

ляли производить измерения разрешающей способности только до 5 лин/мм. Но все же результаты анализа наблюдений убеждают, что структура изображения зависит от условий проведения электрорентгенографического процесса.

Исследования показали, что на аппарате ЭРГА-МТ разрешающая способность по всему полю пластины составляет не менее 5 лин/мм. Это свидетельствует о том, что в аппарате ЭРГА-МТ условия проявления более равномерны по всему полю пластины.

Таким образом выявляемость структуры объекта зависит от расположения его изображения на слое при проявлении, а также от конструкции проявляющего устройства. Выявленные особенности электрорентгенографического изображения и варианты его искажений необходимо учитывать при интерпретации медицинских электрорентгенограмм. Это положение одинаково касается как обзорных, так и послойных снимков.

ЛИТЕРАТУРА. 1. Мамонтов В. В., Шибаяев С. Ф. — «Мед. техника», 1975, № 2, с. 12—16. — 2. Жилевич И. И., Шнейдерис М. Б., Мамонтов В. В. и др. — «Свейкатос апсауга», 1974, № 8, с. 9—11. — 3. Горбачев В. И. Ксеро-рентгенографический метод дефектоскопии. М., 1973, с. 10—84. — 4. Жилевич И. И., Шибаяев С. Ф. — «Вопросы радиоэлектроники. Сер. общетехн.», 1974, вып. 15, с. 97—104.

Поступила 6/X 1975 г.

ON THE ACCURACY OF REPRODUCING OBJECTS IN ELECTRORENTOGENOGRAPHIC EXAMINATION OF SOME ORGANS. V. V. Mamontov, S. F. Shibaev, G. L. Aniskevich

Summary. Most characteristic distortions of electrorentgenographic and electrorentgenotomographic images obtained with the help of Soviet-made ЭРГА-МП and ЭРГА-МТ units are reviewed. Images of different nature (positive, negative) are compared. Qualitative and quantitative assessment of distortions is given. An electrorentgenographic image is contrasted against an analogous image on a PM-1 film. The dependance of the object's structure discernability on its localization on the electrorentgenographic layer is investigated.

УДК 615.471:616.12-008.313.3-07-78

Г. М. Агизим, Т. В. Пасичник, А. М. Шерман

СИГНАЛИЗАТОР ФИБРИЛЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Всесоюзный научно-исследовательский и конструкторский институт радиоэлектронной медицинской аппаратуры, Львов

Одной из актуальных задач мониторингового наблюдения за больными с нарушениями сердечно-сосудистой системы является своевременное обнаружение такого грозного нарушения ритма сердечной деятельности как фибрилляция желудочков. При этом сердце перестает выполнять насосную функцию. Фактор времени в данном случае имеет решающее значение, поскольку эффективность реанимационных мероприятий с течением времени быстро снижается, в частности, непосредственное восстановление сердечной деятельности в результате дефибрилляции возможно лишь в первые 1—1½ мин после остановки кровообращения [1].

При достаточной квалификации медицинского персонала фибрилляция желудочков может быть обнаружена путем визуального наблюдения ЭКГ, например, на экране кардиоскопа. Однако в реальных условиях выявление такого рода нарушения сердечной деятельности происходит с большим опозданием, что может привести к летальному исходу.

Специалистам известны попытки автоматизации процесса распознавания фибрилляции путем анализа амплитудного спектра сигналов биоэлектрической активности сердца, где в качестве признака наступления фибрилляции принят факт смещения максимума спектральной плотности в область высших частот.

С целью определения количественных критериев мы провели анализ ЭКГ животных в норме и при фибрилляции желудочков, вызванной электро-

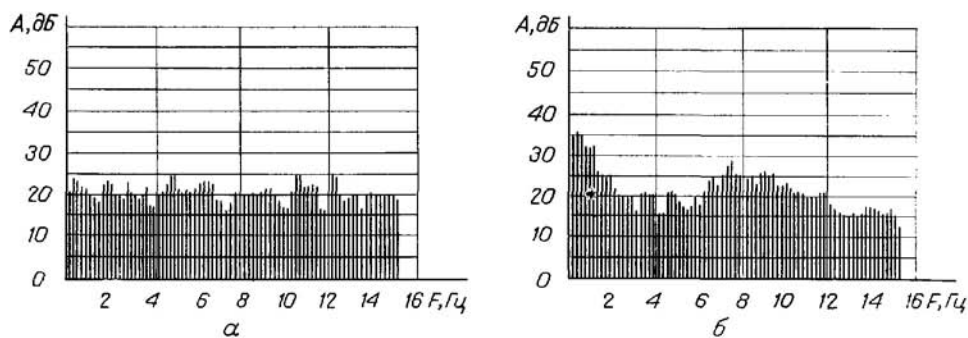


Рис. 1. Зависимость амплитуд A спектральных составляющих ЭКГ собаки от частоты F в норме (а) и при фибрилляции желудочков сердца (б).

