

69-4
344712

АКАДЕМИЯ МЕДИЦИНСКИХ НАУК СССР

На правах рукописи

Инж. Я.П.Чеботарев

ОПТИМАЛЬНЫЕ СРЕДСТВА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ
СЕРДЦА

Автореферат диссертации
на соискание ученой степени кандидата
технических наук

(№ 225 - техническая кибернетика)

Москва - 1969 г.

Работа выполнена в лаборатории экспериментальной физиологии по оживлению организма АМН СССР (зав. - член корр. АМН СССР В.А.Неговский), лаборатории автоматики Луганского филиала института "Гипроуглеавтоматизация" (директор - Г.И.Бедняк)

Научные руководители:

доктор медицинских наук Н.Л.Гурвич,
кандидат технических наук Б.Н.Локотю.

Официальные оппоненты:

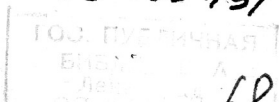
доктор технических наук, проф. А.П.Кисилев,
доктор медицинских наук Р.З.Амиров.

Ведущее предприятие - Московский институт инженеров
железнодорожного транспорта (МИИТ).

Защита диссертации состоится "17" XII 1969 г.
на заседании Межинститутского Ученого совета по медицинской
электронике и кибернетике Академии Медицинских наук СССР,
Москва, Солянка, 14.

Автореферат разослан " " 1969 г.

69-105791



Своевременность проведения дефибрилляции регламентируется относительно малым временем, в течение которого восстановление работы сердца может предотвратить возникновение необратимых патологических изменений в центральной нервной системе (В.А.Неговский, 1960; Н.Л.Гурвич, 1957). Сокращение до необходимого минимума времени, прошедшего с момента возникновения фибрилляции до её прекращения, не всегда возможно ввиду отсутствия в медицинской практике портативных дефибрилляторов для трансторакальной дефибрилляции.

Эффективное прекращение фибрилляции при отсутствии побочных повреждающих действий может быть обеспечено биологически оптимальным дефибриллирующим воздействием. Только в этом случае будет иметь место минимальный порог тока дефибрилляции и максимальный порог повреждения.

Наибольшее распространение получила дефибрилляция "импульсным" током (Н.Л.Гурвич, 1957, 1964, 1966; B. Lowy, 1962, 1963 и др.)

В зарубежной практике для этой цели применяется переменный ток различных параметров (C. Beck и соавторы, 1947, 1956; W. Kouwenhoven и соавторы, 1951, 1964). Такой вид воздействия характеризуется относительно низким порогом дефибриллирующего тока, но процесс дефибрилляции в этом случае всегда сопровождается побочными повреждающими действиями.

Порог дефибрилляции "импульсным" током примерно вдвое превышает аналогичный параметр переменного тока, что является причиной чрезвычайно высоких подэлектродных плотностей тока и рассеиваемой энергии.

Многие отечественные и зарубежные исследователи придают существенное значение поиску оптимальных параметров дефибриллирующего воздействия (Н.Л.Гурвич, 1964, 1966; Schudez и соавторы, 1964 и др.). Актуальность этого вопроса стала очевиднее в связи с использованием метода электрической дефибрилляции при лечении других видов нарушений ритма сердца (Б.М.Цукерман и Н.Л.Гурвич, 1956; А.А.Вилневский и Б.М.Цукерман, 1965, 1966 и др.)

Разработка высокоэффективных средств для прекращения фибрилляции сердца, ввиду отсутствия единого мнения по оптимальности параметров дефибриллирующего воздействия и недостаточной изученности факторов, определяющих эти параметры, затрагивает вопросы исследования самого режима фибрилляции, как патологического расстройства системы биоуправления и процесса дефибрилляции, как способа приведения этой системы в норму.

Исследованию и разработке этих вопросов и посвящена настоящая диссертация.

Работа состоит из введения, пяти глав, общих выводов и списка цитированной литературы и содержит 80 поясняющих рисунков и графиков.

Свойственные биологическим системам управления трудности исследования являются причиной того, что в настоящее время в большинстве случаев возможны лишь косвенные методы их изучения (Р.З.Амиров, 1965; Намосов и соавторы, 1965, 1968; Ю.А.Аршавский и соавторы, 1965; И.С.Балаховский, 1965; М.Б.Беркман и соавторы 1965, 1966; Н.Винер и А.Розенблит, 1961; В.И.Кринский, 1967 и др.). В основу нашей работы также положены методы исследования с помощью математических и физических моделей.

Исследование процессов, связанных с фибрилляцией сердца (2-я глава), проводилось на моделях одномерной и двумерной возбудимой среды, реализующих основные известные в физиологии свойства возбудимости и проведения возбуждения. Отличительной особенностью этих моделей является зависимость параметров ответ возбудимых элементов от момента раздражения в период восстановления свойств возбудимости.

