



Měření fyzikálních veličin v rámci stimulace srdce při první pomoci

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Markéta Fléglová

Vedoucí práce:

Ing. Jiří Kubín, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky





Zadání bakalářské práce

Měření fyzikálních veličin v rámci stimulace srdce při první pomoci

Jméno a příjmení: **Markéta Fléglová**
Osobní číslo: D18000166
Studijní program: B3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: Biomedicínská technika
Zadávací katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2020/2021**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Popsat fungování a použití defibrilátoru. Stanovit fyzikální veličiny použitých při defibrilaci s ohledem na vnější elektromagnetická pole.
2. Realizovat měření fyzikálních veličin při stimulaci srdce pomocí manuálního a automatizovaného externího defibrilátoru především na modelu lidského těla.
3. Realizovat měření fyzikálních veličin při stimulaci srdce pomocí kardioverteru (ICD) v podmínkách podobných normálnímu prostředí obklopující kardioverter-defibrilátor.
4. Vyhodnotit naměřená data a navrhnout použití defibrilátoru s ohledem na další uvažované parametry.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Východiskem práce je snaha o zajištění bezpečnosti pacientů v různých elektromagnetických polích, která nás v každodenním životě obklopují. Časová závislost výstupního napětí a proudu defibrilátoru při defibrilaci do této kategorie také patří a při koincidenci může negativním způsobem ovlivnit úspěšnost defibrilace. Skutečný průběh napětí není všeobecně znám a není tak možné nad jeho negativními vlivy seriózně uvažovat.

Výstupem bakalářské práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Předpokládáme, že významné veličiny ovlivňující defibrilaci stanovíme na základě výrobní dokumentace a standardů pro bezpečnost elektromagnetických polí.
2. Předpokládáme, že automatizovaný externí defibrilátor volí napětí na spodní hranici námi zvoleného defibrilačního rozsah.
3. Předpokládáme, že se fibrilační napětí bude měnit vlivem fyziologických parametrů.
4. Předpokladem pro vyhodnocení a závěry jsou správně naměřená data a průběhy výstupních napětí a proudů. Očekáváme srovnání velikostí energií u defibrilátorů.

Metoda:

kvantitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Zpracování naměřených dat do tabulek a grafů pomocí programu Microsoft Excel. A následná analýza dat.

Místo a čas realizace výzkumu:

TUL, září 2020- únor 2021

Vzorek:

Fyziologický roztok a model lidského těla (Siemens). Na podstatu pokusu není možné využít lidské jedince. Počet měření bude proveden s ohledem na možnost vyloučení systematických chyb při měření.

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Forma zpracování kvalifikační práce:

Tištěná a elektronická.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- AL-AHMAD A., R. YEE a M. LINK. 2018. *Contemporary Issues in Patients with Implantable Devices, an Issue of Cardiac Electrophysiology Clinics, E-Book*. B.m.: Elsevier Health Sciences. ISBN 978-0-323-58147-9.
- BULAVA, Alan. 2017. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. ISBN 978-80-271-0468-0.
- ČAPEK, Lukáš et al. 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2144-1.
- IRWIN, Richard S. et al. 2018. *Irwin and Rippe's intensive care medicine*. 8th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer. ISBN 978-1-4963-0608-1.
- KITTNAR, Otomar et al. 2020. *Lékařská fyziologie: 2. vyd.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1963-4.
- PFEFFEROVÁ, Eva a Stanislava REICHERTOVÁ. 2019. S-ICD and chest compressions overensing: new experience. *Cardiology letters*. **28**(1), 46. ISSN 1338-3655.
- SEPŠI M., D. POSPÍŠIL a M. KOZÁK. 2017. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue – interní medicína*. **19**(2), 132-137. ISSN 2336-288X.
- ŠEBLOVÁ, Jana et al. 2018. *Urgentní medicína v klinické praxi lékaře*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0596-0.
- TUKA, Vladimír a Martin MATOULEK. 2018. EHealth a telemedicína. *Preventivní kardiologie pro praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-903929-6-0.
- VÍTOVEC, Jiří et al. 2018. *Léčba kardiovaskulárních onemocnění*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3438-5.
- VÍTKOVEC, J., J.ŠPINAR a L. ŠPINAROVÁ. 2018. Poruchy srdečního rytmu a srdeční selhání. *Vnitřní lékařství*. **64**(9), 874-877. ISSN 0042-773X.

Vedoucí práce:

Ing. Jiří Kubín, Ph.D.
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání práce:

1. září 2020

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2021

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Rozhodnutí o žádosti studenta

Ponechání tématu bakalářské práce a prodloužení termínu odevzdání

Jméno a příjmení: **Markéta Fléglová**

Osobní číslo: **D18000166**

Datum podání žádosti **30.07.2021**

Rozhodnutí děkana ze dne 09.08.2021 :

VYHOVĚL

Odůvodnění

Poučení

Proti tomuto rozhodnutí se může student/ka odvolat ve lhůtě 30 dnů od jeho oznámení. Odvolání se podává děkanovi.

Rozhodnutí rektora ze dne

NEUVEDENO

Odůvodnění:

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

26. dubna 2022

Markéta Fléglová

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Jiřímu Kubínovi, Ph.D. za odborné vedení práce, cenné rady a připomínky, a především za trpělivost a lidský přístup. Dále bych chtěla poděkovat Bc. Josefu Erbenovi za poskytnutí odborných rad při realizaci výzkumné části práce. V neposlední řadě patří poděkování i mé rodině a příteli za podporu během studia.

Anotace

Autor:	Markéta Fléglová
Instituce:	Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci
Název práce:	Měření fyzikálních veličin v rámci stimulace srdce při první pomoci
Vedoucí práce:	Ing. Jiří Kubín, Ph.D.
Počet stran:	65
Počet příloh:	5
Rok obhajoby:	2022

Anotace: Bakalářská práce se zabývá měřením fyzikálních veličin při stimulaci srdce pomocí různých druhů defibrilátorů. V teoretické části je probraná anatomie srdce, srdeční činnost a druhy onemocnění léčených defibrilací. Její převážná část se věnuje defibrilátorům jak z konstrukčního principu, tak i z pohledu fungování a používání jednotlivých druhů. Výzkumná část práce je prvně věnována realizaci měření fyzikálních veličin pomocí manuálního a automatizovaného externího defibrilátoru s využitím testeru nebo modelu lidského těla. Obdobným způsobem probíhala realizace měření pomocí implantabilního kardioverteru – defibrilátoru v podmínkách podobných normálnímu prostředí obklopující přístroj v lidském těle. V závěru práce jsou naměřená data graficky zpracována a vyhodnocena.

Klíčová slova: srdce, arytmie, první pomoc, defibrilace, defibrilátor, AED, ICD, defibrilační výboj

Annotation

Author: Markéta Fléglová
Institution: Faculty of Health Studies, Technical University of Liberec
Title: Measurement of Physical Quantities within the Heart Stimulation during First Aid
Supervisor: Ing. Jiří Kubín, Ph.D.
Pages: 65
Apendix: 5
Year: 2022

Annotation: The bachelor thesis deals with the measurement of physical quantities during heart stimulation using various types of defibrillators. The theoretical part discusses the anatomy of the heart, cardiac activity and types of diseases treated by defibrillation. Most of it is devoted to defibrillators both from the design principle and from the point of view of operation and the use of individual species. The research part of the work is first devoted to the implementation of measurement of physical quantities using a manual and automated defibrillator using an external tester or human body model. In a similar way, the measurement was performed using an implantable cardioverter-defibrillator in conditions similar to the normal environment surrounding the device in the human body. At the end of the thesis, the measured data are graphically processed and evaluated.

Keywords: heart, arrhythmia, first aid, defibrillation. defibrillator, AED, ICD, defibrillation shock

Obsah

Seznam použitých zkratek a symbolů	12
1 Úvod	14
2 Teoretická část	15
2.1 Anatomie srdce	15
2.2 Srdeční činnost	16
2.2.1 Převodní systém srdeční	16
2.3 Poruchy srdečního rytmu	17
2.3.1 Komorová tachykardie	18
2.3.2 Fibrilace komor	20
2.4 První pomoc.....	20
2.5 Defibrilace	21
2.5.1 Historie	22
2.5.2 Přímá a nepřímá defibrilace.....	23
2.6 Defibrilátor	24
2.6.1 Konstrukční princip	24
2.6.2 Druhy defibrilačního výboje.....	27
2.6.3 Typy defibrilátorů.....	29
2.7 Legislativa	33
3 Výzkumná část.....	35
3.1 Cíle práce a výzkumné předpoklady	35
3.2 Metodika výzkumu	36
3.2.1 Měření pomocí manuálního externího defibrilátoru.....	36
3.2.2 Měření pomocí automatizovaného defibrilátoru (AED)	39
3.2.3 Měření pomocí implantabilního defibrilátoru (ICD).....	40

3.3	Analýza výzkumných dat	41
3.3.1	Zpracování naměřených dat.....	41
3.4	Analýza výzkumných cílů a předpokladů	54
4	Diskuze	55
5	Návrh doporučení pro praxi	57
6	Závěr	58
	Seznam použité literatury	59
	Seznam obrázků.....	62
	Seznam tabulek.....	63
	Seznam grafů	64
	Seznam příloh.....	65

Seznam použitých zkratek a symbolů

Σ	suma
A	ampér
AED	automatizovaný externí defibrilátor
apod.	a podobně
AV	atrioventrikulární
BTK	bezpečnostně technická kontrola
cm	centimetr
cm ²	centimetr čtvereční
cm ³	centimetr krychlový
ČR	Česká republika
ČSN	česká technická norma
E	energie
EKG	elektrokardiogram
g	gram
H	henry
I	proud
ICD	implantabilní kardioverter – defibrilátor
J	joule
J/kg	joul na kilogram
kV	kilovolt
min	minuta
ml	mililitr
ms	milisekunda
např.	například
P	elektrický výkon
s	sekunda
SA	sinoatriální
tel. č.	telefonní číslo
TUL	Technická univerzita v Liberci
U	napětí
USB	universal serial bus

W	watt
Δt	časová změna
μF	mikrofarad
Ω	ohm

1 Úvod

*„Jediným velkým lékařským uměním je vyléčit pacienta
a je lhostejno, jakým způsobem se to podaří“*

(Hippokratés)

Rozvoj medicíny a lékařských technologií zaznamenal za poslední roky takový pokrok, který umožnil léčit onemocnění, jež byla ještě nedávno považována za neléčitelná a významně pomohl zvýšit kvalitu života pacientů. V oblasti kardiologie, vědy zabývající se srdcem, jakožto existenčně důležitým orgánem, došlo k vývoji v takovém měřítku, v jakém dnes tato věda zachraňuje životy.

Předkládaná bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a výzkumnou část. Teoretická část vychází z odborné literatury. První kapitola teoretické části je věnována anatomii srdce a jeho činnosti, se kterou jsou spojované poruchy a onemocnění. Pro následné kapitoly mají zásadní roli hlavně poruchy srdečního rytmu, které se dají léčit pomocí defibrilace. Kapitola druhá se zabývá tématem defibrilace jako terapeutické metody využívané při první pomoci. Poslední kapitola je zaměřena na různé typy defibrilátorů, jejich konstrukční principy a dělení z hlediska druhů využívaných defibrilačních výbojů.

Ve výzkumné části této práce je nejprve popsána metodika realizace měření pomocí manuálního, automatizovaného a implantabilního defibrilátoru. Následně jsou naměřená data zpracována do grafů a tabulek. Cílem výzkumné části je provedení analýzy časových průběhů napětí a proudu a následné vyhodnocení a srovnání naměřených výstupních energií.

2 Teoretická část

2.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který funguje jako krevní pumpa. Pravidelnými stahy zajišťuje krevní oběh v systému krevních cév. Srdce je umístěné ve středním dolním mediastinu uvnitř hrudní dutiny, přesněji je uložené mezi plícemi, bránicí, a šikmo za hrudní kostí tak, že jedna třetina srdce se nachází napravo a zbylé dvě třetiny nalevo od střední čáry. Srdce má kuželovitý tvar, jeho vrchol leží na úrovni pátého levého mezižebního prostoru a směřuje doleva dolů. Hmotnost srdce se u dospělého člověka pohybuje okolo 300 g (Standring, 2020).

Srdce je rozděleno na čtyři dutiny, které jsou od sebe odděleny přepážkami a chlopněmi. Srdeční dutiny se dělí na pravou a levou síň a komoru. Pravá síň je neobjemnější ze srdečních dutin, vstupuje do ní odkysličená krev z krevního řečiště. Krev postupuje přes trojcípou chlopeň do pravé komory, kde je poté vytlačena do plicního krevního řečiště. Do levé síně ústí plicní žíly, kterými proudí okysličená krev. Krev bohatá na kyslík pokračuje přes dvojcípou chlopeň do levé komory, kde je vytlačena do systémového krevního řečiště (Bulava, 2017).

Srdeční stěna se skládá ze tří vrstev. Endokard je vnitřní vrstva srdeční stěny. Je to endotelově-vazivová výstelka, která vystýlá srdeční dutiny a chlopně. Buňky endokardu jsou podobné endoteliálním buňkám, které jsou výstelkou krevních cév. Střední vrstva se nazývá myokard. Je to srdeční svalovina, která tvoří nejsilnější vrstvu srdeční stěny. Buňky v srdeční svalovině jsou kardiomyocyty, jejich hlavní funkcí je zajištění pravidelných stahů srdce. Mezi myokardem a zevní vrstvou je tuková tkáň, v níž procházejí koronární tepny a žíly. Zevní vrstvou srdeční stěny je epikard. Je to jemná blanka, která pokrývá srdce. Epikard také tvoří vnitřní vrstvu perikardu. Perikard neboli osrdečník je vazivový vak, který chrání srdce. Je tvořený ze dvou vrstev, mezi kterými je štěrbinová dutina, která obsahuje okolo 15 ml čiré tekutiny. Tekutina mezi listy slouží jako mazivo k hladkým pohybům srdce s minimálním třením. Další funkcí ochranného vaku je omezení nadměrného pohybu a distance srdce (Hudák a Kachlík, 2021).

2.2 Srdeční činnost

Srdce obstarává pod tlakem cirkulaci krve v krevním oběhu. Činnost srdce probíhá ve dvou fázích, ve kterých se srdce rytmicky smršťuje a ochabuje. Pravidelné střídání a opakování fází se označuje jako srdeční cyklus. Systola je stah srdeční svaloviny, při němž je vypuzována krev ze srdečních dutin. Naopak diastola je relaxační fáze, při které dochází k ochabnutí a uvolnění srdečního svalu. V této fázi se srdeční dutiny plní krví a zajišťuje se obnova energie. Důležitou součástí srdeční činnosti jsou srdeční chlopně, které zajišťují jednosměrný tok krve. Při systole je krev vypuzována do tepen. Při diastole je zabráněno zpětnému toku a krev je nasávána z žil do srdce (Čapek, Hájek, Henyš, 2018).

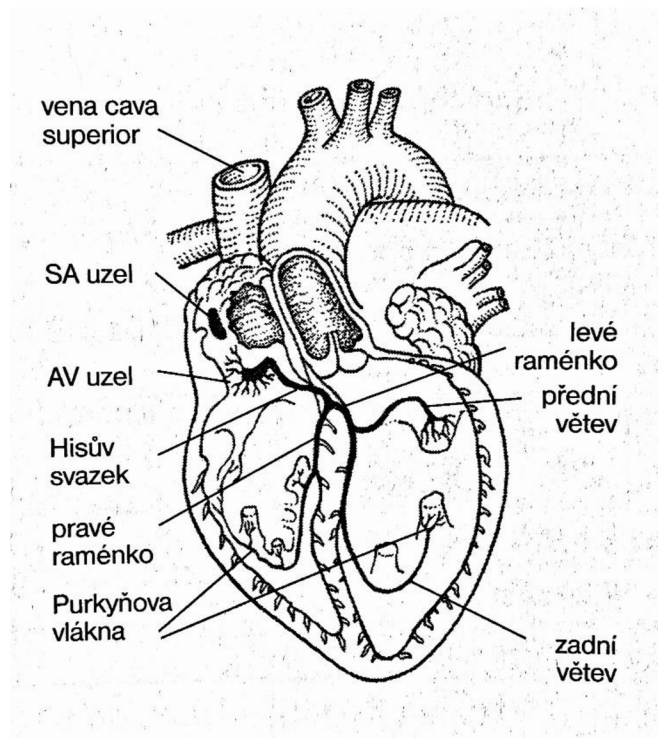
Číselně lze uvést, že srdce je schopno přečerpávat okolo 5 litrů krve za jednu minutu. Tato hodnota se nazývá minutový srdeční výdej a jedná se o množství krve přečerpávané jednou komorou za jednotku času. Kittnar (2020, s. 184), uvádí, že „*při jednom stahu vypudí komora asi 70 ml krve a počet stahů za minutu je v klidu 70 až 80*“.

2.2.1 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdce je tvořen specializovanými kardiomyocyty, které jsou označovány jako pracovní myokard. Hlavní funkcí buněk je autonomně vytvářet vzruchy, které vedou ke kontrakci myokardu a následně jsou rozvedeny po celém srdci. Srdce nepotřebuje ke své činnosti nervy, jelikož si elektrické impulsy vytváří samo a je samo zdrojem vzruchů. Nervy v srdci poté už jen regulují činnost (Navrátil a Rosina, 2019).

Převodní systém se dělí na několik částí. SA uzel neboli sinoatriální uzel je místo, kde vzruch začíná. Nachází se v epikardu pravé síně blízko ústí horní duté žíly. V uzlu se vyskytuje myokard s elastickými a kolagenními vlákny. Funkcí SA uzlu je udávání srdečního rytmu, proto je také známý jako „pacemaker“ srdce. Rytmus, který jím prochází je sinusový. Vzruchy se dále šíří síňovými dráhami na atrioventrikulární uzel, zkráceně AV uzel, který je uložen ve stěně pravé síně. Šíření vzruchů se v AV uzlu zpomaluje a tím pádem se zpomaluje i srdeční činnost. Za zpomalení je zodpovědná

depolarizace síní a následně i depolarizace komor. Na AV uzel navazuje Hisův svazek, který přenáší vzruch ze síní na komory. Hisův svazek se v komorové přepážce dělí na dvě raménka – Tawarova raménka. Pravé raménko je přímé pokračování a přenáší impuls do stěn pravé komory. Levé raménko se dělí na přední a zadní větev a pokračuje do levé komory až ke hrotu srdce. Koncovými větvemi Tawarových ramének jsou Purkyňova vlákna. Vlákna se rozbíhají k buňkám pracovního myokardu a zajišťují kontrakci srdečních komor. Purkyňova vlákna jsou poslední výběžky převodního systému (Vojáček, Kettner a Dušek, 2019).



Obr. 1 Převodní systém srdeční (Navrátil a Rosina, 2019)

2.3 Poruchy srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu (odborně arytmie) se řadí k nejčastějším onemocněním srdce. Arytmie vznikají v důsledku abnormální elektrické aktivace srdečních oddílů, obvykle v případě postižení převodního systému srdečního. Za normálních podmínek začíná srdeční cyklus samovolnou aktivitou na začátku převodního cyklus v SA uzlu a šíří se až do Purkyňových vláken na svalovinu komor. Všeobecně vznikají poruchy srdečního rytmu na základě poruchy tvorby nebo vedení vzruchu, nebo jejich kombinací.

Srdeční tkáň má několik elektrofyziologických vlastností, které při nesprávné funkci mohou mít za následek vznik arytmií. První vlastností je dráždivost neboli excitabilita. Je to schopnost buněk převodního systému i buněk srdeční svaloviny přijmout a odpovědět na elektrický stimul. Automacie je schopnost buněk spontánně vytvářet elektrické impulsy. Tuto schopnost mají za normálních podmínek pouze buňky převodního systému. Poruchy automacie mohou vést ke vzniku arytmií, např. abnormální automacie, což je případ, kdy jsou elektrické impulsy tvořeny mimo buňky. Vodivost je vlastnost buněk, kdy jsou schopny převést vzruch na ostatní buňky a tím dochází k šíření elektrických signálů v srdeční tkáni. Poslední elektrofyziologickou vlastností srdeční tkáně je refrakterita, která vyznačuje časový úsek, kdy buňka není vzrušivá a není schopná odpovídat na další stimuly po předchozí aktivaci. Refrakterita se dělí na dvě fáze. Absolutní fáze nastává, když v srdeční buňce nelze nijak vyvolat novou depolarizaci a u relativní fáze je možné vyvolat nový stah nadprahovým stimulem.

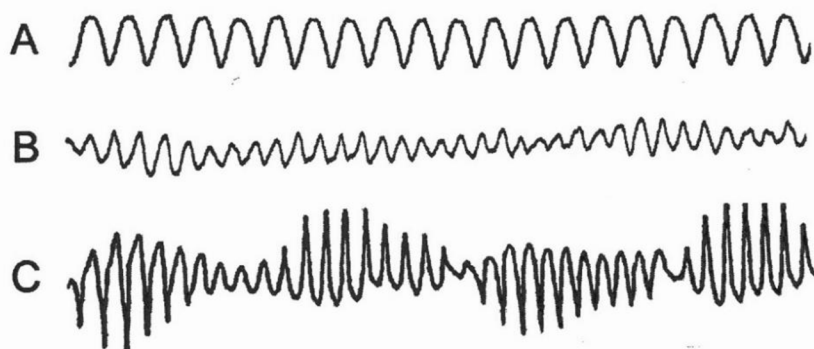
Arytmie můžeme dělit podle tepové frekvence na dvě skupiny. Bradyarytmie jsou poruchy se zpomalením tepové frekvence, a to až pod 60 tepů za minutu. Tachyarytmie jsou poruchy srdečního rytmu, kdy je srdeční frekvence nad 100/min. Tachyarytmie se dělí na supraventrikulární, které mají původ v srdečních síních nebo AV uzlu, a komorové vycházejí z komorové svaloviny. Základní komorové tachyarytmie, které můžeme léčit pomocí defibrilace jsou komorová tachykardie a fibrilace komor (Vojáček, Kettner a Dušek, 2019).

2.3.1 Komorová tachykardie

Definice komorové tachykardie je komorová aktivita tří a více ektopických komplexů (vznik mimo SA uzel) s frekvencí vyšší než 100/min. Komorové tachykardie primárně vznikají ve svalovině komor, nebo ve tkáni převodního systému. Komorové tachykardie můžeme rozdělit dle různých hledisek. Například podle délky trvání, elektrokardiografického (EKG) obrazu, mechanismu vzniku, vzniklé příčiny anebo podle prognostického hlediska.

