



Smernice pre resuscitáciu 2005

Európskej rady pre resuscitáciu

Sekcia 3. Elektrická liečba: Automatizované vonkajšie defibrilátory, defibrilácia, kardioverzia, kardiostimulácia

Charles D. Deakin, Jerry P. Nolan

Úvod

Táto kapitola predkladá návody pre defibriláciu s použitím automatizovaných vonkajších defibrilátorov (automated external defibrillators - AED) aj manuálnych defibrilátorov. Všetci zdravotníci pracovníci aj laickí záchrancovia môžu používať AED ako integrálnu zložku základnej resuscitácie (Basic Life Support - BLS). Manuálna defibrilácia sa používa ako časť rozšírenej resuscitácie (Advanced Life Support - ALS). Ďalej sú v tejto kapitole diskutované aj synchronizovaná kardioverzia a kardiostimulácia, ktoré sú ALS funkciami mnohých defibrilátorov.

Defibrilácia je prechod elektrického prúdu dostatočnej veľkosti, aby pri prechode cez myokard vyvolal depolarizáciu kritickej hmotnosti myokardu a umožnil obnovenie koordinovanej elektrickej aktivity. Defibrilácia je definovaná ako ukončenie fibrilácie alebo presnejšie chýbanie komorovej fibrilácie/komorovej tachykardie (ventricular fibrillation/ventricular tachycardia - VF/VT) v 5. sekunde po podaní výboja; avšak cieľom pokusu o defibriláciu je obnoviť spontánny obeh.

Technológia defibrilátorov rýchlo postupuje. Komunikácia AED so záchrancom pomocou hlasových nápodiev je v súčasnosti dobre vžitá a technológia v budúcnosti možno umožní, aby sa hlasovou nápodievou podávali špecifickejšie inštrukcie. Schopnosť defibrilátorov zhodnotiť rytmus pri prebiehajúcej KPR je potrebná na prevenciu nežiadúcich oneskorení pri KPR. Analýza EKG krivky môže tiež umožniť defibrilátoru vypočítať optimálny čas na podanie výboja.

Životne dôležité ohnisko v reťazi prežitia

Defibrilácia je kľúčovým ohniskom v reťazi prežitia a je jedným z mála zákrokov, o ktorých sa dokázalo, že zlepšujú výsledok po zastavení obehu (ZO)

z VF/VT. Predchádzajúce smernice vydané v r. 2000 správne zdôrazňovali dôležitosť včasnej defibrilácie s mini-málnym oneskorením.¹

Pravdepodobnosť úspešnej defibrilácie a následného prežitia s prepustením z nemocnice rýchlo klesá v závislosti od času^{2,3} a schopnosť poskytnutia včasnej defibrilácie je jedným z najdôležitejších faktorov v určovaní prežitia po ZO. Každú minútu, ktorá uplynie od ZO do defibrilácie, stúpa mortalita o 7-10% pri chýbaní vykonávania KPR okolostojacími.²⁻⁴ Systémy ZZS obyčajne nie sú schopné zabezpečiť defibriláciu tradične zasahujúcimi paramedikmi v priebehu prvých málo minút po tiesňovej výzve a v súčasnosti je široko rozšírená alternatíva využívajúca vycvičených laických záchrancov na podávanie rýchlej defibrilácie pomocou AED. Systémy ZZS, ktoré znížili čas do defibrilácie po ZO použitím vycvičených laických záchrancov, popisali veľké zlepšenie v prežívaní s prepustením z nemocnice,⁵⁻⁷ niekde až do 75%, ak sa defibrilácia podala do 3 minút od zastavenia.⁸ Táto koncepcia bola tiež rozšírená na nemocničné ZO, kde nelekársky personál je tiež trénovaný na defibriláciu s pomocou AED pred príchodom resuscitačného tímu. Ak sa vykonáva KPR okolostojacími, zníženie v prežívaní je postupné a má priemerne hodnoty 3-4% na minútu od zastavenia do defibrilácie.²⁻⁴ KPR okolostojacími môže zdvojnásobiť^{2,3,9} až ztrojnásobiť¹⁰ prežívanie pozorovaného ZO mimo nemocnice.

Všetci zdravotníci pracovníci s povinnosťou poskytovať KPR by mali byť trénovaní, vybavení a povzbudzovaní vykonávať defibriláciu a KPR. Včasná defibrilácia by mala byť dostupná vo všetkých nemocniciach, ambulatných zdravotníckych zariadeniach a verejných priestoroch, kde dochádza k zhromaždeniu väčšieho množstva ľudí (pozri Sekciu 2). Tí, ktorí sú trénovaní na použitie AED, by mali byť tiež trénovaní na poskytovanie aspoň stlačenia hrudníka pred príchodom ALS záchrancov, aby sa dosiahla optimalizácia účinnosti včasnej defibrilácie.

Automatizované externé defibrilátory

AED sú zdokonalené, spoľahlivé počítačové zariadenia, ktoré používajú hlasovú a vizuálnu nápo vedenie laických záchrancov a zdravotníckych pracovníkov pri pokuse o bezpečnú defibriláciu pri ZO. AED boli popísané ako „jednoducho najväčší pokrok v liečbe zastavenia obehu z VF od zavedenia KPR.“¹¹ Pokroky v technológii, obzvlášť pokiaľ ide o kapacitu batérií a softwar analýzy arytmií, umožnili masovú výrobu relatívne lacných, spoľahlivých a ľahko ovládateľných prenosných defibrilátorov.¹²⁻¹⁵ Používanie AED laickými a nezdravotníckymi záchrancami je diskutované v Sekcii 2.

Automatizovaná analýza rytmu

AED majú mikroprocesory, ktoré analyzujú niekoľko známk EKG vrátane frekvencie a amplitúdy. Niektoré AED sú programované, aby zachytili spontánny pohyb pacienta alebo iných. Vyvíjajúca sa technológia by mala čoskoro AED poskytnúť informácie o frekvencii a hĺbke stlačení hrudníka počas KPR, čo by mohlo zlepšiť vykonávanie BLS všetkými záchrancami.^{16,17}

AED boli extenzívne testované s pomocou súborov zaznamenaných srdcových rytmov a v mnohých pokusoch u dospelých^{18,19} aj u detí.^{20,21} Sú extrémne presné v analýze rytmu. Hoci AED nie sú navrhnuté na podávanie synchronizovaných výbojov, všetky AED odporúčajú výboje pre VT, ak frekvencia a morfológia vlny R presiahnu nastavené hodnoty.

Nemocničné použitie AED

Do času konania Consensus Conference 2005 neboli publikované randomizované štúdie porovnávajúce nemocničné použitie AED a manuálnych defibrilátorov. Dve štúdie nižšieho stupňa u dospelých s defibrilovateľným ZO v nemocnici ukázali vyššie hodnoty prežitia s prepustením z nemocnice, ak bola defibrilácia podávaná cez AED program, než keď bola podávaná samotnou manuálnou defibriláciou.^{22,23} Štúdia na fantóme ukázala, že použitie AED významne zvýšilo pravdepodobnosť podania troch výbojov, ale zvýšilo aj čas na podanie výbojov v porovnaní s manuálnym defibrilátorom.²⁴ Naopak, štúdia imitovaných ZO u simulovaných pacientov ukázala, že použitie monitorovacích zvodov a plne automatizovaných defibrilátorov znižovalo čas na defibriláciu v porovnaní s manuálnymi defibrilátormi.²⁵

K oneskorenej defibrilácii môže dôjsť, ak pacient utrpia ZO na nemonitorovaných lôžkach a v ambulatných zariadeniach. V týchto priestoroch môže prejsť niekoľko minút, kým sa dostaví resuscitačný tím s defibrilátorom a podá výboj.²⁶ Napriek obmedzeným dôkazom by sa malo o AED uvažovať v nemocničnom prostredí ako o spôsobe na uľahčenie podania včasnej defibrilácie (cieľ <3min od zastavenia), obzvlášť v priestoroch, kde

personál nemá žiadne skúsenosti so spoznaním rytmu alebo tam, kde používajú defibrilátor zriedkavo. Mal by byť tiež vypracovaný účinný systém pre cvičenie a precvičovanie. Mal by byť vycvičený taký počet pracovníkov, aby bol dostatočný na dosiahnutie cieľa poskytnúť prvý výboj v priebehu 3 minút od ZO kdekoľvek v nemocnici. Nemocnice by mali monitorovať interval od zastavenia po prvý výboj a výsledky resuscitácie.

Stratégie pred defibriláciou

Bezpečné použitie kyslíka počas defibrilácie

V atmosfére obohatenej kyslíkom môže iskrenie z nesprávne naložených defibrilačných elektród vyvolať požiar.²⁷⁻³² Je niekoľko správ o požiaroch spôsobených takýmto spôsobom a väčšina viedla k významným popáleninám pacienta. Riziko požiaru počas pokusu o defibriláciu môže byť minimalizované dodržiavaním nasledujúcich upozornení.