С целью исключения существенного недостатка аналоговых (непрерывных) моделирующих устройств - низкой точности и трудности количественной оценки исследуемого процесса, в настоящей работе создана модель-аналог, структурные элементы которой выполнены на элементах дискретного действия (импульсных логических элементах). Полученное аналого-дискретное моделирующее устройство позволило воспроизводить исследуемый процесс в истинном масштабе времени при высокой точности его количественной оценки.

Характеристики элементарных возбудимых элементов (абсолютная и относительная рефрактерность, зависимость величины латентного периода от параметров входного возмущения и др.) программируются или автоматически изменяются в процессе эксперимента дискретно и выражаются целым числом импульсов с постоянной частотой следования.

Регистрация электрической активности модели двумерной возбудимой среды (системы управления сердца) осуществлялась также посредством записи модельной "ЭКГ", синтезированной с помощью моделирования токов деполяризации и реполяризации возбудимых элементов и данных по электрокардиотопографии (Р.Э.Амбаров).

На этой стадии работы исследовались следующие вопросы:

1. Закономерности проведения возбуждения при высокой частоте стимуляции.
2. Возможности и условия возникновения аномальных режимов проведения возбуждения аналогичных фибрилляции.
3. Фазовое состояние возбудимых элементов при аномальных режимах.
4. Механизм устранения аномальных режимов.
5. Факторы, определяющие параметры внешнего воздействия устраняющего аномальный режим проведения возбуждения.

Нашими исследованиями на моделях показано:

1. Уменьшение скорости распространения импульсов в цепи связанных возбудимых элементов при высокой частоте стимуляции является следствием увеличения времени задержки ответа (латентного периода) на раздражение. Последнее обусловлено попаданием стимулирующих импульсов на период относительной рефрактерности и изменением параметров самого ответа, что является причиной увеличения задержки ответа в следующем по ходу движения элементе (рис.1а).

2. Цепь связанных возбудимых элементов с монотонно возрастающей рефрактерностью (конус рефрактерности) является дилателем и стабилизатором частоты стимулирующих импульсов при стимуляции в период относительной рефрактерности. Выпадение импульсов происходит как в первом элементе, так и в некоторых других, фиксированных для данной частоты стимуляции, величины рефрактерности и скорости её изменения (рис.1б).

3. В кольце связанных возбудимых элементов может осуществляться круговое движение возбуждения со скоростью значительно меньшей нормального её значения и тем меньшей по величине, чем меньше разница между периодами обращения и абсолютной рефрактерности (рис. Iв).

Если кольцо возбудимых элементов содержит участок с конусом рефрактерности, то это одностороннее круговое движение импульсов может возникнуть при высокой частоте стимуляции одного из элементов среды (рис. Iг).

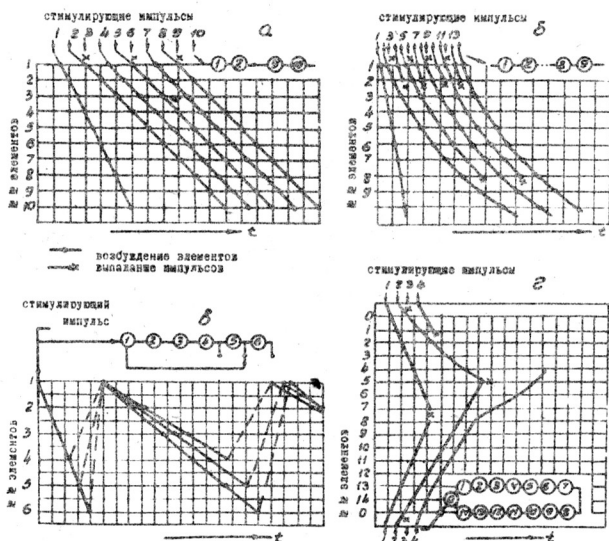


Рис. I Проведение возбуждения в одномерной среде при высокой частоте стимуляции (а)-однородная среда, б)-среда с изменяющейся рефрактерностью, в)-однородная среда замкнутая в кольцо, г)-возникновение одностороннего движения возбуждения в кольце).

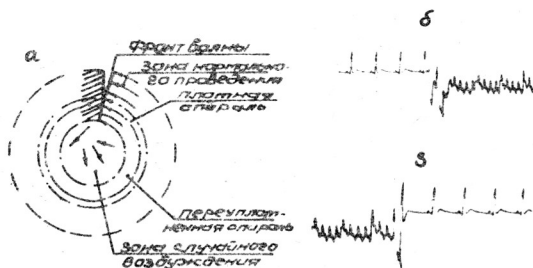


Рис.2 Аномальный режим проведения возбуждения
(а-маточный пояс, б,в - "ЭКГ" возникновения режима и его ликвидации).