Podle délky trvání je možno rozdělit komorové tachykardie do dvou skupin. Setrvalé tachykardie jsou arytmie, kdy je doba arytmie delší než 30 sekund. Nesetrvalá tachykardie

trvá méně než 30 sekund. Další klasifikace komorových tachykardií je podle EKG obrazu, kdy můžeme arytmie dělit na monomorfní a polymorfní. Monomorfní komorové tachykardie jsou arytmie s neměnnou morfologií komplexů QRS¹. Výskyt různých morfologií monomorfní komorové tachykardie se může objevit i u jednoho pacienta najednou. Arytmie se šíří v myokardu po stejném okruhu stále dokola. Polymorfní komorové tachykardie se vyznačují změnami morfologie komplexů QRS, morfologie komplexů je nestálá. Tyto arytmie se nešíří v myokardu po ustáleném okruhu. Jednou formou polymorfní komorové tachykardie je „torsade de pointes“, kdy se periodicky otáčí osa komplexu QRS okolo izoelektrické linie. Podle mechanismu vzniku můžeme klasifikovat tachykardie podle různých kritérií. Arytmie může vzniknout při iontové dysbalanci, kterou je nejčastěji nadmíra vápníku. Také mohou arytmie vznikat v důsledku automacie, například automacie z narušených Purkyňových vláken. Většina arytmií však vzniká na základě krouživého vzruchu (reentry). Komorové tachykardie lze z hlediska příčiny rozdělit na ty, u kterých je známo strukturální onemocnění srdce, jako například infarkt myokardu, a ty, u kterých příčina známá není. Z prognostického hlediska se komorové tachykardie dělí na benigní, maligní a potenciálně maligní. Mezi benigní se řadí monomorfní komorové tachykardie, u kterých není prokazatelné strukturální onemocnění srdce či poruchy repolarizace (Kettner a Kautzner, 2021).



Obr. 2 Komorové tachykardie; A) monomorfní KT, B) polymorfní KT, C) polymorfní KT torsade de pointes (Kettner a Kautzner, 2021)

Komorové tachykardie se mohou projevovat pouze bušením srdce a slabostí, ale mohou se stupňovat až k akutnímu srdečnímu selhání a ztrátě vědomí. Léčba komorových

¹ QRS komplex je část EKG křivky, která reprezentuje depolarizaci komor.

tachykardií se dělí na akutní léčbu, kdy je pacient ohrožen na životě a na dlouhodobou léčbu, která je směřována k prevenci. Pacienti jsou při akutní léčbě léčeni elektrickou kardioverzí. Při dlouhodobé léčbě se nejčastěji používají léky, implantace kardioverteru-defibrilátoru nebo katetrizační ablace. V extrémních případech, kdy srdce pacienta podléhá srdečnímu selhání, je implantována mechanická podpora srdeční (Vítovec et al., 2020).

2.3.2 Fibrilace komor

Fibrilace komor neboli chvění je druh komorové tachyarytmie, při které nastává oběhová zástava. Předchůdcem fibrilace komor je rychlá komorová tachykardie. Fibrilace může vzniknout extrasystolami (nepravidelnými stahy) z buněk Purkyňových vláken, kde může nastat abnormální automacie nebo u pacientů se srdečním selháním. Na EKG obraze se fibrilace komor projevuje chybějícími komplexy QRS, které jsou změněny na nepravidelné a nerozpoznatelné kmity s různou amplitudou (Kittnar et al., 2017).

Fibrilace komor se projevuje neuspořádanou elektrickou aktivitou s rychlými a neúčinnými kontrakcemi svalových vláken komor, které následně vedou k oběhové zástavě a ztrátě vědomí. Srdce přestává pracovat a dochází k poruše průtoku krve orgány. Bez včasné a úspěšné kardiopulmonální resuscitace a elektrické defibrilace nastává do tří až pěti minut smrt (Vojáček, Kettner a Dušek, 2019).

2.4 První pomoc

První pomoc je souhrn úkonů a postupů, které při ohrožení života či zdraví člověka omezují rozsah a důsledky tohoto ohrožení. Ze zákona je každý občan ČR povinen poskytnout první pomoc, jestliže neohrozí sebe a svůj život.

První pomoc se dělí z hlediska odbornosti poskytovatele první pomoci na první pomoc laickou, technickou a odbornou. Laickou první pomoc poskytuje člověk bez širšího zdravotního vzdělání a jeho hlavním úkolem je zachování základních životních funkcí a zajištění bezpečí do příjezdu zdravotnické záchranné služby. Technická první pomoc

je zajišťována hasiči, policií, horskou službou apod. Jejich úkolem je pomoc z technického hlediska, což v praxi znamená vyproštění postiženého a jeho transport. Odborná první pomoc je prováděna zdravotnickými odborníky, např. záchrannou službou či lékaři. Jejich úkolem je stabilizovat a obnovit životní funkce postiženého (Šeblová a Knor, 2018).

Postup při první pomoci obsahuje řetězec přežití, který zahrnuje tři úkony. Prvním úkonem je časné rozpoznání stavu a zavolání záchranné zdravotní služby (tel. č. 155). Pokud postižená osoba nereaguje a nedýchá, je nutné zahájit kardiopulmonální resuscitaci. Nepřímá srdeční masáž je druhým úkonem, při kterém je třeba provádět kompresi hrudníku postiženého o 5–6 cm s frekvencí 100–120 stlačení za minutu. Kombinace nepřímé srdeční masáže a umělého dýchání z plic do plic, je v poměru 30:2. I když je kombinace komprese a umělého dýchání vhodnější technika kardiopulmonální resuscitace, nikde není napsaná povinnost provádění umělého dýchání. Kardiopulmonální resuscitace se u dětí zahajuje pěti umělými vdechy. U dětí od jednoho roku se aplikuje umělé dýchání z plic do plic a u kojenců z plic do plic ústy a nosem. Následná nepřímá masáž se provádí kompresí hrudníku do 1/3 hloubky předozadní distance, u dětí nad jeden rok pomocí jedné ruky, u kojenců se nepřímá masáž provádí pouze pomocí dvou prstů. Posledním úkonem řetězce přežití je časná defibrilace. Při provedení defibrilace do 5 minut se zvyšuje pravděpodobnost přežití postiženého až o 70 %. Defibrilaci při laické první pomoci lze provést automatizovaným externím defibrilátorem. Zdravotní odborníci provádějí diagnostiku a následnou léčbu pomocí manuálního defibrilátoru. Celý postup řetězce přežití ukončuje až příjezd zdravotnické záchranné služby (Tuka, 2018).

2.5 Defibrilace

Základní činností srdce jsou pravidelné stahy, které pohánějí krev do celého těla. Vznik a šíření vzruchů zajišťuje převodní systém srdeční. Při urgentních poruchách srdečního rytmu nastávají nekoordinované stahy a je nutné je přerušit pomocí defibrilace. Defibrilace je terapeutická metoda využívající elektrický stejnosměrný proud k obnově správné srdeční činnosti. Úkolem defibrilace je ukončení komorové tachyarytmie (komorové tachykardie a fibrilace komor) pomocí elektrického výboje. Účinkem výboje

je použit tak silné podráždění, aby se depolarizovala všechna svalová vlákna v myokardu a poté nastala společná repolarizace. Cílem defibrilace je obnovení sinusového srdečního rytmu (Ellenbogen, 2017).

Časná defibrilace je součástí řetězce přežití při první pomoci. Napomáhá k vyšší úspěšnosti resuscitace u osob se srdeční zástavou spojenou s komorovou tachyarytmií. O pravděpodobnosti úspěchu defibrilace rozhoduje časová závislost od vzniku kolapsu do podání prvního defibrilačního výboje. Každou minutu, která uplyne se snižuje pravděpodobnost přežití o 7-10 %. Při okamžité defibrilaci je pravděpodobnost přežití až 94 %. Pokud od vzniku srdeční zástavy uplynulo více než pět minut, je doporučeno provést nejprve kardiopulmonární resuscitaci pro zvýšení prokrvení srdečního svalu a až poté vlastní defibrilaci (Šín, Štourač a Vidunová, 2019).

2.5.1 Historie

První historická zmínka o využití elektrických impulsů k obnovení srdeční činnosti pochází z konce 18. století, kdy dánský lékař Peter Christian Abildgaard použil elektrický šok k oživení slepice. Na začátku 19. století se prokázalo, že elektrický impuls může vyvolat fibrilaci srdce a na konci téhož století se zjistilo, že lze pomocí elektrického proudu ukončit fibrilaci komor. V roce 1932 vyvinul americký lékař William Bennett Kouwenhoven první přístroj podávající elektrický výboj do srdce. Elektrický srdeční defibrilátor byl určen k léčbě nepravidelného srdečního rytmu.

První úspěšnou defibrilaci provedl v roce 1947 americký hrudní chirurg Claude Schaeffer Beck v průběhu nitrohruční operace. Defibrilátor byl použit při operaci čtrnáctiletého chlapce, kdy nastala zástava srdce. Přiložením pádel defibrilátoru přímo na srdce byla zrušena srdeční fibrilace a chlapec se zcela zotavil. Roku 1956 byla provedena první úspěšná externí defibrilace, kterou uskutečnil americký kardiolog Paul Maurice Zoll. Zoll také přispěl k vývoji umělého kardiostimulátoru a srdečního defibrilátoru. V 60. letech 20. století začal polský lékař Michel Mirowski s vývojem implantabilního kardioverteru – defibrilátoru. Na přelomu 70. a 80. let 20. století se postupně začaly vytvářet prototypy automatizovaného externího defibrilátoru.

Výzkumem defibrilace se v Československé republice zabýval profesor Bohumil Peleška a v roce 1962 sestrojil první přenosný defibrilátor s baterií. Peleška také vytvořil ideální tvar křivky průběhu elektrického defibrilačního proudu s vlivem na účinnost a neškodnost defibrilačního impulsu (Šeblová a Knor, 2018).

2.5.2 Přímá a nepřímá defibrilace

Defibrilaci dělíme na přímou a nepřímou. Přímá defibrilace je lékařský výkon, kdy se defibrilační výboj aplikuje přímo na srdeční sval. Tento typ defibrilace je používán na operačních sálech při kardiochirurgických výkonech nebo na traumatologii. Podmínkou pro přímou defibrilaci je torakotomie, což je chirurgické otevření hrudní dutiny. Při defibrilaci přímo na srdci je nutné, aby byl elektrický impuls rovnoměrně rozložen po celém srdci, čehož dosáhneme dvěma miskovými elektrodami o ploše přibližně 30 cm². Defibrilační elektrody jsou většinou vyrobeny z nerezové oceli či poniklované mosazi. Přímá defibrilace používá defibrilační impulsy s malou energií, číselně okolo 30 J a maximálně 50 J. Nejvyšší hodnota elektrického proudu se pohybuje kolem 12 A. Neinvazivní formou přímé defibrilace je zavedení implantabilních kardioverterů – defibrilátorů.

Nepřímá neboli externí defibrilace je prováděna při první pomoci. Defibrilace je výkon konaný jak na klinických pracovištích, tak i mimo ně. Defibrilačními elektrodami externích defibrilátorů jsou dvě pádla, která se přikládají na hrudník vždy v ustálené poloze. První pádlo je umístěno pod jugulární jamkou ve výši 2. a 3. mezižebří (pod pravou klíční kost) a druhé pádlo na levé straně hrudníku pod prsní bradavkou. Tímto umístěním elektrod je zajištěno, aby co největší část toku proud zasáhla co největší část srdce a aby byl proud rovnoměrně rozložen po celém srdci. Plocha elektrod pro nepřímou defibrilaci bývá 70–100 cm². Materiál elektrod je stejný jako u elektrod pro přímou defibrilaci. Při externí defibrilaci se aplikují defibrilační impulsy s energií okolo 360 J. Velikost proudu dosahuje až 40 A, jelikož musí překonat odpor hrudníku. Hodnoty impedance hrudníku se pohybují kolem 80 Ω (v závislosti na stavbě těla apod.). Při zvýšené impedanci se snižuje hodnota proudu procházejícího srdcem a tím se snižuje i šance na úspěšnou defibrilaci (Rozman, 2006).

2.6 Defibrilátor

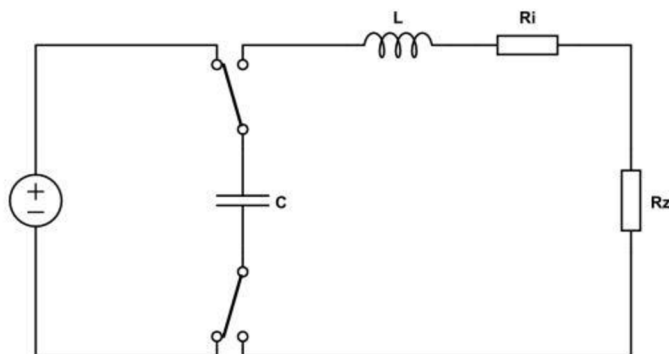
Defibrilátor je elektrický terapeutický přístroj používaný k defibrilaci. Skládá se z vlastního přístroje neboli základny a elektrod. Elektrický defibrilační výboj je schopen přerušit komorové tachyarytmie a obnovit tak správnou srdeční činnost. Defibrilátory generují definovaný elektrický proud vhodného průběhu, který najednou depolarizuje celý myokard. Přístroj si lze zjednodušeně představit jako RLC obvod, který generuje sinusový defibrilační impuls. Impulzy jsou generované i podle impedance hrudníku, je tak možné řídit potřebnou velikost proudu a energie. Vhodnou velikostí proudu a rozšířením impulsu pomocí tlumivky se lze vyhnout překročení defibrilačního prahu a tím i poškození buněk.

Defibrilátory se mohou dělit na několik typů podle technického provedení a řešení. Defibrilační přístroje se dělí dle využití střídavého nebo stejnosměrného elektrického proudu. V dnešní době se již střídavé defibrilátory nepoužívají. Dále se defibrilátory mohou dělit na nízkonapěťové a vysokonapěťové. Jedno z nejvýznamnějších rozdělení defibrilátorů je dělení na klinické a implantabilní. Klinické defibrilátory jsou manuální externí a automatizované externí defibrilátory. Mezi implantabilní lze zařadit implantabilní kardioverter – defibrilátor (Rozman, 2006).

2.6.1 Konstrukční princip

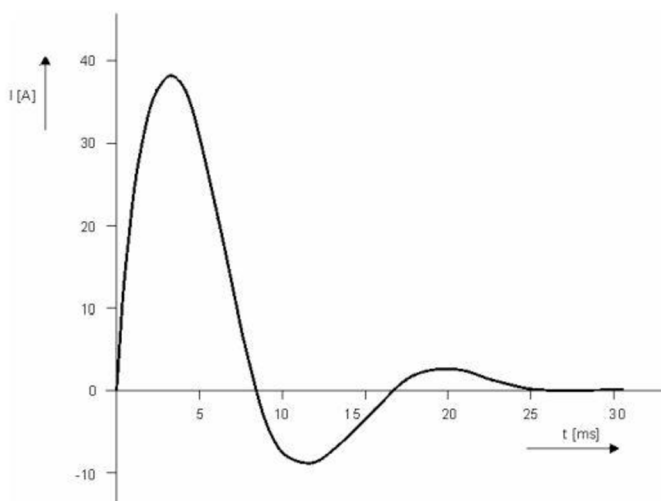
Jak už bylo zmíněno v minulé kapitole, defibrilátory lze rozdělit na klinické a implantabilní a každý z těchto defibrilátorů má jiné konstrukční řešení. Klinické defibrilátory se používají jak k přímé, tak i nepřímé defibrilaci, liší se pouze velikostí aplikované energie. Klinické defibrilátory jsou v principu kmitavé RLC obvody se zdrojem napětí. Konstrukční řešení klinických defibrilátorů je založeno na akumulaci energie na kondenzátoru. Zdroj energie pro defibrilační výboj je nabíjitelný kondenzátor (C) s kapacitou 10–50 μF . Potřebný čas k nabití kondenzátoru na 99 % energie před podáním defibrilačního výboje je zhruba 10 s. Kondenzátor se při samotné defibrilaci vybíjí přes cívku (L) s indukčností 0,1–0,3 H do těla pacienta, které představuje odpor. Průměrná hodnota odporu (R_z) v obvodu pacienta je 50 Ω , ale může se pohybovat

již od 25 až do 150 Ω . Sériové zapojení jednotlivých prvků RLC obvodu generuje silně tlumené periodické kmity. Cívka slouží k upravení tvaru a šířky impulsu.



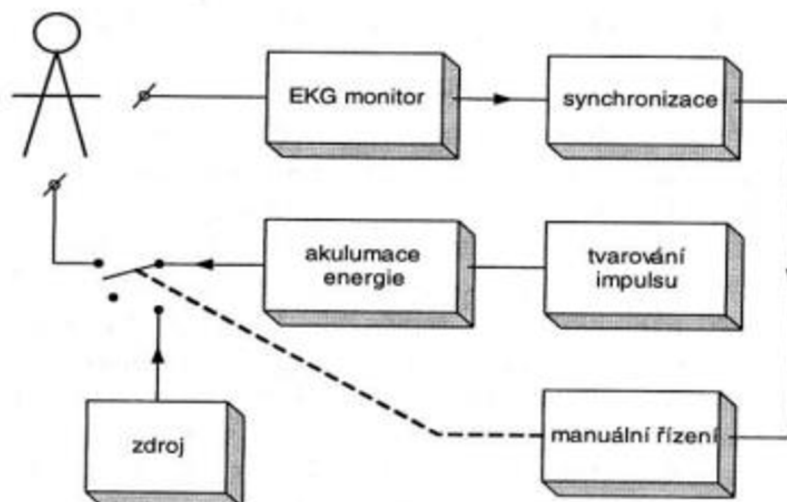
Obr. 3 Defibrilační RLC obvod (Rozman, 2006)

Defibrilační impuls je vysokonapěťový výboj s velmi krátkým trváním. Ideální tvar defibrilačního impulsu je impuls sinusové půlvlny, který vzniká při vybíjení kondenzátoru přes cívku. Velikost vygenerovaných napěťových impulsů dosahuje 3-6 kV, proudové špičky se vyskytují s amplitudou v hodnotách 30-100 A. Šířka těchto impulsů se pohybuje v rozsahu 3-10 ms. U nepřímé defibrilace je aplikovaná energie monofázického výboje do 400 J, u dospělých je doporučeno začínat s energií 200 J. Aplikovaná energie u bifázických přístrojů je o něco menší a pohybuje se okolo 150 J s eskalací na 200–360 J. U dětí je doporučeno začínat s velikostí měrné energie 3-5 J/kg a v případě neúspěchu energii zdvojnásobit. U přímé defibrilace je energie defibrilačního výboje 50 J, ale opět je doporučeno začít na menších hodnotách, přesněji kolem 20 J (Rozman, 2006).



Obr. 4 Tvar defibrilačního impulsu (Rozman, 2006)

Defibrilátory jsou sestaveny z několika důležitých bloků. EKG monitor je diferenciální zesilovač, který za pomoci svodů snímá bioelektrický signál srdce. Snímaný signál zesiluje, filtruje a poté vykresluje. Blok synchronizace má za funkci sledovat a provádět kontrolní akci, která zabraňuje abnormálním hodnotám napětí a frekvence. Pro změnu tvaru elektrického signálu je použit blok tvarování impulsu. Posledním a současně jedním z nejdůležitějších bloků je samotný zdroj. Klinické defibrilátory se mohou z hlediska konstrukčního principu dělit na síťové a bateriové, právě podle užitého zdroje energie. Síťové defibrilátory jsou konstrukčně řešeny kondenzátorem, který je nabíjen z vysokonapěťového usměrňovače s vysokonapěťovým transformátorem. U bateriových defibrilátorů jsou většinou využívány akumulátory. Akumulace energie je proces skladování energie po určitou dobu. Existují i defibrilátory kombinující využití síťového zdroje a akumulátorů (Berka, 2022).



Obr. 5 Blokové schéma defibrilátoru (Rozman, 2006)

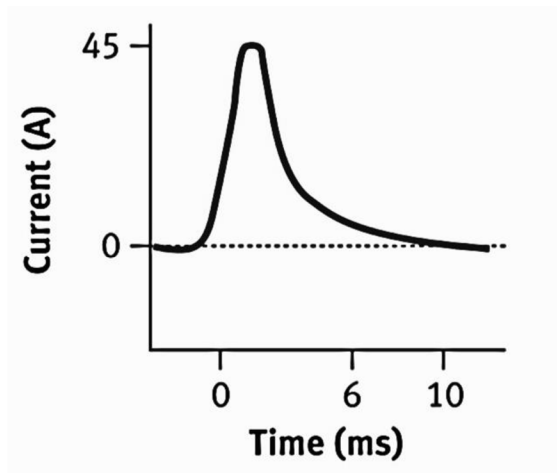
Druhou skupinou jsou implantabilní defibrilátory, které jsou uloženy v titanovém pouzdře, kde je uschována baterie, elektrické obvody a vysokonapěťové kondenzátory, které akumulují energii před defibrilačním výbojem. Kondenzátory s kapacitou v rozmezí 80–120 μF zaujímají až 30 % objemu přístroje. Celý implantát je napájen lithiovou baterií o napětí 6,5 V. Velikost napěťových defibrilačních impulsů se pohybuje kolem 600–750 V. Aplikovaná energie defibrilačního výboje dosahuje až 40 J, ale většinou postačí výboj o velikosti 10–20 J. Implantabilní defibrilátory jsou vybaveny zesilovači EKG signálu a RAM pamětí, která slouží k ukládání dat. Součástí jsou i telemetrické systémy používané pro komunikaci s implantovaným přístrojem.

V dnešní době mají implantabilní defibrilátory hmotnost do 100 g a objemem se pohybují do 40 cm³. Předpokládaná životnost implantovaného přístroje je několik let, záleží na typu přístroje, druhu léčby apod. Po vyčerpání kapacity bateriového zdroje je nutná výměna samotného přístroje (Rozman, 2006).

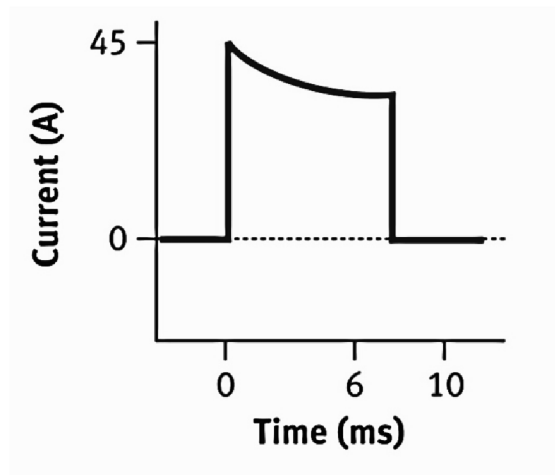
2.6.2 Druhy defibrilačního výboje

Defibrilační přístroje mohou využívat dvou hlavních typů defibrilačních výbojů. Přístroje se tak dělí na monofázické a bifázické. Monofázické přístroje se v dnešní době vyskytují pouze výjimečně, protože bifázické přístroje jsou účinnější, a to i při téměř poloviční energii.

Monofázická defibrilace využívá defibrilační výboj pouze v jednom směru. Tok elektrického proudu proudí z jedné elektrody přes myokard do druhé elektrody. Monofázický výboj se využívá buď tlumený sinusoidní nebo zkrácený exponenciální tvar vlny defibrilačního proudu. Při sinusoidní modifikaci křivky vlna klesá k nule a při exponenciální křivce se vlna ukončí těsně před dosažením nuly. Monofázické přístroje využívají aplikovanou energii o velikosti 200 J s postupným stupňováním až na velikost 360 J (Young and Harrison, 2021).

