

**В.Б. Бенедицький, ст. викл.
О.Л. Коренівська, к.т.н., доц.
Ж.М. Хоменко, к.т.н., ст. викл.**

Державний університет «Житомирська політехніка»

Дефібрилятори: історичний огляд та сучасний стан питання

Як відомо, основною причиною більшості летальних випадків є зупинка серця. Стаття присвячена актуальним питанням відновлення роботи серця – дефібриляції та побудови апаратури для її проведення. Описано роботу серця при процесах фібриляції та дефібриляції. Проведено ґрунтовний огляд історичних аспектів розвитку апаратури для дефібриляції в Україні та закордоном. Розглянуто внесок Львівського заводу РЕМА у розвиток техніки дефібриляції. Запропоновано ґрунтовну класифікацію дефібриляторів та описано особливості функціонування й застосування кожного виду. Розглянуто питання впливу на параметри розрядного імпульсу форми імпульсу, амплітуди та тривалості, виду та параметрів напруги дефібриляції. Проаналізовано питання підбору параметрів розрядного імпульсу для досягнення максимальної ефективності дефібриляції. Для цього описано основні форми розрядного імпульсу, схеми проведення дефібриляції та основні енергетичні дози дефібриляції залежно від віку пацієнтів. Описано новинки в техніці дефібриляції – це можливість застосування технологій телемедицини у сучасних дефібриляторах для зняття на передачі даних про серцеву активність на відстань лікарів; особливості застосування підшкірних дефібриляторів, їх відмінність від класичних імплантованих та можливості використання безпілотних літальних апаратів для доставки автоматичних дефібриляторів у віддалені та важкодоступні місця для надання невідкладної допомоги ще до приїзду швидкої допомоги. Поставлено завдання на подальші дослідження.

***Ключові слова:** дефібриляція; дефібрилятор; параметри розрядного імпульсу; ефективність дефібриляції.*

Актуальність теми. Найчастіша причина смерті в економічно розвинених країнах – ішемічна хвороба серця, при цьому 60 % летальних випадків пов'язані з випадковою зупинкою серця внаслідок розвитку фібриляції шлуночків, шлуночкової тахікардії без пульсу, асистолії. Основним методом відновлення ритму є проведення дефібриляції – впливу на серце електричними імпульсами високої напруги. Оскільки запуск серця відбувається за рахунок одиночного імпульсу високої напруги, який може окрім «запуску» серця призвести до низки ускладнень, то актуальними є дослідження вибору оптимальних параметрів розрядного імпульсу. Але щоб їх реалізувати необхідно розібратися в важливих питаннях дефібриляції, визначити основні історичні аспекти розвитку, удосконалення апаратури та методик проведення дефібриляції серця.

Аналіз публікацій та досліджень. Питаннями теоретичних засад та розробкою і удосконаленням апаратури для дефібриляції займалися і займаються такі світові та вітчизняні вчені, як: Н.Л. Гурвич, Г.С. Юньєв, Б.М. Цукерман, В.А. Макаричев, І.В. Венін, Claud Beck, V.V. Berkovits, Lown, Edmark, Pentridge та інші. Саме завдяки їм відбувається постійне удосконалення апаратури для дефібриляції. Велика частина досліджень присвячена підвищенню ефективності дефібриляції при зменшенні ступеня ушкодження тканин та мінімізації наступних негативних ефектів постдефібриляції. Це можливо шляхами підбору найефективнішої форми розрядного імпульсу, визначенням параметрів цього імпульсу (амплітуда, тривалість, полярність), а також оптимізацією схемотехнічних рішень побудови дефібриляторів та кардіовертерів.

Метою роботи є систематизація знань про електричну стимуляцію серця та її застосування у критичних станах, визначення основних етапів розвитку такої апаратури та внесок України у цю сферу.

Викладення основного матеріалу. Основними критичними станами, які можуть призвести до зупинки серця, сьогодні є фібриляція та тріпотіння шлуночків і передсердь, а також певні види аритмій.

Фібриляція шлуночків – смертельна аритмія, при якій шлуночки хаотично скорочуються зі швидкістю 200-300 ударів за хвилину [1]. Через такий швидкий темп вони не встигають нормально наповнитися кров'ю, що призводить до серйозного порушення кровообігу. При цьому пульс на кінцівках може бути відсутнім. Фібриляція передсердь – неритмічне, хаотичне їхнє биття зі швидкістю понад 300 уд./хв. Зустрічається частіше тріпотіння [1].

Тріпотіння шлуночків – аритмія, схожа на попередню. Шлуночки також скорочуються зі швидкістю до 300 уд./хв., але ритмічно, а не хаотично. Це призводить до порушення природного процесу збудження, серце заповнюється кров'ю і не може її викинути, в кількості необхідній для підтримання нормальної

роботи органів. Тріпотіння може легко перетворитися у фібриляцію. Тріпотіння передсердь – прискорені і ритмічні скорочення (до 240 уд./хв.), мерехтіння – більше 350 уд./хв. [1].

Зняття фібриляції шлуночків називається дефібриляцією, зняття фібриляції передсердь та тахікардії шлуночків – кардіоверсією (відмінність від дефібриляції в тому, що використовуються розряди меншої енергії (5–25 Дж), але синхронно із серцевим циклом). У другому випадку електричний розряд наносять одночасно з комплексом QRS або зубцем R (процедура проходить під контролем ЕКГ). Менший розряд викликає менший побічний вплив на міокард. А синхронізація потрібна для того, щоб забезпечити точне влучення імпульсу у відповідне місце серцевого циклу, інакше може виникнути фібриляція шлуночків. У сучасних дефібриляторах реалізовано обидві методики шляхом вибору автоматичного, напівавтоматичного або ручного способу впливу.

