

ЛИТЕРАТУРА

- ГОСТ 8.195—89. Государственная поверочная схема для средств измерений спектральной плотности энергетической яркости, спектральной плотности силы излучения и спек-

ральной плотности энергетической освещенности в диапазоне длин волн 0,22—25 мкм; силы излучения и энергетической освещенности в диапазоне длин волн 0,2—25,0 мкм. — М., 1989.

Поступила 20.06.90

© В. М. Колтун, Ю. С. Трусов, 1992

УДК 615.471.03:616.12-008.313.3-07

В. М. Колтун, Ю. С. Трусов

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ КОНТРОЛЯ УСТРОЙСТВ И ПРОГРАММ ОБНАРУЖЕНИЯ ТРЕПЕТАНИЙ И ФИБРИЛЛЯЦИИ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА

МГТУ им. Н. Э. Баумана

Применение кардиомониторов в отделениях интенсивной терапии, реанимации и неотложной кардиологии позволило снизить смертность в этих отделениях по крайней мере на 30 % [13]. Основная задача кардиомонитора — своевременно предупредить медицинский персонал об осложнениях в работе сердца больного, которые связаны прежде всего с возникновением тяжелых форм аритмий. Наиболее опасны среди них трепетания и фибрилляции желудочков (ТЖ и ФЖ). При этих видах аритмий сердце перестает выполнять свои насосные функции, человек находится в состоянии клинической смерти и необходимы срочные реанимационные меры, в противном случае через 3—5 мин после начала ТЖ или ФЖ наступит биологическая смерть. Причем вероятность положительного исхода велика (60—80 %) только в том случае, если реанимация начинается на первой минуте возникновения ТЖ или ФЖ. В связи с этим от устройств или программ обнаружения ТЖ и ФЖ, являющихся наиболее важной частью кардиомониторов, требуются быстрдействие и высокая надежность. Время от начала ТЖ и ФЖ до подачи сигнала тревоги не должно превышать 10 с. Недопустимы пропуски сигналов, так как каждый пропуск ТЖ и ФЖ практически неизбежно приводит к летальному исходу. Число ложных срабатываний должно быть минимальным — опыт показывает, что при частых сигналах ложной тревоги медицинский персонал перестает доверять технике и может не реагировать на сигнал правильного обнаружения. Быстрдействие и высокую помехоустойчивость кардиомониторов в процессе их эксплуатации можно гарантировать только при периодическом тестировании качества их работы непосредственно в лечебном отделении. Для этой цели особенно удобен разработанный нами портативный прибор — имитатор ТЖ и ФЖ. Имитатор, внешний вид которого показан на рис. 1, смонтирован в жестком корпусе из алюминиевого сплава. Размеры прибора 180 × 96 × 43 мм, масса 630 г. Питание прибора автономное от одной батареи «Крона ВЦ» (или «Корунд»), время непрерывной работы не менее 60 ч. На боковой панели имитатора расположен 9-кнопочный переключатель режимов работы, промаркированный соответствующими надписями, имеется светодиодный индикатор напряжения батареи питания. На торцевой панели находится 3 выходных гнезда с цветовой маркировкой, соответствующей цветовой маркировке вилок кабеля пациента кардиомонитора.

Функциональная схема имитатора ФЖ и ТЖ приведена на рис. 2. Прибор состоит из генератора белого шума; блока формирующих фильтров из 4 резонансных фильтров Φ_1, \dots, Φ_4 , блока формирования спектра сигналов (одногогорбого или двугорбого), содержащего масштабирующие каскады A_1, \dots, A_4 и сумматоры для реализации двугорбых спектров сигналов с разными соотношениями максимумов; блока коммутации из переключателей $S1.1, \dots, S1.4$ выбора вида сигнала (МФ — мелковолновая фибрилляция, СФ — средневолновая фибрилляция, КФ — крупноволновая фибрилляция, ТЖ — трепетания желудочков), а также переключателя $S2$ для выбора типа спектра сигналов — одногорбый (—) или двугорбый (—); аттенюатора с набором масштабирующих каскадов $K_{МФ}, K_{СФ}, K_{КФ}, K_{ТЖ}$ для получения выходных сигналов имитатора разного вида со средними амплитудными значениями, близкими к моделям. Выходами имитатора служат противофазные выходы масштабирующего усилителя с цветовой маркировкой для подключения входного кабеля испытываемого кардиомонитора. С помощью переключателей $S3$ и $S4$ усилителя можно получать выходные сигналы со

средними значениями амплитуды в соответствии с моделями (1:1), а также сигналы с минимальными (1:2) и максимальными (2:1) значениями. Электропитание схемы производится от автономного источника включением переключателя $S6$ (Вкл), контроль напряжения источника питания осуществляется светодиодным индикатором нажатием кнопки $S5$ (—).

