

IX

ЭЛЕКТРОННАЯ ЛЕЧЕБНАЯ АППАРАТУРА ПРИ КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ РЕАНИМАЦИИ

Мариуш Стопчик

Терапевтическая аппаратура, применяемая для кардиологической реанимации, способствует проведению электроэардиотерапии двух основных причин, вызывающих прекращение гемодинамической функции сердца:

- 1) остановка желудочков, в особенности при предсердно-желудочковой блокаде путем стимуляции;
- 2) фибрилляция желудочков путем электрической дефибрилляции.

I. СТИМУЛЯЦИЯ

Учитывая путь к сердцу, по которому проводятся электрические импульсы, следует различать типы стимуляции: промежуточную, трансторакальную и наружную (через грудную клетку). Ввиду большой сопротивляемости кожи и уменьшения стимула по мере отдаления электрода от сердца необходимо применять электроимпульсы высокого напряжения (100—200 в) и большой энергии. Получаемый при этом выраженный распространенный биологический эффект практически не позволяет применять наружную стимуляцию у больных, не потерявших сознания из-за болезненных сокращений скелетных мышц. Однако в связи с необходимостью быстрого применения такого рода лечения электроэардиотерапия остается почти единственным методом лечения больных при внезапной остановке кровообращения. Стимулирующие электроды обычно прикладывают (после смазывания кожи электропроводящей пастой) на участке проекции основания и верхушки сердца (отрицательный электрод на верхушке сердца).

Непосредственная стимуляция. В зависимости от пути

введения электродов можно различить следующие стимуляции:

1. Эпикардиальная, перикардиальная стимуляция — при открытой грудной клетке (непосредственный массаж, кардиохирургия) (рис. 11);

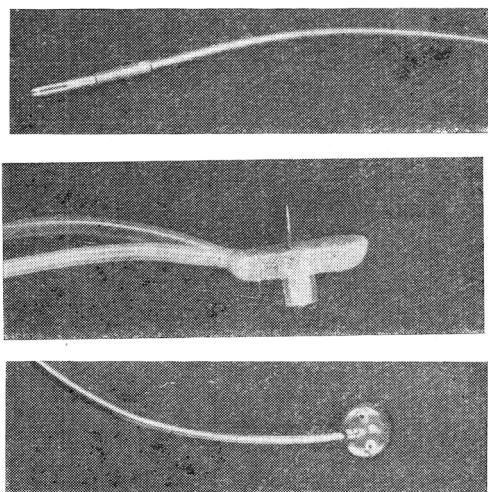


Рис. 11. Электроды для имплантируемых стимуляторов. Снизу вверх: перикардиальный (EMT-567), средостенный (MIP-120), внутрижелудочный (EMT-588).

2. Миокардиальная, средостенная — через иглу, введенную в сердечную мышцу. Этим методом можно также воспользоваться при внутрисердечном введении лекарств. Учитывая естественное стремление к ограничению распространения стимула, следует применять при внутрисердечной инъекции иглу, покрытую по всей ее поверхности (за исключением острого конца) слоем изолирующего лака. Фирма „Hellige” производит специальные для этой цели иглы, при помощи которых стимулирующие электроды вводят через грудную клетку в полость сердца, электроды остаются в этой полости после удаления иглы.

3. Внутриполостная, внутрижелудочковая (рис. 11) — через электрод, вводимый путем катетеризации правого желудочка через венозную систему. Этот метод наиболее простой, как правило, не

приводит к осложнениям, эффективен и служит как бы введением для окончательного метода лечения, каким является имплантация стимулятора. Электрод в виде мягкого, изолированного провода с платиновым концом (диаметр 2,5—3 мм, тип ЕМТ 588 и ЕМТ 570 фирмы „Elema Schönander”, Швеция) вводят через наружную яремную вену в правый желудочек (участок верхушки сердца), где он задерживается между папиллярными мышцами. Другой электрод в виде круглой пластинки (ЕМТ 564) имплантируют под кожу в предсердной области. Провода вводят под кожу живота и после вывода наружу их конца соединяют со стимулятором, причем внутрижелудочковый электрод соединяют с отрицательным полюсом.

При внезапных случаях, для временной стимуляции, идеальным прибором являются биполярные электроды (U.S.C.J., С 51, „Medtronic” 5821 С). Это полутвердые катетеры, которые легко вводятся через вену (локтевую, бедренную или подключичную — даже путем укола), на конце их находятся электроды (на 1—2 см выше) с наружными проводами. Стимуляция такого рода электродом не требует имплантации другого „отдаленного” электрода и может быть проведена в течение 12—18 минут.

При непосредственной стимуляции (почти независимо от типа ее) показатель порога эффективности импульса ориентировочно равен 2—10 в. Соответственно, решающий для биологического эффекта показатель напряжения тока, проходящего через сердечную ткань, равен 5—25 ма. Такая стимуляция вызывает сокращение скелетной мускулатуры и обычно они ограничиваются участками отдаленного электрода и не причиняют особых неприятностей больным.

