

ВИЛЬНЮССКИЙ ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ им. В. КАПСУКАСА

На правах рукописи

ГАСЮНАС Витаутас-Костантинас, Костантино

**ЗНАЧЕНИЕ ВИДА ДЕФИБРИЛЛИРУЮЩИХ
ИМПУЛЬСОВ В ТЕРАПЕВТИЧЕСКОМ
И ПОВРЕЖДАЮЩЕМ ДЕЙСТВИИ
ТОКА НА СЕРДЦЕ**

(03.00.13 — физиология человека и животных)

(диссертация написана на литовском языке)

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

ВИЛЬНЮССКИЙ ОРДЕНА ТРУДОВОГО КРАСНОГО ЗНАМЕНИ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ им. В. КАПУКАСА

На правах рукописи

ГАСЮНАС ВИТАУТАС - КОСТАНТИНАС КОСТАНТИНО

ЗНАЧЕНИЕ ВИДА ДЕФИБРИЛИРУЮЩИХ ИМПУЛЬСОВ В
ТЕРАПЕВТИЧЕСКОМ И ПОВРЕЖДАЮЩЕМ ДЕЙСТВИИ ТОКА НА СЕРДЦЕ

/03.00.13 - физиология человека и животных/

/диссертация написана на литовском языке/

А в т о р е ф е р а т

диссертации на соискание ученой степени кандидата
биологических наук

Вильнюс

1973

Глубоко уважаемому Виктору Яковлевичу
в знак признательности Ваших успехов

9.V. 1973.

В. Костас

Работа выполнена в лаборатории электрической стимуляции и дефибрилляции сердца (зав. лабораторией - д-р мед. наук, проф. А. И. Смайлис) Научно-исследовательского института физиологии и патологии сердечно-сосудистой системы при Каунасском медицинском институте (ректор - академик АМН СССР и АН Лит. ССР, засл. деятель науки Лит. ССР, д-р мед. наук, проф. З. И. Янушкевичус).

Научные руководители:

д-р мед. наук, проф. А. И. Смайлис

д-р биол. наук Б. М. Цукерман

Официальные оппоненты:

д-р мед. наук, проф. А. Баубинене

канд. биол. наук А. Бундонис

Ведущее учреждение - медицинский факультет Вильнюсского ордена Трудового Красного Знамени Государственного Университета им. В. Капсукаса.

Автореферат диссертации разослан " 10 " мая . 1973 г.
Защита диссертации состоится " 12 " июня . 1973 г. в 14 часов на заседании Ученого совета по присуждению ученых степеней биологических наук Естественного факультета Вильнюсского ордена Трудового Красного Знамени Государственного Университета им. В. Капсукаса (г. Вильнюс, ул. Чюрлёню 21/27).

С диссертацией можно ознакомиться в Научной библиотеке Вильнюсского Государственного Университета (ул. Университето, 3).

Замечания и отзывы по автореферату просим выслать по адресу: г. Вильнюс, ул. Чюрлёню, 21/27, секретарю Ученого совета по присуждению ученых степеней Естественного факультета Вильнюсского Государственного Университета.

УЧЕННЫЙ СЕКРЕТАРЬ СОВЕТА

(доц. Я. ГРУОДЕНЕ)

Устранение различных видов сердечных аритмий электрическими импульсами стало широко распространенным методом лечения больных. Первая успешная электрическая дефибрилляция мерцания желудочков в клинике осуществлена в 1947 году (C. Beck etc., 1947). С этого времени техника и методика электрической дефибрилляции начала бурно развиваться. Вместо дефибрилляторов переменного тока применяются конденсаторные дефибрилляторы, теоретические основы применения которых разработаны Н.Л. Гурвичем (Н.Л. Гурвич и Г.С. Юнцев, 1939; Н.Л. Гурвич, 1956, 1957). Импульсами дефибриллятора устраняется не только мерцание желудочков, но и мерцание предсердий - впервые применено в клинике в 1959 году (А.А. Вишневецкий, Б.М. Цукерман, С.И. Смеловский, 1959) и другие хронические нарушения сердечного ритма. Импульсы стали пропускать не только через обнаженное сердце, но и трансторакально (J. Norrв, W. Bigelow, 1954). Так как электрический ток может вызвать осложнения, тяжесть которых зависит от формы импульса дефибриллятора (А.А. Вишневецкий и Б.М. Цукерман, 1966; В.А. Кузнецова и С.П. Соловьева, 1968; W. Lown etc., 1962) и энергии воздействия (G. Smith etc., 1965; L. Resnekov, 1970), целесообразны поиски оптимальной формы электрического импульса и путей уменьшения энергии, необходимой для дефибрилляции.

Несмотря на то, что выявлению наиболее эффективного и наименее травмирующего импульса посвящено много работ, некоторые вопросы до сих пор остаются спорными. Например, было обнаружено (В.А. Макарычев, 1966; Н.Л. Гурвич с соавт., 1971), что эффективность импульса конденсаторного дефибриллятора обуславливается суммой амплитуд двух первых полуволн противоположного знака. Повреждающее действие разряда по их же данным определяется амплитудой первой, большей полуволны. Другие исследователи либо вообще не констатировали влияния на эффективность дефибрилляции второй полуволны биполярного импульса (БИ) (V. Relicka, 1969), либо этот эффект был незначительным (W. Tacker etc., 1971).

Другим спорным вопросом является эффективность применения

для дефибрилляции желудочков метода сдвоенных прямоугольных импульсов, предложенного Я.Кугельбергом (J.Kugelberg, 1965, 1967), имеющего своих сторонников (O.Dahlbäck etc., 1966; L.Kevnekov etc., 1967, 1968) и противников (J.Schuder etc., 1970, 1971).

Влияние длительности импульса на его эффективность, как правило, исследовали при постоянной индуктивности в цепи разряда (В.А.Макарычев, 1966; В.Релея, 1969). При этом вместе с длительностью импульса изменяется и его форма, т.е. результаты исследований зависят уже от двух параметров. Поэтому целесообразно определить зависимость эффективности импульса дефибриллятора при неизменной, "чисто" монополярной, его форме, а также сопоставить эффективность БИ и монополярного импульса (МИ) в широком диапазоне длительностей.

Тепловая энергия, выделяющаяся на месте приложения электродов, пропорциональна сопротивлению контакта между электродом и кожей. Уменьшение этого сопротивления до сих пор достигалось только увлажнением марли на поверхности электродов физиологическим раствором.

Предложены конструкции электродов, обеспечивающие равномерное распределение тока в области сердца (Б.М.Цукерман и Л.И.Титомир, 1968; D.Kilpatrick etc., 1961; S.Rush etc., 1961). Однако применением одной пары электродов в лучшем случае удастся обеспечить равномерную плотность тока лишь в одной плоскости. Поэтому целесообразно развивать идеи Б.М.Цукермана и Л.И.Титомира (1968) о перспективности дискретного расположения нескольких электродов на поверхности тела.

Изложенное побудило нас в настоящей работе:

1. Исследовать эффективность и повреждающее действие МИ и БИ при экспериментальной дефибрилляции желудочков, обобщить опыт применения МИ и БИ в клинике при устранении хронических нарушений сердечного ритма.