Прибор работает следующим образом. Генератор белого шума вырабатывает широкополосный сигнал с равномерным спектром в диапазоне частот от 0 до 250 Гц. Из белого шума с помощью фильтров $\Phi 1—\Phi 4$, масштабирующих усилителей и сумматоров формируются сигналы, близкие по энергетическому спектру и по форме реальным ФЖ и ТЖ. При этом предусмотрена возможность формирования ФЖ и ТЖ с одногорбым или двугорбым энергетическими спектрами, что соответствует, как будет показано ниже, моделям реальных сигналов. В первом случае на вход сумматора подается сигнал с одного фильтра, а во втором — с двух. Подключение нужных фильтров производится переключателем $S1$ в соответствии со схемой на рис. 2.

С целью обоснования выбора основных параметров имитатора, а именно характеристик фильтров, масштабирующих усилителей и аттенюатора, нами были проведены экспериментальные исследования.

Известно, что энергетический спектр случайного сигнала на выходе фильтра с передаточной функцией $F(j\omega)$ будет равен [2]:

$$W_{\text{вых}}(\omega) = W_{\text{вх}}(\omega) \cdot |F(j\omega)|^2 = W_{\text{вх}}(\omega) \cdot F^2(\omega), \quad (1)$$

где $W_{\text{вх}}(\omega)$ и $W_{\text{вых}}(\omega)$ — энергетические спектры сигналов соответственно на входе и выходе фильтра.

Если на вход фильтра подается белый шум с энергетическим спектром N_0 , то из формулы (1) получим выражение:

$$W_{\text{вых}}(\omega) = N_0 F^2(\omega). \quad (2)$$

Из формулы (2) следует, что при подаче на вход фильтра белого шума энергетический спектр сигнала

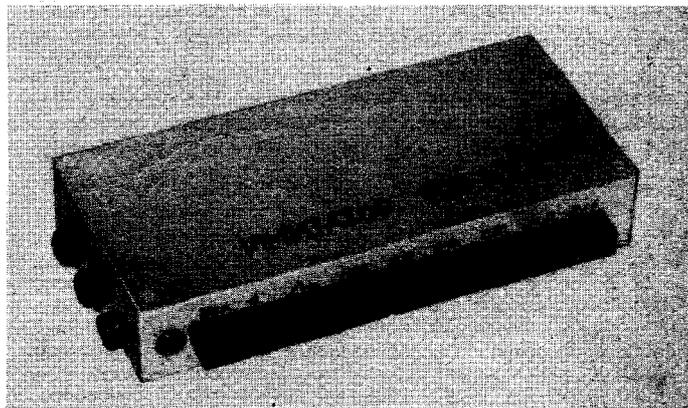


Рис. 1. Внешний вид имитатора фибрилляций и трепетаний желудочков (ФЖ и ТЖ).

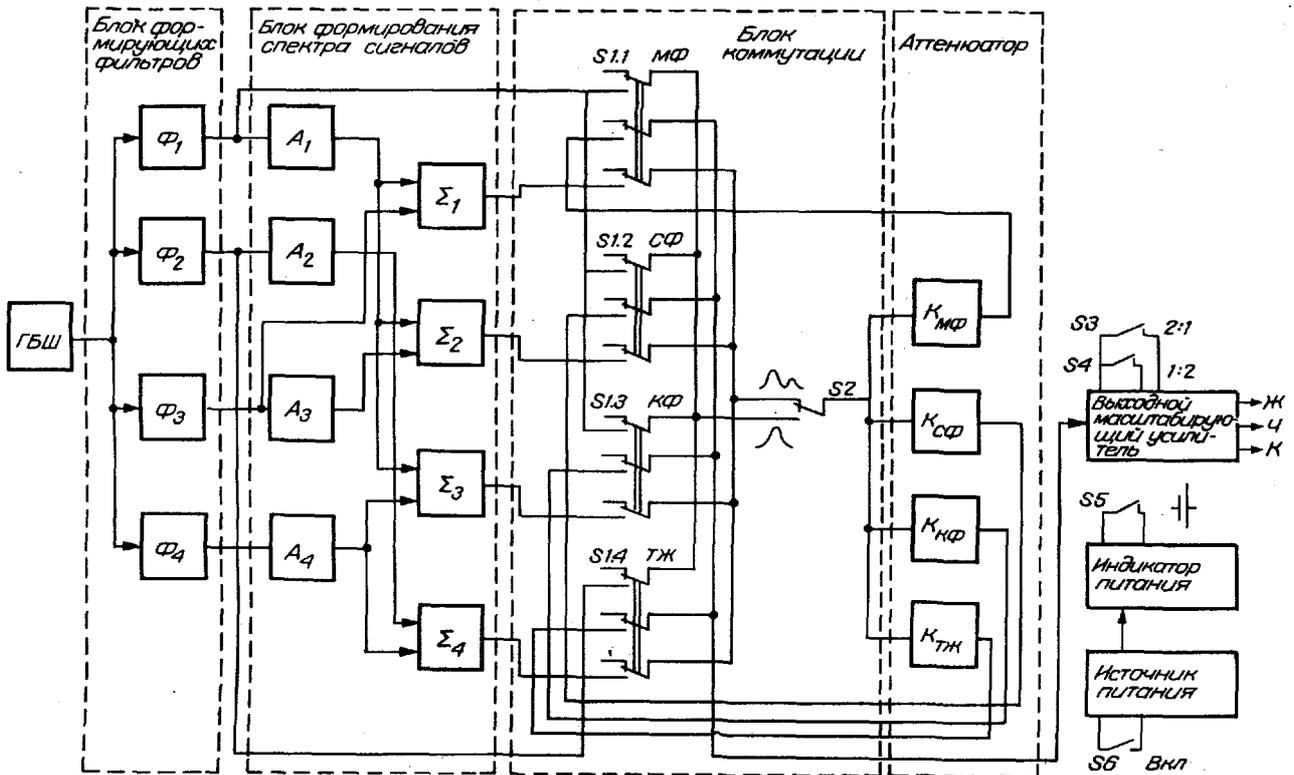


Рис. 2. Функциональная схема имитатора ФЖ и ТЖ.

