

электроакупунктуры. При этом большое внимание нами уделялось анализу морфологии реограммы.

Электроакупунктура на биологически активных точках головы проводилась с помощью отечественного аппарата «Элита-4». Глубина введения акупунктурных игл в БАТ кожи головы составляла 3—4 мм. Воздействие проводилось прямоугольными импульсами типа «Меандр» с частотой следования 1 Гц. Напряжение источника питания 9 В, температура воздуха в помещении 20—22° С. Время проведения электроиглотерапии определялось с учетом показаний индикаторного табло реографа. Повышение исходного сопротивления указывало на появление периода рефрактерности в проведении возбуждения в периваскулярных нервных сплетениях и соответствовало окончанию сеанса рефлексотерапии. В среднем для каждого больного алопецией оно составляло 30—35 мин. Продолжительность курса рефлексотерапии облысения — 15—20 сеансов, проводившихся ежедневно или через день, лечения — 3—4 курса рефлексотерапии с учетом индивидуальных особенностей каждого больного.

После проведения одного-двух курсов электроакупунктуры у больных отмечалось прекращение выпадения волос, а в очагах поражения — рост новых. Очевидно, это связано с улучшением гемодинамики кожной микроциркуляции головы, нормализацией функций нейроэндокринных систем и корково-подкорковых отношений, подвижностью нервных процессов, улучшением восстановительных процессов нейрорецепторного аппарата кожи головы. При сравнительном анализе морфологии реограмм до и после сеансов рефлексотерапии отмечалось снижение тонуса сосудов к концу процедуры. При этом происходило нарастание крутизны подъема анакроты, укорочение длительности анакротической фазы, увеличение амплитуды систолического подъема кривой; вершина систолической волны заострялась, диакротический зубец смещался к основанию кривой, соответственно уменьшалась величина диакротического и диастолического импульсов.

По изменению формы реографической волны мы судили и о состоянии тонуса вен и венозного оттока. При затруднении венозного оттока катакротическая фаза приобретала выпуклую форму с возвышением диакроты над основной волной и образованием систоло-диастолического плато симметричных областей. При расшифровке реограмм больных очаговой алопецией учитывалось сходство их рисунка и показателей.

Таким образом, применение метода реоплетизмографии позволило качественно оценить результаты проведенного сеанса иглотерапии на органы и ткани, а также определить время его проведения с учетом индивидуальных особенностей каждого больного.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Баранова М. Н., Гутман Е. Г. Влияние иглорефлексотерапии на функциональное состояние миокарда и сосудистый тонус (по данным ЭКГ и реографии) у больных шейным остеохондрозом и коронарным атеросклерозом. В кн.: Иглорефлексотерапия. Горький, 1974, с. 73.
2. Боева Е. М., Вейн А. М., Ильина Н. А. Результаты лечения иглоукальванием некоторых форм нервной и висцеральной патологии. В сб. «Иглотерапия», М., Ин-т психиатрии АМН СССР, 1959, с. 21.
3. Вейн А. М., Мельникова Е. М. Осциллографические исследования при иглоукальвании. В сб. «Иглотерапия», М., Ин-т психиатрии АМН СССР, 1959, с. 86.
4. Вогралик В. Г. Современное состояние учения о чжень-цзю-терапии. «Терапевтический архив», 1969, т. 32, № 2, с. 78.
5. Вогралик М. В. Материалы дальнейшего изучения динамики биоэлектрической активности мозга при локальном раздражении рецепторов и нервов покровов тела (динамика усвоения ритма). «Сборник трудов Горьковского медицинского ин-та», Горький, 1962, вып. 9, с. 29.

#### SUMMARY

The impedance plethysmography method used in alopecia patients treating is described. Home rheograph R4-02 was used as a device. It was shown that by means of plethysmography an acupuncture seance results can be qualitatively evaluated besides its time can be determined taking into account the patient's peculiarities.

