

БИОМЕДИИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

УДК 616.12-008.313.315-08:616.12-07:519.67

Распределение амплитуд сигнала ЭКГ при шоковых и нешоковых ритмах сердца

С.А.Каменский

**Московский государственный институт электронной техники
(технический университет)**

Проведен анализ распределения амплитуд сигнала ЭКГ на коротких временных интервалах и предложен метод, позволяющий детектировать шоковые ритмы сердца. По выборке сигналов ЭКГ базы данных Крейтонского университета получены зависимости чувствительности и избирательности от величины порогового значения решающего фактора.

Ритмы сердечной деятельности согласно классификации Американской кардиологической ассоциации [1] делятся на три группы: шоковые ритмы сердца (ШРС), при возникновении которых требуется проведение дефибрилляции (рис.1,*a,b*); нешоковые ритмы сердца (НШРС) – проведение дефибрилляции не рекомендуется (рис.1,*в*); переходные ритмы сердца, для которых однозначной рекомендации на проведение дефибрилляции не дается.

Эффективность детектирования (распознавания) ШРС оценивается с использованием двух основных показателей: чувствительности и избирательности. Под чувствительностью понимают отношение числа верно распознанных эпизодов ШРС к общему числу эпизодов шокового ритма в сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Избирательность определяется как отношение числа верно распознанных эпизодов НШРС к общему числу эпизодов нешокового ритма в сигнале, анализируемом данным алгоритмом. Оба показателя эффективности выражаются в процентах.

Алгоритмы детектирования ШРС можно разделить на три группы в зависимости от метода, лежащего в основе: метод анализа во временной области, метод анализа в частотной области и комбинационный метод. В зависимости от вида используемых вычислительных операций алгоритмы могут быть как линейного, так и нелинейного вида. При этом, несмотря на указания авторов [2, 3] о высокой эффективности нелинейных алгоритмов, их применение на практике затруднительно, в частности, из-за вычислительной сложности. Поэтому широко используются линейные алгоритмы, которые обеспечивают простоту необходимых вычислений, а следовательно, возможность реализации в портативном устройстве, в частности в автоматическом внешнем дефибрилляторе.

Наиболее распространенными линейными алгоритмами метода анализа во временной области являются метод надпороговых интервалов [4] и метод линейного регрессионного анализа автокорреляционной функции [5]. К алгоритмам метода анализа в частотной области относятся метод спектрального анализа электро-

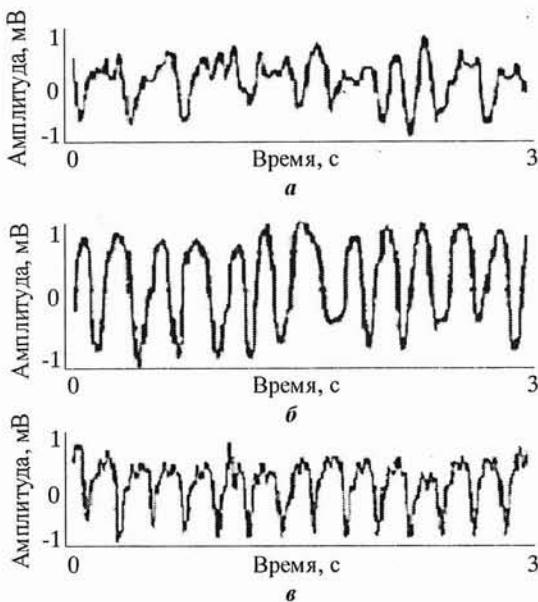


Рис.1. Форма сигнала ЭКГ при шоковом (а, б) и нешоковом (в) ритме сердца

кардиосигнала [6] и метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции [7]. Линейные алгоритмы комбинационного метода используют для детектирования ШРС комбинацию нескольких алгоритмов, например метод обобщенного критерия [8]. Согласно [9] наилучшие показатели эффективности имеет метод режекторного фильтра желудочковой фибрилляции (чувствительность составляет 94%, избирательность – 77% при тестировании на базе данных [10]). Этот метод заключается в сравнении с порогом интенсивности сигнала ЭКГ в полосе частот, формируемой цифровым режекторным фильтром. При этом показатели эффективности метода недостаточно высоки для его реализации в качестве алгоритма детектирования ШРС в автоматическом внешнем дефибрилляторе.

