

ЛИТЕРАТУРА

1. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. // Труды Международной конф. по биомедицинскому приборостроению Биомедприбор-2000. — М., 2000. — Т. 1. — С. 212—214.
2. Горбунов Б. Б., Гусев А. Н., Куриков С. Ф. и др. // Биомед. технол. и радиоэлектрон. — 2001. — № 12. — С. 56—65.
3. Селищев С. В. // Труды Научно-практической конф. Электростимуляция-2002. — М., 2002. — С. 23—31.
4. Achleitner U., Rheinberger K., Furtner B. et al. // Resuscitation. — 2001. — Vol. 50. — P. 61—70.
5. Anouk P., Chapman F. W., Lank P. et al. // Resuscitation. — 2003. — Vol. 58, N 1. — P. 17—24.
6. Ayati S., Lopin M. L. Method and Apparatus for Producing Electrotherapy Current Waveform with Ripple. US Pat. 5,904,706; 1999.
7. Calle A. P., Monsieurs K. G., Buylaert W. A. // Resuscitation. — 2002. — Vol. 53. — P. 41—46.
8. Cansell A., Daskalov I. Impulses or a Series of Impulses for Defibrillation and Device to Generate Them. US Pat. 6,493,580; 2002.
9. Page R. L., Kerber R. E., Russell J. K. et al. // J. Am. Coll. Cardiol. — 2003. — Vol. 39. — P. 1956—1961.
10. Sulivan J. L., Borschowa L. A. H-bridge Circuit for Generating a High-energy Biphasic Waveform in an External Defibrillator. US Pat. US 6,175,765 B1; 2001.
11. Walcott G. P., Melnick S. B., Chapman F. W. et al. // Circulation. — 1998. — Vol. 98. — P. 2210—2215.
12. Walker R. G., Melnik S. B., Chapman F. W. et al. // Resuscitation. — 2003. — Vol. 57. — P. 73—83.

Получена 05.02.04

A CHOICE AND REALIZATION OF BIPOLAR PULSES FOR EXTERNAL ELECTRIC DEFIBRILLATORS

B.B. Gorbunov, A.N. Gusev, D.V. Zhirin, S.V. Selishchev

Summary. There is a comparison of parameters of different-form bipolar pulses for external electric defibrillators described in the paper. The electric schemes of generators used in pulse shaping are elucidated; the appropriate recommendations concerning their choice are defined.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2004

УДК 615.47:616.12-008.318-036.11-08]:519.24

Б. Б. Горбунов, А. Н. Гусев, С. А. Каменский, С. В. Селищев

СРАВНЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ И ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ АЛГОРИТМОВ РАСПОЗНАВАНИЯ ШОКОВЫХ РИТМОВ СЕРДЦА

Московский государственный институт электронной техники (технический университет), Зеленоград
E-mail: sersel@miee.ru

Введение

Согласно терминологии американской кардиологической ассоциации (АКА), шоковыми ритмами сердца (ШРС) принято называть патологические ритмы сердечной деятельности, которые требуют немедленного проведения дефибрилляции. Ритмы сердца, для которых применение дефибрилляции не рекомендовано, называют нешоковыми (НШРС). Существуют также патологические ритмы, для которых затруднительно однозначно определить необходимость проведения дефибрилляции; их относят к группе переходных ритмов сердца (ПРС) [13]. Эффективность детектирования (распознавания) ШРС оценивается на базах данных тестовых сигналов с использованием двух основных показателей: чувствительность и избирательность. Под чувствительностью понимают отношение числа верно распознанных эпизодов с ШРС к общему числу эпизодов ШРС в тестовом сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Избирательность определяется как отношение числа верно распознанных эпизодов ШРС в тестовом сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Избирательность определяется как отношение числа верно распознанных эпизодов с НШРС к общему числу эпизодов НШРС в тестовом сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Изменения показателей эффективности вследствие влияния на обрабатываемый сигнал различных помех отражают помехоустойчивость работы алгоритмов.

Многообразие алгоритмов распознавания ШРС можно разделить на три группы: методы анализа во временной области, методы анализа в частотной области и комбинационные методы.

Наиболее распространенными линейными алгоритмами первой группы являются: метод надпороговых интервалов [4, 17] и метод линейного регрессионного анализа автокорреляционной функ-

ции [3]. К распространенным алгоритмам второй группы относятся: метод спектрального анализа электрокардиосигнала [2] и метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции [14]. Линейные алгоритмы третьей группы используют для верификации определения ШРС комбинацией нескольких алгоритмов [12], отдельно в этой группе можно выделить метод обобщенного критерия [18].

Среди нелинейных алгоритмов наибольшее распространение получили методы, использующие в своей основе различные типы нейронных сетей, корреляционный анализ обрабатываемого сигнала и эталонных образцов [8, 11, 16]. Несмотря на указания авторов о высокой эффективности нелинейных алгоритмов, их применение на практике затруднительно, в частности из-за вычислительной сложности.