УДК 615-471:616-085.847

И. В. Венин, О. Л. Гонопольский, А. А. Смердов

## Исследование разрядного контура дефибрилляторов

С 70-х годов в нашей стране широко используются в клинической практике дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01, формирующие так называемый биполярный импульс [1]. Особенностью этих аппаратов является их высокая терапевтическая эффективность. При этом эффект дефибрилляции обеспечивается при максимальной энергии, отдаваемой в цепь пациента, равной 200 Дж, что в 1,6—1,8 раза меньше энергии воздействия, обеспечиваемой современными зарубежными дефибрилляторами, и в 2,5 раза — предшествующей моделью отечественного дефибриллятора ИД-66. Уменьшение энергии воздействия при сохранении его высокой терапевтической эффективности существенно повышает безопасность лечения, особенно при многократных дефибрилляциях сердца в случаях частых рецидивов аритмий, опасных для жизни больного.

Особенности использования биполярного импульса

для дефибрилляции сердца и оптимизация некоторых его временных и энергетических параметров были изучены в электрофизиологических экспериментах, выполненных Лабораторией общей реаниматологии АМН СССР совместно с ВНИКИ РЭМА [3,4]. Эффективности и безопасности дефибриллирующего воздействия биполярным импульсом посвящено несколько работ [5,6].

Формирование биполярного импульса в дефибрилляторах ДИ-03 и ДКИ-01 обеспечивается индуктивно-емкостным разрядным контуром с диодно-резисторным шунтом, некоторые результаты анализа и экспериментального исследования которого были опубликованы ранее [2]. Целью настоящей работы является теоретический анализ такого контура, получение аналитических соотношений, описывающих во временной и частотной областях основные характеристики формируемого импульса тока, и оценка

на этой основе точности дозирования дефибрилирующего воздействия энергии, отдаваемой в цепь пациента.

Эквивалентная схема разрядного контура дефибриляторов ДИ-03 и ДКИ-01 приведена на рис. 1.

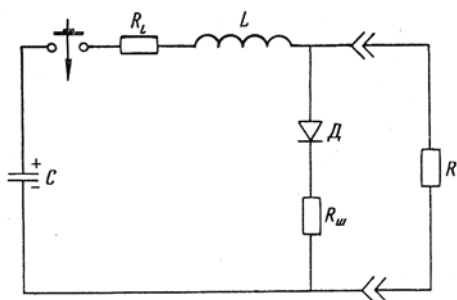


Рис. 1. Схема разрядного контура дефибриляторов ДИ-03 и ДКИ-01  
( $C=16$  мкФ,  $L=0,11$  Гн,  $R_L=12,5$  Ом,  $R_{ш}=82$  Ом)

Пусть начальное напряжение на емкости  $C$  равно  $v$ . Рассмотрим переходный процесс в контуре, вызванный замыканием ключа в момент времени  $t=0$ . В начальный период переходного процесса диод  $D$  включен в прямом направлении и работает как элемент без сопротивления (рис. 2, а). Действие ключа и постоянного начального напряжения в этом случае заменено ступенчатым напряжением той же величины. Анализируя схему замещения, приведенную на рис. 2, а, получаем выражение для силы тока  $i$  в цепи пациента:

$$i(t) = \frac{vTR_{ш}}{(R+R_{ш})L\sqrt{1-\varepsilon_1^2}} \exp\left(-\frac{\varepsilon_1 t}{T}\right) \sin\left(\frac{\sqrt{1-\varepsilon_1^2}}{T} t\right); \quad 0 \leq t \leq T_1, \quad (1)$$

где  $R, R_{ш}$  — сопротивление цепи и шунта;  
 $T = \sqrt{LC}$ ;

$$\varepsilon_1 = T/2L \left( R_L + \frac{RR_{ш}}{R+R_{ш}} \right).$$

Здесь  $L$  — индуктивность катушки.