- Daj preč kyslíkovú masku alebo nosové okuliare a daj ich aspoň 1m od hrudníka pacienta.
- Nechaj dýchací vak pripojený na tracheálnu rúrku alebo inú pomôcku na priechodnosť dýchacích ciest. Alternatívne odpoj zariadenie vak-chlopňa z tracheálnej rúrky (alebo inej pomôcky, napr. laryngeálnej masky, kombirúrky, alebo laryngeálnej rúrky) a daj ho aspoň na 1m od hrudníka pacienta počas defibrilácie.
- Ak je pacient napojený na ventilátor, napr. na operačnej sále alebo na OAIM, nechaj hadice ventilátora (dýchací okruh) napojené na tracheálnu rúrku, pokiaľ stlačenia hrudníka nezabraňujú ventilátoru podávať dostatočné dychové objemy. V tomto prípade je ventilátor zvyčajne nahradený dýchacím vakom, ktorý samotný môže byť ponechaný pripojený alebo odpojený a odložený do vzdialenosti najmenej 1m. Ak sú hadice ventilátora odpojené, presvedč sa, že sú umiestnené minimálne 1m od pacienta alebo, ešte lepšie, vypni ventilátor; moderné ventilátory podávajú veľké prietoky kyslíka, ak sú rozpojené. Počas normálneho použitia, ak je okruh napojený na tracheálnu rúrku, kyslík z ventilátora na OAIM bude odventilovaný z hlavného telesa ventilátora dostatočne ďaleko od zóny defibrilácie. Pacienti na OAIM môžu byť závislí na PEEP, aby si udržali dostatočnú oxygenáciu; počas kardioverzie, keď spontánny obeh potenciálne umožní, aby krv zostala dobre oxygenovaná, je obzvlášť vhodné nechať kritických pacientov počas výboja pripojených na ventilátor.
- Minimalizuj riziko iskrenia počas defibrilácie. Teoreticky samolepiace defibrilačné elektródy spôsobia iskry menej pravdepodobne než manuálne lopaty defibrilátora.

Spôsob kontaktu elektród s hrudníkom

Optimálna defibrilačná technika má za cieľ podať elektrický prúd cez fibrilujúci myokard pri minimálnom transtorakálnom odpore. Transtorakálny odpor sa značne líši podľa hmotnosti tela, ale je cca 70-80 Ω u dospelých.²⁷⁻³² Techniky popísané nižšie majú za cieľ umiestniť vonkajšie elektródy (lopáty defibrilátora alebo samolepiace elektródy) v optimálnej pozícii, ktorá minimalizuje transtorakálny odpor.

Oholenie hrudníka

Pacienti s ochlpeným hrudníkom majú pod elektródami „air-trapping“ (vzduchové bubliny) a zlý elektrický kontakt elektródy s pokožkou. To spôsobuje vysoký odpor, znižuje účinnosť defibrilácie, spôsobuje riziko oblúku (iskry) z elektródy na pokožku a z elektródy na elektródu a zvyšuje pravdepodobnosť vzniku popálenín na hrudníku pacienta. Môže byť potrebné rýchle oholenie oblasti, kde sa uvažuje o priložení elektród, ale nesmie sa oneskorovať defibrilácia, ak nie je okamžite dostupný holiaci strojček. Samotné oholenie hrudníka môže mierne znižovať transtorakálny odpor a odporúča sa pre plánovanú kardioverziu jednosmerným prúdom.³⁵

Tlak na lopaty defibrilátora

Ak sa používajú lopaty defibrilátora, prilož ich pevne na stenu hrudníka. To znižuje transtorakálny odpor zlepšením elektrického kontaktu elektróda - pokožka a znižuje objem hrudníka.³⁶ Záchranca obsluhujúci defibrilátor by mal vždy pevne tlačiť na ručné lopaty defibrilátora, optimálna sila je 8 kg u dospelých³⁷ a 5 kg u detí 1-8 ročných, ak používame lopaty pre dospelých.³⁸ 8 kg sila sa dá dosiahnuť iba najsilnejšími členmi resuscitačného tímu, a preto sa odporúča, aby títo členovia počas defibrilácie prikladali lopaty. Na rozdiel od samolepiacich elektród, manuálne lopaty majú holú (nepokrytú) kovovú platňu, ktorá vyžaduje umiestnenie vodivého materiálu medzi kovovú platňu a pokožku pacienta na zlepšenie elektrického kontaktu. Použitie samotných nepokrytých kovových lopát vytvára vysoký transtorakálny odpor a je pravdepodobné, že zvýši riziko vzniku oblúka a zhorší popálenie pokožky z defibrilácie.

Poloha elektród

Žiadne štúdie na ľuďoch nezhodnotili polohu elektród ako faktor návratu spontánneho obehu (ROSC = return of spontaneous circulation) ani prežitia po ZO z VF/VT. Je pravdepodobné, že transmyokardiálny prúd počas defibrilácie bude maximálny, ak budú elektródy umiestnené tak, že oblasť srdca, ktorá fibriluje, bude ležať priamo pod nimi, t.j. komory pri VF/VT, predsieň pri fibrilácii predsiení

(AF). Preto optimálna poloha elektród pre komorové a predsieňové arytmie nemusí byť rovnaká.

Čoraz viac pacientov prichádza s implantovanými lekáskymi pomôckami (napr. trvalý pacemaker, automatický implantovateľný kardioverter defibrilátor - AICD). Pre takýchto pacientov sa odporúčajú náramky s medicínskym upozornením (MedicAlert náramky). Tieto prístroje môžu byť počas defibrilácie poškodené, ak prúd prechádza z elektródy defibrilátora umiestnenej priamo nad prístrojom. Prilož elektródu mimo prístroja alebo použi alternatívne uloženie elektród, ako je popísané nižšie. Pri zachytení VF/VT AICD dá maximálne 6x výboj. K ďalším výbojom dôjde, iba ak sa zachytí ďalšia epizóda VF/VT. Zriedkavo pokazený prístroj alebo zlomená elektróda môže spôsobiť opakované výboje; v takýchto prípadoch je pravdepodobné, že pacient bude pri vedomí s EKG ukazujúcim relatívne normálnu frekvenciu. Magnet umiestnený nad AICD vyradí v týchto prípadoch defibrilačnú funkciu. Výboj AICD môže spôsobiť kontrakciu hrudného svalu, ale ošetrojúci zdravotník dotýkajúci sa pacienta neutrpí elektrický výboj. Funkcia AICD a kardiosťimulátora by mala byť vždy po vonkajšej defibrilácii preverená, aby sa skontrolovalo samotné zariadenie ako aj prahové hodnoty defibrilácie/stimulácie elektród prístrojov.

Transdermálne liekové náplaste môžu brániť dobrému kontaktu elektródy a spôsobujú vznik oblúka a popáleniny, ak je elektróda umiestnená priamo nad náplastou počas defibrilácie.^{39,40} Odstráň liekovú náplast a očisti miesto pred priložením elektródy. Pri komorových arytmiách umiestni elektródy (buď multifunkčné elektródy alebo lopaty defibrilátora) v konvenčnej sternálnoapikálnej polohe. Pravá (sternálna) elektróda je umiestnená napravo od sternu pod klavikulou. Apikálna elektróda je umiestnená v strednej axilárnej čiare, približne na úrovni V6 EKG elektródy alebo ženského prsníka. V tejto polohe by nemalo byť žiadne prsníkové tkanivo. Je dôležité, aby táto elektróda bola umiestnená dostatočne laterálne. Iné prijateľné polohy elektród sú:

- každá elektróda na laterálnej strane hrudníka, jedna na pravej a druhá na ľavej strane hrudníka (biaxilárne);
- jedna elektróda v štandardnej apikálnej pozícii a druhá na pravej alebo ľavej hornej časti chrbta;
- jedna elektróda anteriórne nad ľavým prekoridiom a druhá posteriórne k srdcu priamo pod ľavou lopatkou.

Nezáleží na tom, ktorá elektróda (apex/sternum) je umiestnená v ktorej polohe. Bolo dokázané, že transtorakálny odpor môže byť minimalizovaný, ak apikálna elektróda nie je umiestnená nad ženským prsníkom.⁴¹ Asymetricky tvarované apikálne elektródy majú nižší odpor, keď sú umiestnené longitudinálne než transverzálne.⁴² Dlhá os apikálnej elektródy by mala byť preto orientovaná v kranio-

kaudálnom smere. Predsieňová fibrilácia je udržiavaná funkčnými reentry okruhmi zakotvenými v ľavej predsieni. Nakoľko ľavá predsieň je umiestnená vzadu v hrudníku, anteroposteriorná poloha elektród môže byť účinnejšia pre vonkajšiu kardioverziu fibrilácie predsiení.⁴³ Väčšina,^{44 45} ale nie všetky štúdie^{46 47} ukázali, že predozadné umiestnenie elektród je účinnejšie než tradičné anteropikálne uloženie pri elektívnej kardioverzii fibrilácie predsiení. Účinnosť kardioverzie môže byť menej závislá na polohe elektród, ak použijeme prúd s bifázickou vlnou a kompenzáciou odporu.⁴⁸ Obe polohy sú pri kardioverzii fibrilácie predsiení bezpečné a účinné.

Dychová fáza

Transtorakálny odpor sa mení počas dýchania a je minimálny na konci expíria. Ak je možné, mali by sme sa pokúšať o defibriláciu v tejto fáze respiračného cyklu. PEEP zvyšuje transtorakálny odpor a mal by byť minimalizovaný počas defibrilácie. Auto-PEEP (air-trapping) môže byť zvlášť vysoký u astmatikov a môže vyžadovať pri defibrilácii vyššie energie, než sú zvyčajné.⁴⁹

Veľkosť elektródy

Asociácia pre pokrok v lekárskej prístrojoch odporúča minimálnu veľkosť pre jednotlivé elektródy a suma plochy elektród by mala byť minimálne 150cm².⁵⁰ Väčšie elektródy majú nižší odpor, ale nadmerne veľké elektródy môžu mať za následok menší transmyokardiálny prietok prúdu.⁵¹ Pre defibriláciu dospelých sa používajú jednak ručne držané lopaty, ako aj samolepiace elektródy s priemerom 8-12 cm a fungujú dobre. Úspech defibrilácie môže byť vyšší pri elektródach s priemerom 12 cm v porovnaní s elektródami s priemerom 8 cm.^{34,52} Štandardné AED sú vhodné pre použitie u detí s vekom nad 8 rokov. U detí vo veku 1-8 rokov použiť pediatrické elektródy so zoslabovačom na zníženie podanej energie alebo pediatrické nastavenie, ak sú dostupné; ak nie sú dostupné, použiť nemodifikovaný prístroj s tým, že dáš pozor, aby sa elektródy pre dospelých neprekryvali. Použitie AED sa neodporúča u detí mladších ako 1rok.