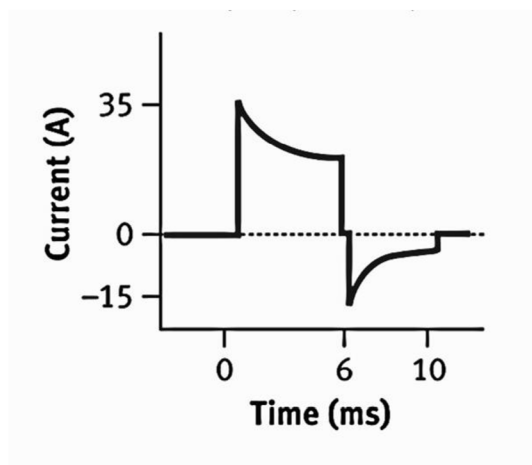


Obr. 6 Monofázický výboj – sinusoidní (Young and Harrison, 2021)

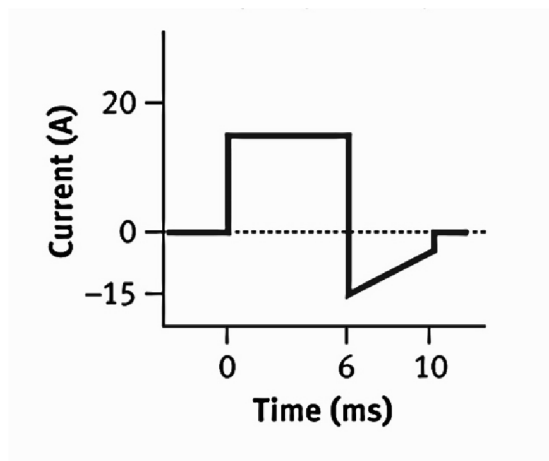


Obr. 7 Monofázický výboj – exponenciální (Young and Harrison, 2021)

Bifázická defibrilace dodává dvoufázový proud, který prochází mezi elektrodami v jednom směru a poté se obrátí do opačného směru. Elektrický proud tak prochází přes myokard oběma směry. Bifázické defibrilační výboje využívají exponenciální průběhy křivek, například zkrácenou nebo přímou. V obou případech křivka v první fázi exponenciálně klesá a poté je náhle ukončena, následně křivka znovu exponenciálně klesá, avšak v obrácené polaritě výboje. Tyto dvoufázové výboje jsou účinnější než monofázické, protože dodávají větší množství proudu při menší aplikované energii, což vede k menšímu poškození myokardu. Bifázické přístroje využívají prvotní defibrilační výboj o velikosti energie maximálně 100 J, která se pak může zvyšovat přes 200 J až na 360 J (Young and Harrison, 2021).



Obr. 8 Bifázický výboj – přímý (Young and Harrison, 2021)



Obr. 9 Bifázický výboj – zkrácený (Young and Harrison, 2021)

2.6.3 Typy defibrilátorů

Jak bylo zmíněno v předchozích kapitolách, defibrilátory se rozdělují na klinické a implantabilní. Klinické defibrilátory se používají při přímé a nepřímé defibrilaci. Princip těchto typů defibrilátorů je velice podobný, liší se hlavně typem využívaných elektrod a velikostí aplikované energie. Nejvíce využívané klinické defibrilátory jsou manuální defibrilátory, které se dělí na externí a interní podle toho, zda jsou určeny pro přímou či nepřímou defibrilaci. Jejich využití je především ve zdravotnických zařízeních s proškoleným personálem. Mezi klinické defibrilátory se řadí i automatizované externí defibrilátory, které jsou využívány laickou veřejností. Tento typ defibrilátorů nalezneme na veřejných místech.

Mezi implantabilní defibrilátory se řadí implantabilní kardioverter-defibrilátor. Je to malý defibrilační přístroj, který se implantuje pod prsní sval pacienta a snižuje riziko náhlé srdeční smrti. Tento přístroj nepřetržitě monitoruje srdeční rytmus pacienta a pokud by se vyskytla komorová tachyarytmie, automaticky podá elektrický výboj. Implantabilní defibrilátory využívají mnohem menší velikost aplikovaného výboje, jelikož jsou elektrody zavedeny žilní cestou až do srdeční komory (Rozman, 2006).

2.6.3.1 Manuální defibrilátor

Manuální defibrilátory se řadí do skupiny klinických defibrilátorů využívaných pouze ve zdravotnických zařízeních, jelikož k jejich použití je nutná lékařská zkušenost a personál obsluhující přístroj musí být proškolen. U těchto typů defibrilátorů je vyžadováno správně rozpoznat různé srdeční rytmy, například zda se jedná o defibrilovatelný nebo nedefibrilovatelný rytmus. Pokud obsluha defibrilátoru rozhodne o vhodnosti defibrilace, tak poté velikost aplikované energie elektrického výboje nastaví sám ručně. Na stejném principu byly sestrojeny přístroje používané k defibrilaci již v polovině 20. století.

Manuální defibrilátory se dělí na dvě skupiny podle toho, zda se využívají k přímé či nepřímé defibrilaci. Interní defibrilátory jsou určeny k přímé defibrilaci, běžně pouze na operačních sálech. Využitím miskovitých elektrod prochází elektrický proud přímo srdcem. Elektrody jsou připojeny pomocí speciálního konektoru k samotnému defibrilačnímu přístroji. Proud při aplikaci přímo na srdce nepřekonává žádnou impedanci, proto se velikost použité energie pohybuje pouze v řádech desítek Joulů. Nutnou součástí přímé defibrilace manuálním interním defibrilátorem je torakotomie, tím pádem se jedná o invazivní metodu (Rozman, 2006).

Druhou skupinou jsou externí defibrilátory, které se používají při nepřímé defibrilaci, která se řadí mezi neinvazivní metody. Tento typ defibrilátoru má využití jak v nemocnicích, tak i díky bateriovému napájení slouží při výjezdech záchranné zdravotnické služby. Manuální externí defibrilátor obsahuje základnu a dvě elektrody neboli pádla. Základna přístroje se skládá z displeje a ovládacích prvků pro nastavení požadované aplikované energie. Velikost použité energie je v řádech stovek Joulů. Pro zajištění kvalitního elektrického kontaktu s hrudní stěnou pacienta, se pár elektrod potírá vodivým gelem. Gel zajišťuje spolehlivý tok proudu hrudníkem s eliminací přechodového odporu mezi kůží a elektrodami. Vodivý gel společně s dostatečně velkým tlakem vyvíjeným na pádla snižuje riziko popálení kůže pacienta v místě kontaktu. Umístění elektrod je popsáno v kapitole 2.5.2 (Oey, 2018).

2.6.3.2 Automatizovaný externí defibrilátor

Automatizovaný externí defibrilátor (AED) je počítačem řízený přístroj se snadnou obsluhou určený primárně záchráncům bez lékařského vzdělání. AED je nejčastěji využíván v první pomoci. Přístroj obsahuje počítač, který na základě analýzy EKG křivky vyhodnocuje srdeční rytmus. Hlasovými a vizuálními pokyny předává nejnnutnější instrukce záchránci, který přístroj obsluhuje. Hlavním úkolem automatizovaného defibrilátoru je vyhodnotit elektrickou aktivitu srdce a rozhodnout o podání elektrického defibrilačního výboje. Defibrilátor je schopen rozpoznat nedefibrilovatelné a defibrilovatelné rytmy a tím snižuje riziko nesprávné defibrilace. První prototyp takového zařízení byl vyvinut v USA na konci 70. let 20. století (Šeblová a Knor, 2018).

Automatizovaný externí defibrilátor se skládá z vlastního přenosného přístroje napájeného baterií a nalepovacích elektrod. Přístroj je uzavřen ve skřínce, která po otevření dvířek automaticky spustí alarm, který informuje tísňovou linku o pohotovosti přístroje. Samotný defibrilátor je vybaven displejem a zpravidla jedním tlačítkem, určeným k podání defibrilačního výboje. Součástí jsou dvě samolepící velkoplošné elektrody, které se nalepí na hrudník pacienta. Elektrody se lepí podle schématu nakresleného přímo na defibrilačních elektrodách. Poloha elektrod je stejná jako umístění pádel manuálního defibrilátoru, a to pod pravou klíční kost a pod levou prsní bradavku. Po nalepení elektrod přístroj automaticky analyzuje srdeční rytmus, rozpozná poruchy rytmu a pokud se jedná o defibrilovatelný rytmus, vyzve k podání elektrického defibrilačního výboje. AED generuje bifázický výboj o velikosti 100–200 J s možností zvýšení energie až na 360 J (Thygerson, 2017).

Přístroje AED se používají k časně defibrilaci při první pomoci a jsou určeny především široké laické veřejnosti. Ke zvýšení pravděpodobnosti přežití přispívá dostupnost AED na veřejných místech s vysokou hustotou obyvatel. Přístroje se vyskytují například v nákupních centrech, na sportovištích, nádražích, letištích apod. V dnešní době jsou AED přístroje také součástí výbavy bezpečnostních sborů, jako je policie, hasičský záchranný sbor nebo horská záchranná služba (Vojáček, Kettner a Dušek, 2019).

2.6.3.3 Implantabilní kardioverter – defibrilátor

Posledním typem defibrilátoru je implantabilní kardioverter – defibrilátor (ICD), který je považován za nejúčinnější prostředek ke snížení rizika náhlé srdeční smrti v důsledku komorových tachyarytmií. Roku 1980 byla v USA provedena první implantace defibrilátoru a roku 1984 se totéž podařilo i v Československu. Tento implantovaný přístroj nezabrání vzniku arytmií, ale díky elektrodovému systému zajišťuje nepřetržité sledování srdečního rytmu pacienta. Pokud se během monitorace vyskytne komorová tachyarytmie, defibrilátor automaticky aplikuje defibrilační impulsy a arytmií tím ukončí. Defibrilátor je implantován v případě pacientů, u kterých je detekován příliš rychlý srdeční rytmus, který nelze odstranit léky či jiným způsobem. ICD může mít v dnešní době dvojí funkci, a to schopnost fungovat i jako kardiostimulátor. Funkce kardiostimulátoru je opačná než defibrilátoru. Kardiostimulátor stimuluje srdce při výskytu bradyarytmií, které jsou definovány jako poruchy srdečního rytmu se zpomalenou tepovou frekvencí. (Vítovec et al., 2020)

Implantabilní kardioverter – defibrilátor se skládá z vlastního přístroje v kovovém pouzdře a z jedné nebo dvou ohebných defibrilačních elektrod. V dnešní době se ICD implantují bez torakotomie neboli bez chirurgického otevření hrudní dutiny. Vlastní přístroj se umísťuje do levé podklíčkové krajiny, většinou do levého subklavikulárního prostoru, do podkoží nebo pod prsní sval. Defibrilační elektroda je zavedena cestou „vena subclavia“ neboli žilní cestou, do hrotu pravé srdeční komory. Elektrody se zavádí pod rentgenovou kontrolou. Nepřetržité snímání srdečního rytmu zajišťuje právě tato elektroda zavedena do hrotu pravé komory. Defibrilační výboj bývá z pravidla bifázický a probíhá mezi kovovým pouzdrem přístroje a elektrodou na hrotu pravé srdeční komory. Z tohoto důvodu je lepší umístění přístroje vlevo, elektrický proud tak prochází přes celou levou srdeční komoru a je tak vyšší pravděpodobnost přerušení život ohrožujících komorových tachyarytmií (Rosina, Vránová a Kolářová, 2021).

V současné době se implantují dva typy ICD podle funkce a počtu elektrod. První skupinou jsou jednodutinové ICD, které se implantují pacientům, kteří potřebují zajistit pouze defibrilační funkci. Jednodutinové přístroje mají pouze jednu defibrilační elektrodu, která je zavedena do hrotu pravé komory. Druhým typem jsou dvoudutinové

ICD, které poskytují jak léčbu defibrilační, tak léčbu antibradykardickou. Tyto přístroje fungují jako defibrilátory pro rychlou srdeční frekvenci a jako kardiostimulátory pro pomalou srdeční frekvenci. Dvoudutinové ICD se skládají ze dvou elektrod. První elektroda je zavedena jako u jednodutinových přístrojů, a to do pravé srdeční komory a druhá elektroda do pravé srdeční síně. Díky těmto elektrodám je možné automaticky zahájit léčbu, jak stimulací, tak i defibrilačním výbojem (Irwin, 2017).

2.7 Legislativa

V České republice jsou zdravotnické elektrické přístroje regulovány českými technickými normami. *ČSN EN 60601-2-4 ed. 2- Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-4: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost defibrilátorů*, je norma udávající požadavky na bezpečnost a funkčnost zdravotnických elektrických přístrojů určených k normalizaci srdeční činnosti elektrickým impulzem. Norma je platná pro klinické defibrilátory využívající jak nepřímou defibrilaci externími elektrodami, tak i přímou defibrilaci interními elektrodami. Norma se nevztahuje na bezpečnost a funkčnost implantabilních defibrilátorů, ty jsou popsány v normě *ČSN EN 60601-2-27 ed. 3 – Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-27: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografických monitorovacích přístrojů*. Implantabilní defibrilátory jsou také součástí norem pro aktivní implantabilní zdravotnické prostředky. *ČSN EN 45502-2-2 – Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 2-2: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu tachyarytmie*. Tato norma zahrnuje požadavky vztahující se na implantabilní defibrilátory a funkce implantabilních prostředků, které jsou určeny k léčbě tachyarytmií. Z velké části je norma zaměřena na ochranu implantabilních prostředků před nebezpečím poškození vnějšími vlivy. Součástí této normy jsou i mnohé neimplantabilní části a příslušenství těchto implantabilních zdravotnických prostředků (Česká agentura pro standardizaci, 2009, 2012, 2015).

Defibrilátory také podléhají normě *ČSN EN 62353 ed. 2- Zdravotnické elektrické přístroje – opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů*. Tato norma platí pro zkoušení zdravotnických elektrických přístrojů a systémů, nebo jejich částí. Zkoušky podle normy jsou prováděny před uvedením přístroje do

provozu, při údržbě, při kontrolách a opravách, nebo i v případě pravidelných bezpečnostních technických kontrol (BTK) pro posouzení bezpečnosti zdravotnických elektrických přístrojů a systémů, nebo jejich částí (Česká agentura pro standardizaci, 2015).

3 Výzkumná část

Výzkumná část práce se zabývá měřením a ověřením defibrilačních výbojů na různých typech defibrilátorů za použití jak testeru defibrilátorů, tak i při využití modelu lidského těla.

3.1 Cíle práce a výzkumné předpoklady

Cílem teoretické části je seznámit se s anatomíí srdce a jeho činností. Charakterizovat poruchy srdečního rytmu využívaných při defibrilaci a seznámení se s první pomocí. Popsat fungování a princip všech druhů defibrilátorů a jejich použití. Stanovení fyzikálních veličin používaných při defibrilaci. Cílem výzkumné části práce je realizace měření fyzikálních veličin při stimulaci srdce za pomoci klinických defibrilátorů především na modelu lidského těla a měření fyzikálních veličin při stimulaci srdce pomocí implantabilního kardioverteru-defibrilátoru (ICD) v podmínkách nahrazující normální prostředí obklopující implantabilní defibrilátor. Naměřené hodnoty následně poslouží jako referenční data k vytvoření časové závislosti výstupního napětí a proudu defibrilátoru při defibrilaci.

Předpokladem výzkumné části je získání potřebných dat z několika měření fyzikálních veličin defibrilačních výbojů. Předpokládáme, že veličiny ovlivňují průběh defibrilačních výbojů vlivem fyziologických parametrů. Dalším předpokladem je, že automatizovaný externí defibrilátor volí hodnotu energie defibrilačního výboje na spodní hranici defibrilačního rozsahu. Závěrem je úspěšné vyhodnocení naměřených dat a průběhů výstupních napětí a proudů a následné srovnání velikostí energie u různých typů defibrilátorů. Cílem této práce není zkoumání optimálních velikostí energie defibrilačních výbojů, ale ověření správnosti fungování defibrilátorů a jejich výbojů.

3.2 Metodika výzkumu

Výzkum byl realizován v laboratoři urgentní medicíny FZS 5 na fakultě zdravotnických studií TUL, v březnu 2022. Jedná se o kvantitativní výzkum, který byl prováděn metodou měření. Získané hodnoty byly zpracovány do tabulek a grafů pomocí programu Microsoft Excel, poté byla provedena jejich analýza.

Pro realizaci výzkumné části byl využit defibrilátor LIFEPACK 20e, který byl prvně měřen na testeru defibrilátorů SECULIFE DF PRO a poté i na modelu lidského těla, který představoval simulátor SimMAN 3G. Při měření pomocí automatizovaného defibrilátoru (AED) byl využit model HEARTSTART Defibrillator od značky Philips. K realizaci měření za pomoci AED byl použit opět simulátor SimMAN 3G. Pro naměření hodnot implantabilního – kardioverteru defibrilátoru (ICD) od výrobce Boston Scientific byl využit programovací systém LATITUDE od stejného výrobce, který umožnil defibrilační výboje. Celý implantabilní přístroj byl ponořen do fyziologického roztoku- 0,9% vodný roztok chloridu sodného.

Snímané hodnoty byly měřeny pomocí vysokonapěťové sondy PAC-12 a proudové sondy od firmy TESTEC označení SI9002. Veškeré naměřené hodnoty byly přeneseny do osciloskopu, z kterého byly následně data získána.

3.2.1 Měření pomocí manuálního externího defibrilátoru

Pro realizaci měření defibrilačních výbojů pomocí manuálního externího defibrilátorů bylo využito testeru defibrilátorů, nebo přímo modelu lidského těla. Pro následné porovnání naměřených dat byl zvolen stejný typ defibrilátoru se shodnými velikostmi defibrilační energie.

3.2.1.1 Měření prováděné na testeru defibrilátorů

Hlavním úkolem měření bylo zajištění optimálních podmínek pro provedení defibrilačních výbojů a následné zaznamenání jejich hodnot. K realizaci měření

fyzikálních veličin byl použit manuální externí defibrilátor LIFEPAK 20e. Tento druh defibrilátoru byl zvolen jednak z důvodu dostupnosti a poskytnutí vhodných podmínek pro měření. Pro získání dat byl využit tester defibrilátorů SECULIFE DF PRO, mezi jeho základní vlastnosti patří vypočtení fyzikálních veličin defibrilačního výboje z defibrilátoru. Tester byl připojen pomocí vysokonapěťové sondy k osciloskopu, ze kterého byli následně získány naměřené hodnoty napětí výboje. Pro získání hodnot proudu byla použita proudová sonda, která měřila proud výboje z defibrilátoru. Sonda byla opět připojena k osciloskopu pro získání naměřených hodnot a jejich další zpracování.

Před samotným měřením bylo nutné nastavení správných parametrů na osciloskopu i na testeru defibrilátorů. Kontrola testeru defibrilátorů byla provedena zkušebním testem. Po nastavení osciloskopu a testeru bylo možné přistoupit k výběru vhodné počáteční hodnotě defibrilačního výboje. Pro měření byla stanovena počáteční energie defibrilačního výboje na 100 J, která se postupně zvyšovala o 25 J až do maximální hodnoty defibrilátoru 360 J. Po nastavení žádané energie a nabití defibrilátoru na danou hodnotu byl pomocí pádel defibrilátoru podat defibrilační výboj do testeru, z kterého byla následně vykreslena křivka v osciloskopu. Za pomoci USB byly naměřená data uložena pro následné zpracování a analýzu. Pro kvalitnější a přesnější zpracování byl využit co největší počet naměřených hodnot.



Obr. 10 Měření prováděné na testeru defibrilátorů (zdroj: autor)

3.2.1.2 Měření prováděné na modelu lidského těla

Pro měření byla opět prioritou zajištění optimálních podmínek pro provedení defibrilačních výbojů a následné zaznamenání jejich hodnot tentokrát na modelu lidského těla SimMAN 3G, které bylo možné využít v laboratoři urgentní medicíny na fakultě zdravotnických studií TUL. Měření fyzikálních veličin probíhalo za použití manuálního externího defibrilátoru LIFEPAK 20e. K získání hodnot napětí a proudu byla využita vysokonapěťová a proudová sonda. Obě sondy byly připojeny k osciloskopu, ze kterého byly následně získány naměřené hodnoty defibrilačního výboje pro další zpracování.

Před zahájením měření bylo nezbytné přečtení návodu k simulátoru SimMAN 3G, z důvodu zamezení jakéhokoliv nebezpečí jak úrazu, tak i poškození simulátoru. Poté bylo nutno nastavit správné parametry na osciloskopu a mohlo se začít se samotným měřením. Jak pro měření na testeru, tak pro měření na modelu lidského těla byly stanovené stejné hodnoty defibrilačního výboje, a to v rozmezí od 100 J až do 360 J. Po nabití defibrilátoru na požadovanou velikost energie, byl podán pomocí pádel defibrilační výboj na defibrilační konektory simulátoru. Za pomoci sond byla následně vykreslena křivka v osciloskopu. Naměřená data byla uložena na USB pro následující zpracování a jejich analýzu.

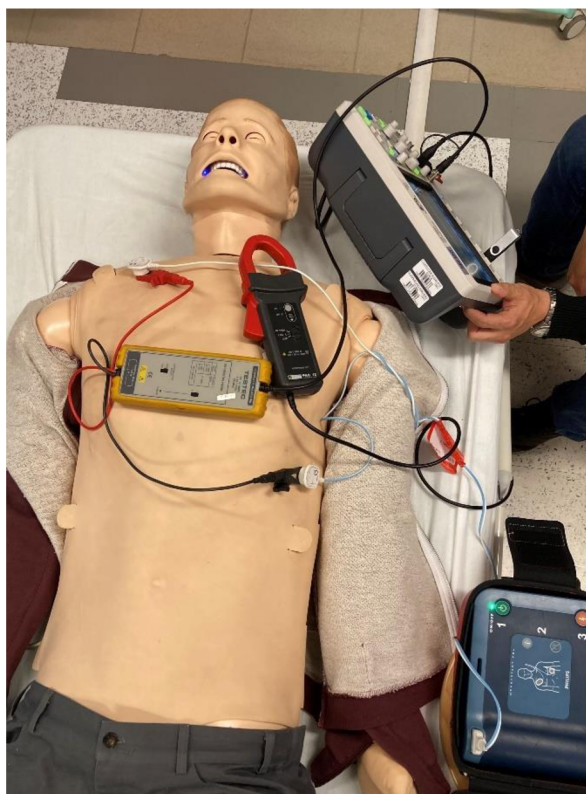


Obr. 11 Měření prováděné na modelu lidského těla (zdroj: autor)

3.2.2 Měření pomocí automatizovaného defibrilátoru (AED)

Úkolem měření bylo zajištění optimálních podmínek pro provedení automatických defibrilačních výbojů a následné zaznamenání jejich hodnot. K měření fyzikálních veličin byl použit automatizovaný externí defibrilátor (AED) HEARTSTART Defibrillator od značky Philips. Tento druh automatizovaného defibrilátoru byl zvolen jednak z důvodu dostupnosti tak i k zajištění vhodných podmínek pro měření. Defibrilační výboje byly podány z AED do modelu lidského těla SimMAN 3G v laboratoři urgentní medicíny na fakultě zdravotnických studií. K získání hodnot defibrilačního výboje byla využita vysokonapěťová a proudová sonda, které byly připojeny k osciloskopu, ze kterého byly získány hodnoty napětí a proudu pro následné zpracování.