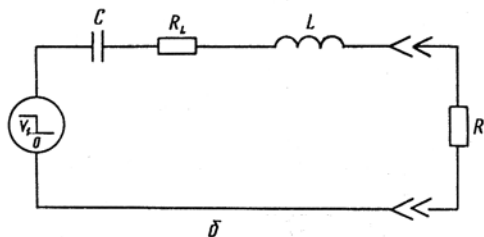
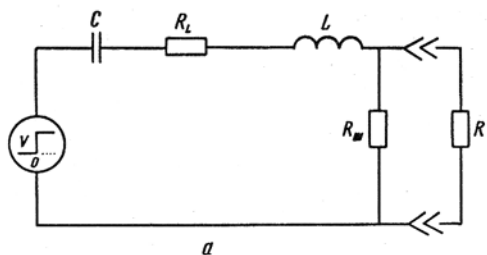


Рис. 2. Схемы замещения разрядного контура для первого (а) и второго (б) полупериодов импульса

По формуле (1) можно определить силу тока только в течение первого полупериода длительностью  $T_1 = \pi T / \sqrt{1-\varepsilon^2}$ , когда смещение на диоде положительно. Чтобы найти силу тока во втором полупериоде, рассмотрим распределение энергии в контуре в момент времени  $T_1$ . При  $t=T_1$  напряжение на емкости

$$v_1 = -v \exp\left(-\frac{\varepsilon_1 T_1}{T}\right),$$

а сила тока в цепи равна нулю. Это означает, что вся энергия сосредоточена в емкости. Следовательно, начиная с момента времени  $t=T_1$ , переходный процесс в контуре определяется разрядом емкости, а так как исходное напряжение на емкости  $v_1 < 0$ , действие диода в течение второго полупериода аналогично размыканию цепи.

Анализируя схему замещения, приведенную на рис. 2, б, находим:

$$i(t) = -\frac{vT}{L\sqrt{1-\varepsilon_2^2}} \exp\left(-\frac{\varepsilon_1 T_1}{T}\right) \exp\left[-\frac{\varepsilon_2}{T}(t-T_1)\right] \times \sin\left\{\frac{\sqrt{1-\varepsilon_2^2}}{T}(t-T_1)\right\}; \quad T_1 < t \leq T_2, \quad (2)$$

где  $\varepsilon_2 = T/2L(R_L + R)$ ,  $T_2 = \pi T / \sqrt{1-\varepsilon_2^2}$ , а время  $t$  отсчитано от момента замыкания ключа.

Последующее за первым и вторым полупериодом течение переходного процесса описывается схемами замещения, подобными схемам, показанным на рис. 2. Различие состоит в том, что поскольку протекание тока в контуре сопровождается преобразованием энергии в активном сопротивлении в тепло, то  $v$  и  $v_1$  меняют свою величину в зависимости от числа четных  $n_1$  и нечетных  $n_2$  полупериодов  $T_1$  и  $T_2$ , предшествующих моменту времени  $t$ .

Учитывая это обстоятельство, запишем выражение для силы тока в произвольно заданный момент времени:

$$i(t) = \frac{vTk}{L\sqrt{1-\varepsilon^2}} \exp\left(\frac{n_1 \varepsilon_1 T_1 + n_2 \varepsilon_2 T_2}{T}\right) \times \exp\left[-\frac{\varepsilon}{T}(t - n_1 T_1 - n_2 T_2)\right] \sin\left\{\frac{\sqrt{1-\varepsilon^2}}{T} \times (t - n_1 T_1 - n_2 T_2)\right\}; \quad (3)$$

где  $k = \frac{R_{ш}}{R+R_{ш}}$ ,  $\varepsilon = \varepsilon_1$ , когда момент времени  $t$  приходится на нечетный полупериод;  
 $k = -1$ ,  $\varepsilon = \varepsilon_2$  в случае четного полупериода.

