

# Elektrická kardioverze a defibrilace

Pavel Marcián<sup>1</sup>, Bronislav Klementa<sup>2</sup>, Olga Klementová<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Kardiologická klinika, LF UP a FN Olomouc

<sup>2</sup>Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní péče, LF UP a FN Olomouc

Elektrická kardioverze a defibrilace jsou výkony mající z větší části společnou techniku provedení a způsob, kterým se snaží dosáhnout sinusového rytmu. Liší se zejména v časovém horizontu, do kterého je výkon třeba provést. Zatímco elektrická kardioverze je zpravidla výkon plánovaný (často i několik týdnů), je defibrilace výkon ryze urgentní s nutností provedení do několika minut od vzniku maligní arytmie. Obě metody si našly pevné místo v intenzivní péči o nemocné s různými typy tachyarytmií a tvoří nedílnou součást doporučených postupů v kardiopulmonální resuscitaci.

**Klíčová slova:** elektrická kardioverze, defibrilace, resuscitace, monofázický výboj, bifázický výboj.

## Electrical cardioversion and defibrillation

Electrical cardioversion and defibrillation are procedures sharing, to a great degree, the method of performance and the technique by which to restore sinus rhythm. They mainly differ in the time period within which the procedure must be carried out. While electrical cardioversion is typically a planned procedure (often in terms of weeks), defibrillation is strictly an emergency procedure which must be performed within minutes of the onset of malignant arrhythmia. Both methods have found a firm place in intensive care of patients with various types of tachyarrhythmias and are an integral part of guidelines on cardiopulmonary resuscitation.

**Key words:** electrical cardioversion, defibrillation, resuscitation, monophasic shock, biphasic shock.

Interv Akut Kardiol 2011; 10(1): 24–29

## Historie elektrické kardioverze a defibrilace

První snahy obnovit srdeční činnost se datují na konec 19. a začátek 20. století, kdy došlo k objevu elektrické aktivity myokardu a rozvoji elektrokardiografie. První úspěšná elektrická defibrilace byla popsána v roce 1947, kdy hrudní chirurg Claude Beck použil defibrilaci výbojem střídavého proudu k resuscitaci čtrnáctiletého chlapce s fibrilací komor. V 60. letech 20. století pak byly vyvinuty první externí defibrilátory.

Výzkum defibrilace srdce v Československé republice je spjat se jménem doc. MUDr. Bohumila Pelešky, DrSc. V Ústavu klinické a experimentální chirurgie (ÚKECH) v Krči doc. Peleška vyvinul model testování účinnosti a neškodnosti defibrilačního impulsu na psech. Laboratorní pokusy probíhaly v celkové anestezii po uměle vyvolané fibrilaci srdečních komor proudem ze sítě (50 Hz). Doc. Peleška provedl se svým týmem pokusy na stovkách psů a vyhodnotil účinnost a neškodnost tisíce výbojů. Peleška „roztáhl“ kondenzátorový impuls zařazením elektrické indukce do okruhu. Indukční cívka energii během výboje stíradala a po jeho ukončení ji vydávala zpět v opačné polaritě. Tak vznikl „Peleškův“ defibrilační výboj (obrázek 1). Tento výboj měl podle Pelešky všechna „P“. Proud nabíhá pomalu obloukem, impuls je protažený a přechází do druhé fáze v téměř ideálním poměru obou fází.

Závěry pokusů shrnul do několika „Peleškových zákonů defibrilace“, které platí dodnes:

1. optimální defibrilační impuls vyvolá nejmenší funkční a morfologické poškození srdce při nejmenším prahovém napětí, nejmenším proudu a množství elektrické energie, která je ale určující pro úspěšnost defibrilace
2. nejdůležitějším parametrem určujícím optimální impuls je doba jeho trvání od 10 do 16 ms; během ní se musí uvést do absolutní refrakterní fáze všechna srdeční vlákna, především ta, v nichž začíná repolarizace (relativní supernormalita); ono kritické údobí srdečního cyklu trvá 12–15 ms a kryje se s dobou trvání defibrilačního impulsu

Dále doc. Peleška prokázal obecně známou závislost mezi délkou stimulačního impulsu a stimulačním prahem také pro závislost mezi délkou defibrilačního impulsu a defibrilačním prahem.

