нулевого порядка.

если изменяется направление наклона. В том случае, когда параметры наклонной линии обновляются, величина V_{s1} становится равной значению новой линии, длина которой добавляется к T_{s1} . Далее весь цикл повторяется.

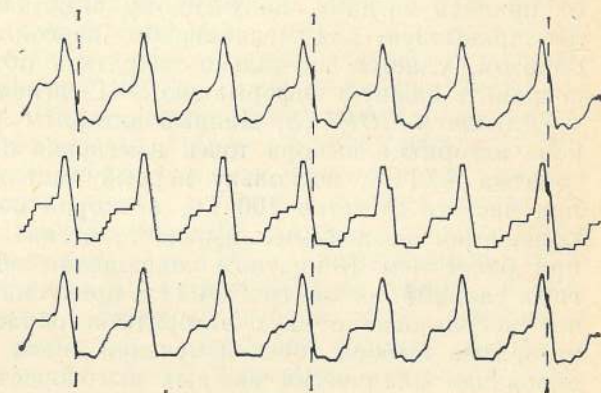
Когда построение линии закончено, ее параметры запоминаются, при этом в память заносятся значения T_{s1} , умноженные на -1 . Если линия закончилась вследствие изменения знака наклона и если длина новой линии меньше трех отсчетов, то запоминается значение V_{s1} , а T_{s1} полагают равным длине линии. Если наклонная линия заканчивается из-за изменения направления наклона и ее длина превышает два отсчета, то последовательно запоминаются значение сигнала, длина линии и снова значение сигнала, т. е. T_{s1} , умноженное на -1 , V_1 , T_1 и V_1 . После занесения всех четырех величин в память вновь производится инициализация V_{mx} и V_{mn} и начинается построение новой линии.

Данный алгоритм позволяет сократить объем данных в 10 и более раз в зависимости от природы сигнала и от величины эмпирически установленного порогового уровня. На рис. 6.27 показаны те же ЭКГ-сигналы, что и на рис. 6.24, но закодированные с помощью алгоритма AZTEC.

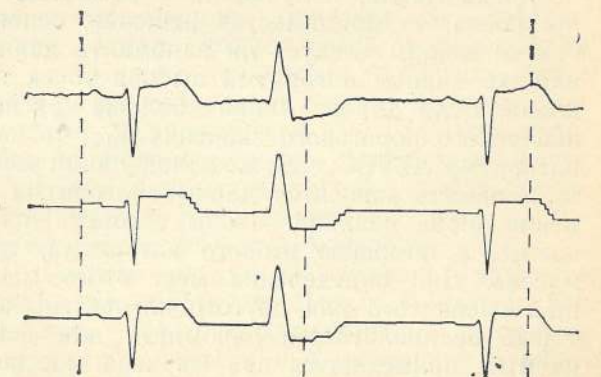
Для того чтобы данным, получаемым с помощью алгоритма, придать форму, более привычную для медицинского персонала, осуществляется сглаживание сигнала. Самым легким и быстрым методом сглаживания сигналов является метод наименьших квадратов (гл. 3). Поскольку алгоритм AZTEC описывает горизонтальные и наклонные линии, то они должны быть представлены в виде набора точек. Так, если линия имеет длину, соответствующую 20 отсчетам при величине сигнала, равной 35 (т. е. алгоритм AZTEC занес в память числа ..., 20, 35...), то такая линия представляется в виде 20 точек, каждая из которых имеет значение 35. Аналогично в виде точек может быть представлена и наклонная линия. После того как все данные переведены в точечную форму, можно на-



a



b



c

Рис. 6.27. Алгоритм AZTEC.

a — нормальный синусовый ритм, сокращение 170 : 1000; b — тахикардия, сокращение 340 : 1000; c — желудочковая экстрасистола, сокращение 138 : 1000.

В каждой группе кривых верхняя соответствует первоначальной ЭКГ, средняя — после применения алгоритма, нижняя — после применения алгоритма, но сглаженная с помощью параболического цифрового фильтра.