В настоящей работе для повышения эффективности детектирования шоковых ритмов предложен новый метод разделения ШРС и НШРС. В основе метода лежит различие распределения амплитуд сигнала ЭКГ на коротких интервалах времени при шоковых и нешоковых ритмах. На выборке сигналов ЭКГ базы данных Крейтонского университета достигнуты следующие показатели эффективности: чувствительность – 92%, избирательность – 88%, получена зависимость чувствительности и избирательности от величины порогового значения решающего фактора для частного случая данного метода.

Метод анализа. Рассмотрим сигнал ЭКГ $x(t)$ на отрезке T , т.е. $t \in [0, T]$. Введем $\text{Max} = \max_{t \in [0, T]} |x(t)|$. Тогда $D = [-\text{Max}; \text{Max}]$, где D – интервал изменения $x(t)$. Разобьем D на 20 одинаковых диапазонов. Для каждого диапазона находим

$$C_i = \frac{N_i}{N_0} 100,$$

где i – номер соответствующего диапазона амплитуд сигнала $x(t)$, $i \in [1, 20]$; N_i – число дискретных отсчетов $x(t)$, амплитуда которых находится в i -м диапазоне; N_0 – число дискретных отсчетов $x(t)$ на отрезке $t \in [0, T]$; C_i – удельный вес $x(t)$, приходящийся на i -й диапазон амплитуд сигнала, выраженный в условных единицах.

На основе полученных данных строим диаграмму распределения амплитуд сигнала (ДРАС) ЭКГ, которая представляет собой распределение удельного веса сигнала C_i по диапазонам $i \in [1, 20]$. При этом по оси абсцисс отложены медианы рассматриваемых диапазонов, по оси ординат – удельный вес сигнала в соответствующем диапазоне C_i (рис.2–4). Форма и величина пика на ДРАС позволяют сделать вывод о характере ритма на рассматриваемом отрезке ЭКГ.

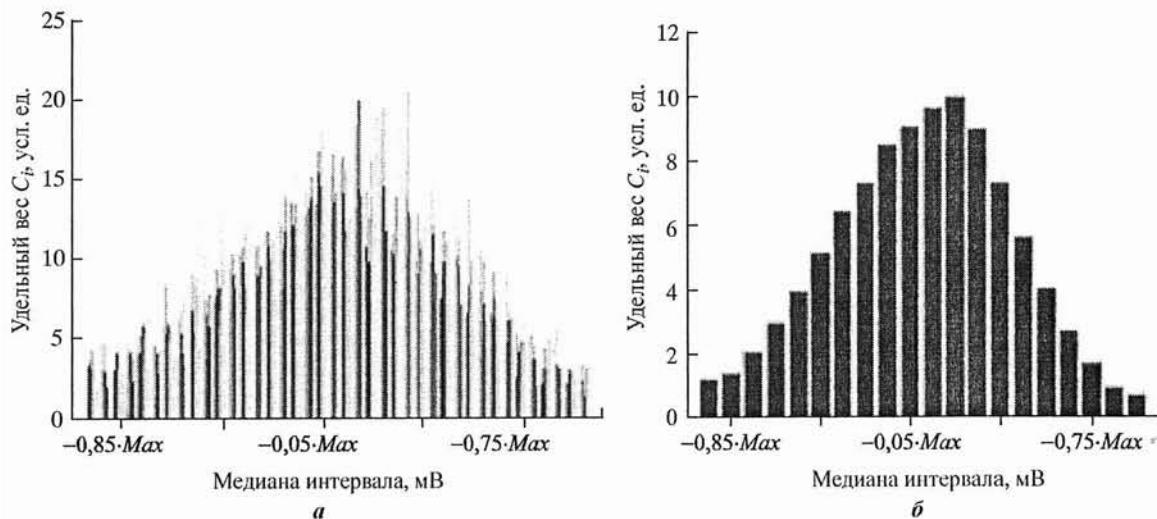


Рис.2. Диаграмма распределения амплитуд сигнала при желудочковой фибрилляции для каждого эпизода в отдельности (а) и в обобщенном виде (б)