Аппаратура для стимуляции. Наружные стимуляторы, применяемые при электротерапии остановки желудочков, обычно являются аппаратами, которые снабжаются электротоком из батарей или общей электросети с ручным или автоматическим переключателем (например, автоматический переключатель на батареи при перерыве подачи тока из общей электросети — фирмы „Simmons-Weel”). Эти стимуляторы имеют два отдельных выхода с соотношением напряжения,

равным 10 : 1; они служат для наружной и непосредственной (прямой) стимуляции сердца (рис. 12).

При помощи наружных стимуляторов, как правило, можно регулировать два параметра: напряжение (а следовательно, и энергию) и частоту импульсов. При сти-

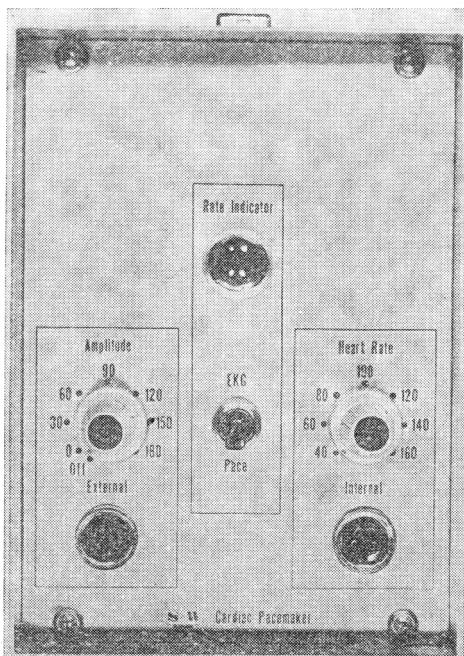


Рис. 12. Наружный стимулятор. Видны входы для наружной и прямой стимуляции („External” и „Internal”).

муляции следует применять напряжение, превышающее на 50—100% показатели порога эффективности, причем рекомендуется начать стимуляцию от максимальных показателей (при внезапных случаях), чтобы таким образом сэкономить время, которое проходит до момента эффективной стимуляции. Как только достигнуто эффективное напряжение, можно уменьшить его до появления порогового показателя и затем увеличить на 50—100%. Частота импульсов должна быть установлена в зависимости от частоты ритма, который был у больного до несчастного случая (остановки сердца).

Другие физические параметры импульса, а также продолжительность последнего и форма кривой напряжения не регулируются, они бывают разными в различных типах стимуляторов и зависят от сопротивления и электрической емкости стимулятора и тканей, находящихся между электродами.

Обычно применяют прямоугольный импульс (форма кривой напряжения без нагрузки стимулятора и сопротивления между электродами), продолжающийся 2 мсек. Некоторые типы стимуляторов могут автоматически включаться, как только появляется сигнал тревоги на кардиотахометре (см. рис. 17). Такое автоматическое включение стимуляторов происходит в случае замедления сердечной деятельности ниже допускаемой границы. Следует напомнить о возможности стимуляции желудочков в сочетании с предсердными импульсами (при полной предсердно-желудочковой блокаде), что дает возможность увеличения гемодинамического эффекта восстановленной сердечной деятельности примерно у 30% пострадавших.

В IV клинике внутренних болезней Варшавской медицинской академии сконструирован модель такого аппарата, при помощи которого записывались предсердные зубцы с отведений, установленных на поверхности тела больного. В следующей главе будут рассмотрены имплантируемые стимуляторы, направляемые отведением от поверхности предсердия.

Стимуляторы для имплантации. Имплантация стимулятора обычно является конечным направленным этапом лечения расстройств ритма при предсердно-желудочковой блокаде.

В разделе, посвященном лечению блокад, описаны показания для такого рода вмешательств. Приведенный ниже фрагмент относится только к рассмотрению применяемой аппаратуры, методам имплантации и управления стимулятором.

а) Электроды применяют при всех методах непосредственной стимуляции: электроды, пришиваемые к перикарду („Elema” EMT 567, рис. 11), а также шивающие с сердечной мышцей после наведения на пластиинку соответствующей нарезки (рис. 11, тип MIP 120, „Vitatron”, „Medtronic”, „Cordis”, *pacing on demand* — стимулятор по требованию), наконец внутрижелудочко-

вые электроды („Elema”, рис. 11). Этот последний метод введения электродов (наименее травиующий больного, ибо при этом методе не нужно производить торакотомию) усиленно рекомендуется в последнее время.

Напряжение импульса, которое требуется при этом методе (показатель порога 1,5—3,0 в), является более низким, чем при других методах. Таким образом, в связи с одинаковой сопротивляемостью между электродами расход электроэнергии заметно уменьшится. Внутрижелудочный электрод не прикрепляется к месту своего расположения. Отмечаются только единичные случаи, когда необходимо произвести коррекцию расположения электродов (репозиции). Описано существенное и довольно частое осложнение в виде перелома проводов в месте соединения их с перикардиальным электродом (при внутрижелудочковом способе). Это осложнение встречается очень редко потому, что радиус изгиба проводов при движениях сердца (исключением являются перечисленные выше биполярные катетеры) совершенно незначительный.

