

VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o. p. s., PRAHA 5

HISTORIE A SOUČASNOST DEFIBRILACE

Bakalářská práce

TOMÁŠ RATHOUSKÝ

Stupeň vzdělání: bakalář

Název studijního oboru: Zdravotnický záchranář

Vedoucí práce: MUDr. Lidmila Hamplová, Ph.D.

Praha 2016

SCHVÁLENÍ TÉMATU

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Historie a současnost defibrilace vypracoval samostatně a použil jen pramenů, které cituji a uvádím v seznamu použitých zdrojů a že tato práce nebyla využita k získání stejného nebo jiného titulu.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své bakalářské práce ke studijním účelům.

V Praze dne

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí bakalářské práce paní MUDr. Lidmile Hamplové, Ph.D. za ochotu a poskytnutí cenných informací, které mi pomohly při zpracování mé práce.

ABSTRAKT

RATHOUSKÝ, Tomáš. *Historie a současnost defibrilace*. Vysoká škola zdravotnická, o. p. s. Stupeň kvalifikace: Bakalář (Bc.). Vedoucí práce: MUDr. Lidmila Hamplová, Ph.D. Praha. 2016. 63 s.

Tématem bakalářské práce je historie a současnost defibrilace. Hlavní část práce se zabývá historií. Obsahuje přehledný popis vývoje defibrilace, která souvisí s historickým technologickým vývojem. Dále vysvětluje princip defibrilace a popisuje stavy vhodné k defibrilaci. V dnešní době tuto metodu již nedělají pouze zdravotníci, ale je snaha zapojení laických záchránců. Cílem defibrilace je zachránit život u vyžadujících stavů.

Cílem této práce je přinést čtenáři dostatečné informace o defibrilaci, její historii a využití v současné době. Zároveň má práce poukázat na důležitost používání automatizovaného externího defibrilátoru v praxi.

Klíčová slova

Arytmie, Defibrilace, Defibrilátor, Historie

ABSTRACT

RATHOUSKÝ, Tomáš. *History of Defibrillation*. Medical College. Degree: Bachelor (Bc.). Supervisor: MUDr. Lidmila Hamplová, Ph.D. Prague. 2016. 63 pages.

The bachelor thesis deals with history of defibrillation. The main part is devoted to history of defibrillation. This bachelor thesis contains a general description of defibrillation development which is also connected with historical and technical development. This bachelor thesis explains the principle of defibrillation and describes the emergencies suitable to defibrillation. This method is not used only by medics but there is an effort to involve the amateurs. The target of defibrillation is saving human lives at states of emergency. The main purpose of this bachelor thesis is to provide information to readers about defibrillation and explain how to use it to them. It should refer to the importance of using automated external defibrillation in practise.

Keywords

Arrhythmia, Defibrillation, Defibrillator, History

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ

SEZNAM OBRÁZKŮ

ÚVOD.....	13
1 SRDCE	15
1.1 ZEVNÍ ANATOMIE SRDCE	15
1.2 VNITŘNÍ ANATOMIE SRDCE	15
1.3 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ.....	16
1.4 SRDEČNÍ CYKLUS	18
1.5 PATOFYZIOLOGIE SRDCE	18
2 ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	21
2.1 VÝZNAM A TERMINOLOGIE EKG	21
2.2 SRDEČNÍ RYTMY.....	21
Sinusový rytmus	22
Komorová tachykardie	22
Fibrilace komor	22
3 DEFIBRILACE.....	24
3.1 DEFIBRILACE.....	24
3.2 DEFIBRILÁTOR.....	24
3.3 KARDIOVERZE	25
3.4 HISTORICKÝ VÝVOJ DEFIBRILACE	25
3.4.1 První pokusy obnovení činnosti srdce.....	25
3.4.2 Objevení elektrokardiografu	26
3.4.3 Pokus o sestavení kardiostimulátoru.....	27
3.4.4 První defibrilátor	27

3.4.5 První úspěšná defibrilace na člověku	28
3.4.6 První kardiostimulátor	29
3.4.7 První externí defibrilace	30
3.4.8 Patent prvního defibrilátoru v Československu	30
3.4.9 První implantabilní kardioverter-defibrilátor	31
3.4.10 První automatizovaný externí defibrilátor	32
3.4.11 Současnost defibrilátorů	33
4 PŘEHLED HISTORIE DEFIBRILACE	34
5 SLOŽENÍ A POPIS DEFIBRILÁTORU	40
5.1 SLOŽENÍ DEFIBRILÁTORU	40
Baterie	40
Elektrody	40
Ovládací skříň	41
5.2 DRUHY DEFIBRILÁTORŮ	41
Manuální defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci	41
Manuální defibrilátor pro přímou srdeční defibrilaci	41
Automatizovaný defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci	42
Poloautomatizovaný defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci ...	42
Implantabilní kardioverter-defibrilátor	42
Externí kardiostimulátor	43
5.3 TECHNICKÉ PRINCIPY DEFIBRILACE	44
Monofázický defibrilátor	46
Bifázický defibrilátor	46
5.4 ELEKTROFYZIOLOGIE DEFIBRILACE	48
Fyziologický stav pacienta	49
Parametry defibrilačního výboje a algoritmus defibrilace	49
5.5 ZPŮSOB APLIKACE VÝBOJE	51

5.6 ALGORITMY DEFIBRILACE	53
5.7 POSTUPY DEFIBRILACE	54
5.7.1 Postup manuální externí transtorakální defibrilace.....	54
5.7.2 Postup synchronizované manuální transtorakální defibrilace	55
5.7.3 Postup automatické externí defibrilace.....	56
5.8 BEZPEČNOST A RIZIKA PŘI DEFIBRILACI.....	57
Úraz elektrickým proudem	57
Popálení pacienta	58
Chybná interpretace EKG	58
Elektromagnetické interference.....	59
5.9 TECHNOLOGICKÁ ANALÝZA DEFIBRILÁTORŮ	59
Lifepak	59
Zoll.....	60
Corpuls.....	60
5.10 DEFIBRILÁTORY	61
Defibrilátor Samaritan 350P	61
Defibrilátor AED.....	61
Defibrilátor Primedic Defi-B.....	61
Defibrilátor Life Point	61
Defibrilátor Lifepak.....	62
Defibrilátor iPad COLOR	62
ZÁVĚR.....	63
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	63
SEZNAM PŘÍLOH	

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

A	Ampér
AED	automatizovaný externí defibrilátor
AHA	American Heart Association's
atd	a tak dále
AV	atrioventrikulární
ČČK	Český červený kříž
ČR	Česká republika
EKG	elektrokardiografie
EMT	Emergency Medical Technician
ERC	European Research Council
FDA	Food and Drug Administration
I	proud
IKEM	Institut klinické a experimentální medicíny
ILCOR	International Liaison Committee on Resuscitation
J	Joule
KPR	kardiopulmonální resuscitace
ms	milisekunda
R	odpor
SA	sinoatriální uzel
tzn	to znamená
tzv	takzvaný
U	napětí
USA	United States of America
V	Volt
ZZS	zdravotnická záchranná služba
Ω	Ohm

(VOKURKA a kol., 2013)

SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ

Arytmie – porucha srdečního rytmu způsobená postižením převodního systému řídicího srdeční činnosti

Ateroskleróza – onemocnění tepen, při němž se v jejich stěnách ukládají tukové látky a druhotně vápník, čímž je tepna poškozena

Bronchus – latinsky průduška, součást dýchacích cest

Diastola – klidové období srdečního cyklu mezi dvěma systolami, kdy se srdce plní krví

Foramen ovale – otvor v embryonálním a fetálním srdci v mezisíňové přepážce

Hypertenze – vysoký tlak

Infarkt myokardu – odumření části myokardu vzniklé přerušением krevního zásobení

Ischémie – místní nedokrevnost tkáně a orgánu, která vede k jejich poškození až odumření

Systola – fáze srdečního cyklu, při níž dochází ke kontrakci srdeční síně nebo komory s vypuzením krve

Thorakotomie – chirurgické otevření hrudní dutiny

(VOKURKA a kol., 2013)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Převodní systém srdeční	17
Obrázek 2 Sinusový rytmus	21
Obrázek 3 Komorová tachykardie	21
Obrázek 4 Fibrilace komor	22
Obrázek 5 Značka	32
Obrázek 6 Baterie	39
Obrázek 7 Vnější pádla	39
Obrázek 8 Ovládací skříň	40
Obrázek 9 Elektrický obvod	43
Obrázek 10 Monofázické defibrilační křivky	44
Obrázek 11 Průběh výboje	45
Obrázek 12 Znázornění elektrického obvodu generující bifázický výboj	46
Obrázek 13 Prahová defibrilační křivka	49
Obrázek 14 Umístění elektrod	51
Obrázek 15 Umístění elektrod	51

ÚVOD

Defibrilace je výkon, který slouží ke zvrácení arytmie – fibrilaci komor, komorové tachykardie. Defibrilace se provádí pomocí defibrilačního přístroje, který dodá elektrický výboj do srdečního svalu. Pomocí této metody se „restartuje“ srdce a pravděpodobně se obnoví zpět fyziologický rytmus srdce, tedy sinusový rytmus.

Bakalářská práce se zabývá detailním a přehledným popisem historie defibrilace a vývojem defibrilační technologie.

V bakalářské práci jsou zmíněna témata, která úzce souvisí s defibrilací, ale nejsou součástí cíleného popisu, proto nejsou podrobněji rozebrána. Jsou ovšem důležitá k pochopení a návaznosti témat práce. Samotná práce se hlavně zaměřuje na historii, která je sestavena z různých odborných článků, které se ne vždy shodují, a proto se nemusí názvy a historická data shodovat s jinou literaturou.

Dále se práce zabývá popisem a fungováním defibrilace a defibrilačních přístrojů, popisem nových trendů současnosti a postupů. Velká snaha je zaměřena na poukázání a vysvětlení defibrilace, ale neslouží jako učební pomůcka, má spíše informovat.

V současné době je veliký technologický pokrok v této problematice. Na trh jsou uváděny přístroje, jež pomáhají k dokonalému a rychlému vyšetření pacienta. Mnoho firem se zaměřilo na vzdělávání lidí v oblasti použití pomůcek při laické první pomoci.

Práce bude sloužit jako zdroj informací v oblasti defibrilace pro zdravotnický personál i širokou veřejnost.

Pro tvorbu této bakalářské práce byly stanoveny následující cíle:

Cíl 1: Cílem práce je sestavit ucelený přehled o historii defibrilace a současnosti.

Cíl 2: Popsat princip defibrilace, seznámit se s jednotlivými přístroji.

Cíl 3: Popsat poruchy rytmu a následnou léčebnou terapii pomocí defibrilace.

Vstupní literatura

1. BULÍKOVÁ, Táňa, 2015. *EKG pro záchranáře nekardiology*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5307-2.
2. HANDL, Zdeněk, 2011, *Externí transtorakální defibrilace a kardiostimulace: teorie a praxe*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-531-0.
3. STANĚK, Vladimír, 2014. *Kardiologie v praxi*. Praha: Axonite CZ, Asclepius. ISBN 978-80-904899-7-4.

Popis rešeršní strategie

Vyhledávání odborných publikací, které byly následně využity pro tvorbu bakalářské práce s názvem Historie a současnost defibrilace, proběhlo v časovém období říjen 2014 až červen 2015. Pro vyhledávání bylo použito elektronických databází Bibliographia medica Čechoslovaca, EBSCO, PubMed a vyhledávače Google Scholar. Dále byla zadána rešerše v Národní lékařské knihovně.

Hlavní kritéria pro zařazení dohledaných článků do zpracování bakalářské práce byla - plnotext odborné publikace (meta-analýza, systematické přehledy nebo randomizovaná kontrolovaná studie), tematicky odpovídající stanoveným cílům bakalářské práce v českém, slovenském nebo anglickém jazyce, vydaný odbornými recenzovanými periodiky v časovém období 2005 až současnost.

Vyřazovacími kritérii byla obsahová nekompatibilita se stanovenými cíli bakalářské práce, publikace s nízkým stupněm důkaznosti (odborné názory jednotlivců, kazuistiky) nebo duplicitní nález publikace.

1 SRDCE

Nejprve než se dostaneme k pojmu defibrilace a historii defibrilace je důležité se seznámit s životně důležitým orgánem lidského těla – srdcem a jeho funkcemi, díky kterému defibrilace vznikla.

1.1 ZEVNÍ ANATOMIE SRDCE

Srdce je dutý svalově vazivový orgán nepravidelného kuželovitého tvaru, uložené v osrdečníku (vazivový vak). Srdce se nachází v mezihrudí za hrudní kostí tak, že směřuje svou dlouhou osou doleva dolů, jako je směr pravého předloktí při zasunutí ruky do kapsy. Hmotnost srdce se pohybuje mezi 250-390 gramy, stoupá s věkem a ve stáří se mírně snižuje, protože svalové buňky ochabují (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009).

Zpředu srdce je vidět oblouk aorty, horní dutá žíla, pravá předsíň, plicnice, pravá a levá komora. Zezadu je možné vidět především levou síň, která přiléhá k průdušnici a jícnu a vedou do ní čtyři plicní žíly. Pohled zespodu odkryje levou komoru a z menší části pravou komoru, které leží na bránici (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009).

Na srdci se nachází čtyři žlábký, přičemž dva jsou příčné a dva podélné. Žlábký pomyslně rozdělují srdce na síně a komory a probíhají v nich tepny, žíly a lymfatické cévy (STANĚK, 2014).

1.2 VNITŘNÍ ANATOMIE SRDCE

Lidské srdce má čtyři dutiny, a to pravá a levá předsíň (síň) a pravá a levá komora. Předsíně od sebe dělí předsíňové svalové septum a komory silné mezikomorové septum.

Pravá předsíň (síň) je tenkostěnný útvar o kapacitě asi 80 ml. Do dutiny pravé předsíně ústí dvě duté žíly. Do horní části předsíně ústí horní dutá žíla o průsvitu 2 cm a do dolní části dolní dutá žíla o průsvitu 3-3,5 cm. Při ústí dolní duté žíly je nekompletní srpkovitá chlopeč. Tato chlopeč v embryonální době usměřňuje krev z dolní duté žíly do otvoru v předsíňové přepážce – foramen ovale, jímž proudí velká část krve v embryonální době z pravé předsíně přímo do levé komory. Pravá předsíň přechází otvorem do pravé komory, při jejímž ústí je zasazena trojcípá chlopeč (STANĚK, 2014).

Pravá komora je uložena za sternem vpravo, tvoří pravou konturu. Tloušťka stěny pravé komory je slabší než levé stěny, v poměru 1:3. Komora je rozdělena svalovým hřebenem, na trabekulární část „vtokovou“ a hladkou část „výtokovou“. Výtoková končí u chlopně v plicním kmeni. Plicní kmen se po výstupu z osrdečníku dělí na dvě hlavní větve, které přechází do hilu pravé a levé plíce (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009).

Levá předsíň (síň) má menší kapacitu než pravá, asi 60 ml. Svou horní plochou naléhá na levý bronchus (průduška) a na levou plicní tepnu. Do dutiny v zadní části předsíně ústí čtyři plicní žíly. Ústí žil jsou v průměru 14 mm široká. Levá předsíň přechází levým síňokomorovým ústím do levé komory (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009).

Levá komora je uložena nalevo a vzadu, tvoří levou konturu srdeční. Septum a volná stěna levé komory jsou 3-4 krát silnější nežli stěna pravé komory. Od levého síňokomorového ústí se levá komora prostírá až k ústí aorty. V ústí je zasazena dvoucípá chlopně (mitrální). Stejně jako pravá, tak i levá komora má vtokovou a výtokovou část (STANĚK, 2014).

Srdeční stěna je tvořena třemi vrstvami: endokard – tenká lesklá blána vystylající všechny srdeční dutiny, myokard – svalová vrstva tvořená příčně pruhovanou svalovinou srdeční, epikard – povrchový obal srdce (STANĚK, 2014).

Srdce získává živiny a okysličenou krev pomocí cévního zásobování. Zásobování je prostřednictvím dvou věnčitých koronárních tepen. Pravá (dextra) zásobuje spodní stěnu levé komory, horní část komorové přepážky a pravou komoru a předsíň. Levá (sinistra) zásobuje levou komoru větší část mezikomorové přepážky a levou předsíň (STANĚK, 2014).

1.3 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ

Hlavním úkolem převodního systému je vytvářet elektrický impulz v srdci prostřednictvím srdečních buněk a vyvolat tak postupný mechanický stah. Na základě impulzu pumpuje srdce okysličenou krev do tělního oběhu (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009).

Dle Z. HANDLA (2011) má srdce čtyři základní vlastnosti (schopnosti):

- Automacie (rytmicita) – vytváření elektrických vzruchů v pravidelném rytmu
- Vodivost – šíření vzruchu na ostatní části srdce

- Dráždivost – na základě elektrického podnětu dané velikosti dokáže vytvořit stah
- Stažlivost – reaguje na podráždění určité velikosti (HANDL, 2011).