Před měřením bylo nezbytné propojení defibrilátoru se simulátorem pomocí elektrod nasazených na defibrilační konektory simulátoru. Z těchto konektorů poté bylo zaznamenáno napětí a proud pomocí sond. Osciloskop byl nastaven na správné parametry pro snímání defibrilačního výboje. Po propojení všech částí a nastavení osciloskopu bylo zapotřebí uvést simulátor do defibrilovatelného stavu. Arytmie byla vyvolána pomocí tabletu pro nastavení simulátoru. Při realizaci měření byla arytmie nutná, aby AED vůbec výboj vydal. První arytmie, která byla využita byla komorová tachykardie, jako druhá pak fibrilace komor. Po vyvolání arytmie byl spuštěn defibrilátor, který zanalyzoval srdeční činnost a poté doporučil defibrilační výboj. Pomocí tlačítka na přístroji byl podán výboj o námi neznámé energii. AED následně opět zanalyzoval srdeční činnost a doporučil výboj aplikovat znovu, z důvodu přetrvávající arytmie. Hodnoty defibrilačních výbojů byly zaznamenány do osciloskopu, kde byla vykreslena křivka jednotlivých výbojů. USB bylo využito k uložení dat pro následné zpracování.



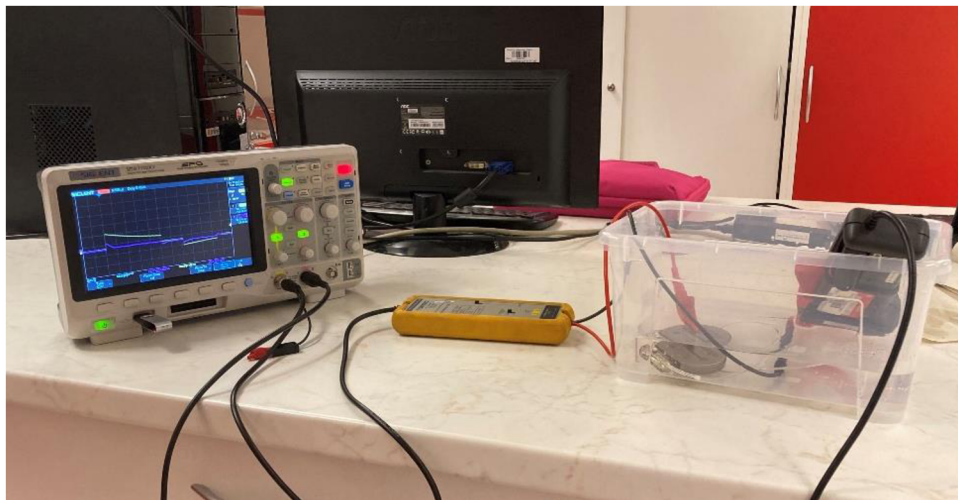
Obrázek 12 Měření pomocí AED (Zdroj: autor)

3.2.3 Měření pomocí implantabilního defibrilátoru (ICD)

Pro zajištění vhodných, a hlavně co nejvíce podobných podmínek normálnímu prostředí obklopující implantabilní – kardioverter defibrilátor byl využit fyziologický roztok, do kterého bylo ponořeno celý implantabilní přístroj. K realizaci měření fyzikálních veličin byl využit ICD od výrobce Boston Scientific, který byl zvolen z důvodu dostupnosti a jednak i kvůli poskytnutí dostačujících dat potřebných pro měření. Dodání požadovaného defibrilačního výboje zajistil programovací systém LATITUDE od stejného výrobce, který byl vypůjčen z kardiologie. Pro získání hodnot napětí byla využita opět vysokonapěťová sonda propojena s osciloskopem, která byla připojena na pouzdro přístroje a defibrilační elektrodu. Hodnoty proudu byly získány z proudové sondy napojené na osciloskop. Naměřené hodnoty napětí a proudu z osciloskopu poslouží k dalšímu zpracování.

Po propojení ICD s osciloskopem za použití sond bylo nezbytné nastavení správných parametrů pro osciloskop. Oproti předchozím měřením se budou velikosti hodnot

pohybovat řádově níž. Před samotným měřením bylo vyzkoušeno bezdrátové propojení přístroje s programovacím systémem a byl podán zkušební výboj. Poté se mohlo přistoupit k výběru vhodných velikostí energií defibrilačních výbojů. Počáteční hodnota energie byla stanovena na jednotky J, konkrétně na 2 J. Velikost energie byla postupně zvyšována po několika jednotkách až na maximální hodnotu přístroje 41 J. Následovalo nastavení energie a nabití na požadovanou hodnotu. Po podání defibrilačního výboje byla za pomoci sond vykreslena křivka v osciloskopu. Neměřená data opět byla uložena na USB pro další zpracování a jejich analýzu.



Obr. 13 Měření pomocí ICD (zdroj: autor)

3.3 Analýza výzkumných dat

Naměřená data získaná z měření fyzikálních veličin defibrilačních výbojů podaných z různých typů defibrilátorů byla zpracována v programu Microsoft Excel, kde byly taktéž vytvořeny grafy jednotlivých časových závislostí a tabulky využité k porovnání velikostí energií z různých měření.

3.3.1 Zpracování naměřených dat

Hlavním úkolem bylo získat hodnoty výstupního napětí a proudu z jednotlivých měření s využitím manuálního, automatizovaného a implantabilního defibrilátoru. Naměřené výstupní hodnoty defibrilačních výbojů byly uloženy pro následné zpracování, vypočtení energie a vytvoření grafů pro vizualizaci.

Naměřená data byla nejprve transformována z CSV² souboru do textového souboru v Excelu, kde byly automaticky vytvořeny sloupce s hodnotami času, napětí a proudu. Z důvodu kvalitnějšího zpracování dat byly hodnoty ukládané v co největším rozsahu a každé měření obsahovalo až okolo 70 tisíc řádků jednotlivých hodnot. Následně bylo třeba data zformátovat a uvést fyzikální veličiny do základních jednotek. Pro vypočtení elektrické energie defibrilačního výboje bylo nejprve zapotřebí vypočítat elektrický příkon a časovou změnu. Elektrický výkon $P [W]$ lze dostat vynásobením napětí $U [V]$ a proudu $I [A]$ dle rovnice:

$$P = U I \quad (1)$$

Časovou změnu $\Delta t [s]$ lze vypočítat dle rovnice:

$$\Delta t = t_2 - t_1 \quad (2)$$

Po vypočtení elektrického výkonu a časové změny z naměřených dat bylo možné spočítat elektrickou energii, která lze fyzikálně popsat jako schopnost elektromagnetického pole konat elektrickou práci. Spotřebovaná elektrická energie $E [J]$, byla vypočtena z rovnice (3) jako elektrický příkon $P [W]$ vynásobený časovou změnou $\Delta t [s]$:

$$E = P \Delta t \quad (3)$$

Dalším úkolem bylo získaná data graficky zpracovat. S ohledem na co nejlepší vypovídací schopnost byl zvolen typ grafu bodový, kde byly vykresleny časové závislosti napětí a proudu. Pro jednu hodnotu energie defibrilačního výboje byl vytvořen vždy jeden graf, ve kterém je zakreslena jak křivka časové závislosti napětí, tak i křivka časové závislosti proudu. Tvar křivek v grafickém zpracování nejprve exponenciálně klesá do náhlého ukončení a následně opět exponenciálně klesá v opačné polaritě. Tyto tvary křivek vznikly v důsledku použití defibrilačních přístrojů využívajících bifázický výboj (viz kapitola 2.6.2.).

Posledním krokem při zpracování naměřených dat bylo vytvoření tabulek v programu Microsoft Excel, které následně poslouží k porovnání jednotlivých hodnot energií.

² CSV soubor je textový formát pro výměnu tabulkových dat

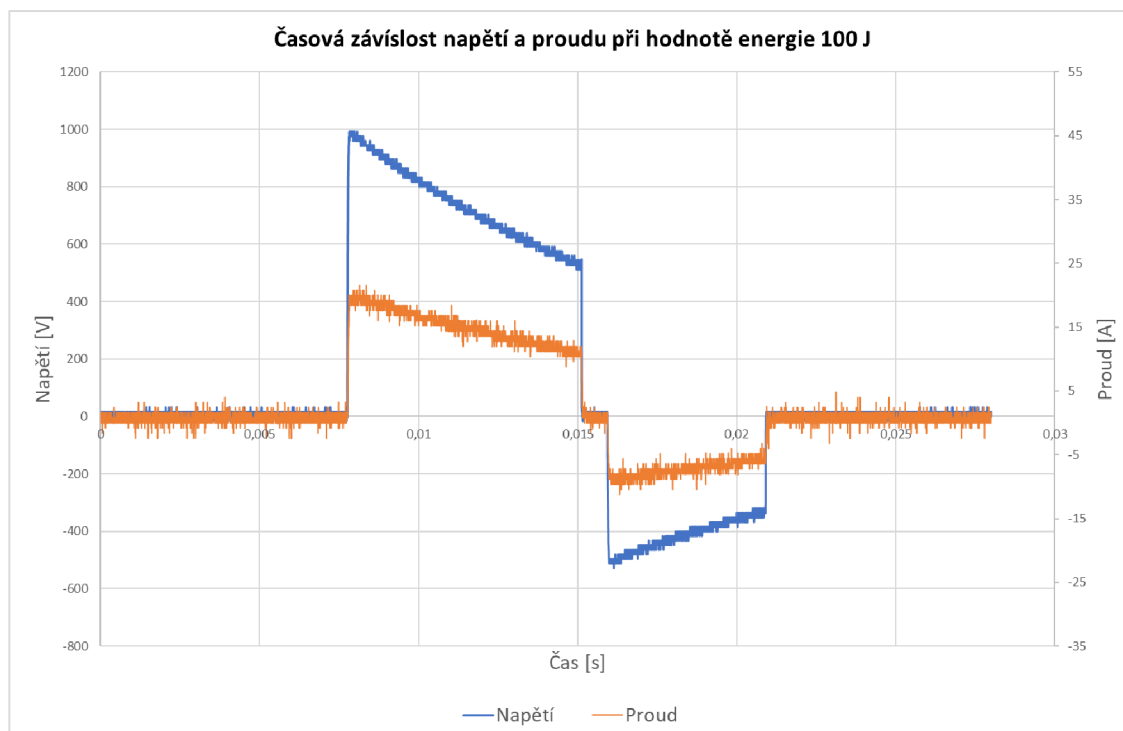
V tabulkách byly hodnoty zapsány pro srovnání mezi vstupní energií dodanou defibrilátorem a výstupní energií získanou výpočtem z naměřených dat.

3.3.1.1 Vyhodnocení dat z měření pomocí manuálního externího defibrilátoru

Realizace měření pomocí manuálního externího defibrilátoru byla prováděna dvěma způsoby, a to na testeru defibrilátorů nebo na modelu lidského těla. Při obou měření byl využit stejný typ defibrilátoru i podány stejné hodnoty defibrilačních výbojů pro následné porovnání energií. Hodnoty energií při měření byly zvoleny od 100 J až po 360 J s postupným navyšováním energie o 25 J (viz Příloha A a B).

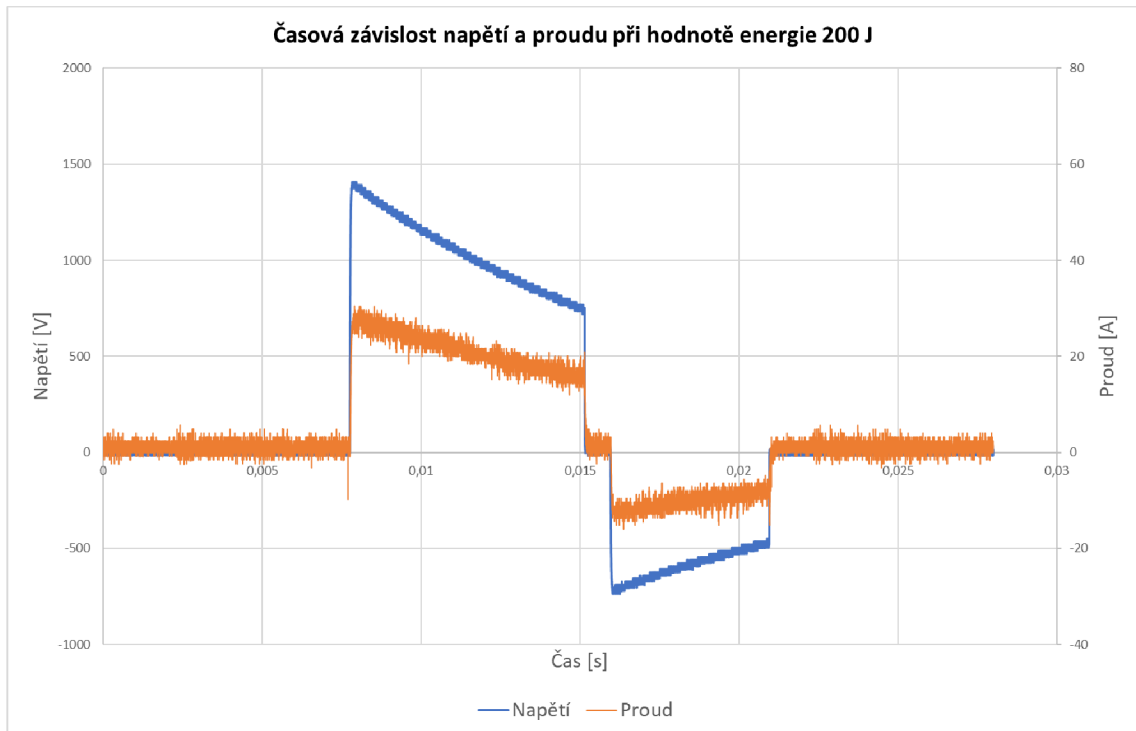
Měření prováděné na testeru defibrilátorů

Graf 1 znázorňuje časovou závislost napětí a proudu při hodnotách energie 100 J, která byla dodána přímo z defibrilátoru. Defibrilační výboj byl podán do testeru defibrilátorů, který naměřil hodnotu 99,1 J (viz Tab. 1). V grafu jsou zaznamenána až data, která byla zpracována z měření pomocí napěťové a proudové sondy. Naměřená hodnota defibrilační energie byla vypočítána na 98,6 J. Při této velikosti energie dosahuje napětí až 990 V a proud 20 A.



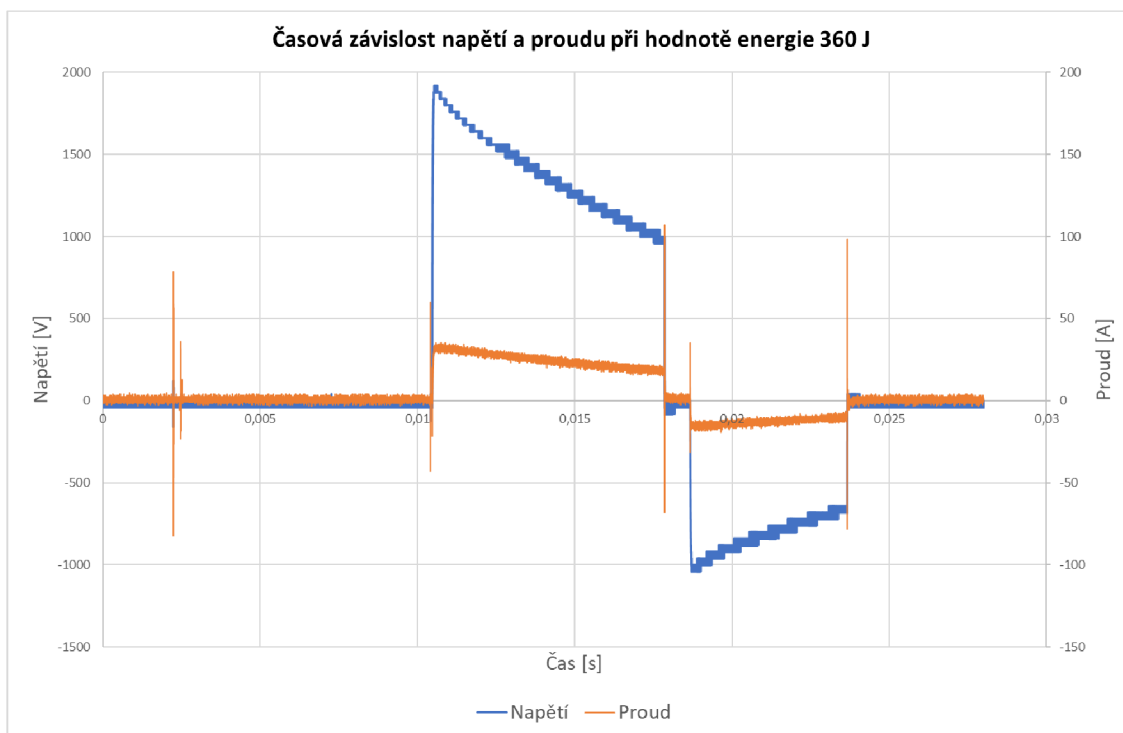
Graf 1 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 100 J

Graf 2 znázorňuje časovou závislost napětí a proudu při hodnotě energie 200 J, kde při měření na testeru vyšla hodnota 197,7 J (viz Tab. 1). A vypočítaná hodnota z naměřených dat byla 197,2 J. Maximální hodnota napětí se pohybuje kolem 1400 V a maximum proudu je 30 A.



Graf 2 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 200 J

Graf 3 znázorňuje časovou závislost napětí a proudu při maximální hodnotě, která lze nastavit na defibrilátoru, a to je hodnota 360 J. Po podání defibrilačního výboje do testeru byla uvedena hodnota 357,7 J. Z naměřených dat byla velikost energie vypočítána pouze na 343,9 J. Při nejvyšší možné defibrilační energii bylo napětí v rozsahu od -1040 do 1920 V a proud dosahoval hodnot kolem 100 A.



Graf 3 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 360 J

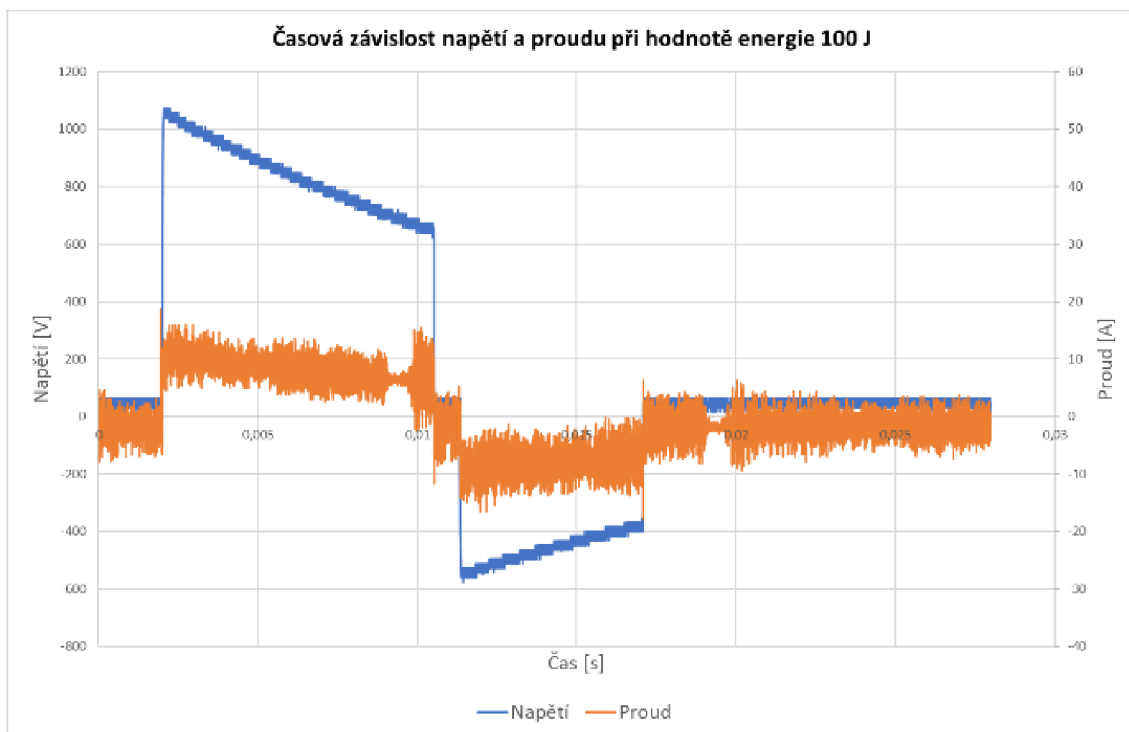
V Tab. 1 jsou zaznačeny hodnoty energií při měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na testeru defibrilátorů pro porovnání vstupních a výstupních hodnot. První řádek tabulky odpovídá nastavené hodnotě energie přímo na manuálním defibrilátoru. V druhém řádku jsou opsané hodnoty energie z testeru defibrilátorů. A vypočítané hodnoty energií z naměřených dat jsou zapsané v posledním řádku tabulky.