ГБШ — генератор белого шума; $\Phi_1, \Phi_2, \Phi_3, \Phi_4$ — резонансные фильтры — формирователи сигналов; A_1, A_2, A_3, A_4 — масштабирующие каскады для формирования спектров; Σ — сумматоры; $K_{MF}, K_{CF}, K_{KF}, K_{TJ}$ — делители напряжения соответственно для мелковолновой, средневолновой, крупноволновой ФЖ и ТЖ.

Обозначения цветowych меток на выходных гнездах: Ж — желтая, Ч — черная, Кр — красная.

на его выходе $W_{\text{вых}}(\omega)$ с точностью до постоянного множителя N_0 совпадает с квадратом передаточной функции фильтра. Следовательно, если $F^2(\omega)$ взять равным энергетическому спектру модели сигнала, то мы получим сигнал, близкий к модели:

$$W_{\text{вых}}(\omega) = N_0 \cdot F^2(\omega) = N_0 \cdot W_{\text{мод}}(\omega),$$

$$F^2(\omega) = W_{\text{мод}}(\omega), \quad F(\omega) = \sqrt{W_{\text{мод}}(\omega)}, \quad (3)$$

где $W_{\text{мод}}(\omega)$ — энергетический спектр модели сигнала.

Для двугорбого спектра модели сигнала $W'_{\text{мод}}(\omega)$ будем иметь:

$$W'_{\text{вых}}(\omega) = N_0 \cdot [A_n^2 \cdot F_n^2(\omega) + A_m^2 \cdot F_m^2(\omega)] = N_0 \cdot W'_{\text{мод}}(\omega). \quad (4)$$

Из выражения (4) следует, что двугорбый энергетический спектр модели сигнала $W'_{\text{мод}}(\omega)$ реализуется с помощью двух фильтров с коэффициентами передачи $K_n(\omega)$ и $K_m(\omega)$, двух масштабирующих усилителей с коэффициентами усиления A_n и A_m и сумматора. Таким образом, из формул (3) и (4) возможно получение энергетических спектров моделей ТЖ и ФЖ.

В медицинской литературе [3, 5, 9, 11] ТЖ и ФЖ описываются следующим образом.

При ТЖ регистрируется синусоидальная или пилообразная кривая с ритмичными или слегка аритмичными волнами (с частотой следования 200—300 в минуту, редко 120—130 в минуту), почти одинаковой длительности и амплитуды, на которой (в отличие от пароксизмальной тахикардии) нельзя различить элементы желудочкового комплекса (зубцы R, S, сегмент RS—T, зубец T, интервал T—QRS). При ТЖ так же, как и при ФЖ, наступает остановка кровообращения. ТЖ редко прекращается самопроизвольно. Если процесс не устранить электрической дефибрилляцией, то он почти всегда переходит в ФЖ.

Фибрилляция (мерцания) желудочков регистрируется в виде волн различной формы, длительности и амплитуды с частотой от 150 до 500 в минуту. При амплитуде волн более 0,5 мВ ФЖ называют крупноволновой, менее 0,5 мВ — мелковолновой.

Очевидно, что такое поверхностное (в основном качественное) описание ТЖ и ФЖ, используемое медиками, недостаточно для разработки имитатора сигналов.

Анализ литературных источников, проведенный нами, показал, что исследованию моделей ФЖ посвящено небольшое число работ [1, 4, 7, 10, 14—16]. Причем ТЖ сердца нигде не рассматривается отдельно и относится, по-видимому, к ФЖ.

Рассмотрим публикации по исследованию моделей ФЖ. В работах [1, 7, 10] представлены результаты спектрального анализа ФЖ при свободном их развитии (в течение 7—10 мин) у собак после электротравмы. Предполагалось, что по спектрам можно будет автоматически определять степень гипоксии сердечной мышцы, т. е. стадии ФЖ, и тем самым повысить эффективность реанимационных мероприятий, тактика которых зависит от стадии ФЖ. Однако закономерности, выявленные в этих работах, имеют в основном качественный характер, а приведенные графики энергетических спектров являются лишь точечными оценками, полученными по одиночным реализациям. Поэтому эти данные нельзя считать моделями ФЖ.

В работах [15, 16] приведены спектры ФЖ для прекардиальных отведений, используемые авторами при создании имплантируемых дефибрилляторов. Известно, что форма и спектр ЭКС, зарегистрированных непосредственно с сердца, в значительной степени отличаются от формы и спектра ЭКС, записанных с поверхностных электродов. Поэтому эти результаты также не могут быть нам полезны.