Vodivé látky

Ak sa používajú manuálne lopaty, sú uprednostňované gélové vankúšiky pred elektródovými pastami a gémi, nakoľko tieto sa môžu roztrieť medzi dvoma elektródami a vytvoriť možnosť pre vznik iskrenia. Nepoužívaj nepokryté elektródy bez vodivého materiálu, pretože to spôsobuje vysoký transtorakálny odpor a môže zvýšiť závažnosť kožných popálenín. Nepoživaj lekárske gély alebo pasty so zlou vodivosťou (napr. ultrazvukový gél). Elektródové vankúšiky sú preferované pred elektródovým

gélom, pretože vylučujú možnosť rozmazania gélu medzi dvoma elektródami a následné riziko vzniku oblúka a neúčinné defibrilácie.

Multifunkčné elektródy oproti lopatám

Samolepiace defibrilačné elektródy sú bezpečné a účinné a sú preferované pred štandardnými defibrilačnými lopatami.⁵² Treba uvážiť použitie samolepiacich elektród v situáciách hroziacich zastavením obehu a v klinických situáciách, kde je sťažený prístup k pacientovi. Majú podobné transtorakálne odpory⁵¹ (a preto aj účinnosť)^{53 54} oproti manuálnym lopatám a umožňujú záchrancovi defibrilovať pacienta z bezpečnej vzdialenosti, než nakláňať sa nad pacientom (ako je to pri lopatách). Ak sa používajú na počiatkové monitorovanie rytmu, aj elektródy aj lopaty umožňujú rýchlejšie podanie prvého výboja v porovnaní so štandardnými EKG elektródami, ale elektródy sú rýchlejšie než lopaty.⁵⁵

Ak sa použijú s lopatami gélové vankúšiky, elektrolytový gél sa stáva polarizovaným, a tak je zlým vodičom po defibrilácii. To môže spôsobiť nepravú asystóliu, ktorá môže pretrvávajúť 3-4 minúty, ak sa použijú lopaty s vankúškami vzápätí na monitorovanie rytmu; tento jav sa nepopisuje pri samolepiacich elektródach.^{56,57} Ak sa používa kombinácia gélové vankúšiky/lopaty, je potrebné potvrdiť diagnózu asystólie nezávislými EKG elektródami radšej ako lopatami.

Analýza fibrilačných vln

S kolísajúcou spoľahlivosťou je možné predpovedať úspech defibrilácie z fibrilačnej vlny.⁵⁸⁻⁷⁷ Ak bude možné pomocou prospektívnych štúdií určiť optimálnu fibrilačnú vlnu a optimálne načasovanie podania výboja, malo by byť možné zabrániť podaniu neúspešných vysoko energetických výbojov a minimalizovať poškodenie myokardu. Táto technológia je v štádiu aktívneho vývoja a výskumu.

KPR oproti defibrilácii ako počiatková liečba

Hoci v predchádzajúcich smerniciach bola odporúčaná okamžitá defibrilácia pre všetky defibrilovateľné rytmy, najnovšie dôkazy naznačili, že obdobie KPR pred defibriláciou môže byť prospešné po dlhšie trvajúcom zastavení obehu. V klinických štúdiách, kde časy reakcie presahovali 4-5 minút, obdobie 1,5-3 minútovej KPR paramedikmi alebo lekármi ZZS pred podaním výboja zlepšovali ROSC, prežívanie s prepustením z nemocnice^{78,79} a jednoročné prežívanie⁷⁹ pre dospelých s mimonemocničnou VF alebo VT v porovnaní s okamžitou defibriláciou. Naopak, jediná randomizovaná štúdia u dospelých s mimonemocničnou VF alebo VT nebola schopná ukázať zlepšenie v ROSC alebo prežívanie po 1,5 minútovej KPR paramedikmi.⁸⁰ Vo zvieracích štúdiách s VF trvajúcou aspoň 5

minút, KPR pred defibriláciou zlepšovala hemodynamické parametre a prežívanie.⁸¹⁻⁸³ Asi nie je možné extrapolovať výsledky dosiahnuté pri paramedikmi poskytovanej KPR, ktorá zahŕňa intubáciu a podávanie 100% kyslíka⁷⁹ s výsledkami, ktoré môžu byť dosiahnuté laikmi poskytujúcimi KPR relatívne slabej kvality s ventiláciou z úst-do-úst.

Je rozumné pre personál ZZS podávať KPR v období cca 2 min (t.j. asi 5 cyklov s pomerom 30:2) pred defibriláciou u pacientov s dlhšie trvajúcim zastavením (nad 5 minút). Často je ťažko presne odhadnúť trvanie zastavenia a môže byť najjednoduchšie, ak je personál ZZS inštruovaný podávať počas tohto obdobia KPR pred pokusom o defibriláciu u každého ZO, ktoré nebolo pozorované. Na základe relatívne slabých dostupných dôkazov jednotliví riaditelia ZZS by mali určiť, či implementujú stratégiu KPR pred defibriláciou; nevyhnutne protokoly sa budú líšiť v závislosti od lokálnych okolností.

Laickí záchranári a prví responderi používajúci AED budú podávať výboj čo najskôr.

Nie sú dôkazy na podporu alebo odmietnutie KPR pred defibriláciou pre ZO v nemocnici. Odporúčame čo možno najskôršie podanie výboja pri nemocničnom ZO (pozri Sekciu 4b a c).

Dôležitosť včasného neprerušovaného stláčania hrudníka je zdôrazňovaná v celých týchto smerniciach. V praxi je často ťažké určiť presný čas ZO a v každom prípade by mala byť KPR započatá čo najskôr. Záchranca podávajúci stláčanie hrudníka by mal stláčanie prerušiť iba na stanovenie rytmu alebo podanie výboja a mal by byť pripravený obnoviť stláčanie hrudníka, len čo sa podá výboj. Pri dvoch záchrancoch záchranca obsluhujúci AED by mal priložiť elektródy pri pokračujúcej KPR. Preruš KPR, iba ak je potrebné zhodnotiť rytmus a podať výboj. Záchranca obsluhujúci AED by mal byť pripravený podať výboj, len čo je ukončená analýza a je odporúčaný výboj, presvedčiac sa predtým, že žiaden zo záchrancov sa nedotýka pacienta. Jediný záchranca by mal praktizovať koordináciu KPR s účinnou obsluhou AED.

Jeden výboj oproti sledu troch výbojov

Nie sú publikované žiadne humánne ani zvieracie štúdie porovnávajúce jedenovýbojový protokol s trojvýbojovým protokolom pre liečbu ZO z VF. Zvieracie štúdie naznačujú, že relatívne krátke prerušenia v stláčaní hrudníka na podanie záchraných vdychov^{84,85} alebo vykonávanie analýzy rytmu⁸⁶ sú spojené s poresuscitačnou myokardiálnou dysfunkciou a zníženým prežívaním. Prerušenia v stláčaní hrudníka taktiež znižujú šance na konverziu VF na iný rytmus.⁸⁷ Analýza vykonávania KPR počas mimonemocničného^{16,88} a nemocničného¹⁷ ZO ukázala, že významné prerušenia sú časté a stláčanie hrudníka tvorí nie viac než 51%¹⁶ až 76%¹⁷ času celkovej KPR.

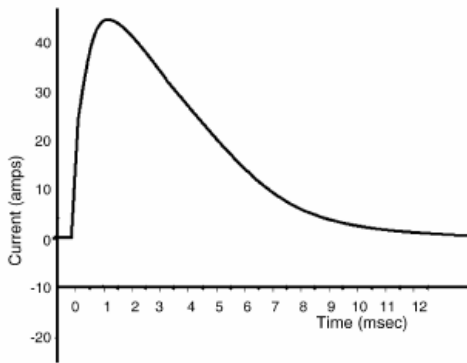
V kontexte odporúčania trojvýbojového protokolu v smerniciach z roku 2000 prerušenia KPR na analýzu rytmu pri použití AED boli významné. Boli popísané oneskorenia až do 37 s medzi podaním výboja a obnovením stláčaní hrudníka.⁸⁹ Pri účinnosti prvého bifázického výboja presahujúcej 90%,⁹⁰⁻⁹³ ak nie sme schopní ukončiť VF úspešne, je vhodnejšie odporučiť obdobie KPR než podanie ďalšieho výboja. A tak okamžite po podaní jediného výboja a bez opakovaného hodnotenie rytmu a hmatania pulzu obnov KPR (30 kompresii:2 vdychom) na 2 min pred podaním ďalšieho výboja (ak bude indikovaný) (pozri Sekciu 4c). Dokonca aj keď bude defibrilácia úspešná v obnovení perfúzneho rytmu, veľmi zriedkavo sa dá nahmatat' pulz okamžite po defibrilácii a oneskorenie v snahe nahmatat' pulz bude ďalej poškodzovať myokard, ak nebol obnovený perfúzny rytmus.⁸⁹ V jednej štúdii s AED pri mimonemocničnom ZO z VF bol pulz zachytený iba u 2.5% (12/481) pacientov pri počiatocnom povýbojovom zisťovaní pulzu, zatiaľ čo pulz bol zistený niekedy po počiatocnej sekvencii výbojov (a pred druhou sekvenciou výbojov) u 24.5% (118/481) pacientov.⁹³ Ak bol obnovený perfúzny rytmus, stláčanie hrudníka nezvyší riziko recidívy VF.⁹⁴ Pri povýbojovej asystólíi stláčanie hrudníka môže navodiť VF.⁹⁴

Táto stratégia jedného výboja je použiteľná pri monofázických aj bifázických defibrilátoroch.