б) Стимуляторы. Электродные провода прикрепляются при помощи винтиков или специальных вкладышей к корпусу стимулятора, сделанного из пластмассы и покрытого слоем силиконового каучука.

На рис. 13 показаны различные виды отечественных стимуляторов. В зависимости от типа и вида корпуса стимулятора последние стерилизуются или в парах формалина, или при помощи газа. Газовая стерилизация (окись этилена) является наиболее удобным методом для всех типов стимуляторов. Обычные методы стерилизации (при высоких температурах) не могут применяться, ибо они уже при 50° повреждают всю систему. Стимулятор для имплантации является транзисторным генератором прямоугольных импульсов длительностью около 2 мсек, с внутренним источником электроэнергии в виде ртутных приспособлений (в количестве 4—6), обеспечивающих напряжение импульса 5,4—6,7 в и беспрерывную работу стимулятора в течение 2—3 лет. Электросистема аппарата изолирована от электродов (пациента) с целью лучшего прохождения постоянного тока (выход через конденсатор), что предупреждает поляризацию электродов и в конечном итоге предохраняет от преждевременного увеличения



Рис. 13. Стимуляторы для имплантации. а — „Vitatron” MIP-100; б — „Elema” EM-139; в — „Elema” EM-144.

порога стимуляции („exit bloc”). Обычно имплантируют также предохранители стимулятора, которые защищают последний от влияния токов высокой частоты, применяемой во время наружной дефибрилляции.

В зависимости от системы устройства и связанных с этим возможностями изменений в характере стимуляции можно различать следующие стимуляторы.

1. Стимуляторы с установленной (постоянной) частотой импульсов (обычно 70 в минуту) продукции „Elema” EM 137, EM 139, EM 142, „Ventricor Cordis”, рис. 13, б.

2. Стимуляторы, у которых возможно изменение частоты ритма в двух направлениях, например 70 и 95 в минуту („Vitatron MIP 100, рис. 13, а). Отмеченные изменения в ритме происходят при приложении магнита к коже над стимулятором, благодаря чему начинает действовать магнитный переключатель, который находится внутри стимулятора. Благодаря такому устройству этот тип стимулятора способствует созданию определенной адаптации частоты к той нагрузке, которую производит больной, и увеличивает гемодинамическую способность сердца.

3. Стимуляторы, которые направляются и регулируются предсердием (atrial-triggered pacemaker). При этом типе стимулятора дополнительный электрод вводится (во время медиастиноскопии) в предсердие („Elema” EM 141, EM 144, рис. 13, в) или прикрепляется к стенке предсердия во время торакотомии (Atricor, фирма „Cordis”). Стимулятор воспринимает предсердные импульсы, которые при употребляемых отведениях отличаются своими зубцами с большими амплитудами. Эти импульсы усиливаются при помощи специального усилителя, вмонтированного в стимулятор, и направляются с постоянным запаздыванием (немного более коротким от физиологической продолжительности участка $P-Q$) момента высвобождения стимулирующего импульса. Этот усилитель размещается на участке желудочка. Для того чтобы не допустить обратного действия стимулятора (при помощи полученного импульса или желудочкового синдрома), вводят так называемую систему рефракции (т. е. такую систему, при которой включение стимулятора после каждого принятия предсердного импульса блокируется на 0,37—0,44 секунды). В указанный промежуток времени никакой импульс не может активизировать стимуляцию. Это явление предупреждает тахикардию и преждевременные раздражения. Таким образом, описанный стимулятор является полным протезом поврежденной системы проводимости вместе с модуляцией функции предсердно-желудочкового узла (проводимость, запаздывание, блокировка). Заменить этот стимулятор может „запаздывающая” система или система, блокирующая (в соотношении 2 : 1, 3 : 1 и т. д.) предсердные импульсы при появлении предсердных тахисистолий, превышающих в

2, 3 раза и более „основную” частоту стимулятора. Эта система содержит также „обычный” стимулятор с „основной” частотой, включаемый в момент замедления предсердного ритма (обычно ниже этой частоты), устанавливаемой обычно на 50—70 минут. Устроенный таким образом стимулятор не крупнее „обычного” стимулятора этой же фирмы, а его точность, несмотря на значительное количество элементов, уменьшается лишь в незначительной степени. Это обеспечивается тем, что возможность повреждения электронных частей имплантированного стимулятора не превышает 10% всех повреждений его элементов. Направляемые предсердием стимуляторы, восстановливая физиологическую регулировку ритма и синхронизацию систолы предсердий и желудочков, являются большим прогрессом при лечении предсердно-желудочковой блокады.