Таким образом, отсутствие в литературе статистических и спектральных характеристик ТЖ и ФЖ, необходимых для разработки имитатора, заставило нас исследовать модели ТЖ и ФЖ.

Полученный нами банк ТЖ и ФЖ представлен в виде электрических сигналов на магнитной ленте четырехканального магнитофона «Медитайп А» фирмы «Siemens» (ФРГ), который, находясь в отделении интенсивной кардиологии, был подключен к 8 кардиомониторам модели «Сирекуст 300» фирмы «Siemens». С помощью селектора можно было произвольно выбрать 3 больных для записи их ЭКГ на магнитограф, по четвертому каналу записывались речевые пояснения о состоянии пациентов и принимаемых мерах по реанимации. У 33 больных запись ЭКГ проводилась круглосуточно. Затем с помощью визуального анализа по кардиоскопу

были обработаны 33 ЭКГ. Каждая запись содержала момент начала ТЖ или ФЖ, весь процесс борьбы за жизнь больного, отображенный на ЭКГ, и заканчивалась асистолией. Из этих записей далее было выбрано 100 пятисекундных реализаций (по 3—4 реализации из каждой записи). При этом обращалось внимание на разнообразие форм ТЖ и ФЖ и на относительную стационарность сигнала в пределах одной реализации. Все отобранные реализации были смонтированы на одну магнитную ленту друг за другом с разделительными интервалами 3 с. В таком виде сигналы с магнитографа вводились через АЦП в ЭВМ ДВК-2М с частотой дискретизации 250 Гц.

Длительность реализаций (5 с) выбиралась из соображений статистической достоверности по методике, описанной в работе [8].

Остановимся теперь на общей характеристике ТЖ и ФЖ как случайного процесса и обосновании выбора методики обработки реализаций на основе теории нестационарных процессов [12]. Действительно, уже визуальный качественный анализ ТЖ и ФЖ показывает, что эти сигналы являются нестационарным, случайным процессом, с изменяющейся частотной структурой и мощностью (дисперсией), с математическим ожиданием, близким к нулю. Поскольку нестационарность проявляется, начиная со второй моментной функции — дисперсии, данный процесс является нестационарным второго порядка, причем он нестационаризуем, так как невозможно подобрать оператор, приводящий данный нестационарный процесс к стационарному.

Пусть нестационарный случайный процесс $X[t]$ задан ансамблем реализаций $\{X_i(t)\}$. Тогда в самом общем виде нестационарный и неэргодический процесс определяется тремя системами статистических характеристик: 1) текущей —

$$\theta(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g[x_i(t)], \text{ которая вычисляется усреднением}$$

по ансамблю из N реализаций и выражает зависимость статистических характеристик процесса от времени; 2) локальной —

$$\theta(k) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T g[x_k(t)] dt \quad (5)$$

вычисляемой усреднением по времени каждой из реализаций длительностью T и зависящей от k — номера реализации; 3) средней —

$$\theta = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \lim_{T \rightarrow \infty} \sum_{i=1}^N \int_0^T g[x_i(t)] dt,$$

характеризующей процесс в среднем по времени и по ансамблю реализаций. Средние характеристики могут быть вычислены, кроме того, усреднением по времени текущих характери-

стик $\theta = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T \theta(t) dt$ или усреднением по ансамблю реализации локальных характеристик

$$\theta = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \theta(k). \quad (6)$$

Обработка случайного процесса любого вида по данным алгоритмам дает наиболее полную информацию, хотя и требует максимального объема вычислений, которые, однако, можно сократить, если знать, к какому классу относится изучаемый процесс. Действительно, если процесс стационарный и эргодический, достаточно вычисления любой из трех характеристик, так как в этом случае $\theta(t) = \theta(k) = \theta$.

Описание стационарного неэргодического процесса исчерпывается двумя классами характеристик: локальными и текущими, ибо для этого процесса $\theta(t) = \theta$. Если же процесс нестационарный и эргодический, локальные характеристики равны средним $\theta(k) = \theta$, (7), и для его описания также необходимо вычислять локальные и текущие характеристики. И наконец, когда мы имеем дело с нестационарным и неэргодическим процессом, в общем случае вычисляются все три класса характеристик, так как при этом

$$\theta(k) \neq \theta(t) \neq \theta. \quad (8)$$

Анализ реализаций показал, что ТЖ и ФЖ являются не только нестационарными, но и неэргодическими процессами, так как очевидно, что для них не будет выполняться условие эргодичности по формуле (7). Однако, исследуя модели ТЖ и ФЖ, нам нет необходимости вычислять все три класса характеристик [см. формулу (8)], а достаточно вычислить локальные характеристики $\theta(t)$ для каждой из 5-секундных реализаций по формуле (5) и средние характеристики усреднением локальных в соответствии с выражением (6). В результате мы можем получить банк статистических характеристик, определить диапазоны их изменения и будем иметь средние величины, необходимые при создании усредненных моделей изучаемых нестационарных процессов.