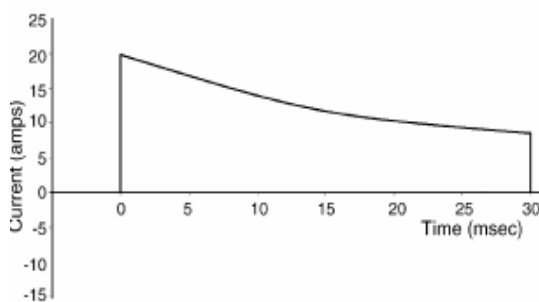
Typy vln elektrického prúdu a veľkosť energie

Defibrilácia vyžaduje podanie dostatočnej elektrickej energie na defibriláciu kritického množstva myokardu, zrušenie vlnovej fronty VF a umožnenie obnovenia spontánnej synchronizovanej elektrickej aktivity vo forme organizovaného rytmu. Optimálna energia pre defibriláciu je tá, ktorá dosiahne defibriláciu pričom spôsobí minimálne poškodenie myokardu.³³ Voľba primeranej hodnoty energie tiež znižuje počet opakovaných výbojov, čo zase na oplátku obmedzuje poškodenie myokardu.⁹⁵

Po opatrnom zavedení pred desaťročím defibrilátory podávajúce výboj s bifázickým prúdom sú v súčasnosti preferované. Monofázické defibrilátory sa už nevyrábajú, hoci mnohé zostávajú v používaní. Monofázické defibrilátory poskytujú prúd, ktorý je unipolárny (jeden smer prietoku prúdu). Sú dva hlavné typy vlny monofázického prúdu. Najčastejší obraz vlny je Monofázická tlmená sinusoida (Monophasic damped sinusoidal waveform - MDS) (Obrázok 3.1), ktorá sa postupne vracia k nulovému prietoku prúdu. Obraz vlny Monofázickej skrátenej exponenciály (Monophasic truncated exponential waveform- MTE) je elektronicky ukončený predtým, než prietok prúdu dosiahne nulovú hodnotu (Obrázok 3.2). Bifázické defibrilátory, naopak, podávajú prúd, ktorý preteká v pozitívnom smere určité časové obdobie predtým, než sa obráti a tečie v negatívnom smere počas zostávajúcich milisekúnd elektrického výboja.



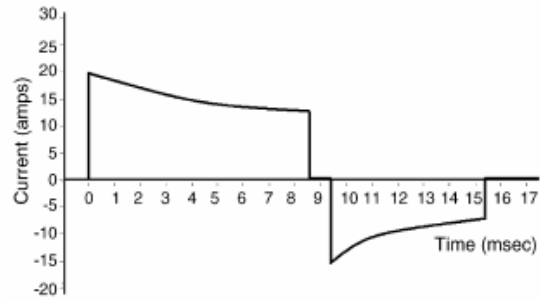
Obrázok 3.1 Vlna typu Monofázická tlmená sinusoida (Monophasic damped sinusoidal waveform - MDS).



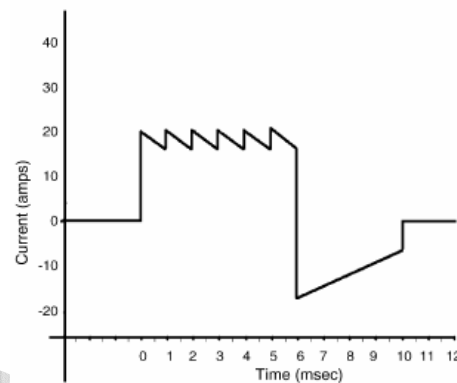
Obrázok 3.2 Vlna typu Monofázická skrátaná exponenciála (Monophasic truncated exponential waveform - MTE)

Sú dva hlavné typy obrazu vlny bifázického prúdu: obraz vlny Bifázická skrátaná exponenciála (Biphasic truncated exponential waveform - BTE) (Obrázok 3.3) a obraz vlny Priama bifázická (Rectilinear biphasic waveform - RLB) (Obrázok 3.4). Bifázické defibrilátory kompenzujú široké rozpätie transtorakálnych odporov elektronickou úpravou amplitúdy a trvania prúdovej vlny. Optimálny pomer trvania prvej fázy k druhej fáze a nábehová hrana amplitúdy neboli stanovené. Taktiež nie je známe, či rôzne tvary vln majú odlišnú účinnosť pre VF rôznych trvaní. Všetky manuálne defibrilátory a AED, ktoré umožňujú ručné navýšenie intenzity energie, by mali byť označené nálepkou, ktorá vyznačuje tvar prúdovej vlny (monofázická alebo bifázická) a odporúčanú intenzitu energie pre defibriláciu VF/VT. Účinnosť prvého výboja pre dlhotrvajúcu VF/VT je väčšia pre bifázický než pre monofázický prúd,⁹⁶⁻⁹⁸ a preto použitie bifázického defibrilátora je odporúčané všade, kde len je to možné. Optimálne intenzity energie pre monofázický aj bifázický prúd sú neznáme. Odporúčania pre hodnoty energií sú založené na konsenze po starostlivom zhodnotení súčasnej literatúry.

Hoci pre defibriláciu sú zvolené hodnoty energií, je to transmyokardiálny prietok prúdu, ktorý docieľuje defibriláciu. Prúd dobre koreluje s úspešnou defibriláciou a kardioverzou.⁹⁹ Optimálny prúd pre defibriláciu používajúcu monofázický prúd je v rozsahu 30-40 A.



Obrázok 3.3 Vlna typu Bifázická skrátaná exponenciála (Biphasic truncated exponential waveform - BTE).



Obrázok 3.4 Vlna typu Priama bifázická (Rectilinear biphasic waveform - RLB).

Nepriame dôkazy z merania počas kardioverzií pri fibrilácii predsieni naznačujú, že prúd počas defibrilácie využívajúcej bifázický prúd je v rozsahu 15-20 A.¹⁰⁰ Budúca technológia možno dovoľí, aby defibrilátory podávali výboje podľa transtorakálneho prúdu: stratégia, ktorá môže viesť k väčšej hustote v úspešnosti výbojov. Maximálna amplitúda prúdu, priemerný prúd a trvanie fázy, všetky potrebujú štúdium, aby sa určili optimálne hodnoty a výrobcovia sú povzbudzovaní skúmať ďalej tento vývoj od defibrilácie založenej na energii k defibrilácii založenej na prúde.

Prvý výboj

Účinnosť prvého výboja pri dlhotrvajúcom ZO za použitia monofázického prúdu bola popísaná v hodnotách 54-63% pre 200-J monofázický MTE typ vlny^{97,101} a 77-91% pri použití 200-J monofázického MDS.^{96-98,101} Kvôli nižšej účinnosti tohto typu prúdovej vlny odporúčaná počiatočná energia pre prvý výboj pri použití monofázického defibrilátora je 360 J. Hoci vyššie hodnoty energie majú riziko väčšieho stupňa poškodenia myokardu, prospech včasnejšej konverzie na perfúzny rytmus je obrovský. AV blok je častejší pri vyšších hodnotách energie monofázického prúdu, ale je zvyčajne prechodný a dokázalo sa, že neovplyvňuje prežívanie s prepustením z nemocnice.¹⁰² Iba v jednej z 27 zvieracích štúdií sa demonštrovalo poškodenie spôso-

bené defibriláciou výbojmi s vysokou hodnotou energie.¹⁰³

Nie sú dôkazy, že jeden bifázický tvar prúdu alebo zariadenie je účinnejšie, než iné. Účinnosť prvého výboja prúdovej vlny BTE pri 150-200J bola popísaná v hodnotách 86-98%.^{96,97,101,104,105} Účinnosť prvého výboja vlny typu RLB pri 120 J je až do 85% (údaje nepublikované v článku ale poskytnuté osobným zdelení).⁹⁸ Počiatočný bifázický výboj by nemal byť nižší než 120 J pre RLB a 150 J pre BTE typ vlny. Ideálne hodnota energie počiatočného bifázického výboja by mala byť aspoň 150 J pre všetky typy vlny. Výrobcovia by mali zobrazovať účinný dávkový rozsah typu vlny na obale bifázického zariadenia. Ak záchranca nepozná účinný dávkový rozsah zariadenia, má použiť pre prvý výboj 200 J. Táto 200 J predvolená energia bola vybraná, pretože zapadá do popisovaného rozsahu vybraných dávok, ktoré sú účinné pri prvom a následných bifázických výbojoch a môžu byť podané každým bifázickým manuálnym defibrilátorom v súčasnosti dostupným. Je to konsenzuálna predvolená dávka a nie odporúčaná ideálna dávka. Ak je bifázický prístroj jasne označený a záchrancovia prístroje dobre ovládajú, lebo ich používajú v klinickej starostlivosti, nie je tu potreba pre 200 J predvolenú dávku. Pokračujúci výskum je potrebný na pevné stanovenie najvhodnejších počiatočných nastavení pre monofázické a bifázické defibrilátory.

Druhý výboj a nasledujúce výboje

Pri monofázických defibrilátoroch, ak bol počiatočný výboj neúspešný pri 360 J, by mali byť druhý a nasledujúce výboje podávané s energiou 360 J. Pri bifázických defibrilátoroch nie sú dôkazy, ktoré by podporovali protokol buď fixných alebo stúpajúcich hodnôt energie. Obe stratégie sú prijateľné; avšak, ak prvý výboj nie je úspešný a defibrilátor môže podávať výboje s vyššou energiou, je rozumné zvýšiť pre nasledujúce výboje hodnotu energie. Ak poskytovateľ nepozná účinný dávkový rozsah bifázického prístroja a použil pre prvý výboj predvolenú dávku 200J, mal by použiť pre nasledujúce výboje buď rovnakú alebo vyššiu dávku v závislosti na schopnosti prístroja.