4. В двумерной однослойной среде, ритмически возбуждаемой в норме от активного узла, при определенных условиях может возникнуть необратимый аномальный режим движения возбуждения, источником активности которого (водителем ритма) является замкнувшаяся на себя волна возбуждения - маточный пояс (рис.2а). Система в этом случае больше не усваивает ритм ведущего активного узла (рис.2б, модельная "ЭКГ" возникновения аномального режима). Необратимость процесса обуславливается тем, что элементы составляющие маточный пояс вновь возбуждаются после предыдущего возбуждения в период относительной рефрактерности ("переуплотненная спираль"). Этим же объясняется значительное снижение скорости проведения возбуждения в маточном поясе и уменьшение размеров его траектории. Элементы среды, не входящие в маточный пояс, возбуждаются эпизодически распространяющейся активностью, исходящей от элементов пояса.

Этот вид устойчивого необратимого кругового движения возбуждения прекращался внешним электрическим воздействием только в том случае, если последнее имело свойство возбуждать с малой задержкой ответа элементы маточного пояса, находящиеся в фазе относительной рефрактерности, или удлинять время восстановления их возбудимости. Но в любом из этих случаев движущееся по замкнутому пути возбуждение встречало рефракторные элемен-

ты и угасало (рис.2в, модельная "ЭКГ" дефибрилляции).

Полученный аномальный режим имеет следующие общие характеристики с фибрилляцией сердца:

1. Оба режима самопроизвольно необратимы. В обоих случаях процесс, однажды возникнув, сам себя поддерживает.

2. Оба режима невозможно устранить внешним электрическим воздействием пороговой величины, в норме вызывающем возбуждение элементов системы.

3. Аномальный модельный режим характеризуется малой скоростью проведения возбуждения в маточном поясе, чем и обусловлены сравнительно малые геометрические размеры траектории замкнувшейся в кольцо волны возбуждения. Этот фактор можно принять во внимание для объяснения кажущегося несоответствия между геометрическими размерами сердца и величиной траектории кругового движения возбуждения при известных величинах рефрактерности и нормальной скорости проведения (А.Ф.Самойлов, 1930; Н.Л.Гурвич, 1957).

4. При возникновении аномального режима в системе отмечается наличие всех возможных состояний процесса восстановления свойств возбудимости и возбуждения, т.е. наличие различных фазовых состояний возбудимых элементов. При фибрилляции в сердечной мышце с помощью микроэлектродного отведения также отмечены "потенциалы действия", соответствующие различным фазовым состояниям (Б.Гофман, П.Крайнфилд, 1962).

5. Электрическая активность системы с развитым аномальным режимом регистрируется модельной "электрокардиограммой", форма и параметры которой имеют некоторую аналогию с электрокардиографической кривой фибриллирующего сердца (рис.2б,в). Модельная "ЭКГ" характеризуется сравнительно высокой частотой активности кольцевого водителя ритма (до 240-245 циклов в мин.), закономерностью и явно выраженной периодичностью при обходе возбуждения по замкнутому пути, эпизодичностью возбуждения элементов, не входящих в маточный пояс. Основное отличие реальной ЭКГ - более выраженная случайность процесса, обуславливаемая, по видимому, множественностью взаимодействующих в системе элементов и изменением их параметров во времени.

6. Возникновение аномального режима на модели осуществляется способами, которыми может быть вызвана фибрилляция сердца:

- а) при стимуляции с частотой выше критической
- б) при стимуляции одиночным электрическим воздействием в "уязвимый" период (восстановление возбудимости одних элементов и рефрактерности других).

Приведенная аналогия позволила сформулировать гипотезу фибрилляции и процесса дефибрилляции, а также наметить пути определения факторов, обуславливающих параметры дефибриллирующего воздействия.

Фибрилляция - это процесс непрерывного асинхронного возбуждения возбудимой среды генератором активности, представляющим собой замкнувшуюся на себя волну движущегося возбуждения - маточный пояс, элементы которого последовательно возбуждаются в период относительной рефрактерности ("переутомленная спираль").

В соответствии с этой гипотезой (дополняющей известную теорию фибрилляции как результата кругового движения возбуждения) дефибрилляция заключается в приведении всех элементов возбудимой

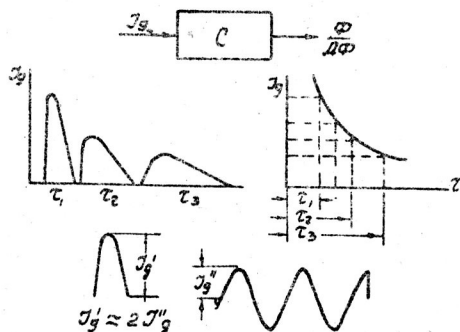


Рис.3 Свойства системы дефибрилляции. среды в одно состояние и ликвидация маточного пояса, как генератора активности.