2. Определить зависимость порогов дефибрилляции от длительности МИ и БИ, определить влияние второй полувольты на эффективность импульсов в широком диапазоне их длительностей.

3. Определить эффективность двояенных прямоугольных импульсов при дефибрилляции желудочков.

4. Установить оптимальные варианты метода дефибрилляции, обеспечивающего изменяющееся направление вектора тока в грудной клетке.

5. Исследовать влияние конструкции электродов на величину сопротивления контакта электрод-кожа.

При выполнении работы возникла необходимость решить некоторые технико-методические вопросы: разработать не травмирующий сердце способ вызывания фибрилляции желудочков при интактной грудной клетке собаки, сконструировать аппаратуру для одновременной записи тока, напряжения и потерь напряжения на участке электрод-кожа при разряде дефибриллятора, разработать схему генерирования прямоугольных импульсов большой мощности и т.д.

МЕТОДИКА РАБОТЫ

Экспериментальную часть работы провели на собаках весом от 6,5 до 24 кг. Для обезболивания применили гексеналовый или тиопенталовый внутривенный наркоз (30 мг/кг сухого вещества). Во время опыта животных интубировали, хотя, как правило, они дышали самостоятельно.

На чернилопишущем приборе УСЧ 8 - 03 записывали три стандартные отведения ЭКГ, эндокардиальную ЭКГ из правого желудочка, давление крови в нисходящей аорте, кривую дыхания и отметки времени. Давление крови записывали с помощью электроманометра типа "Hellige", дыхание - с помощью изготовленного нами прибора, регистрирующего изменение температуры воздуха в интубационной трубке при вдохе и выдохе.

В первых экспериментах дефибрилляцию осуществляли через дискообразные электроды, прижатые к грудной клетке животного с двух противоположных сторон на уровне сердца. Позже от такого крепления электродов отказались и электроды стали имплантировать под кожу животного. Способ оказался удобным, особенно при приме-

нении нескольких пар электродов, и позволил повысить точность результатов, которые могут измениться из-за смещения электродов, высыхания подложенных марлевых салфеток и т.д.

1. Пороги дефибрилляции определяли последовательными импульсными воздействиями, повышая напряжение заряда конденсатора дефибриллятора до устранения фибрилляции. Пороговую величину устанавливали по несколько раз для каждого вида импульсного воздействия. Пороговые значения "повреждающего" тока определяли аналогично, но при воздействии на нормально сокращающееся сердце до достижения характерных признаков повреждения на ЭКГ. Критерием повреждения служило появление на ЭКГ одиночных или групповых экстрасистол (В.А.Макарычев, 1969; В.Релеяка, 1963). Вторичное определение порогов повреждения производили после исчезновения признаков повреждения, но не раньше чем через пять минут.

Для вызывания мерцания желудочков при закрытой грудной клетке животного чаще всего используют ток сети, пропускаемый несколько секунд через тело (Н.Л.Гурвич и В.А.Макарычев, 1968; Я.П.Чеботарев, 1969). При этом для вызывания фибрилляции требуется в несколько раз больше энергии, нежели для ее устранения. Это влияет на результаты последующих испытаний, особенно при исследовании гемодинамических показателей.

Нами предложен нетравмирующий способ вызывания фибрилляции желудочков сердца импульсами электрического стимулятора, подаваемыми на сердце через эндокардиальный электрод, введенный по венозной системе в правый желудочек. Применяли стимулятор, генерирующий одиночные импульсы (длительность 2 мсек, амплитуда до 10 вольт) с плавно изменяемой частотой от 120 до 1600 импульсов в минуту. Частоту импульсов плавно увеличивали до тех пор, пока не возникала фибрилляция желудочков (авт.свид. №305892, кл. А61п, I/36).

Первые три серии опытов были проведены сравнивая МИ и БИ. БИ формировали схемой, предложенной И.В.Вениным с соавт. (1969). Соотношение амплитуд полувольт меняли подбирая сопротивление шунта. Для получения чисто монополярного импульса последовательно с электродами включали цепочку диодов. Импульсы различной длительности получали меняя емкость конденсатора и индуктивность

катушки дефибриллятора. Для точной оценки дозы воздействия импульсы записывали осциллографом Н 700. Одним каналом, через резисторный делитель напряжения, записывали напряжение на грудной клетке, другим — импульсный ток при помощи резистора, последовательного включенного в цепь электродов. В шестой серии опытов третьим каналом записывали также падение напряжения на участке между наружным и измерительным электродами при имплантации последнего под кожу. В схеме фотозаписи применяли реле времени, включающее и выключающее в определенные моменты механизм протягивания фотобумаги и подающее импульс дефибриллятора.

Калибровку канала напряжения осциллографа производили следующим образом: а) между электродами включали резистор порядка $1 - 5$ ком, б) закорачивали катушку индуктивности дефибриллятора, в) к конденсатору дефибриллятора подключали эталонный киловольтметр, г) разряжали дефибриллятор через сопротивление нагрузки. На канале напряжения при этом записывается экспоненциальная кривая; максимальное отклонение луча соответствует напряжению, измеренному киловольтметром. Калибровку канала тока производили записывая импульсы напряжения и тока при эталонном сопротивлении нагрузки.

В третьей серии опытов определяли гемодинамические показатели после нанесения импульса дефибриллятора на нормально сокращающееся сердце. Для определения минутного объема крови использовали метод термодилуции, как наиболее удобный в условиях нашего эксперимента. Через введенный в правое предсердие катетер впрыскивали холодный физиологический раствор, а в аорте измеряли снижение температуры крови терморезистором. Для записи кривой термодилуции использовали потенциометр ЭПМ-09, чувствительность прибора была равна $0,055$ град/см. Быстрое согревание индикатора дало возможность испытания повторять много раз без ухудшения точности результатов.

В четвертой серии опытов для дефибрилляции сердца применяли сконструированный нами дефибриллятор сдвоенных прямоугольных импульсов. Схема генерирования прямоугольных импульсов собрана на тиристорах и обеспечивает импульсное напряжение на объекте, равное напряжению заряда дефибриллятора. Поэтому импульсное напряжение определяли по шкале вольтметра дефибриллятора, а для

измерения тока через объект применяли импульсный амперметр собственной конструкции.

В пятой серии опытов исследовали эффективность серии двух или трех импульсов, пропускаемых через независимые пары электродов. Импульсы напряжения и тока фотографировали с экрана двухлучевого осциллографа С1 - 12. Осциллограф подключали к цепям дефибриллятора через трансформаторы напряжения и тока, снабженные отдельными обмотками для каждой пары электродов.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Сравнение эффективности и повреждающего действия монополярного и биполярного импульсов в эксперименте

Применяемые в настоящее время конденсаторные дефибрилляторы являются модификациями дефибриллятора Н.Л.Гурвича, т.е. в цепи разряда конденсатора имеется катушка индуктивности. Ток разряда такого дефибриллятора в любой момент времени определяется выражением:

$$i = \frac{U_{зар}}{\omega_{\alpha} L} \cdot e^{-\alpha t} \cdot \sin \omega_{\alpha} t, \quad (I)$$

где: $U_{зар}$ - напряжение заряда конденсатора,

L - индуктивность катушки,

t - время,

α - коэффициент затухания, $\alpha = \frac{R}{2L}$

ω_{α} - угловая частота при наличии активного сопротивления в цепи,

R - активное сопротивление всей цепи разряда (сопротивление объекта, омическое сопротивление катушки, сопротивление шунта для формирования БИ).