Tab. 1 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na testeru defibrilátorů

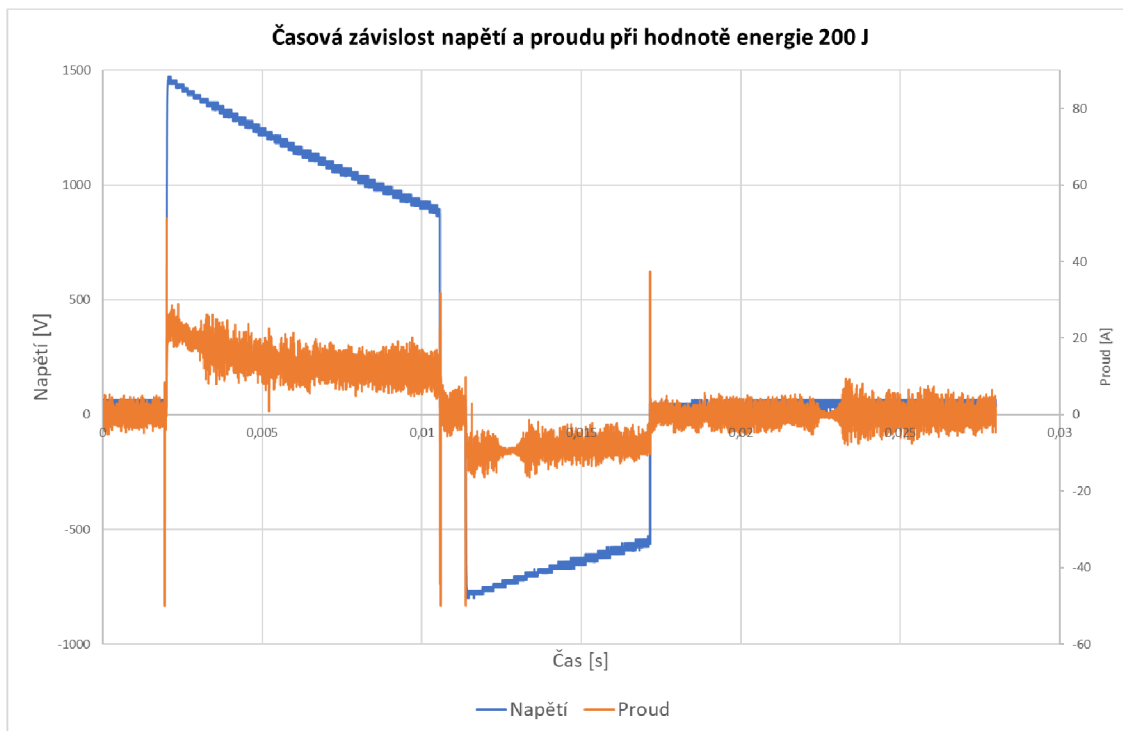
Defibrilátor LIFEPAK 20e	100 J	125 J	150 J	175 J	200 J	225 J
Tester Defibrilátor SECULIFE DF PRO	98,6 J	123,7 J	148,6 J	172,8 J	197,7 J	223,1 J
Naměřená hodnota	99,1 J	113,6 J	138,2 J	172,7 J	197,2 J	214,7 J
Defibrilátor LIFEPAK 20e	250 J	275 J	300 J	325 J	360 J	
Tester Defibrilátor SECULIFE DF PRO	248,3 J	272,5 J	296,8 J	322,6 J	357,7 J	
Naměřená hodnota	248,1 J	272,3 J	294,9 J	319,9 J	343,9 J	

Měření prováděné na modelu lidského těla

Graf 4 představuje časovou závislost napětí a proudu při hodnotě energie podané defibrilátorem 100 J. Následkem vnitřního rušení při měření na modelu lidského těla byla velikost energie vypočítaná z naměřených dat na hodnotu 62,3 J. Na Grafu 5 je opět časová závislost napětí a proudu, avšak při hodnotě energie 200 J. Z dat naměřených pomocí sond byla vypočtena energie o velikosti 170,3 J (viz Tab. 2). Maximální hodnoty napětí jsou při obou hodnotách energie srovnatelné s hodnotami při měření na testeru defibrilátorů. Nejvyšší hodnoty proudu se pohybují až k 50 A.

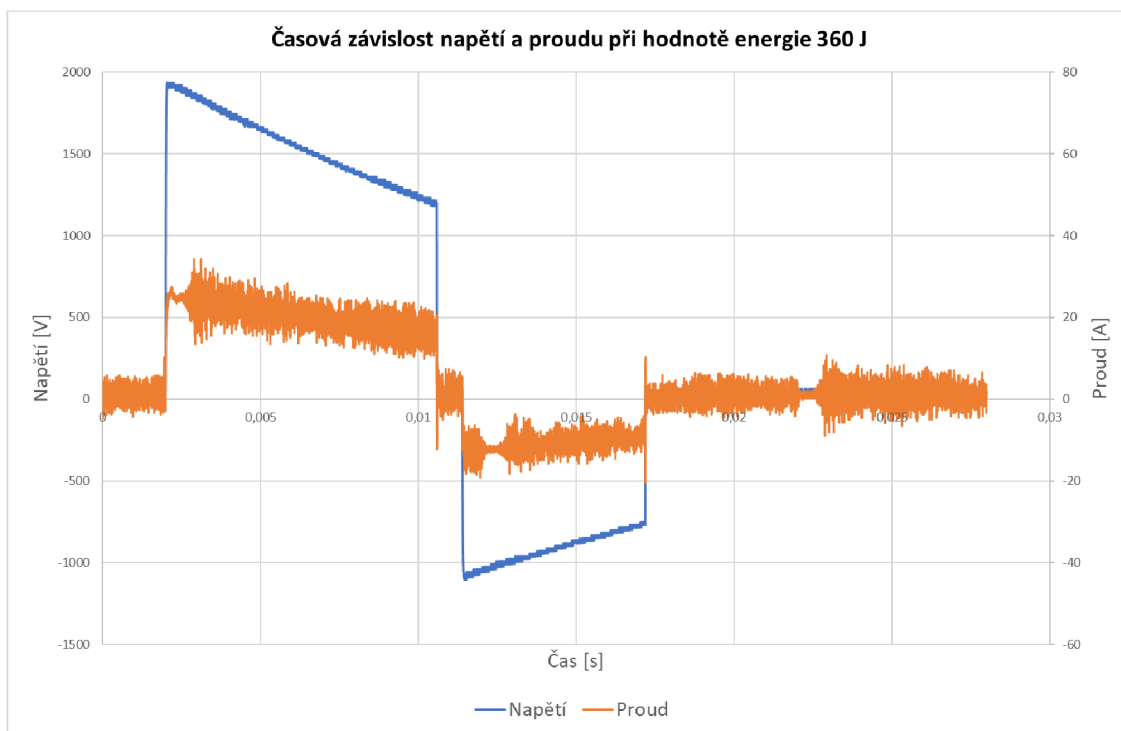


Graf 4 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 100 J



Graf 5 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 200 J

Graf 6 znázorňuje časovou závislost napětí a proudu při maximální hodnotě nastavitelné na defibrilátoru. Po vydání výboje o velikosti 360 J, byla vypočítána hodnota energie z naměřených dat na velikost 315,4 J. Maximální hodnota napětí se opět pohybuje okolo 1400 V, avšak hodnota proudu poklesla téměř o polovinu oproti měření prováděném na testeru defibrilátorů, a to na velikost necelých 40 A.



Graf 6 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 360 J

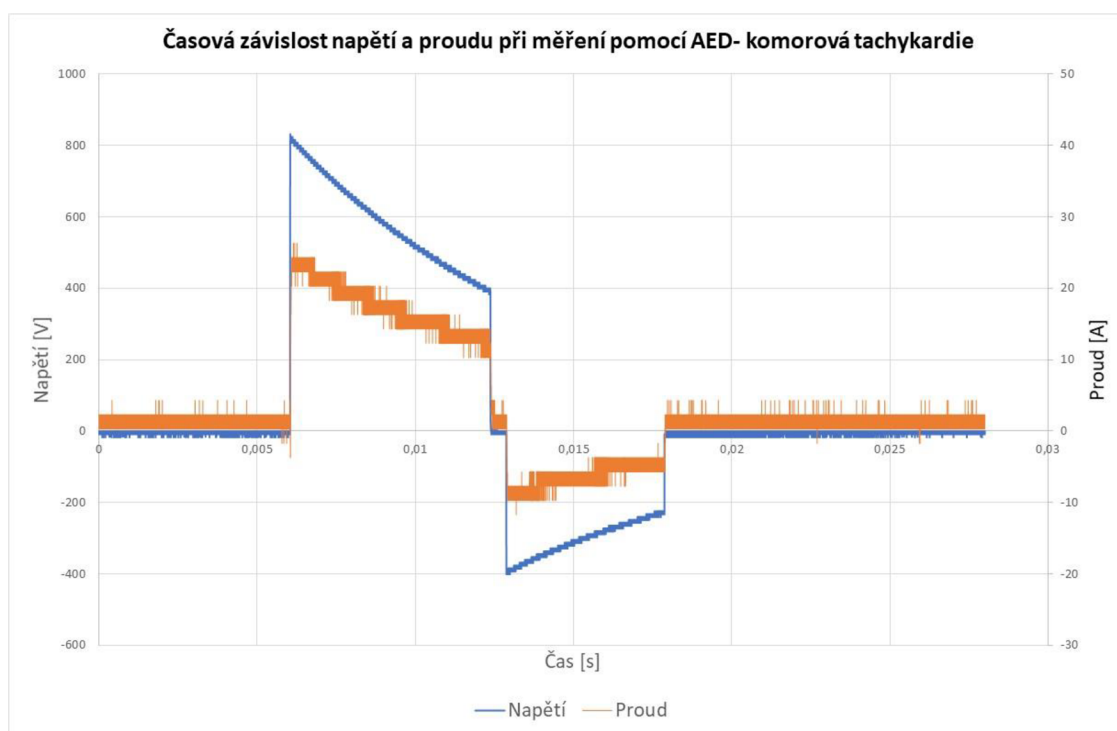
Pro porovnání vstupních a výstupních hodnot slouží Tab. 2, kde jsou zapsané naměřené hodnoty energie při měření pomocí manuálního defibrilátoru na modelu lidského těla. První řádek tabulky odpovídá nastaveným hodnotám na defibrilátoru a druhý řádek obsahuje vypočtenou energii z naměřených dat.

Tab. 2 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na modelu lidského těla

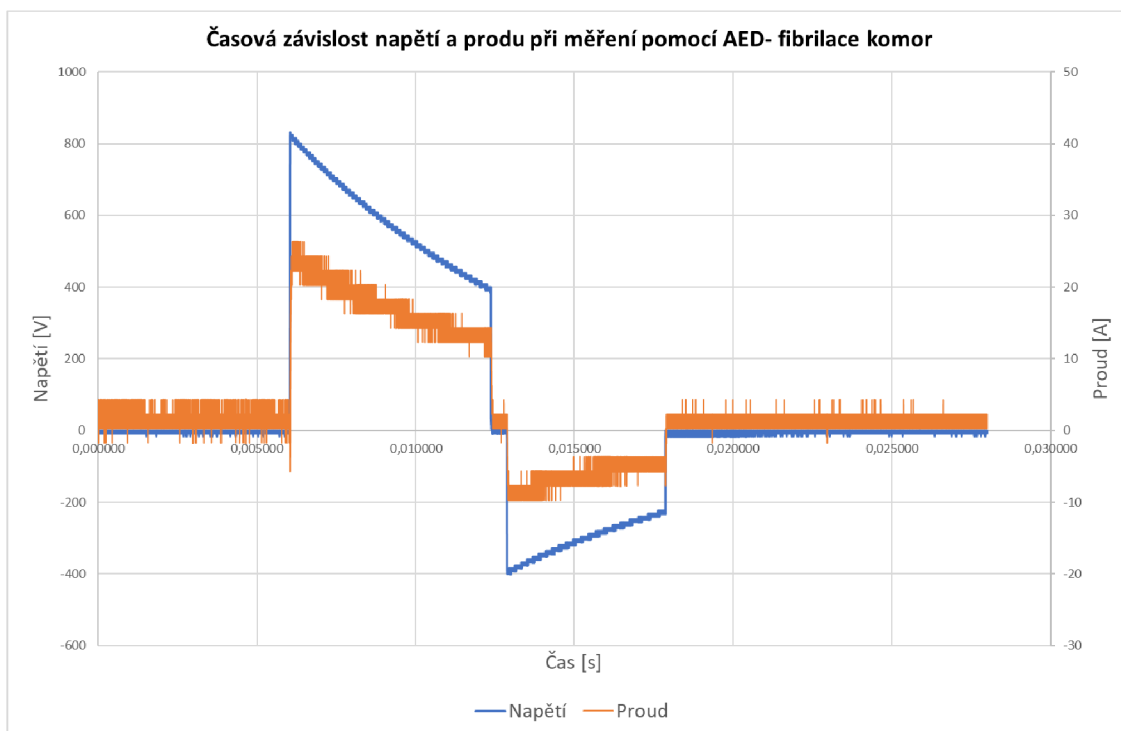
Defibrilátor LIFEPAK 20e	100 J	125 J	150 J	175 J	200 J	225 J
Naměřená hodnota	62,3 J	82,5 J	102,8 J	149,2 J	170,3 J	193,4 J
Defibrilátor LIFEPAK 20e	250 J	275 J	300 J	325 J	360 J	
Naměřená hodnota	216,3 J	238,3 J	260,5 J	284,5 J	315,4 J	

3.3.1.2 Vyhodnocení dat z měření pomocí automatizovaného defibrilátoru (AED)

Měření fyzikálních veličin za použití AED bylo realizováno na modelu lidského těla při defibrilovatelných stavech. První měření o neznámé hodnotě energie probíhalo při komorové tachykardii (viz Příloha C). Časový průběh napětí a proudu je znázorněno v Grafu 7. Druhé měření opět o neznámé hodnotě bylo realizováno za arytmiického stavu fibrilace komor (viz Příloha C). Graf 8 popisuje časovou závislost napětí a proudu při automatickým výboji při fibrilaci. Po zpracování naměřených dat bylo zjištěno, že každý jednotlivý defibrilační výboj z AED měl stejnou velikost energie. Tablet pro nastavení simulátoru vyhodnotil velikost podaných výbojů na 150 J (viz Tab. 3). Z naměřených dat byla energie vypočítána na hodnoty 145,4 J (Graf 7) a 144,8 J (Graf 8). Maximální hodnoty se v obou případech defibrilovatelných stavů pohybují kolem 800 V jedná-li se o napětí a u proudu pak okolo 30 A.



Graf 7 Časová závislost napětí a proudu při měření pomocí AED – komorová tachykardie



Graf 7 Časová závislost napětí a proudu při měření pomocí AED – fibrilace komor

Tab.3 zaznamenává naměřené hodnoty energie automatických defibrilačních výbojů při měření pomocí AED. V prvním řádku tabulky byly první dvě hodnoty naměřeny při komorové tachykardii, druhé dvě hodnoty pak při fibrilaci komor. Druhý řádek odpovídá hodnotám výbojů vypočtených na tabletu využívaného k ovládání simulátoru na velikost 150 J. Třetí řádek obsahuje vypočtené velikosti energií ze získaných dat z měření.

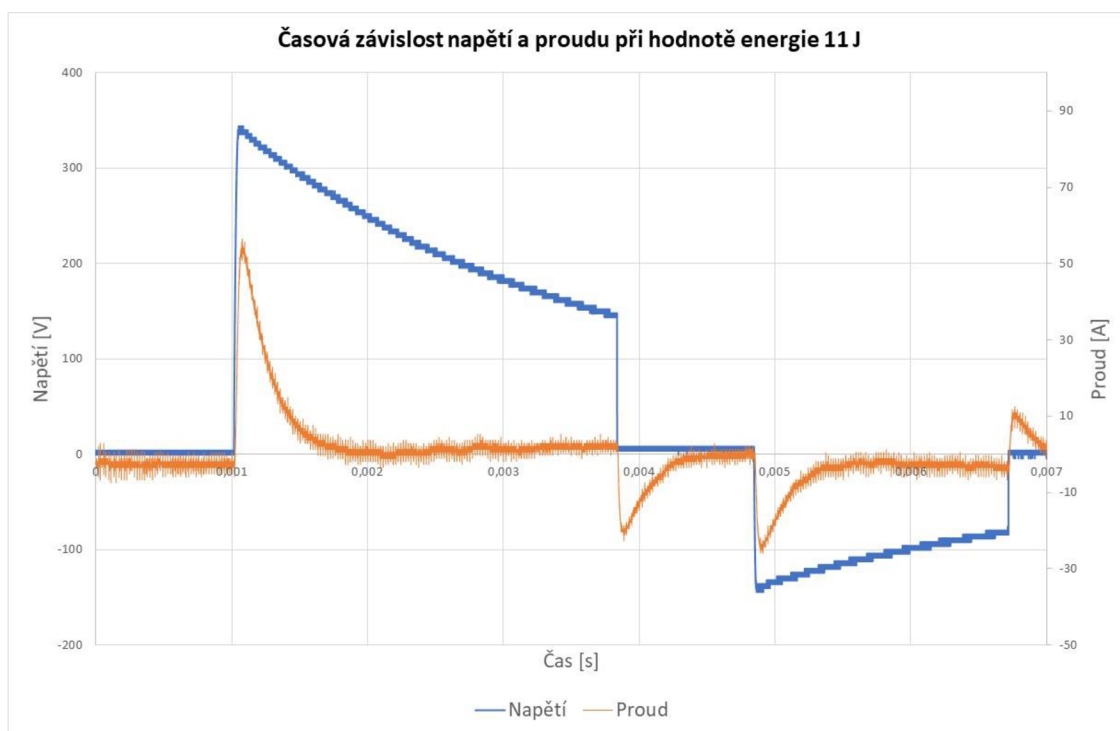
Tab. 3 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí AED

HEARTSTART Defibrillator (AED)	1. výboj	2. výboj	3. výboj	4. výboj
Tablet pro nastavení SimMAN 3G	150 J	150 J	150 J	150 J
Naměřená hodnota	145,4 J	146,1 J	144,8 J	145,9 J

3.3.1.3 Vyhodnocení dat z měření implantabilním defibrilátorem (ICD)

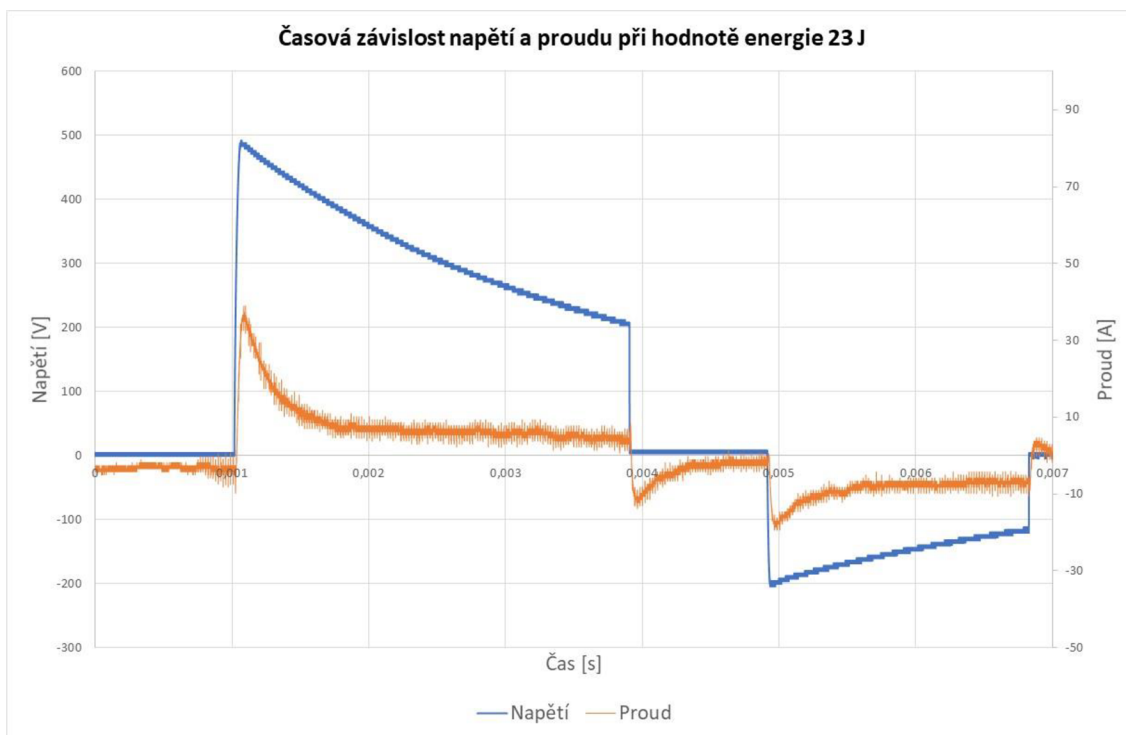
Z důvodů neznámé kapacity baterie v ICD bylo měření uskutečněno pro 10 hodnot defibrilačních výbojů. Energie výbojů byla zvolena od jednotek Joul až po maximální hodnotu 41 J (viz Příloha D). V praxi jsou pak nejčastěji využívány výboje o energii 10-20-40 J.

Graf 9 znázorňuje časovou závislost napětí a proudu při hodnotě energie 11 J, která byla dodána z programovacího systému. Pomocí sond byly získány hodnoty napětí, které měly maximum téměř 350 V a proudu, který dosahoval až 50 A. Z těchto naměřených hodnot byla následně vypočtena velikost energie, která se rovnala 8,9 J (viz Tab. 4).

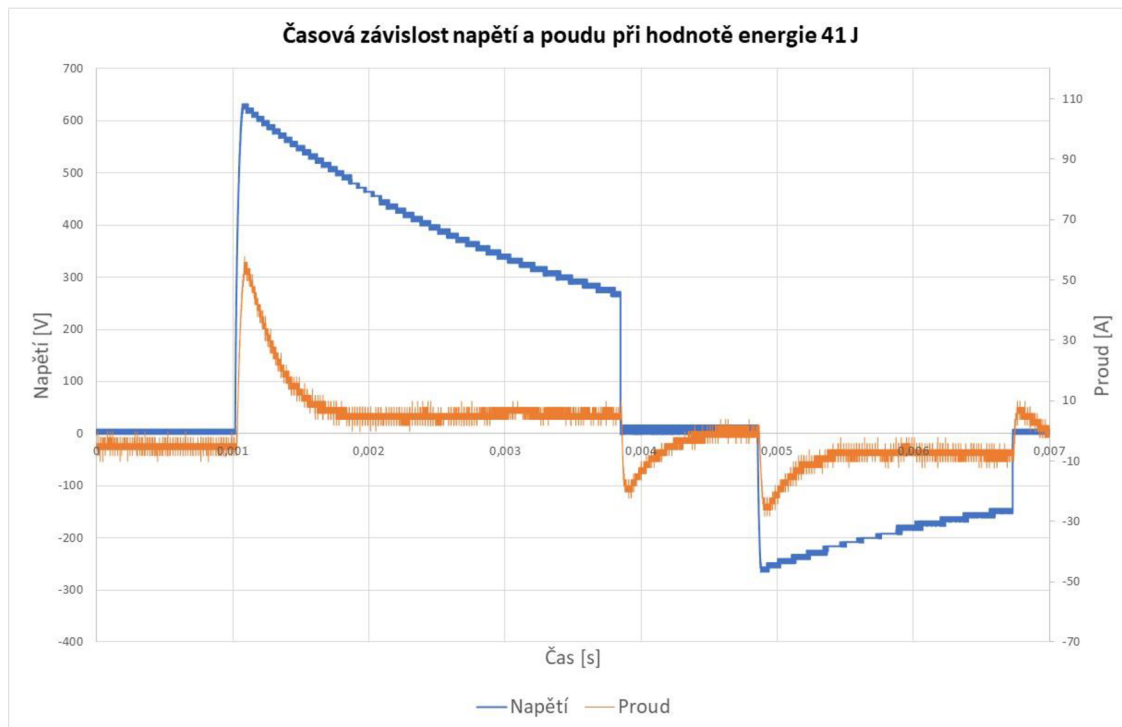


Graf 8 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě napětí 11 J

Na grafu 10 je zaznačena časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie defibrilačního výboje 23 J. Z naměřených dat pak vyšla energie o velikosti 18,5 J a napětí dosahuje 500 V. Graf 11 je zpracován z naměřených hodnot při maximální možné energii defibrilačního výboje z ICD. Vstupní energie byla 41 J, naměřená výstupní energie byla vypočítaná na 35 J. Rozsah napětí, který byl naměřen při tomto maximálním výboji, se pohyboval v hodnotách od - 250 do 650 V. Nejvyšší hodnota proudu je okolo 50 A.