Для выполнения последнего условия необходимо возбудить среду, невосстановившую свойства возбудимости, чем можно объяснить одну из причин необходимости применения крайне больших

величин дефибриллирующих токов (до 20-30а).

Обобщение результатов моделирования позволило сделать вывод, что факторы, обуславливающие параметры дефибриллирующего воздействия, определяются в основном свойствами неполноты восстановившей возбудимости среды. Эти свойства, в свою очередь, определяются не только свойствами отдельных составляющих её элементов, но и их взаимосвязью, т.е. организацией системы как целого.

Этот вывод направил наши исследования (третья глава) по пути изучения структуры системы дефибрилляции, что позволило получить рекомендации по оптимальным параметрам дефибриллирующего воздействия.

Объект дефибрилляции представляется функциональной системой, поведение которой, характеризующееся в данном случае её выходной величиной - состоянием фибрилляции или дефибрилляции, определяется значением входного электрического воздействия (рис.3а).

Свойства системы формализованы следующим образом:

1. Выходная величина имеет два устойчивых состояния - "фибрилляция" (Ф) и "дефибрилляция" (ДФ).

2. Переход из состояния Ф в состояние ДФ осуществляется скачком и только в том случае, если входная величина - электрическое воздействие I_d достигает определенного, т.н. "порогового" значения. Значение "порога" одиночного однополярного электрического воздействия, при прочих равных условиях, определяется длительностью последнего (рис.3б). Характер этой зависимости, т.н. зависимости "сила-время", выражается гиперболической кривой с приближенным сохранением постоянства величины произведения амплитуды импульса на время его действия. При этом "порог" может снижаться с увеличением длительности импульса до определенного, минимального для данного объекта, значения (рис.3в).

3. Если входная величина I_d представляется периодическим переменным по знаку электрическим воздействием, то система, при прочих равных условиях, меняет свое состояние с Ф на ДФ п р и

6. Возникновение аномального режима на модели осуществляется способами, которыми может быть вызвана фибрилляция сердца:

- а) при стимуляции с частотой выше критической
- б) при стимуляции одиночным электрическим воздействием в "уязвимый" период (восстановление возбудимости одних элементов и рефрактерности других).

Приведенная аналогия позволила сформулировать гипотезу фибрилляции и процесса дефибрилляции, а также наметить пути определения факторов, обуславливающих параметры дефибриллирующего воздействия.

Фибрилляция - это процесс непрерывного асинхронного возбуждения возбудимой среды генератором активности, представляющем собой замкнувшуюся на себя волну движущегося возбуждения - маточный пояс, элементы которого последовательно возбуждаются в период относительной рефрактерности ("переутомленная спираль").

В соответствии с этой гипотезой (дополняющей известную теорию фибрилляции как результата кругового движения возбуждения) дефибрилляция заключается в приведении всех элементов возбудимой

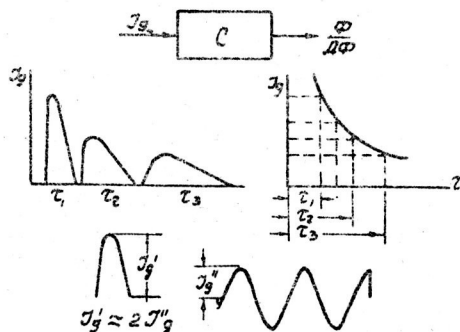


Рис.3 Свойства системы дефибрилляции.

среды в одно состояние и ликвидация маточного пояса, как генератора активности.

Для выполнения последнего условия необходимо возбудить среду, невосстановившую свойства возбудимости, чем можно объяснить одну из причин необходимости применения крайне больших

- б) при возмущении системы знакопеременным синусоидальным воздействием имеет место равноценное участие обеих полуволн в переключении системы при меньшем расходе энергии по сравнению с прямоугольным однополярным импульсом.

Обобщение проведенных на моделях исследований позволило сделать вывод, что оптимальным дефибриллирующим воздействием может быть синусоидальное или колоколообразное одно- или двух- периодное переменное по знаку воздействие частотой 50-60 гц. Последний параметр соответствует константе "полезное время" сердца.

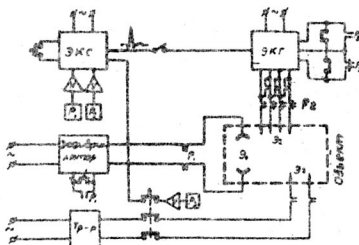
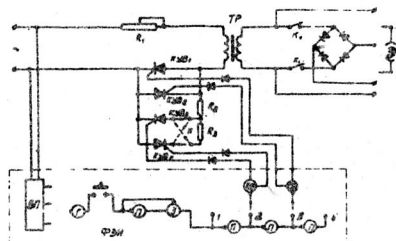


Рис.4 а) блок-схема экспериментального дефибриллятора (БП - блок питания, П,ДВ,Г - импульсные логические элементы), б) блок-схема управления опытом (ЭКС - электрокардиосинхронизатор, Р₁₋₃ - реле, Э - электроды, У - тиристорный усилитель).