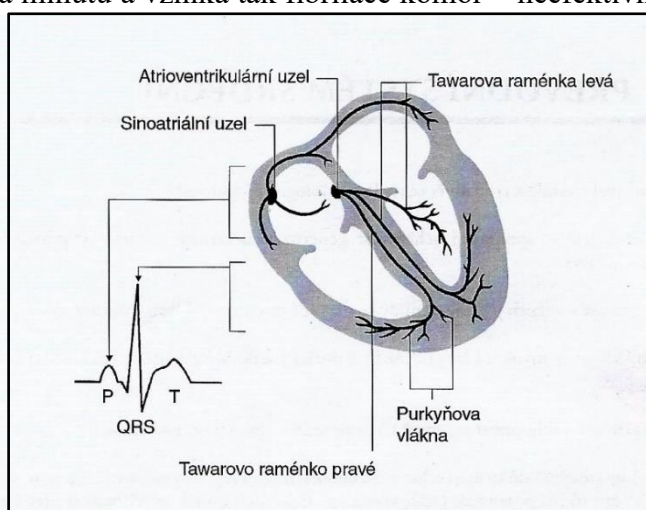
Všechny buňky v srdci mají schopnost depolarizace a repolarizace membrány – akční potenciál. Další schopností je přenášet elektrický vzruch srdcem. Odpovědí na elektrický podnět je mechanická kontrakce (STANĚK, 2014).

Převodní systém tvoří (obrázek 1):

- Sinoatriální uzel (pacemaker) – centrum tvorby vzruchů
- Atrioventrikulární uzel
- Hisův svazek
- Tawarova raménka
- Purkyňova vlákna – ze svaloviny do buněk (HANDL, 2011).

Za normálních okolností putuje elektrický vzruch sinoatriálním uzlem (SA), který se nachází na pomezí horní duté žíly a pravé síně. Vzniká v něm podnět ke každému stahu s frekvencí 70-80 pulzů za minutu. Vzruch dále pokračuje na atrioventrikulární uzel (AV), který je uložen v dolní části síňové přepážky, odtud pokračuje přes Hisův svazek, uložený v mezikomorové přepážce. Svazek se dělí na Tawarova raménka, která vedou vzruch po svalovině komor a následně přecházejí v Purkyňova vlákna, z nichž se vzruch přenáší do buněk myokardu (HANDL, 2011).

Pokud není SA uzel schopen vytvářet elektrický vzruch, může funkci převzít AV uzel s frekvencí circa 50 pulzů za minutu a vzniká tak fibrilace komor – neefektivní chaotické stahování svaloviny komor. Postupně tuto funkci mohou převzít buňky Tawarových ramének nebo Purkyňových vláken s frekvencí 20-40 pulzů za minutu, vzruch jsou schopny vytvářet i srdeční svalové buňky. Avšak v této situaci je nutno se problémem zabývat a to pomocí tzv. defibrilace (STANĚK, 2014).



Obrázek 1 Převodní systém srdeční

Zdroj: HANDL, 2011, s. 8

1.4 SRDEČNÍ CYKLUS

Cyklus je pravidelné rytmické střídání stahu srdeční svaloviny (systola – smrštění) a ochabnutí srdeční svaloviny (diastola - relaxace). Při správném fungování srdce musí přesně koordinovat funkce chlopní a kontrakce svalových buněk (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009).

Cyklus začíná systolou předsíní, kdy se přes otevřené chlopně plní komory v diastole krví. Po naplnění dochází k systole komor a vznikají dvě kontrakce. Izovolumická (napínací), kdy se komory neplní krví, ale zvyšuje se napětí srdeční svaloviny a izotonická (vypuzovací), při které se dostává krev do oběhu, ale nemění se napětí svaloviny. Následně nastává krátké období diastoly (zotavení srdce), při kterém se plní předsíně krví působením tlaku v krevním řečišti. Doba srdečního cyklu je různá v závislosti na srdeční frekvenci (KITTNAR, 2011).

1.5 PATOFYZIOLOGIE SRDCE

Onemocnění srdce patří mezi nejčastější příčinu smrti ve vyspělých zemích. Nejčastější příčinou onemocnění srdce je ateroskleróza, neboli kornatění cév (NEČAS, 2009).

Srdeční selhání

Srdeční selhání je stav, ke kterému dojde, pokud srdce není schopno vykonávat funkci pumpy, tudíž dojde k nepoměru mezi dodávkou a potřebou dodání okysličené krve a živin periferním tkáním. Srdeční selhání může být pravostranné i levostranné (NEČAS, 2009).

Pravostranné srdeční selhání je stav, kdy pravá polovina srdce není schopna pumpovat krev do plic. Nejčastější pravostranné srdeční selhání vzniká v důsledku akutní plicní embolie (NEČAS, 2009).

Levostranné srdeční selhání je stav, kdy levá polovina srdce není schopná pumpovat krev s kyslíkem do tkání. Příčiny, které řadíme do levostranného srdečního selhání, jsou akutní infarkt myokardu, myokarditidy, vady srdečních chlopní a vysoký krevní tlak (NEČAS, 2009).

Ischemická choroba srdeční

Ischemickou chorobu srdeční můžeme definovat jako stav nedostatečného prokrvení všech orgánových systémů nebo jednotlivých orgánů (STANĚK, 2014).

Ischemická choroba srdeční vzniká aterosklerózou koronárních tepen. Ateroskleróza vzniká ukládáním tuků do cévní stěny. Vlivem aterosklerózy se v koronárních tepnách tvoří aterosklerotické pláty, které zúží průsvit cévy. Ischemická choroba srdeční se může projevit akutně, tedy se uzavřou koronární tepny a vzniká infarkt myokardu. Pokud se koronární tepny uzavírají postupně, mluvíme o Angině pectoris (STANĚK, 2014).

Infarkt myokardu

Infarkt myokardu je závažný stav, kdy dochází k uzavření koronárních cév, vzniká ischémie myokardu, která vede k odumírání buněk srdečního svalu. Se zvyšujícím se věkem stoupá větší riziko postižení. Infarkt myokardu postihuje spíše muže, nežli ženy. Nejčastější příznaky infarktu myokardu je svíravá bolest na hrudní kosti, která může „vystřelovat“ do levé paže či lopatky (ČERNÝ, 2011).

Hypertenze

Jedná se o nejčastější kardiovaskulární onemocnění. Podle Světové zdravotnické organizace a Mezinárodní společnosti pro hypertenzi se jedná o stav, kdy systolický krevní tlak je rovný nebo vyšší 140 mmHg, anebo diastolický tlak 90 mmHg a vyšší, naměřený ve dvou ze tří měření. Hypertenze se dá rozdělit dle vzniku na primární a sekundární (WIDIMSKÝ, 2008).

Primární hypertenze vzniká z neznámé příčiny. Může se jednat o genetické faktory, vliv prostředí, nadměrné solení, obezita a alkohol (WIDIMSKÝ, 2008).

Sekundární hypertenze vzniká v důsledku různých onemocnění, to znamená onemocnění štítné žlázy, onemocnění nadledvin a další. Pro léčbu hypertenze se používají léky ze skupiny antihypertenziv. Tato skupina léčiv slouží ke snížení krevního tlaku, a také jako prevence sekundárních změn (WIDIMSKÝ, 2008).

Srdeční arytmie

Arytmie lze vysvětlit jako poruchu elektrických vlastností srdečních buněk. Jak již bylo zmíněno, jedná se o automacii, dráždivost, vodivost a refrakternost (BULÍKOVÁ, 2015).

Arytmie může doprovázet dušnost, bolest na hrudní kosti a pocit na omdlení. U závažných arytmií může dojít až ke kardiogennímu šoku, nehmatnému pulzu a neměřitelnému krevnímu tlaku. Tento stav vyžaduje okamžitou zdravotnickou pomoc. Většina arytmií vzniká v důsledku jiného onemocnění, ale může vzniknout i na doposud zdravém srdci. Život ohrožující arytmie je fibrilace komor, komorová tachykardie, flutter komor a AV blokáda III. stupně (STANĚK, 2014).

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie je základním neinvazivním vyšetřením při náhlých stavech v kardiologii. Využívá se především na urgentních příjmech a u záchranné služby.

2.1 VÝZNAM A TERMINOLOGIE EKG

Elektrokardiogram a elektrokardiograf jsou v současné době familárně nazývaná EKG, jedná se však o odlišné pojmy. Je důležité zohlednit význam mezi třemi velmi podobnými slovy v terminologii. Elektrokardiogram zaznamenává elektrické jevy srdce z povrchu těla na milimetrový papír rychlostí 25 mm/s. Objevitelem elektrokardiografie je Willem Einthoven. Elektrokardiografie je zápis elektrických srdečních potenciálů z povrchu hrudníku. Přičemž elektrokardiograf je pouze přístroj na zaznamenávání křivky elektrických potenciálů v srdci (BULÍKOVÁ, 2015).

Elektrokardiografie má velký význam pro zdravotnickou záchrannou službu, protože poskytuje cenné informace při patologických stavech srdečně cévního systému a při poruchách elektrolytové rovnováhy. Hlavní význam spočívá v diagnostice závažných poruch srdečního rytmu a v diferenciální diagnostice ischemické bolesti na hrudi (BULÍKOVÁ, 2015).

2.2 SRDEČNÍ RYTMY

Srdeční rytmus je pravidelné střídání systoly a diastoly. Za normálních okolností je srdce poháněno elektrickými impulsy. Jedná se o rytmus sinusový, kdy se srdce stáhne 60 krát až 100 krát. V případě, že dojde k poruše při tvorbě nebo při šíření vzruchu, dochází k změnám srdečního rytmu a srdce se zpomaluje nebo naopak zrychluje. Při zpomalení dochází k takzvaným bradyarytmiím a při zrychlení k takzvaným tachyarytmiím. Různé druhy výchylek od normálního rytmu lze zaznamenávat pomocí EKG křivky (ČERNÝ, 2011).

Pokud srdeční činnost je nepravidelná, nekoordinovaná a s abnormální frekvencí, mluví se o poruše srdečního rytmu, takzvaných arytmiích. Poruchu rytmu lze vysvětlit jako poruchu elektrických vlastností srdečních buněk. Tyto poruchy rytmu mohou vznikat náhle nebo se jedná o déle trvající poruchu srdečního rytmu (BULÍKOVÁ, 2015).

Sinusový rytmus

Sinusový rytmus (obrázek 2) – zaznamenaný na EKG záznamu u zdravého člověka. Tento rytmus se může zrychlovat či zpomalovat dle potřeb organismu (námaha, rozrušení), nebo při některých onemocněních či vlivem různých léků (HAMPTON, 2013).

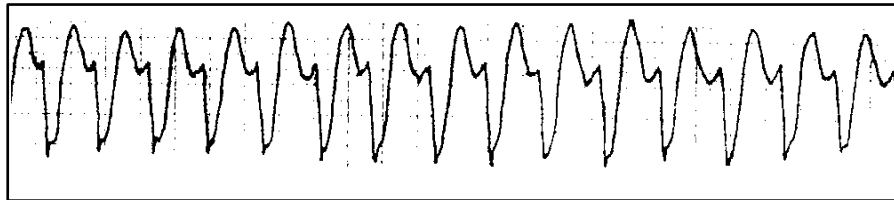


Obrázek 2 Sinusový rytmus

Zdroj: www.ekg.kvalitne.cz

Komorová tachykardie

Porucha rytmu určená k defibrilaci je komorová tachykardie (obrázek 3). Frekvence komor je pravidelná s rychlostí nad 160 pulzů za minutu. Vysoká frekvence stahů srdečního svalu neumožní účinnou cirkulaci krevního oběhu (HAMPTON, 2013).

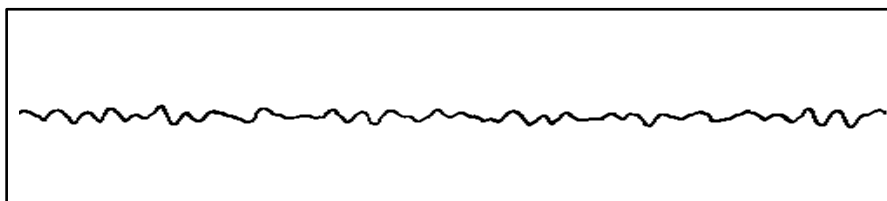


Obrázek 3 Komorová tachykardie

Zdroj: www.ekg.kvalitne.cz

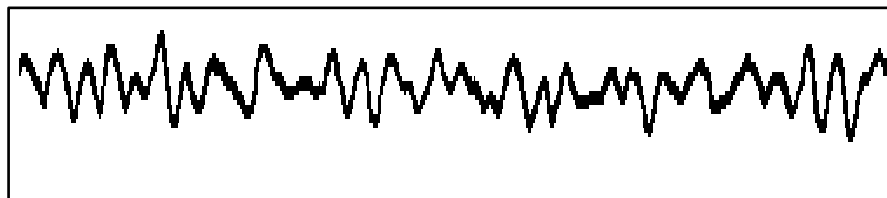
Fibrilace komor

Fibrilace komor (obrázek 4) je další porucha rytmu, kterou lze zrušit pomocí defibrilace. Dochází k nesynchronizovanému a neefektivnímu stahování svaloviny komor, to vede k selhání funkce srdce jakožto pumpy. Fibrilace vede k poruše perfuze (průtoku krve) vitálních (životních) orgánů včetně mozku. Fibrilace komor lze rozdělit na jemnovlnnou (obrázek 4a) a hrubovlnnou (obrázek 4b), (HAMPTON, 2013).



Obrázek 4a Fibrilace komor jemnovlnná

Zdroj: www.ekg.kvalitne.cz



Obrázek 4b Fibrilace komor hrubovlnná

Zdroj: www.ekg.kvalitne.cz

3 DEFIBRILACE

Pojem defibrilace se dá vysvětlit jako terapeutická metoda, kdy krátkodobou dodávkou elektrického proudu (výbojem) do svalu myokardu lze ukončit život ohrožující arytmie charakteristické nekoordinovanou činností buněk myokardu – fibrilace komor nebo komorová tachykardie a navrátí zpět sinusový rytmus.

3.1 DEFIBRILACE

Defibrilace je zrušení život ohrožující komorové arytmie elektrickým výbojem. Elektrický výboj je možné provést dvěma způsoby, synchronizovaným výbojem nebo nesynchronizovaným výbojem, podle terapeutického cíle. Nesynchronizovaná dodávka se provádí zcela náhodně k elektrické aktivitě srdečního svalu (KŘÍHA, 2007).

U způsobu synchronizovaného výboje je elektrická dodávka uzpůsobena tak, že elektrický výboj nepostihne vulnerabilní (zranitelnou) zónu elektrického srdečního cyklu (KŘÍHA, 2007).

Je třeba se zmínit o pojmu „kardioverze“ tím se rozumí krátkodobá dodávka elektrického proudu do svalu myokardu synchronizovaným způsobem (MARCIÁN, 2011).

3.2 DEFIBRILÁTOR

Defibrilátor je speciální přístroj různé velikosti, který dokáže vytvořit elektrický impulz s velkou energií. Defibrilátor dokáže svým elektrickým výbojem obnovit správnou činnost a rytmus srdce – defibrilace. Srdeční sval musí být okysličený a téměř nepoškozený. Použití defibrilátoru je součástí kardiopulmonální resuscitace (HANDL, 2011).

Existují různé typy defibrilátorů, některé přístroje kombinují funkce manuálních a automatizovaných přístrojů, umožňují externí kardiostimulaci, monitoraci EKG křivky včetně tisku, změří hodnotu saturace (okysličení) a krevního tlaku (KŘÍHA, 2007).

3.3 KARDIOVERZE

Elektrická kardioverze je zákrok, který se provádí u poruch srdečního rytmu, které vznikají v srdečních síních. Především se jedná o fibrilaci síní, flutter síní a jiné supraventrikulární tachyarytmie (HANDL, 2011).

Fibrilace síní je chaotická elektrická aktivita, při které se síně pouze chvějí, a tudíž dochází k minimálnímu stahování srdečních síní. V důsledku toho krev pouze protéká. Závažností u tohoto stavu je možnost vzniku krevní sraženiny (HAMPTON, 2013).

Flutter síní má podobný vzhled jako fibrilace síní, s tím rozdílem, že se jedná o rychlou pravidelnou aktivitu srdečních síní (HAMPTON, 2013).

Kardioverze se provádí na koronární jednotce kardiologem a anesteziologem. Pacient se uspí a pomocí defibrilátoru se přes povrch hrudníku aplikuje výboj stejnosměrného elektrického proudu synchronizovaný s vlnou R o energii 70-120-200 J, jehož cílem je přerušit arytmie a vrátit sinusový rytmus srdci (HANDL, 2011).

3.4 HISTORICKÝ VÝVOJ DEFIBRILACE

První zmínky o pokusech s elektřinou a lidským zdravím pochází již ze starého Řecka. Řekové totiž údajně využívali k léčení vlastností některých ryb, které dokážou vyvinout silný výboj o napětí až několik set voltů. Také slavný Benjamin Franklin (vynálezce bleskosvodu) se snažil uzdravit ochrnuté svaly zaváděním statické elektřiny do svalu, ale k uzdravení nedošlo (WORTHINGTON, 1992)

3.4.1 První pokusy obnovení činnosti srdce

Počátek defibrilace pochází z roku 1775, kdy dánský lékař Peter Christian Abildgaard se stal známí díky použití elektřiny u resuscitace zvířete. Život slepice jak popsal Abildgaard může být ovlivněn elektrickými impulsy a výboji. Abildgaard demonstroval svůj pokus pomocí Leydenské láhve. Nechal projít proud do hlavy slepice a tím jí přivodil smrt. Následně dával elektrické výboje přes hlavu slepice, ale bezvýznamně. Po několika pokusech nechal elektrický proud projít přes hrudník slepice a pokus se stal úspěšným, slepice vyskočila na nohy (WORTHINGTON, 1992).