Díky výzkumu doc. Pelešky byl vyvinut první zevní univerzální defibrilátor PREMA, který byl oceněn Grand Prix na světové výstavě v Bruselu v roce 1958 (obrázek 2).

Doc. Peleška shrnul výsledky v doktorské dizertaci z roku 1963 a publikoval své výsledky v řadě prací. Z nich nejdůležitější jsou publikace v časopise *Circ. Res* z roku 1963 a 1965 (1, 2). Posléze založil Výzkumný Ústav Elektroniky a modelování v lékařství (VÚEML), kde byly vy-

vinuty první české defibrilátory včetně přenosných, určených pro záchranou službu. Přenosný defibrilátor BPD 12 byl později vyráběn v podniku CHIRANA. Přístroje vyrobenými ve VÚEML a v CHIRANĚ byly v šedesátých a sedmdesátých letech úspěšně léčeny stovky nemocných.

## Definice pojmů

**Elektrická kardioverze** – podání elektrického výboje synchronizovaného s vlnou R o nastavené velikosti proudu se snahou v krátkém časovém intervalu terminovat mnohočetné reentry okruhy v síních a znovunastolit sinusový rytmus. Nejčastějšími tachyarytmiemi, které jsou indikovány k elektrické kardioverzi, je fibrilace síní (FS), dále flutter síní a jiné supraventrikulární tachyarytmie, případně hemodynamicky nevýznamná setrvalá monomorfní komorová tachykardie.

**Defibrilace** – podání elektrického výboje o nastavené velikosti proudu s cílem dosáhnout synchronizované depolarizace co největšího množství myocytů a zrušit tak maligní arytmii. Nejčastější indikací k defibrilaci bývá fibrilace komor, dále flutter komor či setrvalá polymorfní komorová tachykardie.

U obou výkonů prochází v průběhu několika milisekund přes hrudník elektrický proud o hodnotě až několika desítek ampérů a v závislosti na fázi kardiomyocytu způsobí jeho depolarizaci a nebo hyperpolarizaci. Úspěšnost podaného výboje je dána velikostí proudu procházejícího přes

myokard. Tato hodnota je ovlivněna nastavením přístroje a hodnotou impedance hrudníku.

Pozn.: Setrvalá komorová tachykardie je definována jako komorová tachykardie trvající déle než 30 s a nebo vedoucí k oběhové zástavě v čase kratším. Jako flutter komor je označována setrvalá komorová tachykardie s morfologií tvaru sinusoidy s frekvencí nad 250/min (3).

## Fyzikální principy elektrické kardioverze a defibrilace

Intenzita defibrilačního výboje je výrobcí běžně udávána v joulech (J), což je jednotka energie. Je třeba si ovšem uvědomit, že zásadní pro úspěšnou elektrickou kardioverzi/defibrilaci není hodnota nastavené energie, ale velikost elektrického proudu procházejícího myokardem udávaného v ampérech (A). Vztah mezi velikostí proudu a energií je dán rovnicí:

$$E = I \times U \times t$$

- ( $E$  je energie v J,  $I$  hodnota proudu v A,  $U$  napětí ve voltech (V) a  $t$  čas udávaný v sekundách).

Velikost defibrilačního proudu, jehož hodnota je pro výsledek kardioverze rozhodující, je ovlivněna hodnotou impedance (elektrického odporu) hrudníku a je ve vztahu podle Ohmova zákona:

$$I = U/R$$

- ( $R$  je impedance v ohmech)

Při externí elektrické kardioverzi/defibrilaci musí proud překonat odpor hrudníku (impedanci) nemocného, který se u každého jedince liší. Její hodnota se průměrně pohybuje mezi 70–90 ohmy, ale může kolísat v širokém rozmezí od 25 do 180 ohmů (4, 5). Se zvyšující se hodnotou impedance klesá hodnota elektrického proudu procházejícího myokardem a tím i šance na úspěch podaného výboje. Hodnota impedance je relativně jednoduše ovlivnitelná tlakem defibrilačních pádel na hrudník, použitím gelových lepicích elektrod, polohou elektrod a jejich velikostí, případně oholením ochlupení hrudníku (6).