Полупериод колебаний $\frac{T}{2} = \frac{\pi}{\omega_{\alpha}}$ зависит от величины активного сопротивления, и если оно достаточно велико, разряд становится апериодическим. Непостоянство длительности импульсов вызывает неточности их оценки. Рассчитывая энергию импульсов при изменяющемся сопротивлении нагрузки, необходимо учитывать изменения не толь-

ко их длительности, но и формы.

Энергию одной полуволны / E_i / импульса предлагаем рассчитывать по формуле:

$$E_i = \frac{U_i \cdot I_i \cdot (1 - e^{-\frac{2\pi\alpha}{\omega\alpha}})}{4\alpha \cdot \sin^2(\arctg \frac{\omega\alpha}{\alpha})} \cdot e^{-\frac{2\pi\alpha}{\omega\alpha} \cdot \arctg \frac{\omega\alpha}{\alpha}} \cdot \frac{\omega\alpha^2}{\alpha^2 + \omega\alpha^2}, \quad (2)$$

где: U_i и I_i - амплитуды напряжения и тока i -той полуволны импульса. Амплитуды определяли по осциллограммам напряжения и тока импульсов дефибриллятора. По известным амплитудам напряжения и тока, параметрам дефибриллятора (L и C), сопротивлениям объекта по формуле (2) можно рассчитать энергию любой полуволны. Для упрощения расчета мы предлагаем вычислять такую длительность полупериода синусоидального импульса, который при тех же амплитудах напряжения и тока, что и реальный импульс, имел бы и такую же энергию. Энергию в этом случае можно определить по следующей формуле:

$$E_i = \frac{U_i \cdot I_i}{2} \cdot \frac{T_{экв}}{2}, \quad (3)$$

где: $\frac{T_{экв}}{2}$ - длительность эквивалентного полупериода синусоидального импульса. Длительность эквивалентного полупериода определяли по таблицам, составленным нами согласно формуле (2) для каждого значения L и C дефибриллятора и для каждого интервала сопротивления объекта в 10 ом. Такой метод расчета энергии является менее трудоемким и более точным по сравнению с методами, примененными другими авторами (R. Balagot, V. Bandelin, 1969; B. Peleška, 1969).

Сравнивая МИ с БИ выполнили три серии опытов.

В первой серии опытов / 34 эксперимента на собаках, 384 опыта / сравнивали пороги дефибрилляции импульсов серийного дефибриллятора ИД-1 с БИ, амплитуды полуволн которого были примерно равными. В обоих случаях конденсатор и индуктивность дефибриллятора были одинаковыми (24 мкф, 0,24 гн).

Во второй серии опытов / 19 экспериментов, 224 опыта / определяли зависимость порогов дефибрилляции МИ и БИ от длительности импульсов. МИ в этой серии были строго монополярными (последующие полуволны отсекались при помощи диодов); отношение амплитуд второй и первой полуволн тока БИ составляло 70 %.

Третья серия опытов была предназначена для определения наличия и степени отрицательного воздействия МИ и БИ на сердечно-сосудистую систему. Влияние импульсов оценивали по порогам повреждения / 20 экспериментов, 122 опыта / и по гемодинамическим сдвигам после нанесения МИ и БИ / 24 эксперимента, 144 опыта /.

Пороги дефибрилляции в каждом эксперименте первой серии устанавливали по несколько раз (в зависимости от вариабельности порога; в среднем более пяти раз для каждого вида импульса) и вычисляли средние величины. Сопоставление средних пороговых параметров импульсов показало, что сумма амплитуд полуволи тока БИ во всех опытах превышала амплитуду тока первой полуволи МИ; в 25 экспериментах (73,5 %) эта разница достоверна / $p < 5\%$ /, в 2 (5,9 %) - мало достоверна / $p = 5 - 10\%$ / и в одном эксперименте не установлена. В то время как токи обоих видов импульсов в большинстве экспериментов статистически достоверно различаются, разница энергий МИ и БИ в 59,4 % экспериментах не достоверна. Средняя величина порогов дефибрилляции во всей серии опытов была: по току для МИ $7,3 \pm 0,4$ а, для БИ $11,6 \pm 0,7$ а; по энергии для МИ $21,2 \pm 2,8$ дж, для БИ $23,8 \pm 2,8$ дж.

Оценка результатов только по средним значениям порогов для всей серии опытов не точна, так как средние результаты в большей степени определяются экспериментами, в которых пороги были высокими. Некоторые авторы (L.Geddes, 1971; W.Tacker etc., 1971) рекомендуют параметры импульсов рассчитывать на единицу веса сердца животного. Мы обнаружили умеренную корреляционную связь между весом тела подопытных животных и порогам дефибрилляции по току (для МИ $r = + 0,357$, для БИ $r = + 0,556$). Поэтому попытались сравнить МИ и БИ рассчитывая пороги дефибрилляции по току на 1 кг веса животного. Средний пороговый ток на 1 кг веса составил: для МИ $0,65 \pm 0,03$ а/кг, для БИ $1,04 \pm 0,05$ а/кг. При сравнении не нормализованных величин среднее соотношение пороговых токов для всей серии опытов составляло: $I_{БИ}/I_{МИ} = 1,58$, а пороговых энергий - $E_{БИ}/E_{МИ} = 1,22$.

Таким образом, серия экспериментов, проведенных на 34 собаках, показала, что эффективность БИ с примерно равными амплитудами полуволи и импульса дефибриллятора ИД - I лучше определяется энергией воздействия, нежели суммой амплитуд полуволи тока.

В этом наши данные отличаются от данных других авторов (В.А.Марквичев, 1966; Я.П.Чеботарев, 1969; Н.Л.Гурвич с соавт., 1971). Поскольку формы сопоставленных нами импульсов несколько отличались от исследованных упомянутыми авторами, следующая серия опытов была направлена на определение условий, при которых имеется "эффект суммирования" амплитуд полуволн тока, или таковой отсутствует. Доля участия второй полуволны БИ в процессе дефибрилляции может зависеть от: 1) длительности импульса, 2) амплитуды второй полуволны относительно первой. Косвенным доказательством вероятности второго предположения может служить тот факт, что в первой серии опытов те импульсы дефибриллятора ИД - I, амплитуда второй полуволны которых была сравнительно большой, обладали большей эффективностью по сравнению с БИ, нежели импульсы с незначительной второй полуволной.

Поэтому во второй серии опытов была определена зависимость эффективности МИ и БИ от длительности полупериода их в диапазоне 1,6 - 9,4 мсек. При сравнении эффективности импульсов различной длительности особое внимание уделяли сохранению постоянной формы импульсов во всем диапазоне длительностей. При формировании импульсов различной длительности изменяли емкость конденсатора и индуктивность катушки, подбирали сопротивление шунта, формирующего БИ, что обеспечивало примерно постоянную форму импульсов и заданное соотношение амплитуд полуволн БИ. МИ были чисто монополярными (рис. I). Поэтому наши данные более достоверны, нежели данные других авторов (В.Релейка, 1969), применявших импульсы различной длительности при не постоянной их форме.