Ak dôjde k recidíve defibrilovateľného rytmu (rekurentná VF) po úspešnej defibrilácii (s alebo bez ROSC), podaj nasledujúci výboj s hodnotou energie, ktorá bola v predošlom pokuse úspešná.

Ďalšie otázky súvisiace s defibriláciou

Defibrilácia u detí

ZO je u detí menej časté. Etiológia obyčajne súvisí s hypoxiou a traumou.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸ VF je relatívne zriedkavá v porovnaní so ZO u dospelých, s tým, že sa vyskytuje v 7-15% zastavení u pediatrických a dospievajúcich pacientov.¹⁰⁸⁻¹¹² Bežné príčiny VF

u detí zahŕňajú traumu, vrodené srdcové chyby, predĺžený QT interval, predávkovanie liekmi a podchladenie. Rýchla defibrilácia týchto pacientov môže zlepšiť výsledok.^{112,113}

Optimálna hodnota energie, typ prúdovej vlny a sled výbojov sú neznáme, ale tak, ako u dospelých, bifázické výboje sa zdajú byť prinajmenšom rovnako účinné a menej poškodzujúce než monofázické.¹¹⁴⁻¹¹⁶ Horná hranica pre bezpečnú defibriláciu je neznáma, ale dávky presahujúce v minulosti stanovené maximum 4J.kg^{-1} (vysoké až 9J.kg^{-1}) defibrilovali deti účinne bez významnejších vedľajších účinkov.^{20,117,118} Odporúčaná hodnota energie pre manuálnu monofázickú defibriláciu je 4J.kg^{-1} pre počiatočný výboj a pre nasledujúce výboje. Rovnaká hodnota energie je odporúčaná pre manuálnu bifázickú defibriláciu.¹¹⁹ Ako u dospelých, ak dôjde k recidíve defibrilovateľného rytmu, je potrebné použiť hodnotu energie, ktorá bola predtým úspešná.

Defibrilácia naslepo

Ako defibrilácia naslepo sa popisuje defibrilácia bez monitora alebo diagnózy EKG rytmu. Defibrilácia naslepo nie je potrebná. V rukách držané lopaty s „quick-look“ schopnosťou monitoringu na moderných ručne ovládaných defibrilátoroch sú široko dostupné. AED používajú na identifikáciu VF spolehlivé a dokázané rozhodovacie algoritmy.

Nepravá asystólia a skrytá komorová fibrilácia

Zriedka môže byť v niektorých zvodoch prítomná chatrná VF s veľmi malými unduláciami v ortogonálnych zvodoch, ktorá sa nazýva skrytá (okultná) VF. Na monitore je znázornená plochá čiara, ktorá môže pripomínať asystóliu; vyšetríte rytmus v dvoch zvodoch na získanie správnej diagnózy. Čo je dôležitejšie, jedna štúdia poukázala na to, že nepravá asystólia, plochá čiara spôsobená technickými chybami (napr. výpadok el. prúdu, rozpojené elektródy, príliš nízko nastavená kalibrácia, nesprávna voľba zvodu alebo polarizácia elektrolytového gélu - vid' vyššie) bola ďaleko častejšia, než skrytá VF.¹²⁰

Nie sú dôkazy, že pokus defibrilovať ozajstnú asystóliu je prospešný. Štúdie u detí¹²¹ aj dospelých¹²² neboli schopné ukázať prospech z defibrilácie asystólie. Naopak, opakované výboje spôsobia poškodenie myokardu.

Prekordiálny úder

Nie sú žiadne prospektívne štúdie, ktoré by hodnotili použitie prekordiálneho (hrudného) úderu. Zdôvodnenie pre podanie úderu je, že mechanická energia úderu je prevedená na elektrickú energiu, ktorá môže byť dostatočná na dosiahnutie kardioverzie.¹²³ Elektrický prah pre úspešnú defibriláciu rýchlo vzrastá po nástupe arytmie a množstvo elek-

trické energie vytvorenej úderom klesá pod tento prah v priebehu sekúnd. Prekordálny úder bude najpravdepodobnejšie úspešný v zvrátení VT na sínusový rytmus. Úspešná liečba VF prekordálnym úderom je oveľa menej pravdepodobná: vo všetkých popísaných úspešných prípadoch bol prekordálny úder podávaný v priebehu prvých 10 sekúnd VF.¹²³ Hoci tri série kazuistik¹²⁴⁻¹²⁶ popisovali, že VF alebo bezpulzová VT boli zvrátené na perfúzný rytmus prekordálnym úderom, sú príležitostné správy popisujúce, že po prekordálnom údere došlo k zhoršeniu srdcového rytmu, ako je zrýchlenie frekvencie VT, zvrátenie VT do VF, kompletná AV blokáda alebo asystólia.^{125, 127-132}

Uváž podanie jediného prekordálneho úderu, ak je ZO potvrdené rýchlo po pozorovanom náhlom kolapse a defibrilátor nie je okamžite po ruke. K takýmto situáciám dôjde najpravdepodobnejšie, ak je pacient monitorovaný. Prekordálny úder by mal byť podaný okamžite po potvrdení ZO a iba profesionálnymi zdravotníkmi vycvičenými v technike. Pomocou ulnárného okraja pevne zovretej päste je podaný prudký úder do dolnej polovice sternu z výšky asi 20 cm, po ktorom nasleduje okamžité odťahnutie päste, čo vytvorí stimulus podobajúci sa impulzu.

Kardiovezia

Ak sa elektrická kardioverzia používa na zvrátenie predsieňových a komorových tachyarytmií, musí byť výboj synchronizovaný tak, aby k nemu došlo súčasne s R vlnou EKG radšej, než súčasne s T vlnou: môže byť navodená VF, ak výboj sa podá počas relatívnej refraktérnej fázy srdcového cyklu.¹³³ Synchronizácia môže byť ťažká pri VT kvôli širokým komplexom alebo rôznym tvarom komplexov komorových arytmií. Ak synchronizácia zlyhá, podávajú nesynchronizované výboje nestabilným pacientom s VT, aby sa predišlo dlhotrvajúcim oneskoreniam v obnovení sínusového rytmu. VF alebo bezpulzová VT vyžadujú nesynchronizované výboje. Pacienti pri vedomí musia byť pred pokusom o synchronizovanú kardioverziu anestetizovaní alebo sedovaní.

Predsieňová fibrilácia

Na kardioverziu fibrilácie predsieni sú účinnejšie bifázické typy prúdovej vlny než monofázické;^{100, 134, 135} ak je dostupný, daj prednosť použitiu bifázického defibrilátora pred monofázickým.

Monofázické typy prúdovej vlny

Štúdia elektrickej kardioverzie pre predsieňovú fibriláciu naznačila, že 360J MDS výboje boli účinnejšie než 100J alebo 200J MDS výboje.¹³⁶ Hoci prvý výboj 360J znižuje celkové požiadavky na energiu pri kardioverzii, 360J môže spôsobiť väčšie poškodenie myokardu, než pri nižších hodnotách energie

pri použití monofázických prístrojov, a to sa musí brať do úvahy. Začni s kardioverziou predsieňovej fibrilácie pomocou počiatkovej energie 200J a podľa potreby postupne zvyšujte energiu.

Bifázické typy prúdovej vlny

Je potrebných viacej údajov pred stanovením špecifických odporúčaní pre optimálne hodnoty energií pri bifázickom prúde. Bolo dokázané, že účinnosť prvého výboja s energiou 70J bifázického prúdu je významne väčšia, než pri 100J monofázického prúdu.^{100, 134, 135} Randomizovaná štúdia porovnávajúca stúpajúce hodnoty energií monofázického prúdu do 360J a hodnoty energie 200J bifázického prúdu nezistila žiadne rozdiely v účinnosti medzi týmito dvoma prúdmi.¹³⁷ Počiatkový výboj s hodnotou 120-150J, podľa potreby stúpajúci, je rozumnou stratégiou založenou na súčasných údajoch.

Predsieňový flutter a paroxysmálna supraventrikulárna tachykardia (PSVT)

Flutter predsieni a PSVT obyčajne vyžadujú na kardioverziu nižšiu energiu, než fibrilácia predsieni.¹³⁸ Podaj počiatkový výboj 100J monofázického alebo 70-120J bifázického prúdu. Podávaj nasledovné výboje používajúc stupňovité zvyšovanie energie.⁹⁹

Komorová tachykardia

Hodnota energie potrebnej na kardioverziu VT závisí na morfológických charakteristikách a frekvencii arytmie.¹³⁹ VT s hmatným pulzom reaguje dobre na kardioverziu s použitím počiatkovej monofázického výboja 200J. Pre počiatkové bifázické výboje použite energie 120-150J. Podávaj postupne vyššie energie, ak prvý výboj nedosiahne zmenu na sínusový rytmus.¹³⁹

Kardiostimulácia

O kardiostimulácii uvažuj u pacientov so symptomatickou bradykardiou refraktérnou na anticholinergiká alebo ďalšie lieky druhého sledu (vid' Sekciu 4f). Okamžitá kardiostimulácia je indikovaná, obzvlášť ak je blokáda na úrovni alebo pod úrovňou His-Purkinje zväzku. Ak je transtorakálna kardiostimulácia neúčinná, uvažuj o transvenózne kardiostimulácii. Kdekoľvek sa stanoví diagnóza asystólie, starostlivo kontroluj EKG na prítomnosť P vln, nakoľko tento stav môže reagovať na kardiostimuláciu. Nesnaž sa robiť kardiostimuláciu pri asystólii; táto nezvyšuje krátkodobé ani dlhodobé prežívanie pri ZO v nemocnici ani mimo nemocnice.¹⁴⁰⁻¹⁴⁸

