

До питання про електричну дефібриляцію серця

В. Г. Ніколаєв, М. П. Адаменко

Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця Академії наук УРСР,
Київ; Луганський медичний інститут

Поширення показань до потужних електрошоків на випадки пароксизмальної тахікардії та атонічних післяродових кровотеч, а також потреби реаніматологічної служби роблять дуже актуальним питання про розробку і випробування нових дефібриляторів.

За конструктивним принципом сучасні дефібрилятори поділяються на прилади з конденсаторними нагромаджувачами енергії і прилади з комутацією сіткового струму.

В апаратах першого типу конденсатор, індуктивність і навантажувальний опір становлять коливальний контур, в якому швидкість згасання коливального процесу при інших рівних параметрах залежить від омичного опору об'єкта.

Дійсно, умовною для появи коливального розряду конденсатора є нерівність $R < 2 \sqrt{\frac{L}{C}}$ [Б. А. Асеев — 1], де R — омичний опір об'єкта дефібриляції, L — індуктивність в генрі, C — ємкість у фарадах. Підставивши значення ємкості та індуктивності, застосовувані у вітчизняному апараті ИДІ—ВЭИ, одержимо: $R < 2 \sqrt{\frac{0,3 \text{ гн}}{2 \cdot 10^{-5} \text{ фрд}}} \approx 250 \text{ ом}$.

Ураховуючи, що опір грудної клітки при трансторакальній дефібриляції приймається рівним від 30 до 70 ом, а омичний опір індуктивності дорівнює 25 ом, ми бачимо, що в даному випадку умова коливальності добре додержується.

Отже, поняття про дефібриляцію «поодиноким імпульсом розряду конденсатора» [3], строго кажучи, вірне тільки для аперіодичного і критичного розрядів конденсатора, які відповідають співвідношенню

$R \geq \sqrt{\frac{L}{C}}$ тоді як звичайно для конденсаторного дефібрилятора справедлива перша формула.

З добре відомого в теорії коливальних ланцюгів рівняння $L \frac{di}{dt} + R_i + \frac{1}{C} \int i dt = 0$ знаходимо, що для коливального розряду миттєві значення струму $i = \frac{u}{\omega L} t^{-\delta t} \sin \omega t$, де $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2}$; $\delta = \frac{R}{2L}$; $\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{LC}}$.

Пряме підрахування абсолютних значень струму в точках максимальної амплітуди кожного півперіоду для випадку $U = 5000 \text{ в}$, $C = 2 \cdot 10^{-5} \text{ фрд}$, $L = 0,3 \text{ гн}$ і змінного опору об'єкта в межах від 25 до 75 ом дає ряд кривих, зображених на рис. 1 (омичний опір котушки індуктивності взято 25 ом).

При користуванні графіком треба врахувати, що номер кожної кривої відповідає номеру півперіоду, причому парними номерами позначені негативні коливання струму у відношенні до ізолінії.

Правда, наведені рівняння потребують поправок на нелінійний характер опору тканин, загальний вигляд якого ще не встановлений.

Отже, при викладених вище умовах дефібриляція серця конденсаторним розрядом є наслідком згасаючого коливального процесу в контурі RCL і її не можна повністю трактувати як результат впливу тільки першого півперіоду.

В приладах другого типу замість конденсаторних нагромаджувачів енергії використовуються можливості потужної електромережі. Спільна для таких приладів блок-схема наведена на рис. 2, де 1 — розділовий трансформатор зі змінним коефіцієнтом трансформації, 2 — комутатор струму в первинному ланцюгу, 3 — пристрій для

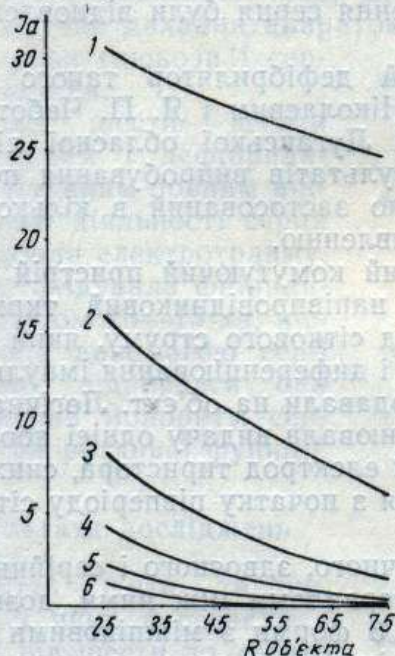


Рис. 1. Серія кривих абсолютних значень струму для випадку $U=5000$ в, $C=2 \cdot 10^{-5}$ фрд, $L=0,3$ гн і змінного опору об'єкта в межах 25—75 ом. Номер кожної кривої відповідає номеру півперіоду. Парними номерами позначені негативні коливання струму у відношенні до ізолінії.

