

их службы составляет 381,6 тыс. руб., что и обеспечивает в конечном счете получение народнохозяйственного эффекта в размере 376,4 тыс. руб.

При определении экономической эффективности по формуле (7) и ее модификации (например, по формуле 8) обеспечивается народнохозяйственный подход при выборе вариантов техники. Создатели новой техники медицинского назначения будут нацелены на поиск таких вариантов техники, которые позволили бы получить экономии народнохозяйственных средств как на их производство, так и на производство медицинских услуг при их непосредственном участии.

Метод сравнительной эффективности служит лишь поиску возможных способов производства техники медицинского назначения и производства услуг с минимальными народнохозяйственными затратами живого и овеществленного труда. Он не может быть принят для оценки целесообразности производства того или иного вида медицинской техники, а тем более целесообразности оказания тех или иных медицинских услуг.

Таким образом, наряду с необходимостью существует и реальная возможность создания методических указаний по определению экономической эффективности от производства и использования новых видов медицинской техники.

Поступила 27/VIII 1979 г.

ON EVALUATION OF RESPECTIVE ECONOMICAL EFFICIENCY PROVIDED BY NEW TYPES OF MEDICAL TECHNICS. I. A. Biktagirov

S u m m a r y. Methodical principles for respective evaluation of economical efficiency, gained through production and employing new types of medical technics are reported.

ОБМЕН ОПЫТОМ

УДК 615.471:616.12-008.3-073.97

А. И. Смайлис, В. К. Гасюнас, Р. П. Жилинскас, Г. В. Гасюнене

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММИРОВАННОЙ СТИМУЛЯЦИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ УЯЗВИМОСТИ СЕРДЦА

Каунасский медицинский институт

В последнее время стали широко применять программирование электрической стимуляции сердца, т. е. раздражение сердца импульсами, параметры которых (межимпульсный интервал, амплитуда, длительность) устанавливаются заранее. Программирование межимпульсных интерва-

лов обеспечивает возможность изучения функции синусового узла [1], моделирование аритмии типа ре-энтри в синусовом узле, в атриовентрикулярном узле [2], в пучке Гиса и волокнах Пуркинье [3], изучение действия медикаментов, изучение механизма возвратной тахикардии, при-

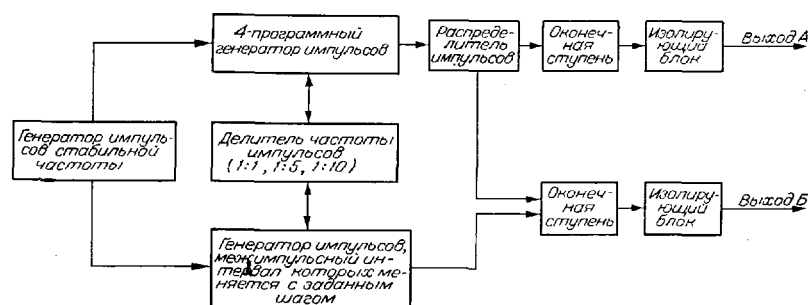


Рис. 1. Структурная схема программированного стимулятора.