травмой. ЭКГ записывали на магнитную ленту посредством магнитографа типа SDR-41 фирмы «Нихон Кодеи», а затем исследовали с помощью спектроанализатора Львовского политехнического института, имеющего следующие характеристики: диапазон анализируемых частот 0,1 Гц — 2,5 кГц, количество поддиапазонов — 6, погрешность измерения амплитуд гармонических составляющих — 1 дБ, число отсчетов по частоте на каждом поддиапазоне — 300. В эксперименте исследованы ЭКГ 20 собак в норме и при желудочковой фибрилляции. Анализ проводили в частотном поддиапазоне 0,1—16 Гц.

На рис. 1 представлены типичные для данной серии опытов амплитудные спектры ЭКГ собаки при нормальном ритме (см. рис. 1, а) и при фибрилляции желудочков сердца (см. рис. 1, б). Из рис. 1 видно, что при фибрилляции в диапазоне частот 6—10 Гц наблюдается некоторый подъем амплитуд гармонических составляющих, однако он не превышает 60—80%, что явно недостаточно для автоматического достоверного распознавания фибрилляции.

В то же время сигналы биоэлектрической активности сердца при фибрилляции желудочков и в норме существенно отличаются по форме. На рис. 2 показаны ЭКГ собаки в норме (см. рис. 2, а), при тахикардии (см. рис. 2, б) и при желудочковой фибрилляции (см. рис. 2, в). Выбрав оп-

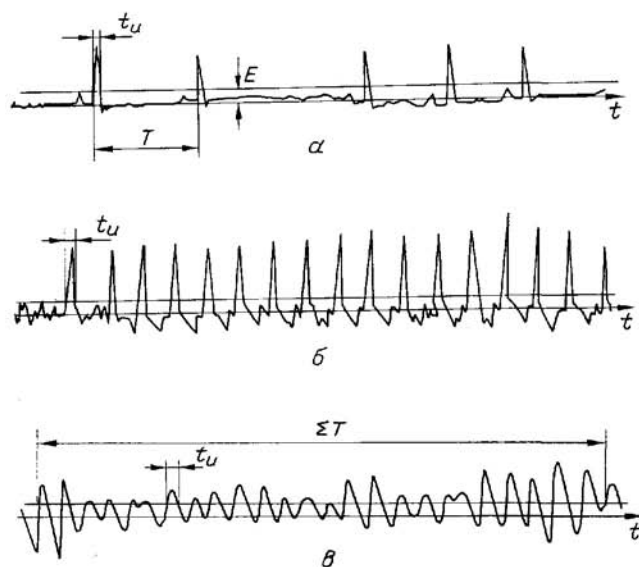


Рис. 2. ЭКГ собаки в норме (а), при тахикардии (б) и фибрилляции желудочков сердца (в). Скорость записи 50 мм/с.

ределенный уровень ограничения приведенных сигналов, лежащий выше уровня помех, можно преобразовать ЭКГ в последовательность импульсов, скважность которых $(Q = \frac{T}{t_n})$ на уровне ограничения зависит от вида кардиосигнала. На рис. 2 уровень ограничения показан в виде тонких горизонтальных линий, отстоящих от изоэлектрической оси t на величину E . Как следует из рис. 2, для нормального ритма $Q_n=20$, при тахикардии $Q_t=6$, а при фибрилляции $Q_f=2,2$ (учитывая нестационарный характер фибриллярных волн, скважность сигнала при фибрилляции определяли усредненно путем отношения суммы длительностей положительных полуволн $\sum t_n$, превышающих уровень ограничения E в интервале $\sum T$, и величины этого интервала, т. е. $Q_f = \frac{\sum T}{\sum t_n}$

Сравнивая приведенные кривые по критерию скважности (с учетом принятых определений Q), можно установить, что скважности выделенных из кардиосигналов последовательностей в норме и при фибрилляции отличаются примерно в 10 раз, а в худшем для аппаратного распознавания случае — при тахикардии — Q_t превышает Q_f почти в 3 раза. Существенное различие Q рассмотренных сигналов свидетельствует о принципиальной возможности и целесообразности использования этого показателя для автоматизации процесса распознавания фибрилляции желудочков сердца.

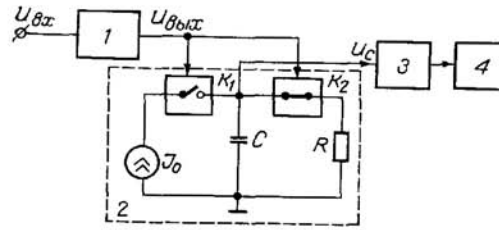


Рис. 3. Блок-схема сигнализатора фибрилляции желудочков сердца. Обозначения даны в тексте.