4. Стимуляторы, направляемые ритмом желудочков, обычно применяются при лечении расстройств проводимости (временного характера). Желудочковые систолы, которые проявляются при записи на ЭКГ, воспринимаемые через стимулирующий электрод, направляются (без задержки) в стимулятор и вызывают синхронное появление импульсов с функцией желудочков, превышающее частоту „основного” стимулятора. При замедлении функции желудочков ниже 60 в минуту (ЕМ 143) стимулятор берет на себя функции водителя ритма сердца. Ускорение „собственного” ритма (кардиотонного) вновь синхронизирует импульсы стимулятора, которые в этих условиях не создают биологического эффекта, отражающегося на синхронизирующем участке возбуждения.

У другого типа стимуляторов (demand pacemaker — „Medtronic cordis”) при частоте желудочковых синдромов, превышающих установленные показатели (60—70 в минуту), импульсы не появляются. Следовательно, этот стимулятор „включается” и „выключается” автоматически только при чрезмерном замедлении сердечной деятельности. Не подлежит сомнению, что такой стимулятор является идеальным способом разрешения проблемы кардиостимуляции. Такие стимуляторы содержат также систему „рефракции”, предупреждающую „выключение” стимулятора путем собственного импульса или последующего желудочкового синдрома.

На пути к стремлению получения относительной физиологической регулировки частоты ритма стимулятора, а также с целью предупреждения наиболее частых причин повреждения стимулятора (разрыв проводов электродов и израсходование батареи) разработан тип стимулятора, который принципиально отличается от всех ранее сделанных. В этом стимуляторе (radio frequency pacemaker) имплантированы электроды вместе с приемником импульсов и с антенной в виде петли. Стимулятор является передатчиком индукционно передаваемых импульсов в имплантированную часть. Наружная часть стимулятора снабжена регулятором амплитуды и частоты импульсов, а также содержит источник снабжения энергии в виде аккумуляторов, которые периодически регенерируются. До сих пор описанные выше стимуляторы не нашли широкого применения из-за трудностей, с которыми сталкивается пациент при постоянном ношении наружного стимулятора с петлей антенны передатчика, находящейся над сердцем. Но при этом имеется возможность использовать наружный магнитный переключатель („Vitatron“) или жидкостный регулятор („General Electric“) частоты ритма с помощью специально сконструированных имплантированных стимуляторов.

Диагностика повреждений имплантированных стимуляторов и возможность контролирования их работы. О нормальной работе имплантированного стимулятора свидетельствует получение на ЭКГ нормального желудочкового ритма, происходящего из одного центра, в котором всякому раздражению предшествует импульс, идущий из стимулятора. Учитывая кратковременность импульса (2 мсек) и ограниченную полосу частот, переносимых через усилитель и перо электрокардиографа, невозможно при обычном электроэкардиографическом исследовании произвести какой-либо анализ параметров импульса (напряженность, продолжительность, форма). Если при клиническом обследовании отмечено прекращение функции работы стимулятора, то ЭКГ дает существенную информацию относительно наличия или отсутствия стимулирующих импульсов.

Отсутствие на кривой ЭКГ импульсов стимулятора свидетельствует о повреждении его электрической системы (а также об израсходовании батареи) или нару-

шениях на участке, по которому импульсы проходят к сердцу. Очень легко дифференцировать эти два повреждения. Функционирующая электрическая система стимулятора высвобождает электромагнитные импульсы, которые можно принимать при помощи любого транзисторного радиоприемника с ферритовой антеной, которую прикладывают к коже над стимулятором. С этой целью следует установить регулятор силы голоса приемника на полную мощность и избрать место на той волне, на которой нельзя принимать никакую радиостанцию. Ритмичные „удары” в громкоговорителе приемника (отражающие индукцию электромагнитных импульсов стимулятора) являются доказательством нормальной работы электрической системы имплантированного стимулятора. При помощи этого метода больные могут также произвести простой контроль частоты ритма стимулятора.

Отсутствие импульсов во время записи ЭКГ при сохранившейся функции электрической системы стимулятора говорит о повреждении проводов, которое чаще всего встречается в том месте, откуда отходят стимулирующие электроды. Такого рода повреждения обычно вызывают прерывистую стимуляцию, зависящую от изменений в контакте концов провода (в месте повреждения) и изменяющуюся при перемещении тела больного. Очень трудно при помощи рентгенологического исследования установить место повреждения, ибо обычно концы поврежденного провода перемещаются. В создавшейся обстановке единственным выходом является или вторичное вмешательство и имплантация электродов или переход на внутрижелудочковую стимуляцию. С целью уменьшения вероятности этого осложнения применяют электроды с двумя проводами („Vitatron”) или имплантацию двух параллельно соединенных электродов („Elema”).

При записи на ЭКГ импульсов электрода неэффективность стимулятора всегда появляется в результате: 1) падения напряжения стимулирующего тока ниже порога заданных показателей или 2) подъема этого порога в результате увеличения возбудимости сердечной мышцы (exit bloc).

Падение напряжения тока стимулирующих импульсов может зависеть, в соответствии с законом Ома

$\left(i = \frac{u}{r} \right)$ от: а) падения напряжения батареи в результате преждевременного или нормального израсходования ее; б) увеличения сопротивления между электродами при сохранении напряжения стимулирующих импульсов.