Також існують інплантовані дефібрилятори-кардіовертери. Це спеціальні кардіостимулятори, які мають ще й функцію негайного усунення аритмій. Їх установлюють пацієнтам з підвищеним ризиком виникнення фібриляції шлуночків або передсердь.

Механізм виникнення та усунення аритмій. Виникнення й проведення збудження серця забезпечується провідною системою серця, до складу якої входять: синусовий вузол; атріовентрикулярний вузол; пучок Гіса, із правою й лівою ніжками; волокна Пуркин'є; зовнішньопередсердні шляхи [2]. При незбудженому стані між внутрішньою та зовнішньою поверхнями м'язової клітки існує трансмембранний потенціал спокою (ТМПП), тобто клітина поляризована. Значення ТМПП різні для різних груп клітин: для шлуночків ТМПП порядку -90 мВ, у кліток синусового вузла -65 мВ. Крім того, у фазі діастолі ТМПП не залишається постійним, а повільно зростає. Якщо зменшити трансмембранний потенціал спокою до рівня граничного (-60 мВ), то почнеться збудження клітини, яке характеризується її швидкою деполяризацією. У результаті цього потенціал між внутрішньою і зовнішньою поверхнями клітини стає $+20$ мВ. Потім він повільно зменшується, де поляризується, аж до значення ТМПП (-90 мВ). Після деполяризації трансмембранний потенціал має значення $+20$ мВ і навіть сильний імпульс електричного стимулу не може викликати відгуку в клітинці. Цей інтервал називається абсолютним рефракторним періодом. Потім настає короткий за тривалістю період наднормальної збудливості. Під час його відгук може бути викликаний навіть слабким стимулом [2, 3].

При фібриляції шлуночків кожна клітина міокарду скорочується асинхронно. Потужний електричний розряд приводить увесь міокард одноментно в стан деполяризації, після чого міофібрили виходять із цього стану одночасно. Якщо після цього синусовий вузол генерує імпульс, то його подальше поширення піде звичайним шляхом, тобто дефібриляція зупиняє електричний хаос, буквально зупиняючи серце, щоб воно знову забилося ефективно.

Щоб фібриляція припинилася, потужність електричного розряду має бути рівна або більшою за поріг дефібриляції. Розряд меншої величини не здатний перевести весь міокард у стан реполяризації; подальше ж збільшення потужності електричного імпульсу понад граничну не впливає на підвищення ефективності дефібриляції. Більше того, якщо потужність імпульсу досягає порога ушкодження, фібриляція шлуночків під його впливом може припинитися, але замість нормального синусового ритму виникають різні аритмії (одиночні й групові екстрасистоли, приступи тахікардії), а іноді повна атріовентрикулярна блокада або рідкий ритм, що не може порушити нормальну скорочувальну діяльність міокарда [3].

Дефібриляція здійснюється за допомогою спеціального приладу – електричного дефібрилятора. Він має спеціальні розрядні електроди, які встановлюються на грудній клітці потерпілого таким чином, що короточасний електричний розряд, переходячи з одного електрода на інший, ішов по шляху, який відповідає електричній осі серця (рис.1).

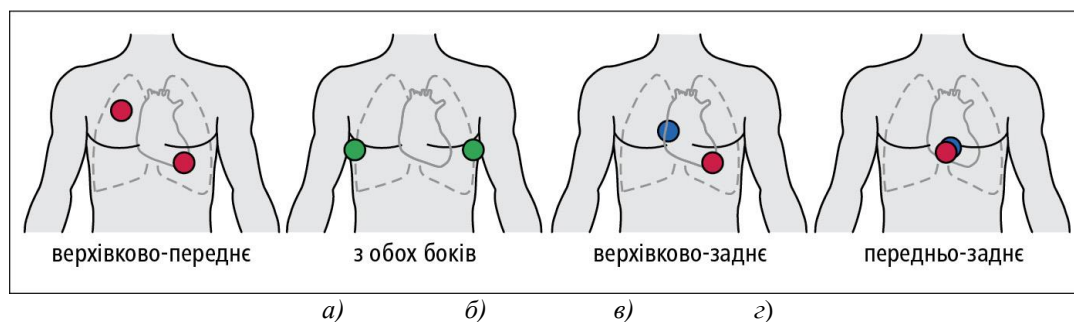


Рис. 1. Схема розташування розрядних електродів:
а) положення на передній поверхні грудної клітки; б) бічній; в), г) на задній

Для подальшого обговорення варто розглянути **основні етапи історичного розвитку дефібриляції.**

Уперше про успішне «оживлення» людини за допомогою електричного струму повідомив член Лондонського Королівського гуманітарного суспільства, дослідник електричної стимуляції серця Чарльз Кайт (Charles Kite, 1768–1811 рр.). Він описав випадок повернення до життя трирічної дівчинки після впливу електричного розряду лейденської банки (ємність 1,74 мФ, напруга до 20 кВ) [4]. Поняття «фібриляція шлуночків» увели М.Hoffa і С.Ludwig в 1850 р., які викликали зупинку серця, провокуючи фібриляцію шлуночків за допомогою слабких електричних стимулів [4]. Початком розвитку дефібриляції та її впровадження в клінічну практику можна вважати повідомлення професорів J.L. Prevost і F.Battel в 1899 році про можливість зупинки фібриляції серця, шляхом впливу на нього змінним струмом або розрядом високовольтного конденсатора [4, 5]. І тільки через 40 років відбулися перші випробування імпульсної дефібриляції шлуночків серця на тваринах (1939 р.). Дослідження проводили відомі нині спеціалісти в області дефібриляції Н.Л. Гурвич і Г.С. Юньєв [5]. Вони використовували монополярний (монофазний) імпульс через розряд конденсатора. А починаючи з 1940 р. розряд проводили через котушку індуктивності, яка дозволяє оптимізувати форму та тривалість імпульсу, що дозволило значно зменшити енергію розряду та ушкодження серця під час проведення процедури.