Preklad: Ján Jedinák

References

1. AHA in collaboration with ILCOR. Guidelines 2000 for cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, Part 6: Advanced Cardiovascular Life Support: Section 2: Defibrillation. *Circulation* 2000;102(Suppl.):190–4.
2. Larsen MP, Eisenberg MS, Cummins RO, Hallstrom AP. Predicting survival from out-of-hospital cardiac arrest: a graphic model. *Ann Emerg Med* 1993;22:1652–8.
3. Valenzuela TD, Roe DJ, Cretin S, Spaite DW, Larsen MP. Estimating effectiveness of cardiac arrest interventions: a logistic regression survival model. *Circulation* 1997;96:3308–13.
4. Waalewijn RA, de Vos R, Tijssen JGP, Koster RW. Survival models for out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation from the perspectives of the bystander, the first responder, and the paramedic. *Resuscitation* 2001;51:113–22.
5. Myerburg RJ, Fenster J, Velez M, et al. Impact of community-wide police car deployment of automated external defibrillators on survival from out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation* 2002;106:1058–64.
6. Capucci A, Aschieri D, Piepoli MF, Bardy GH, Iconomu E, Arvedi M. Tripling survival from sudden cardiac arrest via early defibrillation without traditional education in cardiopulmonary resuscitation. *Circulation* 2002;106:1065–70.
7. van Alem AP, Vrenken RH, de Vos R, Tijssen JG, Koster RW. Use of automated external defibrillator by first responders in out of hospital cardiac arrest: prospective controlled trial. *BMJ* 2003;327:1312.
8. Valenzuela TD, Bjerke HS, Clark LL, et al. Rapid defibrillation by nontraditional responders: the Casino Project. *Acad Emerg Med* 1998;5:414–5.
9. Swor RA, Jackson RE, Cynar M, et al. Bystander CPR, ventricular fibrillation, and survival in witnessed, unmonitored out-of-hospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 1995;25:780–4.
10. Holmberg M, Holmberg S, Herlitz J. Effect of bystander cardiopulmonary resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest patients in Sweden. *Resuscitation* 2000;47:59–70.
11. Monsieurs KG, Handley AJ, Bossaert LL. European Resuscitation Council Guidelines 2000 for Automated External Defibrillation. A statement from the Basic Life Support and Automated External Defibrillation Working Group (1) and approved by the Executive Committee of the European Resuscitation Council. *Resuscitation* 2001;48:207–9.
12. Cummins RO, Eisenberg M, Bergner L, Murray JA. Sensitivity accuracy, and safety of an automatic external defibrillator. *Lancet* 1984;2:318–20.
13. Davis EA, Mosesso Jr VN. Performance of police first responders in utilizing automated external defibrillation on victims of sudden cardiac arrest. *Prehosp Emerg Care* 1998;2:101–7.
14. White RD, Vukov LF, Bugliosi TF. Early defibrillation by police: initial experience with measurement of critical time intervals and patient outcome. *AnnEmergMed* 1994;23:1009–13.
15. White RD, Hankins DG, Bugliosi TF. Seven years' experience with early defibrillation by police and paramedics in an emergency medical services system. *Resuscitation* 1998;39:145–51.
16. Wik L, Kramer-Johansen J, Myklebust H, et al. Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest. *JAMA* 2005;293:299–304.
17. Abella BS, Alvarado JP, Myklebust H, et al. Quality of cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest. *JAMA* 2005;293:305–10.
18. Kerber RE, Becker LB, Bourland JD, et al. Automatic external defibrillators for public access defibrillation: recommendations for specifying and reporting arrhythmia analysis algorithm performance, incorporating new waveforms, and enhancing safety. A statement for health professionals from the American Heart Association Task Force on Automatic External Defibrillation, Subcommittee on AED Safety and Efficacy. *Circulation* 1997;95:1677–82.
19. Dickey W, Dalzell GW, Anderson JM, Adgey AA. The accuracy of decision-making of a semi-automatic defibrillator during cardiac arrest. *Eur Heart J* 1992;13:608–15.
20. Atkinson E, Mikysa B, Conway JA, et al. Specificity and sensitivity of automated external defibrillator rhythm analysis in infants and children. *Ann Emerg Med* 2003;42:185–96.
21. Cecchin F, Jorgenson DB, Berul CI, et al. Is arrhythmia detection by automatic external defibrillator accurate for children? Sensitivity and specificity of an automatic external defibrillator algorithm in 696 pediatric arrhythmias. *Circulation* 2001;103:2483–8.
22. Zafari AM, Zarter SK, Heggen V, et al. A program encouraging early defibrillation results in improved in-hospital resuscitation efficacy. *J Am Coll Cardiol* 2004;44:846–52.
23. Destro A, Marzaloni M, Sermasi S, Rossi F. Automatic external defibrillators in the hospital as well? *Resuscitation* 1996;31:39–43.
24. Domanovits H, Meron G, Sterz F, et al. Successful automatic external defibrillator operation by people trained only in basic life support in a simulated cardiac arrest situation. *Resuscitation* 1998;39:47–50.
25. Cusnir H, Tongia R, Sheka KP, et al. In hospital cardiac arrest: a role for automatic defibrillation. *Resuscitation* 2004;63:183–8.
26. Kaye W, Mancini ME, Richards N. Organizing and implementing a hospital-wide first-responder automated external defibrillation program: strengthening the in-hospital chain of survival. *Resuscitation* 1995;30:151–6.
27. Miller PH. Potential fire hazard in defibrillation. *JAMA* 1972;221:192.
28. Hummel IIIrd RS, Ornato JP, Weinberg SM, Clarke AM. Spark-generating properties of electrode gels used during defibrillation. A potential fire hazard. *JAMA* 1988;260:3021–4.
29. Fires from defibrillation during oxygen administration. *Health Devices* 1994;23:307–9.
30. Lefever J, Smith A. Risk of fire when using defibrillation in an oxygen enriched atmosphere. *Medical Devices Agency Safety Notices* 1995;3:1–3.
31. Ward ME. Risk of fires when using defibrillators in an oxygen enriched atmosphere. *Resuscitation* 1996;31:173.
32. Theodorou AA, Gutierrez JA, Berg RA. Fire attributable to a defibrillation attempt in a neonate. *Pediatrics* 2003;112:677–9.
33. Kerber RE, Kouba C, Martins J, et al. Advance prediction of transthoracic impedance in human defibrillation and cardioversion: importance of impedance in determining the success of low-energy shocks. *Circulation* 1984;70:303–8.
34. Kerber RE, Grayzel J, Hoyt R, Marcus M, Kennedy J. Transthoracic resistance in human defibrillation. Influence of body weight, chest size, serial shocks, paddle size and paddle contact pressure. *Circulation* 1981;63:676–82.
35. Sado DM, Deakin CD, Petley GW, Clewlow F. Comparison of the effects of removal of chest hair with not doing so before external defibrillation on transthoracic impedance. *Am J Cardiol* 2004;93:98–100.
36. Deakin CD, Sado DM, Petley GW, Clewlow F. Differential contribution of skin impedance and thoracic volume to transthoracic impedance during external defibrillation. *Resuscitation* 2004;60:171–4.