По сравнению с первой серией опытов, МИ был лишен последующих, хотя и небольших по амплитуде полуволн, вторая полуволна БИ была уменьшена на 30 %. Допуская, что доля участия второй полуволны в процессе дефибрилляции зависит от соотношения амплитуд полуволн, вправе ожидать различных результатов в первой и второй сериях опытов.

Амплитуду второй полуволны БИ подобрали равную 70 % от первой. Такой БИ оказался весьма эффективным и мало повреждающим сердце (Н.Л.Гурвич с соавт., 1971; З.П.Дулевичус, 1971).

Средние пороги дефибрилляции в опытах второй серии представлены в табл. I. Так как вес животных был не одинаковый, пороги де-

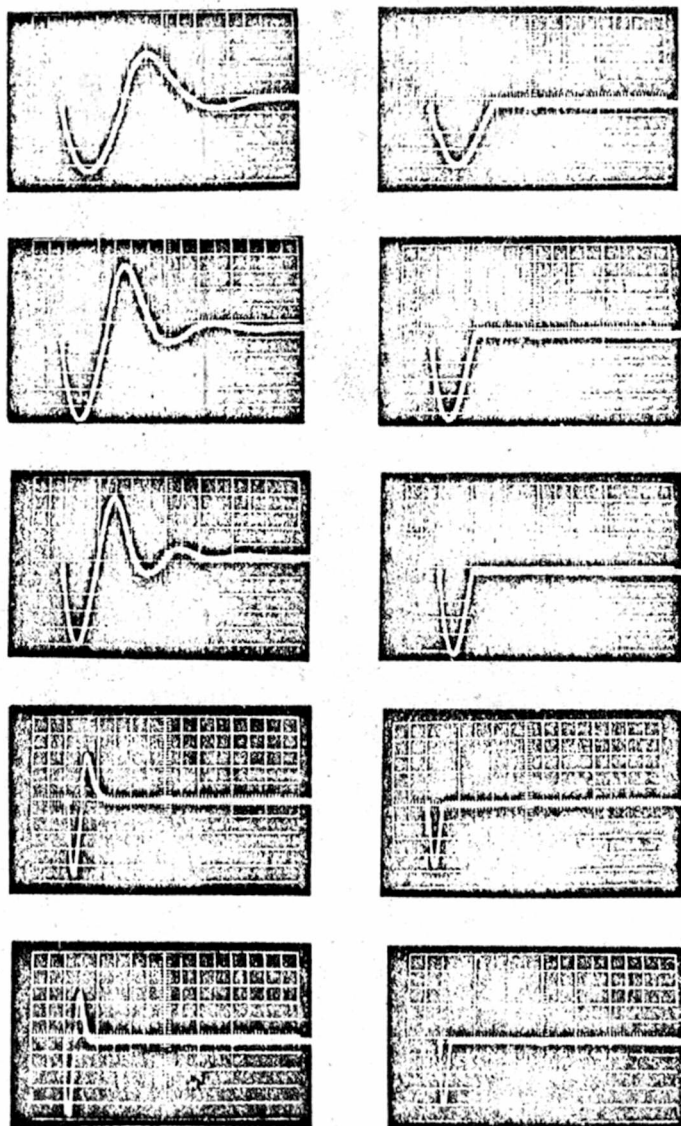


Рис. I. Осциллограммы импульсов второй серии опытов
 (скорость развертки 2,5 мсек/деление)

фибрилляции рассчитали в относительных величинах. За единицу измерения приняли наименьшие пороговые значения тока и энергии.

Таблица I

Относительные величины тока и энергии при дефибрилляции
импульсами различной длительности
(средние значения по данным 19 экспериментов)

Длительность полупериода /мсек/	Ток			Энергия		
	МИ	БИ	p	МИ	БИ	p
1,6	$2,53 \pm 0,15$	$3,06 \pm 0,17$	0,02	$1,56 \pm 0,14$	$1,18 \pm 0,12$	0,07
2,0	$2,36 \pm 0,14$	$3,00 \pm 0,21$	0,02	$1,77 \pm 0,19$	$1,37 \pm 0,09$	0,07
5,0	$1,25 \pm 0,06$	$1,55 \pm 0,08$	<0,01	$1,22 \pm 0,11$	1,0	0,05
6,4	$1,14 \pm 0,09$	$1,49 \pm 0,07$	<0,01	$1,37 \pm 0,13$	$1,21 \pm 0,12$	>0,1
9,4	1,0	$1,34 \pm 0,08$	<0,01	$1,65 \pm 0,19$	$1,51 \pm 0,12$	>0,1

Закономерности распределения порогов для исследованных МИ и БИ имеют одинаковый характер. Построенные методом наименьших квадратов кривые экспериментов представлены на рис.2. Кривые пороговой энергии имеют минимум при длительности полупериода 5,0 мсек; кривые порогового тока сходны с классическими кривыми "сила - длительность", изученными Гюорвегом, Вейсом и Лапи-ком. Тот факт, что кривые зависимости порога возбуждения от длительности для различных тканей организма сходны с кривыми, снятыми при дефибрилляции сердца, использовали в качестве доказательства того, что ответной реакцией фибриллирующего сердца на электрическое воздействие является возбуждение (Н.Л.Гурвич, 1957). Установленная в наших экспериментах аналогичная зависимость при дефибрилляции чисто монополярным импульсом и БИ еще раз свидетельствует о правильности такого объяснения процесса дефибрилляции.

Из данных рис.2 видно, что во второй серии опытов, как и в первой, сумма амплитуд полуволн тока БИ при всех исследованных длительностях импульсов была больше амплитуды МИ, однако в отличие от первой серии опытов, средняя энергия МИ при всех дл-

тельностью превышала энергию БИ. Кривые энергии МИ и БИ сближаются при больших длительностях и расходятся при малых. Наибольшая длительность полупериода в наших исследованиях была равна 9,4 мсек. Полный период БИ при этом значительно превышает "полезное время раздражения сердца", поэтому пороговая энергия БИ при больших длительностях приближается к энергии МИ.

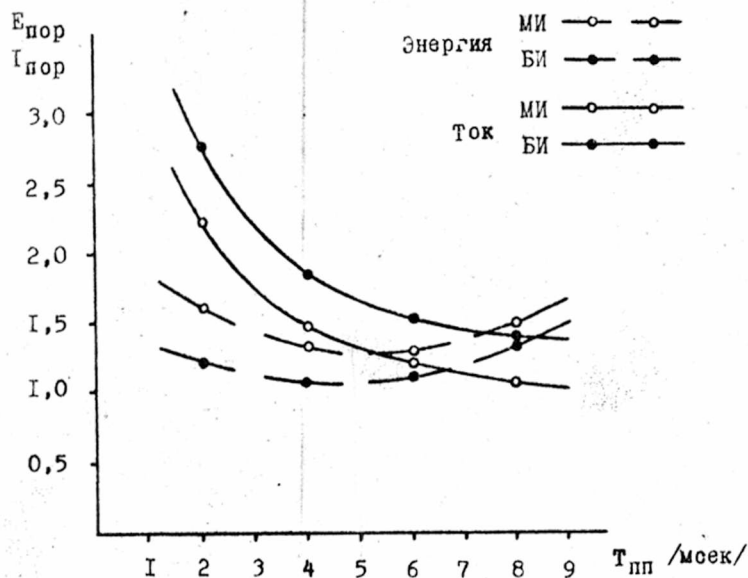


Рис.2. Зависимость пороговых токов и пороговых энергий (в относительных величинах) от длительности полупериода импульса.