В данной статье представлено сравнение линейных алгоритмов анализа, обеспечивающих простоту необходимых вычислений, а следовательно, возможность реализации в портативном устройстве, в частности в автоматическом внешнем дефибриляторе (АВД). Показано, что метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции является наиболее предпочтительным для реализации в качестве алгоритма распознавания ШРС в АВД. Показана также предпочтительность использования комбинации метода надпороговых интервалов и метода спектрального анализа для реализации в носимом внешнем дефибриляторе.

Классификация сердечной деятельности на шоковые, переходные и нешоковые ритмы

Согласно классификации АКА [14], к ШРС относятся: крупноволновая желудочковая фибрилляция, желудочковая тахикардия без пульса.

К НШРС относятся: нормальный синусовый ритм, атриовентрикулярная тахикардия, синусовая

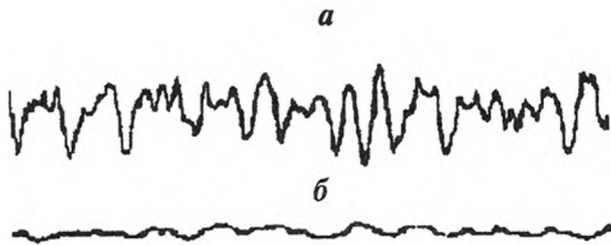


Рис. 1. ЭКГ при желудочковой фибрилляции.
а — при крупноволновой; б — при мелковолновой.

брадикардия, трепетание предсердий, фибрилляция предсердий, идиовентрикулярные ритмы, блокады различного рода и степени, другие ритмы, воздействие на которые дефибрилляцией терапевтически невыгодно. Отдельно оговаривается недопустимость использования дефибрилляции при асистолии и электромеханической диссоциации.

К группе ПРС относятся: мелковолновая желудочковая фибрилляция, желудочковая тахикардия, не подпадающая под определение ШРС и НШРС.

По решению врача в целях предотвращения возникновения ШРС пациенты, испытывающие некоторые НШРС и ПРС, также могут подвергаться воздействию электрического импульса. Такая процедура носит название немедикаментозной кардиоверсии (далее кардиоверсия) и представляет собой электрическое воздействие, синхронизированное с деполяризацией желудочков. Согласно [13], кардиоверсия необходима при желудочковой тахикардии, с присутствием пульса у больного, фибрилляции предсердий; трепетании предсердий; атриовентрикулярной тахикардии.

Характеристика шоковых ритмов сердца во временной и частотной областях

Желудочковая фибрилляция на ЭКГ представляет собой нерегулярный ритм, вид которого приведен на рис. 1, а, б. Если амплитуда большинства пиков волны превышает 0,2 мВ, такой тип желу-

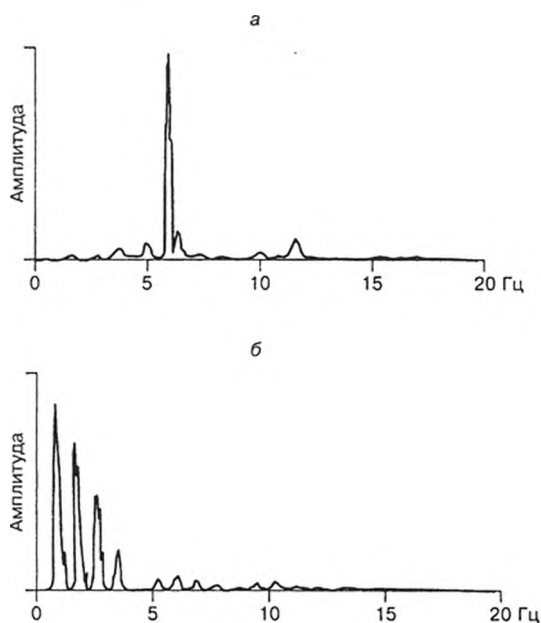


Рис. 2. Спектр частот электрокардиосигнала.

а — при желудочковой фибрилляции; б — при нормальном синусовом ритме.

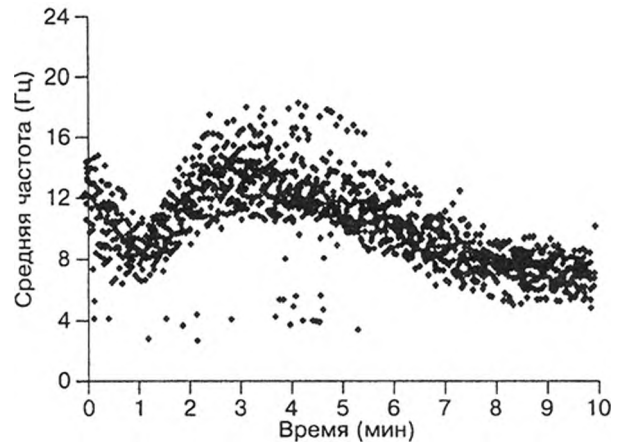


Рис. 3. Зависимость величины средней частоты спектра сигнала от продолжительности желудочковой фибрилляции.

дочковой фибрилляции называется крупноволновой и относится к ШРС (см. рис. 1, а). В противном случае желудочковая фибрилляция называется мелковолновой и классифицируется как ПРС (см. рис. 1, б) [15].

