

ИЗМЕРВАНЕ НА ОТДАДЕНАТА ЕНЕРГИЯ ОТ ДЕФИБРИЛАТОР НЕЗАВИСИМО ОТ ФОРМАТА НА ИМПУЛСА

Иво Ц. Илиев – Технически Университет, София
Серафим Д. Табаков – ЦЛБМИ, БАН

Iliev I., Tabakov S. Measurement of the delivered energy from defibrillator, irrespective of pulse waveform. Defibrillators are commonly calibrated in energy (joules) which would be delivered in load of 50Ω . The patient safety and the defibrillation success depend mainly on the accurate delivered of the pre-set energy. Recent studies were directed to the development of new generation of defibrillators, using more efficient pulse waveform and as result leading to reduction of the energy required to terminate fibrillation of the heart. The existing standards and the available energy analyzers used for testing of defibrillators are designed to measure the parameters of the standard monophasic damped sine wave pulses. The presented new hardware solutions using high frequency ADC open the possibility for extending the range of tested defibrillators, irrespective of the type of pulse waveform.

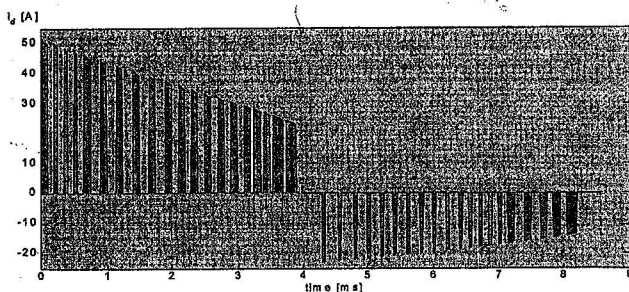
Принципът на дефибрилация включва първоначално зареждане на високоволтов кондензатор (най-често $30\mu\text{F}$) до напрежение, съответстващо на предварително зададена енергия ($1\text{J} - 360\text{J}$) и отдаване на тази енергия към тялото на човек чрез електроди закрепени върху гръдния кош. Изборът на енергия на въздействие зависи от обема тъкан между електродите, от възрастта на пациента, от това дали е осъществена неуспешна дефибрилация с по-малка енергия и от други фактори. При всички случаи провеждането на животоспасяващата процедура дефибрилация трябва да е гарантирана от гледна точка на апаратната реализация и особено от точността при формирането и отдаването върху тялото на въздействащия енергиен импулс. Това налага и разработването на специализирана тествача апаратура за първоначална настройка и периодичен контрол на параметрите на дефибрилаторите. При нея се отчита големината на отдадената енергия върху изкуствен еталонен товар.

Междueleктродното или т.нар. трансторакално съпротивление което е и товарното съпротивление на дефибрилатора има чисто активен характер, вероятно поради електрически пробив на тъканите и кожата при високите стойности на тока и напрежението при дефибрилация. Съгласно международно приетите стандарти [1, 2]

стойността на еталонния товар, при която се прави калибрация на дефибрилаторите е $R=50\Omega$. Отдадената върху този товар енергия се определя чрез измерване на текущите стойности на напрежението през определен интервал от време по формулата:

$$(1) \quad E = (\Sigma U_i^2) \Delta t / R$$

При най-широко използваните “класически” дефибрилатори, изходният импулс представлява полупериод на затихващо трептене, получено при разряда на кондензатор през последователно свързани индуктивност и съпротивление [3]. В този случай предложените в [4] метод и схемно решение за калибрация и контрол напълно удовлетворява изискванията за точност. През последните години в практиката се утвърждават т.нар. бифазни импулси [5] за дефибрилация, които доказват своята по-висока ефективност. Това наложи и промяна в схемните решения на тестващите устройства [6]. Най-новите разработки свързани с приложение на неравномерно честотно модулирани бифазни импулси (фиг.1) изискват и съответното схемно решение на тестващата апаратура, което е обект на настоящата работа.



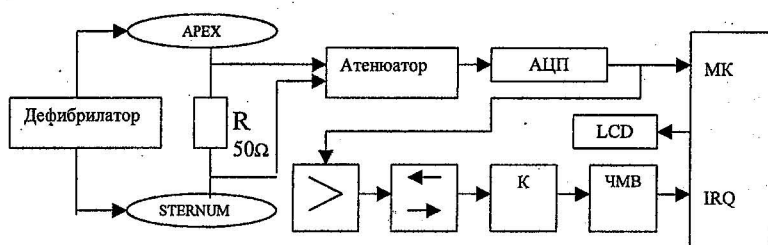
Фиг.1 Бифазен модулиран дефибрилационен импулс

Схемно решение

При разработване на схемното решение представено в блоков вид на фиг.2 се имаха предвид следните изисквания:

- възможност за определяне на отдадената енергия от дефибрилатора върху еталонен резистор 50Ω , независимо от времевите параметрите на въздействащия импулс;

- максимално входно напрежение върху еталонния резистор 5000V, получено при отдаване на енергия 360J;
- минимално входно напрежение върху еталонния резистор 10V, получено при отдаване на енергия 1J;
- минимална продължителност на платото на импулсите 50 μ s;
- максимална продължителност на дефибрилационния импулс 15ms;
- покриване на стандартите за електробезопасност и електромагнитна съвместимост.



