

В режиме ПОС каждая реакция испытуемого фиксируется в виде подсветки нажатого поля. При воспроизведении запомненного паттерна испытуемый имеет возможность сравнивать удерживаемый им в памяти паттерн с тем, который он воспроизводит на находящемся перед ним поле. Этот режим имеет принципиальные особенности по сравнению с режимом без ПОС. В режиме ПОС происходит постоянное сличение запомненного и воспроизводимого паттернов. Результатом этого сличения является принятие решения о следующем действии:

— выборе элемента, который был запомнен, но не воспроизведен;

— о невозможности продолжать дальнейшее воспроизведение из-за субъективной недоверности в правильности выбора действия, когда испытуемый не запомнил все экспонированные элементы;

— о прекращении реакций в том случае, когда все запомненные элементы полностью воспроизведены.

Особо важное для испытуемого значение имеет режим ПОС и в случае воспроизведения запомненного матричного образа с мысленным его поворотом (на 90, 180 или 270 градусов).

Прибор "Стабилотест". Следующим примером эффективного использования идеи ПОС является методика визуально кинетического слежения за положением и изменением проекции центра масс (ПЦМ) тела человека на горизонтальную плоскость при произвольном удержании вертикальной позы. Стабилографическая методика традиционно применяется для исследования устойчивости вертикальной позы при неврологических заболеваниях, черепно-мозговых травмах, в ортопедии, при нарушении вестибулярного аппарата и т. п. Оцениваются амплитудные и временные характеристики колебаний в переднезаднем (сагиттальном) и право-левом (латеральном) направлениях. С помощью компьютерных средств информация с датчиков, установленных в специальной стабилографической платформе, на которой стоит испытуемый, представляется на экране видеомонитора в виде точки, повторяющей смещение проекции центра масс испытуемого в системе координат в заданном масштабе.

Использование режима ПОС позволяет расширить диагностические возможности методики. Традиционно обследование проводится в положении стоя с открытыми (с фиксацией взгляда перед

собой) и закрытыми глазами. В режиме ПОС испытуемому демонстрируют положение его центра тяжести на экране видеомонитора и дают инструкцию удерживать его в определенной точке (например, в центре). Сравнение характеристик непроизвольной и произвольной регуляции позы позволяет оценить их относительные характеристики, эффективность произвольной регуляции и ее нарушения. В другом режиме инструкцией ставится задача слежения за программно управляемой точкой на экране, добиваясь совмещения с этой точкой точки ПЦМ путем произвольного управления положением ПЦМ через центральный и опорно-двигательный аппарат. Такой режим при соответствующем подборе программ управления точкой слежения может обеспечить тренировку функций определенных групп мышц и восстановление двигательных навыков при лечении и реабилитации.

Прибор "Атакситест". В приборе "Атакситест" режим обратной связи даже в наиболее простой его форме позволил повысить эффективность использования прибора для тренировки координации движений рук у детей и подростков за счет включения—выключения звукового сигнала обратной связи при выходе размаха движения руки за задаваемые пороги.

В заключение необходимо отметить, что многообразие форм ПОС позволяет строить широкий спектр новых и модификации традиционных методов инструментального исследования ВНД человека в норме и патологии. Особенно перспективным является развитие на этой основе методов и приборов для тренировки, развития и реабилитации нарушенных, ослабленных или утраченных функций.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анохин П. К. Системные механизмы высшей нервной деятельности. — М., 1979.
2. Матвеев Е. В. // IV Всесоюзная конф. "Современные тенденции в биомедицинских приборах и устройствах": Тезисы — Тбилиси., 1986. — С. 34.
3. Матвеев Е. В., Вишняков А. И., Надеждин Д. С., Зуев Л. Н. // Мед. техника. — 1991. — № 2. — С. 42—45.
4. Матвеев Е. В., Надеждин Д. С., Калинин А. В. // Там же. — С. 39—41.
5. Матвеев Е. В., Надеждин Д. С. // Там же. — 1994. — № 4. — С. 31—34.
6. Сохадзе Э. М., Хищенко В. И., Штарк М. Б. // Биоправление. Теория и практика. — Новосибирск, 1988. — С. 19—22.