Как видно на рис. 1, ЭКГ желудочковой фибрилляции как типа ШРС, так и ПРС представляет собой хаотическую последовательность пиков, неодинаковых по форме и амплитуде. В сигнале невозможно выделить стандартные *P*, *QRS*, *T*-зубцы, проявляющиеся в норме. Частота следования пиков может достигать 200—500 колебаний в минуту [1].

Спектр частот электрокардиосигнала при желудочковой фибрилляции представлен на рис. 2, а, а на рис. 2, б для сравнения показан спектр частот, характерный для нормального синусового ритма. Как видно на рис. 2, а, основная мощность спектра сигнала при данной патологии сосредоточена в диапазоне от 4 до 7 Гц [5]. Согласно [6], такое распределение спектральной плотности при желудочковой фибрилляции характерно для электрокардиосигнала любого из стандартных отведений. Доминантная частота (частота спектра сигнала, имеющая наибольшую интенсивность) при желудочковой фибрилляции лежит в диапазоне от 3,5 до 6,5 Гц [6, 15]. Ее значение постепенно увеличивается с течением времени начиная с момента воз-

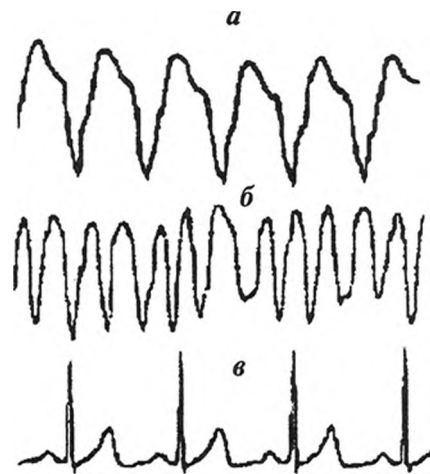


Рис. 4. ЭКГ.

а — монормфная желудочковая тахикардия; б — полиморфная желудочковая тахикардия; в — нормальный синусовый ритм.

никновения патологического ритма [7, 15]. Следовательно, для мелковолновой желудочковой фибрилляции, относящейся к ПРС, в начальной стадии свойственно большее значение доминантной частоты по сравнению с крупноволновой, относящейся к ШРС. Важной частотной характеристикой, используемой для детектирования ШРС, является средняя частота спектра сигнала (частота, делящая спектр на две равные по мощности половины). На рис. 3 приведены статистические данные, полученные в работе [15] для распределения величины средней частоты спектра в зависимости от времени с начала возникновения желудочковой фибрилляции.

Желудочковая тахикардия представляет собой регулярный патологический ритм высокой частоты, который проявляется на ЭКГ в двух формах: мономорфная (рис. 4, а), полиморфная (рис. 4, б).

ЭКГ при желудочковой тахикардии представляет собой регулярные квазисинусоидальные колебания неизменной амплитуды и формы (мономорфная) либо регулярные колебания, изменяющиеся по форме и амплитуде (полиморфная). В обоих случаях на ЭКГ не удается выделить электрическую активность предсердий, так как она скрывается активностью желудочков, проявляющейся в виде широкого QRS-комплекса. Частота сокращения желудочков составляет 200—300 ударов в минуту [1]. Желудочковая тахикардия имеет частотные характеристики, близкие к аналогичным при желудочковой фибрилляции. Однако доминантная частота при желудочковой тахикардии выражена более ярко, и основная доля спектральной плотности скомпенсирована в более узкой полосе частот, чем при желудочковой фибрилляции.

Алгоритмы распознавания ШРС

Рассмотрим алгоритмы распознавания ШРС, в основе которых лежит метод анализа сигнала во временной области.

1. Метод надпороговых интервалов

Данный метод основывается на том, что электрокардиосигнал при ШРС представляет собой совокупность пиков различной формы, следующих с высокой частотой (более 200 Гц). Амплитуда пиков ЭКГ при ШРС варьируется в пределах 30—100% от амплитуды наибольшего пика. В результате решающим фактором в определении желудочковой фибрилляции (а также других видов ШРС) может стать число превышений амплитуды регистрируемого сигнала над адаптивным порогом, составляющим 15—30% от амплитуды наибольшего элемента в заданном сегменте времени анализа.

Алгоритм на основе данного метода сравнивает амплитуду дискретных отсчетов анализируемого участка сигнала с порогом, составляющим 20% амплитуды наибольшего элемента (в норме QRS-комплекс). На основе сравнения формируется импульсный сигнал. Каждый импульс составлен совокупностью двоичных значений: 0 — дискретный отсчет не превышает заданный порог, 1 — дискретный отсчет превышает заданный порог. Длительность каждого надпорогового импульса несет в себе информацию о ритме сердца. Средняя длитель-

ность надпорогового импульса определяется по формуле (в миллисекундах):

$$T = \frac{1000}{(N-1) + t_2/(t_1 + t_2) + t_3/(t_3 + t_4)},$$

где N — число импульсов на анализируемом отрезке сигнала, t_1 — время от начала анализируемого отрезка до заднего фронта предыдущего импульса, t_2 — время от начала анализируемого отрезка до переднего фронта первого импульса, t_3 — время от заднего фронта последнего импульса до конца анализируемого отрезка, t_4 — время от конца анализируемого отрезка до переднего фронта следующего импульса.