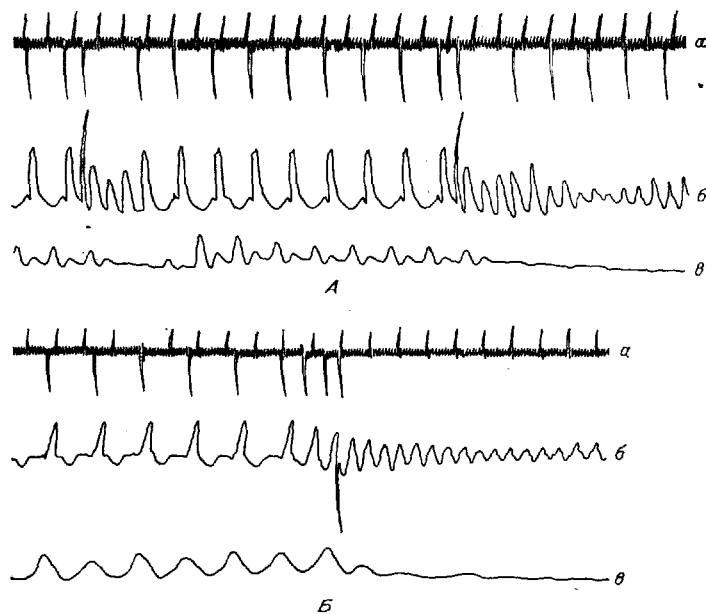


Рис. 2. Пример вызванной фибрилляции желудочков одиночным импульсом (А) и с помощью последовательной стимуляции R/T (Б).
α — отметки времени и отметки раздражения; *б* — ЭКГ (II стандартное отведение); *в* — давление крови в аорте.

синдроме Вольфа — Паркинсона — Уайта [4], выбора наиболее эффективного для конкретного вида аритмий медикамента (или их сочетания), а также его оптимальной дозы [5].

Программированная стимуляция целесообразна и для изучения уязвимости сердца. В этом случае нельзя не отметить такие ее преимущества, как возможность быстрого измерения порогов фибрилляции, что позволяет уловить быстрые изменения электрофизиологических параметров (например, при окклюзии венечных артерий и последующей реперфузии), которые другими методами заметить трудно; возможность использования новейшего метода вызывания аритмий — последовательной стимуляции R/T; обеспечение высокой точности измерения.

Разработанный нами программируемый стимулятор обеспечивает фибрилляцию сердца всеми известными методами, в которых применяется синхронизированное с сердечным циклом раздражение, а именно, одиночным импульсом, серией импульсов, последовательными R/T и учащающимися электрическими импульсами.

Структурная схема программируемого стимулятора представлена на рис. 1. Расстановка импульсов осуществляется соответствующим соединением 2 генераторов импульсов, представляющих собой делители частоты, первый имеет 4 коэффициента деления, программируемых перед испытанием, у второго коэффициент деления меняется после каждого выходного импульса. При поступлении сигнала частотой 1 кГц с генератора стабильной частоты изменением коэффициента деления второго генератора на 2, 3, 5, 10, 20, 30 и 50 обеспечивается смещение последующего импульса на соответствующее число милли-

секунд. Второй генератор можно запускать через каждый пятый или каждый десятый импульс первого генератора. Смещение местоположения выходного импульса второго делителя с заранее заданным шагом обеспечивает автоматическое скенирование уязвимой фазы тестирующим импульсом без участия экспериментатора. На рис. 2, А показано, как после первого тестирующего импульса возникли множественные ответы, а после второго, смещенного на 1 мс, — фибрилляция желудочков (ФЖ). При этом можно измерять два порога — порог множественного ответа и порог фибрилляции.

На кривых (*а*) отметок времени каждая десятая имеет увеличенную амплитуду (вверх), отметки вниз — это отметки раздражения.

На рис. 2, Б представлен пример вызванной фибрилляции желудочков с помощью последовательной стимуляции R/T. Суть метода заключается в следующем: при раздражении кондиционирующими импульсами амплитудой, равной порогу диастолического раздражения, путем тестирующих импульсов той же амплитуды находят длительность эффективного рефрактерного периода (ЭРП), и выбрав задержку первого тестирующего импульса, на 5—10 мс превышающую длительность ЭРП, добавляют второй тестирующий импульс. Смещая второй импульс, повторяют указанные действия и добавляют третий импульс. Задержку третьего импульса устанавливают таким же образом и его амплитуду повышают до появления ФЖ. Для изменения амплитуды имеется распределитель импульсов, направляющий последний тестирующий импульс на выход Б (выходной импульс которого выбирают более мощным). Метод последовательной

стимуляции R/T моделирует серию акселерирующих экстрасистол, из которых развивается ФЖ. Каждый из трех тестирующих импульсов наносит в уязвимые фазы трех последовательных сердечных циклов, увеличивая негомогенность восстановления возбудимости. Аналогичные картины перехода в фибрилляцию наблюдаются в клинике.

Программированный стимулятор хорошо подходит для того, чтобы вызвать ФЖ путем учащения сердечного ритма [6]. При этом удается соблюдать однообразность изменения частоты стимуляции во

всех испытаниях, что увеличивает точность измерения порогов. Кроме того, программируемый стимулятор может выполнять ряд других функций: секвенциальную стимуляцию предсердий и желудочков (в том числе и парную), снятие кривой зависимости эффекта стимуляции от задержки второго импульса в паре, снятие кривой возбудимости и т. д.