37. Deakin C, Sado D, Petley G, Clewlow F. Determining the optimal paddle force for external defibrillation. *Am J Cardiol* 2002;90:812–3.
38. Deakin C, Bennetts S, Petley G, Clewlow F. What is the optimal paddle force for paediatric defibrillation? *Resuscitation* 2002;55:59.
39. Panacek EA, Munger MA, Rutherford WF, Gardner SF. Report of nitropatch explosions complicating defibrillation. *Am J Emerg Med* 1992;10:128–9.
40. Wrenn K. The hazards of defibrillation through nitroglycerin patches. *Ann Emerg Med* 1990;19:1327–8.
41. Pagan-Carlo LA, Spencer KT, Robertson CE, Dengler A, Birkett C, Kerber RE. Transthoracic defibrillation: importance of avoiding electrode placement directly on the female breast. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:449–52.
42. Deakin CD, Sado DM, Petley GW, Clewlow F. Is the orientation of the apical defibrillation paddle of importance during manual external defibrillation? *Resuscitation* 2003;56:15–8.
43. Kirchhof P, Borggreffe M, Breithardt G. Effect of electrode position on the outcome of cardioversion. *Card Electrophysiol Rev* 2003;7:292–6.
44. 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;360:1275–9.
45. Botto GL, Politi A, Bonini W, Broffoni T, Bonatti R. External cardioversion of atrial fibrillation: role of paddle position on technical efficacy and energy requirements. *Heart* 1999;82:726–30.
46. 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;75:211–6.
47. Mathew TP, Moore A, McIntyre M, et al. Randomised comparison of electrode positions for cardioversion of atrial fibrillation. *Heart* 1999;81:576–9.
48. 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.
49. Deakin CD, McLaren RM, Petley GW, Clewlow F, Dalrymple-Hay MJ. Effects of positive end-expiratory pressure on transthoracic impedance—implications for defibrillation. *Resuscitation* 1998;37:9–12.
50. American National Standard: Automatic External Defibrillators and Remote Controlled Defibrillators (DF39). Arlington, Virginia: Association for the Advancement of Medical Instrumentation; 1993.
51. Deakin CD, McLaren RM, Petley GW, Clewlow F, Dalrymple-Hay MJ. A comparison of transthoracic impedance using standard defibrillation paddles and self-adhesive defibrillation pads. *Resuscitation* 1998;39:43–6.
52. Stults KR, Brown DD, Cooley F, Kerber RE. Self-adhesive monitor/defibrillation pads improve prehospital defibrillation success. *Ann Emerg Med* 1987;16:872–7.
53. Kerber RE, Martins JB, Kelly KJ, et al. Self-adhesive preapplied electrode pads for defibrillation and cardioversion. *J Am Coll Cardiol* 1984;3:815–20.
54. Kerber RE, Martins JB, Ferguson DW, et al. Experimental evaluation and initial clinical application of new self-adhesive defibrillation electrodes. *Int J Cardiol* 1985;8:57–66.
55. Perkins GD, Roberts C, Gao F. Delays in defibrillation: influence of different monitoring techniques. *Br J Anaesth* 2002;89:405–8.
56. Bradbury N, Hyde D, Nolan J. Reliability of ECG monitoring with a gel pad/paddle combination after defibrillation. *Resuscitation* 2000;44:203–6.
57. Chamberlain D. Gel pads should not be used for monitoring ECG after defibrillation. *Resuscitation* 2000;43:159–60.
58. Callaway CW, Sherman LD, Mosesso Jr VN, Dietrich TJ, Holt E, Clarkson MC. Scaling exponent predicts defibrillation success for out-of-hospital ventricular fibrillation cardiac arrest. *Circulation* 2001;103:1656–61.
59. Eftestol T, Sunde K, Aase SO, Husoy JH, Steen PA. Predicting outcome of defibrillation by spectral characterization and nonparametric classification of ventricular fibrillation in patients with out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation* 2000;102:1523–9.
60. Eftestol T, Wik L, Sunde K, Steen PA. Effects of cardiopulmonary resuscitation on predictors of ventricular fibrillation defibrillation success during out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation* 2004;110:10–5.
61. Weaver WD, Cobb LA, Dennis D, Ray R, Hallstrom AP, Copass MK. Amplitude of ventricular fibrillation waveform and outcome after cardiac arrest. *Ann Intern Med* 1985;102:53–5.
62. Brown CG, Dzwonczyk R. Signal analysis of the human electrocardiogram during ventricular fibrillation: frequency and amplitude parameters as predictors of successful countershock. *Ann Emerg Med* 1996;27:184–8.
63. Callahan M, Braun O, Valentine W, Clark DM, Zegans C. Prehospital cardiac arrest treated by urban first-responders: profile of patient response and prediction of outcome by ventricular fibrillation waveform. *Ann Emerg Med* 1993;22:1664–77.
64. Strohmeier HU, Lindner KH, Brown CG. Analysis of the ventricular fibrillation ECG signal amplitude and frequency parameters as predictors of countershock success in humans. *Chest* 1997;111:584–9.
65. Strohmeier HU, Eftestol T, Sunde K, et al. The predictive value of ventricular fibrillation electrocardiogram signal frequency and amplitude variables in patients with out-of-hospital cardiac arrest. *Anesth Analg* 2001;93:1428–33.
66. Podbregar M, Kovacic M, Podbregar-Mars A, Brezocnik M. Predicting defibrillation success by 'genetic' programming in patients with out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2003;57:153–9.
67. Menegazzi JJ, Callaway CW, Sherman LD, et al. Ventricular fibrillation scaling exponent can guide timing of defibrillation and other therapies. *Circulation* 2004;109:926–31.
68. Povoas HP, Weil MH, Tang W, Bisera J, Klouche K, Barbatsis A. Predicting the success of defibrillation by electrocardiographic analysis. *Resuscitation* 2002;53:77–82.
69. Noc M, Weil MH, Tang W, Sun S, Pernat A, Bisera J. Electrocardiographic prediction of the success of cardiac resuscitation. *Crit Care Med* 1999;27:708–14.
70. Strohmeier HU, Lindner KH, Keller A, Lindner IM, Pfenniger EG. Spectral analysis of ventricular fibrillation and closed-chest cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation* 1996;33:155–61.
71. Noc M, Weil MH, Gazmuri RJ, Sun S, Biscera J, Tang W. Ventricular fibrillation voltage as a monitor of the effectiveness of cardiopulmonary resuscitation. *J LabClinMed* 1994;124:421–6.
72. Lightfoot CB, Nremt P, Callaway CW, et al. Dynamic nature of electrocardiographic waveform predicts rescue shock outcome in porcine ventricular fibrillation. *Ann Emerg Med* 2003;42:230–41.
73. Marn-Pernat A, Weil MH, Tang W, Pernat A, Bisera J. Optimizing timing of ventricular defibrillation. *Crit Care Med* 2001;29:2360–5.

74. Hamprecht FA, Achleitner U, Krismer AC, et al. Fibrillation power, an alternative method of ECG spectral analysis for prediction of countershock success in a porcine model of ventricular fibrillation. *Resuscitation* 2001;50:287–96.
75. Amann A, Achleitner U, Antretter H, et al. Analysing ventricular fibrillation ECG-signals and predicting defibrillation success during cardiopulmonary resuscitation employing N(alpha)-histograms. *Resuscitation* 2001;50:77–85.
76. Brown CG, Griffith RF, Van Ligten P, et al. Median frequency—a new parameter for predicting defibrillation success rate. *Ann Emerg Med* 1991;20:787–9.
77. Amann A, Rheinberger K, Achleitner U, et al. The prediction of defibrillation outcome using a new combination of mean frequency and amplitude in porcine models of cardiac arrest. *Anesth Analg* 2002;95:716–22.
78. Cobb LA, Fahrenbruch CE, Walsh TR, et al. Influence of cardiopulmonary resuscitation prior to defibrillation in patients with out-of-hospital ventricular fibrillation. *JAMA* 1999;281:1182–8.
79. Wik L, Hansen TB, Fylling F, et al. Delaying defibrillation to give basic cardiopulmonary resuscitation to patients with out-of-hospital ventricular fibrillation: a randomized trial. *JAMA* 2003;289:1389–95.
80. Jacobs IG, Finn JC, Oxer HF, Jelinek GA. CPR before defibrillation in out-of-hospital cardiac arrest: a randomized trial. *Emerg Med Australas* 2005;17:39–45.
81. Berg RA, Hilwig RW, Kern KB, Ewy GA. Precountershock cardiopulmonary resuscitation improves ventricular fibrillation median frequency and myocardial readiness for successful defibrillation from prolonged ventricular fibrillation: a randomized, controlled swine study. *Ann Emerg Med* 2002;40:563–70.
82. Berg RA, Hilwig RW, Ewy GA, Kern KB. Precountershock cardiopulmonary resuscitation improves initial response to defibrillation from prolonged ventricular fibrillation: a randomized, controlled swine study. *Crit Care Med* 2004;32:1352–7.
83. Kolarova J, Ayoub IM, Yi Z, Gazmuri RJ. Optimal timing for electrical defibrillation after prolonged untreated ventricular fibrillation. *Crit Care Med* 2003;31:2022–8.
84. Berg RA, Sanders AB, Kern KB, et al. Adverse hemodynamic effects of interrupting chest compressions for rescue breathing during cardiopulmonary resuscitation for ventricular fibrillation cardiac arrest. *Circulation* 2001;104:2465–70.
85. Kern KB, Hilwig RW, Berg RA, Sanders AB, Ewy GA. Importance of continuous chest compressions during cardiopulmonary resuscitation: improved outcome during a simulated single lay-rescuer scenario. *Circulation* 2002;105:645–9.
86. Yu T, Weil MH, Tang W, et al. Adverse outcomes of interrupted precordial compression during automated defibrillation. *Circulation* 2002;106:368–72.
87. Eftestol T, Sunde K, Steen PA. Effects of interrupting precordial compressions on the calculated probability of defibrillation success during out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation* 2002;105:2270–3.
88. Valenzuela TD, Kern KB, Clark LL, et al. Interruptions of chest compressions during emergency medical systems resuscitation. *Circulation* 2005;112:1259–65.
89. van Alem AP, Sanou BT, Koster RW. Interruption of cardiopulmonary resuscitation with the use of the automated external defibrillator in out-of-hospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 2003;42:449–57.
90. Bain AC, Swerdlow CD, Love CJ, et al. Multicenter study of principles-based waveforms for external defibrillation. *Ann Emerg Med* 2001;37:5–12.
91. Poole JE, White RD, Kanz KG, et al. Low-energy impedance-compensating biphasic waveforms terminate ventricular fibrillation at high rates in victims of out-of-hospital cardiac arrest. LIFE Investigators. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1997;8:1373–85.
92. Schneider T, Martens PR, Paschen H, et al. Multicenter, randomized, controlled trial of 150-J biphasic shocks compared with 200- to 360-J monophasic shocks in the resuscitation of out-of-hospital cardiac arrest victims. Optimized Response to Cardiac Arrest (ORCA) Investigators. *Circulation* 2000;102:1780–7.
93. Rea TD, Shah S, Kudenchuk PJ, Copass MK, Cobb LA. Automated external defibrillators: to what extent does the algorithm delay CPR? *Ann Emerg Med* 2005;46:132–41.
94. Hess EP, White RD. Ventricular fibrillation is not provoked by chest compression during post-shock organized rhythms in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2005;66:7–11.
95. Joglar JA, Kessler DJ, Welch PJ, et al. Effects of repeated electrical defibrillations on cardiac troponin I levels. *Am J Cardiol* 1999;83:270–2. A6.
96. van Alem AP, Chapman FW, Lank P, Hart AA, Koster RW. A prospective, randomised and blinded comparison of first shock success of monophasic and biphasic waveforms in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation* 2003;58:17–24.
97. Carpenter J, Rea TD, Murray JA, Kudenchuk PJ, Eisenberg MS. Defibrillation waveform and post-shock rhythm in out-of-hospital ventricular fibrillation cardiac arrest. *Resuscitation* 2003;59:189–96.
98. Morrison LJ, Dorian P, Long J, et al. Out-of-hospital cardiac arrest rectilinear biphasic to monophasic damped sine defibrillation waveforms with advanced life support intervention trial (ORBIT). *Resuscitation* 2005;66:149–57.
99. Kerber RE, Martins JB, Kienzle MG, et al. Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment. *Circulation* 1988;77:1038–46.
100. Koster RW, Dorian P, Chapman FW, Schmitt PW, O’Grady SG, Walker RG. A randomized trial comparing monophasic and biphasic waveform shocks for external cardioversion of atrial fibrillation. *Am Heart J* 2004;147:e20.
101. Martens PR, Russell JK, Wolcke B, et al. Optimal Response to Cardiac Arrest study: defibrillation waveform effects. *Resuscitation* 2001;49:233–43.
102. Weaver WD, Cobb LA, Copass MK, Hallstrom AP. Ventricular defibrillation: a comparative trial using 175-J and 320-J shocks. *N Engl J Med* 1982;307:1101–6.
103. Tang W, Weil MH, Sun S, et al. The effects of biphasic and conventional monophasic defibrillation on postresuscitation myocardial function. *J Am Coll Cardiol* 1999;34:815–22.
104. Gliner BE, Jorgenson DB, Poole JE, et al. Treatment of out-of-hospital cardiac arrest with a low-energy impedance-compensating biphasic waveform automatic external defibrillator. The LIFE Investigators. *Biomed Instrum Technol* 1998;32:631–44.
105. White RD, Blackwell TH, Russell JK, Snyder DE, Jorgenson DB. 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* 2005;64:63–9.
106. Kuisma M, Suominen P, Korpela R. Paediatric out-of-hospital cardiac arrests: epidemiology and outcome. *Resuscitation* 1995;30:141–50.
107. Sirbaugh PE, Pepe PE, Shook JE, et al. A prospective, population-based study of the demographics, epidemiology, management, and outcome of out-of-hospital pediatric cardiopulmonary arrest. *Ann Emerg Med* 1999;33:174–84.
108. Hickey RW, Cohen DM, Strausbaugh S, Dietrich AM. Pediatric patients requiring CPR in the prehospital setting. *Ann Emerg Med* 1995;25:495–501.