Leydenská láhev (příloha A) je první záměrně konstruovaný kondenzátor, který především v 18. století sloužil k raným experimentům s elektřinou (JANSE, 2013).

Ze stejného roku pocházejí zmínky o úspěšné resuscitaci elektrickým šokem. Třiletá Sophia Greenhillová ztratila po pádu z okna vědomí, byla prohlášena za mrtvou. Aplikací šoků z leydenské láhve na různé části těla byly bezúspěšné. Po aplikaci šoku přes hrudník došlo k obnovení pulzu a dítě se uzdravilo. Na srdeční masáž se v této době ještě nemyslelo, a tak bylo předpokládáno, že při potřebě ovlivnit srdeční akci, je nutné použít elektřinu (TORÁKOVÁ, 2012, s. 16).

Na konci 19. a počátkem 20. století fyziolog John Alexander MacWilliam, průkopník v oblasti srdeční elektrofyziologie, byl první, kdo popsal srdeční arytmie. MacWilliam strávil mnoho let studiem fibrilací komor a uvedl, že náhlá smrt u lidí je způsobena právě fibrilací komor. Navrhl, že náhlá srdeční smrt - fibrilace komor může být zrušena transthorakální stimulací (přes hrudník) sérií indukčních šoků do srdce (HURST, 2009).

Defibrilátory byly poprvé použity v roce 1899. Dva fyziologové z univerzity v Ženevě Jean-Louis Prevost a Frédéric Batelli zjistili, že malé elektrické šoky mohou vyvolat komorovou fibrilaci a větší šoky mohou tento stav zvrátit. Po aplikování šoku v prvních sekundách po zástavě došlo vždy k úspěšné defibrilaci. Pokusy byly prováděny na psech (WORTHINGTON, 1992).

3.4.2 Objevení elektrokardiografu

Velký technický pokrok v medicíně přinesl holandský lékař a fyziolog Williem Einthoven, byl také vynikajícím fyzikem. Jeho hlavní oblastí zájmu se stala elektrofyziologie. Zkoumal záznamy akčních proudů činností srdce a zjistil, že každý člověk má svůj vlastní elektrokardiogram. Na základě vlastního výzkumu sestrojil v roce 1903 první elektrokardiogram (příloha B). V roce 1905 byl proveden první praktický telemedicínský (medicínská služba na velkou vzdálenost) přenos EKG záznamu na vzdálenost 1,5 km pomocí telefonní linky (JANSE, 2013).

V kardiologii je po tomto lékaři pojmenováno mnoho termínů, např. Einthovenův trojúhelník, Einthovenův zákon.

3.4.3 Pokus o sestavení kardiostimulátoru

V roce 1933 lékař Albert S. Hyman specialista na srdce v New Yorku popsal použití intrakardiální (do srdce) injekce a podání léků včetně adrenalinu (WORTHINGTON, 1992).

Lékař Albert S. Hyman se svým bratrem C. Henrym Hymanem, který byl elektrotechnický inženýr, sestrojili elektro – mechanické zařízení, které bylo jedním z prvních umělých kardiostimulátorů (příloha C). Toto zařízení stimulovalo srdeční rytmus pomocí duté jehly, která se zavedla přímo do srdce přes hrudní stěnu. Přístroj byl ovládán točením kliky a pružinou, která otáčela dynamo, a to generovalo stejnosměrný proud. Bratři přístroj nechali patentovat a údajně byl testován na zvířatech a jednom pacientovi. Přístroj byl použit v oblasti New Yorku, kde se dostal do novin, ale nikdy nebyl uznán lékařskou společností. Byl dokonce kritizován jako zasahování do přírodních vlastností (WORTHINGTON, 1992).

První umělý kardiostimulátor byl vynalezen australským anesteziologem lékařem Markem C. Lidwellem, který ho použil při resuscitaci novorozence v Crown Street Women's Hospital v Sydney roku 1926. Nicméně Hyman byl tím, kdo používal populární termín „umělý pacemaker“, který se používá dodnes (HURST, 2009).

Mark C. Lidwell svůj vynález nepatentoval a zůstal po mnoho let v anonymitě, aby se zabránilo veřejné diskusi (HURST, 2009).

3.4.4 První defibrilátor

Externí defibrilátor, jak je znám dnes byl vynalezen elektrotechnickým inženýrem Williamem Kouwenhovenem v roce 1930 (Příloha D). Když byl studentem na Johns Hopkins University School of Engineering, studoval účinky elektrické energie na lidský organismus. Studie mu pomohly vynalézt přístroj pro externí defibrilaci srdce (JANSE, 2013).

Když Edison Electric rozhodl financovat výzkum v oblasti náhlých úmrtí elektrickým proudem, byla to příležitost pro Kouwenhovena získat finanční prostředky pro svůj výzkum v problému smrti elektrickým proudem. Přestože neměl žádné lékařské vzdělání, byl schopný zahájit výzkumný projekt o účincích elektřiny na lidské srdce. Stejně jako testovali Prevost a Batelli své pokusy na zvířatech, tak i Kouwenhoven používá zvířata – psy. Zjistil, že srdce psa by po srdeční zástavě mohlo být restartováno,

ale pouze po otevření hrudníku. Tuhle metodu však nebylo možné používat na lidech a tudíž byla nežádoucí (JANSE, 2013).

Během doby, co se pracovalo v jeho laboratoři na srdeční zástavě, Kouwenhoven vyvinul metodu restartování lidského srdce pomocí komprese srdce a plic. Rázná a rytmická komprese hrudníku způsobí, že se krev pohybuje po celém těle a udrží životně důležité orgány naživu (JANSE, 2013).

V roce 1957 byla Kouwenhovenova laboratoř schopna vyvinout a zdokonalit skutečný defibrilátor, který je v současné době stále v provozu (JANSE, 2013).

3.4.5 První úspěšná defibrilace na člověku

V roce 1947 americký srdeční chirurg jménem Claude Beck použil techniku přímé manuální defibrilace na člověku. Beckova teorie byla, že komorová fibrilace se spíše vyskytovala u srdce, které bylo zdravé, a že musí existovat způsob jejího ukončení. V jeho terminologii to bylo „srdce, které je příliš dobré zemřít“. Pacientem byl čtrnáctiletý chlapec, který byl na operaci srdce. Chlapcův hrudník byl chirurgicky otevřen a byla provedena manuální srdeční masáž po dobu 45 minut do příjezdu defibrilátoru. Beck použil pádla na obě strany srdce a společně s použitím prokainamidu jako antiarytmické léčby dosáhl návratu sinusového rytmu (HURST, 2009).

Tyto rané defibrilátory (příloha E) byly velké transformátory na kolech využívající střídavého proudu transformovaného ze 110-240 voltů a 1,5 ampérů až na hodnoty 300-1000 voltů, které vedly přes „pádla“ – elektrody přímo na srdce. Nevýhodou tak silného proudu bylo nenávratné poškození srdečního svalu (HURST, 2009).

Claude Beck je znám také pro různé techniky v srdeční chirurgii. Byl první americký profesor kardiovaskulární chirurgie a kandidát na Nobelovu cenu za medicínu. V roce 1930 pracoval na problematice jak obnovit krevní oběh srdce u zástavy nebo u arytmie. Pokoušel se rozvojem různých technik implantovat prsní sval do osrdečníku, který by poskytl další zdroj krevního oběhu (HURST, 2009).

V roce 1940 vytvořil žílu mezi aortou a její koronární (srdeční) větví, a je také přiřazován k popisu příznaků akutní srdeční tamponády. Příznaky spojené se srdeční tamponádou se souhrnně nazývají Beckova triáda (HURST, 2009).

3.4.6 První kardiostimulátor

V padesátých letech dvacátého století kanadský elektroinženýr John Hopps vyvinul první zevní kardiostimulátor (příloha F), (AKSELROD, 2009).

Během experimentování s podchlazováním tělesné teploty, která vedla ke snížení metabolismu a následné bradykardii (pomalá tepová frekvence) až asystolii (zástavě) Hopps objevil, že lze umělou stimulací pomocí mechanických nebo elektrických prostředků opět obnovit srdeční činnost. Tento objev přivedl Hoppse k vynalezení prvního kardiostimulátoru. Jeho zařízení bylo velké a neskladné. V několika následujících letech další vědci a vynálezci jako byl Paul Zoll vyvinuli menší přístroje. Přístroje musely být zapojeny do zdroje trvalého elektrického proudu. Tím omezovaly pacienta v pohybu a také byly velice bolestivé při elektrické stimulaci přes hrudník (AKSELROD, 2009).

O několik let později byl světoznámým chirurgem Ake Senningem a inženýrem a lékařem Rune Elmqvistem vynalezen první plně implantabilní kardiostimulátor (příloha G), (MARCIÁN, 2011).

Pacientovi s atrioventrikulární blokádou – Arne Larssonovi byl implantován první kardiostimulátor dne 8. října 1958. Ocelová elektroda potažená teflonem byla našita k srdci. Kardiostimulátor s nikl-kadmií baterií byl celý zalitý v epoxidové pryskyřici. U prvního implantátu došlo k vybití baterie již po 8 hodinách a to z důvodu poruchy diody při implantaci. Byl implantován druhý exemplář, jehož baterie vydržela asi 6 týdnů (MARCIÁN, 2011)

Také Československo přispělo k rozvoji trvalé kardiostimulace, a to převážně v prvních 15 letech jejího používání (MARCIÁN, 2011).

V březnu roku 1965 byl vyroben první československý defibrilátor. Přestože byl vyroben hlavně z dovezených součástí, mohl se pyšnit originálním tvarem. Měl vykrojenou část pro elektrody tak, že se elektrody nelámaly, a ani nedráždily v podkoží. Tento originální tvar, který vymysleli ředitel Ústavu pro elektroniku a modelování v lékařství IKEM (Institut klinické a experimentální medicíny), Ing. Bohumil Peleška spolu s Ing. Vladimírem Bičíkem, převzala řada světových firem (MARCIÁN, 2011).

3.4.7 První externí defibrilace

V roce 1954 Kouwenhoven a Milnor provedli první tzv. nepřímou defibrilaci srdce tzn. externě bez chirurgického otevření hrudníku. Byl použit výboj z defibrilačního kondenzátoru, kde oživovaným byl pes. Pracovali na vývoji přístroje, který by byl schopen obnovit činnost lidského srdce při zástavě. Po stovkách laboratorních pokusů vyvinuli takový model, který byl schopen provádět defibrilaci na lidech. Jistou nevýhodou takového zařízení bylo, že vážilo neuvěřitelných kilogramů (TORÁKOVÁ, 2012,s. 19).

V roce 1956 lékař Paul Maurice Zoll jako první v historii ukončil komorovou fibrilaci u člověka pomocí defibrilátoru o napětí až 750 V. V pozdější době popsal ukončení komorové tachykardie. Za použití střídavého proudu začal klinickou kardioverzi-defibrilaci. Časem byl střídavý proud nahrazen stejnosměrným proudem údajně z technických důvodů (WORTHINGTON, 1992).

V roce 1980 Paul Maurice Zoll spoluzaložil firmu Zoll Medical, která se v pozdější době soustředila na výrobu defibrilátorů, monitorů, ventilátorů, automatizovaných externích defibrilátorů, elektrod, baterií atd. Různé firmy vycházely z jeho poznatků a prováděly experimenty o co nejmenší a nejlevnější přístroje (WORTHINGTON, 1992).

Paul M. Zoll během druhé světové války popsal operativní odstranění cizích těles, šrapnelů, kulek a jiných předmětů okolo srdce a velkých cév. V roce 1973 získal Laskerovu cenu a byl uznán od severoamerické společnosti stimulace a elektrofyzologie (NASPE) jako průkopník kardiostimulace (JANSE, 2013).

3.4.8 Patent prvního defibrilátoru v Československu

V roce 1958 profesor pražského Institutu klinické a experimentální medicíny Bohumil Peleška společně s Josefem Pohankou sestrojili první přenosný vysokonapěťový defibrilátor (příloha H) a nechali si ho patentovat – patentní spis č. 90280 (příloha CH). Přístroje doposud vynalezené pro přímou a nepřímou defibrilaci měly značné rozměry a váhu. Také měly velkou spotřebu elektrické energie. Další nevýhodou těchto přístrojů bylo to, že impulzy značně poškozovaly srdce. Ani patent č. 90280 ještě zcela neodstraňoval tyto nedostatky. Proto roku 1964 profesor Peleška společně se Zdeňkem Blažkem sestrojili a nechali patentovat nový přenosný kondensátorový defibrilátor –

patentní spis č. 114254 (příloha I). Nový defibrilátor vhodně volí hodnoty indukčnosti a elektrického obvodu. Díky snížení doby defibrilačního impulsu na 5-20 milisekund a dobře zvolených hodnot kondenzátoru je snížena hodnota celého přístroje i zmenšení škodlivého působení na srdce. Značná výhoda tohoto vynálezu oproti doposud vynalezeným defibrilátorům je náhrada těžkého transformátoru lehkou tlumivkou, která má menší elektrické ztráty, tím má větší účinnost. Celé zařízení lze snadno napájet i z bateriového zdroje, tím se zmenšil kondenzátor na polovinu. Impulz značně snižuje poškození srdce, což vynikne při opakované defibrilaci (MARCIÁN, 2011).

3.4.9 První implantabilní kardioverter-defibrilátor

Roku 1980 byl vyvinut první ICD (implantabilní kardioverter-defibrilátor) polským profesorem Michele Morowským, který svůj vynález nejprve vyzkoušel na psech. Přístroje byly objemné a těžké, jejich hmotnost dosahovala 300 gramů. Zatím jejich funkce uměly jen vysokoenergetický výboj při detekci rychlého komorového rytmu a neuměly zaznamenávat – holterovské funkce, pouze podávaly informace o počtu výbojů (WORTHINGTON, 1992).

Úplně první implantabilní kardioverter-defibrilátor voperovali lékaři v americkém Baltimoru. Do Evropy se implantabilní kardioverter-defibrilátor dostal v říjnu 1982, když byl použit ve Francii. V Československu byl poprvé implantován v pražském IKEMu 31. října 1984 devětadvacitiletému pacientovi s dilatační kardiomyopatií. Chirurgický tým, jenž provedl operaci, byl tvořený: Z. Náprstkem, J. Bytešníkem, J. Pírkem a S. Nisamem. Československo se tímto zařadilo mezi první země světa, které tuto metodu začaly používat. Operace proběhla úspěšně a ICD během roku a půl pacientovi více než třicetkrát pomohl s nepravidelným srdečním rytmem. V červenci roku 1986 museli lékaři vyměnit baterii v přístroji, na podzim téhož roku pacient umírá na srdeční selhání. Původní přístroje se musely voperovat přímo do břišní stěny, elektrody se našly na povrch srdce po otevření hrudníku. Od poloviny 90. let se začaly používat elektrody zavedené přes cévy a ICD se implantoval do podklíčkové oblasti. V České republice tímto způsobem byla provedena první implantace 24. ledna 1994 v nemocnici Na Homolce (MARCIÁN, 2011).

Od prvních počátků až po současnost (2016) proběhl obrovský pokrok v technologii. Přístroje se zmenšily a jejich baterie vydrží několik let. Také se staly

mnohem dostupnější a levnější. Generace nejnovějších přístrojů pracuje jako malý počítač.

3.4.10 První automatizovaný externí defibrilátor

Asi největší historický vynález v oblasti defibrilace byl ve Spojených státech roku 1979, kdy byl vyvinut první prototyp AED (automatizovaného externího defibrilátoru) (příloha J). Prototyp vyvinuli lékaři Arch Diack, Stanley Welbor a Robert Rulman (JANSE, 2013).

První přístroje byly testovány v okolí Portlandu a po jejich úspěchu byl zahájen prodej přes obchodní společnost Cardiac Resuscitator Corporation. Od roku 1979 byly zaváděny do praxe, kde byly zkoušeny a používány u EMT (Emergency Medical Technicians, zdravotní záchranná služba působící bez lékařů). Americký úřad FDA (U. S. Food and Drug Administration) v roce 1990 dovolil používat AED laickou veřejností. Americký Červený kříž v březnu roku 1999 zařadil výuku obsluhy defibrilátorů do kurzů základní neodkladné resuscitace. V roce 2002 americká kardiologická společnost AHA (American Heart Association) podpořila program veřejného přístupu k defibrilaci PAD (Public Access defibrillation) a byl spolufinancován Kongresem Spojených států. V roce 2002 byl AED „Phillip HeartStart“ schválen k prodeji laikům na lékařský předpis. Za dva roky poté, v září 2004 FDA zcela uvolnila prodej AED všem zájemcům bez omezení. Zatímco snaha vybavit domácnosti AED u rizikových pacientů je sporná a složitá otázka, umístění defibrilátorů na dobře zvolená veřejná místa pomohla zachránit již mnoho životů. Vzhledem k četnosti náhlé srdeční zástavy jsou za nejrizikovější veřejná místa považována mezinárodní letiště, velká nákupní centra, věznice, sportovní areály, mezinárodní vlaková nádraží, zaoceánské lodě a průmyslové podniky. Společnost AHA doporučuje rozmístění AED, aby byl použitelný rychlou chůzí do 90 sekund. První studie ukázaly, že v plošném přežívání náhlých srdečních zástav mimo nemocnice nedošlo k výrazným změnám. To se však nedá říct o letištích v Chicagu, kdy po zavedení AED přežilo na fibrilaci komor 11 z 18 pacientů. Mezi průkopníky zavádění AED do praxe stály letecké společnosti: britská Virgin Atlantic (1990), australská Qantas (1991) a American Airlines ze Spojených států amerických roku 1997. Americký Federální letecký úřad v dubnu 2004 pověřil velké letecké společnosti, aby byl v používání AED povinně proškolen palubní personál (JANSE, 2013).