Graf 9 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 23 J



Graf 10 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 41 J

Tab. 4 slouží k porovnání hodnot energie při měření pomocí ICD, kde v prvním řádku jsou hodnoty nastavené na programovacím systému LATITUDE. A druhý řádek je vyplněn hodnotami vypočítané energie z naměřených hodnot napětí a proudu za čas.

Tab. 4 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí ICD

ICD Boston Scientific	2 J	5 J	7 J	11 J	17 J
Naměřená hodnota	1,8 J	4,1 J	5,8 J	8,9 J	13,7 J
ICD Boston Scientific	23 J	26 J	31 J	36 J	41 J
Naměřená hodnota	18,5 J	20,9 J	25,7 J	30,4 J	35 J

3.4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

V teoretické části bakalářské práce bylo prvním úkolem shrnout anatomii srdce a jeho činnost. Zmíněné jsou i poruchy srdeční činnosti, především komorové tachyarytmie, které jsou léčitelné pomocí defibrilace. Dalším úkolem bylo vysvětlit termín defibrilace, její druhy a využití. Posledním a nejdůležitějším úkolem vztahujícím se k teoretické části práce bylo popsat fungování a použití všech typů defibrilátorů. A Stanovit fyzikální veličiny použité při defibrilaci. Všechny tyto cíle jsou považovány jako splněné.

Výzkumná část byla z velké části věnovaná úkolu realizovat měření fyzikálních veličin při stimulaci srdce. Nejprve bylo měření provedeno pomocí manuálního externího defibrilátoru na testeru defibrilátorů a poté i na modelu lidského těla, pro následné porovnání naměřených dat. Následující měření probíhalo za pomoci automatizovaného defibrilátoru. Poslední měření fyzikálních veličin bylo realizované pomocí implantabilního kardioverteru – defibrilátoru v podmínkách podobných normální prostředí oklopující ICD. K nahrazení těchto podmínek byl využit fyziologický roztok. Posledním cílem výzkumné části bylo vyhodnotit naměřená data. Hodnoty byly získané při jednotlivých měřeních a následně byly graficky zpracovány do časových závislostí napětí a proudu při hodnotách výstupní energie.

Výzkumné předpoklady jsou v souladu s výzkumnými cíli. Bylo tedy možné považovat, že předpoklady byly naplněny s ohledem na zadané cíle. Podařilo se určit, zda automatizovaný defibrilátor volí napětí na spodní hranici defibrilačního rozsahu (viz Tab. 3). Předpokladem práce také bylo, že se velikost defibrilační energie bude měnit vlivem fyziologických parametrů, jakož tomu bylo při měření na modelu lidského těla. K závěru výzkumné části se váže předpoklad pro vyhodnocení, kde bylo vyžadováno správné naměření dat a průběhů výstupních napětí a proudů. Po vyhodnocení naměřených hodnot bylo očekáváno srovnání velikostí energií u stejných typů defibrilátorů.

4 Diskuze

V této práci bylo hlavním úkolem realizovat měření fyzikálních veličin při defibrilaci. Před samotným měřením bylo důležité shrnout základní poznatky z anatomie srdce, především jeho onemocnění, které je léčitelné pomocí defibrilace. Zásadní roli pro výzkumnou část měly kapitoly, v kterých byly popsány defibrilátory z pohledu konstrukčního principu, druhů defibrilačních výbojů a také z hlediska typů defibrilátorů.

V rámci výzkumné části bylo provedeno několik měření fyzikálních veličin za pomoci manuálního nebo automatického externího defibrilátoru a implantabilního kardioverteru-defibrilátoru. Nejprve bylo nutné stanovit způsob, jak data budou získána. Při měření pomocí manuálního defibrilátoru byl využit buď tester defibrilátorů nebo model lidského těla. Požadovaná velikost energie byla podána přímo pádly defibrilátoru do testeru či simulátoru, kde za pomoci sond bylo měřeno napětí a proud daného defibrilačního výboje. Obdobně bylo realizováno i měření pomocí AED, kdy byly elektrody umístěny na defibrilační konektory na simulátoru a z nich pak hodnoty snímány. Měření bylo odlišné v tom, že nebyla možnost natavení počáteční energie a defibrilační výboje byly podány automaticky. AED vydal výboj pouze v případě zjištěné komorové tachyarytmie, v důsledku toho bylo nutné simulátor uvést do komorové tachykardie nebo fibrilace komor. Poslední měření bylo za pomoci implantabilního defibrilátoru, který byl ponořen do fyziologického roztoků z důvodu napodobení normálních podmínek obklopující přístroj v lidském těle. Hodnoty byly získány snímáním napětí a proudu ze sond.

Výsledkem všech měření bylo získání správně naměřených dat a průběhů výstupních napětí a proudů. Ze získaných fyzikálních veličin defibrilačního výboje byla vypočtena velikost výstupní energie. Tato naměřená data bylo následně nutné graficky zpracovat (viz Příloha A až D) pro další analýzu a případné porovnání.

Pro měření pomocí manuálního externího defibrilátoru byly zvoleny dvě různé varianty realizace, a to měření prováděné na testeru defibrilátorů (viz Příloha A) nebo na modelu lidského těla (viz Příloha B). Po zpracování dat naměřených na testeru byla vypočtená výstupní energie srovnatelná s energií vstupní podanou přímo z defibrilátoru (viz Tab. 1). Avšak při měření téhož typu defibrilátoru tentokrát na simulátoru, bylo vlivem vnitřního

rušení dosaženo poměrně menších hodnot výstupní energie v porovnání s energií dodanou defibrilátorem (viz Tab. 2).

Měření fyzikálních veličin pomocí AED bylo realizováno na modelu lidského těla (viz Příloha C). Pro získání hodnot bylo nutné uvést simulátor do defibrilovatelného stavu, aby defibrilátor automaticky podal výboj o námi neznámé hodnotě. Předpokladem pro měření bylo, že defibrilátor bude volit velikost defibrilační energie na spodní hranici, což se podle vypočtené energie následně potvrdilo. AED podal pokaždé defibrilační výboj o velikosti 150 J (viz Tab. 3). Měření bylo realizováno při dvou různých komorových tachyarytmii a vždy byl výboj stejné hodnoty.

Z grafického zpracování naměřených hodnot pomocí manuálního a automatizovaného defibrilátoru lze po porovnání říct, že naměřené hodnoty napětí a proudu jsou srovnatelné u obou měření. Lze tedy předpokládat, že defibrilační výboj o hodnotě energie 150 J je stejný jak z manuálního, tak z automatizovaného defibrilátoru.

Realizace měření pomocí ICD byla lehce odlišná od předchozích měření, a to nejen průběhem měření, kdy byl defibrilátor ponořen do fyziologického roztoku, ale také tím, že velikost defibrilační energie dosahuje pouze několik desítek Joulů (viz Příloha D). Velikost výstupních energií byla vypočítána přibližně na 80 % vstupní energie (viz Tab. 4). Příčinou toho mohlo být, že napěťová sonda je určena pro vyšší hodnoty napětí. Tato sonda byla však využita u všech typech měření z důvodu dosažení srovnatelných podmínek.

5 Návrh doporučení pro praxi

Tato bakalářská práce poskytuje data z několika měření fyzikální veličin při stimulaci srdce pomocí různých typů defibrilátorů. Součástí práce jsou graficky zpracované průběhy výstupních napětí a proudů pro jednotlivé velikosti defibrilačních výbojů. Z výsledků, které byly získány v rámci těchto měření lze usoudit, že výstupní energie defibrilačních výbojů jsou srovnatelné se vstupními hodnotami bez významných ztrát.

Při měření automatizovaným externím defibrilátorem bylo zjištěno, že defibrilátor sice volí napětí na spodní hranici defibrilačního rozsahu, avšak velikost energie nebyla zvýšena ani při přetrvávající komorové tachyarytmii. Z praxe je však známo, že když není úspěšně obnovena srdeční činnost při prvním defibrilačním výboji, tak se velikost energie při druhém výboji zvyšuje. AED je sice určen převážně široké laické veřejnosti, ale právě využitím postupného navyšování defibrilační energie by mohla být i zvýšena pravděpodobnost přežití.

6 Závěr

Hlavním cílem bakalářské práce byla realizace měření fyzikálních veličin za pomoci různých druhů defibrilátorů v rámci stimulace srdce při první pomoci. V teoretické části byly shrnuty základní informace z anatomie srdce a srdeční činnosti včetně srdečních poruch léčených pomocí defibrilace. Dále byl popsán termín defibrilace, její historie a rozdělení na přímou a nepřímou defibrilaci. Nejdůležitější kapitola v teoretické části byla kapitola věnovaná defibrilátorům a jejich konstrukčním principům a rozdělení z hlediska druhů defibrilačních výbojů. V závěru teoretické části byla sepsána krátká kapitola, která se věnuje legislativě spojené se zdravotnickými elektrickými přístroji.

Výzkumná část byla věnována nejprve realizaci měření fyzikálních veličin pomocí manuálního a automatizovaného externího defibrilátoru. Měření bylo prováděno na testeru defibrilátorů nebo na simulátoru lidského těla. Výsledkem bylo získání dat pro následnou analýzu. Naměřené hodnoty a průběhy vstupních napětí a proudů byly následně graficky zpracovány. Ze získaných dat byla vypočtena velikost výstupní energie pro následné porovnání s energií vstupní. Další část výzkumu se zabývala měřením fyzikálních veličin defibrilačního výboje pomocí implantabilního kardioverteru defibrilátoru. Snímání dat bylo zajištěno napěťovou a proudovou sondou přímo z pouzdra a defibrilační elektrody přístroje. Získaná data byla vyhodnocena a graficky zpracována stejným způsobem jako předchozí měření. Cílem všech měření bylo ověření správného fungování defibrilátorů.

Seznam použité literatury

BERKA, Štěpán. *Elektrotechnická schémata a zapojení v praxi 1*. 3. vyd. Brno: Computer Press, 2022. ISBN 978-80-251-5043-6.

BULAVA, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.

ČAPEK, L., P. HÁJEK a P. HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.

ELLENBOGEN, Kenneth A. et al. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-37804-8.

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 5. vyd. Praha: Triton, 2021. ISBN 978-80-7553-873-4.

IRWIN, Richard S. et al. *Irwin and Rippe's intensive care medicine*. 8th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2017. ISBN 978-1-4963-0608-1.

KETTNER, Jiří a Josef KAUTZNER. *Akutní kardiologie*. 3., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-3096-2.

KITTNAR, Otomar et al. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.

NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.

NOVOTNÝ, Miloš. *ČSN EN 45502-2-2- Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 2-2: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu tachyarytmie (včetně implantabilních defibrilátorů)*. Praha: Česká agentura pro standardizaci, 2009. Třídící znak 853000.

OEY, Lester et al. *Manual or automatic defibrillators for the in-hospital setting: Suggested choice criteria* [online]. 2018, **139**(5) [cit. 2022-03-28]. ISSN 0300-9572. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2018.07.298>

ROSINA, J., J. VRÁNOVÁ a H. KOLÁŘOVÁ. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 2., doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-2526-5.

ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.

ŘÍČNÝ, Leopold. *ČSN EN 60601-2-4 ed. 2- Zdravotnické elektrické přístroje: Část 2-4: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost defibrilátorů*. Praha: Česká agentura pro standardizaci, 2012. Třídící znak 364801.

STANDRING, Susan. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 42nd ed. New York: Elsevier Health Sciences, 2020. ISBN 978-0-7020-7705-0.

ŠEBLOVÁ, Jana a Jiří KNOR. *Urgentní medicína v klinické praxi lékaře*. 2., doplněné a aktualizované vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0596-0.

ŠÍN, Robin, Petr ŠTOURAC a Jana VIDUNOVÁ. *Lékařská první pomoc*. Praha: Galén, 2019. ISBN 978-80-7492-433-0.

THYGERSON, Alton L. et al. *First aid, CPR, and AED*. 7th ed. Burlington: Jones & Bartlett Learning, 2017. ISBN 978-1-284-10531-5.

TUKA, Vladimír. *Preventivní kardiologie pro praxi*. Praha: NOL-nakladatelství odborné literatury, 2018. ISBN 978-80-903929-6-0.

VEJROSTA, Vladimír. *ČSN EN 60601-2-27 ed. 3- Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-27: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografických monitorovacích přístrojů*. Praha: Česká agentura pro standardizaci, 2015. Třídící znak 364801.

VEJROSTA, Vladimír. *ČSN EN 62353 ed. 2- Zdravotnické elektrické přístroje – opakované zkoušky a zkoušky po opravách zdravotnických elektrických přístrojů*. Praha: Česká agentura pro standardizaci, 2015. Třídící znak 364893.

VÍTOVEC, Jiří et al. *Léčba kardiovaskulárních onemocnění*. 2., aktualizované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-271-2931-7.

VOJÁČEK, Jan, Jiří KETTNER a Jaroslav DUŠEK. *Klinická kardiologie*. 4. vyd. Praha: Maxdorf, 2019. ISBN 978-80-7345-600-9.

YOUNG, Frances a Oliver HARRISON. Principles of defibrillators. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine* [online]. 2021, **22**(4), 270-272 [cit. 2022-01-13]. ISSN 1472-0299. Dostupné z: doi: 10.1016/j.mpaic.2021.02.012

Seznam obrázků

Obr. 1 Převodní systém srdeční	17
Obr. 2 Komorové tachykardie; A) monomorfní KT, B) polymorfní KT, C) polymorfní KT torsade de pointes	19
Obr. 3 Defibrilační RLC obvod	25
Obr. 4 Tvar defibrilačního impulsu	25
Obr. 5 Blokované schéma defibrilátoru.....	26
Obr. 6 Monofázický výboj – sinusoidní	27
Obr. 7 Monofázický výboj – exponenciální	28
Obr. 8 Bifázický výboj – přímý	28
Obr. 9 Bifázický výboj – zkrácený	29
Obr. 10 Měření prováděné na testeru defibrilátorů.....	37
Obr. 11 Měření prováděné na modelu lidského těla.....	38
Obr. 12 Měření pomocí AED	40
Obr. 13 Měření pomocí ICD.....	41

Seznam tabulek

Tab. 1 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na testeru defibrilátorů	45
Tab. 2 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na modelu lidského těla	48
Tab. 3 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí AED	50
Tab. 4 Naměřené hodnoty energie při měření pomocí ICD	53

Seznam grafů

Graf 1 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 100 J.....	43
Graf 2 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 200 J.....	44
Graf 3 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 360 J.....	45
Graf 4 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 100 J.....	46
Graf 5 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 200 J.....	47
Graf 6 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 360 J.....	48
Graf 7 Časová závislost napětí a proudu při měření pomocí AED – komorová tachykardie	49
Graf 8 Časová závislost napětí a proudu při měření pomocí AED – fibrilace komor	50
Graf 9 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 11 J.....	51
Graf 10 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 23 J.....	52
Graf 11 Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 41 J.....	52

Seznam příloh

Příloha A Měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na testeru defibrilátorů

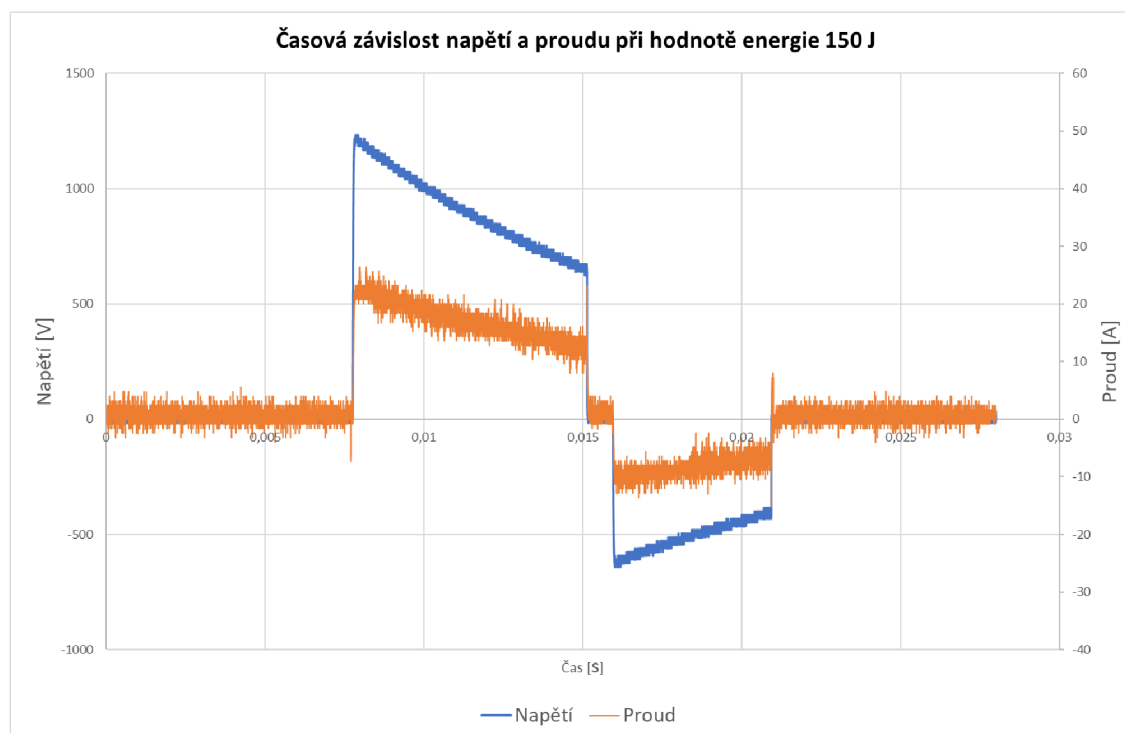
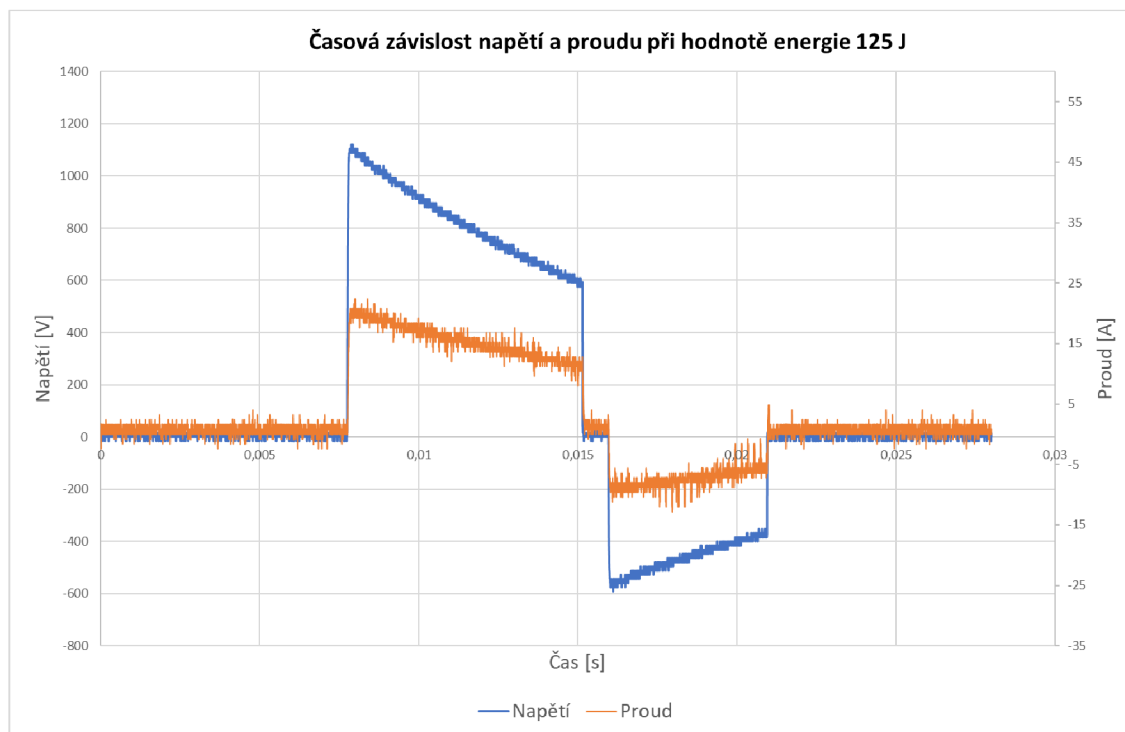
Příloha B Měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na modelu lidského těla