Необходимо подчеркнуть, что соотношение (3) справедливо, когда  $R < R_k \equiv \frac{2L}{T} - R_L$  (здесь  $R_k$  — сопротивление контура). В противном случае колебательный процесс носит аperiodический характер.

Из представленных на рис. 3, а зависимостей  $i(t)$  при начальном напряжении на конденсаторе  $v=7$  кВ и номинальных значениях параметров элементов контура ( $R_k=180$  Ом) видно, что при  $R=20 \div 100$  Ом (а именно в таком диапазоне и лежит сопротивление биологического объекта дефибрилирующему току [7,8]), переходный процесс в контуре носит характер сильно затухающего колебания. Логарифмический декремент затухания

$$d = \sqrt{(T_1/T_2)^2 - \pi^2} + \sqrt{(T_2/T_1)^2 - \pi^2} \approx 2,07.$$

Это означает, что примерно через 2 колебания амплитуда импульса уменьшается в 30 раз.

Чтобы определить импульс в частотной области

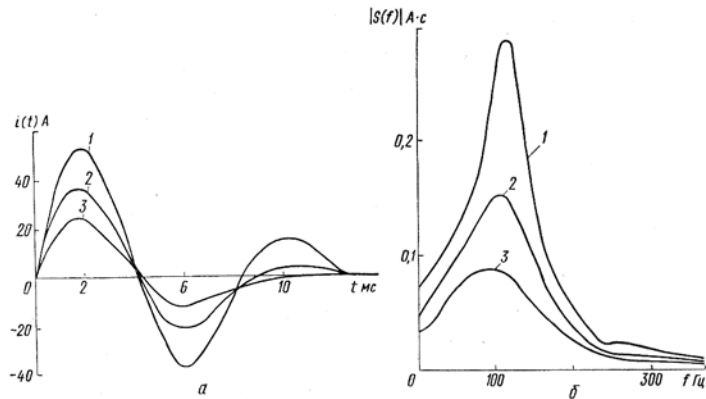


Рис. 3. Изменение силы тока от времени (а) и амплитуды импульсов от частоты (б) при сопротивлении нагрузки 20, 50 и 100 Ом (1—3)

( $f$ -области), запишем интеграл Фурье, дающий разложение функции  $i(t)$  в непрерывный спектр:

$$S(f) = \int_0^{\infty} i(t) e^{-2\pi i f t} dt. \quad (4)$$

Подставляя равенство (3) в формулу (4) и интегрируя по времени  $t$ , получаем:

$$S(f) = \frac{vT^2}{L} \left\{ \frac{R_{ш}}{R+R_{ш}} \frac{1 + \exp\left(-2\pi i f T_1 - \frac{\varepsilon_1 T_1}{T}\right)}{(\varepsilon_1 + 2\pi i f T)^2 + 1 - \varepsilon_1^2} - \frac{1 + \exp\left(-2\pi i f T_2 - \frac{\varepsilon_2 T_2}{T}\right)}{(\varepsilon_2 + 2\pi i f T)^2 + 1 - \varepsilon_2^2} \exp\left[-2\pi i f T_1 - \frac{\varepsilon_1 T_1}{T}\right] \right\} \times \left\{ 1 - \exp\left[-2\pi i f (T_1 + T_2) - \frac{\varepsilon_1 T_1 + \varepsilon_2 T_2}{T}\right] \right\}^{-1}. \quad (5)$$

Амплитудный спектр  $|S(f)|$ , рассчитанный по формуле (5) для  $R$ , равного 20, 50 и 100 Ом, приведен на рис. 3, б. Хотя теоретический спектр не ограничен, можно ввести некоторую граничную частоту, определяющую полосу, в которой сосредоточена большая часть энергии импульса. Если исходить из условия сосредоточения в этой полосе 0,9 энергии импульса, то граничная частота при  $R = 50$  Ом составит 200 Гц. При изменении нагрузки граничная частота почти не меняется, однако внутри полосы меняется положение максимума спектра, а также значения  $|S(0)|$ .