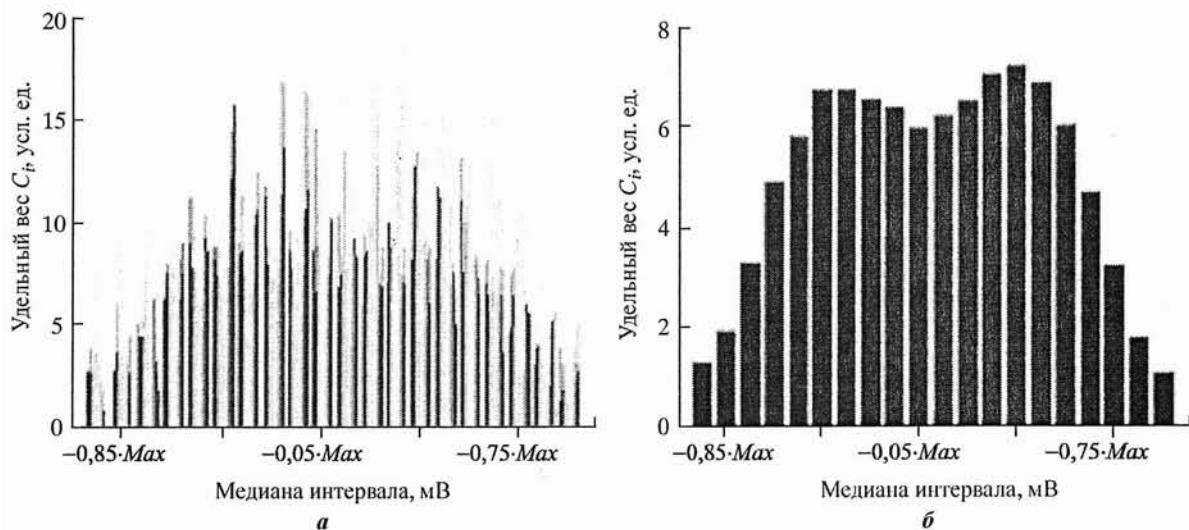


Рис.3. Диаграмма распределения амплитуд сигнала при желудочковой тахикардии для каждого эпизода в отдельности (а) и в обобщенном виде (б)

Для анализа распределения амплитуд сигналов ЭКГ использовались кардиограммы реальных пациентов [10]. Из кардиограмм выбирались отрезки, не содержащие помех. Выбранные отрезки разбивались на короткие временные интервалы (эпизоды ЭКГ длительностью $T = 2$ с) и группировались в зависимости от вида ритма. Длина анализируемого эпизода ЭКГ в 2 с выбиралась исходя из двух ограничений. С одной стороны, длительность эпизода должна быть достаточной для того, чтобы захватить минимум один QRS-комплекс (при частоте сердечных сокращений (ЧСС) более 30 ударов в минуту). С другой стороны, она должна быть минимальна для того, чтобы вариабельность амплитуды QRS-комплексов кардиосигнала не отражалась на характеристиках распределения амплитуд сигнала.

Анализировалось распределение амплитуд в 458 эпизодах ШРС из 12 разных записей ЭКГ. Среди них было 116 эпизодов с желудочковой тахикардией из 9 записей ЭКГ и 342 эпизода с желудочковой фибрилляцией из 10 записей ЭКГ. Помимо ШРС анализировалось распределение амплитуд в 1645 эпизодах НШРС из 27 разных записей ЭКГ.