С учетом изложенных выше соображений для каждой из 100 реализаций на ЭВМ были рассчитаны:

— математическое ожидание $m_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$,

где N — число ординат; $k=1, 2, \dots, 100$ — номер 5-секундной реализации; x_i — величина i -той ординаты;

— дисперсия $D_k = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - m_k)^2$;

— среднее квадратическое значение $\sigma_k = \sqrt{D_k}$;

— среднее значение размаха амплитуд $A_{ср. k} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n x_j$,

где n — число выбросов; x_j — величина j -того размаха амплитуд;

— энергетический спектр $W_k(\omega)$ по алгоритму быстрого преобразования Фурье (БПФ): были определены 625 пар коэффициентов Фурье и их модули, для повышения статистической достоверности результатов спектрального анализа проводилось сглаживание с использованием весового окна Бартлетта по методике, изложенной в работе [6]. Все 100 сглаженных спектральных плотностей построены графически для визуального анализа и контроля.

Анализ показал, что 78 из 100 энергетических спектров после сглаживания имеют один выраженный максимум. Эти функции хорошо аппроксимируются выражением:

$$W_k(\omega) = \begin{cases} \frac{D_k \cdot \alpha_k}{\alpha_k^2 + (\omega - \omega_{0k})^2}, & \omega \geq 0 \\ 0, & \omega < 0 \end{cases} \quad (9)$$

где D_k — дисперсия процесса k -той реализации; ω_{0k} — положение максимума спектральной плотности на оси частот; α_k — постоянный для данной функции коэффициент, характеризующий крутизну скатов спектральной плотности.

Остальные 22 спектральные плотности имеют два выраженных максимума, их можно аппроксимировать суммой двух выражений вида (9) с разными α и ω_0 :

$$W'_k(\omega) = \frac{D'_k \cdot \alpha'_k}{\alpha'^2_k + (\omega - \omega'_{0k})^2} + \frac{D''_k \cdot \alpha''_k}{\alpha''^2_k + (\omega - \omega''_{0k})^2}. \quad (10)$$

Примеры энергетических спектров ФЖ с двумя максимумами и ТЖ с одним максимумом даны на рис. 3.

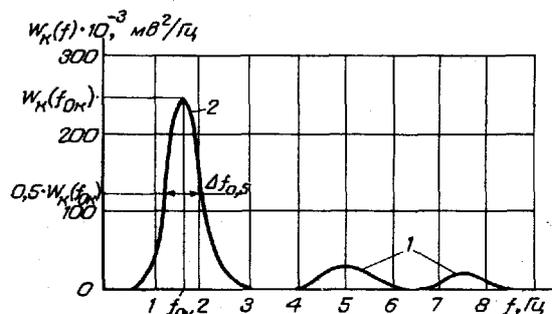


Рис. 3. Примеры энергетических спектров ФЖ и ТЖ.

1 — двугорбый спектр крупноволновой фибрилляции; 2 — спектр ТЖ; f_{0k} — частота, соответствующая максимуму спектра; $W_k(f_{0k})$ — величина максимума спектра; $\Delta f_{0,5}$ — ширина спектра на уровне 0,5.

Средние величины и диапазоны изменений (в скобках) статистических и спектральных характеристик фибрилляций и трепетаний желудочков (ФЖ и ТЖ) сердца человека

| Вид ФЖ и ТЖ | Число реализаций | Статистические характеристики, мВ | | | Спектральная плотность | | | | | |
|-------------------|------------------|-----------------------------------|----------------------|--------------------|------------------------|----------------------|--|-------------------|----------------------|--|
| | | A_{cp} | m | σ | главный максимум | | | второй максимум | | |
| | | | | | f_0 , Гц | $f_0/\Delta f_{0,5}$ | $W(f_0) \cdot 10^{-3}$, мВ ² /Гц | f_0 , Гц | $f_0/\Delta f_{0,5}$ | $W'/f_0 \cdot 10^{-3}$, мВ ² /Гц |
| Мелковолновая ФЖ | 15 | 0,3 (0,15—0,5) | 0,023 (0,01—0,04) | 0,1 (0,07—0,11) | 3,6 (1,6—6,5) | 3,5 (1,1—4,8) | 1,28 (0,25—2) | 5,2 (2,4—9) | 4,4 (2,4—6,9) | 1,03 (0,25—1,8) |
| Средневолновая ФЖ | 35 | 0,6 (0,5—0,8) | 0,03 (0,01—0,06) | 0,2 (0,12—0,3) | 3,8 (1,6—6,8) | 3,4 (1,3—7,0) | 13,7 (2,1—38) | 4,8 (1,6—8,4) | 4,2 (1,3—6,0) | 5,5 (1,8—11,5) |
| Крупноволновая ФЖ | 30 | 1,2 (0,8—2,0) | 0,04 (0,02—0,07) | 0,4 (0,3—0,5) | 3,7 (1,6—6,4) | 3,6 (1,8—5,6) | 66,2 (18,5—140) | 9,7 (7,2—11) | 22 (19—28) | 10,4 (7,5—15,6) |
| ТЖ | 20 | 1,7 (1,3—2,5) | 0,06 (0,03—0,1) | 0,6 (0,4—0,9) | 2,5 (1,6—3,6) | 5,6 (3,2—12) | 429,5 (185—835) | 9,8 (8,4—10,4) | 24 (21—35) | 49,9 (24,7—98) |