## Typy výbojů

V průběhu výboje defibrilátorů se měnil typ podávaného výboje. Základní charakteristikou defibrilátorů zůstává průběh elektrického proudu v čase, který podmiňuje tvar defibrilační křivky.

## Monofázický výboj

U monofázických defibrilátorů je používán buď sinusoidální a nebo exponenciální průběh defibrilačního proudu s různou modifikací křivky

**Obrázek 1.** Oscilogram prahového defibrilačního impulsu – kondenzátorový impuls vedený přes indukci

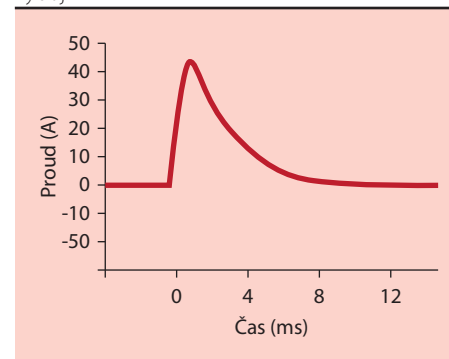


**Obrázek 2.** Univerzální defibrilátor PREMA (Peleška-Jelínek)

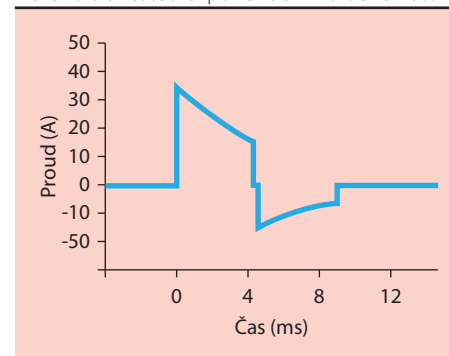


a časového průběhu dle výrobce (obrázek 3). Proud prochází přes myokard pouze jedním směrem (zpravidla od apikální ke sternální elektrodě), jeho maximální hodnota dosahuje několika desítek ampér a je závislá od nastavení energie výboje na defibrilátoru a impedance hrudníku nemocného. Efektivita monofázického výboje při elektrické kardioverzi se pohybuje v širokém rozmezí 70–90% (7–9). Protokol podání jednotlivých výbojů závisí na zvyklostech pracoviště, ale běžně je užíván protokol s počáteční energií 100 J s eskalací na 200 J a 360 J. Některá doporučení uvádějí, že hodnota 100 J se jeví jako málo efektivní a doporučují počáteční výboj o energii 200 J (10). V případě defibrilace maligní komorové arytmie je doporučeno podat jeden výboj o energii 360 J a pokračovat 2 minuty v kardiopulmonální resuscitaci. Pokud by byla i nadále indikace k podání defibrilační-

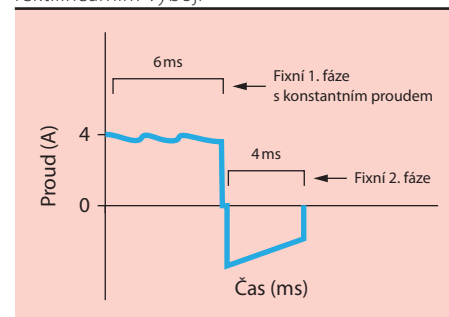
**Obrázek 3.** Průběh proudu při monofázickém výboji



**Obrázek 4.** Znázornění průběhu proudu u bifázického truncated exponenciálního defibrilátoru



**Obrázek 5.** Průběh proudu při bifázickém rektilineárním výboji



ho výboje, je jejich energie vždy na maximální úrovni (zpravidla 360 J) (11).