Поступила 06.06.96

© В. В. ЛЕБЕДЕВ. 1996

УДК 615.471.03:616.12

В. В. Лебедев

УПРОЩЕНИЕ МЕТОДИКИ ИСПЫТАНИЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ НА УСТОЙЧИВОСТЬ К ВОЗДЕЙСТВИЮ ИМПУЛЬСОВ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

АОЗТ "ВНИИМП—ВИТА" РАМН, Москва

Электрокардиографы как приборы типового оснащения медицинских учреждений чрезвычайно подробно регламентированы по параметрам и характеристикам национальными и международ-

ными стандартами. Фактически сформирована очень громоздкая система обязательного контроля, которая постоянно усложняется и наращивается. Поэтому совершенствование методики ис-

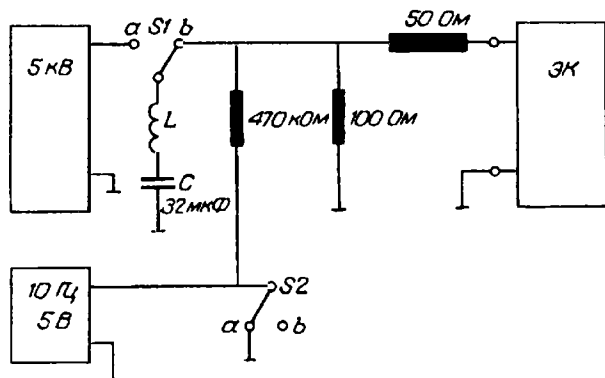


Рис. 1. Схема испытательного стенда по ГОСТу Р. 50.267.23—94.

питаний и контроля, прежде всего устранение ручных операций, затрудняющих автоматизацию, является весьма актуальной задачей.

ГОСТ Р 50.267.23—94 (МЭК 601-2-25—93). Часть 2. устанавливает требования на проверку приборов на сохранение работоспособности и время ее восстановления после воздействия импульсов дефибриллятора амплитудой 5 кВ.

Приводимые в п. 51.102 ГОСТа методика и схема испытательного стенда неоправданно усложнены требованием фиксировать время подключения разряжающегося конденсатора эквивалента дефибриллятора. Это время установлено 200 ± 100 мс, следовательно, стенд должен содержать быстродействующий переключатель, способный коммутировать напряжение 5 кВ.

Даже авторы ГОСТа в приложении указывают, что нет необходимости точно выдерживать этот интервал подключения, приводя альтернативное, но не техническое требование: "как можно быстрее".

Исходя из требований на проверку, переключатель должен подключать накопительный конденсатор (32 мкФ) на вход испытуемого прибора для обеспечения воздействия, эквивалентного импульсу дефибриллятора. Отключать переключатель приходится из опасения влияния емкости конденсатора на прохождение испытательного сигнала (рис. 1).

Однако опасения воздействия емкости конденсатора на передачу испытательного сигнала (10 Гц; 1 мВ) совершенно необоснованны. Дело в том, что импеданс этого конденсатора на частоте 10 Гц имеет значение около 500 Ом. Этот импеданс включен параллельно резистору с сопротивлением 100 Ом, при этом суммарный модуль активного сопротивления при параллельном включении резистора и конденсатора изменится не более чем на 2% по сравнению с сопротивлением резистора. Таким влиянием емкости конденсатора на цепь контрольного сигнала можно пренебречь. Тогда переключатель S1 должен только быстро включаться, а размыкаться он может после 10 с контрольного времени обнаружения регистрируемого сигнала. Таким образом, быстродействие переключателя S1 при размыкании не является существенным параметром.