(а) Определение степени изношенности батареи является существенной проблемой при решении вопроса о сроке перемены стимулятора. Вырабатываемые в настоящее время стимуляторы снабжены батареями, срок действия которых теоретически определяется на 3—4 года.

Реальный срок годности батареи зависит от количества израсходованного тока и очень часто бывает более коротким, чем это отмечено выше. Фирмы, которые выпускают описанные выше стимуляторы, предлагают более частый обмен последних, что в действительности увеличивает безопасность, но одновременно заставляет более часто проводить хирургические вмешательства у больного, и в связи с этим батареи полностью не используются. В стимуляторах, у которых отдельные звенья расположены рядом (EM 137, „Medtronic”, „Cordis”), возможно при помощи рентгенологического исследования определить степень израсходования батареи. Этот метод заключается в измерении диаметра концентрических слоев, которые выделяются на фоне металлической ртутной массы. Такого рода контроль нельзя использовать для стимуляторов, используемых в Польше.

Характер кривой напряжения импульса при отведениях с поверхности тела может дать некоторые сведения относительно тех изменений, которые происходят в системе сопротивления стимулятора, т. е. в ткани между электродами. Для этого следует считать, что в тот период, когда можно предположить появление признаков израсходования батареи, сопротивление между электродами является, на основании изменений формы, сопротивления и прежде всего продолжительности импульса, постоянной величиной (в связи с окончанием процесса „рубцевания” электродов). Такие измерения (рис. 14), требующие применения осциллографа с широколенточными усилителями и измерителями врем-

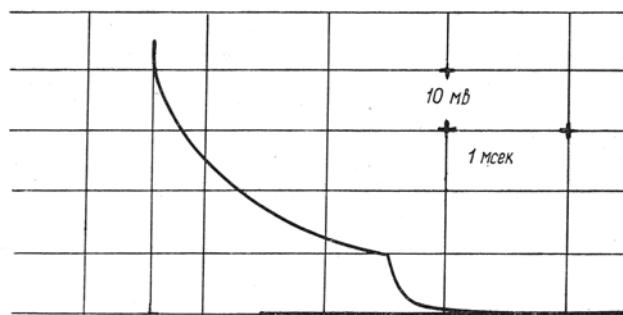


Рис. 14. Кривая напряжения импульса имплантированного стимулятора, записанная с поверхности тела. Импульс стимулятора без нагрузки — прямоугольный. Сопротивление между электродами около 300 ом.

мени, используются в Институте кардиологии Варшавской медицинской академии.

Об израсходовании батареи (до некоторой степени) можно судить на основании изменений частоты ритма, вызванного стимулятором. Однако частота ритма зависит также от электрических особенностей (сопротивление и объем) тканей, находящихся между электродами, и изменение его может быть только информирующим сигналом о необходимости производства более подробных измерений.

(б) Измерения объема и электрического сопротивления тканей, находящихся между электродами, могут производиться также на основании анализа параметров импульса, регистрируемого с поверхности тела. В некоторых стимуляторах („Vitatron“) при помощи осциллоскопического исследования можно производить очень тщательное определение межэлектродного сопротивления в омах (нормальные показатели 200—500 ом).

Определение электрической емкости ткани имеет особое значение при оценке степени поляризации электродов. Эти измерения могут информировать о процессе „врастания“ и „вживления“ электродов; с их помощью можно предвидеть возможное прекращение эффективной стимуляции в результате увеличения сопротивления и, следовательно, уменьшения напряжения тока, вызванного неправильным рубцеванием тканей, окружающих электрод. Такие состояния имеют практичес-

кое значение, ибо с этим связано применение для лечебных целей глюкокортикоидов. Сначала применяют большие дозы лекарства (50—80 мг энкортина). Спустя 2—3 недели от начала лечения получается положительный эффект. Однако случается, что рубцующаяся ткань, окружающая сердечный электрод обладает такой же электрической сопротивляемостью, какую имеет сердечная мышца, и тогда невозможно предвидеть, когда наступит перерыв эффективной стимуляции. В этом случае причина явления кроется в повышении порога возбудимости сердца выше неизменных показателей тока стимуляции.

В англосаксонской литературе эти состояния обозначаются термином „exit block”; они составляют около 10% случаев, при которых происходит преждевременное прерывание эффективной стимуляции.

Отмечаемые во время стимуляции осложнения не зависят от состояния стимулятора. Наряду с явлением „exit block” следует напомнить о возможности возвращения синусного ритма и его интерференции с ритмом, который производит стимулятор. Это создает возможность случайного наложения импульсов стимулятора во время фазы сверхвозбудимости (соответствующей восходящей ветви зубца Т) с возбуждением из синусного узла. Если в это время добавить импульс (vulnerable zone), это может вызвать приступы расстройств ритма, вплоть до желудочковой тахикардии и фибрилляции желудочек. При таких состояниях возможны двоякого рода вмешательства: или прекращение работы стимулятора (удаление его, разрыв проводов электродов), или ускорение его ритма, выше частоты синусного ритма, благодаря чему происходит его „затухание” в соответствии с преобладанием ритма большей частоты. Выпускаются стимуляторы (продукции США), имеющие специальные провода, которые выводятся сразу же под кожу во время имплантации, а разрыв их прекращает работу аппарата или обеспечивает возможность регуляции частоты импульсов при помощи специальной отвертки.