V České republice byla první budova vybavená AED stanice Svobodná Evropa v roce 2002 (BURIANOVÁ, 2013).

3.4.11 Současnost defibrilátorů

V současné době (2016) je tak veliký postup v technologii, že mnoho světových firem se předhání v uvedení svého produktu na trh. Nynější defibrilátory/ AED vzhledem k obrovské konkurenci jsou stále více vylepšovány a zdokonalovány, je velká snaha firem vyrobit co nejmenší a nejlevnější. Defibrilátory již nejsou pouze skříňky s výbojem, ale jsou součástí např. celého monitorovacího zařízení, které využívá především ZZS (zdravotnická záchranná služba). Tyto monitory se dají lehce přenášet a mají v sobě funkci klasického externího defibrilátoru, nebo se mohou přepnout na plně automatizovaný režim. Dokáží natočit křivku EKG, tisknout a odeslat informace do nemocničního zařízení, informují nás o srdečním pulzu pacienta, změří krevní tlak a hladinu okysličené krve, funkce kardiostimulace a podobně.

Automatizované externí defibrilátory jsou stále menší a umějí vést laického záchránce krok za krokem při náhlé srdeční zástavě. Rozmístění AED je na místech obtížně přístupných profesionálním týmům, zajišťující přednemocniční neodkladnou péči a místa s velkou časovou prodlevou. Příkladem jsou horské oblasti, letiště, průmyslové podniky, paluby lodí, věznice, školy, obchodní centra a knihovny (BURIANOVÁ, 2013).

Na oficiálních internetových stránkách www.defi.cz (příloha K), lze najít kompletní mapu rozmístění AED na území České republiky.

Pro jednodušší a rychlejší orientaci v terénu, jsou místa s uložením AED označena značkou (obrázek 5).



Obrázek 5 – Značka AED

Zdroj: www.letni-detske-tabory.cz

4 PŘEHLED HISTORIE DEFIBRILACE

Historie defibrilace v chronologickém přehledu:

- 1775 – Petr Christian Abildgaard předvedl, že život slepice může být ovlivněn elektrickými impulzy a že je možno opět obnovit pulz působením elektrického impulsu externě (z vnějšku) přes její hrud' (BYDŽOVSKÝ, 2008).
- 1849 – Frederik Ludvig a Albert Hoffa demonstrovali, že jediný elektrický impuls může navodit fibrilaci srdce (WORTHINGTON, 1992).
- 1888 – Mac William uvedl, že fibrilace komor by mohla být příčinou náhlého úmrtí (WORTHINGTON, 1992).
- 1899 – Profesoři Jean-Louis Prevost a Frederic Batelli předvedli koncept elektrické defibrilace na základě poznatku, že relativně velké elektrické napětí aplikované na srdci zvířete může ukončit fibrilaci komor (WORTHINGTON, 1992).
- 1930 – Lékař William Bennett Kouwenhoven vyvinul zařízení pro podávání elektrických výbojů srdci. Defibrilátor byl určen pro léčbu chorob způsobených nepravidelnou elektrickou aktivitou srdce (JANSE, 2013).
- 1930 – 1933 – Lékař Albert Hyman nechal patentovat první umělý kardiostimulátor (WORTHINGTON, 1992).
- 1933 – Hooker, Kouwenhoven a Langworthy podali zprávu o úspěšné interní defibrilaci střídavým proudem u psa (JANSE, 2013).
- 1947 – Chirurg Claude Beck jako první úspěšně provedl vnitřní defibrilaci aplikací střídavého proudu o frekvenci 60 Hz u operovaného pacienta (HURST, 2009).

- 1950 – John Hopps vynalezl první kardiostimulátor (AKSELROD, 2009).
- 1950 – Kouwenhoven schopen defibrilovat psa elektrodami přiloženými na stěnu hrudníku (JANSE, 2013).
- 1954 – Kouwenhoven a Milnor provedli externí defibrilaci srdce psa (JANSE, 2013).
- 1956 – Paul Maurice Zoll provedl první úspěšnou externí defibrilaci u člověka (WORTHINGTON, 1992).
- 1958 – Pacientovi implantován první kardiostimulátor (MARCIÁN, 2011).
- 1960 – Na základě poznatků Edmarka a Lowna, že stejnosměrný proud je pro defibrilaci účinnější a má méně vedlejších účinků než proud střídavý, byla defibrilace prováděna stejnosměrným, respektive monofázickým proudovým pulzem (WORTHINGTON, 1992).
- 1960 – Lékař Michael Mirowski započal vývoj implantovaného defibrilátoru (WORTHINGTON, 1992).
- 1961 – Alexandr, Kleiger a Lown poprvé popsali použití střídavého proudu pro ukončení komorové tachykardie (WORTHINGTON, 1992).
- 1961 – Poprvé byla provedena synchronizovaná kardioverze výbojem o energii 100 joulů [J] (AKSELROD, 2009).
- 1962 – Profesor B. Peleška z pražského IKEMu sestrojil první použitelný přenosný (bateriový) defibrilátor k transtorakální defibrilaci. Význam mají i takzvané Peleškovy zákony týkající se vztahu tvaru elektrického proudu na účinnost a bezpečnost defibrilace (MARCIÁN, 2011).

- 1965 – Sestrojen první Československý kardiostimulátor – B. Peleška (MARCIÁN, 2011).
- 1967 – Pantridge a Geddes podali zprávu o vyšší frekvenci přežití nehospitalizovaných pacientů s náhlou srdeční příhodou v Belfastu při použití mobilních koronárních jednotek vybavených stejnosměrnými defibrilátory na bateriový pohon (JANSE, 2013).
- 1969 – V Portlandu a Oregonu byla provedena první defibrilace záchranáři paramediky (EMTs) bez přítomnosti lékařů (AKSELROD, 2009).
- 1970 – Byly vyrobeny a ověřovány první experimentální interní a externí defibrilátory s automatickou detekcí fibrilace komor (AKSELROD, 2009).
- 1974 – 1980 – Lékaři Arch Diack, Robert Rullman a W. Stanley Welborn vyvinuli prototyp automatizovaného externího defibrilátoru (JANSE, 2013).
- 1979 – Ve Spojených státech amerických byl předveden první automatický externí defibrilátor (JANSE, 2013).
- 1980 – Byl vyvinut první implantabilní kardioverter-defibrilátor (WORTHINGTON, 1992).
- 1980 – Členové Prehospital Trails ze zařízení Heart Aid (první pomoc srdci) začali používat AED jako pomocné zařízení pro obnovu srdeční činnosti (WORTHINGTON, 1992).
- 1980 – Byl implantován první automatický interní defibrilátor. Weaver a spol. uvedli, že včasné zahájení kardiopulmonální resuscitace a včasná defibrilace mohou obnovit organizovaný srdeční rytmus a vědomí u nehospitalizovaných pacientů s náhlou srdeční příhodou. Eisenber a Copass uvedli vyšší frekvenci přežití u pacientů s náhlou srdeční příhodou defibrilovaných speciálně školenými paramediky (EMTs – Emergency Medical Technicians) v porovnání s pacienty,

kterým byla poskytnuta kardiopulmonální resuscitace, standardní léčba a transport do nemocnice. Byly ověřovány defibrilační postupy při užití automatického externího defibrilátoru zaškolenou osobou (MARCIÁN, 2011).

- 1982 – FDA (U. S. Food and Drug Administration) dalo souhlas ke klinickým pokusům pro defibrilaci s AED u EMT (Emergency Medical Technicians, zdravotní záchranná služba působící bez lékařů), (WORTHINGTON, 1992).
- 1988 – Prakticky všechny implantabilní defibrilátory začali využívat takzvaný bifázický výboj (WORTHINGTON, 1992).
- 1990 – Většina světových výrobců implantovala do svých externích defibrilátorů bifázický výboj (WORTHINGTON, 1992).
- 1996 – Byl uveden na trh první automatický externí defibrilátor s bifázickým výbojem (JANSE, 2013).
- 1996 – Prezident Clinton podepsal mimořádně důležitý federální „Good Samaritan Law“ (zákon dobrého samaritána) zajišťující právní ochranu laickým poskytovatelům 1. pomoci včetně užití AED (JANSE, 2013).
- 1997 – 2001 – Tento zákon byl postupně rozpracován a přijat všemi 50 státy Unie. Prvním státem uplatňující Veřejný přístup k defibrilaci byla Florida, v dubnu 1997. Oprávnění použít AED mohou získat občané USA od 14 let. V letech 2001 až 2004 byla účinnost zákonů dále rozšiřována (JANSE, 2013).
- 1998 – Prezident Clinton podepsal 24. dubna právní akt o zdravotnické pomoci na letištích a v osobních letadlech pomocí AED (JANSE, 2013).
- 1999 – Letecká společnost United instalovala svůj první automatický externí defibrilátor na osobní letadlo 747. V letecké historii, Chicagský O'Hare International and Midway Airports bylo prvním letištěm ve Spojených státech,

které poskytovalo defibrilátory zaměstnancům pro případnou defibrilaci u cestujících v letadle (JANSE, 2013).

- 2000 – Prezident Clinton podepsal federální zákon podporující Veřejný přístup k AED ve federálních budovách. Zahájeno uvolňování finančních prostředků na nákup AED (AKSELROD, 2009).
- 2000 – Na doporučení tří vůdčích autorit v oblasti neodkladné resuscitace ERC (European Resuscitation Council – evropská rada pro resuscitaci, AHA a ILCOR (International Liaison Committee on Resuscitation – Mezinárodní koordinační orgán pro resuscitaci) byla provedena nejen poslední dosud platná úprava vlastního resuscitačního postupu, ale i aktivace záchranného řetězce (včetně laické resuscitace a defibrilace). Výrazným doporučením bylo provádět defibrilaci AED již na úrovni základní neodkladné resuscitace prováděné vyškolenými a nacvičenými nezdravotníky. Tato světová směrnice má název Guidelines 2000 (BYDŽOVSKÝ, 2008).
- 2002 – V USA následovaly další právní akty a schvalování federálních dotací pro financování vybavení AED (AKSELROD, 2009).
- 2002 – První vybavení budovy AED v ČR – stanice Svobodná Evropa (BURIANOVÁ, 2013).
- 2003 – V USA bylo zahájeno vybavování AED pro obce s dojezdem EMS delším než 10-15 minut, také z federálního rozpočtu (AKSELROD, 2009).
- 2004 – V ČR byly vyškoleni první instruktoři ČČK (Český červený kříž) s oprávněním zajišťovat výuku a nacvik použití AED (BURIANOVÁ, 2013).
- 2005 – Bylo oznámeno, že v USA je vyškolen a nacvičen v resuscitaci s použitím AED 80 milionů obyvatel, tj. cca 30 % z celkového počtu (JANSE, 2013).

- 2005 – AHA, ILCOR a ERC vydaly novou směrnici Guidelines 2005 se záchrannými postupy se zvýrazněným doporučením používat AED vyškolenými a nacvičenými laickými zachránci, nejlépe do 3 minut. Bylo doporučeno použití AED i u dětí ve věku od 1 roku (JANSE, 2013).
- 2005 – AHA požádala výrobce a výzkum o prověření možnosti nalézt řešení, jak bezpečně určit pomocí mikropočítače přítomnost stavu fibrilace komor bez přerušení KPR (JANSE, 2013).
- 2010 – Minimální změny v Guidelines 2010 oproti Guidelines 2005. Častější používání AED (BURIANOVÁ, 2013).
- 2013 – Na veřejná místa v Brně bylo rozmístěno 13 AED (BURIANOVÁ, 2013).
- 2014 – Rozmístění 12 AED v Jihomoravském kraji (BURIANOVÁ, 2013).
- 2015 – Guidelines 2015, byli vyškoleni „první zachránci“ – hasičský záchranný sbor a policie ČR, kteří mají včas použít AED (BURIANOVÁ, 2013).
- Současnost – Rozmístění AED ve všech krajích České republiky (Příloha K)

5 SLOŽENÍ A POPIS DEFIBRILÁTORU

Všechny defibrilátory bez ohledu na typ nebo výrobce musí splňovat svou základní funkci a mít co nejlepší praktické využití v urgentních stavech.

5.1 SLOŽENÍ DEFIBRILÁTORU

Základní složení je u všech defibrilátorů stejné, skládá se ze tří základních částí: baterie, elektroda a ovládací skříň.

Baterie

Každý defibrilátor má různý druh baterie (obrázek 6). Záleží na výrobní firmě, jaký typ baterie zvolí. Důležité parametry u baterie jsou: životnost, nabíjecí nebo nenabíjecí, výdrž – počet výbojů, složení baterie. Nejčastěji používaná baterie je lithiovomanganová dioxidová (POKORNÝ, 2010).



Obrázek 6 – Baterie

Zdroj: www.aedstoday.com

Elektrody

Elektrody jsou nedílnou součástí defibrilátoru. Pomocí elektrod je přenášena elektrická energie do srdce pacienta. Existuje nespočetně mnoho typů elektrod např. vnitřní pádla, vnější pádla (obrázek 7), nalepovací elektrody, ve kterých je vodivý gel atd. Větší elektrody vytvoří menší odpor a přivedou více proudu do srdce. Kůže není dobrý vodič, proto se používá na elektrody speciální gel. Funkcí gelu je větší velikost proudu a prevence popálení pokožky (POKORNÝ, 2010).



Obrázek 7 – Vnější pádla

Zdroj: www.aedstoday.com

Ovládací skříň

Plastový kryt, ve kterém je uložen výkonný generátor. Dodaný elektrický výboj je vygenerovaný pomocí vysokonapěťových obvodů z energie uložené v baterii v ovládací skříni (obrázek 8). Baterie dokáže vyvinout napětí o velikosti až 7 000V. Tudiž výboj může být od 200-400 J. Pod krytem se dále nachází ovládací tlačítka, obvody, regulační elektronika. Nejčastější ovladače na defibrilátoru jsou tlačítka pro nastavení síly výboje, tlačítka pro výběr energie a tlačítka pro nabití a vybití energie (POKORNÝ, 2010).



Obrázek 8 - Ovládací skříň

Zdroj: www.mediprax.cz

5.2 DRUHY DEFIBRILÁTORŮ

Manuální defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci

Manuální externí defibrilátor (příloha L) je druh defibrilátoru s vestavěným monitorem pro elektrokardiogram. Křivka EKG slouží záchranáři či doktorovi k posouzení srdečního rytmu, zda se jedná o fyziologický rytmus nebo arytmii. Doktor si na základě svých znalostí určí, jestli stav je určený k defibrilaci či nikoli, a popřípadě zahájí defibrilaci. Na přístroji si sám nastaví, jak velkou sílu výboje použije. Výboj se vede přes ruční pádla nebo nalepovací elektrody přiložené na hrudník pacienta. Tento způsob defibrilace se používá především na zdravotnické záchranné službě a v nemocničním zařízení, kde by měl být proškolený personál v jeho použití (MARCIÁN, 2011).

Manuální defibrilátor pro přímou srdeční defibrilaci

Manuální interní defibrilátor (příloha M) je určen pro přímou defibrilaci. Přímá znamená, že se jedná o invazivní metodu, kdy za použití pádlových elektrod defibrilátoru

je elektrický výboj veden přímo do srdečního svalu. Z tohoto důvodu se tyto defibrilátory nacházejí pouze v nemocničním zařízení na operačních sálech, kde jsou prováděny především operace v oblasti hrudníku nebo kardiochirurgického výkonu a hrud' pacienta je otevřená – thorakotomie, nebo může být rychle otevřena přítomným chirurgem. Je to prakticky stejná metoda jako nepřímá srdeční defibrilace, ale s tím rozdílem, že elektrický výboj je veden skrz vnitřní elektrody (POKORNÝ, 2010).

Automatizovaný defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci

Automatizovaný externí defibrilátor (AED), (příloha N) je sofistikovaný, počítačem řízený přístroj, který byl vyvinut především pro laické použití v rámci přednemocniční první pomoci. Přístroj má velice jednoduché ovládání, aby každá osoba byla schopna v případě potřeby poskytnout adekvátní pomoc. AED je vybaven hlasovým naváděním tzn., že po zapnutí přístroje, sám navádí, kam a jak přilepit elektrody na hrudník a jaké další postupy má záchránce provést. Defibrilátor zároveň kontroluje, zda záchránce udělal vše dle pokynů. Pokud není něco uděláno správně, nespustí další krok a opakuje předešlý. AED sám zhodnotí srdeční rytmus z povrchového záznamu EKG a podle toho podá nebo nepodá výboj. Vlastní technické nastavení AED je dáno výrobcem a mělo by být v souladu s doporučením Evropské rady pro resuscitaci (JANOTA, 2011).

Poloautomatizovaný defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci

Tyto defibrilátory jsou kompromisem mezi manuálním a plně automatizovaným defibrilátorem. Většina jejich použití je u profesionálů v přednemocniční péči, jako jsou záchranáři a zdravotníci. Přístroje mají vlastnosti jak automatických jednotek, tak manuálních verzí, kdy si lékař učiní vlastní rozhodnutí namísto počítače. Některé verze jsou také schopné snímat tepovou frekvenci a vykonávat další funkce, u kterých je požadována kvalifikovaná obsluha (POKORNÝ, 2010).