Есть другое опасение, вызывающее необходимость отключения конденсатора от цепи испытательного сигнала, связанное с явлением адсорб-

ции (сохранением остаточного заряда) в конденсаторе. При начальной величине напряжения 5 кВ остаточное напряжение конденсатора может значительно превышать допустимое для электрокардиографов (0,3 В). Однако и это опасение несущественно. Во-первых, разряд конденсатора имеет колебательный характер за счет индуктивности L. При колебательном разряде адсорбция не играет роли. Кроме того, наличие нагрузочного сопротивления 100 Ом исключает возникновение на выходе разрядной цепочки остаточных напряжений. Если сказанное убеждает, то необходимо изменить текст методики испытаний электрокардиографов (п. 51.102). После слов: "... переключают S1 в положение b" дополнить: "и оставляют в этом положении", далее по тексту (слова "на время 200 мс \pm 50%" исключить).

В п. 51.103 ГОСТа целесообразно в конце добавить: "время срабатывания устройства индикации не должно превышать 5 с от момента подачи напряжения постоянного тока перегрузки".

Можно упростить испытательный стенд с целью исключения второго переключателя S2. Приводимая ниже схема (рис. 2) эквивалентна схеме на рис. 1, однако не имеет переключателя S2.

При амплитуде импульса дефибриллятора 5 кВ на сопротивлении 1 Ом выделится сигнал 50 В и источник контрольного сигнала (10 Гц; 5 В) получит импульс тока, ограниченный резистором 4,7 кОм до величины 10 мА, что неопасно для приборов типа звукового генератора. Педантичный инженер может заблокировать сопротивление 1 Ом парой кремниевых диодов для ограничения напряжения.

Испытательный стенд (см. рис. 2) изготовлен для испытания электрокардиографа ЭК1ТЦО2 (АОЗТ "ВНИИМП—ВИТА") на заводе-изготовителе — ПО "Марийский Машиностроитель" (Йошкар-Ола). Время восстановления записи электрокардиограммы после воздействия испытательного импульса 5 кВ на этом стенде составляет 2—3 с.

Дополнительно можно отметить неточность методики испытания электрокардиографов (п. 51.101.1) по проверке защиты от импульсов дефибриллятора в части таблицы 102 формирования подключений электродов к испытательному стенду. Контрольный сигнал по электроду в исправном приборе никогда не может быть записан, поэтому подключение электрода к испытательному сигналу в таблице 102 должно быть исключено, а

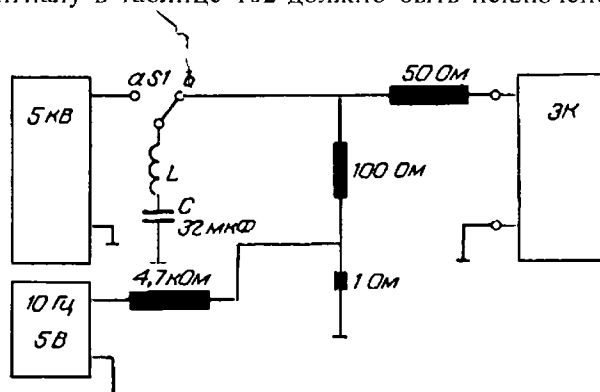


Рис. 2. Предлагаемая схема испытательного стенда.

само испытание по электроду должно быть перенесено в п. 51.101.2.

Поступила 01.07.96

TO THE SIMPLIFICATION OF ELECTROCARDIOGRAPH TESTING PROCEDURES FOR RESISTANCE TO DEFIBRILLATOR IMPULSES

V. V. Lebedev

© Л. Я. КЛЕППЕР, Г. В. МАКАРОВА, 1996

УДК 615.471.03:616.24-006.6-085.849

Л. Я. Клеппер, Г. В. Макарова

ПЛАНИРОВАНИЕ ФРАКЦИОНИРОВАННЫХ СХЕМ ОБЛУЧЕНИЯ ЛЕГКИХ С ПОМОЩЬЮ ФАКТОРА TDF^1

Центральный экономико-математический институт РАН Москва, Московский научно-исследовательский институт диагностики и хирургии Минздрава РФ

Планирование лучевой терапии (ЛТ) злокачественных опухолей заключается в выборе таких физико-технических условий облучения (планов облучения), использование которых приводит к образованию в облучаемом организме эффективного (оптимального) дозного поля.