Для каждой из 100 спектральных полостей получены следующие параметры:

f_{0k} [Гц] — частота главного максимума с наибольшим значением $W_k(f_0)$; f'_{0k} [Гц] — частота максимума с меньшим значением $W'_k(f_0)$; $\Delta f_{0,5}$ и $\Delta f'_{0,5}$ [Гц] — ширина энергетического спектра на уровне 0,5 для каждого из максимумов; $f_{0k}/\Delta f_{0,5k}$ и $f'_{0k}/\Delta f'_{0,5k}$ — отношения, характеризующие интенсивность спектральных дискрет около максимумов; $W_k(f_{0k})$ и $W'_k(f'_{0k})$ — максимальные значения спектров соответственно для главного и второго максимумов.

Выразим α через экспериментально полученные параметры спектров. Для этого из выражения (9) определим значение $W(\omega_0)$ для частоты $\omega = \omega_0$:

$$W(\omega_0) = \frac{D}{\alpha} \quad (11)$$

Далее выразим α через $\omega_{0,5}$. Учтя, что $W(\omega_{0,5}) = 0,5W(\omega_0)$, и подставив (11) в (9), будем иметь:

$$0,5W(\omega_0) = \frac{D}{2\alpha} = \frac{D\alpha}{\alpha^2 + (\omega_{0,5} - \omega_0)^2} \quad (12)$$

Решая уравнение (12) относительно $\omega_{0,5}$, получим следующее квадратное уравнение: $\omega_{0,5}^2 - 2\omega_0 \cdot \omega_{0,5} + (\omega_0^2 - \alpha^2) = 0$, имеющее два корня $\omega_{0,5} = \omega_0 + \alpha$ и $\omega_{0,5} = \omega_0 - \alpha$. Так как $\Delta\omega_{0,5} = \omega_{0,5_1} - \omega_{0,5_2}$, то $\Delta\omega_{0,5} = \omega_0 + \alpha - \omega_0 + \alpha = 2\alpha$. Откуда

$$\alpha = \frac{\Delta\omega_{0,5}}{2} = \pi \cdot \frac{\Delta f_{0,5}}{2}$$

Располагая α_k , D_k и ω_{0k} для каждой из реализаций и подставляя их в выражение (9), можно получить спектральную модель этой реализации в числовом виде.

Средние величины и диапазоны изменений полученных экспериментально статистических и спектральных характеристик ФЖ и ТЖ приведены в таблице. На основании данных этой таблицы нами и выбраны параметры основных узлов имитатора. ФЖ по величине A_{cp} разделена на три вида: мелковолновую ($A_{cp} = 0,3$ мВ), средневолновую ($A_{cp} = 0,6$ мВ) и крупноволновую ($A_{cp} = 1,2$ мВ). ТЖ имеют $A_{cp} = 1,7$ мВ. Параметры аттенюатора подбираются такими, чтобы A_{cp} для каждого вида ФЖ и ТЖ на выходе имитатора соответствовали указанным величинам. Анализ данных таблицы показал, что задачу генерирования из

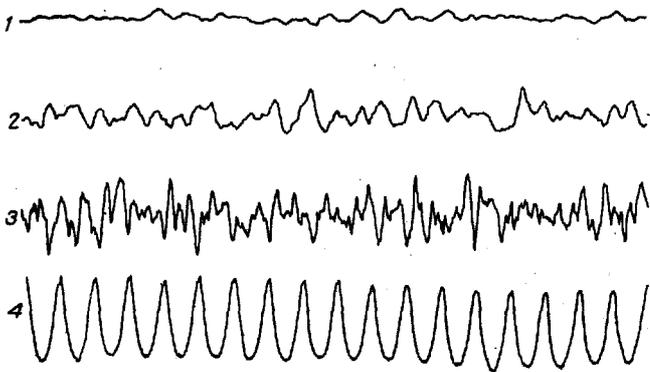


Рис. 4. Примеры сигналов на выходе имитатора.

1 — мелковолновая ФЖ, 2 — средневолновая ФЖ, 3 — крупноволновая ФЖ, 4 — ТЖ.