Таким образом, эффективность БИ не может быть точно определена ни по сумме амплитуд полуволи тока, ни по энергии импульса. Различие результатов сопоставления МИ и БИ с разными соотношениями амплитуд полуволи позволяет предполагать, что доля участия второй полуволи в эффекте дефибрилляции зависит от ее соотношения с амплитудой первой полуволи. Для проверки этого предположения на 5 собаках определили пороги дефибрилляции меняя со-

отношение амплитуд полуволн с чисто монополярного импульса до БИ, амплитуда второй полуволны которого в 1,5 раза превышает первую. Результаты экспериментов представлены на рис. 3. Эффект суммирования полуволн БИ по току проявляется лишь при неодинаковых амплитудах полуволн, независимо от величины их соотношения. БИ с равными амплитудами полуволн не адекватен дефибрилляции, так как его энергия соизмерима с энергией МИ, а сумма амплитуд полуволн тока существенно больше МИ. Большое значение в повреждении сердца придает пиковой мощности импульса (Б.М. Цукерман, 1971). В этом отношении наилучшим оказался БИ, амплитуда второй полуволны которого составляет 50-75 % первой.

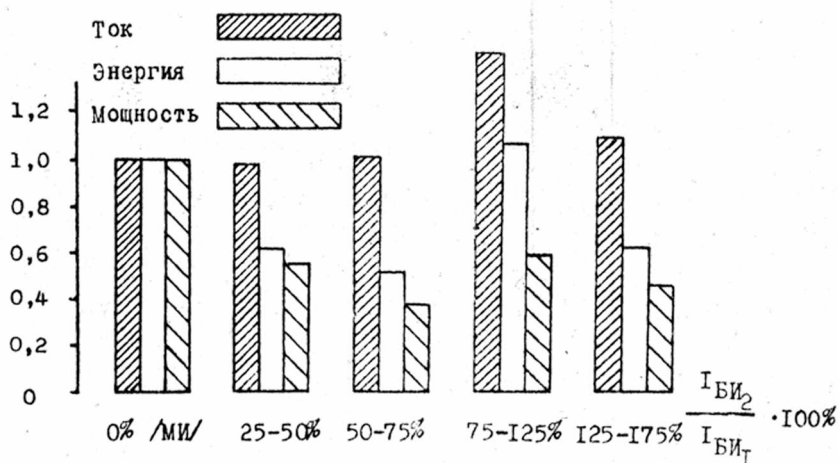


Рис. 3. Зависимость порогового тока, пороговой энергии и пиковой мощности импульса (в относительных величинах) от соотношения амплитуд полуволн тока

Большое количество проведенных экспериментов с применением МИ и БИ позволяет сделать заключение о наиболее рациональных единицах градуировки дефибриллятора. Градуировка в единицах напряжения (Н.Л. Гурвич и В.А. Макарычев, 1968) при МИ и БИ обеспечивает лучшую линейность между процентом эффективности воздействия и показаниями прибора, нежели градуировка в единицах энергии, применяемая за рубежом (В. Low, 1967).

В третьей серии опытов сравнивали МИ и БИ по степени их отрицательного влияния на сердечно-сосудистую систему. Сравнение импульсов лучше всего производить по коэффициенту их оптимальности, который равен отношению между порогами повреждения и дефибрилляции (Н.Д.Гурвич с соавт., 1971). Сопоставляли импульсы дефибриллятора ИД - I и БИ с равными амплитудами полуволн.

В 19 из 20 экспериментов сумма полуволн пороговых повреждающих БИ была больше МИ. По величине амплитуды первой полуволны тока также нельзя определить степень повреждения, ибо в 17 экспериментах первая полуволна порогового МИ была больше первой полуволны БИ. Наилучшим критерием оценки повреждения оказалась энергия импульса. Средняя энергия порогового повреждающего БИ всего на 6 % превышала энергию МИ. Так как дефибриллирующая способность импульсов также определяется энергией воздействия, коэффициенты оптимальности для данных видов МИ и БИ статистически не различаются (для БИ - $2,24 \pm 0,16$, для МИ - $2,44 \pm 0,16$).

Повреждающее действие импульсов дефибриллятора на сердечно-сосудистую систему оценивали и по вызываемым ими сдвигам гемодинамики подопытных животных. До воздействия МИ и БИ, сразу после нее и через 15 и 30 минут определяли минутный объем крови /МО/, частоту сердечных сокращений /ЧСС/, систолический объем /СО/ и артериальное давление /АД/. Как показали эксперименты, предложенный нами метод вызывания мерцания желудочков сердца электрической стимуляцией не вызывает нарушения гемодинамики, поэтому сдвиги в гемодинамике после устранения фибрилляции желудочков являются следствием кратковременной остановки сердца и электрического воздействия при дефибрилляции. Гемодинамические показатели определили в 24 экспериментах. Дефибрилляцию осуществляли импульсами дефибриллятора ИД - I и БИ, соотношение амплитуд второй и первой полуволны которого было 70 - 100 %. Напряжение заряда подбирали так, чтобы обеспечить примерно равные суммы амплитуд полуволн МИ и БИ. Применяли импульсы, превышающие порог дефибрилляции.

После нанесения импульса наблюдали кратковременное повышение АД, вызываемое возбуждением элементов вегетативной нервной системы (F.Cobb etc., 1968). МО и СО непосредственно после импульса снижались на 10 - 30 % и оставались на таком же уровне 30 минут. Импульс дефибриллятора вызывал небольшое (до 10 %)

снижение ЧСС.

Влияние различий форм импульсов на АД и ЧСС незначительное, МО и СО несколько больше снижались после нанесения МИ.

Дефибрилляция удвоенными прямоугольными импульсами

Так как появились противоречивые сообщения о целесообразности применения удвоенных прямоугольных импульсов (J.Kugelberg, 1967; L.Revnekov etc., 1967, 1968; J.Schuder etc., 1970), нами исследована эффективность прямоугольных импульсов и сопоставлена с эффективностью импульса конденсаторного дефибриллятора. По данным упомянутых авторов, при прямой дефибрилляции удвоенные прямоугольные импульсы обладали большей эффективностью, но уступали одиночному импульсу при трансторакальной дефибрилляции. Нашей целью было создание дефибриллятора, генерирующего два прямоугольных импульса, мощность которых была бы достаточной для устранения мерцания желудочков через закрытую грудную клетку и сравнение эффективности удвоенных импульсов с эффективностью импульса дефибриллятора системы Н.Л.Гурвича. Для этого создали генератор на тиристорах, генерирующий прямоугольные импульсы напряжением до 300 вольт. Схема с успехом может применяться для генерирования одиночных импульсов в имплантируемых дефибрилляционных установках, т.к. обеспечивает более рациональное использование накопленной энергии, чем схемы других авторов (J.Schuder etc., 1970, 1971).