## Bifázický výboj

U bifázických defibrilátorů je použit exponenciální průběh křivky s různou modifikací tvaru dle výrobce (např. rektilineární průběh první fáze, či různá časová prodleva). Defibrilátor může být také vybaven kompenzací impedance hrudníku pacienta. Trvání jednotlivých fází se může u různých modelů lišit, poměrně často je využíván poměr 60:40%, s určitou krátkou časovou mezerou (time gap) mezi jednotlivými fázemi. V současnosti jsou většinou používány defibrilátory s bifázickým truncated exponenciálním (BTE) výbojem – neboli komolým exponenciálním výbojem (obrázek 4) nebo defibrilátory s bifázickým rektilineárním výbojem (BR). Pojem „rektilineární“ (přímočarý) se vztahuje k průběhu

první fáze s charakteristickým průběhem defibrilačního proudu (obrázek 5).

Na rozdíl od monofázických prochází u bifázických defibrilátorů proud přes myokard oběma směry ve dvou fázích. Jeho maximální hodnota dosahuje několikanásobně méně než u monofázických defibrilátorů a závisí stejně jako u monofázických defibrilátorů na nastavení energie výboje na defibrilátoru a impedanci hrudníku nemocného. Efektivita bifázického výboje je udávána mezi 93–95 % (8, 12).

V eskalaci energie jednotlivých výbojů použitých k elektrické externí kardioverzi existují mezi jednotlivými pracovišti velké rozdíly dané mimo jiné i tím, že i výrobci jednotlivých defibrilátorů mají různé možnosti nastavení maximálně podané energie a každý výrobce má patentovaný rozdílný tvar křivky defibrilačního proudu. Mnoho pracovišť začíná s prvním výbojem na 50 J a postupně eskaluje přes 100–150 J do 200–360 J. Maximální podaná energie je závislá na výrobci, kdy některé typy defibrilátorů mají maximální možnou energii 200 J a jiné až 360 J. U většiny moderních bifázických defibrilátorů je automatická kompenzace impedance hrudníku nemocného s nastavením hodnoty proudu a adaptace tvaru bifázické proudové křivky. Dle našich zkušeností s elektrickou kardioverzí bifázickým rektilineárním výbojem je vhodné použití protokolu s eskalací výbojů 70–120–200 J (13).

V případě defibrilace maligní komorové arytmie je doporučeno podat jeden výboj o energii 150–360 J a pokračovat 2 minuty v kardiopulmonální resuscitaci.

### Trifázický a kvadrifázický výboj

V experimentu byla ověřována efektivita trifázický a kvadrifázický probíhajícího defibrilačního proudu s cílem dosažení větší efektivity při menší hodnotě podaného proudu. Vždy šlo o laboratorní testování a do praxe doposud takové defibrilátory uvedeny nebyly (14–16).

### Elektrická kardioverze

Pro skupinu vysoce symptomatických, mladších a urgentních nemocných je elektrická kardioverze FS na SR stále nejúčinnější a nejrychlejší metodou verze fibrilace síní na sinusový rytmus. K těmto indikacím nově přibyla indikace k elektrické kardioverzi FS u nemocných s implantovaným biventrikulárním stimulátorem nebo defibrilátorem, kdy důvodem ke kardioverzi je nutnost vyloučit vlastní stahy nemocného a zajistit tak maximum biventrikulárně stimulovaných stahů (17). Provedení elektrické

**Obrázek 6.** Anterolaterální pozice defibrilačních elektrod (pádel)



kardioverze je kontraindikováno u pacientů s hypokalemií a nebo intoxikací digitalisem (5).