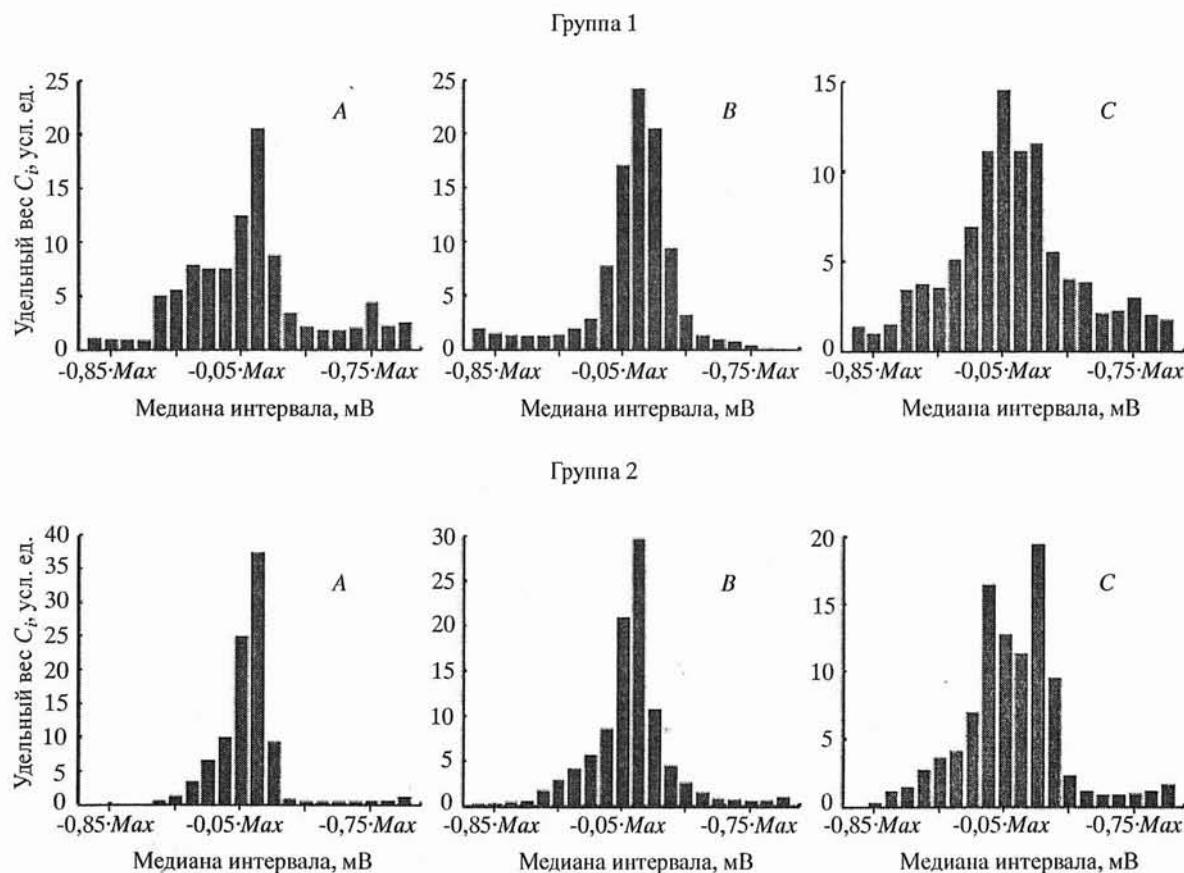


Рис.4. Диаграмма распределения амплитуд сигнала подгрупп НШРС: 1A–1C, 2A–2C

Все многообразие нешоковых ритмов разделялось на две группы: группа 1 – эпизоды ЭКГ с широким QRS (более 0,12 с), группа 2 – эпизоды ЭКГ с узким комплексом QRS (менее 0,12 с). Каждая из двух групп разбивалась на три подгруппы. Если в рассматриваемом эпизоде участок сигнала ЭКГ между соседними циклами возбуждения сердца находился на уровне изоэлектрической линии более 0,2 с, то эпизод относился к подгруппе А. Если длительность сигнала на изоэлектрической линии была меньше 0,2 с, а участок ЭКГ между соседними кардиоциклами имел нерегулярный вид, то эпизод относился к подгруппе В. Если при длительности меньше 0,2 с участок ЭКГ между соседними кардиоциклами имел регулярный вид, то рассматриваемый эпизод относился к подгруппе С. Подгруппы нешоковых ритмов были представлены в следующем количестве: 1A – 180 двухсекундных эпизодов из 4 записей ЭКГ, 1B – 30 эпизодов из одной записи, 1C – 235 эпизодов из 4 записей; 2A – 621 эпизод из 6 записей, 2B – 304 эпизода из 7 записей, 2C – 275 эпизодов из 5 записей ЭКГ.