Изучили эффективность удвоенных прямоугольных импульсов различной длительности (от 2,5 до 20 мсек), изменяя интервал между ними в пределах 15 - 300 мсек. 10 собак дефибриллировали пропуская импульсы через интактную грудную клетку, а две - непосредственно через сердце. Средние пороговые величины тока и энергии были: при интактной грудной клетке - $3,60 \pm 0,11$ а и $22,7 \pm 1,1$ дж, при открытой грудной клетке - $2,68 \pm 0,13$ а и $7,3 \pm 0,52$ дж. В отличие от других авторов, отметивших резкое снижение порогов дефибрилляции при интервале между импульсами 100 мсек, мы в изученном диапазоне достоверного снижения порогов не наблюдали.

Пороги дефибрилляции в зависимости от длительности прямо-

угольных импульсов представлены в таблице 2.

Таблица 2

Зависимость порогов дефибрилляции от длительности
сдвоенных прямоугольных импульсов

Длитель- ность /мсек/	Закрытая грудная клетка		Открытая грудная клетка	
	Ток /а/	Энергия одного импульса /дж/	Ток /а/	Энергия одного импульса /дж/
2,5	-	-	$3,6 \pm 0,3$	$2,3 \pm 0,2$
5,0	$4,2 \pm 0,3$	$6,3 \pm 0,5$	$2,9 \pm 0,6$	$3,2 \pm 1,5$
7,5	$3,9 \pm 0,3$	$7,9 \pm 0,5$	-	-
10,0	$3,4 \pm 0,2$	$9,4 \pm 0,8$	2,5	$3,3 \pm 0,4$
12,5	$3,9 \pm 0,5$	$13,5 \pm 2,5$	-	-
15,0	$3,0 \pm 0,2$	$11,2 \pm 1,0$	2,1	$3,5 \pm 0,3$
20,0	$2,7 \pm 0,2$	$12,9 \pm 1,8$	$1,8 \pm 0,4$	$3,6 \pm 1,5$

Прямоугольные импульсы сопоставляли с импульсами наименьшей энергии по данным первых двух серий, т.е. с БИ длительностью полупериода 5,0 мсек. Для этого на одних и тех же собаках определили пороги дефибрилляции сдвоенных (интервал - 100 мсек) прямоугольных и биполярных импульсов.

В 6 из 10 экспериментов пороговая энергия БИ была ниже энергии одного из сдвоенных прямоугольных импульсов; общая энергия двух прямоугольных импульсов во всех случаях превышала энергию БИ.

Кроме большей пороговой энергии, выяснили еще один недостаток метода сдвоенных прямоугольных импульсов. При воздействии ими на нормально сокращающееся сердце примерно в 50 % случаев вызывается мерцание желудочков, что существенно ограничивает область их применения.

Таким образом, серия проведенных экспериментов не подтвердила преимуществ сдвоенных прямоугольных импульсов перед импульсом конденсаторного дефибриллятора. Ошибочность заключения Я.Ку-

гельберга (1967), вероятно, связана с тем, что прямоугольные импульсы он сравнивал с не оптимальным импульсом - разрядом конденсатора без индуктивности в цепи разряда.

Дефибрилляция серий импульсов с изменяющимся направлением вектора тока в грудной клетке животного

Необходимость больших энергий для дефибрилляции сердца частично объясняется тем обстоятельством, что волокна сердца различно ориентированы относительно направления разрядного тока дефибриллятора (Б.М.Цукерман, 1971). Пропускание двух - трех импульсов через отдельные пары электродов, дискретно расположенных на теле экспериментального животного, должно обеспечить равномерную плотность тока в миокарде. Угол пересечения волокон токами каждого из импульсов при этом будет разным и условия для возбуждения клеток улучшатся.

Для проверки этой гипотезы нами сконструирован дефибриллятор, генерирующий 1, 2 или 3 импульса с регулируемыми интервалами между ними в пределах 8 - 500 мсек. Каждый из импульсов получали в результате разряда конденсатора емкостью 16 мкф через индуктивность 0,25 гн.

Дефибриллятор испытывали в II экспериментах. Четыре электрода имплантировали под кожу вокруг грудной клетки в поперечном сечении, а третью пару так, чтобы ток проходил по продольной оси сердца.

Зависимость необходимой для дефибрилляции энергии от интервалов между импульсами представлена в таблице 3. Пороговая энергия оказалась минимальной при крайних значениях интервала. При больших интервалах наблюдается явление "раскачки" (Н.Л.Гурвич, 1956; В.Г.Николаев с соавт., 1969), а при следовании импульсов непосредственно друг за другом, пороговая энергия снижается из-за уменьшения влияния фактора ориентации волокон.

При интервалах между импульсами 30 - 200 мсек добавление импульса к одному или двум предыдущим эффективность воздействия ухудшает, требуя повышения напряжения, а тем более энергии.

Таблица 3

Зависимость средних пороговых энергий заряда
от интервалов между импульсами (усл. ед.)

Интервал /мсек/	Количество импульсов в серии	
	2	3
8	1,0	$2,23 \pm 0,5$
15	$1,16 \pm 0,05$	$5,16 \pm 1,1$
30	$2,22 \pm 0,40$	$8,44 \pm 2,0$
100	$3,55 \pm 1,30$	$7,10 \pm 2,0$
200	$1,88 \pm 0,40$	$7,10 \pm 2,0$
500	$2,32 \pm 0,60$	$3,50 \pm 0,7$

Сравнение пороговых энергий при дефибрилляции одиночными импульсами через каждую из пар электродов и сериями импульсов (интервал 8 мсек) представлено в таблице 4. За условную единицу энергии приняли пороговую энергию дефибрилляции через I-ую пару электродов.

Таблица 4

Средние пороговые энергии при дефибрилляции
одиночными импульсами и сериями импульсов (усл. ед.)

	Одиночные импульсы		Серия импульсов	
	II-ая пара электродов	III-ая пара электродов	2 импульса (I + II пара электродов)	3 импульса (три пары электродов)
Пороговая энергия	$1,61 \pm 0,27$	$3,14 \pm 0,46$	$0,97 \pm 0,14$	$2,59 \pm 0,61$
Достоверность разницы с порогом I-ой пары электродов	0,05	< 0,01	недост.	0,02

Из данных таблицы 4 видно, что целесообразно применять два импульса с интервалом между ними 8 мсек, пропускаемые через две независимые пары электродов. Пороговая энергия такой серии в наших экспериментах была меньше энергии одиночного импульса.

Изучение контактного сопротивления на участке электрод - кожа

Конструкции электродов в обеспечении равномерности распределения тока и устранении ожогов кожи придается важное значение (Б.М.Цукерман, 1971; D.Kilpatrick etc., 1961; A.Patel, F.Galysh, 1972).

При снижении сопротивления контакта между электродом и кожей уменьшается количество электрической энергии, выделяющейся в виде тепла на контакте. Мы попытались уменьшить контактное сопротивление впрыскиванием физиологического раствора в пространство между контактной пластиной электрода и кожей. Сравнение обычного плоского дискообразного электрода и изготовленного нами электрода с гидростатическим давлением выполнили в экспериментах на 8 собаках . Качество контакта оценивали по величине падения напряжения на участке между исследуемым и имплантированным под кожу измерительным электродом, воздействуя импульсами дефибриллятора, заряженного до 1000 - 2000 вольт.