Анализ показывает, что эффективный план облучения является компромиссом между стремлением создать в очаге поражения дозное поле требуемого уровня и конфигурации для его необратимого разрушения и стремлением свести к минимуму лучевые нагрузки на нормальные органы и ткани организма. Задача определения эффективного (компромиссного) плана облучения чрезвычайно сложна, так как нормальные органы и ткани, попадающие в сферу интенсивного лучевого воздействия, обладают различной радиочувствительностью. Врачу-радиологу необходимо соизмерять тяжесть онкологического заболевания с риском возникновения необратимых лучевых осложнений в нормальных органах и тканях.

В настоящее время принято считать, что влияние объема на толерантную дозу описывается следующим образом [2]:

$$D(V_1)/D(V_2) = (V_1/V_2)^{-b}, \quad (1)$$

где $D(V_1)$ и $D(V_2)$ — толерантные дозы при облучении объемов V_1 и V_2 одной и той же ткани. Из соотношения (1) получаем, что

$$D(V_1)V_1^b = D(V_2)V_2^b = D(V)V^b = D(1) = \text{const.} \quad (2)$$

Таким образом, если формула (1) адекватна реальной действительности, тогда произведение толерантной дозы на объем облученной ткани в степени b есть постоянное число для рассматриваемой ткани, численно равное толерантной дозе единичного объема ткани. Мы предполагаем, что формула (1) может быть распространена не только на толерантные дозы, для которых вероятность возникновения лучевых осложнений (ВЛО) со-

Summary. Whether procedures for testing electrocardiographs for resistance to defibrillator impulses can be simplified by GOST P50.267.23-94, (IEC 601-2-25-93), Part 2 (Particular Safety Requirements for Electrocardiographs), is discussed. The paper proposes a new diagram of a test bed made at the Mariyskiy Mashinostroitel Production Association is propose to examine an ЭК1ТЦ02 electrocardiograph designed at VNIIMP-VITA, Moscow, which excludes the ambiguity of testing procedures.

ставляет $p = 0,05$, но и на произвольное значение ВЛО, $0 \leq p \leq 1$ [2]

$$\frac{D(P, V_1)}{D(P, V_2)} = \left(\frac{V_1}{V_2}\right)^{-b}. \quad (3)$$

Формула (3) нуждается в обосновании на основе анализа клинических наблюдений и в настоящей работе мы ее используем для приближенных оценок значений дозы.

Определение предельных (толерантных) доз для нормальных органов и тканей организма было естественным обобщением опыта ЛТ злокачественных опухолей. На их основе стали создаваться математические модели, описывающие эквивалентные толерантные методы облучения при различных схемах фракционирования дозы (ФД) во времени.

Одной из наиболее распространенных в настоящее время математических моделей для описания эквивалентных толерантных уровней облучения нормальных органов и тканей является модель F. Ellis [4]. Широкое распространение получили две ее модификации: CRE [7] и TDF [1].

Математическая модель Ellis имеет следующий вид:

$$D = NSD \cdot N^{k_1} \cdot T^{k_2}, \quad (4)$$

где D , N , T — толерантная доза, число фракций облучения, длительность ЛТ в сутках соответственно; NSD — коэффициент пропорциональности; k_1 и k_2 — параметры модели.

В формулу (4) входят число фракций и общая длительность ЛТ. При этом предполагается, что режим облучения равномерен по дозе за фракцию и по временному интервалу между фракциями. Попытка модифицировать модель Ellis и распространить ее на неоднородные схемы ФД привела к созданию математических моделей CRE и TDF .

В 1971 г. J. Kirk, W. Grey, E. Watson [7] предложили математическую модель для расчета кумулятивного радиационного эффекта (CRE)

$$R(D, N, T) = \frac{D}{N^{k_1} \cdot T^{k_2}}. \quad (5)$$

Для толерантного уровня облучения $R_{\text{тол}}(D, N, T) = NSD$. Таким образом, кумулятивный радиационный эффект оценивается в частях NSD . По-

¹Представлена в виде доклада на Международной конференции "Физика-95" в декабре 1995 г.