чинать процедуру сглаживания. При параболической аппроксимации имеем

$$P_0 = \frac{1}{21} (-2a_{k-3} + 3a_{k-2} + 6a_{k-1} + 7a_k + 6a_{k+1} + 3a_{k+2} - 2a_{k+3}),$$

где P_0 — новая точка, $a_{k\pm n}$ — исходные точки, $k\pm n$ — время. Это уравнение описывает сигнал, по форме сходный с сигналом, получаемым с помощью алгоритма, но с устраненным шумом и без скачков (т. е. сигнал после низкочастотной фильтрации). Сигналы различной формы, полученные с помощью алгоритма параболического сглаживания, показаны на рис. 6.26. Хотя такое сглаживание не обеспечивает точного восстановления первоначальной формы сигнала, оно позволяет придать сигналу, полученному с помощью алгоритма, более привычную для медицинского персонала форму. Таким образом, удается не только сократить объем данных, но и сохранить важную информацию ЭКГ-сигнала.

Алгоритм CORTES. Данный алгоритм был создан на основе алгоритма выбора точек изменения знака наклона и алгоритма AZTEC, поскольку первый дает хорошее разрешение при частоте отсчетов 100 Гц, а второй позволяет исключить клинически незначимые изoeлектрические области сигнала при более чем 10-кратном сокращении объема данных. Другими словами, алгоритм CORTES предусматривает одновременное использование двух алгоритмов обработки данных ЭКГ: алгоритма выбора точек изменения знака наклона — для кодирования клинически важных высокочастотных участков сигнала и алгоритма AZTEC — для кодирования изoeлектрической части сигнала.

Когда линия, получаемая с помощью алгоритма AZTEC, построена, то принимается решение, основанное на определении ее длины: следует ли запомнить данные этого алгоритма или же данные алгоритма выбора точек изменения знака наклона. Если длина линии больше экспериментально установленного порогового значения V_{1n} , то запоминаются данные алгоритма AZTEC; если же длина линии меньше или равна V_{1n} , то в память заносятся данные алгоритма выбора точек изменения знака наклона. Чтобы ускорить процесс, данные, получаемые с помощью второго алгоритма, сразу же заносятся в массив. Для определения мест этого массива, соответствующих смене того или другого алгоритма, а также данных, которые предполагается запомнить или действительно запоминаться, применяются два маркера массива — P1 и P2. Для идентификации перехода между данными алгоритма выбора точек изменения знака наклона и данными алгоритма AZTEC в 8-разрядном микропроцессоре COSMAC в качестве маркера

может выступать любое число (например, 0), что сокращает число уровней квантования ЭКГ-сигнала с 256 до 255.

Блок-схема алгоритма сокращения данных CORTES изображена на рис. 6.28. Значения V_{mn} , V_{mx} и X_0 полагают равными значению первого отсчета ЭКГ-сигнала. Значение маркера полагают равным адресу первой ячейки массива CORTES; P1 устанавливается равным 1, P2 — 2; обнуляются флажки. После такой инициализации можно использовать алгоритм.

Значение X_1 приравнивается значению следующей точки и сравнивается со значением V_{mx} и V_{mn} . Третья точка соответствует X_2 ; она сравнивается с пределами окна в случае алгоритма AZTEC. После этого X_0 заносится в память и P2 увеличивается на 1. Это повторяется до тех пор, пока с помощью алгоритма AZTEC не будет обнаружена линия. Если длина линии будет V_{1n} , то она запоминается (рис. 6.29, а) и указатели передвигаются; если же она окажется короче, то запоминаются данные алгоритма выбора точек изменения знака наклона (рис. 6.29, б). После запоминания этих данных указатель P1 передвигается вперед. Затем по алгоритму AZTEC начинается построение новой линии и одновременно предварительное запоминание данных алгоритма выбора точек изменения знака наклона. На рис. 6.29 показан переход от запоминания данных алгоритма AZTEC к запоминанию либо данных, полученных с его же помощью, либо новых данных, полученных с помощью алгоритма выбора точек изменения знака наклона (и наоборот). Наиболее важным моментом при переходе является изменение положения указателя (маркера), определяющее описанные переходы.

Если длина линии, полученной по данным алгоритма AZTEC, слишком мала для того, чтобы ее значение было запомнено и последняя точка приняла значение X_1 , следующее считанное значение сигнала должно быть зафиксировано до того, как данные алгоритма выбора точек изменения знака наклона кривой будут окончательно запомнены. При этом новая точка наклона может соответствовать X_2 , и можно определить новое значение X_0 . Если следующая линия будет иметь достаточную длину, то она запишется вместо соответствующих данных алгоритма выбора точек изменения знака наклона; при этом сохранится правильный отсчет времени.