Возможность вызвать ФЖ несколькими методами позволяет изучить информативность и целесообразность каждого из методов, сравнивая их в одном эксперименте [7, 8].

ЛИТЕРАТУРА

1. Richter S. — Z. Kardiol., 1975, Bd 64, S. 907—918.
2. Paulay K., Weisfogel G., Damato A. — Am. J. Cardiol., 1974, v. 33, p. 617—622.
3. Akhtar M. et al. — Am. Heart J., 1976, v. 92, p. 174—182.
4. Sung R. et al. — Am. J. Cardiol., 1977, v. 40, p. 24—31.
5. Fisher J. et al. — Am. Heart J., 1977, v. 93, p. 658—668.
6. Смайлис А. И. и др. — А. с. 305892 (СССР). — Открытия, 1971, № 19.
7. Blatt Ch., Verrier R., Lown B. — Am. J. Cardiol., 1977, v. 39, p. 523—528.
8. Spear J. et al. — Ibid., 1973, v. 32, p. 814—722.

Поступила 25/VI 1979 г.

THE HEART VULNERABILITY AS ESTIMATED BY MEANS OF PROGRAMMED STIMULATION. A. I. Smailis, V. K. Gasyunaene, R. P. Zhilinskas, G. V. Gasyunene

Summary. The described programmed stimulator is intended mainly for studying the vulnerability of the heart, which is estimated by the fibrillation thresholds measured by the heart irritation with single pulses, pulse-train, consecutive pulses and electrical pulses with increasing frequency. The programmed stimulator can fulfill, in addition, some other functions. In particular, the pair stimulation and consequent arterioventricular stimulation modes are possible.

УДК 615.471:617.52-073.731-073.96

В. Е. Гречко, Г. И. Резков, М. Н. Пузин

ЭЛЕКТРОДНАЯ МАСКА ДЛЯ РЕОФАЦИОГРАФИИ

Московский медицинский стоматологический институт им. Н. А. Семашко

В настоящее время для исследования кровообращения широкое распространение получила реография, а для исследования состояния мозгового кровообращения — реоэнцефалография. Рядом исследователей установлено, что с помощью реографии лица можно получать информацию для диагностики и лечения больных [1—3]. Этот метод был назван реофациографией. Для выполнения реофациографии электроды обычно фиксируются на лице резиновыми лентами (вставляются в отверстия на ленте). С помощью одной резиновой ленты закрепляются только два электрода — таким образом каждая пара электродов фиксируется отдельно.

Практика реофациографических исследований показала, что данный метод фиксации имеет ряд существенных недостатков, так как резиновые ленты закрепляют электроды недостаточно стабильно, что иногда приводит к их смещению и затрудняет симметричную установку. Наложение резиновой ленты на лицо вызывает сдавление тканей исследуемой области, приводит к возникновению неприятных ощущений, а у некоторых больных (например, при невралгии тройничного нерва) и к развитию приступов болей. Сдавление резиновой

лентой ведет к изменению кровообращения тканей лица, что не может не отразиться на реографических показателях.

На кафедре нервных болезней стоматологического факультета Московского медицинского стоматологического института сконструировано приспособление для фиксации электродов на лице при реофациографии. Это приспособление выполнено в виде выгнутой в форме полуцилиндра маски из листового органического стекла толщиной 1,5 мм (рис. 1). Размеры предлагаемого устройства и точки размещения электродов на маске выбраны на основании многочисленных измерений лицевой части черепа человека. В маске имеются отверстия для носа, рта обследуемого и щелевидные отверстия для перемещения электродов. У края каждой щели сделан расширенный паз для крепления электрода, что позволяет одновременно фиксировать нужное количество электродов на лице. Электроды прижимаются к коже лица спиральными стальными пружинами (рис. 2). Наличие щелей позволяет перемещать электроды по горизонтальной линии, а перестановка электродов из одной щели в другую дает возможность перемещать их по вертикали. Это обеспечивает