У 1952 р. було створено перший у світі імпульсний дефібрилятор ИД-1-ВЭИ. У 1956 р., виходячи зі спільності природи фібриляції шлуночків і передсердь, Б.М. Цукерман і Н.Л. Гурвич уперше в ході експерименту усунули штучно викликану миготливу аритмію і фібриляцію передсердь розрядом дефібрилятора ИД-1-ВЭИ. Методика припинення фібриляції і тріпотіння передсердь була названа авторами електроімпульсною терапією. Паралельно йшли випробування по впливу форми та параметрів розрядного імпульсу на ефективність дефібриляції. Результатом стало обґрунтоване впровадження в практику в 1957 р. двофазного імпульсу, який і досі використовується в імпульсних дефібриляторах і створення першого у світі конденсаторного дефібрилятора [5, 6].

Гіпотезу максимальної терапевтичної ефективності симетричного біполярного синусоїдального імпульсу було висунуто 1964 р. Н.Л. Гурвичем і В.А. Макаричевим [5].

У грудні 1965 р. у Львові було створено Головне спеціальне конструкторсько-технологічне бюро електронної медичної апаратури. У відносно короткий термін була розроблена перша в Україні нова модель дефібрилятора – ИД-66, яка замінила з 1968 р. дефібрилятор ИД-1-ВЭИ в серійному виробництві [5]. У 1968 р. І.В. Венін запропонував просту схему формування біполярного квазісинусоїдального імпульсу з будь-яким співвідношенням півхвиль [5]. Через роки неперервних досліджень в 1972 р. на Львівському заводі радіоелектронної медичної апаратури (РЕМА) було розпочато серійне виробництво перших у світі дефібриляторів з біполярною формою імпульсу ДИ-03 і ДКИ-01 [5, 6]. Обидва апарати були розроблені під керівництвом І.В. Веніна. Ці дефібрилятори, забезпечували успіх лікування від 80 до 100 % при енергії, що віддається, не більш 190 Дж, у той час як в США й Західній Європі до кінця минулого сторіччя мали поширення дефібрилятори з монополярним імпульсом, які забезпечували ефективність лікування до 70 % при енергії до 400 Дж [5].

З 14 дефібриляторів, розроблених у Львові з 1966 по 1987 рр., найбільш вдалими можна вважати такі. По-перше, ДИ-03, серійне виробництво якого тривало в 1970–1982 рр. Цей дефібрилятор можна зустріти в ряді провідних клінік України і нині, де він продовжує успішно працювати, за наявності в цих клініках сучасних моделей дефібриляторів. Цей феномен можна пояснити тільки високою клінічною ефективністю й надійністю в експлуатації. По-друге, ДКИ-Н-02, серійне виробництво якого розпочато в 1981 р. і не припиняється на ЛЗ РЕМА дотепер.

У 1991–1992 рр. на заводі РЕМА був розроблений перший дефібрилятор, що забезпечує можливість дозування впливу дефібриляції в значеннях струму в амперах – дефібрилятор ДКИ-А- 01. З 1992 по 1997 рр. було розроблено ще три моделі струмових дефібриляторів і дефібриляторів-моніторів ДКИ-Н-08, ДЕФИНАР-КАРДИО та ДКИ-Н-09. Спільними зусиллями був розроблений і в 2002 р. запущений у серійне виробництво НПП «Метекол» в Україні, уперше у світі струмовий (Current-based Defibrillation) дефібрилятор-монітор ДКИ-Н-15 Ст. БИФАЗИК+ [5]. Цей апарат розроблений НПП «Метекол» із групою львівських інженерів (І.В. Венін, А.І. Редько й С.В. Серіков). Був застосований принцип формування біполярного трапецеїдального імпульсу (без використання котушок індуктивності) і програмно-цифрового керування параметрами розрядного контуру в комбінації з високою напругою заряду конденсатора (до 2800 В), що дає можливість реалізувати основний принцип струмового (Current-based) дефібрилятора – автоматичну підтримку при розряді обраного значення струму в амперах у діапазоні опорів навантаження від 25 до 100 Ом. А протягом 2003–2013 рр. НПП «Метекол» було випущено й поставлено в різні медичні заклади України і Росії близько 1000 апаратів, що володіють високою терапевтичною ефективністю та надійністю.

Закордоном розвиток дефібриляції йшов таким чином. У 1947 р. Claud Beck в США створив дефібрилятор змінного струму Alternating Current (AC) і вперше в історії медицини усунув фібриляцію шлуночків серця в людини [4]. Закордоном перший імпульсний дефібрилятор створили й запровадили в масову практику в 1957 р. у Чехословачії, а в 1962 р. у США, американський інженер American Optical

Corporation B.V. Berkovits створив перший у США імпульсний дефібрилятор і назвав його дефібрилятором постійного струму – Direct Current (DC) [4, 5]. В обох випадках за прототип узято схеми Н.Л. Гурвича. Дослідження доктора В.Лown (з 1962) привели до широкого поширення DC-дефібриляторів у США і Європі. З 1962 р. у США і Європі було відомо декілька модифікацій DC-дефібриляторів (за параметрами розрядних імпульсів), названих іменами їх дослідників: Lown, Edmark, Pentridge. Всі вони використовували монополярний розряд [7].

В.Лown в 1962 р. запропонував для усунення приступів фібриляції R- синхронізований розряд [6]. Цей комплекс В.Лown назвав кардіовертером, а сам метод – кардіоверсією.