В предварительных испытаниях была отработана конструкция электродов. Оказалось, что давление физиологического раствора выше 50 мм рт.ст. нецелесообразно, так как оно на качество контакта влияет незначительно.

Исследование изготовленного модифицированного электрода (авт.свид. № 296350, кл.А61п, I/18) показало, что при его применении сопротивление контакта составляет $19,8 \pm 2,1$ % всего сопротивления объекта, в то время как при обычном электроде оно равно $28,6 \pm 2,6$ % / $p = 0,02$ /. Снижалось и общее межэлектродное сопротивление в среднем до $87,3 \pm 3,1$ % сопротивления при обычном электроде.

Лечение мерцания и трепетания предсердий
в клинике монополярным и биполярным импульсами

Для лечения мерцания и трепетания предсердий в Республиканской Каунасской клинической больнице, наряду с импульсом дефибриллятора ИД - I, применяли и БИ, амплитуды полуволи которого были приблизительно равными.

БИ лечили 109 больных. Импульсы тока и напряжения дефибриллятора 49 больных регистрировали на осциллографе Н 700. Контрольную группу (импульс дефибриллятора ИД - I) составили 49 больных. Регистрировали все импульсы.

Эффективность обоих видов импульсов сравнивали по их порогам устранения мерцания и трепетания предсердий. За пороговый импульс приняли эффективный импульс, когда предыдущий импульс более низкого напряжения был неэффективным (таблица 5).

Таблица 5
Средние пороги устранения мерцания и трепетания
предсердий

Пороговый параметр	Монополярный импульс		Биполярный импульс		p
	К-во порогов	Пороговая величина	К-во порогов	Пороговая величина	
Напряжение заряда, кв	27	$5,3 \pm 0,2$	48	$5,8 \pm 0,1$	0,05
Сумма амплитуд тока, а	27	$39,2 \pm 2,1$	22	$29,5 \pm 1,8$	<0,01

Однако по данным таблицы 5 нельзя делать заключения, что пороговый ток БИ был меньше тока МИ, так как приведенные параметры соответствуют не одинаковой эффективности импульсов. БИ оказался эффективным у 87 больных (79,6 %), а МИ - у 45 (91,9 %). В остальных случаях синусовый ритм не был восстановлен даже применяя импульсы максимального напряжения (напряжение заряда дефибриллятора - 7 кв). Разница в эффективности

МИ и БИ объясняется тем, что из-за потерь энергии в схеме формирования БИ, сумма амплитуд полувольт тока БИ была на 30 % меньше таковой МИ. Для реальной оценки эффективности МИ и БИ искусственно сравнили возможности обоих видов импульсного воздействия. Те МИ, амплитуда первой полувольты тока которых превышала 38,9 а (средняя сумма амплитуд полувольт тока БИ при напряжении заряда 7 кв), считали не эффективными. Так рассчитанные средние пороговые параметры МИ дефибриллятора ИД-1 приближались к параметрам порогового БИ: пороговая первая полувольты тока - $29,6 \pm 1,3$ а (сумма полувольт тока БИ - $29,5 \pm 1,8$ а), пороговое напряжение заряда - $5,05 \pm 0,18$ кв (87 % от порогового напряжения заряда БИ). Эффективность МИ в этом случае составляла 83,7% (БИ - 79,6 %).

Таким образом, показатели МИ (без учета тех из них, которые по амплитуде превышали максимальные БИ) оказались примерно равноценными показателям БИ.

Среднее сопротивление грудной клетки человека составляло при МИ $65,2 \pm 2,8$ ом, при БИ $71,5 \pm 5,5$ ом. Достоверной разницы между сопротивлениями во время первой и второй полувольт МИ не наблюдали, несмотря на то, что амплитуда второй полувольты составляла от 13 % до 36 % первой.

Результаты лечения больных с мерцанием и трепетанием предсердий показали, что наряду с МИ можно применять и БИ. Меньшая эффективность БИ объясняется меньшей мощностью воздействия из-за потерь в схеме формирования БИ. Для повышения эффективности БИ до эффективности МИ необходимо повысить максимальное напряжение дефибриллятора при БИ или же изыскивать другие схемные решения формирования БИ.

ВЫВОДЫ

1. При изучении влияния второй полувольты импульса на эффективность и повреждающее действие импульса дефибриллятора исследовали:

- А) импульс дефибриллятора ИД-1,
- Б) строго монополярный импульс,
- В) биполярный импульс с соотношением амплитуд полувольт 1:1,

Г) биполярный импульс с соотношением амплитуд полуволн I : 0,7.

Эффект физиологического суммирования терапевтического действия I и II полуволн тока импульса проявляется при неодинаковых амплитудах полуволн (промежуточные импульсы между импульсами типа Б и Г). Суммирование полуволн импульса В лучше выражена по энергии.

2. Сравнительная эффективность импульсов Б и Г мало зависит от их длительности. Между длительностью воздействия этими импульсами и пороговыми величинами тока имеется обратная зависимость. Минимальная пороговая энергия и пиковая мощность соответствует импульсу Г длительностью 5 мсек, минимальный ток — импульсу Б длительностью 9,4 мсек.

3. Соотношение между порогами повреждения и дефибрилляции (коэффициент оптимальности) импульсов А равно $2,44 \pm 0,16$, импульсов В — $2,24 \pm 0,16$. Повреждения сердца, вызываемые импульсами этих видов, определяются энергией воздействия.

4. Воздействие импульсов дефибриллятора повышает артериальное давление (АД), уменьшает минутный (МО) и систолический объемы (СО) сердца, уменьшает частоту сердечных сокращений. Повышение АД удерживается в течение первой минуты после дефибрилляции; МО и СО восстанавливается до исходного уровня спустя 30 и более минут. Различие между влиянием импульсов А и В на гемодинамику не существенно.

5. Пороговая энергия сдвоенных прямоугольных импульсов существенно превышает пороговую энергию одиночного импульса Г. Это справедливо для всех изученных интервалов между сдвоенными импульсами (15 — 300 мсек) и для всех длительностей импульсов (2,5 — 20 мсек).

6. Применение метода дефибрилляции с изменяющимся направлением вектора тока в грудной клетке животного позволяет дефибриллировать сердце при энергии, не превышающей энергии одиночного импульса. Пороговая энергия является наименьшей при применении серии из двух импульсов, пропускаемых через симметрично в поперечном сечении расположенные две пары электродов и при интервале между импульсами 8 мсек.

7. Электрод с гидростатическим давлением под контактной поверхностью, предложенный нами для наружной дефибрилляции, позволяет снизить сопротивление контакта между электродом и кожей на 36 %. Это уменьшает количество тепловой энергии, выделяющееся на контакте.

8. Эффективность импульсов А и В, примененных в клинике для лечения мерцания и трепетания предсердий, оказалась равной: для импульса А - 91,9 % (при среднем токе 39,2 а), для импульса В - 79,6 % (29,5 а). При токе, не превышающем 38,9 а, эффективность обоих видов импульсов была примерно равной (импульс А - 83,7 %, импульс В - 79,6 %). Представляется несомненной целесообразность клинического испытания импульса Г.