109. Appleton GO, Cummins RO, Larson MP, Graves JR. CPR and the single rescuer: at what age should you "call first" rather than "call fast"? *Ann Emerg Med* 1995;25:492–4.
110. Ronco R, King W, Donley DK, Tilden SJ. Outcome and cost at a children's hospital following resuscitation for out-of-hospital cardiopulmonary arrest. *Arch Pediatr Adolesc Med* 1995;149:210–4.
111. Losek JD, Hennes H, Glaeser P, Hendley G, Nelson DB. Prehospital care of the pulseless, nonbreathing pediatric patient. *Am J Emerg Med* 1987;5:370–4.
112. Mogayzel C, Quan L, Graves JR, Tiedeman D, Fahrenbruch C, Herndon P. Out-of-hospital ventricular fibrillation in children and adolescents: causes and outcomes. *Ann Emerg Med* 1995;25:484–91.
113. Safranek DJ, Eisenberg MS, Larsen MP. The epidemiology of cardiac arrest in young adults. *Ann Emerg Med* 1992;21:1102–6.
114. Berg RA, Chapman FW, Berg MD, et al. Attenuated adult biphasic shocks compared with weight-based monophasic shocks in a swine model of prolonged pediatric ventricular fibrillation. *Resuscitation* 2004;61:189–97.
115. Tang W, Weil MH, Jorgenson D, et al. Fixed-energy biphasic waveform defibrillation in a pediatric model of cardiac arrest and resuscitation. *Crit Care Med* 2002;30:2736–41.
116. Clark CB, Zhang Y, Davies LR, Karlsson G, Kerber RE. Pediatric transthoracic defibrillation: biphasic versus monophasic waveforms in an experimental model. *Resuscitation* 2001;51:159–63.
117. Gurnett CA, Atkins DL. Successful use of a biphasic waveform automated external defibrillator in a high-risk child. *Am J Cardiol* 2000;86:1051–3.
118. Atkins DL, Jorgenson DB. Attenuated pediatric electrode pads for automated external defibrillator use in children. *Resuscitation* 2005;66:31–7.
119. Gutgesell HP, Tacker WA, Geddes LA, Davis S, Lie JT, McNamara DG. Energy dose for ventricular defibrillation of children. *Pediatrics* 1976;58:898–901.
120. Cummins RO, Austin Jr D. The frequency of 'occult' ventricular fibrillation masquerading as a flat line in prehospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 1988;17:813–7.
121. Losek JD, Hennes H, Glaeser PW, Smith DS, Hendley G. Prehospital countershock treatment of pediatric asystole. *Am J Emerg Med* 1989;7:571–5.
122. Martin DR, Gavin T, Bianco J, et al. Initial countershock in the treatment of asystole. *Resuscitation* 1993;26:63–8.
123. Kohl P, King AM, Boulin C. Antiarrhythmic effects of acute mechanical stimulation. In: Kohl P, Sachs F, Franz MR, editors. *Cardiac mechano-electric feedback and arrhythmias: from pipette to patient*. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005. p. 304–14.
124. Befeler B. Mechanical stimulation of the heart; its therapeutic value in tachyarrhythmias. *Chest* 1978;73:832–8.
125. Volkmann H, Kuhnert H, Paliege R, Dannberg G, Siegert K. Terminierung von Kammertachykardien durch mechanische Herzstimulation mit Praktikalschlagen. (Termination of Ventricular Tachycardias by Mechanical Cardiac Pacing by Means of Precordial Thumps). *Zeitschrift für Kardiologie* 1990;79:717–24.
126. Caldwell G, Millar G, Quinn E. Simple mechanical methods for cardioversion: Defence of the precordial thump and cough version. *Br Med J* 1985;291:627–30.
127. Morgera T, Baldi N, Chersevani D, Medugno G, Camerini F. Chest thump and ventricular tachycardia. *Pacing Clin Electrophysiol* 1979;2:69–75.
128. Rahner E, Zeh E. Die Regularisierung von Kammertachykardien durch präkordialen Faustschlag. ("The Regularization of Ventricular Tachycardias by Precordial Thumping"). *Medizinische Welt* 1978;29:1659–63.
129. Gertsch M, Hottinger S, Hess T. Serial chest thumps for the treatment of ventricular tachycardia in patients with coronary artery disease. *Clin Cardiol* 1992;15:181–8.
130. Krijne R. Rate acceleration of ventricular tachycardia after a precordial chest thump. *Am J Cardiol* 1984;53:964–5.
131. Sclarovsky S, Kracoff OH, Agmon J. Acceleration of ventricular tachycardia induced by a chest thump. *Chest* 1981;80:596–9.
132. Yakaitis RW, Redding JS. Precordial thumping during cardiac resuscitation. *Crit Care Med* 1973;1:22–6.
133. Lown B. Electrical reversion of cardiac arrhythmias. *Br Heart J* 1967;29:469–89.
134. Mittal S, Ayati S, Stein KM, et al. Transthoracic cardioversion of atrial fibrillation: comparison of rectilinear biphasic versus damped sine wave monophasic shocks. *Circulation* 2000;101:1282–7.
135. Page RL, Kerber RE, Russell JK, et al. Biphasic versus monophasic shock waveform for conversion of atrial fibrillation: the results of an international randomized, double-blind multicenter trial. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:1956–63.
136. Joglar JA, Hamdan MH, Ramaswamy K, et al. Initial energy for elective external cardioversion of persistent atrial fibrillation. *Am J Cardiol* 2000;86:348–50.
137. Alatawi F, Gurevitz O, White R. Prospective, randomized comparison of two biphasic waveforms for the efficacy and safety of transthoracic biphasic cardioversion of atrial fibrillation. *Heart Rhythm* 2005;2:382–7.
138. Pinski SL, Sgarbossa EB, Ching E, Trohman RG. A comparison of 50-J versus 100-J shocks for direct-current cardioversion of atrial flutter. *Am Heart J* 1999;137:439–42.
139. Kerber RE, Kienzle MG, Olshansky B, et al. Ventricular tachycardia rate and morphology determine energy and current requirements for transthoracic cardioversion. *Circulation* 1992;85:158–63.
140. Hedges JR, Syverud SA, Dalsey WC, Feero S, Easter R, Shultz B. Prehospital trial of emergency transcutaneous cardiac pacing. *Circulation* 1987;76:1337–43.
141. Barthell E, Troiano P, Olson D, Stueven HA, Hendley G. Prehospital external cardiac pacing: a prospective, controlled clinical trial. *Ann Emerg Med* 1988;17:1221–6.
142. Cummins RO, Graves JR, Larsen MP, et al. Out-of-hospital transcutaneous pacing by emergency medical technicians in patients with asystolic cardiac arrest. *N Engl J Med* 1993;328:1377–82.
143. Ornato JP, Peberdy MA. The mystery of bradysystole during cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 1996;27:576–87.
144. Niemann JT, Adomian GE, Garner D, Rosborough JP. Endocardial and transcutaneous cardiac pacing, calcium chloride, and epinephrine in postcountershock asystole and bradycardias. *Crit Care Med* 1985;13:699–704.
145. Quan L, Graves JR, Kinder DR, Horan S, Cummins RO. Transcutaneous cardiac pacing in the treatment of out-of-hospital pediatric cardiac arrests. *Ann Emerg Med* 1992;21:905–9.
146. Dalsey WC, Syverud SA, Hedges JR. Emergency department use of transcutaneous pacing for cardiac arrests. *Crit Care Med* 1985;13:399–401.
147. Knowlton AA, Falk RH. External cardiac pacing during in-hospital cardiac arrest. *Am J Cardiol* 1986;57:1295–8.
- Ornato JP, Carveth WL, Windle JR. Pacemaker insertion for prehospital bradysystolic cardiac arrest. *Ann Emerg Med* 1984;13:101–3.