### Technika provedení externí elektrické kardioverze

Každý nemocný před elektrickou kardioverzí (intrakardiální i externí) musí mít podepsán informovaný souhlas s výkonem (v souladu se standardy jednotlivých pracovišť) a musí absolvovat fyzikální vyšetření. Předpokladem k provedení výkonu jsou normální laboratorní hodnoty minerálů (především kalia a magnézia) a dále hodnota INR v účinném rozmezí 2–3 po dobu minimálně 3 týdnů u nemocných s délkou trvání paroxysmu FS více než 48 hodin. Kardioverze je prováděna v podmínkách zázemí jednotky intenzivní péče popř. zákrovového sálku s příslušnou výbavou (pomůcky pro resuscitaci, možnost monitorace EKG, saturace O<sub>2</sub>, krevního tlaku, rozvod O<sub>2</sub>, odsávačka) s personálním obsazením minimálně jednoho lékaře a dvou sester s patřičným vzděláním a způsobilostí k provádění tohoto výkonu. Pacient má před výkonem zajištěn periferní žilní vstup kanylou, je napojen nalepenými elektrodami na EKG monitor popř. defibrilátor s možností monitorace a záznamu, má napojeno saturační čidlo O<sub>2</sub> a manžetu na měření krevního tlaku. Po výkonu je pacient monitorován minimálně 2 hodiny, pak je v případě ambulantního výkonu možné jeho propuštění do domácí péče s podmínkou zákazu řízení motorových vozidel na 24 hodin a stejně tak i zákazu provádění právních úkonů.

**Celková anestezie** během kardioverze je obvykle zajištěna intravenózním podáním

etomidatu v dávce 0,15–0,3 mg/kg hmotnosti nebo propofolu v dávce 2–2,5 mg/kg hmotnosti, méně často thiopentalu 4–7 mg/kg hmotnosti, většinou kombinované s analgetikem opiátového typu (fentanyl 0,1 mg, alfentanil 0,5 mg či jiný). Některá pracoviště preferují (zejména u intrakardiální elektrické kardioverze) provedení výkonu pouze v analgosedaci, kdy je k opioidu přidán midazolam 5 mg. Naše zkušenosti ovšem ukazují, že provedení elektrické kardioverze v krátkodobé celkové intravenózní anestezii je pro pacienta mnohem komfortnější a nepřináší vyšší riziko při dodržení všech doporučených postupů při provádění tohoto výkonu. Podání intravenózního anestetika zajišťuje anesteziolog či lékař se zkušenostmi v intenzivní péči.

Při externí elektrické kardioverzi jsou na hrudník přikládána pádla (defibrilační elektrody) defibrilátoru, popřípadě lepeny gelové elektrody, a to vždy ve standardních pozicích. Při nejčastější anterolaterální pozici je sternální pádlo přikládáno parasternálně vpravo do výše 2. a 3. mezižebří (pod pravou klíční kost) a apikální pádlo laterálně na levou stranu hrudníku na oblast srdečního hrotu (obrázek 6). Při méně časté pozici anteroposteriorní je sternální elektroda přiložena vlevo parasternálně nad srdce a apikální elektroda pak posteriorně pod levou lopatku tak, aby srdce bylo umístěno v prostoru přímo mezi elektrodami. Anteroposteriorní poloha elektrod oproti poloze anterolaterální nepřináší významnější výhody (naopak je méně „komfortnější“ pro personál), není zde statisticky významný rozdíl v úspěšnosti kardioverze na SR