Implantabilní kardioverter-defibrilátor

Implantabilní kardioverter-defibrilátor (příloha O) je automatický vnitřní srdeční defibrilátor. Jsou to implantáty podobné stimulátorům, které se implantují pacientům, u kterých je velké riziko srdeční zástavy při komorové fibrilaci. Toto zařízení váží kolem

sta gramů, je několik centimetrů velké a nejčastěji se implantuje pod kůži do levé oblasti pod klíční kost. Přístroj má v sobě zabudovanou baterii, kterou je napájen mikroprocesor. Ten zodpovídá za vyhodnocení srdečního rytmu nemocného. Vyhodnocení posoudí a v případě potřeby vytvoří elektrický impuls, který zavede přímo do srdce. Kardioverter má dvě elektrody vedoucí přímo do srdce. Pomocí elektrod monitoruje srdeční rytmus nebo podá výboj. Přístroj používá výboj s nízkou energií, asi kolem 30-40 J a amplitudou 750 V (MARCIÁN, 2011).

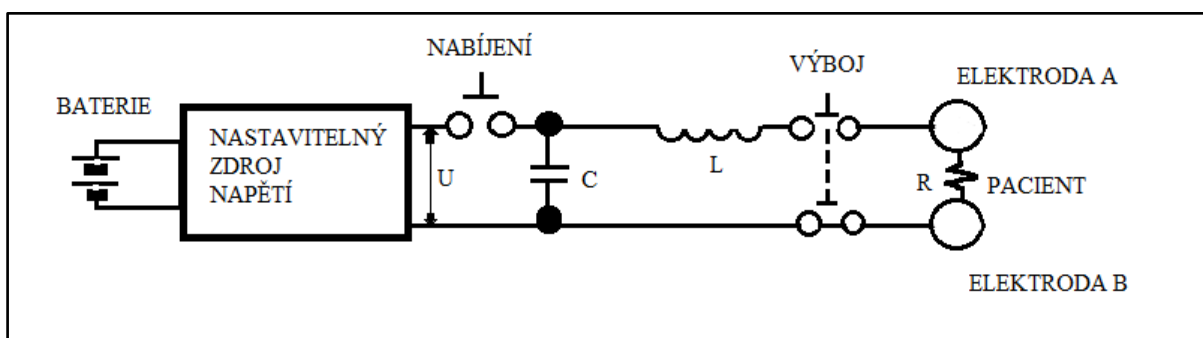
Externí kardiostimulátor

Přenosný defibrilátor pro nepřímou srdeční defibrilaci, který se nosí jako vesta. Přístroj monitoruje 24 hodin denně pacientův srdeční pulz a automaticky dodává elektrický výboj, jestliže je to potřebné. Toto zařízení se používá hlavně u pacientů čekajících na kardiostimulátor (POKORNÝ, 2010).

5.3 TECHNICKÉ PRINCIPY DEFIBRILACE

Princip defibrilace je založen na skutečnosti, že určitá dávka elektrického proudu vhodného průběhu, která dostatečně působí na značné množství buněk fibrilujícího srdečního svalu zakládá značnou pravděpodobnost zpětného převzetí a řízení normálního srdečního rytmu sinoatriálním uzlem (HANDL, 2011).

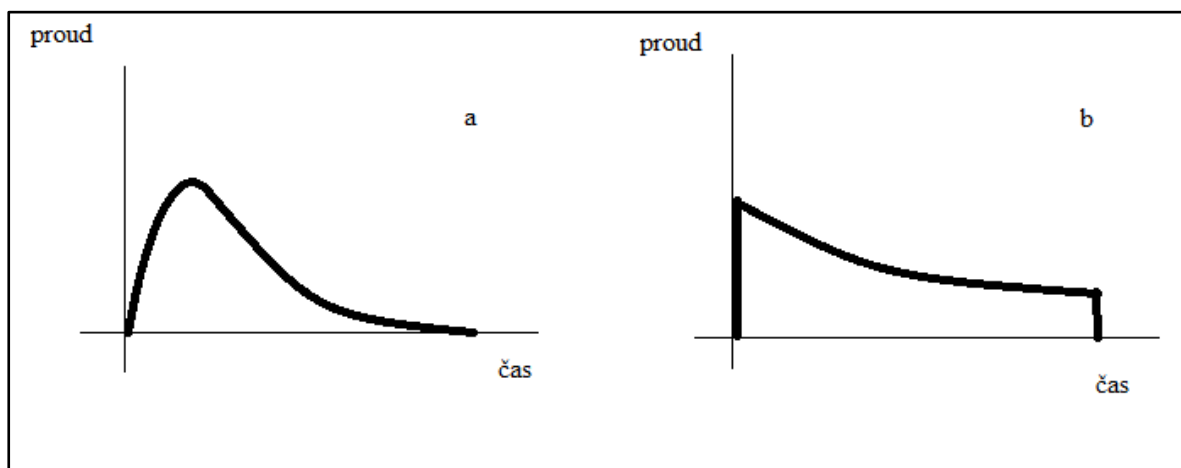
Stručné znázornění elektrického obvodu umožňující defibrilaci je na obrázku 9.



Obrázek 9 – elektrický obvod

Zdroj : autor

Po sepnutí spínače NABÍJENÍ se kondenzátor C nabije z nastavitelného zdroje napětí na hodnotu napětí U . Po sepnutí tlačítka VÝBOJ se kondenzátor C vybije přes odpor R reprezentující impedanci hrudníku pacienta. Tvar vybíjecí proudové křivky kondenzátoru C závisí na přítomnosti tlumivky L v obvodu. Pokud tlumivka L do obvodu zařazena, má vybíjecí proudová křivka kondenzátoru C tvar klesající exponenciály dále v časově ukončené pomocí elektronických obvodů (obrazek 10a). V případě, že tlumivka L je v obvodu přítomna, generuje elektrický obvod proudovou křivku ve tvaru zatlumené sinusoidy (obrázek 10b). Pro představu, hodnoty elektrických veličin souvisejících s defibrilační proudovou křivkou tvaru zatlumené sinusoidy jsou následující: napětí $U = 1500-4000$ V, hodnoty intenzity proudu $30-40$ A při odporu hrudníku pacienta $R = 70-80 \Omega$, doba trvání výboje $3-9$ ms. Defibrilátory s exponenciálním průběhem proudové křivky používají zpravidla nižších hodnot intenzity proudu s delší dobou trvání výboje (HANDL, 2011).



Obrázek 10 - Monofázické defibrilační proudové křivky

a – zatlumená sinusoida

b – časově ukončený exponenciální průběh

Zdroj: autor

Intenzita defibrilačního výboje se udává v joulech [J] jako jednotkách energie. Energie je mírou velikosti proudu, napětí a doby trvání protékajícího proudu podle vztahu:

$$1) E = I \times U \times t$$

E energie [J]

I proud [A]

U napětí [V]

t čas [s]

Velikost proudu protékajícího srdcem je při daném napětí závislá na elektrickém odporu, neboli impedanci hrudníku pacienta podle Ohmova zákona:

$$2) I = U / R$$

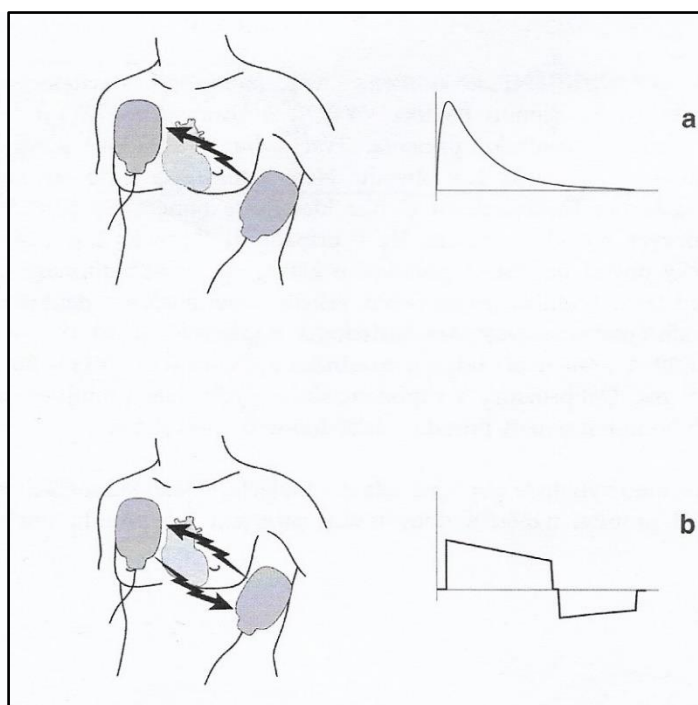
R impedance [Ω]

Ze vztahů 1) a 2) a z předešlého vyplývá, že hodnota energie je jen vykonaná práce defibrilátoru na vyvíjení výboje a není rozhodující pro klinickou intenzitu výboje, protože proud procházející srdcem závisí na aktuální impedanci hrudníku pacienta. Hodnoty U a t

je možné zadat, aby výsledná energie E byla rovna 500 J i v případě, že amplituda proudu I nebude mít nadprahovou hodnotu potřebnou k úplné depolarizaci srdečních buněk. Hodnota energie je proto pouze orientačním ukazatelem intenzity defibrilačního výboje (HANDL, 2011).

Monofázický defibrilátor

Starší verze defibrilátů, které se používají v klinické praxi, jsou sestaveny principiálně na bázi elektrického obvodu znázorněném na obrázku 9. Křivky znázorněné na obrázku patří mezi tzv. monofázické defibrilační křivky, protože mají po celou dobu výboje jednu polaritu, tedy proud projde přes srdce jedním směrem. (obrázek 11a). Tyto defibrilátory jsou označovány jako monofázické (HANDL, 2011).



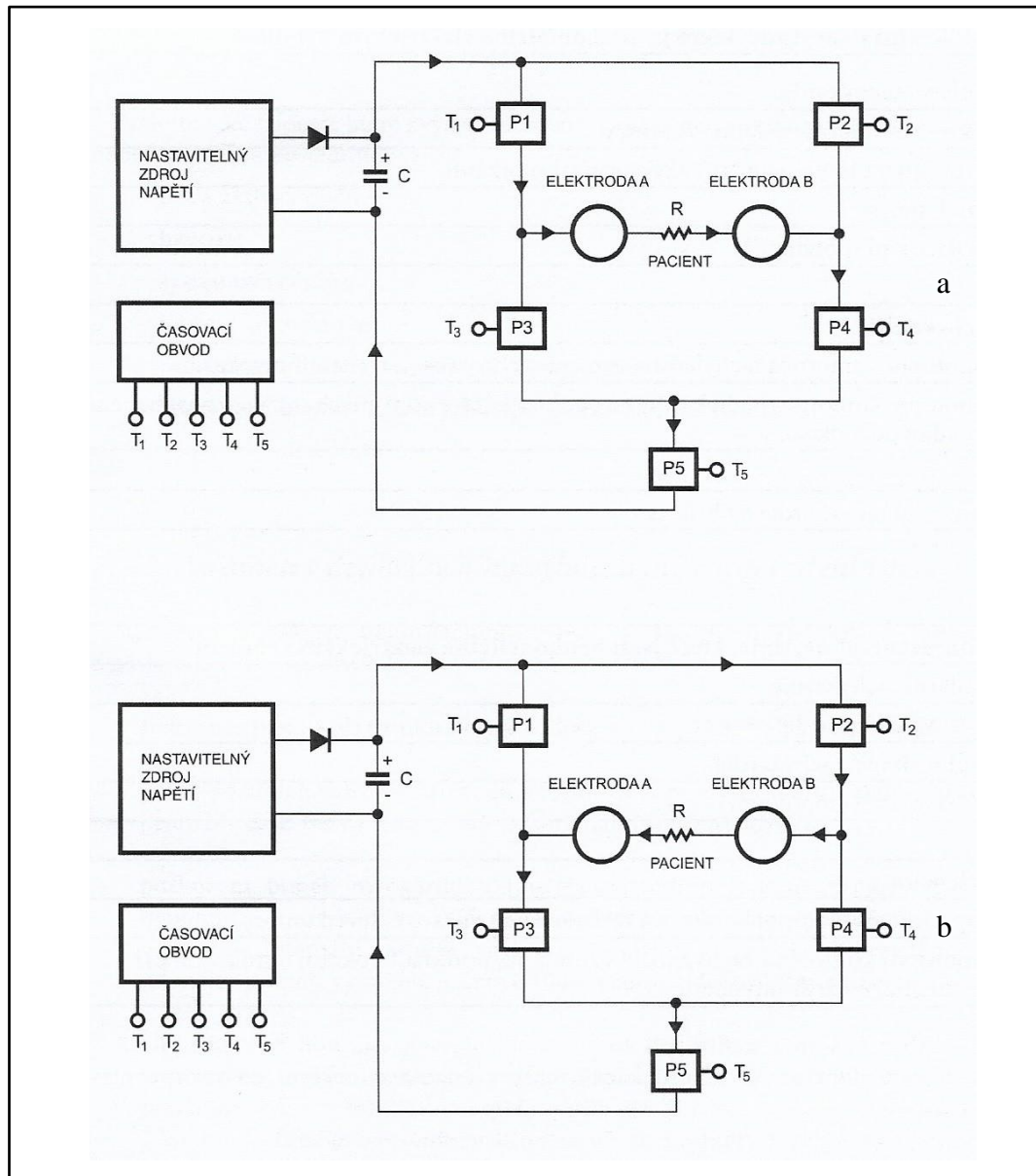
Obrázek 11 – průběh výboje

Zdroj: HANDL, 2011, s. 14

Bifázický defibrilátor

S poznáním znalostí o elektrofyziologii defibrilace a fibrilace byly do praxe zavedeny defibrilátory generující tzv. bifázické defibrilační proudové křivky. Tato proudová křivka vyjadřuje, že průběh proudu změní svou polaritu během výboje, tedy proud projde přes srdeční sval tam a zpět (obrázek 11b). Schéma znázornění

elektrického obvodu vyvíjející bifázický proudový defibrilační výboj je na obrázku 12. Základem elektrického obvodu je tzv. H-můstkové zapojení přepínačů P1-P4 ovládaných impulzy T1-T4 z časovacího obvodu, kdy vhodné přepnutí přepínačů P1-P4 obrátí v průběhu jednoho výboje směr průchodu vybíjecího proudu kondenzátoru C přes pacienta. Přístroje tohoto typu jsou označovány jako bifázické (HANDL, 2011).



Obrázek 12 – Znáznornění elektrického obvodu generující bifázický výboj

a – směr proudu fáze jedna

b – směr proudu fáze dvě

Zdroj: HANDL, 2011, s. 15

5.4 ELEKTROFYZIOLOGIE DEFIBRILACE

Tachyarytmie vzniklé na podkladě „reentry“ (opětovný vstup elektrického vzruchu do místa srdečního svalu) mechanismu, lze elektrickým výbojem ukončit. Arytmie tohoto typu jsou:

Supraventrikulární tachykardie:

- Atrioventrikulární nodální „reentry“
- Atrioventrikulární „reentry“ akcesorními spojkami
- Flutter síní
- Fibrilace síní (polytropní)

Komorová tachykardie:

- Monotropní komorová tachykardie spojená s chronickou ischemií myokardu
- Monotropní komorová tachykardie na podkladě „reentry“ mechanismu způsobeného ramínkovou bloádou

Polytropní komorová tachykardie a fibrilace

Vzniklé arytmie na podkladě fokální automacie nebo časných následujících potenciálů „nonreentry“ nelze defibrilací ukončit, může nastat pouze zpomalení nebo zrychlení rytmu. Tyto arytmie jsou:

Supraventrikulární tachykardie:

- Sinusová tachykardie
- Fokální síňová tachykardie
- Fibrilace síní (monotropní)

Komorová tachykardie:

- Idiopatická monotropní tachykardie (z pravé, levé komory)
- Monotropní komorová tachykardie vzniklá na podkladě fokální automacie při neischemické kardiomyopatii (HANDL, 2011)

Selhání opakované defibrilace či kardioverze poukazuje na možnost arytmie, která nelze ukončit defibrilací, tedy „nonreentry“ arytmie. Hlavní otázka při opakované defibrilaci je otázka použití vhodné intenzity výboje a posloupnosti výboje. Tato otázka je dána díky neustálému rozvoji poznatků o elektrofyziologii defibrilace a rozvojem techniky, která umožňuje určitý typ výboje (HANDL, 2011).