Согласно равенству (4), значение  $|S(0)|$  совпадает с суммарным зарядом  $Q$ , который переносится по цепи пациента к моменту окончания дефибрилирующего воздействия. Величина  $Q$  определяет смещение носителей тока в биообъекте, поэтому  $Q$ , по-видимому, следует рассматривать как один из параметров, характеризующих безопасность воздействия. Из рис. 4 видно, что при изменении нагрузки в диапазоне от 20 до 100 Ом величина  $Q$  меняется незначительно.

В настоящее время принято считать [3], что терапевтическое значение имеют следующие параметры дефибрилирующего импульса.

1. Продолжительность первого и второго полупериодов  $T_1, T_2$ .

2. Отношение пиковых значений тока во втором и первом полупериоде  $i_2/i_1$ .

3. Суммарная энергия  $E$ , отдаваемая в нагрузку. Параметры  $T_1, T_2$  определены в равенствах (1) и (2). Используя соотношение (3), находим:

$$\frac{i_2}{i_1} = \exp \left[ -\frac{\varepsilon_2}{\sqrt{1-\varepsilon_2^2}} \operatorname{arctg} \frac{\sqrt{1-\varepsilon_2^2}}{\varepsilon_2} - \frac{\varepsilon_1}{\sqrt{1-\varepsilon_1^2}} \operatorname{arctg} \frac{\sqrt{1-\varepsilon_1^2}}{\varepsilon_1} - \frac{\varepsilon_1 \pi}{\sqrt{1-\varepsilon_1^2}} \right] \frac{R+R_{ш}}{R_{ш}}; \quad (6)$$

$$E = v^2 \chi(R), \quad (7)$$

где для краткости введено обозначение

$$\chi(R) = \frac{T^3 R}{4L^2} \left\{ \frac{R_{ш}^2}{(R_{ш}+R)^2 \varepsilon_1} \left[ 1 - \exp\left(-\frac{2\varepsilon_1 T_1}{T}\right) \right] + \frac{1}{\varepsilon_2} \left[ 1 - \exp\left(-\frac{2\varepsilon_2 T_2}{T}\right) \right] \exp\left(-\frac{2\varepsilon_1 T_1}{T}\right) \right\} \times \left[ 1 - \exp\left(-\frac{2\varepsilon_1 T_1 + 2\varepsilon_2 T_2}{T}\right) \right]^{-1}. \quad (8)$$

Длительность первого полупериода  $T_1$  незначительно зависит от величины нагрузки (рис. 4), длительность же второго полупериода  $T_2$  заметно увели-

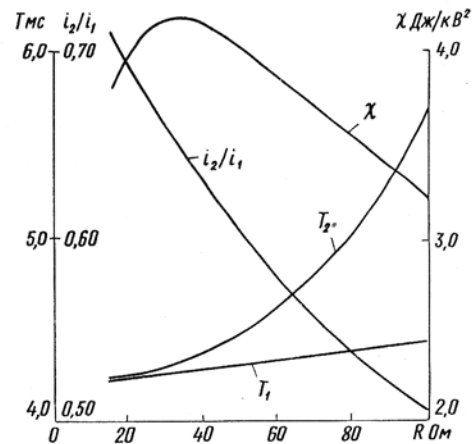


Рис. 4. Зависимости длительности полупериодов  $T_1$  и  $T_2$  и соотношения амплитуд токов второго и первого полупериодов  $i_2/i_1$  от величины нагрузки  $R$

чивается с ростом нагрузки, изменяясь от 4,3 мс при  $R=20$  Ом до 5,7 мс при  $R=100$  Ом. Такое различие в характере зависимости параметров  $T_1$  и  $T_2$  от нагрузки объясняется действием шунта в первом полупериоде разряда. С увеличением сопротивления нагрузки меняется и отношение  $i_2/i_1$ . Тем не менее в диапазоне  $R$  от 20 до 100 Ом значения  $i_2/i_1$ , а также  $T_1$  и  $T_2$  не выходят за пределы, нормированные в ОСТ 64-1-116-74. «Дефибрилляторы. Общие технические условия».