Ідея автоматичної дефібриляції належить французькому лікареві F.Zacouto [6], який в 1953 році запропонував реанімаційне обладнання, кероване ЕКГ і артеріальною пульсацією. Прилад розташовувався поруч із пацієнтом і міг зробити дефібриляцію в автоматичному режимі при відсутності пульсу.

Перші клінічні дослідження ефективності експериментального дефібрилятора із біполярним квазісинусоїдальним імпульсом, розробленого в США, були опубліковані в 1995 р. [4, 5]. Перший серійний дефібрилятор із біполярним трапецеїдальним імпульсом, було випущено в США в 1996 р. на 24 роки пізніше, ніж в Україні [4]. Незмінними до 1997 р. залишалась монополярна форма імпульсу і максимальна енергія в навантаження 360–400 Дж.

У 1993–1995 рр. фірма PHYSIO CONTROL Corporate провела у 8 Університетських центрах США і Канади порівняльні випробування монополярного та біполярного імпульсів. Вони показали, що перший біполярний асиметричний квазісинусоїдальний імпульс при середній енергії 171 Дж був ефективним у 100 %, в то й час як перший монополярний імпульс EDMARK при середній енергії 215 Дж був ефективним тільки у 78,6 % пацієнтів [4, 7].

Варто зазначити, що успіх першого розряду при використанні біполярного імпульсу рівний або більше, ніж успіх дефібриляції після нанесення 3 монополярних розрядів [5]. На підставі зазначених даних після 2005 р. було припинено виробництво монополярних дефібриляторів.

На початку XXI століття було впроваджено ще 3 різних за формою біполярних імпульси (трапецеїдальний, прямолінійний і трапецеїдальний модульований). У зв'язку із цим в останні роки одним із актуальних завдань є пошук оптимального біполярного імпульсу, що виділяє на область серця мінімальну ефективну енергію.

З 1993 р. у США почалися дослідження терапевтичної ефективності й безпеки біполярного трапецеїдального імпульсу [5]. Такий імпульс формувався при розряді конденсатора, ємністю 150–500 мкФ із напругою 1–1,5 кВ на навантаження, за допомогою тиристорних комутаторів. Дослідження були організовані фірмою HEARTSTREAM (USA). Результати цих досліджень показали, що ефективність біполярного трапецеїдального імпульсу при енергії 115–130 Дж відповідає ефективності монополярного імпульсу EDMARK з енергією, більшою за 200 Дж. Це означає, що додавання навіть невеликої другої півхвилі до малоефективного трапецеїдального імпульсу зі зрізом вершини до 70 %, значно підвищує його ефективність. Цей висновок відкриває можливість створення малогабаритних, легких і дешевих дефібриляторів, що було реалізовано фірмою HEARTSTRIM при створенні автоматичного AED (Automatic External Defibrillator) дефібрилятора Forerunner з біполярним трапецеїдальним імпульсом. Дефібрилятор містить аналізатор ЕКГ, який з високою надійністю розпізнає вид порушення ритму.

У березні 1998 р. фірма HEARTSTREAM була придбана концерном Hewlett-packard і перетворена у фірму Agilent Technologies у своєму складі. Уже в 2000 р. Agilent Technologies представила на ринку нову модель дефібрилятора Agilent M 3500B Heartstream XLT Defibrillator/Monitor – перша на ринку модель дефібрилятора з біполярним трапецеїдальним імпульсом, призначена для застосування в умовах клінік і професійного транспортування хворих.

Основним недоліком відомих дефібриляторів із трапецеїдальним монополярним або біполярним імпульсом є залежність параметрів, що визначають його терапевтичну ефективність і безпеку від міжелектродного імпедансу. Але проведений огляд дає підставу вважати, що розвиток технологій побудови сучасних дефібриляторів піде саме по шляху створення дефібриляторів із трапецеїдальним біполярним імпульсом. При цьому його параметри (амплітуда струму, зріз вершини, співвідношення амплітуд негативної й позитивної фаз, тривалість цих фаз), мають бути стабілізовані й не залежні від величини міжелектродного імпедансу [5–7].

Варто зазначити, що в процесі дефібриляції перша фаза біполярного імпульсу відіграє провідну роль. При цьому вона виділяє на область серця не менш 70–80 % енергії імпульсу, а друга – не більш 20–30 %.

Класифікація дефібриляторів. На світовому ринку медичної техніки представлені десятки моделей дефібриляторів з різними функціональними можливостями, організацією електроживлення, масогабаритними характеристикам і дизайном. Клінічні можливості дефібриляторів – їх терапевтична ефективність і безпека впливу на пацієнта визначається насамперед формою імпульсу. Незважаючи на велику різноманітність моделей, їх умовно можна розділити на два типи: 1) дефібрилятори з біполярним

імпульсом (бі- або двофазні), 2) дефібрилятори з монополярним імпульсом (моно- або однофазні). Двофазні хвилі є біполярними, тому струм проходить через серце, а потім відразу міняє полярність і знов проходить через міокард (рис. 2). В результаті значення енергії, необхідні для усунення аритмій, набагато менші ніж для однофазної хвилі.

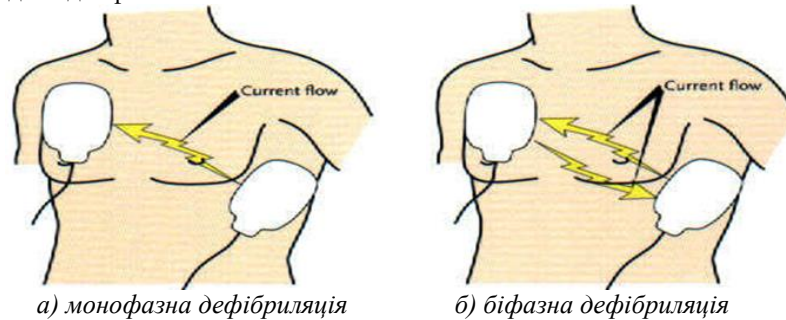


Рис. 2. Шлях проходження розрядного імпульсу між електродами дефібрилятора

За формою імпульсу розрізняють дефібрилятори з синусоїдальним, трапецеїдальним, трикутним, прямокутним імпульсами та їх модифікаціями (рис. 3).

