

Aktualne rozwiązania w zakresie defibrylacji i kardiowersji

Defibrylacja jest jedną z kluczowych interwencji o ustalonej skuteczności po zatrzymaniu krążenia w mechanizmie migotania/trzepotania komór. Celem niniejszej pracy jest przedstawienie historii wprowadzania defibrylacji do praktyki klinicznej technicznych aspektów związanych z defibrylacją, jak również praktycznego użycia defibrylatorów, zgodnie z wytycznymi Europejskiej Rady Resuscytacji (ERC) 2005.

Defibrylacja – energia życia

Defibrylacja jest jedną z niewielu interwencji wśród specjalistycznych zabiegów reanimacyjnych o udowodnionej skuteczności po zatrzymaniu krążenia w mechanizmie migotania/trzepotania komór lub częstoskurczu komorowego, kluczową w łańcuchu przeżycia.

Dosłownie oznacza zakończenie fazy defibrylacji – „zresetowanie” nagłej, chaotycznej pracy komór, nieefektywnej hemodynamicznie, w wyniku której zanika rzut serca i po kilku minutach pojawia się uszkodzenie mózgu, wynikające z niedotlenienia. Defibrylacja polega na wywołaniu krótkotrwałego (kilka do kilkunastu milisekund) przepływu prądu elektrycznego z zewnątrz klatki piersiowej poprzez myokardium, wskutek czego następuje depolaryzacja krytycznej masy mięśnia sercowego, umożliwiającą uzyskanie kontroli rytmu przez naturalny rozrusznik serca i powrót spontanicznego krążenia.

Kardiowersja elektryczna jest natomiast defibrylacją synchronizowaną, wykorzystywaną w mniej niebezpiecznych dla życia arytmii nadkomorowych oraz niektórych arytmii komorowych. Polega na synchronizacji wyładowania z zespołem QRS, czyli wysłaniu ładunku elektrycznego tuż po załamku R w sygnale EKG. Jest ona skutecznym zabezpieczeniem przed wywołaniem migotania komór, które może się zdarzyć, jeśli impuls defibrylacji trafia w okres repolaryzacji mięśnia sercowego.

Historia

Historia defibrylacji jest fascynująca i obejmuje wysiłki kilku generacji naukowców i klinicystów z różnych krajów, począwszy już od XIX wieku, które przyczyniły się wspólnie do szerokiego zastosowania defibrylatorów jako urządzeń ratujących życie i zmieniły oblicze współczesnej medycyny.



Fot. 1 Claude Beck (A) i jego pierwszy defibrylator (B)

Możliwość zastosowania defibrylacji jako zabiegu terapeutycznego opisano po raz pierwszy w 1899 roku, gdy dwaj fizjologowie z uniwersytetu w Genewie, J. L. Prevost i F. Batelli, wykazali, że niewielkie wstrząsy prądu elektrycznego indukowały migotanie komór na modelu zwierzęcym, a większe wyładowania przywracały rytm zatokowy [1]. To odkrycie zostało potwierdzone i wnikliwie badane przez laboratorium Carla J. Wiggersa z Case Western Reserve University w Cleveland, Ohio, USA [2], a prace te znane były wielkiemu amerykańskiemu chirurgowi klatki piersiowej, profesorowi Claude S. Beckowi, również z uniwersytetu w Cleveland, zresztą temu samemu, który opisał słynną triadę objawów w tamponadzie serca, nazywaną od jego imienia „triadą Becka”.

W 1947 roku profesor Beck użył po raz pierwszy defibrylatora w krytycznej sytuacji klinicznej i ocalił metodą defibrylacji wewnętrznej pierwsze ludzkie życie (fot.1). Podczas zabiegu operacyjnego wrodzonej wady klatki piersiowej u 14-letniego chłopca doszło do nagłego zatrzymania krążenia w mechanizmie migotania komór. Podjęto wewnętrzny masaż serca, trwający około 45 minut, po czym użyto prymitywnego defibrylatora i elektrod wewnętrznych z podaniem prokainamidu, uzyskując powrót rytmu zatokowego [3]. Jego sukces odbił się szerokim echem w ówczesnym świecie medycyny, zapoczątkował całą gamę badań naukowych w zakresie defibrylacji, która zyskała akceptację i uznanie środowisk medycznych jako skuteczny zabieg w resuscytacji krążeniowo-oddechowej.

