

Таким образом, введение микропроцессорного управления в рентгеновское питающее устройство позволяет существенно улучшить его эксплуатационные характеристики по управлению и воспроизводимости данных.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Байза К., Хенгер Л., Холбок Ш. Рентгенотехника: Пер. с венг.— Будапешт, 1973.
2. Блинов Н. Н. Рентгеновские питающие устройства.— М., 1980.
3. Блинов Н. Н., Васильев В. Н., Громов Г. Д. и др. // Мед. техника.— 1984.— № 3.— С. 22—25.
4. Владимиров Л. В., Русина Г. М., Пименов Б. А. и др. // Там же.— 1983.— № 2.— С. 22—27.
5. ГОСТ 26140—84. Аппараты рентгеновские медицинские. Общие технические условия.— М., 1984.

6. Дмоховский В. В. Основы рентгенотехники.— М., 1960.
7. Чикирдин Э. Г., Мишкинис Б. Я. // Мед. техника.— 1991.— № 6.— С. 3—5.

Поступила 23.05.91

#### DEVELOPMENT OF THE SYSTEM CONTROLLING AN X-RAY DIAGNOSTIC DEVICE S. G. Zhutyayev, B. Ya. Mishkinis, E. G. Chikirdin

**S u m m a r y.** The purpose and criteria for efficiency (errors of anode voltage holding, tube current, and exposure) of the system controlling X-ray diagnostic devices are considered from theoretical and practical points of view. A microprocessor-controlled variant of the controlling system developed for numerous existing six-pulsed generators of the ПУР-3 type is outlined. The design and operation of the key circuit diagram of X-ray tube filament in the РЕНА 50-6 microprocessor-controlled feeding device are shown in detail.

© Г. Г. АМОСОВ, Д. И. ФОМИЧЕВ, 1992

УДК 616.12-008.313.3-085.844

Г. Г. Амосов, Д. И. Фомичев

### ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

НИИ трансплантологии и искусственных органов, Москва

Электрическая дефибрилляция (ДФ) остается основным средством восстановления сердечной деятельности при внезапной остановке сердца. Несмотря на имеющиеся сведения о возможности повреждающего воздействия на окружающие ткани и миокард ДФ-тока, среди клиницистов существует мнение о необходимости избыточных энергий для проведения ДФ [2—7]. Это объясняется тем, что до настоящего времени нет надежных критериев имеющих у пациентов величин «пороговой ДФ», а каждое повторение ДФ-воздействий ухудшает прогноз проводимых реанимационных мероприятий. В то же время известно, что при различном расположении электродов воздействия от ДФ на порядок меняется энергия «пороговой ДФ» [2, 3]. Данное сообщение посвящено обоснованию определенного расположения электродов воздействия от ДФ для снижения энергии «пороговой ДФ», увеличивающего долю энергии воздействия на миокард от «генератора электроимпульсов». Полученные результаты могут быть использованы при разработке имплантируемых и наружных систем для ДФ.

**Материал и методы.** Экспериментальная часть работы проведена на 20 беспородных собак массой от 14 до 20 кг. Операции осуществлялись под внутривенным тиопенталовым наркозом (из расчета 0,25 мг на 1 кг массы животного) и ИВЛ на аппарате РО-5. Проводилась левосторонняя торакотомия по четвертому межреберью. На аппарате «Салют» регистрировались следующие параметры жизнедеятельности организма животных: ЭКГ<sub>2</sub>, ЦВД, АД, ЛАД. Использовалось 4 варианта расположения электродов воздействия на дефибриллятор ДИ-0,3: первый вариант — в передней полой вене (ППВ) и на эпикарде; второй вариант — в ППВ и наружном токопроводном электроде-поясе по [1]; третий вариант — в ППВ и нисходящем отделе аорты (указанное расположение выбрано из

расчета ближайшего межэлектродного расположения сердца); четвертый вариант — к языку — эпикарду.

В качестве внутрисосудистых электродов применялись катетеры со спиралевидной площадкой на дистальном его конце (длиной 4 см, диаметром 2—2,5 мм), используемые, в частности, в имплантируемых вариантах дефибрилляторов. Эпикардальный и «языковый» электроды применялись с контактной площадкой диаметром 6 см. Для провоцирования фибрилляции желудочков сердца (ФЖС) применялось дозированное воздействие постоянным током по схеме «ППВ — эпикард» и «язык — эпикард» с одновременным определением сопротивления тканей в цепи [2]. Через 30 с ФЖС проводилась ДФ; начиная с исходной энергии воздействия 15 Дж с последующим повышением энергии воздействия до момента определения величины «пороговой ДФ». После стабилизации гемодинамических показателей определение «пороговой ДФ» повторялось 5 раз у каждого животного по группам.