Из графика функции  $\chi(R)$  (рис. 4) видно, что нагрузочная характеристика контура имеет падающий характер от значения  $R=35$  Ом, которому соответствует максимум отдаваемой энергии. Такой характер нагрузочной характеристики предотвращает ожоги кожи при плохом контакте электродов с грудной клеткой пациента.

В 1977 г. подкомитет 62Д Международной электротехнической комиссии (МЭК) закончил разработку стандарта на дефибрилляторы [9]. Этим стандартом устанавливается необходимость дозирования воздействия энергии, отдаваемой в нагрузку, и нормируется допустимая погрешность средства дозирования:  $\pm 15\%$  — при работе на нагрузку 50 Ом и  $\pm 30\%$  — при нагрузке в диапазоне 25—100 Ом.

Задавая киловольтметром начальное напряжение на емкости и используя соотношение (7), можно дозировать энергию, отдаваемую в фиксированную нагрузку с большой точностью. Однако в каждом конкретном случае точное значение сопротивления цепи пациента неизвестно. Поэтому вместо равенства (7) для определения дефибриллирующего воздействия мы вынуждены использовать соотношение

$$E = \chi^* v^2, \quad (9)$$

где  $\chi^*$  — некое «среднее» значение функции  $\chi(R)$  в диапазоне  $R$  от 25 до 100 Ом.

Если шкалу киловольтметра проградуировать согласно выражению (9), то отдаваемую нагрузку энергию мы можем дозировать с погрешностью

$$\delta_E = |\delta| + 2\delta_v, \quad (10)$$

где  $\delta = 100 \frac{\chi(R) - \chi^*}{\chi(R)}$  — относительная погрешность, %, от замены формулы (8) формулой (10);

$\delta_v$  — погрешность киловольтметра, %.

Из уравнения (10) следует, что требования стандарта МЭК к погрешности средств дозирования выполняются, если:

$$2\delta_v \leq 15 - 100 |\chi^*/\chi(50) - 1| \quad (11)$$

и

$$2\delta_v \leq 30 - 100 |\chi^*/\chi_{\max} - 1| \quad (12)$$

либо

$$2\delta_v \leq 30 - 100 |\chi^*/\chi_{\min} - 1| \quad (13)$$

в зависимости от того, какое из неравенств, (12) или (13), сильнее.

Здесь  $\chi_{\max}$ ,  $\chi_{\min}$  — максимальное и минимальное значения функции  $\chi(R)$  в диапазоне  $R$  от 25 до 100 Ом.

Неравенства (11) — (13) в плоскости  $(\delta_v; \chi^*)$  определяют области  $A$ ,  $B$  и  $C$  (рис. 5). Одновременное выполнение неравенств (11) — (13) возможно в об-

ласти  $D$ . Каждая точка  $(\delta_v; \chi^*) \in D$  определяет величину допустимой погрешности  $\delta_v$  и значение градуировочной постоянной  $\chi^*$  киловольтметра, обеспечивающего выполнение требований стандарта МЭК.

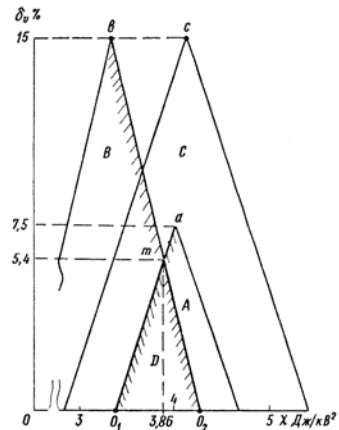


Рис. 5. К определению погрешности  $\delta_v$  и значения градуировочной постоянной  $\chi^*$  киловольтметра