Если $T \geq 400$ мс, то ритм считается НШРС, иначе сигнализируется наличие ШРС.

В качестве решающего фактора данный метод использует частоту следования пиков сигнала, превышающих адаптивный порог. Ввиду того что высокой частотой следования пиков в сигнале обладают как ШРС, так ПРС и НШРС, данный алгоритм не будет обладать высокой избирательностью. Например, отличить желудочковую тахикардию, относящуюся к ПРС, от желудочковой тахикардии без пульса, являющейся ШРС, с помощью такого алгоритма затруднительно. Однако ввиду того что все ШРС имеют большую частоту следования пиков, чувствительность алгоритма будет высока. Показатели эффективности работы алгоритма могут быть улучшены индивидуальным подбором величины адаптивного порога и критического значения T , а также введением дополнительных решающих факторов.

2. Метод линейного регрессионного анализа автокорреляционной функции (АКФ)

Алгоритм этого метода основывается на оценке периодичности кардиосигнала. Вычисление АКФ позволяет судить о наличии скрытой периодичности в порядке следования дискретных отсчетов регистрируемого сигнала. Для этого пики вычисленной АКФ ранжируются в соответствии с амплитудой — от наибольшего к наименьшему. В работе [3] полагается, что номер пика АКФ в ранжире и длительность соответствующего этому пику интервала на графике АКФ образуют линейную зависимость для нормального электрокардиосигнала. Таким образом, решающим фактором алгоритма является степень соответствия линейной регрессионной модели для совокупности номеров пиков АКФ (в ранжире по амплитуде) и их интервалов появления.

Алгоритм на основе данного метода строит АКФ сигнала. Пики АКФ ранжируются в соответствии с их амплитудой. Каждому пику ставится в соответствие величина интервала между ним и следующим пиком на графике АКФ. Вычисляются коэффициенты регрессионной модели ($y = a + bx$, где x — номер пика, y — соответствующий интервал):

$$a = \mu_y - b \cdot \mu_x \quad b = \frac{\sum_{i=1}^m (x_i - \mu_x) y_i}{\left(\sum_{i=1}^m (x_i - \mu_x)^2 \right)^{-1}},$$

где $\mu_x = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i$, $\mu_y = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m y_i$

считается достаточным $m = 7$.

Вычисляется решающий фактор (дисперсное отношение VR):

$$VR = \frac{b}{[R/(m-2)]};$$

где $R = \sum_{i=1}^m (y_i - \mu_y - b(x_i - \mu_x))^2$.

Если VR больше, чем F -критерий из таблицы распределения дисперсионного отношения для степеней свободы $k_1 = 1$ и $k_2 = m - 2$, с вероятностью 95%, то ритм считается НШРС, иначе регистрируется наличие ШРС.

Ввиду того что желудочковая фибрилляция не является регулярным ритмом, она будет сравнительно точно распознаваться данным алгоритмом. Однако, помимо желудочковой фибрилляции, к ШРС относятся и желудочковая тахикардия без пульса, которая является квазипериодическим ритмом. В результате при высоком значении порога F она будет определяться как НШРС. Уменьшение величины F до уровня, позволяющего определять желудочковую тахикардию как ШРС, приведет к уменьшению избирательности алгоритма, так как многим НШРС присуща значительная вариабельность, близкая по своей выраженности к вариабельности желудочковой тахикардии.

Рассмотрим алгоритмы распознавания ШРС, в основе которых лежит метод анализа сигнала в частотной области.

1. Метод спектрального анализа регистрируемого сигнала

Алгоритм этого метода основывается на информации об узости частотного спектра регистрируемого сигнала при ШРС. Согласно [5], при желудочковой фибрилляции спектральная плотность сигнала скомпенсирована в полосе частот от 4 до 7 Гц в сравнении с полосой частот нормального электрокардиосигнала, превышающей 20 Гц. Таким образом, решающим фактором в распознавании ШРС может являться спектральная плотность сигнала (распределение интенсивности сигнала по частотам).

Алгоритм сглаживает анализируемый отрезок сигнала посредством окна Хэмминга и раскладывает его в частотной области с помощью быстрого преобразования Фурье. В результате вычисляются следующие параметры:

$$FSMN = \frac{1}{F} \cdot \frac{\sum Amp_i f_i}{\sum Amp_i}; A_1 = \frac{\sum_{0,5 \text{ Гц}}^{F/2} Amp_i}{\sum_{0,5 \text{ Гц}} Amp_i}; A_2 = \frac{\sum_{0,5 \text{ Гц}}^{1,4F} Amp_i}{\sum_{0,5 \text{ Гц}} Amp_i};$$

$$A_3 = \frac{\sum_{0,5 \text{ Гц}}^{8F} Amp_i}{\sum_{0,5 \text{ Гц}} Amp_i},$$

где $FSMN$ — нормализованный первый спектральный момент, F — частотная компонента сигнала наибольшей интенсивности, Amp_i — амплитуда i -й частотной компоненты спектра.