белого шума всех видов ФЖ и ТЖ, близких к средним спектральным моделям, можно решить с помощью четырех фильтров ($\Phi_1 - \Phi_4$), четырех масштабирующих усилителей ($A_1 - A_4$) и четырех сумматоров (см. рис. 2 и таблицу). Все виды ФЖ с однокорбым энергетическим спектром получим на выходе фильтра Φ_1 с центральной частотой $f_0 = 3,7$ Гц и добротностью $Q = 3,5$. Фильтр Φ_2 ($f_0 = 2,5$ Гц, $Q = 5,6$) генерирует ТЖ с однокорбым спектром. Сигналы с двугорбым спектром формируются: для мелковолновой ФЖ с помощью фильтров Φ_1 и Φ_3 ($f_0 = 5,0$ Гц, $Q = 4$), масштабирующего усилителя с коэффициентом передачи $A_1 = 1,1$; для средневолновой ФЖ с помощью фильтров Φ_1 и Φ_3 , масштабирующих усилителей A_1 и $A_3 = 0,69$ и сумматора Σ_2 ; для крупноволновой ФЖ с помощью фильтров Φ_1 и Φ_4 ($f_0 = 9,8$ Гц, $Q = 23$), масштабирующих усилителей A_1 и $A_4 = 0,43$ и сумматора Σ_3 ; для ТЖ с помощью фильтров Φ_2 и Φ_4 , усилителей $A_2 = 1,26$ и A_4 и сумматора Σ_4 . Коэффициенты передачи масштабирующих усилителей выбираются такими, чтобы соотношения между максимумами двугорбого спектра каждого вида сигналов соответствовали бы таблице. Для мелковолновой ФЖ [см. таблицу и формулу (4)]:

$$\frac{W(f_0)}{W'(f'_0)} = \frac{1,28}{1,03} = 1,2, \text{ откуда } A_1^2 = 1,2, A_1 = 1,1.$$

Для средневолновой ФЖ:

$$\frac{W(f_0)}{W'(f'_0)} = \frac{13,7}{5,5} = 2,5, \text{ откуда } \frac{A_1^2}{A_3^2} = 2,5, \frac{1,2}{A_3^2} = 2,5, A_3 = 0,69.$$

Для крупноволновой ФЖ:

$$\frac{W(f_0)}{W'(f'_0)} = 6,4, \text{ откуда } \frac{A_1^2}{A_4^2} = 6,4, \frac{1,2}{A_4^2} = 6,4, A_4 = 0,43.$$

Для ТЖ:

$$\frac{W(f_0)}{W'(f'_0)} = \frac{429,5}{49,9} = 8,6, \text{ откуда } \frac{A_2^2}{A_4^2} = 8,6, \frac{1,2}{0,18} = 8,6, A_2 = 1,26.$$

Опытные образцы имитаторов ФЖ и ТЖ, разработанные на основе данной методики, успешно эксплуатируются в службе ремонта и технического обслуживания медицинской техники одной из крупных больниц. Примеры выходных сигналов прибора показаны на рис. 4.

В заключение следует отметить, что полученные нами статистические и спектральные характеристики ФЖ и ТЖ (см. таблицу) могут быть использованы не только при создании имитатора этих сигналов, но и для разработки алгоритмов и устройств обнаружения ФЖ и ТЖ сердца человека.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бабский Е. Б. и др. // Информ. материалы «Кибернетика» (Науч. совет по комплексной проблеме «Кибернетика» АН СССР). — 1972. — № 9—10. (56). — С. 44—51.
2. Гоноровский И. С. Радиотехнические цепи и сигналы. — М., 1986.
3. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография. — М., 1987. — С. 130—134.
4. Жуковский В. Д., Черныш А. М. / Кибернетика и вычислит. техника. — 1978. — Вып. 41. — С. 36—41.

5. Мазур М. А. Пароксизмальная тахикардия.— М., 1984.
6. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях.— М., 1983.— С. 274—305.
7. Манило Л. А., Немирко А. П., Черныш А. М. // Изв. Ленингр. электротехн. ин-та.— 1978.— Вып. 244.— С. 13—17.
8. Мирский Г. Я. Аппаратурное определение характеристик случайных процессов.— М., 1972.
9. Мурашко В. В., Струтынский А. В. Электрокардиография.— М., 1987.— С. 140—142.
10. Табак В. Я., Черныш А. М., Немирко А. П., Манило Л. А. // Анест. и реаниматол.— 1980.— № 1.— С. 71—74.
11. Томов Л., Томов И. Л. Нарушение ритма сердца.— София, 1976.— С. 229—231.
12. Цветков Э. И. Нестационарные случайные процессы и их анализ.— М., 1975.
13. Чазов Е. И., Руда М. Я. // Кардиология.— 1989.— № 11.— С. 11—14.
14. Черныш А. М. Исследование и разработка методов распознавания некоторых особо опасных нарушений сердечного ритма в системе автоматической диагностики: Автореф. дис. ... канд. мед. наук.— М., 1975.
15. Morkrid L., Ohm O.-J., Engedal H. // IEEE Trans. biomed. Eng.— 1984.— Vol. BME-31, N 4.— P. 350—355.