9. Предложенные или усовершенствованные нами методы регистрации импульсов дефибриллятора, измерения минутного объема крови, вызывания мерцания желудочков, уменьшения переходного сопротивления между электродом и кожей, расчета энергии импульса могут быть рекомендованы для широкого применения в клинической и экспериментальной практике.

Содержание диссертации отражено в
следующих работах автора:

1. Биофизические основы дефибрилляции. - "Sveikatos apsauga", 1968, № 10, с. 20-23. На литов.яз. - Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, Р.Лякас.

2. Конденсаторный дефибриллятор серии импульсов. - Развитие физиологического приборостроения для научных исследований в биологии и медицине / Труды II Всесоюзного научно-технического семинара/. М., 1968, с. 232. - Авт.: В.Гасюнас, Р.Лякас, А.Смайлис.

3. Применение биполярного импульса в клинике для лечения мерцания предсердий. - В кн.: Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца. Каунас, 1969, с. 53-54. - Авт.: А.Лукошевичуте, А.Смайлис, В.Гасюнас, С.Тафтене.

4. Исследование межэлектродного сопротивления при дефибрилляции. - В кн.: Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца. Каунас, 1969, с. 150-152. - Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, З.Дулевичус.

5. Автоматический регулятор напряжения дефибриллятора с электромагнитным включающим контактором. - В кн.: Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца. Каунас, 1969, с. 152-154. - Авт.: В.Гасюнас, А.Смайлис, З.Дулевичус.

6. К вопросу об усовершенствовании дефибрилляторов. - Материалы XII Пленума Правления научного общества хирургов УССР. Киев, 1969, с.26. - Авт.: А.Смайлис, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

7. Уменьшение повреждения сердца во время электрической дефибрилляции. - "Sveikatos apsauga", 1969, № 8, с. 3-5. На литов.яз. Резюме на рус.яз. - Авт.: З.Янушкевичус, А.Смайлис, В.Гасюнас.

8. Применение биполярного импульса дефибриллятора в клинике для лечения мерцания и трепетания предсердий. - "Sveikatos apsauga", 1969, № 10, с. 16-19. На литов.яз. Резюме на рус.яз. - Авт.: А.Лукошявичюте, С.Тафтене, А.Смайлис, В.Гасюнас.

9. Некоторые пути технического усовершенствования дефибрилляторов. - "Медицинская техника", 1969, № 6, с. 13-15. - Авт.: А.Смайлис, Э.Римша, В.Гасюнас, З.Дулевичус.

10. Дефибриллятор с прямоугольным импульсом. - Материалы XX научной конф. препод. Каунасского мед.института. Каунас, 1970, с. 53-57. - Авт.: В.Гасюнас, Э.Раугалас.

11. Pirmoji pagalba ir gydymas širdies skilvelių virpėjimo atvejuais. (Первая помощь и лечение при мерцании желудочков сердца). Методические указания. Каунас, 1970, 28 с. На литов.яз. - Авт.: А.Смайлис, П.Шнипас, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

12. Гемодинамические сдвиги после дефибрилляции монополярным и биполярным импульсом в эксперименте. - В кн.: Ритм сердца в норме и патологии. Вильнюс, 1970, с. 605-610. - Авт.: З.Дулевичус, В.Гасюнас.

13. К методике вызывания фибрилляции желудочков в эксперименте. - Материалы XXI научной конф. Каунасского мед.института. Каунас, 1971, с. 156-157. - Авт.: А.Смайлис, З.Дулявичус, В.Гасюнас, Э.Римша.

14. Установка для фотозаписи дефибриллирующих импульсов. - Материалы XXI научной конф. Каунасского мед. института. Каунас, 1971, с. 158-159.

15. Влияние монополярного и биполярного импульсов дефибрилятора на функциональное состояние сердца. - Материалы XXI научной конф. Каунасского мед. института. Каунас, 1971, с. 167-168. - Авт.: А.Смайлис, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

16. Пороги дефибрилляции монополярного и биполярного импульса в эксперименте. - Материалы XXI научной конф. Каунасского мед. института. Каунас, 1971, с. 172-173. - Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, З.Дулевичус.

17. Вызывание фибрилляции желудочков сердца частой электрической стимуляцией. - В кн.: Электрическая стимуляция сердца. Каунас, 1972, с. 132-134. - Авт.: А.Смайлис, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

18. Об улучшении конструкции электродов дефибрилятора. - "Sveikatos apsauga" 1972, № 10, с. 62-63. На литов.яз. - Авт.: А.Смайлис, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

19. Исследование возможностей снижения межэлектродного сопротивления при дефибрилляции. - "Кардиология", 1972, т. 12, № 12, с. 97-98. - Авт.: А.Смайлис, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

20. Правильно пользуйтесь дефибрилляторами. - "Sveikatos apsauga", 1973, № 1, с. 26-29. На литов.яз. Резюме на рус.яз. - Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, З.Дулевичус.

Изобретения и предложения:

1. Электрод дефибрилятора. Авт.свид. № 296350, кл. А61 п, I/18, 1970. Авт.: А.Смайлис, З.Дулевичус, В.Гасюнас, П.Шнипас.

2. Способ вызывания фибрилляции желудочков сердца в эксперименте. Авт.свид. № 305892, кл. А 61 п, I/36, 1971. Авт.: А.Смайлис, З.Римша, З.Дулевичус, В.Гасюнас.

3. Прибор для вызывания фибрилляции желудочков. Рац.предл. № 179, вид. Минздравом Лит.ССР, 1968. Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас.

4. Дефибриллятор серии импульсов. Рац.предл. № 181, вид. Минздравом Лит.ССР, 1968. Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, Р.Лякас.

5. Модифицированный держатель электрода дефибриллятора. Рац.предл. № 241, вид. Минздравом Лит.ССР, 1968. Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, И.Платукис.

6. Автоматический регулятор напряжения дефибриллятора с электромагнитным включающим контактором. Рац.предл. № 316, вид. Минздравом Лит.ССР, 1969. Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, З.Дулевичюс.

7. Модификация дефибриллятора постоянного тока. Рац.предл. № 276, вид. Минздравом Лит.ССР, 1969. Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, И.Платукис.

8. Электрод дефибриллятора. Рац.предл. № 342, вид. Минздравом Лит.ССР, 1969. Авт.: А.Смайлис, А.Лукошевичюте, З.Дулевичюс, В.Гасюнас.

9. Прибор для определения гемодинамических показателей методом термодилуции. Рац.предл. № 443, вид. Минздравом Лит.ССР, 1970. Авт.: А.Смайлис, В.Гасюнас, Э.Раугалас, З.Дулевичюс.

10. Аппаратура для записи дефибриллирующих импульсов. Рац.предл. № 444, вид. Минздравом Лит.ССР, 1970. Авт.: В.Гасюнас, З.Дулевичюс, А.Смайлис, С.Тафтене.

11. Прибор для определения восстановления дыхания после кураризации. Рац.предл. № 513, вид. Минздравом Лит.ССР, 1971. Авт.: Г.Соблите, В.Гасюнас, З.Дулевичюс.

Ответственный редактор
канд.биол.наук П.С. ГРИБАУСКАС

Подписано к печати 25.IV.73.

Тираж 200 экз. Бумага 60 x 84 1/16

2 печ. листа. Бесплатно.

Отпечатано в типографии "Райде",
г.Каунас, ул.Спаустувининку, 11

Зак. № 12425