Стимуляция двойными импульсами. В последнее время появились сообщения о возможности лечения приступоподобной тахикардии при помощи специального рода стимуляции. Этот оригинальный метод основы-

вается на том, что двойные импульсы прикладываются на таких расстояниях и таким путем, чтобы первый импульс вызывал обычный эффект возбуждения и сокращения сердца, а второй совпадал с периодом относительной рефракции, вызванной возбуждением. Таким образом, второй импульс, вызывая эффект электрического возбуждения без сокращения сердца, продлевает период рефракции, благодаря чему активно выключаются кардиомоторные центры, которые являются исходной точкой тахикардии. Эффективная частота систол желудочков соответствует частоте повторяющихся двойных импульсов. Описанный метод, который разрабатывался экспериментальным путем, в настоящее время находится в фазе предварительных клинических исследований.

Стоит отметить, что механический эффект такого рода стимуляции увеличивает систолу сердца путем так называемого электромеханического воздействия. Это воздействие по своему механизму очень сходно с действием сердечных средств из группы наперстянки и способствует 100% использованию систолического резерва сердечной мышцы. В последнее время в литературе участились сообщения о благоприятных эффектах, получаемых при применении импульсов двойной стимуляции во время острой недостаточности кровообращения, шока, синдромах „малого выброса”, а также при реанимации.

Это единственный метод стимуляции, при помощи которого можно замедлить сердечную деятельность, а также единственный метод электроакардиотерапии, влияющий непосредственно на силу сжатия (систолу) сердца.

II. ДЕФИБРИЛЛЯЦИЯ

При фибрилляции желудочков сердца деполяризация отдельных волокон происходит хаотично и не суммируется. В этих случаях необходимо приложить сильный электрический импульс, который обеспечивал бы одновременно полную деполяризацию всех волокон, находящихся в этот момент в различных состояниях поляризации. Такая деполяризация „par force” является основным элементом электрической дефибрилляции.

Дефибрилляция постоянным током (DC = Direct Current). Отдельный электрический импульс, действующий в одном направлении, продолжительностью 1—2 мсек и с направлением 3000—8000 в (3—8 кв), получается путем разгрузки конденсатора с большой электрической емкостью. Импульс пропускается через грудную клетку больного.

Биологический эффект дефибрилляции зависит от величины электрической энергии высвобождаемого импульса. Накопившаяся в конденсаторе энергия прямо пропорциональна его емкости и той величине напряжения, до которой он был заряжен. Энергия импульса, которую необходимо достичь с целью дефибрилляции при фибрillation желудочков через грудную клетку, колеблется в границах 200—400 вт. сек (Joule). Это соответствует напряжению импульса около 4—7 кв при наиболее часто применяемой емкости, конденсатора (16 мкф). Непосредственная дефибрилляция фибрiliрующих желудочков требует (так же как и стимуляция) в 10 раз меньшей энергии электрического тока.

Дефибрилляторы постоянного тока (рис. 15)¹, содержат, кроме конденсатора, генератор высокого напряжения (до его зарядки), измеритель энергии, имеющейся в конденсаторе (иногда измеряемый в единицах напряжения), и специальный выключатель, вызывающий дефибрилляцию. Электроды, снабженные предохранителями, прикладываются на участке основания и верхушки сердца. Электроды должны быть смазаны специальной пастой и крепко прижаты к поверхности грудной клетки, чтобы таким путем предупредить возможность появления осложнений (см. раздел о побочных результатах электрокардиотерапии).

Дефибрилляция переменным током (AC = Alternating Current). Этот метод является более старым и менее эффективным по сравнению с дефибрилляцией постоянным током. Переменный ток, получаемый непосредственно из электрической сети или при помощи

¹⁾ В СССР используют импульсный дефибриллятор типа ИД-1-ВЭП. При использовании дефибриллятора Prema 1 следует заменить имеющуюся в этом аппарате катушку индуктивности с железным сердечником на другую катушку с той же индуктивностью (0,3 генри) без сердечника, как это сделано в аппарате Prema 3. Прим. ред.