16. Pannizzo F., Furman S. // Ibid.— 1988.— Vol. BME-35, N 6.— P. 421—425.

Поступила 06.03.90

A PORTABLE DEVICE FOR CHECKING FACILITIES AND PROGRAMS OF DETECTING FLUTTER AND FIBRILLATION OF HUMAN HEART VENTRICLES. V. M. Koltun, Yu. S. Trusov, A. N. Lebyazhiev

Summary. Facilities and programs of detecting ventricular flutter and ventricular fibrillation of the heart of man are important units of cardiomonitors. The life of cardiological patients staying at the departments for intensive care depend in many respects on the quality of the units in question. Using a portable simulator of three types of ventricular fibrillation and ventricular flutter it is possible to check up the service-ability and safety of the given units. The main parameters of the simulator are chosen on the basis of the statistical and spectral characteristics of real ventricular fibrillation and ventricular flutter, derived by the authors as a result of the experimental studies. Those characteristics can also be used for optimizing facilities and programs of detecting ventricular fibrillation and ventricular flutter.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 1992

УДК 615.844:621.3.014.4].03:616-003.62-073.7

А. А. Литвиненко, В. И. Пудов, В. П. Леман

ВИХРЕТОКОВЫЙ ЛОКАТОР ИНОРОДНЫХ ТЕЛ

Институт физики металлов Уральского отделения АН СССР, Екатеринбург

Вихретоковые преобразователи широко применяются для определения физических характеристик электропроводящих металлических изделий. Они также используются для обнаружения металлических включений в немагнитных неэлектропроводящих материалах. Поэтому представляется естественным использование таких преобразователей для обнаружения и локализации магнитных и немагнитных металлических предметов в теле человека, появляющихся в результате травм.

Известны успешные попытки локализации извлекаемого инородного предмета в ходе операции с помощью щупов и локаторов, в которых использовались явления изменения индуктивности или добротности колебательного контура при поднесении его к искомому предмету (принцип миноскаателя) или просто замыкания электрической цепи между двумя острыми электродами при их соприкосновении с металлическим предметом. Однако этот метод не получил в свое время широкого распространения вследствие малой чувствительности этих устройств [2, 4].

В Институте физики металлов Уральского отделения АН СССР был разработан феррозондовый полюсоискатель, различные модификации которого были успешно использованы в последующие годы в клиниках Свердловска, Москвы и других городов для проведения операций по удалению инородных ферромагнитных предметов из тела человека [1, 5]. Преимуществами прибора являются: достаточная для практики локализация инородного предмета (предварительно намагниченного сильными магнитом), малый диаметр его чувствительного элемента (вместе с защитной оболочкой 2—3 мм), высокая чувствительность к градиенту магнитного поля (10—15 мЭ/см на полную шкалу) и возможность определения пространственного положения инородного тела по имеющимся у него маг-

нитным полюсам. Однако максимальная чувствительность феррозондового полюсоискателя ограничена реальной магнитной обстановкой в помещении, где проводится операция (влияние приборов, оборудования, арматуры перекрытий и стен здания). Другим существенным недостатком этого прибора является то, что он обнаруживает только предметы, обладающие остаточной намагниченностью.

Перечисленные недостатки феррозондового полюсоискателя устраняются путем создания локатора инородных тел на основе вихретокового преобразователя [3].

Принцип работы вихретокового локатора инородных тел ЛИТ-1 заключается в том, что на обследуемый предмет воздействуют переменным магнитным полем, которое индуцирует в нем переменный магнитный момент. Поле рассеяния этого предмета измеряется дифференциальным приемником поля, чувствительные элементы которого размещены относительно намагничивающей системы так, чтобы сигнал, наводимый в дифференциальном приемнике, был равен нулю. По амплитуде выходного сигнала вихретокового преобразователя осуществляется локализация искомого предмета, а по фазе, измеряемой относительно фазы тока возбуждения, выясняется, является ли его вещество магнитным или немагнитным металлом.

На рис. 1 приведена блок-схема локатора инородных тел ЛИТ-1. Катушка возбуждения W_1 подключена к генератору переменного тока Γ , создает переменное магнитное поле. Две приемные катушки W_2, W_2' , расположенные на оси симметрии катушки возбуждения по обе стороны от нее, соеди-

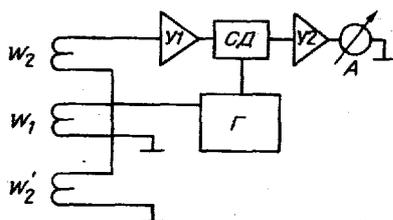


Рис. 1. Блок-схема локатора инородных тел ЛИТ-1.

W_1 — катушка возбуждения; Γ — генератор переменного тока; W_2, W_2' — приемные катушки; $У1$ — усилитель переменного напряжения; $СД$ — синхронный детектор; $У2$ — усилитель переменного тока; $А$ — стрелочный индикатор.

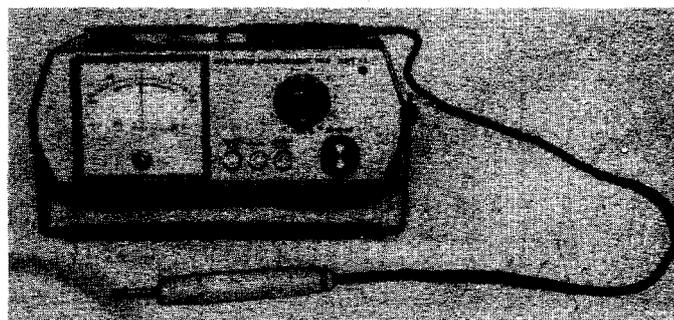


Рис. 2. Общий вид локатора инородных тел ЛИТ-1.