Из рис. 5 видно, что из всех точек, принадлежащих области  $D$ , наибольшую ординату  $\delta_v$  имеет точка  $m$  пересечения прямых  $aO_1$  и  $bO_2$ . Решая совместно уравнения

$$\begin{aligned} 2\delta_v &= 15 - 100 |\chi^*/\chi(50) - 1|, \\ 2\delta_v &= 30 - 100 |\chi^*/\chi_{\min} - 1|, \end{aligned}$$

описывающие прямые  $aO_1$  и  $bO_2$ , находим координаты точки  $m$ :

$$\delta_{v,m} = \frac{65\chi_{\min} - 42,5\chi(50)}{\chi_{\min} + \chi(50)}, \quad (14)$$

$$\chi_m^* = 2,15 \frac{\chi(50)\chi_{\min}}{\chi_{\min} + \chi(50)}.$$

Для точки  $m$  допустимая погрешность киловольтметра  $\delta_v$  наибольшая. Поэтому, если градуировочную постоянную  $\chi^*$  выбрать из уравнения (14), требования к точности киловольтметра, вытекающие из стандарта МЭК, будут наиболее слабыми. В частности, при номинальных значениях параметров элементов контура

$$[\chi(50) = 4,03 \text{ Дж/кВ}^2; \chi_{\min} = 3,24 \text{ Дж/кВ}^2]$$

эти требования выразятся неравенством  $\delta_v \leq 5,4\%$  (значение градуировочной постоянной  $\chi_m^* = 3,86 \text{ Дж/кВ}^2$ ). В диапазоне напряжений, используемых для трансторакальной дефибрилляции (3,5—7 кВ), такая погрешность измерения может быть обеспечена стрелочным киловольтметром 2-го класса точности.

## Выводы

1. В реальном диапазоне нагрузок спектр биполярного дефибриллирующего импульса сосредоточен в полосе частот 200 Гц.

2. В дефибрилляторах ДИ-03 и ДКИ-01 при номинальных значениях параметров элементов разрядного контура шкала киловольтметра, измеряющего начальное напряжение на конденсаторе, может быть проградуирована в единицах энергии, отдаваемой в нагрузку. При этом требования стандарта МЭК

к точности дозирования могут быть обеспечены стрелочным киловольтметром 2-го класса точности.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Венин И. В. [и др.]. Дефибрилляторы ДИ-03 и ДКИ-01. «Новости медицинского приборостроения», М., ВНИИМП, 1973, вып. 3, с. 48.
2. Венин И. В. [и др.]. Схема формирования биполярного дефибриллирующего импульса. «Новости медицинского приборостроения», М., ВНИИМП, 1973, вып. 3, с. 84.
3. Гуревич Н. Л. [и др.]. Дефибриляция сердца двухфазным импульсом в эксперименте и клинике. «Кардиология», 1971, № 8, с. 126.
4. Гуревич Н. Л. [и др.]. Безопасная величина напряжения при электролечении аритмий сердца. «Кардиология», 1972, № 4, с. 88.
5. Лукошевичюте А. И., Печюлене И. Р., Дулевиčius З. П. Сравнительная эффективность монополярного и биполярного импульсов дефибриллятора при лечении предсердной аритмии в клинике. «Материалы II Всесоюзного съезда анестезиологов и реаниматологов», Ташкент, Всесоюзное научное общество анестезиологов и реаниматологов УзССР, 1977.
6. Смайлис А. И., Гасюнас В. К., Гасюнене Г. В. Сравнительная эффективность монополярного и биполярного импульсов дефибриллятора. В кн.: Проблемы ишемической болезни сердца. Вильнюс, «Мокслас», 1976.