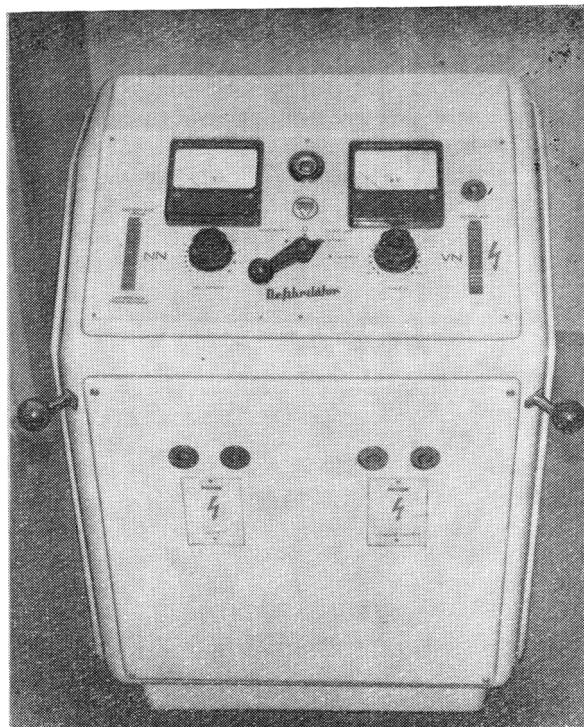


Рис. 15. Дефибриллятор постоянного тока (Prema I — продукция ЧССР).

соответствующих трансформаторов, прикладывается на 0,1—0,3 секунды. При частоте переменного тока 50 гц прикладывается по сути дела 10—30 электрических импульсов (при непостоянном их направлении) продолжительностью около 10 мсек. Наряду с меньшей эффективностью этот метод отличается тем, что он может повреждать ткани, ибо при длительном его применении усиливаются термические эффекты.

Эффективную транзисторакальную дефибрилляцию можно получить (пользуясь этим методом) при напряжении тока 400—800 в, применяя для этого специальные приспособления. Переменный ток может быть использован в течение более продолжительного времени только при расстройствах ритма (без фибрилляции

желудочков), ибо в таких условиях нет возможности приложить импульс в нужный момент (синхронизированную дефибрилляцию — кардиоверсию). В настоящее время дефибрилляция переменным током может применяться (при отсутствии дефибриллятора постоянного тока) только у отдельных больных. В этих неотложных случаях можно прикладывать электроды и пользоваться электроэнергией, получаемой прямо из электросети с учетом того, что эффект можно получить только тогда, когда пластиинки дефибриллятора будут приложены непосредственно к сердцу. Применяют ложккоподобные электроды области (перикард), укладываывая их на слой марли, смоченной в физиологическом растворе, тщательно прикладывая их к околосердечной области. Эффективное напряжение тока 110—220 в (для детей 80—120 в). Электроды можно передвигать при помощи специальных ручек, что дает возможность добиться нужной продолжительности импульса. Эффективность импровизированной дефибрилляции при помощи переменного тока небольшая, в особенности при трансторакальном применении, однако можно рекомендовать ее применение при упорной фибрилляции желудочков, которая появляется в результате массажа сердца и фармакотерапии.

III. КАРДИОВЕРСИЯ

Это видоизмененная дефибрилляция, проводимая при помощи постоянного тока и применяемая все чаще при лечении приступов расстройства ритма (над- и внутрижелудочковой тахикардии, фибрилляции и трепетания предсердий). В связи с тем, что при этих состояниях можно идентифицировать фазы деполяризации и реполяризации желудочков, можно приложить импульс в соответствующий момент деятельности сердца.

Таким путем можно предупредить случайное влияние электрического тока во время усиливающейся возбудимости — *vulnerable zone* (рис. 16), отмечаемой на восходящей линии зубца Т. Приложение импульса во время этой фазы возбуждения создает опасность появления фибрилляций желудочков (результат расстройств процесса реполяризации). Как правило, применяют автоматическое высвобождение дефибрилля-

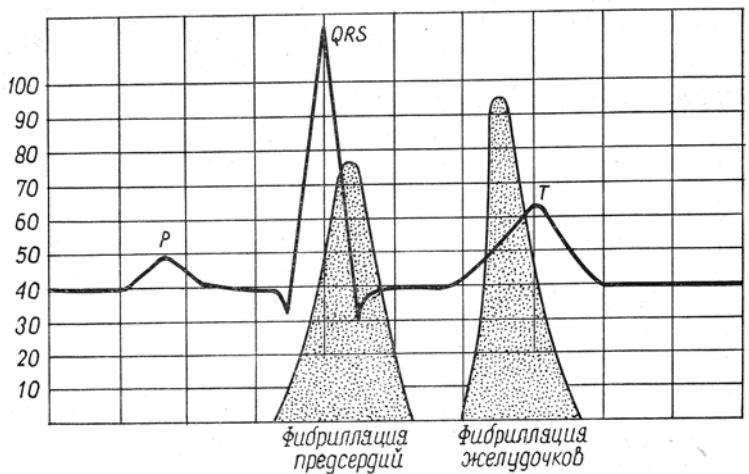


Рис. 16. Периоды усиленного возбуждения (vulnerable zone); на вертикальной оси — вероятность появления фибрилляции (в процентах).

