

- в качестве дыхательного блока применен аппарат ИВЛ “ЭЛАН-201” с управляемым электродвигателем, приводящим в движение мех аппарата, в который засасывается сформированная в аппарате ИН наркозная смесь, данный аппарат с электроприводом и не требует кислорода на привод.

- в аппарат интегрирован монитор параметров ИН, ИВЛ и жизненно важных функций организма пациента “ЭСКОН-509”, который обеспечивает контроль следующих параметров: неинвазивное АД, ЭКГ, SpO₂, FTO₂, PR-концентрация CO₂ и N₂O.

На основе этой базовой модели будут разработаны еще 1-2 более простых модели разной комплектации и с различными наборами функций. Серийное производство планируется на ЗАО “ВНИИМП-ВИТА”.

СИЛОВОЙ БЛОК ВНЕШНЕГО ДЕФИБРИЛЛЯТОРА С ЗАДАВАЕМОЙ ФОРМОЙ ИМПУЛЬСА

Б.Б. Горбунов, А.Н. Гусев, С.Ф. Куриков, С.В. Селищев, Н.Н. Старшинов, Ю.Б. Хлебников

*Московский государственный институт электронной техники (технический университет)
103498, Москва, К-498, МИЭТ
тел.: 532 89 86, E-mail: borgor@tephlab.miee.ru*

Эффективность биполярного импульса дефибрилляции превосходит эффективность однополярного, причём эффективность квазисинусоидального биполярного импульса Венина-Гурвича превосходит эффективность трапецеидального биполярного импульса [1, 2]. Кроме того, на эффективность импульса дефибрилляции существенное влияние оказывает не только форма, но и длительность импульса. При реализации стабильного по времени биполярного импульса встречается ряд трудностей. Суммарная длительность импульса составляет порядка 200 мс при энергиях до 200 Дж, то есть импульсная мощность составляет несколько десятков киловатт, при этом сопротивление пациент может меняться в широком диапазоне от 25 до 150 Ом. Таким образом, импульсный ток разряда может достигать порядка 50 А, а импульсное напряжение — порядка 3 кВ. При этом предъявляются требования к минимизации массы прибора в силу того, что он является переносным. В дефибрилляторе по классической схеме с импульсом Венина-Гурвича эта проблема решается использованием высоковольтного неполярного конденсатора и дросселя без сердечника (из-за высоких токов), образующих колебательный контур, и демпфирующих резисторно-диодных цепочек, обеспечивающих приблизительно одинаковое соотношение амплитуд положительной и отрицательной полуволн импульса вне зависимости от сопротивления пациента. Коммутация импульса осуществляется высоковольтным разрядником. Такая схема приводит к высокой массе прибора, около 15 кг.

В Московском государственном институте электронной техники разработан силовой блок дефибриллятора, реализующий заданную форму мощности импульса, что обеспечивает стабильное значение энергии импульса и его параметров при изменении нагрузки в пределах 25...150 Ом. Блок рассчитан на генерирование импульсов с энергиями от 5 до 200 Дж. В блоке используются широко применяемые элементы силовой электроники — высокоскоростные IGBT-транзисторы, в качестве накопителей энергии используются импульсные электролитические конденсаторы. Формирование импульса в соответствии с задаваемой формой мощности импульса обеспечивает система управления с обратной связью, которая использует метод широтно-импульсной модуляции для управления силовыми ключами. Реализованная схема позволила уменьшить массу силового блока. Так, суммарная масса накопительных конденсаторов составляет менее 0,5 кг. Кроме формирования импульса по задаваемой форме мощности импульса система управления позволяет формировать импульс по задаваемой форме электрического тока импульса.

Реализации блока предшествовало детальное моделирование системы с использованием программы PSpice, в ходе которого дорабатывались алгоритмы управления. В качестве образцового импульса использовался биполярный импульс с полуволнами длительностью 4 мс по уровню 0,5 от амплитуды, соотношением амплитуд первой и второй полуволн 1:0,5 и сколом вершины импульса 30%. Возможно задание любой другой формы импульса. При моделировании учитывался также порог пробоя кожи. Его значение было принято равным 100 В. Моделирование проводилось по наихудшему сочетанию параметров схемы. На рис. 1...3 представлены результаты моделирования для энергии 200 Дж и сопротивления нагрузки 150, 50 и 25 Ом соответственно. На рис. 4 представлен результат моделирования для энергии 5 Дж при сопротивлении нагрузки 25 Ом с имитацией порога пробоя кожи (используется значение порога в 100 В). Испытания силового блока дефибриллятора показали высокую степень согласованности результатов моделирования с результатами испытаний.