Н. С. Колесников, Л. А. Шустер

УДК 615.471.002

## К оценке экономической эффективности применения медицинской техники

В «Основных направлениях экономического и социального развития СССР на 1981—1985 гг. и на период до 1990 года» поставлены задачи: «Улучшить обеспечение учреждений здравоохранения лекарственными средствами, инструментами, медицинской техникой и оборудованием, инвентарем, транспортом и средствами связи... Расширить производство современной медицинской техники». Решение этих задач невозможно без технико-экономического обоснования перспективности новых разработок институтов и конструкторских бюро, оценки вариантов образцов медицинской техники, принимаемых к серийному производству. Действующая методика [9] определения экономической эффективности и разработанные на ее основе в 1978 г. (по Министерству медицинской промышленности) методические указания предполагают определение только экономического эффекта изготовления и эксплуатации медицинской техники. Они годятся скорее для определения экономической эффективности техники, ее производящей, чем для медицинской техники, применяемой в здравоохранении как отрасли непродуцирующей сферы. До настоящего времени почти не проводилось попыток определения экономического эффекта применения медицинской техники в здравоохранении, т. е. нахождения наиболее весомой составляющей суммарного (народно-хозяйственного) эффекта.

Методика определения экономической эффективности медицинской техники должна учитывать медицинский, социальный и экономический виды эффектов, а методика определения экономического эффекта, явившегося следствием медицинского эффекта, должна быть в основном аналогична методикам оценки эффективности здравоохранения и отдельных медицинских программ.

В последние годы опубликован ряд исследова-

7. Цукерман Б. М. Электроимпульсная терапия нарушений ритма сердца. Автореф. дис. на соиск. учен. степени докт. биол. наук. М., 1971. 47 с. (Институт хирургии им. Вишневского).

8. McFarlane. Ventricular defibrillation with single and multiple half sinusoidal pulses of current. "Cardiovasc. Res.", 1971, vol. 5, p. 286.

9. Cardiac defibrillators particular requirements for safety and performance, Commission Electrotechnique Internationale. Subcommittee 62 D. Electromedical Equipment. December 1977.

#### SUMMARY

The bipolar current pulses time and frequency characteristics were studied in the inductive-capacitive discharge circuit with a diode-resistor shunt, used in defibrillators DI-03, DKI-01. The investigation showed that in the range of real loads the pulse spectrum is concentrated in the 200 Hz band. The possibility of the IEC recommendations realization is related to the form of the defibrillator discharge circuit load characteristic and to the grade of fit of the voltmeter measuring the energy storage capacitor voltage. The IEC recommendations are ensured for the discharge circuit analyzed when using a fine quality.

ний, посвященных оценке экономической эффективности отдельных медицинских программ и мероприятий. Разработана методика и определена экономическая эффективность ликвидации полиомиелита и резкого снижения заболеваемости дифтерией в СССР [2]. Предложена методика определения экономической эффективности снижения заболеваемости и травматизма на отдельном промышленном предприятии [5]. Проведены конкретные исследования экономических потерь от травм [8, 12], опубликованы результаты изучения экономической эффективности санаторно-курортного лечения [1, 7], инвалидности и реабилитации инвалидов [6].

Некоторые исследователи считают целесообразным введение в народнохозяйственное планирование показателя «Предполагаемый экономический эффект в результате проведения тех или иных оздоровительных мероприятий» [4]. Например, внедрение цитологической диагностики при гинекологических профилактических осмотрах во Львовской области повысило выявляемость нулевой стадии рака шейки матки с 3—5% до 30—40%, первой стадии — с 10 до 20%. При этом резко сократились летальность, сроки временной потери трудоспособности, продолжительность стационарного лечения и существенно уменьшилось число случаев выхода на инвалидность.

Длительность периода стационарного обследования составляет 15—20% всего времени пребывания больных в стационаре [11]. Сокращение этого периода возможно. В Винницкой областной больнице эффективная и целесообразная организация диагностического периода позволила снизить длительность пребывания больных в стационаре до операции с 4,3 дня в 1968 г. до 2,8 дня в 1972 г. [3]. Сокращение периода стационарного обследования до начала лечения (операции) также ведет к сокраще-