Проверка этих рекомендаций осуществлялась нами в экспериментальных исследованиях по дефибриляции на животных (4-й глава). Для этой цели разработан комплекс аппаратуры:

- а) экспериментальный дефибриллятор,
- б) электрокардиосинхронизатор,
- в) комплект вспомогательных устройств автоматизации управления физиологическим опытом.

Экспериментальный дефибриллятор. В основу работы дефибриллятора положен принцип выделения заданного числа полупериодов сетевого напряжения с последующим формированием импульсов тока необходимой величины и формы (рис. 4а).

Высокая надежность коммутации токов и точность наперед заданных их параметров обеспечивается применением маломощных бесконтактных переключающих устройств — тиристоров. Схема управления дефибриллятора построена на импульсных логических элементах, обеспечивающих управление тиристорами по наперед заданной программе и стыковку со схемой автоматизации управления физиологическим опытом.

Дефибриллятор, при соответствующей настройке его схемы, может генерировать все известные виды дефибриллирующих воздействий, что позволило сравнить их эффективность с рекомендованными в настоящей работе.

Электрокардиосинхронизатор выполнен на тиристорах и импульсных логических элементах и осуществляет включение дефибриллятора и других аппаратов от зубца "R" ЭКГ с задержкой от 0,03 сек до 0,8 сек.

Схемой вспомогательных устройств автоматического управления физиологическим опытом (рис. 4б) осуществляются операции переключения аппаратуры по заданной программе, что позволило вести непрерывную регистрацию параметров эксперимента в том числе фиксировать переходной процесс восстановления работы сердца при дефибрилляции.

Физиологическая часть эксперимента осуществлялась по методике Н.Л. Гурвича, опыты проводились на собаках, фибрилляция вызывалась электротравмой 2-3-х секундным током (127в., 50Гц).

Электроды для дефибрилляции фиксировались на правой и левой сторонах грудной клетки в области сердечного толчка и положение их в течение опыта не менялось.

Пороговое значение дефибриллирующего тока определялось путем последовательного приложения нарастающих по величине испытываемых видов воздействий до получения эффекта дефибрилляции. Подбор порога занимал не более 20-30 сек. и уточнялся при прекращении фибрилляции повторно вызванной через 15-20 минутные промежутки времени. В конце опыта стабильность порога проверялась воздействием исходной формы.

Пороговое значение энергии, рассеиваемой дефибриллирующим током, определялось в условных единицах из выражения $A = C I_g^2 t$ где: C - постоянная для каждого опыта величина, I_g - пороговый ток дефибрилляции и t - его длительность. Для дефибриллирующих воздействий сложной формы энергия определялась как сумма величин энергии отдельных полувольт.

I-я серия опытов. С целью уточнения оптимальной длительности знакопеременного воздействия определялись пороговые значения дефибрилляции четырех, трех, двух и одного периодов переменного тока частотой 50 гц. Дефибриллирующий ток характеризовался стабильностью фаз его включения и выключения, а также постоянством заданной длительности.

Результаты опытов на 6 собаках показали, что наименьший порог дефибрилляции имеет двухпериодный ток; на 8-15% выше этой величины значение порога однопериодного тока и на 10-30% выше порог трех- и четырех периодных токов.

II-я серия опытов. С целью уточнения влияния второй полувольты на величину порога тока дефибрилляции сравнивался этот параметр и определялась энергия для однопериодного синусоидального тока с изменяющейся от нуля до максимального значения величиной амплитуды второй полувольты, однопериодного переменного тока с экспоненциально затухающей второй полувольтной и двухполупериодного однополярного тока. Длительность синусоидальных полувольт составляла 10 мсек., а экспоненциальной - 25-30 мсек.

Данные исследований на 4-собаках показали, что увеличение амплитуды второй полувольты обратной полярности ведет к снижению на такую же величину амплитуды первой полувольты. В любом

случае сумма амплитуд обеих полуволи примерно равна амплитуде одиночного импульса. Расчетные величины энергии пороговых значений сравниваемых в этом опыте воздействий показали, что по мере увеличения амплитуды второй полуволи пороговое значение энергии снижается и достигает при симметричных полуволнах 50% от значения энергии одиночного импульса.

В отдельной группе опытов на 4 собаках было установлено, что дефибрилляция осуществляется первой полуволевой без участия в этом процессе второй полуволи обратной полярности, если последняя имеет экспоненциально затухающий задний фронт длительностью 25-35 мсек.