Хотя блок-схема данного алгоритма кажется довольно сложной, тем не менее путь обработки данных в этом случае фактически короче, чем при использовании алгоритма AZTEC, поскольку нет необходимости в кодировании величины наклона. На рис. 6.30 показаны сигналы, изображенные на рис. 6.23 и 6.26, но после обработки с помощью алгоритма CORTES.

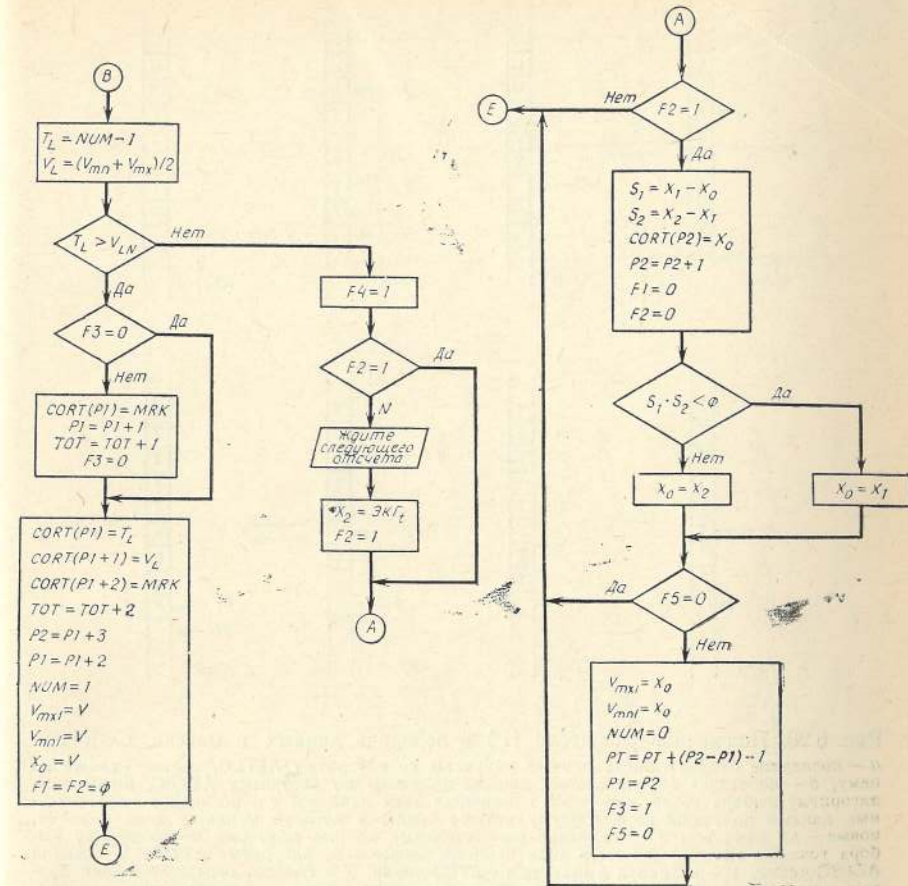
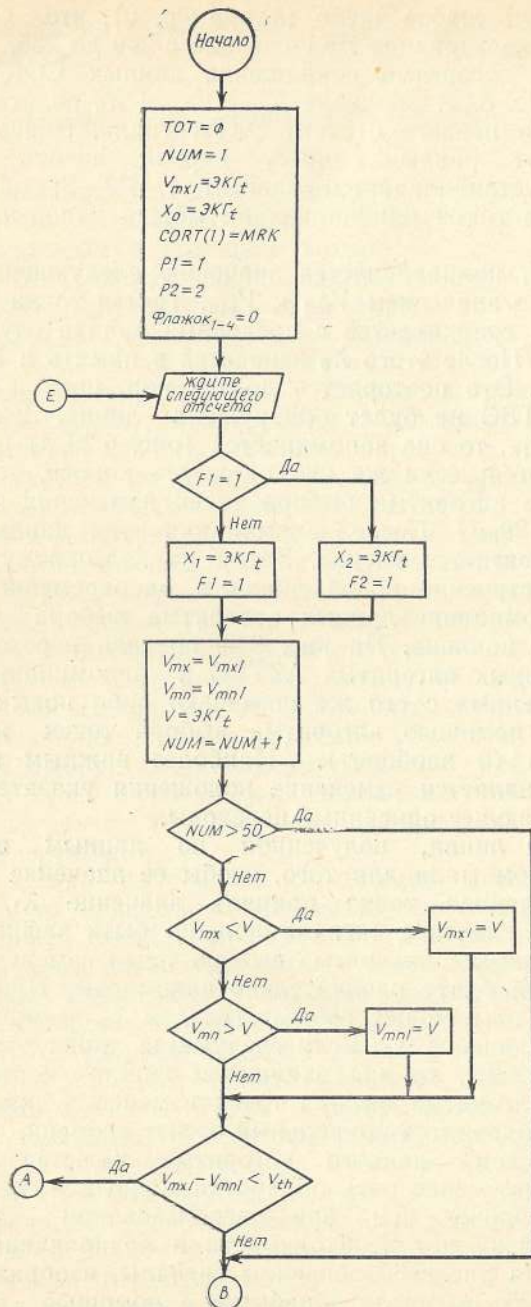