Рис. 1. Результат моделирования импульса дефибрилляции с энергией 200 Дж на нагрузке 150 Ом.

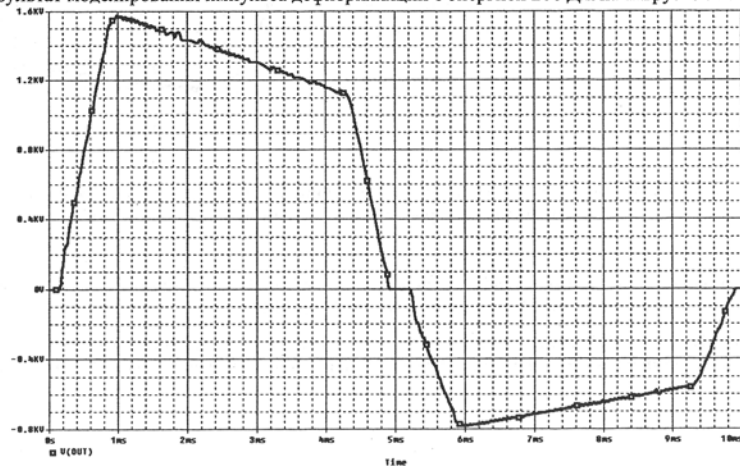


Рис. 2. Результат моделирования импульса дефибрилляции с энергией 200 Дж на нагрузке 50 Ом.

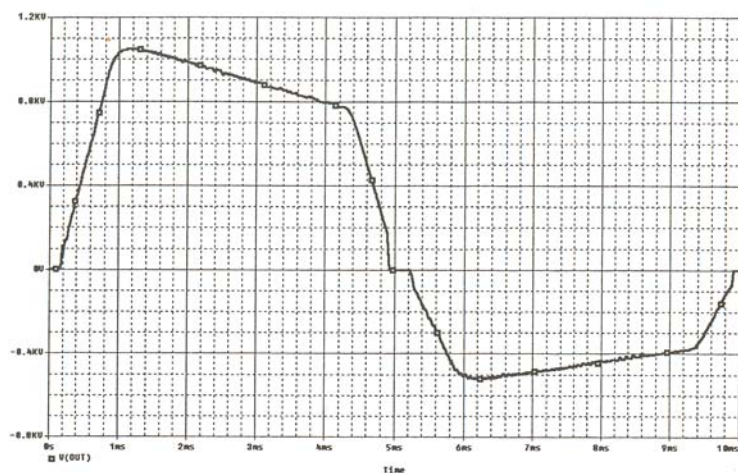


Рис. 3. Результат моделирования импульса дефибрилляции с энергией 200 Дж на нагрузке 25 Ом.

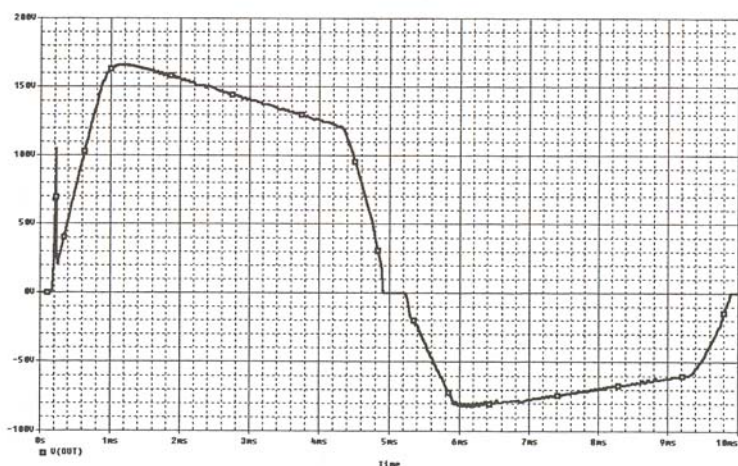


Рис. 4. Результат моделирования импульса дефибрилляции с энергией 5 Дж на нагрузке 25 Ом.
Имитируется порог пробоя кожи (напряжение пробоя — 100 В)

Литература

1. Leon Greene, et al. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion. Am J Cardiol 1995; 75:1135-1139.
2. J. Bardy, et al. Multicentre comparison of truncated biphasic shock and standard damped sine wave monophasic shock for transthoracic ventricular defibrillation. Circulation 1996; 94:2507-2514.