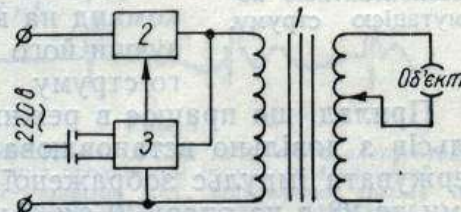


Рис. 2. Загальна блок-схема дефібрилятора з комутацією сіткового струму:

1 — розділовий трансформатор із змінним коефіцієнтом трансформації; 2 — комутатор струму в первинному ланцюгу; 3 — пристрій для управління комутатором.

керування комутатором, який визначає тривалість, а в деяких випадках і форму електрошоку.

Комутаційний пристрій може бути контактним і безконтактним.

Недоліки дефібриляторів змінного струму з контактними комутаторами загальновідомі [5, 4], проте ці прилади досить потужні для трансторакальної дефібриляції.

Більш складний апарат з безконтактною комутацією струму за допомогою електронного реле розроблений в румунській клініці «Пандурь» [2].

Пристрій, що управляє комутатором, дозволяє завдати будь-яку кількість півперіодів змінного струму, які проходять на об'єкт через електронне реле. Правда, прилад дає невеликі струми і розрахований тільки на дефібриляцію відкритого серця.

Тепер, в зв'язку з великим поширенням у техніці потужних керованих діодів, з'явилась можливість застосувати безконтактну комутацію і для струмів, використовуваних у трансторакальній дефібриляції.

Перший прилад такого типу, який за принципом дії дуже нагадує сіткову лампу-спалах, був розроблений у громадському конструкторському бюро при Луганському медичному інституті Я. П. Чеботарьов-

вим за пропозицією і під керівництвом В. Г. Ніколаєва. Цей прилад був випробуваний у квітні 1964 р. в лабораторії дійсного члена Академії медичних наук СРСР М. М. Сиротиніна Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця АН УРСР.

Дефібриляцію серця собаки вдалося здійснити на четвертій хвилині за допомогою п'яти імпульсів амплітудою 1100 вольт, які слідували один за одним з проміжком у 0,2 сек.

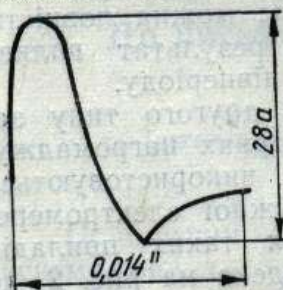


Рис. 3. Форма імпульсу, одержуваного з допомогою дефібрилятора з безконтактною комутацією струму.

Активні скорочення серця були відновлені не прямим масажем.

Більш потужний дефібрилятор такого типу, розроблений В. Г. Ніколаєвим і Я. П. Чеботарьовим на замовлення Луганської обласної лікарні (з урахуванням результатів випробування першої моделі), був успішно застосований в кількох серіях дослідів по оживленню.

Як безконтактний комутуючий пристрій використано потужний напівпровідниковий тиристор, що виділяє півперіод сіткового струму, який після підвищення напруги і диференціювання імпульсним трансформатором подавали на об'єкт. Логічна схема управління здійснювала видачу однієї або серії команд на керуючий електрод тиристора, синхронізуючи його відкриття з початку півперіоду сіткового струму.

Прилад, що працює в режимі одиночного, зведеного і серійних імпульсів з довільно встановлюваними інтервалами між ними, дозволяв одержувати імпульс зображеної на рис. 3 форми з міжпіковими струмами до 28 а на опорі 70 ом. Амплітуду імпульсів регулювали шляхом включення в первинну обмотку змінного опору.

В описаній серії дослідів (у деяких з них брав участь Я. П. Чеботарьов), поставлених з урахуванням сучасних поглядів про тривалість клінічної смерті, було використано 20 безпорідних собак вагою від 10 до 20 кг, віком від двох до шести років.

Попередньо заінтубованій тварині, що перебуває під поверховим ефірним наркозом, заподіювали контрольну електротравму через грудну клітку одиночним максимальним імпульсом дефібрилятора.

Проводились кімографічна реєстрація дихальних рухів грудної клітки і запис тиску крові в стегновій артерії, причому кров надійно стабілізували синантрином Г. Ф. Рекашової. Біоструми серця реєстрували з допомогою апаратів ЕКПС4-2 або енцефалографа конструкції ВНДІМІО.

Вплив поодинокого імпульсу на нормально працююче серце приводить до невеликого підвищення артеріального тиску і помітної, швидко минущої тахікардії з дуже рідкими поодинокими екстрасистолами. Потім тварині заподіювали смертельну електротравму сітковим 220-вольтним струмом через голчасті електроди, введені підшкірно на бокових поверхнях грудей на рівні серцевого поштовху.