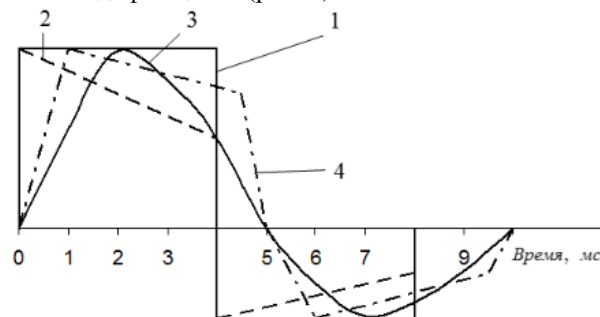


Рис. 3. Форми біполярного імпульсу дефібриляції: 1 – прямокутний імпульс, 2, 4 – трапецеїдальний імпульс, 3 – синусоїдальний.

За видом впливу дефібрилятори можуть бути з зовнішньою та внутрішньою дефібриляцією. У першому випадку розрядні електроди накладаються на поверхню грудної клітки, напруга при цьому порядку 1–6 кВ. При внутрішній дефібриляції використовують електроди спеціальної форми, які прикладаються безпосередньо на оголене серце. Напруги дефібриляції при цьому значно нижні (до 3 кВ), для запобігання uszkodження та смерті.

За призначенням дефібрилятори поділяються на (рис. 4):

– Професійні. Настроювання відбувається повністю ручним способом, набір можливостей приладу самий повний. Розряд подається за допомогою електродів, схожих на маленькі праски, вони призначені для багаторазового використання. Обладнання має екран і принтер. Вартість таких дефібриляторів нижча, ніж повністю автоматизованих. До недоліків належать великий розмір апаратів та наявність висококваліфікованих фахівців для роботи й обслуговування приладу.

– Автоматичні. Подібні прилади отримали застосування у рятувальників, тренерів, а також у персоналу готелів, стюардес, провідників на потягах. Ці портативні пристрої мають вбудований комп'ютер, який аналізує серцевий ритм і визначає, чи потрібен електричний розряд [8]. Апарат може визначити порушення ритму та сигналом сповістити оператора, що потрібно зробити електричний розряд. Прилад має невелику вагу і розміри, оснащений одноразовими електродами, які прикріплюються липучками до шкіри. Вартість апарату вище, ніж у професійного. Зараз в багатьох країнах вводиться впровадження автоматичних дефібриляторів у повсякденне життя. Для цього прилад має звукове керування послідовності проведення процедури дефібриляції і її може зробити пересічний громадянин. Прилади планується встановити на зупинках, вокзалах, кафе тощо.

– Комбіновані. Для роботи встановлений автоматичний режим, але його можна змінити вручну за необхідності. Крім цього, основні параметри відображаються на дисплеї, є принтер для одержання графічного зображення. Можуть бути використані в лікарській практиці і при наданні першої допомоги в громадських місцях.

– Імплантовані [9]. Встановлюються при хірургічній операції разом з кардіостимулятором або окремо як самостійне обладнання. Функціонують при контакті з міокардом. Їх використовують при складній формі аритмії для відновлення роботи нормальної генерації електричних імпульсів (синусового вузла). Під час імплантації кардіовертера-дефібрилятора вживляють електрод(-и) в серцевий м'яз, а

кардіовертер-дефібрилятор — у спеціально сформовану підшкірну порожнину. Сучасні імплантовані кардіовертерні дефібрилятори останніх поколінь мають два внутрішньосерцеві дефібрилюючі електроди в одному провіднику, як і стандартний пейсмеркерний провідник у праву половину серця. Кінчик провідника з дистальним дефібриляційним електродом (катодом) розміщують на верхівці правого шлуночка, а проксимальний електрод (анод) розташовують у місці впадання верхньої порожнистої вени в праве передсердя. Розряд генерується між двома електродами.

Останнім часом в США відбуваються клінічні випробування *підшкірного* дефібрилятора S-ICD [11], який імплантується поруч із грудиною під шкіру, розробленого компанією Cameron Health. Це дозволяє уникнути різних ускладнень, викликаних необхідністю внутрішньосудинних маніпуляцій і наявністю сторонніх предметів у венах. Перевагою S-ICD є простота установки, обумовлена підшкірним розташуванням усіх компонентів дефібрилятора. На відміну від звичайних імплантованих дефібриляторів електроди нового пристрою йдуть до серця не через вени, а розташовані поруч з грудиною безпосередньо під шкірою. Це дозволяє уникнути різних ускладнень, викликаних необхідністю внутрішньосудинних маніпуляцій і наявністю сторонніх предметів у венах. Перевагою S-ICD є і простота установки, яка також обумовлена підшкірним розташуванням всіх компонентів пристрою. Те, що електроди й датчики розташовані під шкірою, а не усередині кровоносних судин, дозволяє обладнанню виробляти розряд в 2,5 раза більшої сили. Без заміни дефібрилятор може працювати протягом п'яти років. Коштує він близько \$20 тис., що поки стримує його широке поширення. Ефективність роботи дефібриляторів оцінена показником, близьким до 100 %, тоді як «паспортна» ефективність не перевищує 80 %. Однак підшкірні дефібрилятори показані не всім хворим, наприклад, вони не непридатні для хворих із симптомами, пов'язаними з повільним серцебиттям.