Решение о наличии ШРС в регистрируемом сигнале принимается, если: $FSMN \leq 1,55$; $A_1 > 0,19$; $A_2 \geq 0,45$; $A_3 \leq 0,09$.

Ввиду того что большинству ШРС свойственно используемое данным методом в качестве решающего фактора распределение интенсивностей частот в спектре, данный алгоритм будет обладать достаточной чувствительностью и избирательностью для реализации в АД. Увеличение показателей эффективности работы данного алгоритма, как и в случае других алгоритмов, может быть достигнуто введением дополнительных правил.

2. Метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции

Решающим фактором этого метода является величина утечки обрабатываемого сигнала через режекторный фильтр, заграждающий полосу частот, свойственную фибрилляции. В норме энергия электрокардиосигнала не скомпенсирована симметрично относительно изоэлектрической линии, однако при возникновении ШРС некоторая симметричность наблюдается ввиду квазисинусоидальности регистрируемой волны. Следовательно, сложение обрабатываемого сигнала с самим собой, сдвинутым по фазе на половину периода, соответствующего средней частоте (mean frequency) сигнала, приводит к значительному снижению энергии результирующего сигнала в случае ШРС. При НШРС столь выраженного снижения не наблюдается.

Алгоритм рассчитывает среднюю частоту сигнала и соответствующий ей период:

$$T = 2\pi \sum_{i=1}^m |V_i| \left(\sum_{i=1}^m |V_i - V_{i-1}| \right)^{-1},$$

где V_i — амплитуда i -го дискретного отсчета сигнала, m — число дискретных отсчетов на анализируемом отрезке сигнала.

Далее формируется режекторный заграждающий фильтр, который получил название фильтра желудочковой фибрилляции. Режекторный фильтр организуется сложением регистрируемого сигнала с самим собой, сдвинутым на половину рассчитанного периода. Измеряется утечка фильтра желудочковой фибрилляции (L):

$$L = \sum_{i=1}^m |V_i + V_{i-(T/2)}| \cdot \left[\sum_{i=1}^m (|V_i| + |V_{i-(T/2)}|) \right]^{-1}.$$

Решение о наличии в обрабатываемом сигнале ШРС принимается, если: а) максимум амплитуды анализируемого сигнала превышает 1/3 амплитуды последнего определенного QRS-комплекса и $L < 0,406$; б) амплитуда анализируемого сигнала не превышает 1/3 амплитуды последнего определенного QRS-комплекса и $L < 0,625$.

Данный метод использует допущение о том, что ШРС имеют близкую к синусоидальной форму волны на ЭКГ. Ввиду этого представленный выше алгоритм наилучшим образом подходит для определения мономорфной желудочковой тахикардии. Алгоритм будет обладать также высокой чувствительностью при определении полиморфной желудочковой тахикардии. В целом чувствительность

алгоритма распознавания ШРС, построенного на основе данного метода, будет незначительно уменьшаться ввиду того, что желудочковая фибрилляция не является регулярным синусоидальным ритмом. Однако ввиду хаотичности следования пиков на ЭКГ при желудочковой фибрилляции, ее сигнал скомпенсирован более симметрично относительно изоэлектрической линии, чем сигналы НШРС. Это позволяет распознавать ее в качестве ШРС введением дополнительных правил, например описанного выше правила б), дополняющего основное правило а).

Рассмотрим метод обобщенного критерия, относящийся к группе комбинационных методов.

Алгоритм метода обобщенного критерия сочетает в себе анализ как частотных характеристик сигнала, так и временных. Его сущность заключается в определении вариабельности регистрируемого сигнала на коротком интервале времени. Решающим фактором данного метода становится оценка организованности (complexity) регистрируемого процесса.

На основе сравнения амплитуд дискретных отсчетов сигнала (x_i) с рассчитываемым порогом (T) формируется последовательность, состоящая из нулей (амплитуда дискретного отсчета ниже порогового значения) и единиц (амплитуда дискретного отсчета не ниже порогового значения). Порог рассчитывается следующим образом:

$$x_m = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i, \text{ для } i \in [1...m]: V_p = \max[x_i - x_m], V_n = \min[x_i - x_m].$$

Далее определяется количество дискретных отсчетов электрокардиосигнала, удовлетворяющих условиям: $0 < x_i < 0,1V_p \Rightarrow P_c$; $0, V_n < x_i < 0 \Rightarrow N_c$.

Если $P_c + N_c < 0,4n$, где n — общее число дискретных отсчетов в анализируемом отрезке, то значение порога устанавливается $T = 0$. Иначе, если $P_c < N_c$, то $T = 0,2V_p$, иначе $T = 0,2V_n$.

Анализируемый отрезок электрокардиосигнала преобразуется в двоичную последовательность ($s_1, s_2, \dots, s_n, s_{n+1}, \dots$): если $x_i < T$, то $s_i = 0$, иначе $s_i = 1$.