Через 30 сек здійснювали дефібриляцію через нерозкриту грудну клітку пороговим струмом, причому вдалося встановити, що ефект від дії максимального поодинокого імпульсу еквівалентний конденсаторному розряду апарата 1Д-1-ВЕ1 при напрузі на обкладках конденсатора $U \approx 4300$ в.

Після визначення вихідного тиску, правильного серцевого і дихального ритму електротравму і дефібриляцію багаторазово повторювали, причому тривалість фібриляції щоразу збільшували на 15 сек.

Якщо поодинокий імпульс максимальної амплітуди був неефективний, застосовували два і більше імпульсів, еквівалентних 4000 в на обмотках конденсатора в апараті ІД-І — ВЕІ, з інтервалами між кожним з них від 0,2 до 0,8 сек.

Амплітуда імпульсу візуально оцінювалась з допомогою осцилографа ІО-4.

В разі необхідності після дефібриляції провадили непрямий масаж серця, штучне дихання апаратом ДП-2, електростимуляцію, внутрішнє введення глюкози і серцевих засобів.

Після шести — десяти електротравм і дефібриляцій з наступним повним відновленням діяльності серця заподіювали електротравму, за якою слідувала фібриляція протягом 10—15 хв, після чого з допомогою серії імпульсів відновився біоелектричний моноритм серця, без скоротливої функції.

Результати досліджень

Життя п'яти тварин, кожна з яких перенесла в досліді від шести до десяти електротравм з наростаючим від 30 сек до 2 хв 30 сек часом фібриляції, було збережене завдяки тому, що друга частина дослідів над ними не провадилась. У трьох з цих п'яти собак пізніше відзначались електрокардіографічні ознаки осередкового ураження міокарда, що пов'язано з дуже жорсткими умовами дослідів, тобто багаторазовими струмовими впливами і тривалою аноксією.

Після дослідів стан тварин був задовільним і через два-три дні зовні нічим не відрізнявся від стану перед дослідом.

На рис. 4, А зображений відрізок кімограми (собака № 6, п'ята електротравма) з дефібриляцією поодиноким імпульсом і коротким допоміжним масажем серця.

Застосовуючи серійну дефібриляцію в ритмі 1—5 разів на секунду при тривалості серії в 2—5 імпульсів, нам в 100% випадків вдалося припинити фібриляцію незалежно від її тривалості.

Як приклад на рис. 4, Б наведено відрізок ЕКГ з біоелектричним моноритмом, відновленим трьома імпульсами після восьмихвилинної фібриляції.

В зв'язку з нашими спостереженнями над картиною фібриляції в пізні строки, необхідно відзначити, що одержані електрокардіографічні дані суперечать думці В. А. Табак, який зазначив, що згасання правильної електричної активності серця відбувається на восьмій — десятій хвилині.

Справді ж ритмічні осциляції серцевих потенціалів спостерігаються значно довше, якщо реєструвати їх на приладах з достатньою розв'язуючою здатністю.

Як приклад на рис. 5, А наведено відрізок ЕКГ, записаний в одному з дослідів на 17-й хвилині після смертельної електротравми.

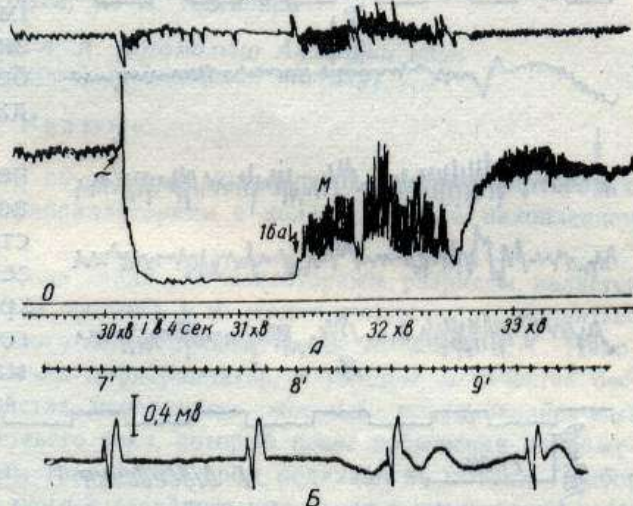


Рис. 4.

А — відрізок кімограми (дослід № 6, п'ята електротравма). Дефібриляція поодиноким імпульсом і короткий масаж серця. Б — відрізок ЕКГ, відновлений трьома імпульсами після восьмихвилинної фібриляції.

Слід зауважити, що вигляд електрокардіограми в пізні строки після початку фібриляції важко витлумачити, не вдаючись до теорії автономних кіл циркуляції збудження.