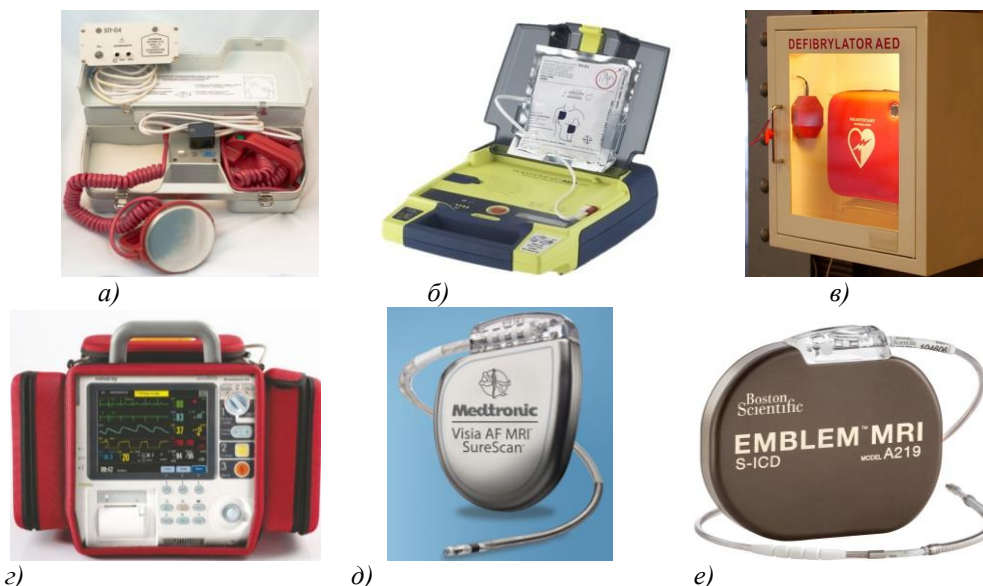


Рис. 4. Зовнішній вигляд дефібриляторів: а) ручний, б) автоматичний, в) шкаф з автоматичним дефібрилятором у метро, г) дефібрилятор-монітор, д) імплантований, е) підшкірний

За видом генерованого струму дефібрилятори можуть бути змінного та імпульсного струму.

Імпульсний струм дефібриляції при випробуванні на нормальному серці викликав лише незначне частішання ритму, що могло бути вираженням болючого ефекту й загального порушення тканини. Дія ж змінним струмом супроводжується появою одиночних і групових екстрасистол шлуночкового походження та у значній частині випадків (20 %) фібриляцією передсердь. Відповідно до цього припинення фібриляції шлуночків змінним струмом ускладнювалася наступною миготливою аритмією (в 57 % випадків). При дефібриляції серця одиночним імпульсом ускладнення фібриляції передсердь зустрічалися значно рідше (в 14 % випадків), звичайно лише після більш тривалої фібриляції.

Також аналіз даних показав, що імпульсний струм має такі *переваги*:

- Залежність ефекту від сили струму, що дає можливість точного її дозування шляхом підбору напруги.
- Відносна безпека одиночного електричного імпульсу на відміну від змінного струму.
- Відсутність ряду побічних шкідливих впливів: зупинка в діастолі, прояв миготливої аритмії й порушення провідності, які часто спостерігаються після застосування більш тривалого впливу змінного струму.

- Портативність імпульсного дефібрилятора дозволяє застосовувати його для дефібриляції серця при закритій і відкритій грудній клітці як у стаціонарі, так і при наданні допомоги поза лікарнею.
 - Автоматичне живлення апарату за допомогою сухої або акумуляторної батареї з перетворювачем.
 - Строго певна й обмежена до необхідного мінімуму тривалість впливів струму, оптимальність якої заснована теоретично й підтверджена експериментальними й клінічними даними.
- Узагальнена класифікація наведена на рисунку 5.

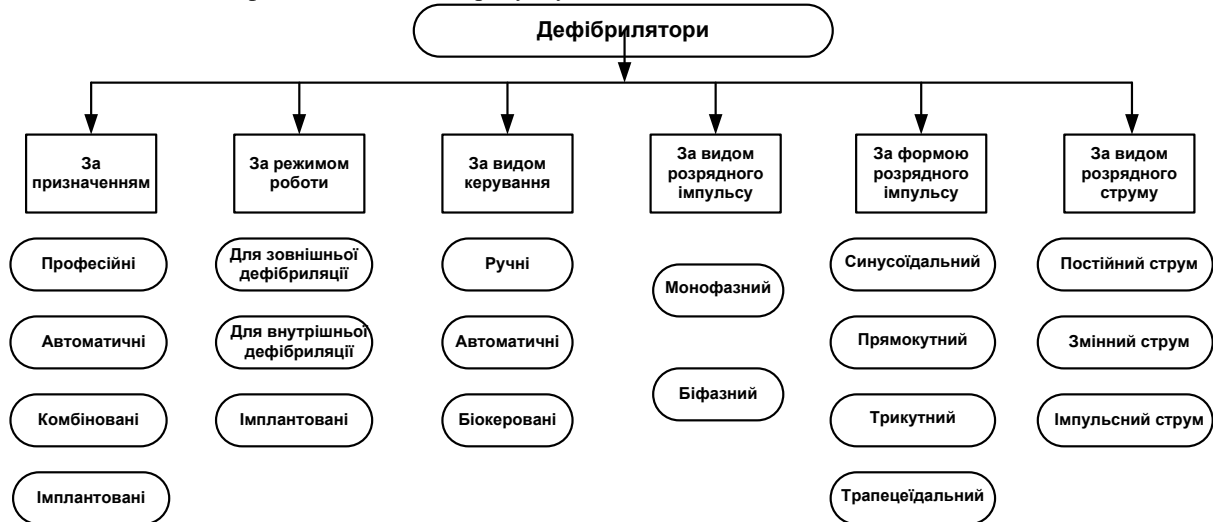


Рис. 5. Класифікація дефібриляторів

Найостаннішою новинкою є об'єднання можливостей безпілотних літальних апаратів і апаратів для відновлення серцевого ритму (рис. 6) [12]. Суть полягає у доставці безпілотниками автоматичних дефібриляторів для можливості надання екстреної допомоги пересічними громадянами. Особливо актуальна така доставка у важкодоступні регіони або значно віддалені від центрів екстреної допомоги.