В этой серии проведены контрольные опыты (см. моделирование структуры системы дефибрилляции), где сравнивались по порогу дефибрилляции однополупериодный и однопериодный переменные токи и двух полупериодный выпрямленный ток с длительностью полуволи по 10 мсек.

III-я серия опытов. В этой серии опытов сравнивались по порогу дефибрилляции рекомендованные на основании данных моделирования и основные, уже известные дефибриллирующие воздействия.

Всего в этой серии опытов было проведено 350 испытаний по дефибрилляции на 24 собаках. Основные испытываемые виды воздействий и их параметры приведены на рис.5а. Данные о значениях пороговых токов дефибрилляции обобщены графиком (рис.5б), отражающем зависимость порогового тока от веса животного.

Результаты этой серии опытов подтвердили теоретические выводы, полученные на основе моделирования, показав, что наименьшее пороговое значение дефибриллирующего тока имеет двухпериодное знакопеременное воздействие с симметричными по амплитудам первыми и затухающими третьей и четвертой полуволнами (симметрично-затухающее воздействие); на 10-20% выше этого значения порог однополярного одиночного импульса.

Обработка результатов эксперимента показала, что пороговая энергия одиночного импульса превышает в среднем в три раза аналогичное значение энергии двухпериодного симметрично-затухающего воздействия (рис.5в).

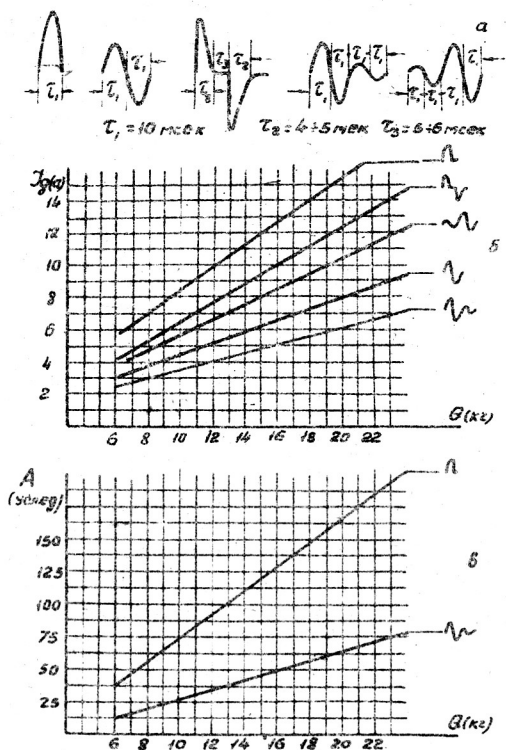


Рис.5 Зависимость порогового тока и энергии дефибрилляции от веса животного

Динамика процесса дефибрилляции. Непрерывная регистрация электрической активности сердца в приведенных выше опытах позволила установить, что прекращение фибрилляции сопровождается в некоторых случаях переходным процессом (рис.6а). Наличие и длительность переходного процесса определяется величиной электрического дефибриллирующего воздействия сравнительно с пороговым значением. При раздражении фибриллирующего сердца возрастающими по величине подпороговыми токами наблюдается постепенное увеличение амплитуд полуволи кривой и

длительности всего переходного периода с уменьшением частоты колебаний. При достижении порогового значения переходный процесс заканчивается дефибрилляцией, а при меньших значениях тока кривая вновь переходит в фибриллярные осцилляции (рис. 6б). При величине тока превышающем пороговое значение примерно на 30% процесс дефибрилляции происходит без переходного периода (рис. 6в). Приведенный характер динамики процесса дефибрилляции не зависит от вида дефибриллирующего воздействия и отвечает принятой в нашем исследовании гипотезе фибрилляции.

Реакция нормально работающего сердца на раздражение дефибриллирующим током. Во всех опытах отмечено, что если момент приложения дефибриллирующего тока не совпадает с "уязвимым" периодом, то ответом сердца является кратковременное учащение ритма с последующим восстановлением его частоты. Процесс иногда сопровождается прохождением экстрасистол (рис. 6г).

Изменение величины тока в пределах 50-200% по отношению порогового значения существенных изменений функционального состояния сердца не вносит. Это справедливо для одно- и двух-периодных переменных токов и симметрично-затухающего воздействия.

Если электрическое раздражение падает на восходящее колено зубца "Т" ЭКГ ("уязвимый" период), то ответом могут быть одиночные и множественные экстрасистолы (рис. 6д), а также фибрилляции желудочков (рис. 6е). При прицельном раздражении в "уязвимый" период почти всегда (в 90% случаев) можно вызвать фибрилляцию как подпороговым, пороговым, так и сверхпороговым токами. Это явление закономерно как для одиночного импульса, так и для знакопеременных воздействий.