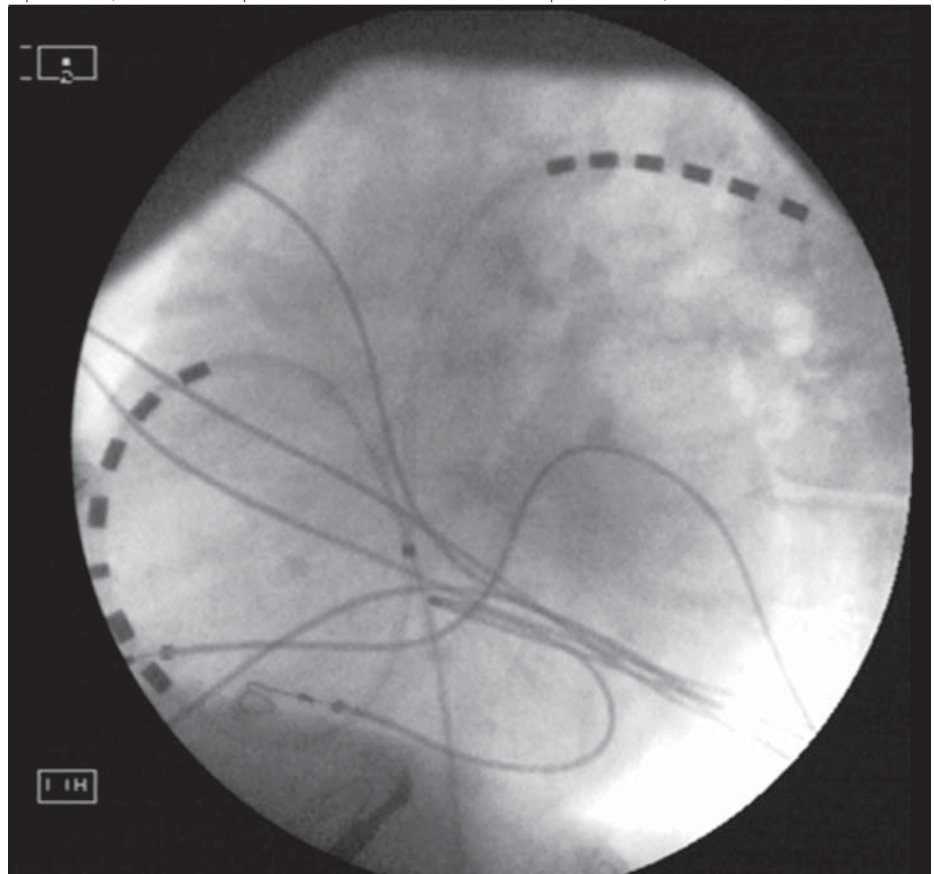
při použití bifázického výboje (18, 19) – studie s monofázickým výbojem byly kontroverzní (20–22) – a využití anteroposteriorní polohy tedy zůstává především u nemocných s implantovaným kardiostimulátorem nebo defibrilátorem.

Kontakt mezi elektrodami (pádlý) a hrudní stěnou je zajištěn prostřednictvím gelu (u gelových lepících elektrod není třeba, je již přímo nanesen na elektrodě), kvalitní kontakt zajistí ideální přestup proudu do hrudníku se zmenšením impedance hrudníku a současně minimalizací popálení kůže v místě kontaktu s elektrodou. Při použití manuálních pádel defibrilátoru je pak doporučeno zajištění dostatečného tlaku k dalšímu zmenšení přechodového odporu a tím celkové impedance hrudníku (6). Každý podaný výboj při elektrické kardioverzi je synchronizován s vlnou R dle EKG odečteného defibrilátorem z povrchových elektrod. Z historického hlediska je jistě zajímavé, že prvním českým defibrilátorem PREMA, který synchronizaci výboje neměl, byla provedena řada úspěšných externích elektrických kardioverzí bez vyvolání maligní arytmie. Příčinou byl pravděpodobně dostatečně velký proud výboje, který způsobil dokonalou depolarizaci všech myocytů a zabránil tak vzniku fibrilace komor mechanismem „R na T“. Tento postup se ovšem v praxi neujal.