Распределение амплитуд сигнала ЭКГ при шоковых и нешоковых ритмах. Распределение амплитуд сигнала ЭКГ при желудочковой фибрилляции представлено на рис.2. На рис.2,а показана общая диаграмма распределения амплитуд в каждом из рассматриваемых эпизодов. Из нее видно, что ни в одном из эпизодов удельный вес сигнала ЭКГ не превысил 21 единицу. Установлено, что 10,8% эпизодов имеют на ДРАС пик, превышающий порог 16,5 единиц. Амплитуда пика ДРАС превышает порог 19,8 единиц лишь в 1,5% рассматриваемых эпизодов. На рис.2,б показана обобщенная ДРАС, которая отражает распределение среднего арифметического удельного веса сигнала ЭКГ при желудочковой фибрилляции по диапазонам. При этом стандартное от-

клонение принимает наибольшее значение в области пика на диаграмме, достигая значения 3,23 единицы.

На рис.3 показано распределение амплитуд сигнала ЭКГ при желудочковой тахикардии. Установлено, что 5,2% рассмотренных эпизодов имеют на ДРАС пик, превышающий порог 16,5 единиц. При этом ни в одном из рассматриваемых эпизодов не отмечено на ДРАС пика, превосходящего порог 19,8 единицы (см. рис.3,а). Диаграмма распределения амплитуд в обобщенном виде при желудочковой тахикардии изображена на рис.3,б. При этом стандартное отклонение достигает максимума в области наибольшего пика на диаграмме, принимая значения 2,81 единицы.

Сравнение рис.2–4 позволяет сделать вывод, что распределение амплитуд сигнала ЭКГ при шоковых ритмах носит более равномерный характер, чем при нешоковых. Максимум удельного веса сигнала при желудочковой фибрилляции приходится на интервал амплитуд $[-0,1 \cdot Max; 0,3 \cdot Max]$ и составляет 10,00 единиц (среднее арифметическое для всех рассматриваемых эпизодов с желудочковой фибрилляцией). При желудочковой тахикардии ДРАС имеет два пика в интервалах амплитуд $[-0,5 \cdot Max; -0,3 \cdot Max]$ и $[0,2 \cdot Max; 0,5 \cdot Max]$, величины которых 6,73 и 7,19 единиц соответственно (среднее арифметическое для всех рассматриваемых эпизодов с желудочковой тахикардией). При этом ввиду нерегулярного характера желудочковой фибрилляции величина пика ее ДРАС варьируется в более широких пределах, чем величина пика ДРАС желудочковой тахикардии. На рис.4 изображены ДРАС для каждой из рассматриваемых подгрупп нешокового ритма.

Распределение амплитуд рассматриваемых нешоковых ритмов различается положением и величиной пика на диаграмме (см. рис.4). Для сигналов в подгруппах 1A, 1B, 2A, 2B пик находится в интервале $[0; 0,1 \cdot Max]$. Амплитуда пика имеет наибольшую величину в подгруппе 2A, так как основную ее часть составляют синусовые ритмы невысокой частоты (ЧСС менее 100), имеющие продолжительный участок сигнала на изоэлектрической линии. В группах 1 и 2 пик ДРАС принимает наименьшее значение в подгруппе C (менее 15 и 20 соответственно) в сравнении с подгруппами A и B. При этом положение пика варьируется в более широком интервале $[-0,2 \cdot Max; 0,2 \cdot Max]$. Последнее связано с тем, что регулярные ритмы высокой частоты, составляющие подгруппу C, не имеют стабильного участка на изоэлектрической линии. В результате максимум удельного веса сигнала ЭКГ приходится на один из четырех центральных диапазонов диаграммы распределения в зависимости от конкретного вида НШРС. Несмотря на это, величина пика значительно превосходит аналогичную величину при шоковых ритмах (см. рис.2, 3).