Як ілюстрація до цього положення на рис. 5, А наведена ЕКГ, записана в двох відведеннях на 15-й хвилині фібриляції.

При серійній дефібриляції найбільш доцільним виявився інтервал між імпульсами в 0,2—0,3 сек.



Рис. 5.

А — фібриляція на 17-й хвилині після смертельної електротравми. Б — ЕКГ на 15-й хвилині фібриляції. В I відведенні — біоелектричний моноритм серця, в II відведенні — фібрилярні скорочення серцевого м'яза.

Обговорюючи результати описаних дослідів, можна стверджувати, що приладам з безконтактною комутацією струму доведеться замінити сіткові конденсаторні дефібрилятори, тому що ці прилади портативні (вага застосованого нами апарата становить 12 кг, що далеко не є межею зменшення його ваги) і безінерційні, тобто не потребують часу для нагромадження заряду.

Застосовуючи різні способи включення тиристорів і управління ними, можна одержати дуже широкі варіації форми імпульсів, а також складати з них різні серійні комбінації.

Це дасть можливість серйозно підійти до питання про оптимальну властивість дефібрилюючого розряду.

Проте для досліджень такого роду потрібен принципіально більш складний пристрій, позбавлений імпульсного трансформатора, нелінійності якого дуже утруднює одержання чітко порівнюваних результатів.

Література

1. Асеев Б. А.—Колебательные цепи, М., Изд-во по вопросам связи и радио, 1955, 26.
2. Блажа К., Кривда С.—Теория и практика оживления в хирургии, Бухарест, 1963, 305.
3. Гурвич Н. Л., Макарычев В. А.—В кн. Актуальные вопросы реаниматологии и гипотермии, М., 1964, 14.

4. Г.
5. Н.
19

комм
энер

след
как
лаев
конт
тири
ния
рабо
нав

дали
пеш
чено
вать

com
tion

sults
effect
gov
cont
whic
the
at a

tion
defil
elec
auto

4. Гуревич Н. Л.— Фибрилляция и дефибрилляция сердца, М., Медгиз, 1957.
5. Неговский В. А.— Оживление организма и искусственная гипотермия, М., 1960, 64.

Надійшла до редакції
25.XII 1965 р.

К вопросу об электрической дефибрилляции сердца

В. Г. Николаев, Н. П. Адаменко

Институт физиологии им. А. А. Богомольца Академии наук
УССР, Киев; Луганский медицинский институт

Резюме

В статье изложено теоретическое обоснование преимуществ дефибрилляторов с коммутацией сетевого тока перед дефибрилляторами с конденсаторным накоплением энергии.

Авторы считают, что дефибрилляция сердца конденсаторным разрядом является следствием затухающего колебательного процесса и не может полностью трактоваться как результат воздействия только первого полупериода. Исходя из этого, В. Г. Николаев и Я. П. Чеботарев сконструировали дефибриллятор, в котором в качестве бесконтактного коммутирующего устройства использован мощный полупроводниковый тиристор, выделяющий полупериод сетевого тока, который после повышения напряжения и дифференцирования импульсным трансформатором подавали на объект. Прибор работает в режиме одиночного, сдвоенного и серийного импульсов с произвольно устанавливаемыми интервалами между ними.

Проведено успешное испытание дефибриллятора в эксперименте. Авторы наблюдали фибрилляцию на протяжении 15—20 мин после нанесения электротравмы и успешно прекращали ее с помощью дефибриллятора с коммутацией сетевого тока. Отмечено, что вид электрокардиограммы на поздних этапах фибрилляции можно истолковать лишь прибегнув к теории автономных кругов циркуляции возбуждения.

On Electric Defibrillation of the Heart

V. G. Nikolayev, N. P. Adamenko

A. A. Bogomoletz Institute of Physiology, Academy of
Sciences of the Ukrainian SSR, Kiev, Lugansk Medical Institute

Summary

The authors give a theoretical grounding of the advantages of defibrillators with commutation of the supply current before defibrillators with condenser energy accumulations.

The authors consider that defibrillation of the heart by a condenser discharge results from a damped oscillatory process and cannot be interpreted as the result of the effect of the first half-period only. In view of this, V. G. Nikolayev and Y. P. Chebotaryov designed a defibrillator in which a powerful semiconductor thyristor is used as a contactless commutating unit. This thyristor sorts out the half-period of the supply current, which after increase in voltage and differentiation by a pulse transformer is applied to the object. The instrument works under conditions of a single doubled and series pulses at arbitrary intervals.

The defibrillator was successfully tested in experiment. The authors observed fibrillation in the course of 15—20 min after electric trauma and curtailed it by means of the defibrillation with commutation of the supply current. It is noted that the shape of the electrocardiogram at late stages of fibrillation may be interpreted only by the theory of autonomic excitation circulations.