Úspěšnost defibrilace ovlivňuje:

- Způsob aplikace defibrilačního výboje
- Výchozí fyziologický stav pacienta
- Parametry defibrilačního výboje a algoritmus defibrilace při opakovaných výbojích

Fyziologický stav pacienta

Faktory zvyšující rezistenci průchodu proudu myokardem a snižující úspěšnost defibrilace jsou:

- Doba trvání zástavy oběhu
- Hypoxie
- Systémová acidóza
- Iontová dysbalance
- Předchozí srdeční onemocnění či patologie
- Hladina některých léků
- Hypotermie

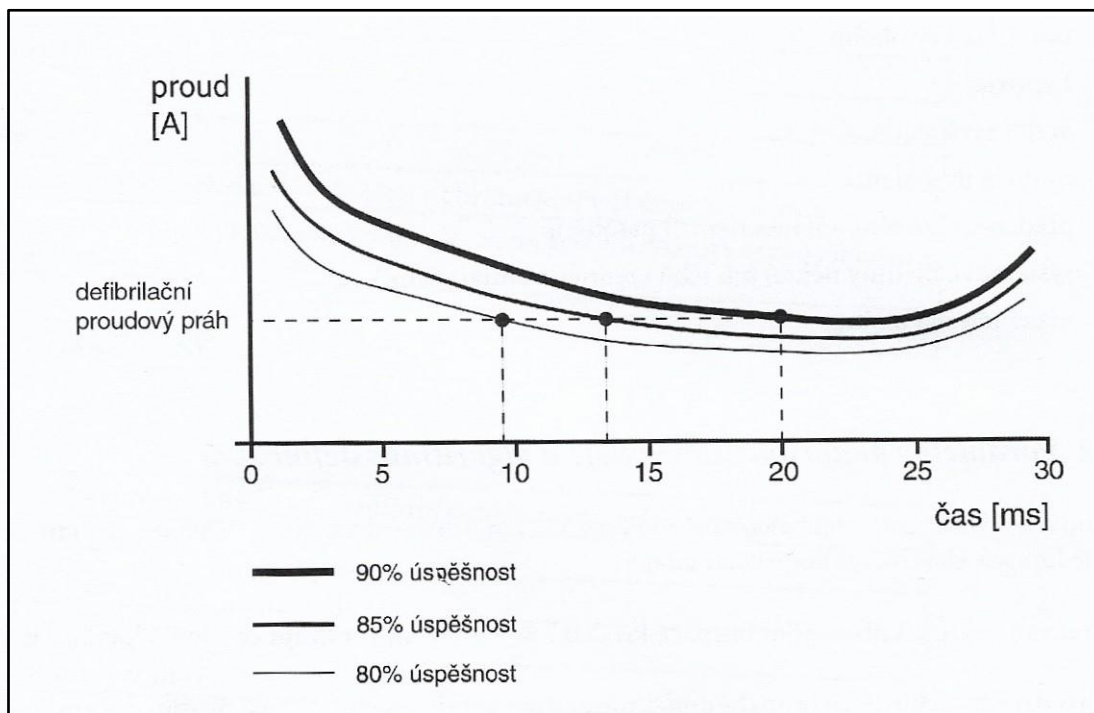
Parametry defibrilačního výboje a algoritmus defibrilace

Stanovení defibrilačního výboje a algoritmu defibrilace vychází z těchto elektrofyziologických údajů:

- Každou minutou opožděné defibrilace klesá frekvence přežití o 7-10 %
- Pro úspěšnou defibrilaci je nejdůležitější množství proudů, které prošlo myokardem, jeho průběh a tvar proudové křivky
- Poškození buněk myokardu a postresuscitační projevy souvisí s hodnotou intenzity proudu vyšší než prahové 100 % úspěšné defibrilační hodnoty
- Vliv energie na účinnost defibrilace i možné poškození myokardu je sporné, vyšší účinnost defibrilace byla prokázána použitím vyšších

hodnot při vzniklé fibrilaci, poškození myokardu bifázickou křivkou až do energie 360 J studie neprokázaly

- S počtem neúspěšných výbojů vzrůstá riziko poškození myokardu, zvláště opakováním výbojů v intervalu kratším než 1 minuta, postupně se kumuluje energie a ohřívá myokard
- Nesprávně zvolená vysoká dávka proudu nebo energie může způsobit refibrilaci myokardu
- Po prvním výboji impedance klesá přibližně o 8 %, opakováním výboje o další 4 %, tudíž množství proudu opakovaným výboje může být větší
- Impedance hrudníku fyziologicky kolísá
- Na defibrilační prahové hodnoty se můžeme dostat zvýšením dodávky proudu, ke kterému došlo náhodnou impedancí hrudníku nebo vlivem snížení impedance po prvním výboji
- Každý defibrilační proudový výboj má svou prahovou křivku, je to závislost prahové intenzity a doby trvání defibrilačního pulzu (obrázek 13), (HANDL, 2011).



Obrázek 13 – Prahová defibrilační křivka

Zdroj: HANDL, 2011, s. 18

5.5 ZPŮSOB APLIKACE VÝBOJE

Nejvhodnější umístění je takové, kdy fibrilující část srdce je přímo mezi elektrodami, aby byl zajištěn maximální průchod elektrického proudu srdcem. (HANDL, 2011).

Transtorakální externí defibrilace se provádí pomocí elektrod, které jsou na více použití nebo jednorázovými nalepovacími elektrodami. Defibrilace je ovlivněna jak přiložením elektrod, tak jejich umístěním. Důležitý je co největší dotek plochy elektrody s pokožkou, ideálně bez izolujících prvků jako je ochlupení. Proto se na klasické elektrody pro opakované použití nanáší vodivý gel, který se aplikuje před výbojem. Elektrody se musí do místa aplikace přitisknout přtlakem asi 12 kg na elektrodu. Gel se nanáší po celé ploše elektrody a v takovém množství, aby při přtlaku na hrudník pacienta gel nevytekl zpod elektrody na okolní kůži. Samolepící elektrody po správném nalepení zajišťují přilnavost a kontakt samy (HANDL, 2011).

V zásadě existují dva základní způsoby umístění elektrod, způsob antero-laterální (předo-boční) (obrázek 14) nebo antero-posteriorní (předo-zadní), (obrázek 15). Elektrody se označují názvy či symboly podle jejich umístění (HANDL, 2011).

Při umístění předo-bočním se přední elektroda umísťuje pod pravou klíční kost, zatímco doporučení pro umístění boční elektrody není zcela jednoznačné a to ani výrobcem. V odborné literatuře se uvádí umístění boční elektrody k středu průsečíku střední axilární čáry a čtvrtého mezižebří, tedy v levé střední axilární čáře u prsní bradavky. Jiné zdroje doporučují umístění boční elektrody pod prsní sval nebo mírně od levé bradavky (HANDL, 2011).

Pokud je třeba umístit elektrody předo-zadně, používají se nalepovací elektrody. Při umístění předo-zadním se přední elektroda umísťuje pod levý prsní sval a zadní pod levou lopatku. Předo-zadní umístění může mít různé alternativy, to znamená přední elektrodu na levém prekordiu a zadní elektrodu pod pravou lopatkou nebo přední elektrodu na pravém prekordiu a zadní pod levou lopatkou (HANDL, 2011).

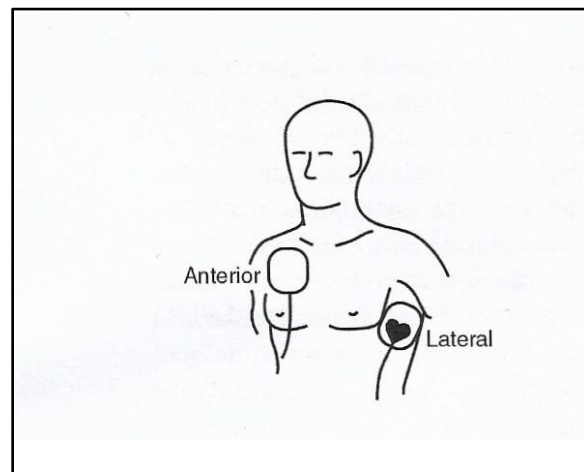
Pokud použijeme předo-zadní umístění u klasických elektrod, je nutné pacienta polohovat na bok. Tento způsob se používá u novorozenců, pokud jsou příliš velké pediatrické elektrody (HANDL, 2011).

Špatné umístění elektrod může mít za následek zvýšení proudu mimo srdce, falešné vyhodnocení impedance a nesprávnou adaptaci proudové křivky.

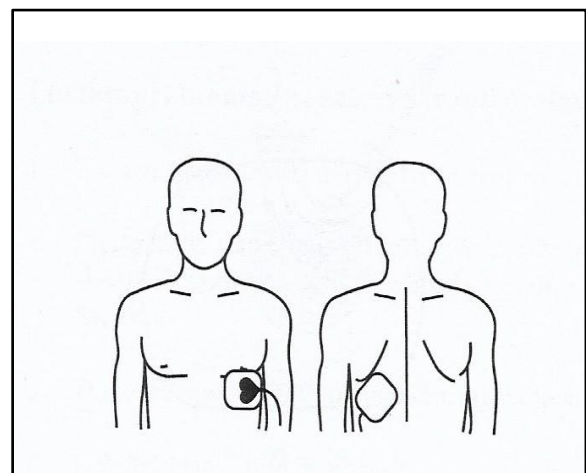
Pokud se elektrody umístí na kost, je snížena účinnost výboje. Pozor na označení elektrod „sternum“ a „apex“ jež je zavádějící. Z hlediska účinnosti defibrilace není rozdíl v umístění elektrod předo-bočním a předo-zadním. Nejčastěji se používá předo-boční umístění (HANDL, 2011).

U pacientů s torakotomií lze při nedostupnosti vnitřních elektrod použít sterilní nalepovací elektrody a otevřený hrudník se vyplní fyziologickým roztokem ke snížení impedance (HANDL, 2011).

Je výhodnější použití větších elektrod. Většina výrobců nabízí elektrody o průměru 8-13 cm a pediatrické o velikosti 4 cm. AED využívá nalepovacích elektrod, pomocí kterých vyhodnotí srdeční rytmus během několika vteřin. Po dobu analýzy rytmu se neprovádí srdeční masáž (HANDL, 2011).



Obrázek 14 – umístění elektrod
Zdroj: HANDL, 2011, s. 27



Obrázek 15 – umístění elektrod
Zdroj: HANDL, 2011, s. 27

5.6 ALGORITMY DEFIBRILACE

Při používání odlišného technického řešení bifázické proudové křivky výrobcem, nelze zcela stanovit jednotný algoritmus energetických výbojů u bifázického defibrilátoru. Nejsou prokázány rozdíly v účinnosti výboje do hodnoty energie 200 J u bifázického defibrilátoru. Platí zde skutečnost, že výboj 200 J z bifázického defibrilátoru je v praxi mnohem účinnější než výboj 200 až 360 J z monofázického defibrilátoru (KORPAS, 2011).

Světové společnosti AHA a ERC nemají doporučení pro konkrétní přístroje. Pokud je od výrobce znám algoritmus léčby arytmie, není hned použití nejvyšších hodnot ověřené a může naopak snížit úspěšnost. Toto neplatí u arytmie, které jsou urgentně indikovány ke kardioverzi, ale dostupný defibrilátor nemá funkci synchronizovaného výboje. Zde se tedy použije místo nízkoenergetického synchronizovaného výboje vysokoenergetický nesynchronizovaný výboj, kde je menší riziko zvrácení arytmie do fibrilace (KORPAS, 2011).

Při léčbě komorové fibrilace nesmí být na defibrilátoru zaplá funkce synchronizovaného výboj, protože pak nedojde k detekci komplexu QRS na EKG a zpožďuje se podání výboje. To platí i u komorové tachykardie bez hmatného pulzu.

Při léčbě komorové fibrilace dospělých bifázickým defibrilátorem má být použita hodnota energie doporučená výrobcem defibrilátoru, tedy 120 až 200 J. Druhý a následující výboj má mít stejnou nebo vyšší hodnotu, je vhodné energii stupňovat. Pokud u přístroje není znám defibrilační algoritmus je doporučení dle AHA a ERC použít výboj o maximální energii, minimálně však hodnotou 150 J. U léčby komorové fibrilace dospělých monofázickým defibrilátorem je hodnota všech výbojů 360 J (HANDL, 2011).

Doporučená hodnota energie prvního výboje u synchronizované verze při fibrilaci síní monofázickým defibrilátorem je 200 J dle AHA a 360 J dle ERC. Pro bifázický defibrilátor 120 až 200 J dle AHA a dle ERC 120 až 150 J (HANDL, 2011).

U synchronizované verze při flutteru síní nebo supraventrikulárních arytmií dospělých stačí nižší hodnota energie. Hodnota energie prvního výboje je doporučena 50 až 100 J pro monofázický i bifázický defibrilátor dle AHA, 100 J pro monofázický defibrilátor a 70 až 120 J pro bifázický defibrilátor dle ERC (HANDL, 2011).

Pro stanovení algoritmu defibrilace u dětských pacientů bifázickými manuálními defibrilátory není konkrétní doporučení. Vychází se z poznatků, že je bezpečné aplikovat

hodnoty energie pro klasickou monofázickou defibrilaci dětských pacientů. Hodnota energie pro první výboj je 2 až 4 J/kg. Další výboje by měly mít hodnotu vyšší, neměly by však přesáhnout hodnotu 10 J/kg. Pro synchronizovanou verzi supraventrikulární i komorové tachykardie u dětí je hodnota energie výboje 0,5 až 1 J/kg při opakování výboje 2 J/kg (HANDL, 2011).

Automatizované externí defibrilátory detekují komorovou fibrilaci a arytmiie určené k defibrilaci u dětí všech věkových kategorií. Většina AED je vybavena dětským módem a příslušenstvím pro děti. Tento mód sníží dávku výboje na hodnotu vhodnou pro dětského pacienta. U dětí ve věku 1 až 8 let by měl být užit dětský mód, pokud není k dispozici, lze užit standardní. Manuální defibrilátor je doporučován u dětí do 1 roku. Pokud není k dispozici, použije se mód pro dětskou defibrilaci či v krajním případě standardní mód (KORPAS, 2011).

Pro přímou defibrilaci srdce jsou doporučené hodnoty energie 10 až 20 J. Vyšší hodnoty mohou způsobit poškození srdečních buněk (HANDL, 2011).

5.7 POSTUPY DEFIBRILACE

5.7.1 Postup manuální externí transtorakální defibrilace

Postup dle HANDLA (2011):

- Zapněte defibrilátor a popřípadě vypněte synchronizovaný režim
- Vezměte standardní elektrody a naneste vodivý gel na celou plochu elektrody nebo nalepte samolepící elektrody na pacienta
- Zvolte energii výboje (může být automaticky nastavena)
- Nabijte defibrilátor. Při použití standardních elektrod se nabíjení spouští nabíjecím tlačítkem na elektrodě. U samolepících elektrod se defibrilátor nabíjí přímo tlačítkem na přístroji. Nabití defibrilátoru nám signalizuje výstražný tón. Manuální defibrilátory mohou mít přednastavenou doporučenou energetickou sérii výbojů. Po spuštění nabíjení se defibrilátor nabije na příslušnou hodnotu pro první výboj. Po prvním výboji a opětovném nabití se nabije na doporučenou hodnotu pro druhý výboj, třetí výboj atd. Defibrilátor většinou nejde nabít na větší hodnotu než maximální určenou pro defibrilaci z důvodu poškození srdce

- Při použití standardních elektrod je přitlačíme na místa aplikace
- Vyzvete okolí, aby odstoupilo od pacienta. Ujistíme se, že se nikdo nedotýká pacienta ani předmětů okolo pacienta. Kontakt s pacientem má pouze osoba provádějící defibrilaci
- Spusťte výboj. U standardních elektrod se výboj spouští současným stisknutím vybíjecích tlačítek. U samolepících elektrod se mačká tlačítko na defibrilátoru
- Při opakování výboje se postupuje znovu od třetího bodu
- Po ukončení defibrilace vypněte monitor a elektrody očistěte (HANDL, 2011).

5.7.2 Postup synchronizované manuální transtorakální defibrilace

Postup dle HANDLA (2011):

- Zapněte defibrilátor
- Vezměte standardní elektrody a naneste vodivý gel na celou plochu elektrody nebo nalepte samolepící elektrody na pacienta
- Při potřebě se nalepí elektrody EKG a připevní se patientský kabel. Synchronizovaná defibrilace vyžaduje snímání EKG a detekci vlny R komplexu QRS. EKG lze snímat pomocí samolepících elektrod. Při snímání EKG standardními elektrodami je tvar komplexu QRS dle přiložení elektrod různý (ne učebnicový). EKG může být rušeno manipulací s elektrodami. Pokud to lze, je vhodné použít 5-svodový kabel EKG
- Zapněte synchronizovaný způsob defibrilace
- Zvolte způsob snímání EKG
- Zvolte energii výboje (může být automaticky nastavena)
- Při použití standardních elektrod je přitlačíme na místa aplikace
- Ověřte správné snímání vlny R ve snímaném EKG na displeji defibrilátoru
- Nabijte defibrilátor. Při použití standardních elektrod se nabíjení spouští nabíjecím tlačítkem na elektrodě. U samolepících elektrod se defibrilátor nabíjí přímo tlačítkem na přístroji. Nabíjení defibrilátoru nám signalizuje výstražný tón.

- Vyzvete okolí, aby odstoupilo od pacienta. Ujistíme se, že se nikdo nedotýká pacienta ani předmětů okolo pacienta. Kontakt s pacientem má pouze osoba provádějící defibrilaci
- Spusťte výboj. U standardních elektrod se výboj spouští současným stisknutím vybíjecích tlačítek. U samolepících elektrod se mačká tlačítko na defibrilátoru
- Pozorujte pacienta a monitor
- Při opakování výboje se postupuje znovu od šestého bodu
- Po ukončení defibrilace vypněte monitor a elektrody očistěte (HANDL, 2011).