Pierwsze defibrylatory wykorzystywały prąd zmienny z transformatora o napięciu od 110-240 V do 300-1000 V, przyłożonych bezpośrednio do mięśnia sercowego, z użyciem elektrod. Technika ta często okazywała się zawodna w przywracaniu rytmu zatokowego, a sekcja zwłok wykazywała znaczne uszkodzenie mięśnia serca. Ponadto duży defibrylator z ogromnym transformatorem był pokaznym gabarytowo urządzeniem, które sprawiało trudności transportowe. Do lat 50. używano defibrylatorów jedynie podczas zabiegów operacyjnych na otwartym sercu.

Pionierami defibrylacji zewnętrznej byli w połowie lat 50. Rosjanie – dr V. Eskin i A. Klimow. W 1959 roku prace B. Lowna, USA, doprowadziły do skonstruowania defibrylatora z monofazowym impulsem defibrylacyjnym w kształcie sinusoidy o napięciu do 1000 V i energii 100-200 J. Zarówno kształt impulsu Lowna, jak i klasyczny protokół defibrylacji pozostały niezmiennie aż do lat 80. Z uwagi na wysoki prąd szczytowy (50-80 A) protokół ten wymagał stosowania wysokich energii (200-200-360 J), wywołując podefibrylacyjne uszkodzenie kardiomiocytów.

Dążenia do minimalizacji uszkodzeń mięśnia serca doprowadziły w połowie lat 90. do wykorzystania w defibrylacji zewnętrznej trapezoidalnego impulsu dwufazowego (*Biphasic Truncated Exponential* – BTE) [4], zastosowanego uprzednio w implantowanych kardiowerterach-defibrylatorach (*Implanted Cardioverter-Defibrillator* – ICD). Wśród defibrylatorów z impulsem BTE jedno stosują protokół defibrylacji niskoenergetycznej 150-150-150 J, na przykład Smart Biphasic (Philips) (fot. 2), w innych stosowany jest nadal protokół defibrylacji wysokoenergetycznej 200-200-360 J, podobnie jak w defibrylatorach monofazowych [5].

W 2000 roku wprowadzono impuls dwufazowy prostokątny (*Rectilinear Biphasic* – RLB), opracowany specjalnie dla defibrylatorów zewnętrznych przez ZOLL Medical Corporation, który radykalnie ograniczył podefibrilacyjną dysfunkcję serca i poparzenia skóry pacjenta (fot. 4).

Obecnie zaniechano produkcji defibrylatorów jednofazowych, ale można je jeszcze spotkać w użyciu. Na rynku dostępny jest szeroki wybór defibrylatorów dwufazowych BTE i RLB, nisko- i wysokoenergetycznych (fot. 2 i 3), często z modyfikacjami zależnymi od producenta [6].

Obecnie u pacjentów z wysokim ryzykiem groźnych komorowych zaburzeń rytmu serca (nagłego zgonu sercowego) wytyczne zalecają wszczęcie kardiowertera-defibrylatora jako jedyną udokumentowaną metodę przedłużającą życie chorego. Współcześnie oferowane urządzenia korzystają z elektrod wewnątrzsercowych przezżylnych, współpracujących z obudową kardiowertera-defibrylatora. Są to kompletne systemy terapeutyczne, realizujące oprócz funkcji podstawowej również funkcje stymulacyjne, a także holterowskie i inne.



Fot. 2 Defibrylator BTE Smart Biphasic (Philips z protokołem defibrilacji niskoenergetycznej do 150 J)



Fot. 3 Defibrylator BTE Medtronic Physiocontrol (Lifepak 15 z protokołem defibrilacji wysokoenergetycznej do 360 J)



Fot. 4 Defibrylator dwufazowy rektalinalny (RLB) firmy Zoll (z protokołem defibrilacji niskoenergetycznej do 200 J)

Technika

Defibrilacja jest skuteczna, gdy prąd przepływający przez serce przekracza wartość graniczną, określoną jako próg defibrilacji (*Defibrillation Threshold* – DFT). Przebieg prądu defibrilacyjnego można opisać jako falę lub impuls elektryczny, będący zmianą wartości chwilowej prądu w funkcji czasu. Najwyższą wartość chwilową prądu nazywa się prądem szczytowym.

Skuteczna defibrilacja wymaga, aby prąd przepływający przez serce był dostatecznie wysoki, natomiast jego wartość szczytowa możliwie jak najniższa. Wysoki prąd szczytowy może bowiem powodować niepożądane skutki uboczne, takie jak podefibrilacyjne uszkodzenie mięśnia serca, zmiany odcinka ST, poparzenia skóry. Intensywność tych uszkodzeń zależy od wartości prądu szczytowego, a pośrednio od kształtu impulsu.