Рис. 6.28. Блок-схема алгоритма CORTES.

В отличие от алгоритма выбора точек изменения знака наклона и AZTEC алгоритм перевод данных алгоритма CORTES в привычную форму оказывается довольно сложным. К счастью, этот переход осуществляется на центральном компьютере, т. е. практически исключаются ограничения, присущие вычислениям в масштабе реального времени. Поскольку расстояние между точками, полученными с помощью алгоритма AZTEC, соответствует одному промежутку между отсчетами, а расстояние между точками, полученными с помощью алгоритма выбора точек изменения знака наклона, двум промежуткам, необходима дополнительная обработка

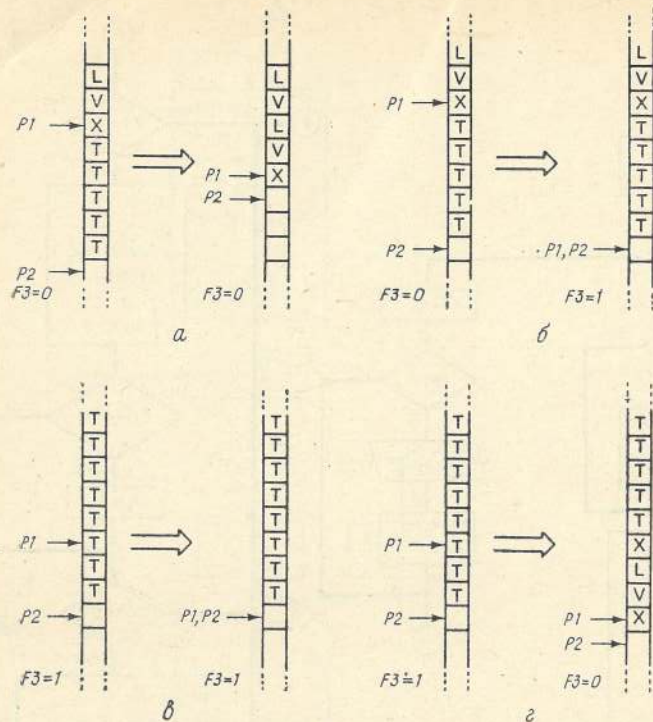


Рис. 6.29. Положение указателя (P) и передача данных в массив CORTES. а — последние окончательные данные получены по алгоритму AZTEC, новые — также по нему; б — последние окончательные данные получены по алгоритму AZTEC, новые — по алгоритму выбора точки, в которой изменяется знак наклона; в — последние окончательные данные получены по алгоритму выбора точки, в которой меняется знак наклона, новые — по нему же; г — последние окончательные данные получены по алгоритму выбора точки, в которой меняется знак наклона, новые — по алгоритму AZTEC. L — длина AZTEC-линии, V — величина амплитуды AZTEC-линии, X — символ, ограничивающий данные двух алгоритмов, T — данные алгоритма выбора точки изменения знака наклона, F3=1, когда последнее окончательное записанное значение было точкой изменения знака наклона. P1 — указатель начала перехода данных в вероятный статус; P2 — указатель, отмечающий следующий свободный промежуток (обратите внимание, что (а) и (б) представляют собой верхнюю массива).