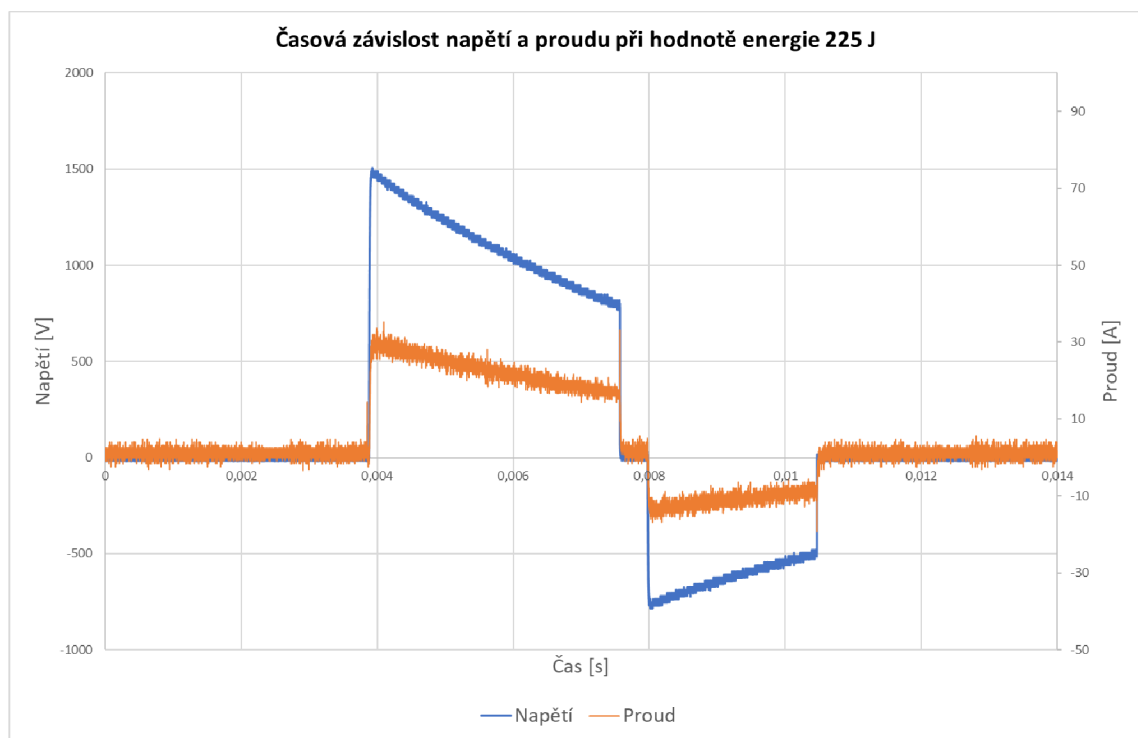
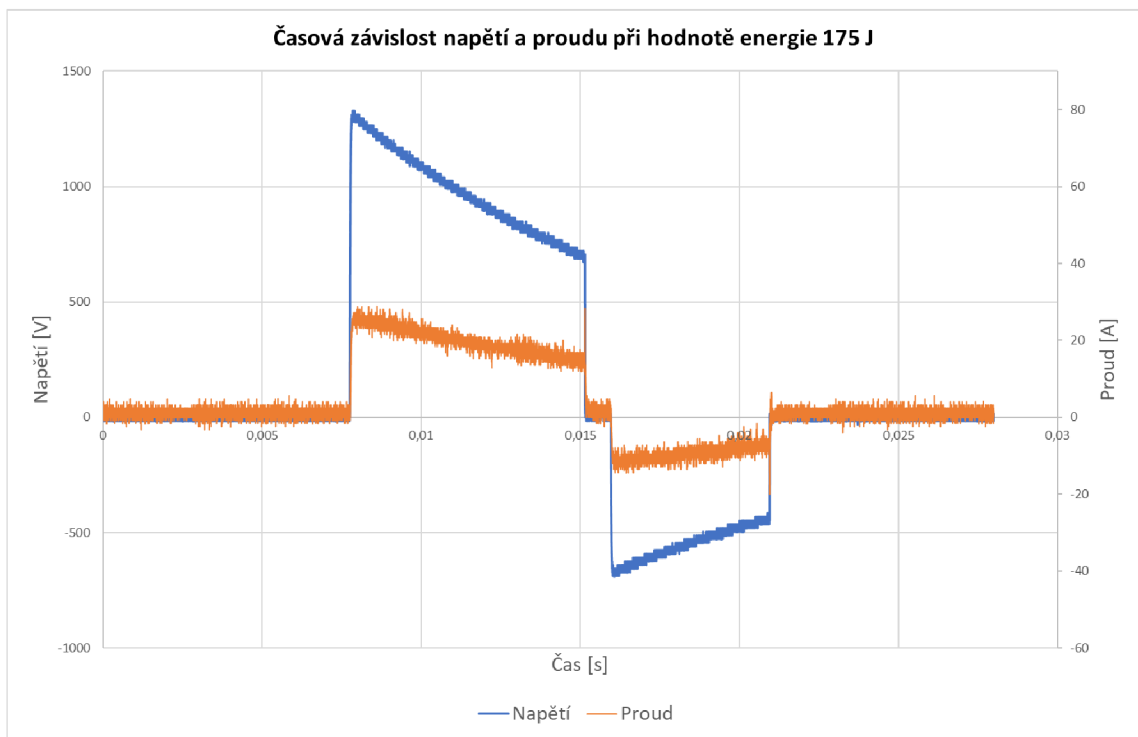
Příloha C Měření pomocí automatizovaného defibrilátoru (AED)

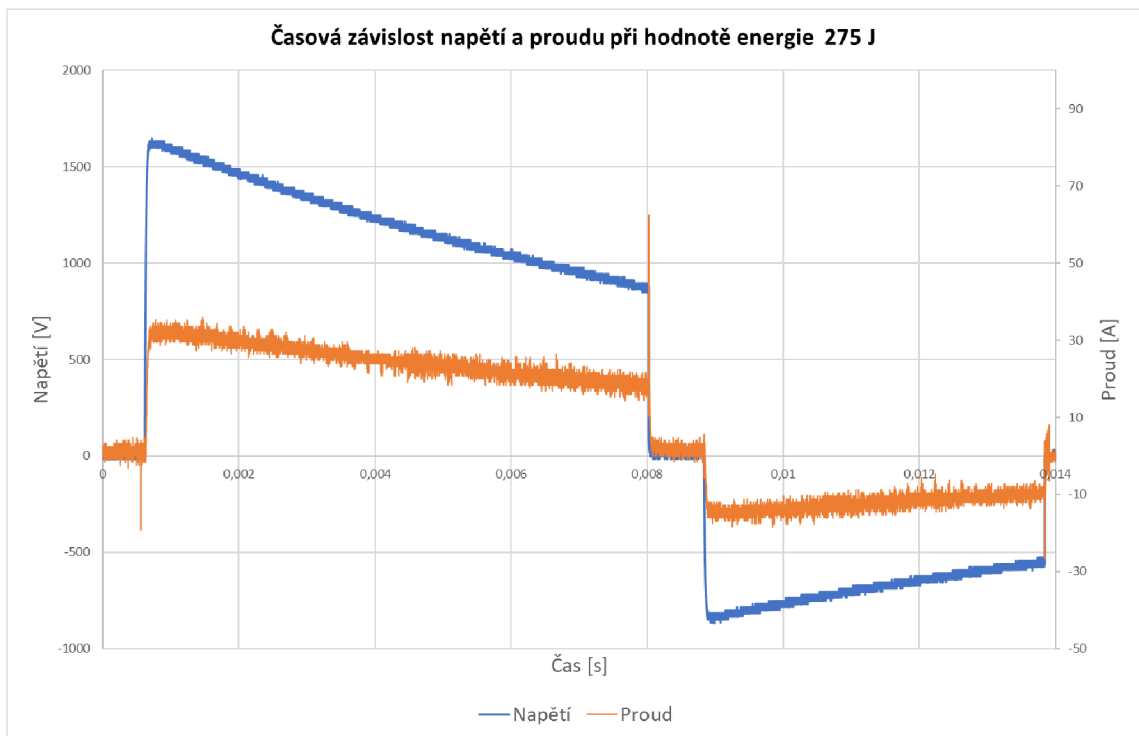
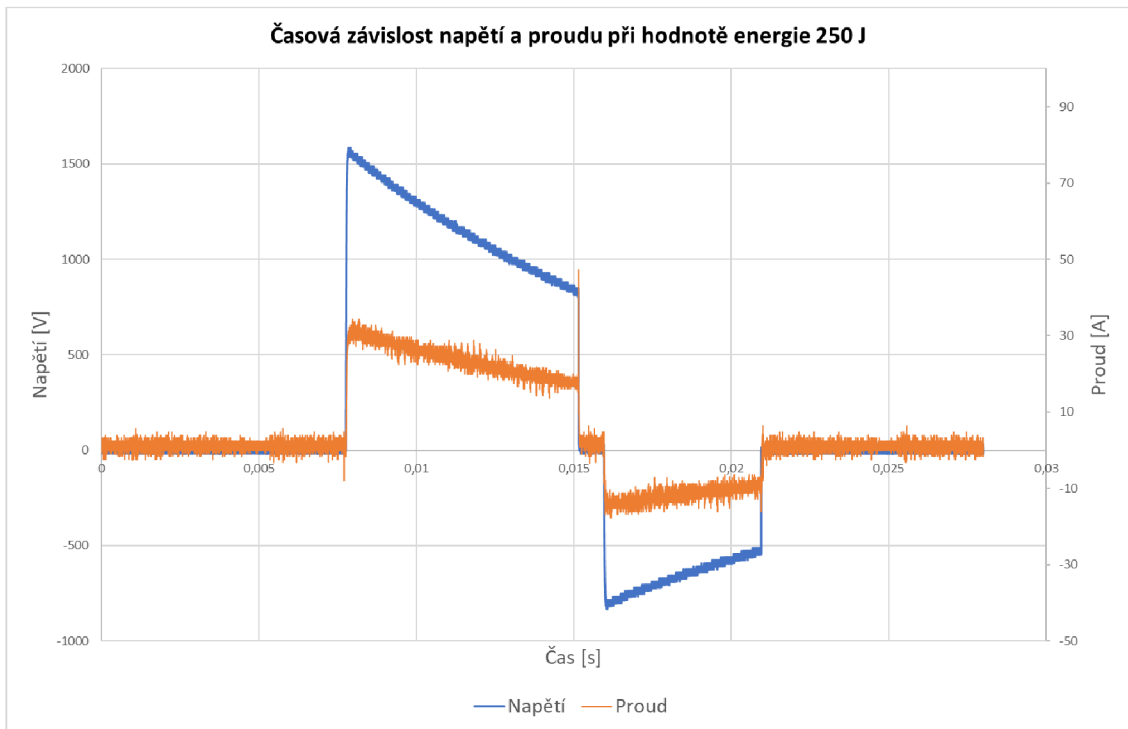
Příloha D Měření pomocí implantabilního defibrilátoru (ICD)

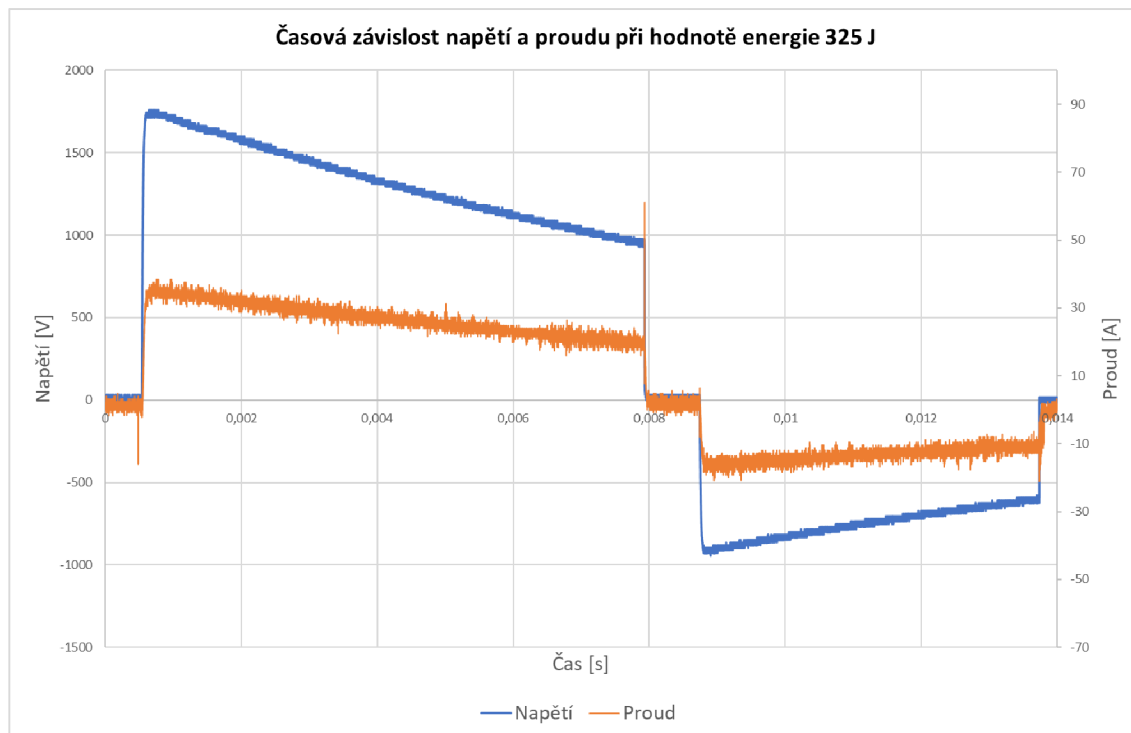
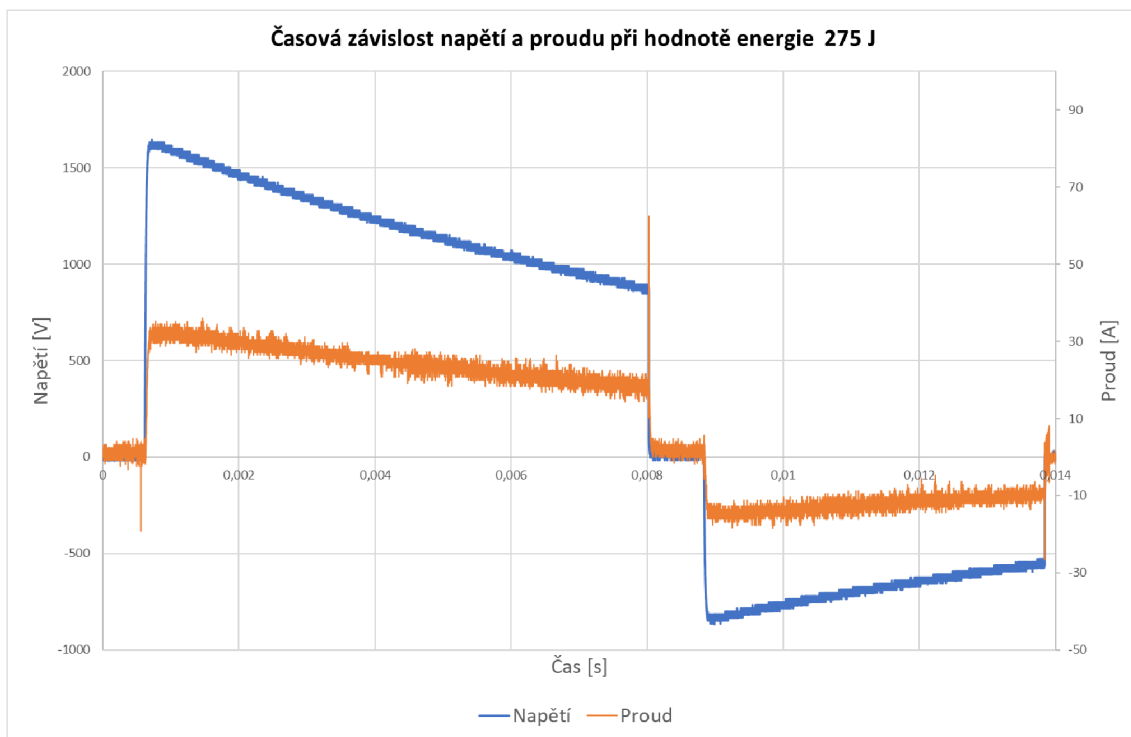
Příloha E Obsah přiloženého CD

Příloha A Měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na testeru defibrilátorů

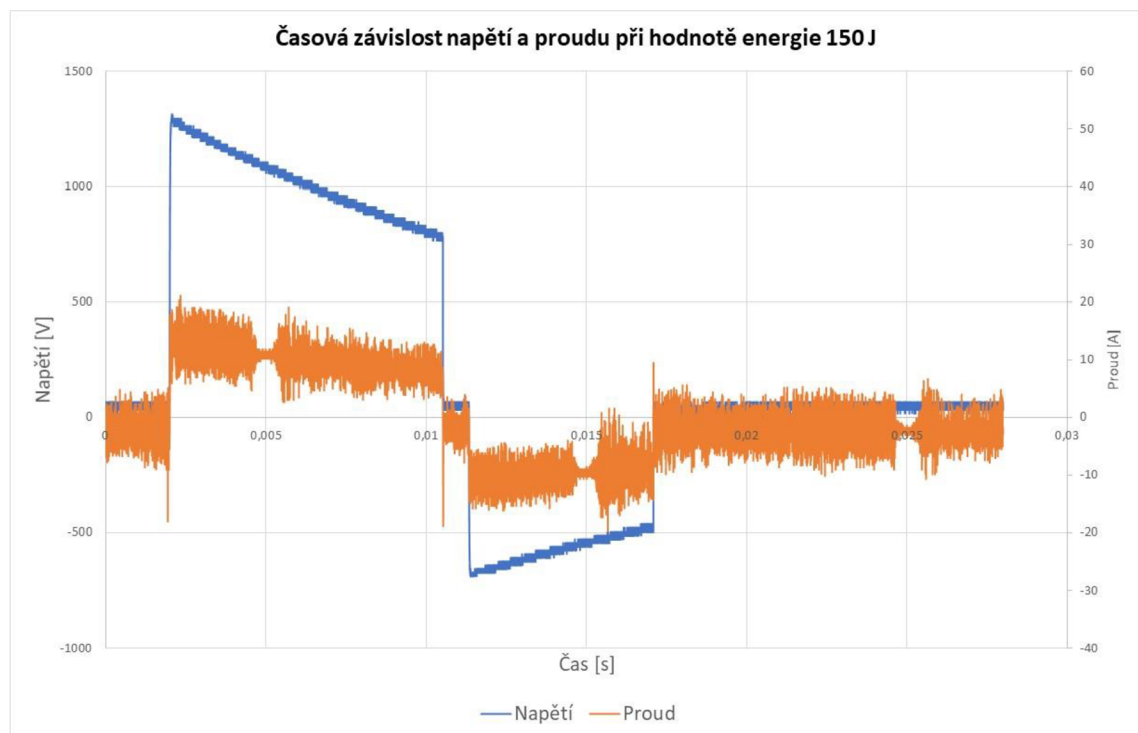
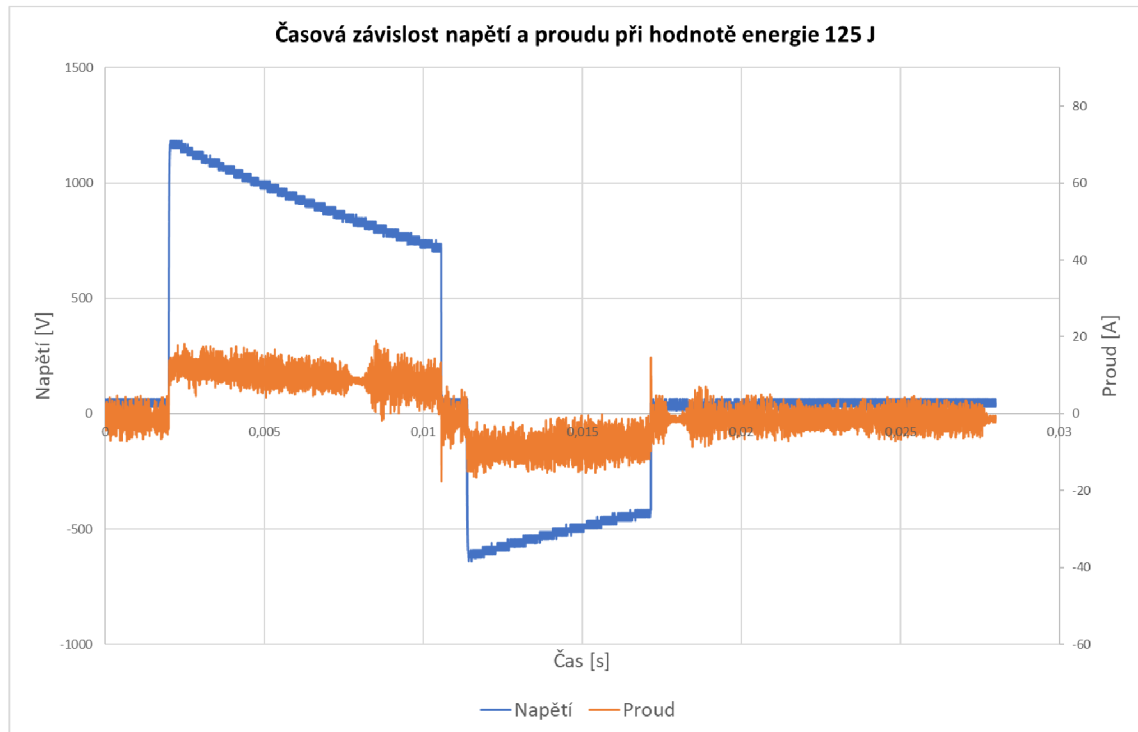


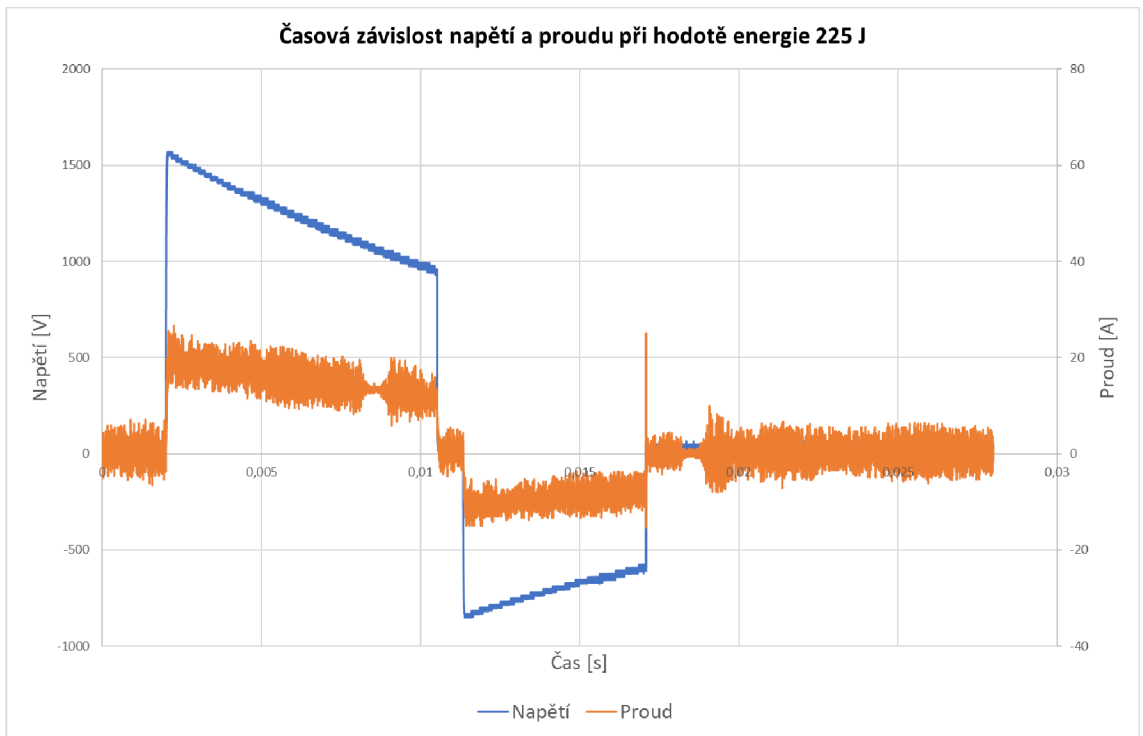
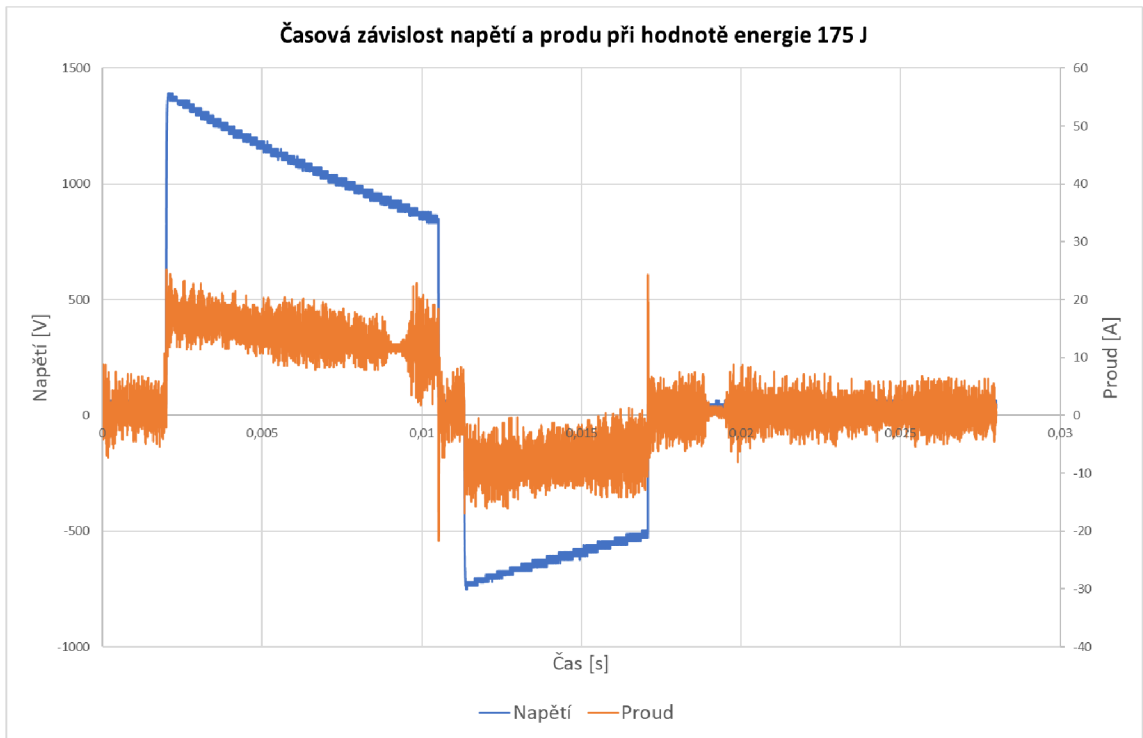