5.7.3 Postup automatické externí defibrilace

Použití automatizovaného externího defibrilátoru v praxi dle DOBIÁŠE (2006):

V případě, že nemáme defibrilátor po ruce, je nutné začít s kardiopulmonální resuscitací (KPR), což obnáší umělé dýchání a stlačování hrudní kosti.

Postup záchránce:

- Zhodnotit bezpečnost situace na místě události
- Zjistit u postiženého přítomnost nebo nepřítomnost vědomí (zavoláme na něj, silně s ním zatřese). Pokud se neprobírá, postupujeme dále
- Aktivovat záchranný řetězec (přivolat pomoc, telefonovat na tísňové číslo)
- Uvolnit dýchací cesty (záklon hlavy)
- Zajistit přítomnost dýchání
- Zajistit přítomnost krevního oběhu (komprese hrudníku 30:2)
- Nejsou-li přítomné pohyby, činnost postiženého, zapneme defibrilátor. Při manipulaci s defibrilátorem je nutné nepřerušovat KPR (jeden masíruje, druhý manipuluje s defibrilátorem)
- Nachystat elektrody a přitlačit elektrody na obnažený hrudník, podle obrázku na elektrodách
- Nedotýkat se postiženého ani přístroje během analýzy

Po celou dobu, co manipulujeme s přístrojem, nás hlasovými, popřípadě textovými pokyny upozorňuje, jaký postup následuje, takže nemusíme mít obavy z neznámého.

Postup, byl-li elektrický výboj doporučen:

- Zkontrolovat, aby se nikdo nedotýkal postiženého. Stlačit tlačítko Shock k aktivaci přístroje. Přístroj bude analyzovat EKG a aplikuje 1-3 výboje
- Potom přístroj vyzve ke kontrole vědomí, dýchání, pohybů. Nejsou-li přítomné známky krevního oběhu, k započetí KPR
- Při nepřítomnosti dýchání, vykonávejte KPR 1-2 minuty. Přístroj sleduje čas a analýzu EKG

Postup, nebyl-li elektrický výboj doporučen:

- Přístroj doporučí kontrolu pulzu vědomí, dýchání, pohybů. V případě nepřítomnosti pulzu se zahajuje KPR, po dobu 1-2 minuty. V případě přítomnosti pulzu je nutno zkontrolovat dýchání. Pokud postižený nedýchá, začíná se umělé dýchání, rychlostí 12 vdechů/min
- Přístroj zopakuje analýzu EKG
- Je nutno opakovat analýzu rytmu, elektrického výboje a KPR až do příchodu kvalifikovaného záchránce
- Údaje z přístroje mohou být staženy do počítače v průběhu 24 hodin, podle typu přístroje
- Posledním krokem, který je také důležitý, je očistit přístroj dle návodu, doplnit elektrody a přístroj uložit na určené místo (DOBIÁŠ, 2006).

5.8 BEZPEČNOST A RIZIKA PŘI DEFIBRILACI

Vznik nebezpečí při defibrilaci se může týkat pacienta i záchránce. Nebezpečí většinou vzniká v důsledku chyby obsluhy či zanedbané údržby přístroje. Málokdy vznikají chyby v důsledku selhání přístroje (DOBIÁŠ, 2006).

Úraz elektrickým proudem

Úraz elektrickým proudem při defibrilaci může postihnout pacienta i obsluhu. Při špatném vyhodnocení EKG může být pacient defibrilován zcela zbytečně. Elektrický proud může zranit obsluhu či jinou osobu, pokud se při defibrilaci dotýká pacienta,

popřípadě vodivých částí v okolí pacienta. Úraz může vzniknout při špatném kontaktu obsluha – pacient nebo elektrody – pacient, zprostředkovaný vodivým gelem, nebo dezinfekčním roztokem. Zvláštní opatrnost je třeba věnovat při manipulaci s defibrilátorem v prostředí s vysokou vlhkostí. Velice rychle může vzniknout úraz při pokusu o vybití již nabitého přístroje. Proto mají některé defibrilátory nainstalované zvláštní vybíjecí tlačítko. Vypnutím defibrilátoru se přístroj sám vybije. Je přímý zákaz vybíjení přístroje přes vzájemně přiložené elektrody nebo naprázdno do vzduchu. Hrozí vysoké riziko úrazu proudem a poškození přístroje (DOBIÁŠ, 2006).

Popálení pacienta

K popálení pacienta dochází, jestliže se vytvoří na elektrodě průchodem proudu velké teplo. K takovému stavu může dojít při vysokém odporu mezi elektrodou a pokožkou. Přechodový odpor je zvýšen nánosem tenké vrstvy vyschlého gelu na elektrodě, poškození elektrody, malou vrstvou vodivého gelu mezi pokožkou a plochou elektrody, malým přitlakem elektrod na pokožku, ochlupením pacienta. Popálení může nastat při použití dětských elektrod u dospělých pacientů a to v důsledku nepoměru plochy elektrody, intenzitou proudu a impedancí hrudníku. Elektrody pro vnitřní defibrilaci nesmí být použity pro vnější defibrilaci. Jednorázové nalepovací elektrody by měly být použity do 24 hodin po jejich rozbalení, neměly by být poškozeny a použity po expirační době. Klasické elektrody nesmí překrývat kabel EKG. Popálení hrozí také při použití elektrod nad kostí, většinou nad sternem, při vytlačení vodivého gelu, nebo dezinfekčního roztoku, kdy vznikne vodivá cesta. Defibrilátor by se neměl používat v prostředí s hořlavými plyny a kyslíkem (DOBIÁŠ, 2006).

Chybná interpretace EKG

Některé artefakty na EKG záznamu mohou napodobovat fibrilaci komor, což vede k defibrilaci. Může se jednat o artefakty způsobené odpadlou elektrodou, zvýšeným přechodovým odporem mezi elektrodou a pokožkou, tenkou vrstvou vyschlého gelu. Poškozený kabel může imitovat fibrilaci komor. Další chyby interpretace mohou nastat chybným nastavením snímání EKG. Signál EKG může být rušen elektromagnetickým polem přístrojů nacházejících se v blízkosti defibrilátoru. Pohyb nebo transport pacienta může vyvolat změny na EKG (HANDL, 2011).

Elektromagnetické interference

Správné fungování defibrilátoru mohou ovlivnit některá elektrická zařízení, která se vyskytují v blízkosti přístroje. Především se jedná o přístroje elektrochirurgické, mobilní elektroniku a přístroje s vyšší elektromagnetickou energií. Stejně tak defibrilátor může ovlivnit funkci přístrojů v jeho blízkosti. Při používání defibrilátoru, by okolní zařízení měly být v dostatečné vzdálenosti, alespoň 1,2 m. Defibrilátor se nesmí používat v místnostech určených pro nukleární medicínu. U pacientů s implantabilním kardiodefibrilátorem (ICD) se po přiložení elektrod musí vyčkat na ukončení cyklu ICD. Mezi AED a ICD může nastat rozpor v analýze EKG a výboji. Je vhodné vyhodnotit EKG na monitoru defibrilátoru obsluhou. Výboj může ovlivnit funkci ICD. V dnešní době je elektronika ICD proti elektrickému výboji poměrně odolná, ale není stoprocentní. Pro vyhnutí se nežádoucím účinkům poškození ICD je nutné přikládat elektrody tak, aby se přístroj nenacházel mezi defibrilačními elektrodami. V tomto případě přichází vhod předozadní umístění elektrod (HANDL, 2011).

5.9 TECHNOLOGICKÁ ANALÝZA DEFIBRILÁTORŮ

Na území České republiky je největší zastoupení tří společností dodávajících defibrilátory, pro jejich poznání je vytvořena stručná analýza. Jedná se o společnosti Lifepak, která je největší, Zoll a Corpuls (POKORNÝ, 2010).

Lifepak

Defibrilátory LIFEPAK vyrábí americká společnost Physio-Control, založená v roce 1955 kardiochirurgem Karlem Williamem Edmarkem. První sériově vyráběným defibrilátorem byl v roce 1967 LIFEPAK® 33. Označení 33 značilo hmotnost přístroje v librách, tedy 15 kg. V současné době je nejpoužívanější LIFEPAK® 12 a LIFEPAK® 15 (příloha P). Poslední typ uvedla firma na trh v roce 2009. Oba tyto přístroje jsou tvarem a funkcemi podobné (POKORNÝ, 2010).

LIFEPAK® 15 je bifázický defibrilátor s manuálním i AED režimem, s možností synchronizované kardioverze. Přístroj má zabudovaný kardiostimulátor s režimy pro synchronizovanou či nesynchronizovanou stimulaci. Předností přístroje je funkce Bluetooth, možnost měření karboxyhemoglobinu a methemoglobinu. Umožňuje monitorovat čtyř i dvanácti-svodové EKG, analyzovat křivku a odeslat záznam

k posouzení do nemocničního zařízení. Dokáže měřit saturaci krve kyslíkem, neinvazivní metodou měří krevní tlak, kapnometrii metodou sidestream, kdy vydechovaná směs je nasávána a analyzována v přístroji. Hodnotu zobrazuje v mmHg a zobrazuje kapnografickou křivku. Defibrilátor LIFEPAK® 15 při použití v režimu AED, má výrobcem nastavenou energii 200, 300 a 360 J. V manuálním režimu je volba energie od 2 do 360 J. Hodnotu krevního tlaku dokáže snímat v systole 30 až 225 mmHg a diastole 15 až 220 mmHg. Tělesnou teplotu snímá s přesností 0,2 °C. Baterie přístroje vydrží v plném používání 8 hodin. Přesnou technickou specifikaci, lze nalézt v příručce pro použití vydávanou výrobcem (POKORNÝ, 2010).

Tento přístroj je nejvíce využíván zdravotnickou záchrannou službou a v České republice má největší zastoupení.

Zoll

Americká společnost Zoll Medical Corporation byla založena v roce 1980 lékaři Paulem Zollem, Williamem M. Brightem a Rolfem Stutzem. První sériově vyráběným přístrojem byl v roce 1988 defibrilátor ZOLL 1200 s hmotností 11 kg, který umožňoval neinvazivní kardiostimulaci. Nejnovější typ přístroje je defibrilátor Zoll M Series® (příloha Q). Přístroj lze použít v manuálním i AED režimu, dokáže analyzovat rytmus, lze použít jako monitor pro EKG, může být součástí modulu pro kapnometrii. Měří kapnometrii mainstreamovou metodou, se senzorem na dýchacím okruhu. Zobrazí hodnotu i tvar kapnografie. V přístroji je zabudovaný kardiostimulátor se synchronizovaným či nesynchronizovaným režimem. Přesnou technickou specifikaci, lze nalézt v příručce pro použití vydávanou výrobcem. Tyto přístroje se používají na urgentních příjmech a centrálních příjmech (POKORNÝ, 2010).

Corpuls

Německá společnost GS Corpuls byla založena roku 1982, zakladatelem byl Gunter Stemple. První přenosný defibrilátor uvedený na trh nesl označení Corpus 200. Nejnovější výrobek Corpuls 3 (příloha R) je zcela nový, revoluční přístroj v porovnání s kompaktními defibrilátory. Skládá se ze tří rozebíratelných částí, které spolu bezdrátově komunikují. Z monitorovací jednotky s obrazovkou, patientského boxu a defibrilátoru. Monitor vážící 2,7 kg umožňuje sledování jedním členem posádky a nebrání tak v okolí pacienta. Monitor dokáže načíst průkaz pojištěnce, zobrazit

na obrazovce a tisknout pomocí vestavěné tiskárny. Pacientský modul snímá EKG, saturaci kyslíkem, kapnometrii a také měří neinvazivně krevní tlak. Dokáže měřit současně čtyři kanály. Defibrilační modul umožňuje režim AED i manuální. Přístroj má stejné funkce jako již zmíněné předchozí přístroje. Složením všech tří částí se získá jeden přístroj o hmotnosti 7,4 kg. Přesnou technickou specifikaci lze nalézt v příručce pro použití vydávanou výrobcem (POKORNÝ, 2010).

Tento přístroj se používá převážně u soukromých zdravotnických záchranných služeb.

5.10 DEFIBRILÁTORY

Defibrilátor Samaritan 350P

Defibrilátor Samaritan 350P (příloha S) je doporučován pro vybavení škol, podniků, sportovních hal, plaveckých bazénů, nákupních středisek, multikin a v místech s vysokým počtem lidí. Obsluha přístroje je jednoduchá a bezpečná, ovládá se jedním tlačítkem a vydává pokyny v českém jazyce (POKORNÝ, 2010).

Defibrilátor AED

Defibrilátor AED (příloha T) je přenosný bifázický přístroj pro minimálně školenou osobu. Vydává jednoduché pokyny v českém jazyce a je určený pro dospělé i děti. Baterie je stavěna na 5 let (POKORNÝ, 2010).

Defibrilátor Primedic Defi-B

Defibrilátor Primedic Defi-B (příloha U) je monofázický síťový přístroj pro použití na ambulancích. Nemá hlasové pokyny, intenzitu výboje určuje sám lékař (POKORNÝ, 2010).

Defibrilátor Life Point

Defibrilátor Life Point (příloha V) je monofázický síťový přístroj s dobíjecím akumulátorem pro použití odborným zdravotnickým personálem. Nemá hlasové pokyny (POKORNÝ, 2010).

Defibrilátor Lifepak

Defibrilátor Lifepak (příloha W) je bifázický přístroj pro použití laickou osobou v domově důchodců, bazénech, lázeňských ústavech, kinech a hotelech. Vydává jasné pokyny v českém jazyce (POKORNÝ, 2010).

Defibrilátor iPad COLOR

Defibrilátor iPad COLOR (příloha X) je bifázický přístroj pro profesionální použití v terénu, jako je Emergency, záchranné služby, hasiči, policie. Vydává zvukové pokyny v českém jazyce. Je určený pro dospělé i děti. Vhodný do hlučného prostředí (POKORNÝ, 2010).

ZÁVĚR

Defibrilace patří k život zachraňujícím výkonům, které v urgentních situacích se správnou diagnostikou mohou přispět k záchraně lidského života. Pro vysoké riziko úmrtí u stavů postihujících oběhový systém je důležitá rychlá a neodkladná dostupnost defibrilace. Největší význam hraje defibrilace v přednemocniční péči a na pracovištích intenzivní péče.

Cílem této bakalářské práce bylo vytvořit ucelený přehled o defibrilaci, vypracovat a seznámit se s historií defibrilace. Poukázat na nejnovější metody a principy defibrilace a jejich fungování jako terapeutické metody. Dále popsat jednotlivé typy těchto přístrojů a přiblížit jejich funkce.

DOPORUČENÍ PRO PRAXI

Doporučením pro praxi by byla propagace defibrilace jako léčebního úkonu za použití defibrilačních přístrojů pro laickou veřejnost. Tím by byl propagovaný přístroj AED, tedy automatizovaný externí defibrilátor, s kterým se mohou setkat na veřejných místech. Byli by informováni o postupech práce s přístrojem a o použití při urgentních stavech. Zároveň bych doporučoval, aby umístění přístrojů bylo povinné na místech s větším výskytem populace, k příkladu stanice metra, vlaková a autobusová nádraží, sportovní střediska, turistické budovy jako hrady, zámky, katedrály a podobně. Dle mého názoru by se předešlo dlouhé prodlevě od poskytnutí defibrilace.

Dalším doporučením pro praxi by bylo zařazení této léčebné metody a popis přístrojů do osnov základních a středních škol. V rámci předmětu první pomoci by studenti dostávali dostatečnou edukaci o defibrilaci. Vzhledem k tomu, že srdeční zástava patří k jedné z nejčastějších příčin úmrtí v současné době.

Důležitým doporučením by bylo pravidelné školení členů všech složek integrovaného záchranného systému po celé České Republice. V každém kraji by byly rozmístěny přístroje k defibrilaci tak, aby byla zajištěná co nejkratší doba k použití přístroje.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- AKSELROD, Hana, Mark W. KROLL a Michael V. ORLOV, 2009. *Cardiac Bioelectric Therapy*. Springer US. ISBN 978-0-387-79402-0
- BULÍKOVÁ, Táňa, 2015. *EKG pro záchranáře nekardiologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5307-2.
- BURIANOVÁ, Lucie, 2013. *Automatické externí defibrilátory v teorii a praxi*. [online]. [cit. 2016-07-15]. Dostupné z: [file:///C:/Users/Tomas/Downloads/BPTX_2012_1_11110_0_326312_0_123206%20\(2\).pdf](file:///C:/Users/Tomas/Downloads/BPTX_2012_1_11110_0_326312_0_123206%20(2).pdf)
- BYDŽOVSKÝ, Jan, 2008. *Akutní stavy v kontextu*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7254-815-6.
- ČERNÝ, Pavel a Michal VENGLARČIK, 2011. Automatické externí defibrilátory. In: *Solen report* [online]. **14**(4), 22-23. [cit. 2016-07-012]. ISSN 1212-0456. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/bmc/link.do?id=bmc12011997>
- DOBIÁŠ, Viliam, 2006. *Urgentná zdravotná starostlivosť*. Martin: Osveta. ISBN 80-8063-214-6.
- HAMPTON, John R., 2013. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4246-5.
- HANDL, Zdeněk, 2011, *Externí transtorakální defibrilace a kardiostimulace: teorie a praxe*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-531-0.
- HURST, J. Willis, Robert A. O'ROURKE, Richard A. WALSH a Valentin. FUSTER, 2009. *Hurst's the heart manual of cardiology*. 12th ed. New York: McGraw-Hill Medical. ISBN 0071592989.
- JANOTA, Tomáš, 2011. Automatizované externí defibrilátory a jejich využití. In: *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře* [online]. **3**(1), 26-28. [cit. 2016-07-02]. ISSN

1803-7542. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/22011-automaticke-externi-defibrilatory-a-jejich-vyuziti>

JANSE, Michael J., 2013. A brief history os sudden cardiac death and its therapy. In: Pharmacology & Therapeuties [online]. 100, 59-99. [cit. 2016-05-07]. PMID 14550507

KITTNAR, Otomar, 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3068-4

KORPAS, David, 2011. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-2492-1.