данных. Кроме того, переход между двумя типами точек подчиняется разным правилам. Если маркер следует за линией (рис. 6.31), т. е. следующая точка является точкой изменения знака наклона, то длина линии уменьшается и расстояние между двумя точками сокращается. (Расстояние между концом линии и первой точкой изменения знака наклона равно 1, а не 2, как в случае двух точек, полученных по алгоритму выбора точек изменения знака наклона.) Если маркер следует за точкой изменения знака наклона (следующие сохраняемые данные — линия, получаемая с помощью алгоритма AZTEC), то расстояние между этой точкой и линией будет

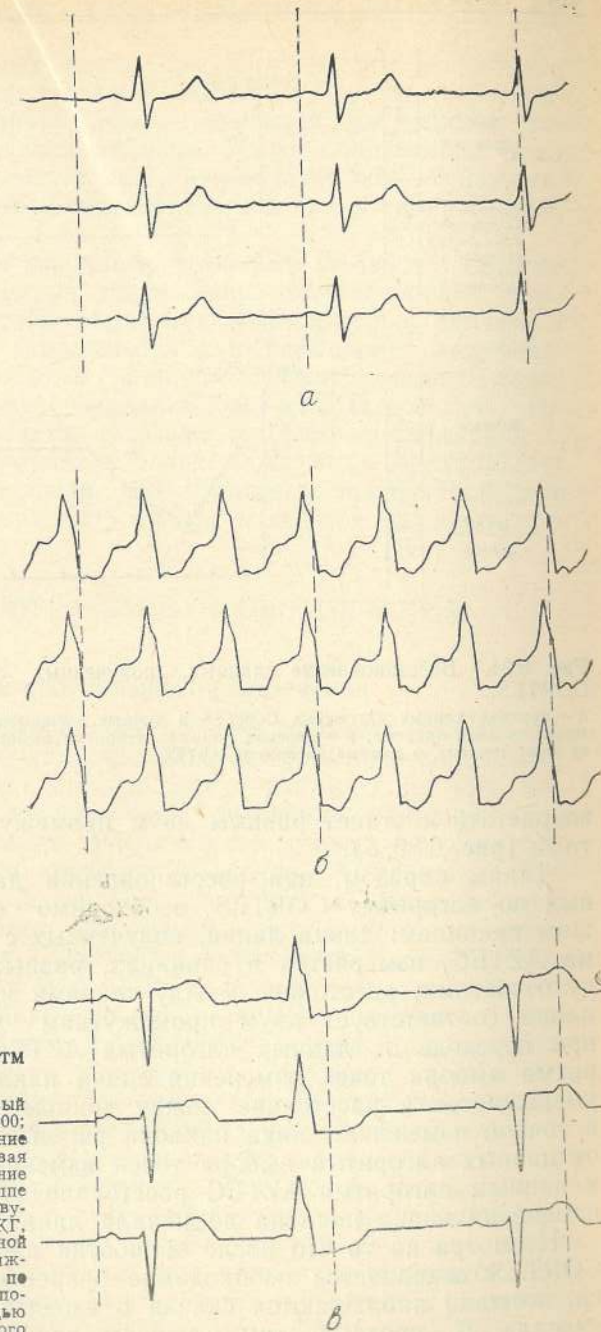


Рис. 6.30. Алгоритм CORTES.

а — нормальный синусовый ритм, сокращение 202 : 1000; б — тахикардия, сокращение 266 : 1000; в — желудочковая экстрасистола, сокращение 175 : 1000. В каждой группе кривых верхняя соответствует первоначальной ЭКГ, средняя — закодированной по алгоритму CORTES, нижняя — закодированной по этому же алгоритму, но после сглаживания с помощью параболического цифрового фильтра.