Фиг. 2 Блокова схема
К – компаратор, *ЧМВ* – чаканс мултивибратор
МК – микроконтролер

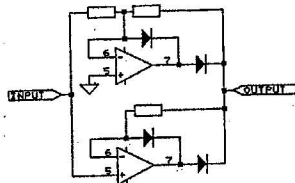
Както в принципните схеми представени в [4, 6] и тук входното стъпало е диференциален атенюатор на напрежение с коефициент на затихване 2500. Съобразно зададените по-горе гранични стойности, на изхода на атенюатора се получава напрежение в диапазона +/- 0.002V - +/- 2V. Това напрежение се подава към входа на АЦП (AD7892-3) със следните параметри:

- разрядност 12bit
- време за преобразуване 1.47 μ s
- диапазон на входното напрежение +/- 2.5V
- вграден източник на опорно напрежение 2.5V
- биполярна грешка при преобразуване +/-3 LSB
- вграден сериен и паралелен интерфейс

Посочените параметри удовлетворяват изискванията, съобразно особеностите на входния сигнал. От гледна точка на необходимото бързодействие връзката с микроконтролера (MC68HC11) се осъществява по паралелния интерфейс. При разряд върху еталонния резистор микроконтролерът влиза в режим на непрекъснато четене на

АЦП-то за време 15ms. Програмното време за регистриране на два последователни отчета от сигнала е 10 μ s. По този начин и най-късите импулси се регистрират поне с 5 отчета. Данните се натрупват в буфер и след това се изчислява енергията.

От гледна точка на изискванията за електробезопасност и електромагнитна съвместимост се наложиха някои усложнения в принципната схема. Поради наличието на високоволтови импулси, пасивната екранировка за премахване на електромагнитните смущения е трудно изпълнима. В конкретния случай е избрано решение, при което микроконтролерът е активен само по време на измерване и определяне на енергията. След индицирането и на LCD, контролерът преминава в неактивен режим след инструкцията STOP до следващо въздействие и стартирането му по вход IRQ. Това налага от една страна включването на външен тактов генератор за бързо тръгване на контролера и от друга на схема за изработване на IRQ, независимо от поляритета на входния сигнал. Последната схема е свързана след атенюатора и включва усилвателно стъпало, активен двуполупериоден изправител, компаратор и чакащ мултивибратор. За гарантиране на едновременното тръгване на микроконтролера след въздействие, независимо от разположението на електродите APX-STERNUM се наложи включването на схема на симетричен двуполупериоден изправител представена на фиг.3.



Фиг. 3 Симетричен активен двуполупериоден изправител

Резултати и дискусия

Представените схемни решения са част от включените в универсалната тествача апаратура за дефибрилатори JOULMETER UT-2 разработена съвместно с фирмата SCHILLER. Коректността на измерванията бе потвърдена чрез комбинирано измерване, състоящо се в следното: С помощта на цифров волтметър се измерват напреженията върху кондензатор с капацитет 30 μ F преди и след въздействие

. Отдадената енергия се изчислява по формулата:

$$(2) \quad E = (U_{\text{нач}}^2 - U_{\text{кр}}^2)C/2$$

Получената енергия се сравнява с енергията измерена от тестера. Резултатите за целия диапазон на въздействие са представени в Таблица 1.

Таблица 1

Тестер [J]	Измерено [J]
0.8	0.9
1.8	1.88
3.9	4.1
5.9	6.1
8.1	8.3
15.7	16.4
32	33.8
52.6	54.8
74	75.8
91.2	93
110	113
132	135
152	154
193	195

Получените резултати покриват напълно утвърдените стандарти. Незначителните разлики и по-малките показания могат да се обяснат със загубите на енергия в ключовите елементи в схемата на дефибрилатора.

Литература

- [1] American National Standart ANSI/AAMI DF2. Cardiac defibrillators devices. 1989.
- [2] International Standart IEC601 2-4. Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators. 1983.
- [3] Утямъшев Р., Врана М. Електронна апаратура для стимулации органов и тканей. Энергоатомиздат.1983.
- [4] Илиев. И. Измерване на електрическите параметри на дефибрилатори. Е+Е /7-8, 37-41,1999.
- [5] Krasteva V., Cansell A., Daskalov I. Transthoracic defibrillation with chopping-modulated biphasic waveforms. J. Med. Eng. Technol., 25, 163-168. 2001.
- [6] Iliev I., Krasteva V. Energy measurement of biphasic exponential high frequency chopped defibrillation pulses. Electronics ET' 2000, 3-8.