Optymalna energia defibrilacji to taka, która powoduje defibrilację, z jednoczesnym ograniczeniem do minimum uszkodzenia mięśnia sercowego [7]. Wybór właściwej energii zmniejsza konieczność kolejnych wyładowań, co również ogranicza uszkodzenie mięśnia sercowego [8]. Jak już wspomniano, obecnie preferuje się defibrylatory dwufazowe – gdzie przepływ prądu odbywa się w dwóch etapach i dwóch kierunkach. Natomiast nie produkuje się już defibrylatorów jednofazowych, choć wiele z nich pozostaje jeszcze w użyciu.

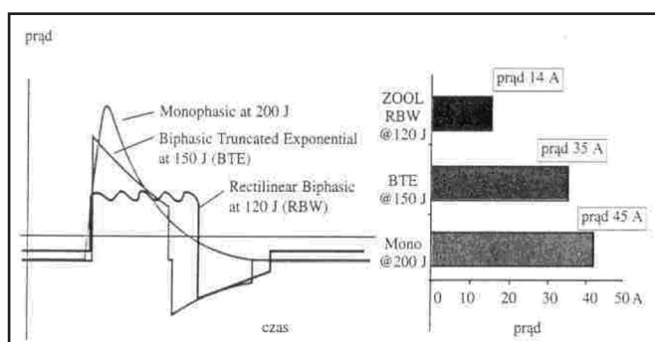
Defibrylatory jednofazowe dostarczają impuls prądu, który ma jeden kierunek przepływu. Istnieją dwa główne typy kształtu fali

jednofazowej. Najczęstsza jest fala jednofazowa o kształcie tłumionej sinusoidy (*Monophasic Damped Sinusoidal* – MDS), kiedy stopniowo przepływ prądu spada do zera. W przypadku fali jednofazowej, ściętej wykładniczo (*Monophasic Truncated Exponential* – MTE) przepływ prądu jest przerywany elektronicznie, zanim spadnie do zera. Defibrylatory dwufazowe przeciwnie, dostarczają impuls prądu, który płynie w kierunku plusa przez określony czas, by następnie odwrócić się i płynąć w kierunku minusa w czasie pozostałych milisekund wyładowania.

Istnieją dwa główne typy fali dwufazowej: fala dwufazowa ścięta wykładniczo (*Biphasic Truncated Exponential* – BTE) oraz fala dwufazowa rektalinalna (*Rectilinear Biphasic* – RLB). Defibrylatory dwufazowe kompensują w szerokim zakresie impedancję klatki piersiowej poprzez elektroniczne dostosowywanie wielkości i czasu trwania impulsu prądu. Optymalny stosunek czasu trwania pierwszej fazy do czasu trwania drugiej fazy impulsu oraz amplituda szczytu fali nie zostały dotychczas określone. Nie jest również poznany wpływ różnych kształtów fal prądu defibrilacji na migotanie komór o różnym czasie trwania.

Wszystkie defibrylatory, które umożliwiają ręczne nastawianie energii, powinny mieć odpowiednie oznaczenia, informujące o rodzaju i kształcie fali prądu (jednofazowy/dwufazowy) oraz o zalecanych poziomach energii w próbach defibrilacji VF/VT. Dla długotrwałych VF oraz VT skuteczność impulsu prądu dwufazowego jest większa niż jednofazowego [9-11], dlatego też zaleca się użycie takiego impulsu, gdy to tylko możliwe. Nie są znane optymalne wartości energii dla impulsów jednofazowych i dwufazowych. Rekomendacje w zakresie energii defibrilacji oparte są na konsensusie wynikającym z dokładnej analizy literatury naukowej. Pomimo że dobiera się poziom energii do defibrilacji, za właściwą defibrilację odpowiada prąd, który przepływa przez mięsień sercowy. Istnieje korelacja pomiędzy skuteczną defibrilacją i kardiowersją a zastosowanym prądem [12]. Optymalny prąd defibrilacji przy zastosowaniu fali jednofazowej mieści się w przedziale 30-40 A. Z pośrednich dowodów naukowych, uzyskanych na podstawie pomiarów wykonywanych podczas kardiowersji migotania przedsionków wynika, iż prąd defibrilacji przy zastosowaniu fali dwufazowej mieści się w przedziale 15-20 A [13]. Rys. 1 przedstawia porównanie wartości szczytowych prądu defibrilacyjnego w zależności od kształtu impulsu [5].