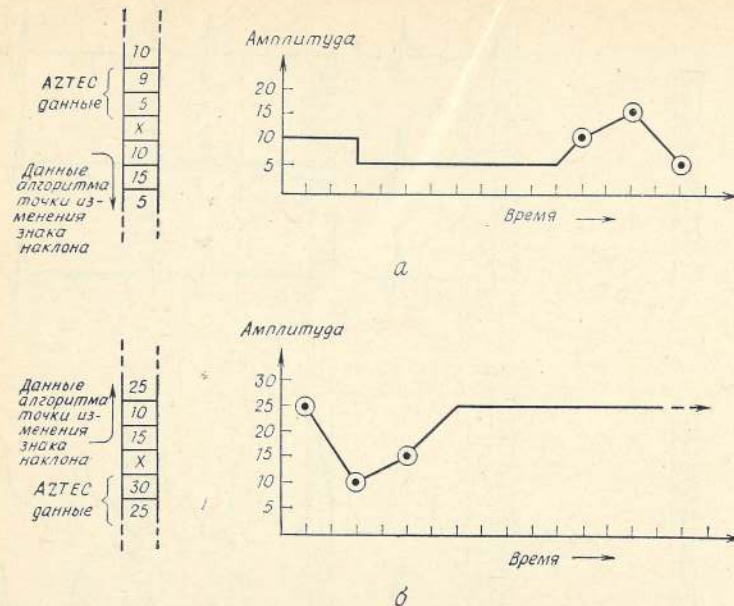


Рис. 6.31. Восстановление данных, полученных с помощью алгоритма CORTES.

а — перевод данных алгоритма CORTES в данные алгоритма выбора точки, в которой меняется знак наклона; б — перевод данных алгоритма выбора точки, в которой меняется знак наклона, в данные алгоритма AZTEC.

возрастать и станет равным двум промежуткам между отсчетами (рис. 6.30, б).

Таким образом, при восстановлении данных, обработанных по алгоритму CORTES, необходимо следовать следующим правилам: длина линий, полученных с помощью алгоритма AZTEC, измеряется в единицах, равных промежутку между отсчетами; расстояние между точками изменения знака наклона соответствует двум промежуткам между отсчетами; при переходе от данных алгоритма AZTEC к данным алгоритма выбора точек изменения знака наклона длина линии уменьшается и расстояние между концом укороченной линии и точкой изменения знака наклона равняется 1; при переходе от данных алгоритма выбора точек изменения знака наклона к данным алгоритма AZTEC расстояние от последней точки изменения знака наклона до начала линии равняется 2.

Несмотря на то что после обработки данных по алгоритму CORTES сохраняется необходимое разрешение QRS-комплекса, все-таки наблюдаются скачки в изоэлектрической области сигнала. В связи с этим осуществляется дополнительное сглаживание сигнала. Прежде всего данные представляются

в виде ряда дискретных точек. Для того чтобы расстояние между точками соответствовало реальному, производится определение и запоминание среднего значения для каждой пары точек изменения знака наклона. После образования ряда дискретных точек осуществляется параболическое сглаживание сигнала посредством низкочастотной фильтрации (рис. 6.29).

Другие алгоритмы сокращения объема данных. Помимо рассмотренных алгоритмов сокращения объема данных возможны и другие способы обработки ЭКГ-сигналов, причем в большинстве из них используется так называемое кодирование по Гоффману. Однако природа рассматриваемого кодирования такова, что распознавание QRS-комплексов при последующем декодировании вызывает существенные затруднения. Кроме того, применение таких алгоритмов предполагает большой объем вычислений, что полностью исключается при работе микропроцессора COSMAC в масштабе реального времени.

9. РАЗРАБОТКА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ.

Дж. Абенстейн¹

9.1. Пакет разработки программного обеспечения

Создание программного обеспечения является важной частью проектирования микропроцессора. Практика показывает, что программная часть проекта может занимать до 80% времени разработки. Следовательно, выбирая микропроцессор для системы, необходимо учитывать не только его потребляемую мощность, но и скорость обработки. Обеспечение программными средствами также важно, как и аппаратными.

К сожалению, пакет разработки программного обеспечения микропроцессора COSMAC, полученный университетом Висконсин-Мэдисон от фирмы RCA, не мог быть сразу же опробован нами на мини-компьютере PDP-11. Во-первых, имеющееся устройство ввода не обеспечивало правильного считывания карт. Так, вместо знака «+» получался знак «>», вместо знака «=» получался знак «<». Во-вторых, приобретенный нами мини-компьютер PDP-11 имел гибкие диски с двойной плотностью, которые оказались несовместимыми по среде-носителю с большинством компьютеров, имевшихся в университете. В связи с этим информация с карт была перенесена на магнитную ленту, затем скопирована на гибкий диск с одинарной плотностью, а с него — на двухдорожечную магнитную ленту. После этого программу удалось перенести на гибкий диск с двойной плотностью. Проблема несовпаде-

¹ John P. Abenstein.