### Technika provedení interní elektrické kardioverze

Interní (intrakardiální či transezofageální) elektrická kardioverze by měla být vzhledem k odstranění impedance hrudníku nemocného teoreticky účinnější než externí elektrická kardioverze. K jejímu provedení je třeba defibrilátoru s možností podání výboje o menší hodnotě energie než při externí elektrické kardioverzi (obvykle 5–15 J při bifázickém výboji). Při intrakardiální elektrické kardioverzi jsou zavedeny elektrody do koronárního sinu, ouška pravé síně a do hrotu pravé komory (tato slouží k synchronizaci výboje s kmitem R), alternativou je použití balonkového monokatétru se zavedeným distálním multipólem do hlavní větve arteria pulmonalis (optimálně do levé větve, kde je udávána vyšší úspěšnost oproti pravé (23)) a proximálním multipólem opřeným v pravé síni (obrázek 7). Efektivita intrakardiální elektrické kardioverze při použití bifázického výboje dosahuje až 100% při verzi na SR (24, 25), při transezofageální bifázické kardioverzi je efektivita verze na SR udávána až 97,7% (26). Vzhledem k invazivnímu přístupu a celkově náročnějšímu provedení výkonu oproti externí elektrické kardioverzi je provádění interní elektrické kardioverze omezeno jen na úzkou skupinu pacientů.

**Obrázek 7.** Pozice monokatétru v levé šikmé projekci při skioskopii (proximální multipól stočen v pravé síni, distální multipól umístěn do levé hlavní větve plicní arterie)



### Defibrilace

Defibrilace je emergentní výkon, jehož podstatou je zrušení život ohrožující maligní komorové arytmie (fibrilace komor, flutter komor a hemodynamicky významné setrvalé komorové tachykardie s bezvědomím) s cílem navození perfuzního rytmu – nejlépe sinusového.

### Technika provedení defibrilace

Vzhledem k charakteru výkonu – jde o emergentní záležitost prováděnou u nemocného v bezvědomí – je podpis informovaného souhlasu s výkonem jako v případě elektrické kardioverze neuskutečnitelný. Úspěch defibrilace kromě známých faktorů společných s elektrickou externí kardioverzí závisí zejména na čase podání výboje, respektive na délce trvání maligní arytmie. Je doporučováno podat výboj do 3 minut od vzniku srdeční zástavy pro maligní arytmii v případě nemocničního zařízení a do 5 minut kdekoli jinde. Současně je třeba mít dostupné běžné pomůcky pro resuscitaci (monitorace EKG, saturace O<sub>2</sub>, krevního tlaku, O<sub>2</sub> odsávačka, zajištění dýchacích cest, zajištění žilního vstupu, medikamenty). Optimální je podání defibrilačního výboje na konci expirace (27).

Celkovou anestezii během defibrilace není třeba medikamentózně navozovat vzhledem

k přítomnosti bezvědomí, ale je třeba se vždy o trvání bezvědomí ujistit. Některé komorové tachykardie mohou i při vysokých tepových frekvencích zajistit sice malý, ale dostatečný minutový srdeční výdej a pacient nemusí být zcela v bezvědomí. V tomto případě je třeba podat intravenózně anestetikum.

Při defibrilaci jsou na hrudník přikládána pádla (defibrilační elektrody) defibrilátoru, případně lepeny gelové elektrody ve stejných pozicích jako při elektrické externí kardioverzi. Kromě klasické anterolaterální pozice a méně užívané anteroposteriorní pozice existuje ještě možnost umístění defibrilačních elektrod laterálně vlevo a vpravo (biaxiální technika). Anteroposteriorní pozice defibrilačních elektrod by měla být použita v případě přítomnosti implantovaného kardiostimulátoru, biventrikulárního kardiostimulátoru či kardioverteru-defibrilátoru, jejichž systém (elektroda i vlastní přístroj) by mohl být podaným výbojem poškozen.

Je doporučováno podání pouze jednoho výboje při defibrilaci a pokračování v kardiopulmonální resuscitaci po dobu 2 minut a teprve potom zhodnotit EKG a pátrat po známkách oběhu a dle nálezů pak případně podat další (opět maximálně jeden) výboj. Tento postup (platný již od roku 2005) bohužel není dosud příliš zažitý a v praxi



Electrical therapies: Automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion and pacing. Resuscitation, 2010.

