

ряжение, силу тока, форму и длительность разряжающего импульса при стимуляции сердца, а также способы приложения электродов.

Знание электрических составляющих импеданса сердца позволяет правильно рассчитать электрические параметры имплантируемого кардиостимулятора и определить срок его службы.

Импеданс сердца является по своему характеру емкостным сопротивлением, значение его не постоянно и меняется по времени при стимулировании сердца прямоугольными импульсами. Поэтому при определении электрических составляющих импеданса необходимо учитывать и длительность импульсов. Изменение величины импеданса сердца по времени вызывает изменение величины разряжающего тока.

Предлагается методика определения электрических составляющих импеданса сердца осциллографо-аналитическим способом. Приводятся выражения для определения величин электрических составляющих, величин импеданса и разряжающего тока в зависимости от времени

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕЖЭЛЕКТРОДНОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ ПРИ
ДЕФИБРИЛЛАЦИИ

А.СМАЙЛИС, В.ГАСИНАС, З. ДУЛЕВИЧОС

/Каunasский медицинский институт /

Многие авторы исследовали не только оптимальный импульс дефибриллятора, но и уделяют большое внимание выбору размеров и формы электродов и их расположению на грудной клетке. Этому вопросу посвящены работы как отечественных / Б.М.Цу-

керман, Л.И. Титомир /, так и зарубежных W.Kouwenhoven и др./ авторов. Однако в нам доступной литературе мы не нашли работ по исследованию переходного сопротивления контакта электрод-кожа и изысканию путей уменьшения этого сопротивления.

Межэлектродное сопротивление можно разложить на сопротивление тела и два переходные сопротивления контактов электрод-кожа. Та часть энергии, которая выделяется в виде тепла и даёт ожоги на контакте электрод-кожа, пропорциональна переходному сопротивлению контакта.

С целью исследования переходного сопротивления контакта электрод-кожа нами проведено 19 опытов на собаках. С обеих сторон грудной клетки под кожу вшивали два металлических плоских диаметром 40 мм электрода. К грудной клетке на проекции подкожных электродов прикладывали электроды дефибриллятора и на нормально сокращающееся сердце наносили разряды дефибриллятора. С помощью осциллографа Н700 записывали следующие импульсы: 1/ импульсы тока через грудную клетку, 2/ импульсы напряжения на грудной клетке, 3/ импульсы падения напряжения на контакте электрод-кожа с одной стороны грудной клетки, 4/ то же самое с другой стороны.

С одной стороны грудной клетки применяли обычный электрод серийного дефибриллятора, а с другой стороны при помощи специального устройства в пространство между вогнутым электродом и кожей подавали физиологический раствор под давлением от 50 до 250 мм рт.столба. Изменяли также силу прижатия электрода к телу от 4 до 12 кг.

Физиологический раствор поступающий под давлением

между кожей и электродом заполняет все неровности кожи и обеспечивает хороший контакт, в результате чего переходное сопротивление контакта электрод-кожа уменьшается.

По данным экспериментов можно сделать следующие выводы :

1. При увеличении силы прижатия электрода к телу, переходное сопротивление уменьшается.

2. Сопротивление тела имеет нелинейный характер : при увеличении напряжения дефибриллятора сопротивление уменьшается

3. Применение физиологического раствора, под давлением подаваемого на контактную поверхность кожи, позволяет примерно на половину снизить переходное сопротивление контакта. Существенной зависимости сопротивления от давления электропроводящей жидкости нами не отмечено, поэтому давление 50 мм рт.столба можно считать оптимальным.

АВТОМАТИЧЕСКИЙ РЕГУЛЯТОР НАПРЯЖЕНИЯ ДЕФИБРИЛЛАТОРА С ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ ВЫКЛЮЧАТЕЛЕМ КОНТАКТОГОМ.

В.ГАСЮНАС, А.СМАЙЛИС, З.ДУЛЕВИЧЕС

/Каunasский медицинский институт /

В настоящее время общим признанием пользуется конденсаторные дефибрилляторы. Недостатком упомянутых дефибрилляторов является то, что для зарядки конденсатора требуется определенное время /согласно техническому описанию дефибриллятора ИД-1 -до 30 сек/. Учитывая время, необходимое для подготовки дефибрилляции, от начала мерцания желудочков до попытки