Далее формируются два потока данных: $S = s_1, s_2, s_3, \dots, s_r$ и $Q = s_{r+1}, s_{r+2}, \dots$. Поток Q нарастает до тех пор, пока его последовательность является подмножеством потока S . Как только Q перестает быть частью S , то в последовательность S включается Q и значение счетчика включений (c) увеличивается на единицу: $c = c + 1$; $S = s_1, s_2, s_3, \dots, s_r, s_{r+1}, s_{r+2}$; $Q = s_{r+i+1}$. (Первоначально $c = 1$, $S = s_1$, $Q = s_2$.) Эта операция повторяется до конца анализируемого отрезка. Далее показания счетчика нормируются исходя из длины обрабатываемого отрезка (величины n): $C = \frac{c}{b(n)}$, где $b(n) = \frac{n}{\log_2 n}$.

Решение о наличии ШРС на анализируемом отрезке принимается при выполнении условия: $C > 0,173$.

Данный метод распознает ШРС на основе оценки организованности регистрируемого электрокардиосигнала. Желудочковая фибрилляция на ЭКГ представляет собой хаотический процесс. Следовательно, описанный выше алгоритм будет обладать наибольшей чувствительностью к ней в сравнении с остальными видами ШРС и ПРС. Желудочковая

тахикардия имеет квазисинусоидальный вид на ЭКГ, поэтому чувствительность алгоритма при распознавании данного вида ШРС будет низкой, что приведет к значительному падению чувствительности алгоритма распознавания ШРС в целом.

Сравнение эффективности работы и помехоустойчивости рассмотренных алгоритмов

Эффективность работы алгоритмов распознавания ШРС оценивается на основании двух показателей: чувствительность и избирательность. Чувствительность — отношение количества верно определенных эпизодов фибрилляции к общему количеству эпизодов фибрилляции в сигнале. Избирательность — отношение количества верно определенных эпизодов с нормальным ритмом сердца к общему числу эпизодов нормы в сигнале. Помехоустойчивость алгоритмов распознавания ШРС оценивается сравнением показателей эффективности их работы при разной величине отношения сигнал/шум (ОСШ). Важным показателем помехоустойчивости является минимальное значение, которое еще не вызывает ложного определения ШРС алгоритма.

Для достоверного сравнения оценка всех рассматриваемых алгоритмов детектирования ШРС должна проводиться на одной или нескольких общих базах данных тестовых сигналов. В работе [2] представлены показатели чувствительности и избирательности описанных выше алгоритмов, полученные при тестировании на базах данных кардиосигналов АНА (АНА Database) и MIT (MIT-BIH Database). В базе данных MIT использовались две группы сигналов: vfdb и cudb. Исследователи использовали свободные от помех сигналы. Полученные таким образом показатели эффективности работы алгоритмов для каждой группы сигналов, а также среднее арифметическое значений всех трех групп (САЧ — средняя арифметическая чувствительность и САИ — средняя арифметическая избирательность) приведены в табл. 1.

Как видно, худшими показателями эффективности обладает метод регрессионного анализа АКФ. Помимо низкой чувствительности (САЧ = 78%), метод имеет худший показатель избирательности (САИ = 32%).

Метод обобщенного критерия имеет сравнительно низкие показатели чувствительности (САЧ = 66%) и избирательности (САИ = 75%). По своей сущности

Таблица 1

Чувствительность и избирательность сравниваемых алгоритмов при анализе тестовых сигналов без влияния помех

Метод построения алгоритма	Чувствительность/избирательность, %			
	АНА	MIT (vfdb)	MIT (cudb)	САЧ
Метод надпороговых интервалов	100/100	97/82	97/54	98/75
Метод линейной регрессии АКФ	88/27	71/24	80/46	78/32
Метод режекторного фильтра фибрилляции	82/100	100/100	94/77	94/91
Метод спектрального анализа	82/91	76/97	80/88	79/93
Метод обобщенного критерия	76/100	66/59	60/85	66/75

Таблица 2

Чувствительность и избирательность сравниваемых алгоритмов при анализе тестовых сигналов с влиянием помех разного вида

Метод построения алгоритма	Чувствительность/избирательность, %				
	кон-вульсии	вибрации в машине	движение кабеля	дыхание	без помех
Метод режекторного фильтра фибрилляции	94/91	92/91	89/91	93/91	94/91
Метод спектрального анализа	74/93	74/94	70/96	78/93	79/93
Метод надпороговых интервалов	98/69	98/72	98/6	98/70	98/75

он реализует комбинацию методов спектрального анализа и надпороговых интервалов. Такое объединение приводит к снижению свойственной методу надпороговых интервалов чувствительности (САЧ = 98%) и к снижению характерной для метода спектрального анализа избирательности (САИ = 93%).

Наиболее сбалансированными показателями эффективности обладает метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции (САЧ = 94%, САИ = 91%). По чувствительности он уступает лишь методу надпороговых интервалов, по избирательности — лишь методу спектрального анализа. В целом метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции обладает наибольшей эффективностью среди анализируемых алгоритмов. Такое положение делает оптимальным реализацию АВД на основе данного метода.