Рис. 6. Автоматичний дефібрилятор доставлений хворому безпілотником

Що необхідно пам'ятати при проведенні дефібриляції:

1. Усі розряди краще проводити під час видиху, щоб розміри грудної клітки були мінімальними – це знижує трансгрудний опір на 15–20 %.
2. Інтервал між розрядами має бути мінімальним. Кожний попередній розряд знижує трансгрудний опір на 8 % і наступний розряд дає міокарду більшу енергію току.
3. Перед дефібриляцією електроди змащують спеціальною електропровідною пастою або обгортають марлею, змоченою ізотонічним розчином натрію хлориду. Розміри електродів у дорослих – 13 см у діаметрі, у дітей старшого віку – 8 см, у молодшого – 4,5 см.
4. Рекомендовані величини електроімпульсних розрядів такі: у дорослих початкові величини приблизно 3 Дж/кг, тобто в пацієнта вагою 70 кг – приблизно 200 Дж, за повторної дефібриляції – зростання до 5 Дж/кг (максимально 360 Дж. При проведенні ЕДС на відкритому серці величина розряду зменшується від загальноприйнятої у 7 разів.

5. Послідовність проведення впливу: у дорослих – двохфазний дефібрилятор, залежно від моделі, перший розряд, зазвичай, 150 Дж, другий та третій – 200 Дж; четвертий максимальний 360 Дж; однофазовий дефібрилятор 360 Дж (перший і наступні розряди); у дітей – 4 Дж/кг (перший і наступні розряди).

Таблиця 1

Енергія дефібриляції для дітей та дорослих

Вік	При зовнішній дефібриляції				при внутрішній дефібриляції, В
	початкова, Дж	максимальна, Дж/кг	початкова, кВ	максимальна, кВ	
Новонароджені	12	-	0,5–1	1	300–500
1–3 роки	25	4	1	2	500–700
4–8 років	50	4	1,25–2	4	500–1000
8–12 років	50–100	4	2–2,5	4	750–1250
12–16 років	100–150	4	2,5–4	6	1000–1500
Дорослі	150–200	5	3–5	6	1500–2500

Можливі причини неефективної дефібриляції:

- неправильне розміщення електродів;
- змазка на електродах відсутня або її мало (високий опір шкіри);
- електроди недостатньо щільно притиснуті до грудної клітки;
- низька енергія дефібриляції;
- недостатнє насичення міокарда киснем.

Висновок та перспективи подальших досліджень. У результаті проведеного огляду можна зробити такі висновки. Дефібриляція серця досягається при проходженні певного електричного струму, достатнього для деполяризації критичної маси волокон міокарда. Величина струму, що забезпечує терапевтичний ефект, залежить від форми імпульсу і його тривалості. Енергія, яка при цьому витрачається, визначається величиною струму, формою і тривалістю імпульсу, електричним міжелектродним імпедансом і досягає, як вказувалося вище, 400 Дж для монополярного імпульсу та 190–200 Дж для біполярного.

Успіх першого розряду залежить від виду та дози біполярного імпульсу. Оптимальна доза першого розряду не встановлена. Це, в першу чергу, пов'язано з наявністю 4 різних за видом (морфології) біполярних імпульсів, а також методикою компенсації опору грудної клітки. Дози другого і наступних розрядів у рекомендаціях пропонується стратегія як фіксованої дози, так і зростаючої дози. Тому вивчення питання підбору максимально ефективного дози та форми розрядного імпульсу і досі займається багато вчених і воно є перспективним.

До того ж необхідно враховувати сучасний стан розвитку медицини, сучасну елементну базу та розробляти прилади конкурентоспроможні й перспективні. Наприклад, сьогодні вже є нормою впровадження технологій телемедицини в техніку дефібриляції, для збереження та передачі даних на відстань (дефібрилятор «Рема-21»). Також необхідно забезпечувати широкий функціонал приладу: можливість вибору різних розрядних імпульсів, підбору їх параметрів та встановити зворотній зв'язок з серцем.

Сьогодні завдяки розвитку методу комп'ютерного моделювання з'явилася можливість вивчати граничні впливи імпульсів будь-якої форми й тривалості на моделі мембрани кардіоміоциту й у такий спосіб порівнювати їхню ефективність за критерієм порога порушення мембрани. Що є завданням для наступних досліджень.