На основании полученных нами результатов исследований можно считать, что оптимальное дефибриллирующее воздействие должно отвечать следующим требованиям:

1. Форма воздействия - знакопеременная с симметричными полу-волнами.
2. Длительность - один период, при длительности отдельных полу-волн по 8-10 мсек., или два периода при той же длительности полу-волн, но с затухающими третьей и четвертой полу-волнами.

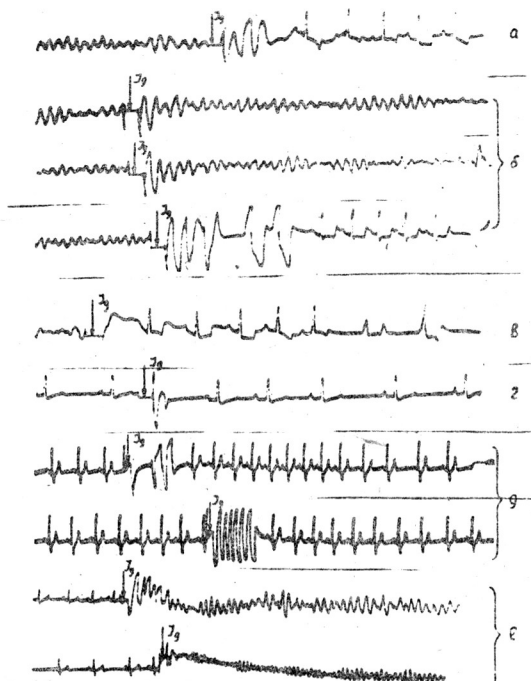


Рис.6 Реакция сердца на раздражение сильным током
(а,б,в - процесс дефибрилляции, г,д,е - раздра-
жение нормально работающего сердца).

3. Форма полуволны - колоколообразная, синусоидальная или близ-
кая к ней.
4. Максимальное значение полуволны - 20-30 а с возможностью из-
менения в меньшую сторону до 1,5-3 а. При регулировании ве-
личины тока временные параметры и форма воздействия не должны
изменяться.

В решении вопроса выбора способа получения дефибриллирую-
щих воздействий таких параметров (чему посвящена 5-я глава рабо-
ты) мы приняли в качестве основного фактора условия применения-
стационарные(клиника) или полевые (экстренная помощь), что опреде-
ляет род источника питания, а следовательно и способ формирования
дефибриллирующего тока.

Рассмотрены два направления решения вопроса:

- а) создание дефибриллятора с универсальным питанием для применения как в условиях клиники, так и в полевых условиях.
- б) создание двух модификаций дефибрилляторов, одна из которых, предназначенная для применения в клиниках и врачебных пунктах предприятий, с питанием от сети переменного тока, вторая - для полевых условий, с автономным источником питания.

Для этих направлений нами разработаны способы формирования дефибриллирующих воздействий.

а) Сеть переменного тока. С синусоидального переменного тока промышленной частоты дефибриллирующее воздействие указанных выше параметров можно получить используя принципы, положенные в основу вышеописанного экспериментального дефибриллятора (тиристорное коммутационное устройство и формирующий трансформатор).

Практической реализацией этого способа является разработка портативной конструкции (8,5-10 кг) дефибриллятора, генерирующего дефибриллирующие воздействия оговоренных выше параметров (амплитуда полувольт - 20-30 а при напряжении сети 220-380в).

б) Автономный источник питания. Возможным в настоящее время способом формирования является преобразование низкого напряжения автономного источника питания в высокое напряжение заряда конденсатора с последующим формированием дефибриллирующего воздействия из разрядного тока.

Применение этого способа потребовало решения вопросов по обеспечению симметричности противоположных по знаку полувольт и оптимальной длительности их. Эти требования противоречивы, так как для обеспечения оптимальной длительности отдельных полувольт должны быть выбраны такие параметры разрядной цепи (RCL), при которых разряд в целом носит колебательный затухающий характер. Для обеспечения же симметричности полувольт необходимо, чтобы разряды отдельных конденсаторов были апериодическими.

Решение этой задачи осуществлено путем разработки специального коммутационно-формирующего устройства на основе применения которого разработан портативный полевой дефибриллятор, генерирующий дефибриллирующий ток оговоренных выше параметров.

Образцы этих дефибрилляторов прошли положительные испытания.

ВЫВОДЫ:

1. Существенное значение для эффективного восстановления работы сердца при фибрилляции имеют своевременность проведения дефибрилляции, обуславливаемая во многом транспортабельностью и универсальностью применяемых электротехнических средств, и биологическая оптимальность дефибриллирующего тока.

В работе показано, что для разработки таких средств дефибрилляции и определения оптимальных параметров дефибриллирующего воздействия необходимо исследование самого режима фибрилляции, как патологического расстройства системы биоуправления, и процесса дефибрилляции, приводящего эту систему в норму.