рующего импульса, проводимого через зубец R (рис. 16), часто вводя для этой цели запаздывание между его верхушкой и моментом появления дефибрилляции. Запаздывание не должно продолжаться дольше, чем время прошедшее от начала появления верхушки R и начала появления зубца T . Это вмешательство обычно производят во время поверхностного наркоза, иногда применяют интубацию и атонические средства, при помощи которых ликвидируются болезненные спазмы скелетных мышц, появляющиеся под влиянием электрического тока.

При продолжающихся фибрилляциях предсердий обычно применяют противотромботическое лечение. Перед вмешательством больной получает хинидин, который применяется также с целью предупреждения рецидивов расстройств ритма.

Побочные явления при электроакардиотерапии. Со-прикосновение тканей с электрическим током вызывает различные эффекты. Положительным является электрохимический эффект, при котором перемещение ионов служит показателем происходящего биологического импульса. Зато электротермический эффект, завися-

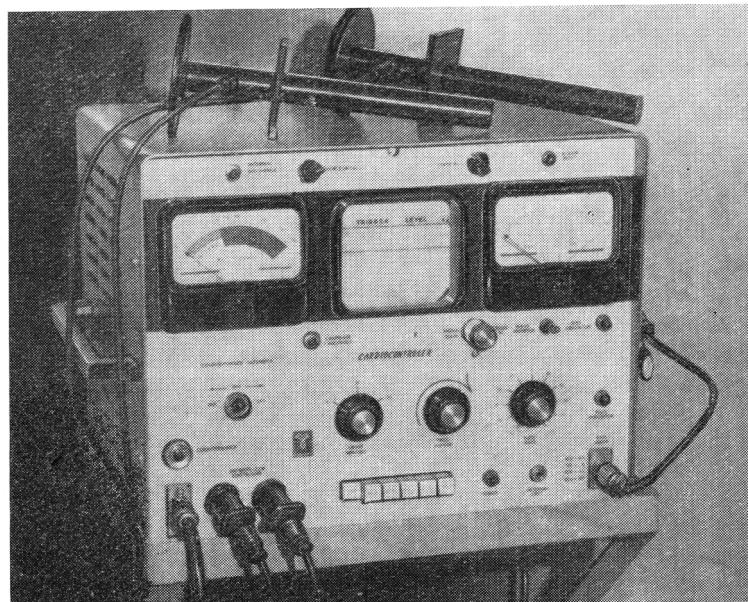


Рис. 17. Аппарат, облегчающий диагностику, тревожную сигнализацию и лечение расстройств ритма (Cardiocontroller „Gordart“). Содержит: кардиоскоп, кардиотахометр с системой тревоги, стимулятор, дефибриллятор, устройство для синхронизированной дефибрилляции.

щий от энергии раздражителя вызывает побочные ненужные явления при электрокардиотерапии. Как следует ожидать, эти отрицательные явления будут тем больше, чем больше окажется сила тока, с которой применяется наружная дефибрилляция, а проявляются они чаще всего там, где больше всего выделяется тепло, т. е. на границах тканей с различной электрической сопротивляемостью.

Отсюда непосредственным биологическим эффектом может быть не только ожог ткани на месте прикладывания электродов, но также эрозии под эпикардом и внутрисердечные пристеночные тромбы. Обычно такого рода осложнения проходят бесследно. Более тяжелые осложнения встречаются при применении учащенной дефибрилляции, проводимой при помощи большой энергии. Обычно такая дефибрилляция применяется тогда, когда запоздавшая электрокардиотерапия ни-

какого эффекта уже не дает. Выше отмечалось, какие изменения происходят в сердечной мышце, которая окружает место имплантации стимулирующих электродов. Случайное поражение электрическим током (поражение молнией, током из электросети), напряжение которого больше 24 в (граница, принятая в электротехнике и называемая „безопасным напряжением”), вызывает одинаковые (как было описано выше) термические и патологоанатомические изменения.

При правильном синусном ритме приложение тока (в особенности при прохождении его через грудную клетку и при сниженной сопротивляемости кожи в связи с ее увлажнением) может также вызвать расстройства ритма. Чаще всего эти расстройства проявляются в виде дополнительных возбуждений, однако в зависимости от напряжения тока и продолжительности действия его (в отношении к приведенным на рис. 16 зонам „сверхвозбудимости”) они могут проявляться в виде фибрилляций предсердий, быстро исчезающих при неповрежденном сердце, или фибрилляций желудочков. Последнее явление самопроизвольно не исчезает. В таких случаях нужно произвести идентичные (описанные выше) вмешательства. Следует, однако, помнить о необходимости соблюдения осторожности и выключения больного из сети, в особенности высокого напряжения.

X

ФАРМАКОТЕРАПИЯ

Зигмунд Садовски

В последние годы производилась тщательная ревизия основ реанимационной фармакотерапии.

Фармакологические вмешательства, которые в первые годы реанимационных вмешательств играли первостепенную роль, в последнее время свелись к вспомогательным мероприятиям (хотя и весьма существенным). Большинство лекарств, которые применялись раньше, не проявили существенного влияния на течение клинической смерти. Из бесконечного количества применяющихся ранее с целью реанимации лекарств