Rozwój technologii może spowodować, iż defibrylatory będą w stanie dostarczyć wyładowanie z uzyskaniem odpowiedniego prądu przepływającego przez mięsień sercowy – jest to strategia, która potencjalnie prowadzi do zwiększenia skuteczności



Rys. 1 Porównanie wartości szczytowych prądu defibrylacyjnego w zależności od kształtu impulsu [5]

defibrylacji. Pomimo iż wyższe wartości energii niosą ze sobą większe ryzyko uszkodzenia mięśnia sercowego, najważniejsza jest korzyść wynikająca z wczesnego przywrócenia rytmu perfuzyjnego. Blok przedsionkowo-komorowy występuje częściej po zastosowaniu wysokich wartości energii jednofazowej, lecz jest zazwyczaj przejściowy i wykazano, że nie wpływa na przeżycie do wypisu ze szpitala [15]. Brakuje dowodów naukowych na potwierdzenie tezy, iż jeden rodzaj dwufazowej fali lub defibrylatora jest skuteczniejszy niż inny. Wykazano skuteczność pierwszego wyładowania o kształcie fali BTE i o energii 150-200 J na poziomie 86-98% [9, 11, 14, 16, 17]. Skuteczność pierwszego wyładowania impulsem o kształcie fali RLB i energii 120 J wynosi do 85% [11].

Energia pierwszego wyładowania dwufazowego nie powinna być niższa niż 120 J dla fali RLB i 150 J dla fali BTE. Optymalnie pierwsza wartość energii impulsu dwufazowego powinna wynosić co najmniej 150 J dla wszystkich rodzajów fal. Producenci powinni zamieszczać w widocznym miejscu urządzenia dwufazowego informacje na temat skutecznego zakresu energii dla określonego rodzaju fali. Jeśli osoba wykonująca defibrylację nie zna skutecznego zakresu energii danego urządzenia, powinna zastosować przy pierwszym wyładowaniu energię 200 J. Domyślna energia 200 J została wybrana, ponieważ mieści się w określonym w doniesieniach zakresie wybieranych energii, które są skuteczne w pierwszym i w kolejnych wyładowaniach dwufazowych i może być wygenerowana przez każdy aktualnie dostępny defibrylator klasyczny. Jest to energia zaakceptowana w wyniku uzgodnień, a nie idealna zalecana energia. Jeśli urządzenia dwufazowe będą wyraźnie oznakowane i osoby wykonujące defibrylację będą znały urządzenia, których używają w praktyce klinicznej, domyślna dawka 200 J nie będzie potrzebna. Do ściślego ustalenia najbardziej właściwych ustawień, zarówno jedno- jak i dwufazowych defibrylatorów niezbędna jest kontynuacja badań.

W wypadku defibrylatorów jednofazowych, jeśli pierwsza defibrylacja energią 360 J była nieskuteczna, drugie i każde kolejne wyładowanie powinno być wykonywane energią 360 J. W przypadku defibrylatorów dwufazowych brakuje dowodów naukowych na potwierdzenie zastosowania protokołu stałej energii lub protokołu wzrastających energii. Obydwa sposoby postępowania są akceptowalne, jednakże jeśli pierwsze wyładowanie jest nieskuteczne, a defibrylator ma możliwość dostarczenia wyładowania o wyższej

energii, rozsądnie jest zwiększyć energię kolejnych wyładowań. Jeśli osoba wykonująca defibrylację nie zna zakresu skutecznych energii urządzenia dwufazowego i zastosowała domyślną energię 200 J dla pierwszej defibrylacji, zalecane jest użycie takiej samej lub wyższej energii dla drugiej i kolejnych defibrylacji, w zależności od możliwości technicznych defibrylatora. Jeśli rytm do defibrylacji (uporczywe VF) nawraca po skutecznej defibrylacji, do następnego wyładowania należy zastosować energię, która poprzednio była skuteczną.

Prawdopodobieństwo skutecznej defibrylacji i późniejsze szanse na przeżycie do wypisu ze szpitala zmniejszają się wraz z upływem czasu [18, 19]. Dlatego możliwość wykonania wczesnej defibrylacji jest jednym z najważniejszych czynników decydujących o przeżyciu w zatrzymaniu krążenia. Z każdą minutą, która upływa od utraty przytomności do defibrylacji, jeśli świadkowie zdarzenia nie podejmą resuscytacji krążeniowo-oddechowej (RKO), szanse przeżycia spadają o 7-10% [18-20].