KŘÍHA, Vítězslav, 2007. Defibrilace. In: *Týdeník věnovaný aktualitám a novinkám z fyziky a astronomie* [online]. 7(5). [cit. 2016-08-15]. ISSN 1214-1674. Dostupné z: http://www.aldebaran.cz/bulletin/2007_07_fib.php

MARCIÁN, Pavel, Bronislav KLEMENTA a Olga KLEMENTOVÁ, 2011. Elektrická kardioverze a defibrilace. In: *Solen* [online]. 10(1), 24-29. [cit. 2016-07-21]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2011/01/05.pdf>

NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA, HOUDEK, Lubomír (ed.), 2009. *Přehled anatomie*. Praha: Karolinum, ISBN 978-80-246-1717-6.

NEČAS, Emanuel, 2009. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. Praha: Karolinum, ISBN 978-80-246-1710-7.

POKORNÝ, Martin, 2010. Design defibrilátoru [online]. [2016-07-12]. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/files/697/30306885.pdf>

STANĚK, Vladimír, 2014. *Kardiologie v praxi*. Praha: Axonite CZ, Asclepius. ISBN 978-80-904899-7-4.

TORÁKOVÁ, Žaneta, 2012. *Historie a současnost defibrilace*. [online]. [cit. 2016-06-04]. Dostupné z: file:///C:/Users/Tomas/Downloads/TORAKOVA_ZANETA.pdf

VOJÁČEK, Jan, 2016. *Akutní kardiologie: přehled současných diagnostických a léčebných postupů v akutní kardiologii*. Praha: Mladá fronta, Aeskulap. ISBN 978-80-204-3942-0.

VOKURKA, Martin a Jan HUGO, 2013. Kapesní slovník medicíny. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-369-5

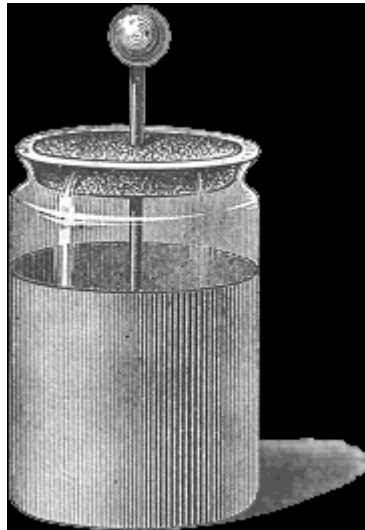
WIDIMSKÝ, Jiří, 2008. *Hypertenze*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-077-5.

WORTHINGTON, Janet Farrar, 1992. *The Engineer Who Could*. [online]. [cit. 2016-08-10]. Dostupné z: <http://www.hopkinsmedicine.org/hmn/w98/engr.html>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A – Leydenská láhev	II
Příloha B – První elektrokardiogram	III
Příloha C – Hymanův kardiostimulátor	IV
Příloha D – Kouwenhoven defibrilátor	V
Příloha E - Beckův interní defibrilátor	VI
Příloha F – John Hopps pacemaker	VII
Příloha G – Ake Senningen pacemaker	VIII
Příloha H – Vysokonapěťový defibrilátor	IX
Příloha CH – Patentní spis č. 90280	X
Příloha I – Patentní spis č. 114254	XI
Příloha J – První AED	XII
Příloha K – www.defi.cz.....	XIII
Příloha L – Manuální externí defibrilátor	XIV
Příloha M – Elektrody přímé defibrilace	XV
Příloha N - AED	XVI
Příloha O - ICD.....	XVII
Příloha P – LIFEPAK15	XVIII
Příloha Q – Zoll M Series	XIX
Příloha R – Corpuls3.....	XX
Příloha S – Defibrilator Samaritan 350P	XXI
Příloha T - AED.....	XXII
Příloha U – Defibrilator Primedic Defi-B	XXIII
Příloha V – Defibrilator Life Point	XXIV
Příloha W – Defibrilator Lifepak	XXV
Příloha X – Defibrilator iPad COLOR	XXVI
Příloha Y – Čestné prohlášení studenta k získání podkladů.....	XXVII
Příloha Z – Rešeršní protokol	XXVIII

Příloha A – Leydenská láhev



Zdroj: www.cesti-vynalezci-vynalezky-cz.webnode.cz

Příloha B – První elektrokardiogram



Zdroj: www.is.muni.cz

Příloha C – Hymanův kardiostimulátor



Zdroj: www.kocour.rps.cz

Příloha D – Kouwenhoven defibrilátor



Zdroj: www.pages.jh.edu/jhumag/0209web/archives.html

Příloha E – Beckův interní defibrilátor



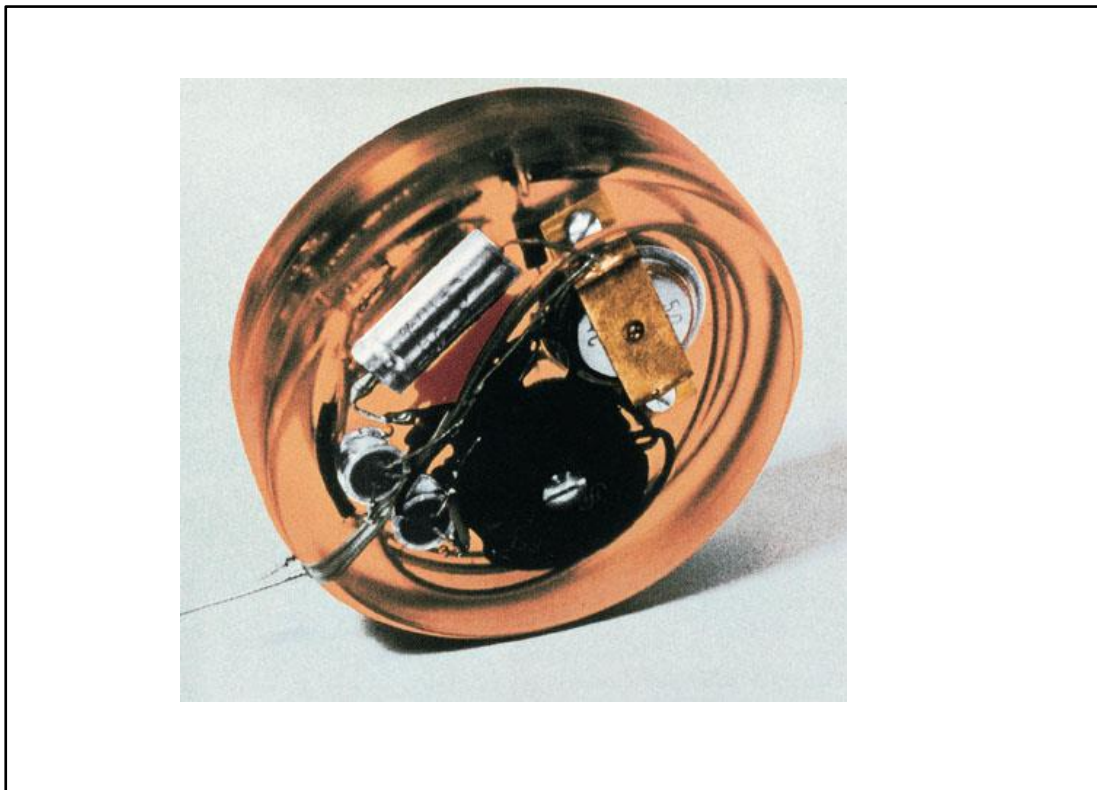
Zdroj: www.bigpicture.ru

Příloha F – John Hopps pacemaker



Zdroj: www.globalcitizen.org

Příloha G – Ake senningen pacemaker



Zdroj: www.siemens.com

Příloha H – Vysokonapětový defibrilátor



Zdroj: www.iakardiologie.cz

Příloha CH – Patentní spis č. 90280

Zdroj: <http://spisy.upv.cz/Patents/FullDocuments/90/90280.pdf>

Příloha I – Patentní spis č. 114254

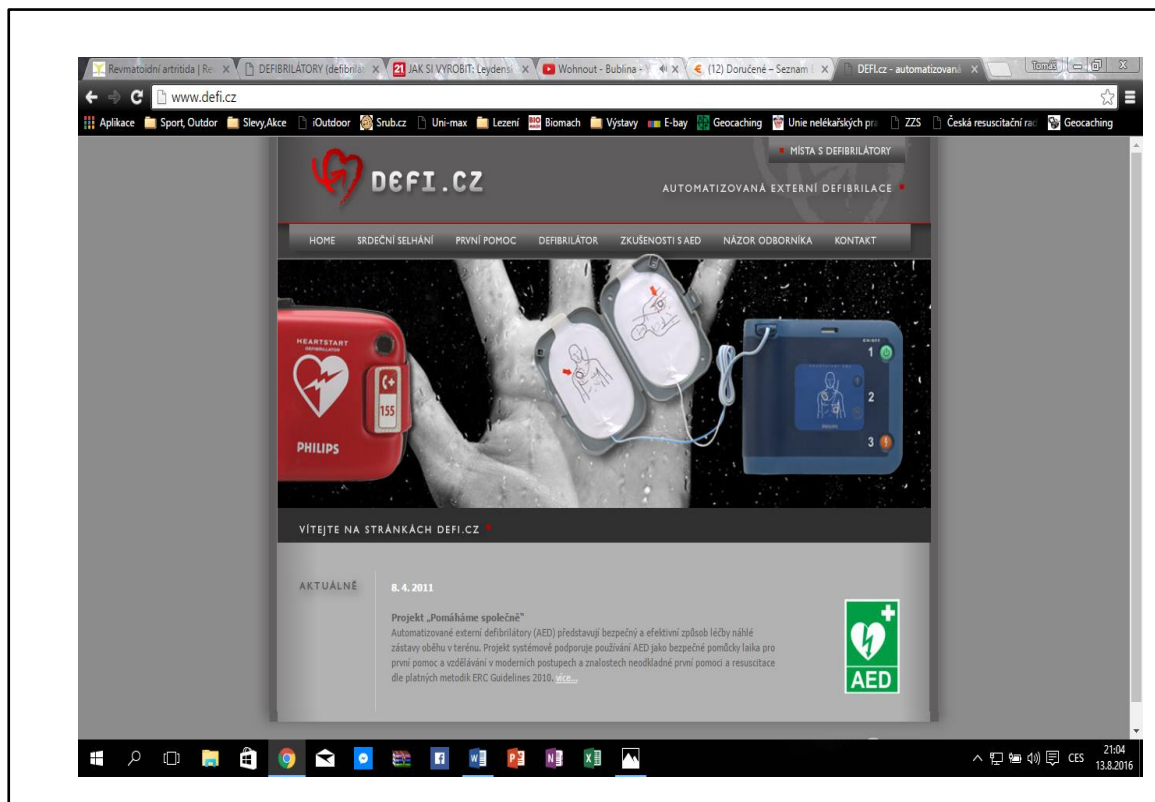
Zdroj: <http://www.fs.vsb.cz/export/sites/fs/330/.content/files/02042014.pdf>

Příloha J – první AED



Zdroj: www.defibshop.com

Příloha K – www.defi.cz



Zdroj: www.defi.cz

Příloha L – Manuální externí defibrilátor



Zdroj: www.polymed.eu

Příloha M – Elektrody pro přímou defibrilaci



Zdroj: www.dotmed.com

Příloha N - AED



Zdroj: www.defibtech-aeds.com

Příloha O - ICD



Zdroj: www.keyword-suggestions.com

Příloha P – LIFEPAK 15



Zdroj: www.flickrriver.com

Příloha Q – Zoll M Series



Zdroj: www.medtechtrade.com

Příloha R – Corpuls 3



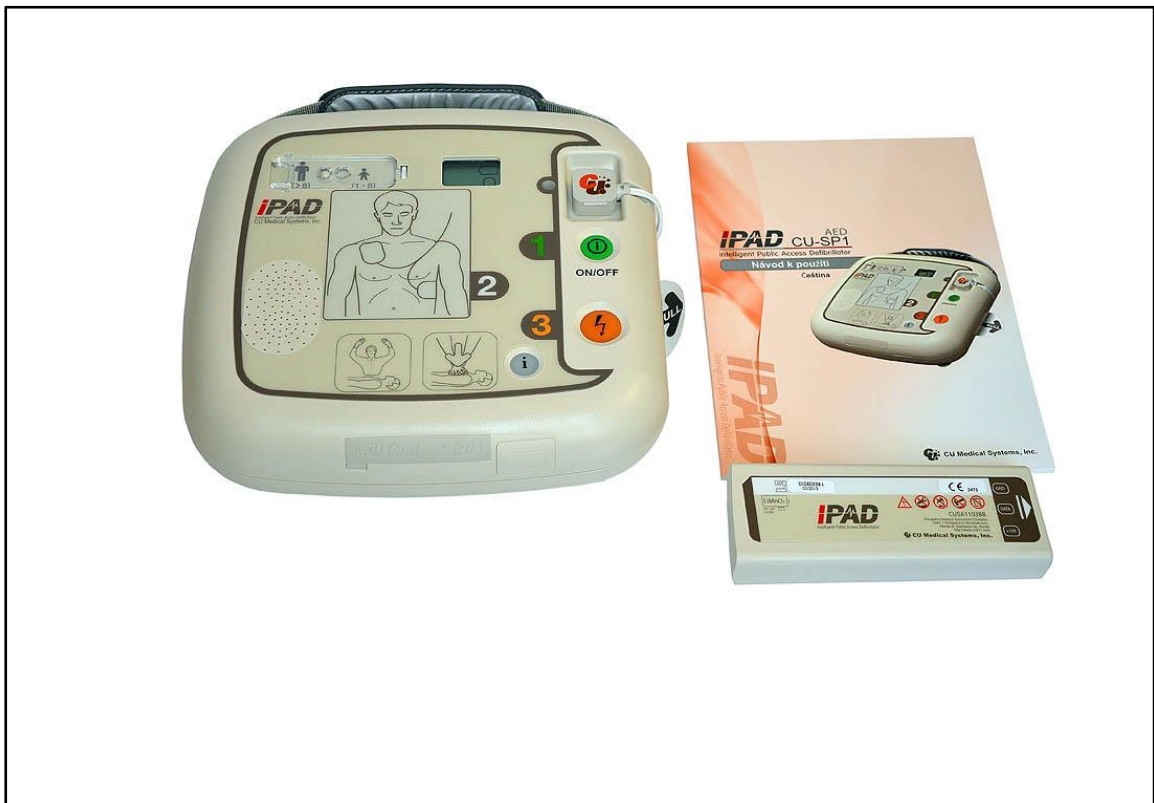
Zdroj: www.cheiron.eu

Příloha S -Defibrilator Samaritan 350P



Zdroj: www.szo.cz

Příloha T – defibrilator AED



Zdroj: www.szo.cz

Příloha U - Defibrilator Primedic Defi-B



Zdroj: www.szo.cz

Příloha V – Defibrilator Life Point



Zdroj: www.szo.cz

Příloha W – Defibrilator Lifepak



Zdroj: www.szo.cz

Příloha X – Defibrilátor iPAD COLOR



Zdroj: www.szo.cz

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem zpracoval údaje/ podklady pro bakalářskou práci s názvem Historie a současnost defibrilace v rámci studia na Vysoké škole zdravotnické, o. p. s., Duškova 7, Praha5.

V Praze dne

.....

Tomáš Rathouský

Příloha Z – Rešeršní protokol

Téma rešerše

Historie a současnost defibrilace

Žadatel:

Tomáš Rathouský

Jazykové vymezení:

Čeština, angličtina

Klíčová slova:

defibrilace, defibrilátor, historie defibrilace, automatizovaný externí defibrilátor

Klíčová slova v angličtině:

Defibrillate, Defibrilátor, History of defibrillation, Automated external defibrillator

Časové vymezení:

V českých zdrojích: 2006 – současnost

V zahraničních zdrojích. 2006 – současnost

Druhy dokumentů:

Knihy, kapitoly z knih, články, články ve sbornících, abstrakta, kvalifikační práce

České zdroje: záznamů: 82 (knihy: 14; články, články ve sbornících a abstrakta: 62; kvalifikační práce: 6) / plné texty: 45

Zahraniční zdroje: záznamů: 66 / plné texty: 39

České zdroje: ČSN ISO 690 a bibliografický záznam v portálu MEDVIK

Zahraniční zdroje: stručná citace databázového centra EBSCO host pro databázi CINAHL a MEDLINE

Zdroje: - katalog Národní lékařské knihovny (www.medvik.cz) a databáze BMČ, databáze vysokoškolských prací (www.theses.cz), repozitář závěrečných prací UK (<https://is.cuni.cz/webapps/zzp>)

Zpracoval: Mgr. Jana Hercová

Národní lékařská knihovna, oddělení informačních služeb a speciálních služeb

Sokolská 54

121 32 Praha 2

E-mail: hercova@nlk.cz