Список використаної літератури:

1. Дефібриляція серця [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <http://cardiobook.ru/defibrillaciya-serdca/>.
2. Волобуев А.Н. Основы медицинской и биологической физики / А.Н. Волобуев. – Самара : Самарский Дом печати, 2008. – 759 с.
3. Williams J.D. Physical Principles of Defibrillators / D.J. Williams, F.J. McGill, H.M. Jones // Anaesthesia and intensive care medicine. – UK. : Medicine Publishing Company Ltd., 2013. – С. 29–31.
4. Efimov I.R. Historical Perspectives in Cardiology. Cardioversion Past, Present, and Future / I.R. Efimov, A.I. Valdo // Circulation. – 2009. – № 120. – Р. 1623–1632.
5. Дефибрилляторы: отечественная история и приоритеты / И.В. Венин, А.И. Редько, С.В. Сериков, В.Я. Берсенев // Экстрена медицина: від науки до практики. – 2013. – № 4 (05). – С. 125–131.
6. Ладеев А.Ю. История электрической дефибрилляции с древнейших времен и до наших дней / А.Ю. Ладеев, А.В. Марочков, В.Н. Дмитриева // Новости хирургии. – 2014. – № 5. – С. 513–525.
7. Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion // H.L. Greene, J.P. DiMarco, P.J. Kudenchuk and other // The American Journal of Cardiology. – 1995. – No. 75 (16). – Р. 1135–1139.

8. *Востриков В.А.* Общедоступная дефибриляция при внезапной остановке сердца / *В.А. Востриков, А.Н. Кузовлев* // *Общая реаниматология*. – 2018. – Т. 14. – № 1. – С. 58–67.
9. *Бокерия Л.А.* Имплантируемые кардиовертеры-дефибрилляторы – основной метод профилактики внезапной сердечной смерти / *Л.А. Бокерия, А.Ш. Ревизишвили, Н.М. Неминуцкий* // *Инновационная медицина Кубани*. – 2017. – №1 (5). – С. 49–56.
10. Implantable Cardioverter Defibrillator (ICD) Insertion [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/implantable-cardioverter-defibrillator-icd-insertion>.
11. FDA одобрило первый в мире подкожный дефибриллятор [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://medportal.ru/mednovosti/news/2012/10/02/sicd/>.
12. Летучий робот із дефібрилятором врятує від зупинки серця раніше за швидку [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://www.ukrinform.ua/rubric-technology/2247554-letucij-robot-iz-defibrilatorom-vratue-vid-zupinki-serca-ranise-za-svidku.html>.

References:

1. «Defibrilyatsiya sercya», [Online], available at: <http://cardiobook.ru/defibrillyaciya-serdca/>
2. Volobuev, A.N. (2008), *Osnovy meditsinskoj i biologicheskoy fiziki*, Samarskiy Dom pečati, Samara, 759 p.
3. Williams, D.J., McGill, F.J. and Jones, H.M. (2003), «Physical Principles of Defibrillators», *Anaesthesia and intensive care medicine*, The Medicine Publishing Company Ltd., UK., pp. 29–31.
4. Efimov, I.R. and Valdo, A.I. (2009), «Historical Perspectives in Cardiology. Cardioversion Past, Present, and Future», *Circulation*, No. 120, pp. 1623–1632.
5. Venin, I.V., Red'ko, A.I., Serikov, S.V. and Bersenev, V.Ya. (2013), «Defibrilyatory: otechestvennaya istoriya i prioritety», *Ekstrena medycyna: vid nauky do praktyky*, No. 4 (05), pp. 125–131.
6. Ladeev, A.Yu., Marochkov, A.V. and Dmitrieva, V.N. (2014), «Istoriya elektricheskoy defibrillyatsii s drevneyshikh vremen i do nashikh dney», *Novosti khirurgii*, Vol. 22, No. 5, pp. 513–525.
7. Greene, H.L., DiMarco, J.P., Kudenchuk, P.J. and other (1995), «Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion», *The American Journal of Cardiology*, No. 75 (16), pp. 1135–1139.
8. Vostrikov, V.A. and Kuzovlev, A.N. (2018), «Obshchedostupnaya defibrillyatsiya pri vnezapnoy ostanovke serdtsa», *Obshchaya reanimatologiya*, Vol. 14, No. 1, pp. 58–67.
9. Bokeriya, L.A., Revishvili, A.Sh. and Neminushchiy, N.M. (2017), «Implantiruemye kardiovertery-defibrillyatory – osnovnoy metod profilaktiki vnezapnoy serdechnoy smerti», *Innovatsionnaya meditsina Kubani*, No. 1 (5), pp. 49–56.
10. «Implantable Cardioverter Defibrillator (ICD) Insertion», [Online], available at: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/implantable-cardioverter-defibrillator-icd-insertion>
11. «FDA odobriло pervyy v mire podkozhnyy defibrillyator», [Online], available at: <https://medportal.ru/mednovosti/news/2012/10/02/sicd/>
12. «Letjuchyj robot iz defibrilyatorom vryatuje vid zupynky sercya ranise za shvydku», [Online], available at: <https://www.ukrinform.ua/rubric-technology/2247554-letucij-robot-iz-defibrilatorom-vratue-vid-zupinki-serca-ranise-za-svidku.html>

Корнівська Оксана Леонідівна – кандидат технічних наук, доцент кафедри біомедичної інженерії та телекомунікації Державного університету «Житомирська політехніка».

Наукові інтереси:

- побудова медичної апаратури;
- апаратура підтримки життєдіяльності;
- дослідження роботи серця.

E-mail: o.l.koranivska@gmail.com.

ORCID – <http://orcid.org/0000-0002-3735-7690>

Бенедикцький Василь Борисович – старший викладач кафедри біомедичної інженерії та телекомунікації Державного університету «Житомирська політехніка».

Наукові інтереси:

- моделювання роботи органів людини;
- обробка та передача медданих.

ORCID – <http://orcid.org/0000-0002-3735-7690>

Хоменко Жанна Миколаївна – кандидат технічних наук, старший викладач кафедри біомедичної інженерії та телекомунікації Державного університету «Житомирська політехніка».

Наукові інтереси:

- радары;
- дистанційна діагностика;
- обробка та передача даних.

E-mail: joanekhomenko@gmail.com.

ORCID – <http://orcid.org/0000-0002-5508-1069>

Стаття надійшла до редакції 10.05.2019.