Отметим, что пик ДРАС в подгруппах группы 2 НШРС имеет большее значение, чем в соответствующих подгруппах первой группы. Это связано с тем, что увеличение ширины QRS-комплекса, наблюдаемое в эпизодах ЭКГ группы 1, сопровождается уменьшением его амплитуды, что приводит к уменьшению ширины диапазонов, для которых рассчитывается удельный вес сигнала ЭКГ. Также уменьшается протяженность прилежащих к QRS-комплексу участков (при неизменной ЧСС), что приводит к сокращению длины участка сигнала на изоэлектрической линии.

Таким образом, распределение амплитуд нешоковых ритмов в отличие от шоковых имеет выраженный пик, величина которого для 76% рассматриваемых эпизодов НШРС превосходит 19,8 единиц, в то время как аналогичный порог преодолевают ДРАС лишь в 0,8% рассматриваемых эпизодов ШРС. 88% рассматриваемых эпизодов нешокового ритма имеют пик на диаграмме, превосходящий порог в 16,5 единиц. Аналогичный

порог преодолевают ДРАС лишь 8% рассматриваемых эпизодов шокового ритма. Из приведенных данных следует, что если сравнивать с порогом в 16,5 единиц удельный вес сигнала ЭКГ в диапазоне, на который приходится пик диаграммы распределения амплитуд сигнала, то избирательность достигает 88%, чувствительность – 92%.

Частным случаем предложенного метода детектирования ШРС является сравнение с порогом P удельного веса сигнала C_i , приходящегося на фиксированный диапазон амплитуд. Решение о наличии шокового ритма на анализируемом участке ЭКГ принимается, если $C_i < P$ (иначе ритм считается нешоковым). В таком случае нет необходимости проводить предварительный поиск пика на диаграмме и вычислительная сложность метода уменьшается. Для указанных выше пороговых значений таким диапазоном является $[0; 0,1 \cdot Max]$, где находится пик большинства сигналов НШРС (см. рис.4). Однако ввиду того, что в некоторых группах сигналов НШРС положение пика выходит за пределы указанного диапазона, избирательность метода уменьшается. Сократить уменьшение избирательности возможно, сравнивая с порогом удельный вес сигнала в более широком диапазоне, например, $[-0,2 \cdot Max; 0,2 \cdot Max]$. Этот диапазон охватывает положение пика в любой из рассматриваемых групп сигналов НШРС.

Таким образом, сравнение с порогом P удельного веса сигнала C , приходящегося на диапазон амплитуд $[-0,2 \cdot Max; 0,2 \cdot Max]$, позволяет детектировать ШРС с показателями эффективности (рис.5).

Сравнение удельного веса сигнала ЭКГ (в области пика ДРАС) с порогом позволяет детектировать ШРС с чувствительностью и избирательностью, достигающими 92 и 88% соответственно. Отметим, что соответствующие показатели ранее описанных алгоритмов детектирования ШРС ниже [9]. При этом увеличение порога приводит к увеличению чувствительности и уменьшению избирательности данного метода. Аналогично уменьшение порога приводит к увеличению избирательности за счет уменьшения чувствительности. Так, для порога 16,5 единиц избирательность и чувствительность достигают соответственно 88 и 92%, для порога 19,8 единиц избирательность уменьшается до 76%, а чувствительность увеличивается до 99,8%. Для уменьшения вычислительной сложности метода целесообразно сравнивать с порогом удельный вес сигнала ЭКГ, приходящийся на фиксированный интервал амплитуд $[-0,2 \cdot Max; 0,2 \cdot Max]$.