В работе [10] проведена оценка помехоустойчивости трех наиболее эффективных согласно [9] алгоритмов. Для проверки использовались тестовые кардиосигналы баз данных АНА и МИТ, которые в среде МАТЛАБ совмещались с синтезируемым шумом. Помехоустойчивость алгоритмов оценивалась исходя из изменения показателей эффективности под действием нескольких видов моделируемого шума (движение кабеля регистрирующего электрода, артефакт конвульсий пациента, артефакт дыхания пациента, помеха перевозки пациента в машине). САЧ и САИ исследуемых алгоритмов при различных видах помех и для сигнала без помехи представлены в табл. 2. Для оценки помехоустойчивости также определялся критический уровень ОСШ, вызывающий ложноположительное определение ШРС (т. е. ложное определение ШРС алгоритмом в эпизоде НШРС). Величины критического уровня ОСШ для каждого вида помехи приведены в табл. 3.

Как видно, наименее помехоустойчивым является метод надпороговых интервалов. Ему свойственно возникновение ложноположительных опре-

делений при самом высоком ОСШ (ОСШ = 4) по сравнению с двумя другими анализируемыми методами. Избирательность метода резко уменьшается под действием помех. При этом наиболее весомое влияние оказывает помеха движения кабеля электрода (САИ уменьшается до 66%), что связано с импульсным характером сигнала помехи. Следовательно, использование алгоритма надпороговых интервалов в сильно шумящих системах возможно лишь при качественной предварительной обработке анализируемого сигнала. Однако вычислительные затраты на повышение ОСШ оправдываются неизменно высокой чувствительностью, которую демонстрирует данный метод (САЧ = 98%).

Метод спектрального анализа, напротив, обладает высокой избирательностью (САИ ≥ 93%), которая не снижается даже под влиянием помех. Однако их влияние сильно уменьшает чувствительность метода (с 79 до 70%), причем для всех видов помех, кроме артефакта дыхания. Артефакт дыхания пациента вносит низкочастотную составляющую в спектр анализируемого сигнала, которая в отличие от остальных помех (высокочастотного характера) не приводит к существенному искажению решающего фактора. Ввиду такого снижения чувствительности использование алгоритмов на основе спектрального анализа сигнала затруднено в системах с низким ОСШ.

Наиболее помехоустойчивыми показателями эффективности обладает метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции. Согласно данным табл. 2, его избирательность не зависит от влияния помех (САИ = 91%). Чувствительность снижается на 5% для помехи движения кабеля (с 94 до 89%), для остальных помех снижение чувствительности незначительно или не происходит. Несмотря на то что показатель чувствительности данного метода несколько ниже, чем аналогичный в методе спектрального анализа, а показатель избирательности ниже, чем в методе надпороговых интервалов, метод фильтра желудочковой фибрилляции, являясь наиболее помехоустойчивым, становится наиболее подходящим для использования в системах с низким ОСШ, как, например, в носимом внешнем дефибриляторе.

Заключение

Многообразие ритмов сердечной деятельности может быть разделено на три категории: ШРС, ПРС и НШРС. Для распознавания ШРС предложены различные алгоритмы, проводящие анализ регистрируемого сигнала во временной области, в частотной либо совмещающие в себе оба подхода. Из сравнения показателей эффективности следует, что наиболее подходящими для реализации в АВД являются алгоритмы, построенные на основе метода надпороговых интервалов (обладает наибольшей чувствительностью), метода спектрального анализа (обладает наибольшей избирательностью) и метода режекторного фильтра желудочковой фибрилляции (обладает как высокой чувствительностью, так и высокой избирательностью). При этом наиболее помехоустойчивым является метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции. В качестве комбинационного метода предпочтительно использовать сочетание метода надпороговых интервалов и метода спектрального анализа.

Таблица 3

Минимальное ОСШ, при котором не возникает ложноположительного определения фибрилляции алгоритмом

Вид помехи	Метод режекторного фильтра фибрилляции	Метод надпороговых интервалов	Метод спектрального анализа
Конвульсии	—	4	2,5
Движение кабеля	0,67	1,54	0,67
Вибрации в машине	0,83	1,67	0,83
Дыхание	1	4	—