Systemy pomocy doraźnej zwykle nie są w stanie zapewnić wykonania wczesnej defibrylacji w pierwszych kilku minutach od momentu powiadomienia. Dlatego też obecnie promowana jest alternatywna idea wykonywania defibrylacji za pomocą automatycznych defibrylatorów zewnętrznych (AED) przez przeszkolonych świadków zdarzenia. W systemach ratownictwa medycznego, w których zanotowano skrócenie czasu od chwili zatrzymania krążenia do defibrylacji wykonywanej przez przeszkolonych świadków zdarzenia, zanotowano znaczną poprawę wskaźnika przeżyć do wypisu ze szpitala [21-23], w niektórych przypadkach nawet do 75%, jeżeli defibrylację wykonywano w ciągu 3 minut od chwili utraty przytomności.

Jeżeli natomiast świadkowie zdarzenia podejmą RKO, tempo obniżania szans na przeżycie jest wolniejsze i waha się od 3% do 4% na każdą minutę od chwili utraty przytomności do defibrylacji [18-20]. RKO wykonywane przez świadków zdarzenia może podwoić [18, 19, 24] lub potroić [25] szanse przeżycia w przypadku zauważonego, pozaszpitalnego zatrzymania krążenia.

Wszystkie osoby spośród personelu medycznego, które mają obowiązek podjęcia RKO, powinny być szkolone, wyposażone i zachęcane do podejmowania defibrylacji i RKO. Należy zapewnić możliwość wczesnej defibrylacji w szpitalach, placówkach ochrony zdrowia i miejscach publicznych, które gromadzą dużą liczbę osób (lotniska, dworce, centra handlowe) poprzez zaopatrzenie ich w AED (fot. 5) i szkolenie społeczeństwa w tym zakresie z naciskiem na określone grupy zawodowe (strażacy, policjanci, ochrona supermarketów, nauczyciele) – program powszedniego dostępu do defibrylacji.



Fot. 5 Publiczny dostęp do defibrylatorów w krajach Europy Zach

Praktyczne postępowanie z defibrylatorem

Zgodnie z wytycznymi Europejskiej Rady Resuscytacji należy zwrócić uwagę na bezpieczne użycie tlenu podczas defibrylacji, gdyż w atmosferze wzbogaconej tlenem iskrzenie wskutek niedokładnego przyłożenia łyżek może stać się przyczyną zapłonu [26, 27]. Istnieją doniesienia o pożarach wywołanych w ten właśnie sposób, a większość z nich skończyła się poważnym poparzeniem. Aby tego uniknąć, należy zdjąć pacjentowi maskę/wąsy tlenowe i oddalić się od pacjenta przynajmniej na odległość 1 metra. Worek samorozprężalny, jeśli jest podłączony do rurki intubacyjnej lub innych przyrządów (LMA, Combitube, rurki krtaniowej), można alternatywnie pozostawić lub oddalić. Jeśli pacjent jest podłączony do respiratora, należy zostawić zamknięty układ oddechowy respiratora podłączony do rurki intubacyjnej. Jednakże jeśli praca respiratora byłaby niewydolna, należy pacjenta podłączyć do worka samorozprężalnego, postępowanie z którym opisano powyżej. Należy też zminimalizować ryzyko iskrzenia przez odpowiednie przyłożenie łyżek. Mniej prawdopodobne jest powstanie iskry z użyciem elektrod samoprzylepnych.

Optymalna technika defibrylacji ma na celu dostarczenie prądu do mięśnia sercowego objętego migotaniem, w czasie gdy impedancja klatki piersiowej jest minimalna. Impedancja klatki piersiowej znacząco waha się w zależności od masy ciała i wynosi około 70-80 u dorosłych [7, 28]. Aby uzyskać minimalną impedancję klatki piersiowej, należy:

- Usunąć owłosienie z klatki piersiowej – włosy powodują „uwięzienie” pod elektrodą większej ilości powietrza, co powoduje niedostateczny kontakt elektrody ze skórą, zwiększając impedancję i redukując skuteczność defibrylacji. Należy jednak pamiętać, że jeśli golarka nie jest dostępna, nie należy opóźniać defibrylacji.
- Za pomocą łyżek mocno je przycisnąć do ściany klatki piersiowej, w celu zredukowania impedancji klatki piersiowej – optymalna siła przyłożenia to 8 kg u osób dorosłych i 5 kg u dzieci w wieku 1-8 lat; dlatego istotne jest, że taką siłę mogą wygenerować zwykle najsilniejsi członkowie zespołu i w związku z tym to oni powinni obsługiwać defibrylator.
- Odpowiednio zlokalizować elektrody, przy czym ułożenie elektrod może się różnić w zależności od rodzaju arytmii (komorowe lub przedsionkowe). W przypadku arytmii komorowych należy ułożyć elektrody (zarówno klasyczne łyżki, jak i elektrody samoprzylepne) typowo: mostek–koniuszek. Prawa (mostkowa) elektroda jest umieszczana po prawej stronie mostka poniżej obojczyka, a koniuszkowa w linii środkowo-pachowej, w przybliżeniu na wysokości odprowadzenia V6 EKG lub kobiecej piersi, ale nie nad tkanką gruczołu piersiowego. Nie ma znaczenia, która elektroda (koniuszek–mostek) znajdzie się w jakiej pozycji. Stwierdzono, że elektroda koniuszkowa ma mniejszą impedancję, gdy ułożona jest równoległe do długiej osi ciała, niż gdy ułożona jest poprzecznie [29]. Możliwe są inne alternatywne ułożenia elektrod:
 1. obie elektrody na bocznych ścianach klatki piersiowej, po prawej i lewej stronie, w linii środkowo-pachowej,
 2. jedna elektroda w standardowej koniuszkowej pozycji, a druga po prawej lub lewej stronie na plecach, w górnej ich części,
 3. jedna elektroda z przodu w lewej okolicy przedsercowej, druga elektroda z tyłu w stosunku do serca, tuż poniżej lewej łopatki.
- Ponieważ lewy przedsionek jest położony z tyłu klatki piersiowej, zewnętrzna kardiowersja, wykonywana w przypadku migotania przedsionków, według większości doniesień, z zastosowaniem przednio-tylnego ułożenia elektrod, może być bardziej efektywna [30, 31, 32]. Skuteczność kardiowersji w mniejszym stopniu zależy od sposobu ułożenia elektrod w przypadku użycia energii dwufazowej z kompensacją impedancji [33].
- Jeżeli jest to możliwe, defibrylacja powinna być wykonana w końcowej fazie wydechu. Impedancja klatki piersiowej zmienia się w trakcie oddychania i osiąga najmniejsze wartości na końcu wydechu.
- Dodatkowo ciśnienie końcowowydechowe (PEEP) zwiększa impedancję i powinno być zminimalizowane w trakcie defibrylacji. Auto-PEEP bywa szczególnie wysoki w astmie, dlatego też w tych przypadkach konieczne może się okazać użycie większych niż zwykle energii defibrylacji [34].
- Zaleca się, aby suma powierzchni obu elektrod była nie mniejsza niż 150 cm² [18, 35], dlatego też do defibrylacji u dorosłych używa się z dobrym skutkiem tak elektrod klasycznych, jak i samoprzylepnych o średnicy 8-12 cm. Standardowy AED może być używany dla dzieci powyżej 8. roku życia. U dzieci młodszych należy używać elektrod pediatrycznych (nie używa się AED u niemowląt poniżej 1. roku życia).
- Podkładki żelowe pod elektrody klasyczne są preferowane w stosunku do żelu, ze względu na możliwość jego rozlania między łyżkami, co może prowadzić do powstania łuku elektrycznego i poparzeń. Stosowanie łyżek defibrylatora bez żelu jest niedopuszczalne, ponieważ zwiększa impedancję i może prowadzić do poparzeń skóry. Nie należy używać żelu medycznego o niskim przewodnictwie (np. żel do USG).
- Wytyczne ERC 2000 rekomendowały natychmiastową defibrylację wszystkich rytmów, które tego wymagały, natomiast aktualne wytyczne ERC 2005 zalecają okres 1,5-3 minut RKO w zewnątrzszpitalnym zatrzymaniu krążenia trwającym ponad 5 min. W wewnątrzszpitalnym NZK wykonanie defibrylacji zalecane jest jak najszybciej.
- Zgodnie z zaleceniami ERC 2005 wykonuje się jedną defibrylację w przeciwieństwie do 3 defibrylacji, zgodnie z wytycznymi ERC 2000, a to ze względu na znaczenie wczesnego i nieprzerwanego uciskania klatki piersiowej. Dlatego też natychmiast po pojedynczym wyładowaniu należy rozpocząć RKO, nie oceniając uprzednio rytmu ani nie badając tętna (30 uciśnień: 2 wentylacje) i prowadzić ją około 2 minut, zanim wykona się kolejne wyładowanie (jeśli to wskazane). Tuż przed kolejną defibrylacją dokonuje się badania tętna i analizy rytmu. Nawet jeśli defibrylacja jest skuteczna w przywróceniu rytmu, który może dać tętno, bardzo rzadko jest ono badalne zaraz po defibrylacji, a czas stracony na próby wybadania tętna stanowi kolejne zagrożenie dla mięśnia sercowego, o ile nie został przywrócony rytm z perfuzją [36]. ■