2. Созданы аналого-дискретные моделирующие устройства для моделирования с возможностью количественного анализа нормальных и аномальных режимов проведения возбуждения в одномерной и двумерной возбудимых средах, в том числе в системе моделирующей систему управления сердечной мышцей.

3. Исследованы режимы проведения возбуждения в одномерных однородной и неоднородной, разомкнутой и замкнутой в кольцо возбудимых средах. Показано, что в таких средах, при высокой частоте стимуляции, возможно установление стационарного режима проведения со значительным снижением скорости. Отмечена возможность возникновения однонаправленного кругового движения возбуждения в неоднородном кольце при частом раздражении одной точки или области.

4. С помощью аналого-дискретного моделирующего устройства, реализующего модель системы управления сердечной мышцей, получен аномальный режим проведения возбуждения, имеющий общие характеристики с фибрилляцией сердца.

5. Исследованием на моделях режима фибрилляции и процесса дефибрилляции установлено:

а) источником активности в режиме фибрилляции может быть замкнувшаяся в кольцо волна возбуждения - маточный пояс;

б) дискретные элементы маточного пояса возбуждаются в период неполного восстановления свойств возбудимости ("переуплотненная" спираль), чем и обуславливается устойчивость,

необратимость процесса и снижение скорости проведения возбуждения. Последнее может объяснять соизмеримость размеров траектории маточного пояса и геометрических размеров сердечной мышцы;

в) ликвидация аномального режима ("дефибриляция") происходит в том случае, если ликвидируется маточный пояс, как генератор активности, и все элементы системы приводятся в одно состояние - состояние возбуждения;

г) параметры внешнего электрического воздействия, ликвидирующего аномальный режим, определяются структурой среды не полностью восстановившей свойства возбудимости; в условиях "переуплотненной спирали" порог раздражения намного выше нормального, чем и объясняется одна из причин необходимости применения для дефибриляции значительных величин тока.

6. На основании исследования моделей нормального и аномального проведения возбуждения предложены определения (рабочие гипотезы) режима фибрилляции и процесса дефибриляции, что обеспечило возможность выявления факторов, определяющих параметры дефибрилирующего воздействия.

7. Предложена математическая модель, аппроксимирующая структуру системы дефибриляции.

8. Исследованием математической модели структуры системы дефибриляции показано, что оптимальным видом дефибрилирующего воздействия, обеспечивающим минимальный пороговый ток и энергию, может быть импульс тока с симметричными знакопеременными полуволнами частотой 50-60 гц и длительностью в один-два периода.

9. Разработан комплекс электронных устройств для экспериментальной физиологической проверки на животных предложенных рекомендаций по параметрам дефибрилирующих воздействий.

10. Экспериментальными исследованиями на животных подтверждены полученные на моделях рекомендации по оптимальности знакопеременного воздействия для дефибриляции. Установлено, что минимальное значение порогового тока и энергии дефибриляции при максимальном пороге повреждения имеет двухпериодное воздействие частотой 50-60 гц, с симметричными первыми двумя и затухающей третьей и четвертой полуволнами.

II. На основании проведенных теоретических и экспериментальных исследований сформулированы общие требования к парамет-

рам оптимального дефибриллирующего воздействия.

12. Проведены изыскания и предложены рациональные способы формирования оптимальных дефибриллирующих воздействий для стационарных условий и условий экстренной помощи.

Разработаны портативные конструкции двух типов дефибрилляторов - для клиники и врачебных пунктов предприятий, для полевых условий и скорой помощи.

Основные положения диссертации опубликованы в работах:

1. Чеботарев Я.П. - Импульсные феррит-диодные элементы и применение их в промышленной автоматике. Автоматика и приборостроение, № 2, 1963.
2. Чеботарев Я.П. - Устройство импульсного управления тиристорами. Автоматика и приборостроение, № 2, 1965.
3. Чеботарев Я.П. - К вопросу о моделировании процесса проведения возбуждения в сердечной мышце. Биофизика, XII, 3, 1968.
4. Чеботарев Я.П., Николаев В.Г. - К вопросу об оптимальной форме дефибриллирующего тока. Физиологический журнал, АН УССР, XIV, 4, 1968.
5. Николаев В.Г., Чеботарев Я.П., Биков И.И. - Начальная динамика ЭКГ при электрической дефибрилляции сердца. Физиологический журнал, АН УССР, XV, 3, 1969.
6. Чеботарев Я.П. - Дефибриллятор. Авторское свидетельство, № 210028, кл.30а 19/05, 1968.
7. Чеботарев Я.П. - Бесконтактный командоаппарат. Авторское свидетельство, № 210919, кл. 21с, 46/50, 1968.

Отпечатано на ротационной машине Дуганского филиала института Гипроугле-автоматизация, г.Дуганск 17, ул.Оборонная 32-а, К печати подписано 22.X.1969г. заказ 147, тираж 150 экз.

БВ 0753 22.10.1969г.