Для анализа распределения энергии по тканям при ДФ-воздействиях составлены электрические эквивалентные схемы замещения биообъекта с различным расположением электродов от генератора электроимпульсов (ГЭИ) — дефибриллятора. Выделено 5 основных импедансных составляющих в схемах замещения (кожа, слизистая оболочка языка, соединительная ткань, миокард и жидкая фаза) с учетом того, что целью ДФ является миокард.

**Результаты и обсуждение.** Величина импедансной составляющей для постоянного тока при провоцировании ФЖС по схеме «ППВ — эпикард» была равна  $554,4 \pm 10,2$  Ом ( $n=50$ ), при провоцировании ФЖС по схеме «язык — эпикард» —  $598 \pm 11,2$  Ом ( $n=50$ ). «Порог фибрилляции» для положения «язык —

эпикард» составил  $8,61 \pm 0,07$  мА, для положения «ППВ — эпикард» —  $7,58 \pm 0,1$  мА.

Определение величины «пороговой ДФ» в выделенных группах показало, что при расположении электродов воздействия «ППВ — эпикард» величина «пороговой ДФ» была равна  $20 \pm 0,95$  Дж. Во 2-й группе экспериментов: «ППВ — электрод-пояс» на грудной клетке —  $28 \pm 1,34$  Дж. В 3-й группе: электроды в «ППВ — нисходящий отдел аорты», восстановление сердечной деятельности электрической ДФ получено в 30 % случаев при максимальной энергии воздействия 400 Дж. ДФ сопровождалась тотальной мышечной реакцией скелетной мускулатуры, оцениваемой нами как токовое воздействие, передаваемое по сосудистому руслу и достаточное для создания «порогового» потенциала действия для концевых пластинок нейромышечных образований скелетных мышц, поскольку их уровень крайне низок и варьирует от 5 до 35 мВ [4]. В 4-й группе экспериментов с расположением электродов воздействия в позиции «язык — эпикард» величина «пороговой ДФ» была равна  $24 \pm 2,1$  Дж. Количество исследований для каждой группы —  $n=25$ .

**Анализ эквивалентных схем замещения в цепи «ГЭИ (дефибриллятор) — биообъект» (см. рисунок).**

В импедансных составляющих биообъекта выделено 5 основных структур, включенных во «внешнюю цепь» от ГЭИ, которые могут варьировать в зависимости от расположения электродов воздействия:

$Z_k$  — импеданс кожи ( $R_k, C_k$  — активная и реактивная составляющие  $Z_k$ );

$Z_{с.тк}$  — импеданс соединительной ткани ( $R_{с.тк}, C_{с.тк}$  — активная и реактивная составляющие  $Z_{с.тк}$ );

$Z_m$  — импеданс миокарда ( $R_m, C_m$  — активная и реактивная составляющие  $Z_m$ );

$Z_{ж}$  — импеданс жидкой фазы — кровь, лимфа ( $R_{ж}, C_{ж}$  — активная и реактивная составляющие  $Z_{ж}$ );

$Z_{сл.о}$  — импеданс слизистой оболочки языка ( $R_{сл.о}, C_{сл.о}$  — активная и реактивная составляющие  $Z_{сл.о}$ ).

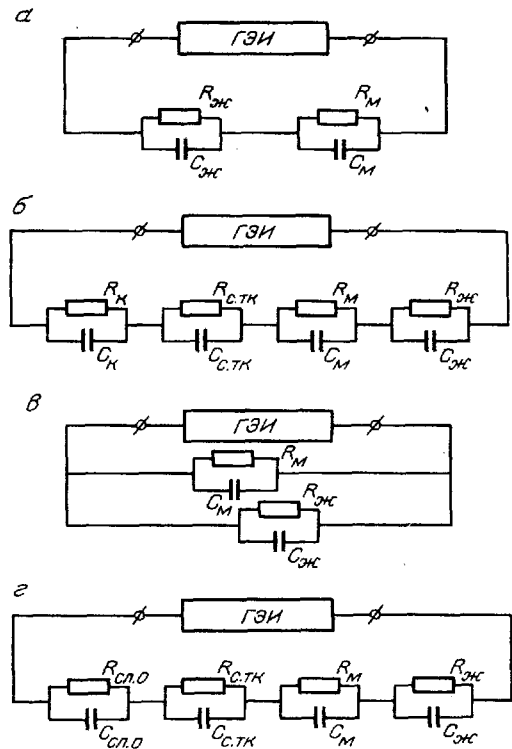
**1. Эквивалентная схема замещения при использовании электродов от дефибриллятора в позиции «ППВ — эпикард» (см. рисунок, а)**