Literatura

- J.L. Prevost, F. Battelli: *La Mort Par Les Décharges Électriques*, Journ. de Physiol., vol. 1, 1899, s. 1085-1100.
- J.C. Wiggers: *The Mechanism and Nature of Ventricular Fibrillation*, Am. Heart Journal, vol. 20, 1940, s. 399-412.
- C.S. Beck, W.H. Pritchard, H.S. Feil: *Ventricular fibrillation of long duration abolished by electric shock*, Jour. Amer. Med. Assoc., vol. 135, 1947, s. 985.
- G.H. Bardy, B.E. Gliner, P.J. Kudenchuk, L.E. Poole: *Truncated biphasic impulses for transthoracic defibrillation*, Circulation, vol. 91, 1995, s. 1768-1774.
- M. Nowicki: *Współczesne osiągnięcia w defibrylatorach zewnętrznym*, Menedżer Zdrowia, vol. 3, 2003, s. 82-84.
- M. Piotrowski: *Przegląd defibrylatorów*, Ogólnopol. Przegl. Med., vol. 9(10), 2004, s. 15-17.
- R.E. Kerber, C. Kouba, J. Martins i in.: *Advance prediction of transthoracic impedance in human defibrillation and cardioversion: importance of impedance in determining the success of low-energy shocks*, Circulation, vol. 70, 1984, s. 303-308.
- J.A. Joglar, D.J. Kessler, P.J. Welch i in.: *Effects of repeated electrical defibrillations on cardiac troponin I levels*, Am J Cardiol, vol. 38, 1999, s. 270-272.
- A.P. van Alem, F.W. Chapman, P. Lank, A.A. Hart, R.W. Koster: *A prospective, randomised and blinded comparison of first shock success of monophasic and biphasic waveforms in out-of-hospital cardiac arrest*, Resuscitation, vol. 58, 2003, s. 17-24.
- J. Carpenter, T.D. Rea, J.A. Murray, P.J. Kudenchuk, M.S. Eisenberg: *Defibrillation waveform and post-shock rhythm in out-of-hospital ventricular fibrillation cardiac arrest*, Resuscitation, vol. 59, 2003, s. 189-196.
- L.J. Morrison, P. Dorian, J. Long i in.: *Out-of-hospital cardiac arrest rectilinear biphasic to monophasic damped sine defibrillation waveforms with advanced life support intervention trial (ORBIT)*, Resuscitation, vol. 66, 2005, s. 149-157.
- R.E. Kerber, J.B. Martins, M.G. Kienzle i in.: *Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment*, Circulation, vol. 77, 1988, s. 1038-1046.
- R.W. Koster, P. Dorian, F.W. Chapman, P.W. Schmitt, S.G. O'Grady, R.G. Walker: *A randomized trial comparing monophasic and biphasic waveform shocks for external cardioversion of atrial fibrillation*, Am Heart J, vol. 147, 2004, s. e20.
- P.R. Martens, J.K. Russell, B. Wolcke i in.: *Optimal Response to Cardiac Arrest study: defibrillation waveform effects*, Resuscitation, vol. 49, 2001, s. 233-43.
- W.D. Weaver, L.A. Cobb, M.K. Copass, A.P. Hallstrom: *Ventricular defibrillation: a comparative trial using 175-J and 320-J shocks*, N Engl J Med, vol. 307, 1982, s. 1101-1106.
- B.E. Gliner, D.B. Jorgenson, J.E. Poole i in.: *Treatment of out-of-hospital cardiac arrest with a low-energy impedance-compensating biphasic waveform automatic external defibrillator. The LIFE Investigators*, Biomed Instrum Technol, vol. 32, 1998, s. 631-644.
- R.D. White, T.H. Blackwell, J.K. Russell, D.E. Snyder, D.B. Jorgenson: *Transthoracic impedance does not affect defibrillation, resuscitation or survival in patients with out-of-hospital cardiac arrest treated with a non-escalating biphasic waveform defibrillator*, Resuscitation, vol. 64, 2005, s. 63-69.
- M.P. Larsen, M.S. Eisenberg, R.O. Cummins, A.P. Hallstrom: *Predicting survival from out-of-hospital cardiac arrest: a graphic model*, Ann Emerg Med, vol. 22, 1993, s. 1652-1658.
- T.D. Valenzuela, D.J. Roe, S. Cretin, D.W. Spaite, M.P. Larsen: *Estimating effectiveness of cardiac arrest interventions: a logistic regression survival model*, Circulation, vol. 96, 1997, s. 3308-3313.