ЛИТЕРАТУРА

1. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ / Барановский А. Л., Калининченко А. Н., Манило Л. А. и др. — М., 1993.
2. Barro S., Ruiz R., Cabello D., Mira J. // J. Biomed. Eng. — 1989. — Vol. 11, N 4. — P. 320—328.
3. Chen S., Thakor N. V., Mower M. M. // Med. Biol. Eng. Comput. — 1987. — Vol. 25. — P. 241—249.
4. Chen S. W., Clarkson P. M., Fan Qi. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1996. — Vol. 40, N 11. — P. 1120—1125.
5. Clayton R. H., Murray A., Campbell R. W. F. // Computers in Cardiology, 1990. — Los Alamitos, CA, 1991. — P. 515—518.
6. Clayton R. H., Murray A., Campbell R. W. F. // Computers in Cardiology, 1992. — New York, 1992. — P. 155—158.
7. Clayton R. H., Murray A., Campbell R. W. F. // Computers in Cardiology, 1994. — New York, 1995. — P. 705—708.
8. Hongxuan Z., Yisheng Z., Yuhong X. // Int. J. Bifurcat. Chaos. — 2002. — Vol. 12, N 10. — P. 2293—2303.
9. Jekova I. // Physiol. Meas. — 2000. — Vol. 21, N 4. — P. 429—439.
10. Jekova I., Cansell A., Dotsinsky I. // Physiol. Meas. — 2001. — Vol. 22, N 2. — P. 287—297.
11. Jekova I., Dushanova J., Popivanov D. // Physiol. Meas. — 2002. — Vol. 23, N 2. — P. 337—345.
12. Jekova I., Mitev P. // Physiol. Meas. — 2002. — Vol. 23, N 4. — P. 629—634.
13. Kerber R. E., Becker L. B., Bourland J. D. et al. // Circulation. — 1997. — Vol. 95, N 6. — P. 1677—1682.
14. Kuo S., Dilman R. // Computers in Cardiology, 1978. — Long Beach, CA, 1978. — P. 347—349.
15. Reed M. J., Clegg G. R., Robertson C. E. // Resuscitation. — 2003. — Vol. 57, N 1. — P. 11—20.
16. Roberts F. M., Povinelli R. J., Ropella K. M. // Principles of Data Mining and Knowledge Discovery: 5-th European Conference, PKDD 2001. — Freiburg, 2001. — P. 411—423.
17. Thakor N. V., Zhu Y. S., Pan K. Y. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1990. — Vol. 37, N 9. — P. 837—843.
18. Zhang X. S., Zhu Y. S., Thakor N. V., Wang Z. Z. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 1999. — Vol. 46, N 5. — P. 548—555.

Поступила 05.02.04

COMPARISON OF THE EFFICIENCY AND NOISE-IMMUNITY OF THE ALGORITHMS DETECTING THE SHOCK CARDIAC RHYTHMS

B.B. Gorbunov, A.N. Gusev, S.A. Kemensky, S.V. Selishchev

Summary. Comparative assessments of the efficiency and noise immunity of the algorithms detecting the shock cardiac rhythms (SCR) are described in the paper. It is suggested to use the rejection filter of ventricular fibrillation as the principle algorithm for the SCR detection in an automated external defibrillator. The use of the method combining the after-threshold interval and the method of spectral analysis is demonstrated to be preferable for a portable external defibrillator.

© Д. А. ПРИЛУЦКИЙ, 2004

УДК 615.471.03:616.12-073.96:681.31

Д. А. Прилуцкий

ШИРОКОПОЛОСНОЕ АНАЛОГО-ЦИФРОВОЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Московский государственный институт электронной техники (технический университет), Зеленоград
E-mail: pdima@mks.ru

Диагностические системы анализа электрокардиографических сигналов успешно решают задачи цифровой обработки в пределах полосы частот ЭКГ: ВЧ-фильтрацию для удержания изолинии, исключение помех от промышленной сети 50/60 Гц, антитреморную фильтрацию [2]. Как правило, выделение отведений ЭКГ с необходимой амплитудно-частотной характеристикой (АЧХ) производится на аналоговом уровне и лишь на последнем этапе осуществляется переход к цифровой форме.

Применение широкополосного аналого-цифрового преобразования с частотой выдачи отсчетов до десятков килогерц и последующей цифровой фильтрацией и децимацией позволяет формировать АЧХ с характеристиками, практически недостижимыми для типовой аналоговой схмотехники и встроенных в интегральные АЦП цифровых фильтров. Для этого используются многоканальные аналого-цифровые преобразователи (АЦП) и цифровые сигнальные процессоры (ЦСП). Дополнительно на ЦСП возможна реализация алгоритмов обработки широкополосной ЭКГ, таких как выделение импульса искусственного водителя ритма.

Основные характеристики сигналов

Основные характеристики аналоговых сигналов приведены в табл. 1:

- значения нижней и верхней границ полосы пропускания и затухания сигнала по фиксированному уровню, Гц;
- неравномерность АЧХ (в дБ или %) в пределах полосы пропускания;
- динамический диапазон сигнала, В.

Все параметры аналоговых сигналов применимы к цифровым сигналам. Однако цифровое представление имеет свои специфические характеристики:

- частоту выборки (дискретизации) (в Гц) — это обратная величина от периода выборки (в с);
- значение младшего разряда (в В), определяющее разрешение цифрового представления;
- количество двоичных разрядов;
- количество значащих (эффективных) разрядов, определяющее, сколько старших разрядов статистически достоверно несут информацию о сигнале; этот параметр определяет динамический диапазон (отношение сигнал-шум).

При переходе от аналогового сигнала к цифровому появляются характеристики, связанные с реальными точностями такого перехода по времени и амплитуде:

- максимальная девиация частоты выборки (в %) от частоты дискретизации — показатель неравномерности выборки данных;
- интегральная нелинейность амплитудного представления (в %) от полной шкалы — показатель возможной неравномерности цифрового пред-

Таблица 1

Номинальная амплитуда, мВ, пик-пик	Частота сигнала, форма	Относительная амплитуда (по отношению к амплитуде на 10 Гц гармонического сигнала)
1,0	0,67—40 Гц, синусоида	±10%
1,0	40—100 Гц, синусоида	+10%/-30%
0,25	100—150 Гц, синусоида	+10%/-50%
0,25	150—500 Гц, синусоида	+10%/-100%
1,0	< 1 Гц, треугольник с 20 мс основанием	+0%/-12%