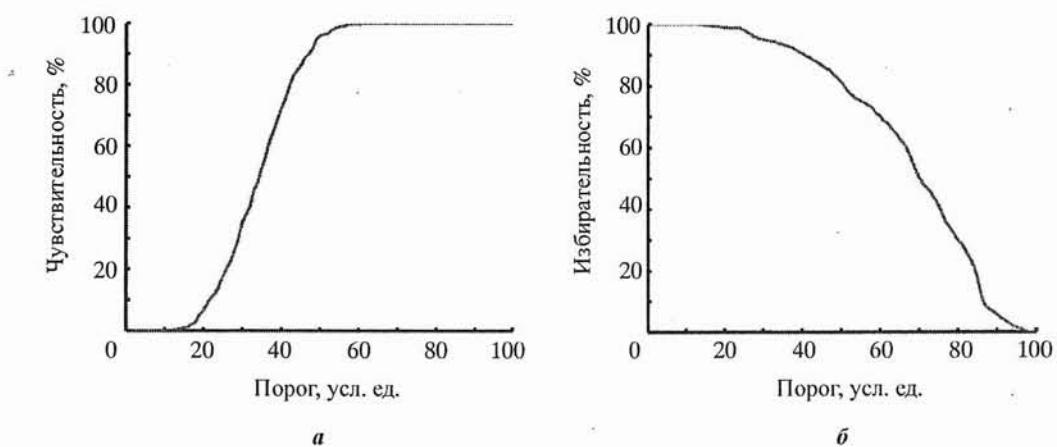


Рис.5. Зависимость показателей эффективности детектирования ШРС от порогового значения решающего фактора: *a* – для чувствительности; *б* – для избирательности

Литература

1. Automatic external defibrillators for public access defibrillation: recommendations for specifying and reporting arrhythmia analysis algorithm performance, incorporating new waveforms, and enhancing safety / R.E.Kerber, L.B.Becker, J.D.Bourland et al. // Circulation. – 1997. – Vol. 95, № 6. – P. 1677–1682.
2. Hongxuan Z., Yisheng Z., Yuhong X. Complexity information based analysis of pathological ECG rhythm for ventricular tachycardia and ventricular fibrillation // International Journal of Bifurcation and chaos. – 2002. – Vol. 12, № 10. – P. 2293–2303.
3. Jekova I., Dushanova J., Popivanov D. Method for ventricular fibrillation detection in the external electrocardiogram using nonlinear prediction // Physiol. Meas. – 2002. – Vol. 23, № 2. – P. 337–345.
4. Thakor N.V., Zhu Y.S., Pan K.Y. Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1990. – Vol. 37, № 9. – P. 837–843.
5. Chen S., Thakor N.V., Mower M.M. Ventricular fibrillation detection by a regression test on the auto-correlation function // Med. Biol. Eng. Comput. – 1987. – Vol. 25. – P. 241–249.
6. Barro S., Ruiz R., Cabello D., Mira J. Algorithm sequential, decision-making in the frequency domain for life threatening ventricular arrhythmias and imitative artifacts: a diagnostic system // J. Biomed. Eng. – 1989. – Vol. 11, № 4. – P. 320–328.
7. Kuo S., Dilman R. Computer detection of ventricular fibrillation // IEEE Computer Society Press. – 1978. – P. 347–349.
8. Zhang X.S., Zhu Y.S., Thakor N.V., Wang Z.Z. Detecting ventricular tachycardia and fibrillation by complexity measure // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1999. – Vol. 46, № 5. – P. 548–555.
9. Jekova I. Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG // Physiol. Meas. – 2000. – Vol. 21, № 4. – P. 429–439.
10. База данных желудочковых тахиаритмий Крейтонского университета. – <http://www.physionet.org/physiobank/database/cudb/>.

Статья поступила
24 сентября 2004 г.

Каменский Сергей Александрович – аспирант кафедры биомедицинских систем МИЭТ. Область научных интересов: сбор, обработка и анализ биомедицинских сигналов.

Информация для читателей журнала «Известия высших учебных заведений. Электроника»

С тематическими указателями статей за 1996 – 2004 гг.
и с содержанием последних номеров можно ознакомиться
на нашем сайте:

<http://www.miet.ru/static/je/os.html>