- R.A. Waalewijn, R. De Vos, J.G.P. Tijssen, R.W. Koster: *Survival models for out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation from the perspectives of the bystander, the first responder, and the paramedic*, Resuscitation, vol. 51, 2001, s. 113-122.
- R.J. Myerburg, J. Fenster, M. Velez i in.: *Impact of community-wide-police car deployment of automated external defibrillators on survival from out-of-hospital cardiac arrest*, Circulation, vol. 106, 2002, s. 1058-1064.
- A. Capucci, D. Aschieri, M.F. Piepoli, G.H. Bardy, E. Iconomu, M. Arvedi: *Tripling survival from sudden cardiac arrest via early defibrillation without traditional education in cardiopulmonary resuscitation*, Circulation, vol. 106, 2002, s. 1065-1070.
- A.P. van Alem, R.H. Vrenken, R. de Vos, J.G. Tijssen, R.W. Koster: *Use of automated external defibrillator by first responders in out of hospital cardiac arrest: prospective controlled trial*, BMJ, vol. 327, 2003, s. 1312.
- R.A. Swor, R.E. Jackson, M. Cynar i in.: *Bystander CPR, ventricular fibrillation, and survival in witnessed, unmonitored out-of-hospital cardiac arrest*, Ann Emerg Med, vol. 25, 1995, s. 780-784.
- M. Holmberg, S. Holmberg, J. Herlitz: *Effect of bystander cardiopulmonary resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest patients in Sweden*, Resuscitation, vol. 47, 2000, s. 59-70.
- P.H. Miller: *Potential fire hazard in defibrillation*, JAMA, vol. 221, 1972, s. 192.
- RS Hummel III, J.P. Ornato, S.M. Weinberg, A.M. Clarke: *Spark-generating properties of electrode gels used during defibrillation. A potential fire hazard*, JAMA, vol. 260, 1988, s. 3021-3024.
- R.E. Kerber, J. Grayzel, R. Hoyt, M. Marcus, J. Kennedy: *Transthoracic resistance in human defibrillation. Influence of body weight, chest size, serial shocks, paddle size and paddle contact pressure*, Circulation, vol. 63, 1981, s. 676-682.
- C.D. Deakin, D.M. Sado, G.W. Petley, F. Clewlow: *Is the orientation of the apical defibrillation paddle of importance during manual external defibrillation?*, Resuscitation, vol. 56, 2003, s. 15-18.
- P. Kirchhof, M. Borggrefe, G. Breithardt: *Effect of electrode position on the outcome of cardioversion*, Card Electrophysiol Rev, vol. 7, 2003, s. 292-296.
- P. Kirchhof, L. Eckardt, P. Loh i in.: *Anterior-posterior versus anterior-lateral electrode positions for external cardioversion of atrial fibrillation: a randomised trial*, Lancet, vol. 360, 2002, s. 1275-1279.
- G.L. Botto, A. Politi, W. Bonini, T. Broffoni, R. Bonatti: *External cardioversion of atrial fibrillation: role of paddle position on technical efficacy and energy requirements*, Heart, vol. 82, 1999, s. 726-730.
- S.J. Walsh, D. McCarty, A.J. McClelland, i in.: *Impedance compensated biphasic waveforms for transthoracic cardioversion of atrial fibrillation: a multi-centre comparison of antero-apical and antero-posterior pad positions*, Eur Heart J, 2005.
- C.D. Deakin, R.M. McLaren, G.W. Petley, F. Clewlow, M.J. Dalrymple-Hay: *Effects of positive end-expiratory pressure on transthoracic impedance-implications for defibrillation*, Resuscitation, vol. 37, 1998, s. 9-12.
- American National Standard: *Automatic External Defibrillators and Remote Controlled Defibrillators (DF39)*. Arlington, Virginia: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1993.
- A.P. van Alem, B.T. Sanou, R.W. Koster: *Interruption of cardiopulmonary resuscitation with the use of the automated external defibrillator in out-of-hospital cardiac arrest*, Ann Emerg Med, vol. 42, 2003, s. 449-457.

Marcin Wieczorski¹, Edyta Stodółkiewicz²

¹Szpitalny Oddział Ratunkowy Samodzielnego Publicznego Szpitala Klinicznego nr 4 w Lublinie ul. Jaczewskiego 8, 20-954 Lublin
mwieczorski@spsk4.lublin.pl

²Klinika Kardiologii Uniwersytetu Medycznego w Lublinie ul. Jaczewskiego 8, 20-954 Lublin edytastod@yahoo.com