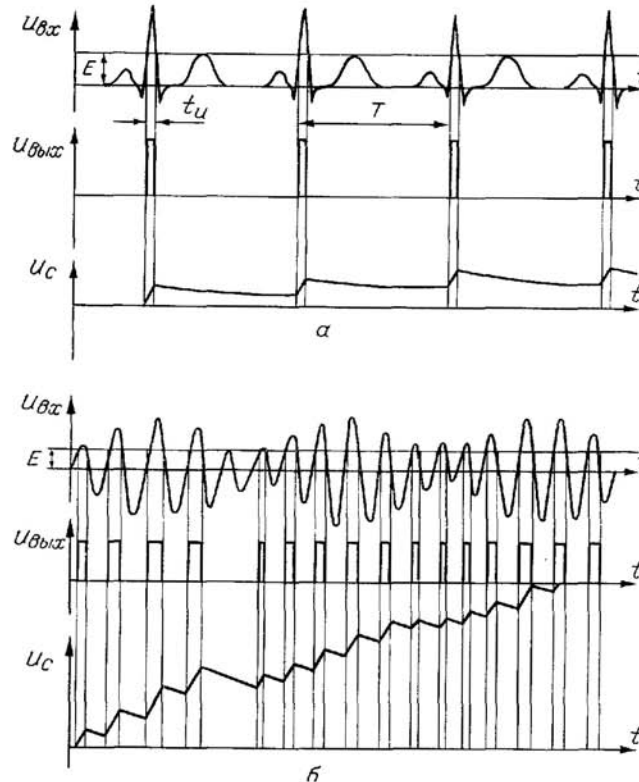


Рис. 4. Эпюры напряжений на входе сигнализатора ($U_{вх}$), на выходе усилителя-ограничителя ($U_{вых}$) и на емкости (U_c) при нормальном ритме (а) и при фибрилляции желудочков сердца (б).

Один из возможных вариантов блок-схемы устройства для автоматической сигнализации о возникновении желудочковой фибрилляции изображен на рис. 3.

Усиленный сигнал биоэлектрической активности сердца поступает на вход ограничителя 1, где преобразуется в последовательность прямоугольных импульсов, длительность которых равна длительности соответствующих зубцов ЭКГ на уровне ограничения E . Скважность сформированных импульсных последовательностей определяется измерительной схемой 2. Эпюры напряжений, поясняющие работу схемы, показаны на рис. 4. В течение времени t_n ключ K_1 замкнут, а K_2 разомкнут, вследствие чего происходит заряд накопительного конденсатора C постоянным током генератора I_0 . На время паузы ($T - t_n$) ключи K_1 и K_2 переключаются и конденсатор C разряжается через разрядный резистор R . В результате в установившемся режиме выходное напряжение измерительной схемы U_c равно [2]:

$$U_c = I_0 R \frac{1}{Q-1}.$$

Поскольку зависимость $U_c = f(Q)$ имеет гиперболический характер, скорость изменения $U_c \left(\frac{dU_c}{dQ} \right)$ при уменьшении скважности сигнала резко возрастает. Это обстоятельство является существенным достоинством схемы, поскольку позволяет дополнительно повысить степень различимости сигналов с малой скважностью (в нашем случае — сигналов при тахикардии и фибрилляции).

Выходное напряжение измерительной схемы U_c поступает на вход порогового устройства 3 (см. рис. 3), уровень срабатывания которого соответствует скважности Q , равной 2,5—3. При уменьшении скважности ниже указанной величины, что наблюдается при желудочковой фибрилляции, пороговое устройство срабатывает, запуская сигнализатор 4 (см. рис. 3).

Описанная схема была реализована и исследована в экспериментах на собаках, в том числе и в тех случаях, когда распознавание по спектру оказывалось практически невозможным. Эксперименты показали, что выходные напряжения измерителя U_c при фибрилляции желудочков и при нормальном сердечном ритме отличаются в среднем в 10 раз.

В заключение следует отметить, что клиническая картина развития фибрилляции желудочков сердца у людей и некоторых животных, в частности собак, схожа [1]. Тем не менее вопрос внедрения таких устройств в практическую медицину может быть решен только после длительных клинических испытаний.

ЛИТЕРАТУРА. 1. Табак В. Я. Изменение фибриллярных осцилляций желудочков сердца при умирании и оживлении организма. Автореф. дис. канд. М., 1969. — 2. Брагин А. А., Федорив Р. Ф. Аналоговые преобразователи импульсных потоков. М., 1969.

Поступила 13/VIII 1975 г.

SIGNALLING INDICATOR OF VENTRICULAR FIBRILLATION. G. M. Agizim, T. V. Lasichnik, A. M. Sherman

Summary. The purpose of the work was to design an appliance for reliable detection of ventricular fibrillation. Frequency-amplitude spectrum of electrocardiograms taken in dogs with normal rhythm and fibrillation, as well as the impulse ratio in normalcy, tachycardia and in fibrillation were investigated. An appliance for automatic separation of ventricular fibrillation by referring to pulse ratio is described. The designed device is shown to have a high degree of discrimination and noise-immunity.