При данном расположении электродов линии электрического поля от ГЭИ при воздействии проходят через жидкую фазу (кровь) и миокард. В эквивалентной схеме замещения отсутствуют составляющие  $Z_k, Z_{с.тк}$  и  $Z_{сл.о}$ . Миокард находится в зоне действия электрического поля.

**2. Эквивалентная схема замещения при использовании электродов от дефибриллятора в позиции «ППВ — наружный и электрод-пояс» (см. рисунок, б)**

Электрическое поле проходит по составляющим импеданса внешней цепи — коже, соединительной ткани, миокарду, жидкостной фазе. Ткань миокарда находится в зоне воздействия ГЭИ. Ткань слизистой оболочки языка — вне зоны воздействия.

**3. Эквивалентная схема замещения при использовании электродов от дефибриллятора в**



Эквивалентные схемы замещения в цепи «генератор электроимпульсов (дефибриллятор) — биообъект» при использовании электродов от дефибриллятора (в разных позициях).

Пояснения в тексте.

**позиции «ППВ — нисходящий отдел аорты» (см. рисунок, в)**

При данном варианте расположения электродов эквивалентная схема замещения представлена в виде параллельного соединения жидкостной и миокардиальной составляющих внешней цепи «ГЭИ — биообъект». Общая проводимость в указанной схеме равна:

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{Z_m} + \frac{1}{Z_{ж}} \quad (1)$$

Но так как  $Z_m \gg Z_{ж}$ , то величина  $\frac{1}{Z_m} \rightarrow 0$  и весь

ток воздействия пойдет по жидкой фазе. Составляющая миокарда в эквивалентной схеме замещения не подвергается воздействию электрического поля ГЭИ.

**4. Эквивалентная схема замещения при использовании электродов от дефибриллятора в позиции «язык — эпикард» (см. рисунок, з)**

В указанной схеме замещения электрическое поле распространяется по составляющим импеданса внешней цепи — слизистой оболочке языка, соединительной ткани, миокарду и жидкой фазе. Миокард находится в цепи воздействия от ГЭИ.

Анализ приведенных электрических схем замещения и формул позволяет сделать вывод, что для оптимального проведения ДФ необходимо такое расположение электродов воздействия, которое позволяло бы последовательное включение миокардиальной составляющей внешней цепи от ГЭИ — дефибриллятора. А при последовательном включении миокардиальной составляющей в схе-

ме замещения следует добиваться относительно преобладания ее импеданса:

$$W_m = \int_0^T I_m^2(t) Z_m dt, \quad (2)$$

где  $W_m$  — выделенная энергия на миокардиальном участке цепи;  $I_m(t)$  — ток воздействия на миокард;  $Z_m$  — импеданс миокарда;  $T$  — время воздействия.

Для указанных вариантов включения миокардиальной составляющей в разбирасмых схемах замещения характерна наиболее полная передача энергии на миокард. Полученные экспериментальные данные подтверждают наши выводы.

При расположении электродов воздействия от дефибриллятора в ППВ и в нисходящем отделе аорты электрическое поле практически не воздействует на сердце, энергия его распределяется в жидкой фазе (крови). Если рассмотреть трансторакальную ДФ в эквивалентной схеме замещения от ГЭИ, то в ней также появятся линии тока с параллельными соединениями, будет происходить шунтирование по каждому из разбирасмых компонентов импеданса без захвата миокардиальной составляющей. Для достижения ДФ потребуется большая энергия воздействия. Целью ДФ-воздействия служит миокард, и наша основная задача заключается в том, чтобы основные линии тока проходили через ткань миокарда. При последовательном включении в эквивалентную схему замещения миокардиальной компоненты следует, что при ЭИ-воздействии величина передаваемой энергии на миокард будет зависеть только от соотношения импеданса миокарда и суммарного импеданса тканей, включенных в цепь воздействия.