12. Ricard P, Levy S, Boccarda G, Lakhal E, Bardy G. External cardioversion of atrial fibrillation: comparison of biphasic vs monophasic waveform shocks. Europace 2001; 3: 96–99.
13. Marcián P, Lukl J, Zapletalová J. Úspěšnost externí elektrické kardioverze bifázickým rektilineárním výbojem u pacientů s fibrilací síní, vliv impedance hrudníku na akutní efektivitu kardioverze. Interv Akut Kardiol 2006; 5: 67–72.
14. Huang J, KenKnight BH, Rollins DL, Smith WM, Ideker RE. Ventricular defibrillation with triphasic waveforms. Circulation 2000; 101: 1324–1328.
15. Zhang Y, Ramabadrán RS, Boddicker KA, Bawaney I, Davies LR, Zimmerman MB, Wuthrich S, Jones JL, Kerber RE. Triphasic waveforms are superior to biphasic waveforms for transthoracic defibrillation: experimental studies. J Am Coll Cardiol 2003; 42: 568–575.
16. Zhang Y, Rhee B, Davies LR, Zimmerman MB, Snyder D, Jones JL, Kerber RE. Quadriphasic waveforms are superior to triphasic waveforms for transthoracic defibrillation in a cardiac arrest swine model with high impedance. Resuscitation 2006; 68: 251–258.
17. Lukl J. Fibrilace síní. 1. vydání. Grada Publishing, 2009: 272 s.
18. Brazdionyte J, Babarskiene RM, Stanaitiene G. Anterior-posterior versus anterior-lateral electrode position for biphasic cardioversion of atrial fibrillation. Medicina (Kaunas) 2006; 42: 994–998.
19. Walsh SJ, McCarty D, McClelland AJ, et al. 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; 26: 1298–1302.
20. Kirchhof P, Eckardt L, Loh P, et al. Anterior-posterior versus anterior-lateral electrode positions for external cardioversion of atrial fibrillation: a randomised trial. Lancet 2002; 360: 1275–1279.
21. Mathew TP, Moore A, McIntyre M, et al. Randomised comparison of electrode positions for cardioversion of atrial fibrillation. Heart 1999; 81: 576–579.
22. Alp NJ, Rahman S, Bell JA, Shahi M. Randomised comparison of antero-lateral versus antero-posterior paddle positions for DC cardioversion of persistent atrial fibrillation. Int J Cardiol 2000; 75: 211–216.
23. Schmieder S, Schneider MA, Karch MR, Schmitt C. Internal low energy cardioversion of atrial fibrillation using a single lead system: comparison of a left and right pulmonary artery catheter approach. Pacing Clin Electrophysiol 2001; 24: 1108–1112.
24. Boriani G, Biffi M, Camanini C, Luceri RM, Branzi A. Transvenous low energy internal cardioversion for atrial fibrillation: a review of clinical applications and future developments. Pacing Clin Electrophysiol 2001; 24: 99–107.
25. Levy S. Internal cardioversion. Is it needed? How best to perform it. Europace 2001; 3: 87–89.

26. Santini L, Magris B, Topa A, Gallagher MM, Forleo GB, Pappasileiou LP, Borzi M, Romeo F, Santini M. Outpatient oesophageal-precordial electrical cardioversion of atrial fibrillation: an effective and safe technique to restore sinus rhythm. J Cardiovasc Med (Hagerstown) 2007; 8: 488–493.

27. Deakin CD, Nolan JP. European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2005. Section 3. Electrical therapies: automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion and pacing. Resuscitation 2005; 67(Suppl 1): S25–37.

28. Táborský M, Kautzner J, Křivan L, et al. Zásady pro implantace kardiostimulátorů, implantabilních kardioverterů-defibrilátorů a systémů pro srdeční resynchronizační léčbu 2009. Cor Vasa 2009; 51.

*Článek přijat redakcí: 5. 10. 2010*

*Článek přijat po přepracování: 23. 11. 2010*

*Článek přijat k publikaci: 5. 12. 2010*

---

**MUDr. Pavel Marcián, Ph.D.**

Kardiologická klinika, LF UP a FN Olomouc

I. P. Pavlova 6, 775 20 Olomouc

pavelmarcian@post.cz

---