Экспериментальные исследования и анализ эквивалентных схем замещения показали, что для снижения энергии «пороговой ДФ» требуется расположение одного электрода в ППВ или на ткани,

обеспечивающей проведение тока по жидкой фазе без заметных потерь, а второго — внесосудисто над областью сердца. Данное расположение в большей степени удовлетворяет требованиям гетерогенности и преобладания импеданса миокарда относительно суммарного импеданса компонентов, включенных в эквивалентную схему замещения биообъекта. Это необходимо учитывать при разработке имплантируемых и наружных дефибрилляторов. Форма электродов для ДФ предопределяется зоной приложения энергии воздействия, что необходимо учитывать при конструировании этих электродов.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Амосов Г. Г., Толпекин В. Е., Киселев Ю. М. и др. Устройство для внутрисердечной дефибрилляции. А. с. 1220673 СССР // Открытия.— 1986.— № 12.— С. 21.
2. Амосов Г. Г., Толпекин В. Е., Гасанов Э. К. и др. // Кардиология.— 1987.— № 5.— С. 21—23.
3. Амосов Г. Г., Фомичев Д. И., Еремич В. Н. и др. // Кардиология.— Депонир. в ВНИИТИ, № 3710—В от 06.06.89 г.
4. Бадалян Л. А., Скворцов И. А. Клиническая электронейромиография.— М., 1986.— С. 12—16.
5. Гурвич Н. Л. Принципы электротерапии аритмий сердца.— М., 1975.
6. Fontaine G. // Coer.— 1984.— Vol. 15, N 5.— P. 603—604.
7. Schuder J. C., Gold I. H., Stockle H. et al. // Trans. biomed. Eng.— 1983.— Vol. BME-30, N 7.— P. 415—423.

Поступила 14.02.91

#### OPTIMIZATION OF ELECTRICAL DEFIBRILLATION OF THE HEART G. G. Amosov, D. I. Fomichev

Summary. The experimental study of 20 mongrel dogs has defined the values of threshold defibrillation (TDF) in 4 positions of voltage electrodes. Analysis of the findings by using the equivalent electric circuit has led to the conclusion that the increase of TDF values, even up to the absence of an effect produced by defibrillation, is due to the shunting of electromagnetic field lines, bypassing the myocardial component of the external circuit of an electrical pulse generator.

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 1992

УДК 615.47.03:615.246.2:681.31

В. М. Гринвальд, Э. Ю. Таронишвили, А. И. Хайтлин

#### О СИСТЕМНОЙ КОМПЬЮТЕРИЗАЦИИ ДИАЛИЗНОЙ АППАРАТУРЫ

ВНИИ медицинского приборостроения, Москва

В современной медицине диализ получил всеобщее признание как эффективный метод нормализации ионного состава, детоксикации и дегидратации физиологических жидкостей. Десятки тысяч диализных аппаратов используются для искусственного жизнеобеспечения, трудно недооценить значимость диализной аппаратуры для реаниматологии, нефрологии, трансплантологии.

Однако и массовость применения этого вида медицинской техники, и впечатляющие клинические результаты, полученные за последние 45 лет, стали привычными и уже не дают больших оснований для избыточных восторгов и надежд. Эйфория прошла, искусственное очищение диализными аппаратами превратилось в общепринятую рутинную процедуру. Ежедневно в мире проводятся сотни тысяч диализов, непрерывно действует своеобразный диализирующий конвейер,

на котором в течение многих лет периодически (через каждые 2—3 дня) за 4—5 ч физиологически очищаются многочисленные пациенты, страдающие хронической почечной недостаточностью.

Такое длительное искусственное жизнеобеспечение требует значительных материальных затрат на приобретение и обслуживание сложной автоматизированной аппаратуры и на одноразовые элементы (диализаторы и магистрали), диализ является весьма дорогостоящей процедурой: только в США на 100 000 пациентов-хроников расходуется ежегодно около 2 млрд долларов. Экономические показатели до сих пор ограничивают распространение диализа в медицинской практике. Для рационального расходования материальных ресурсов необходимо постоянно заботиться об интенсивном использовании диализной аппаратуры, об ее универсализации и повышении быстро-