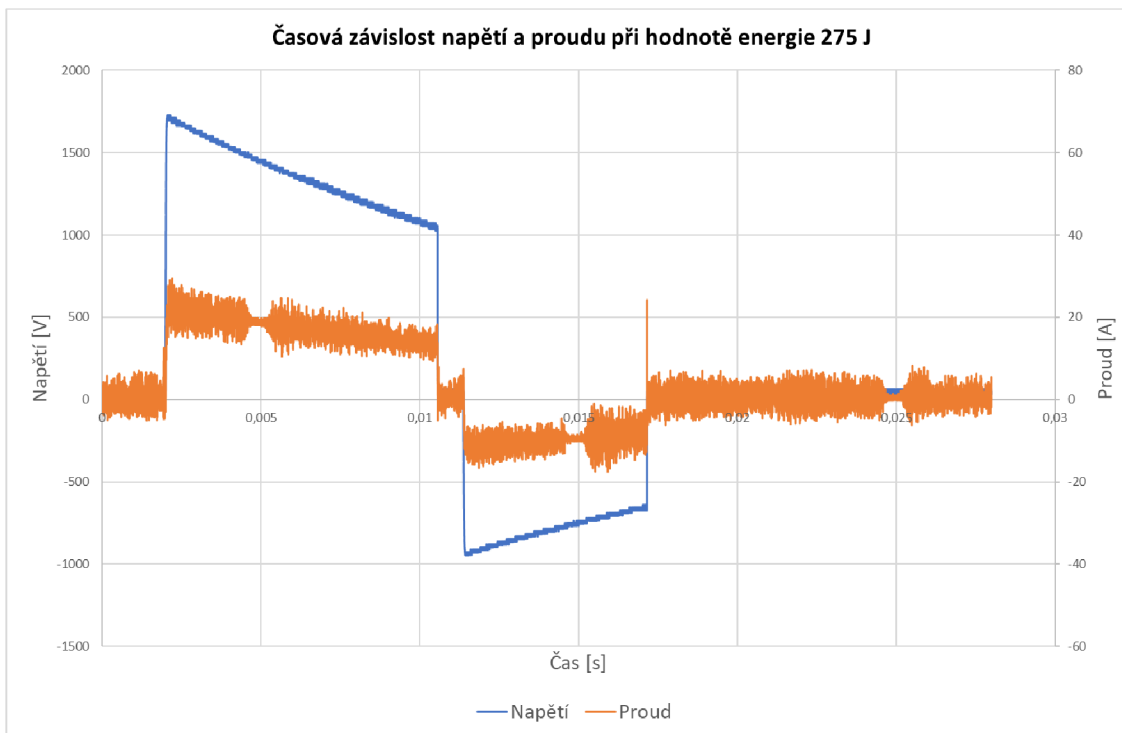
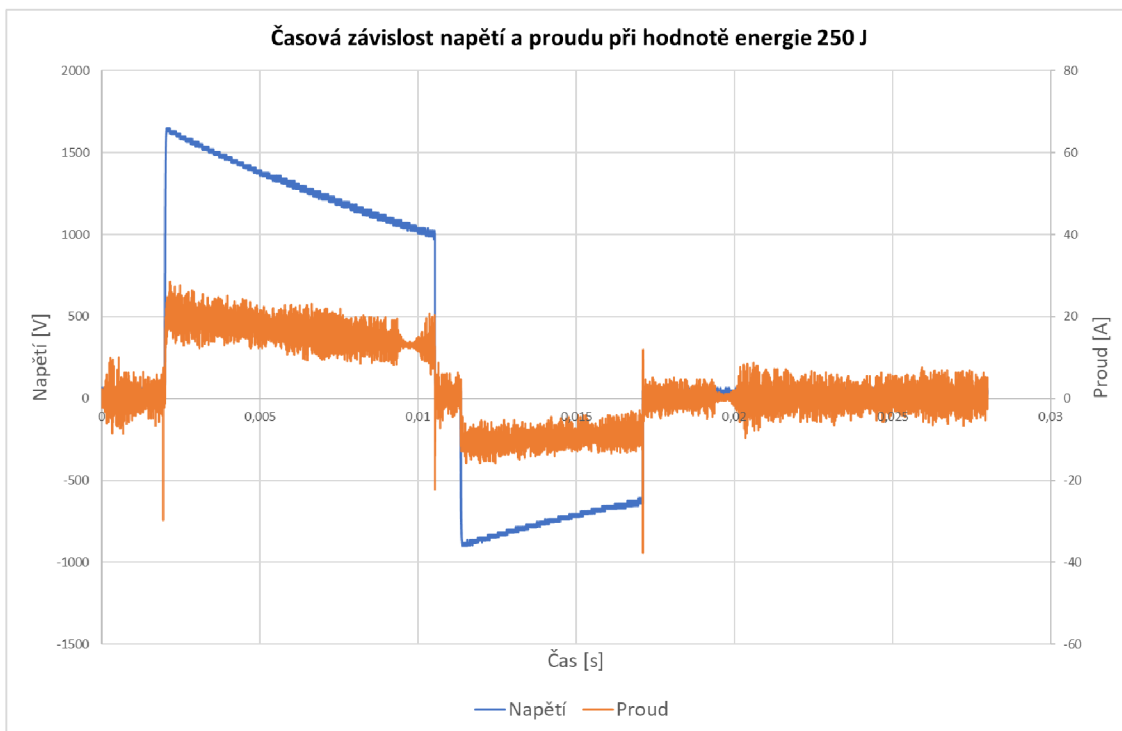


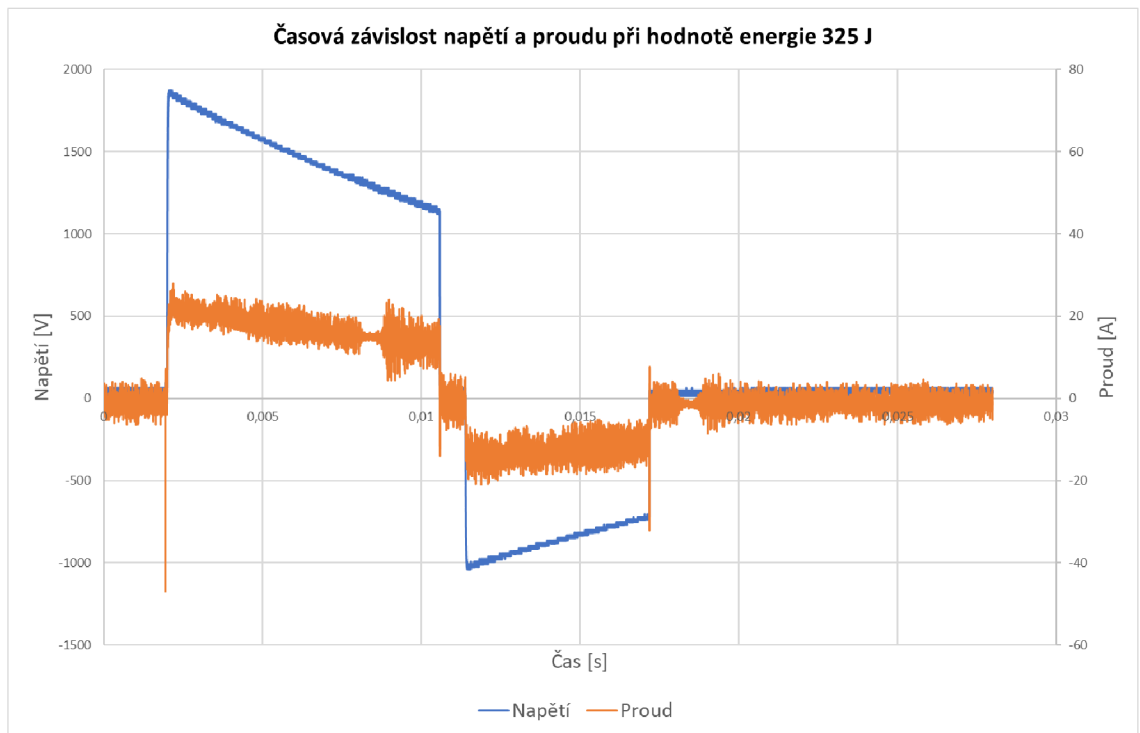
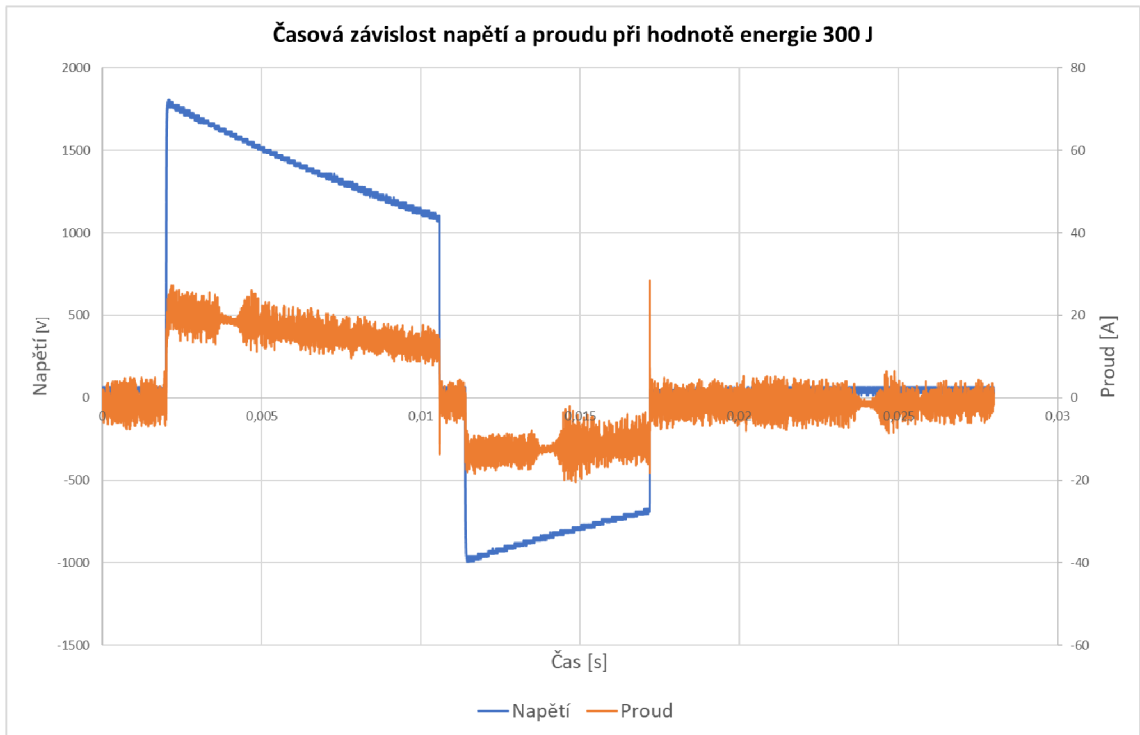


Příloha B Měření pomocí manuálního externího defibrilátoru na modelu lidského těla

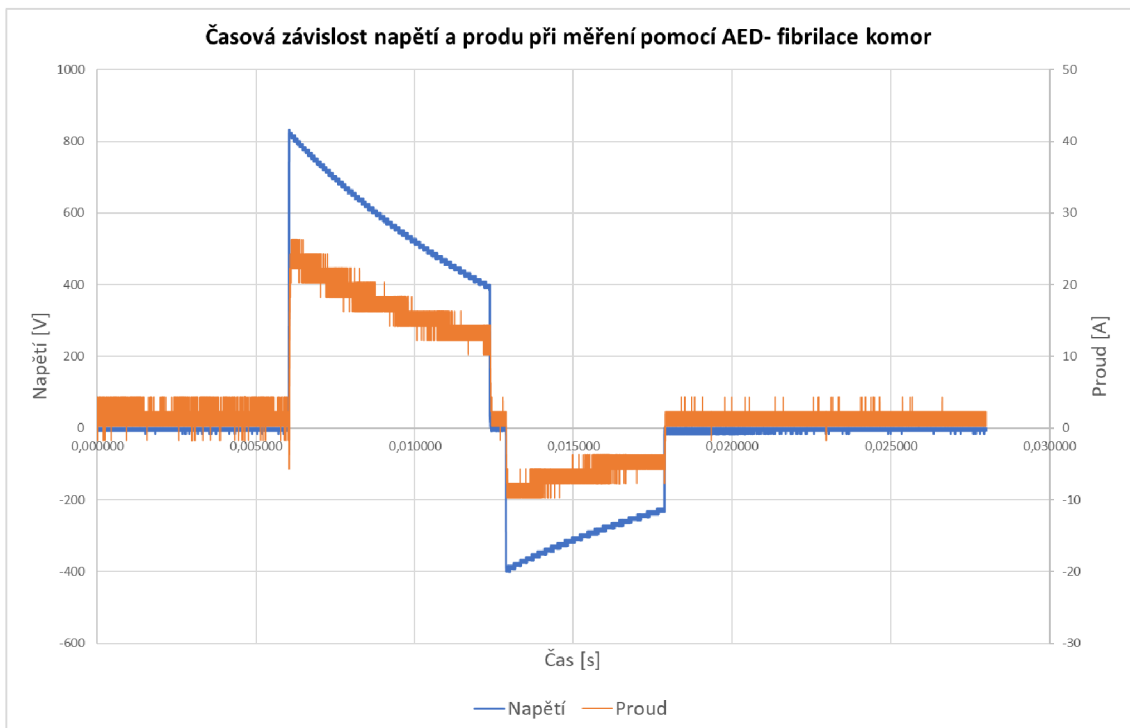
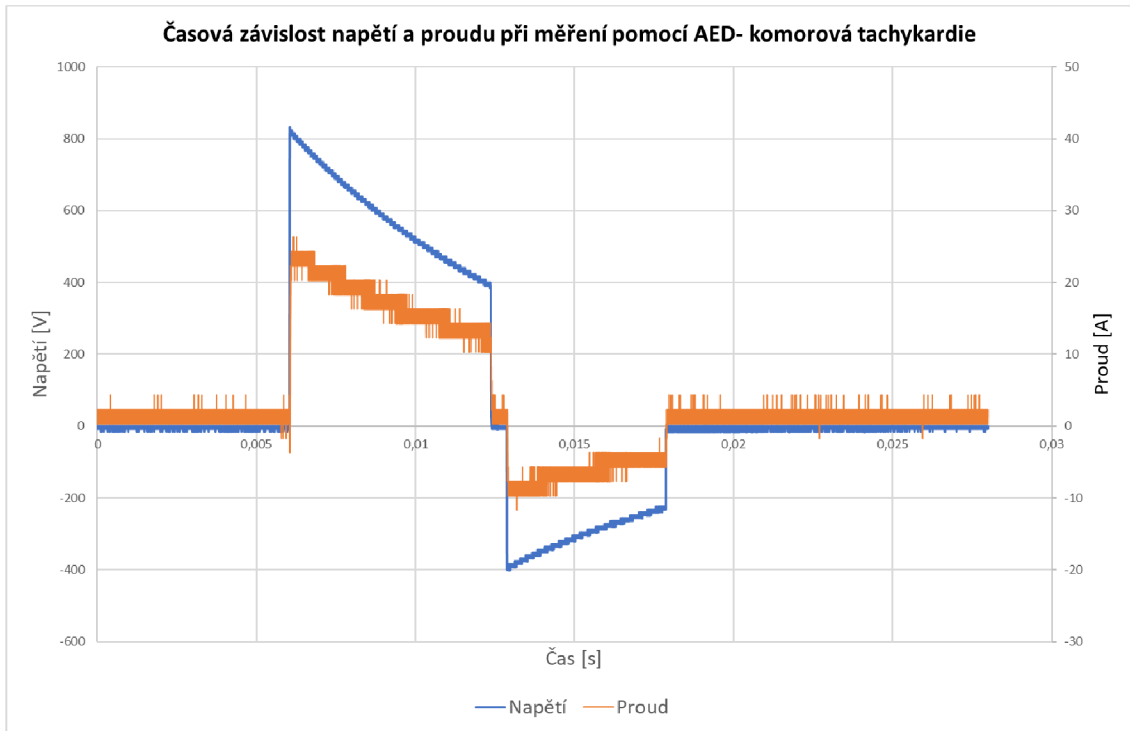




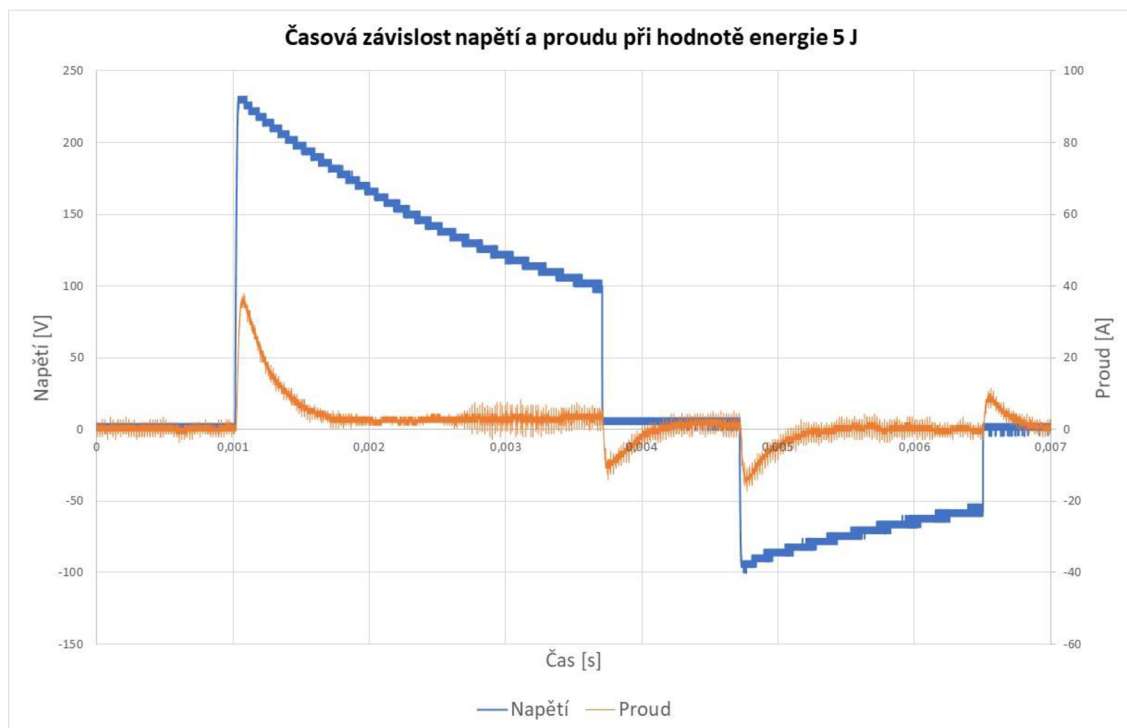
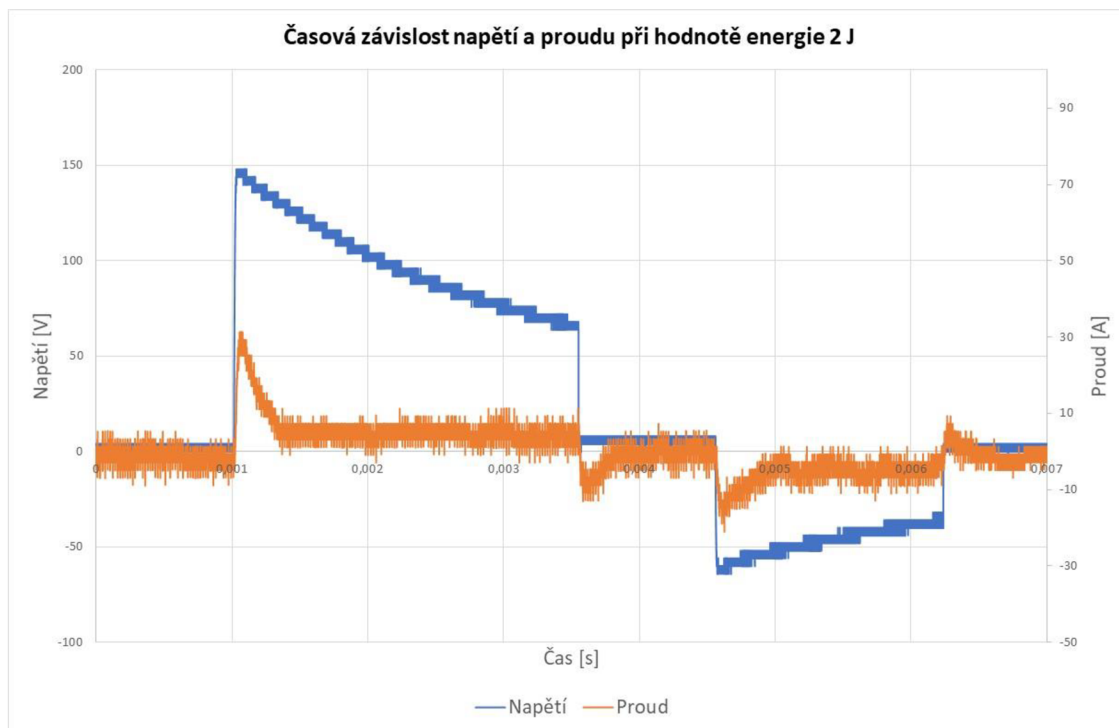


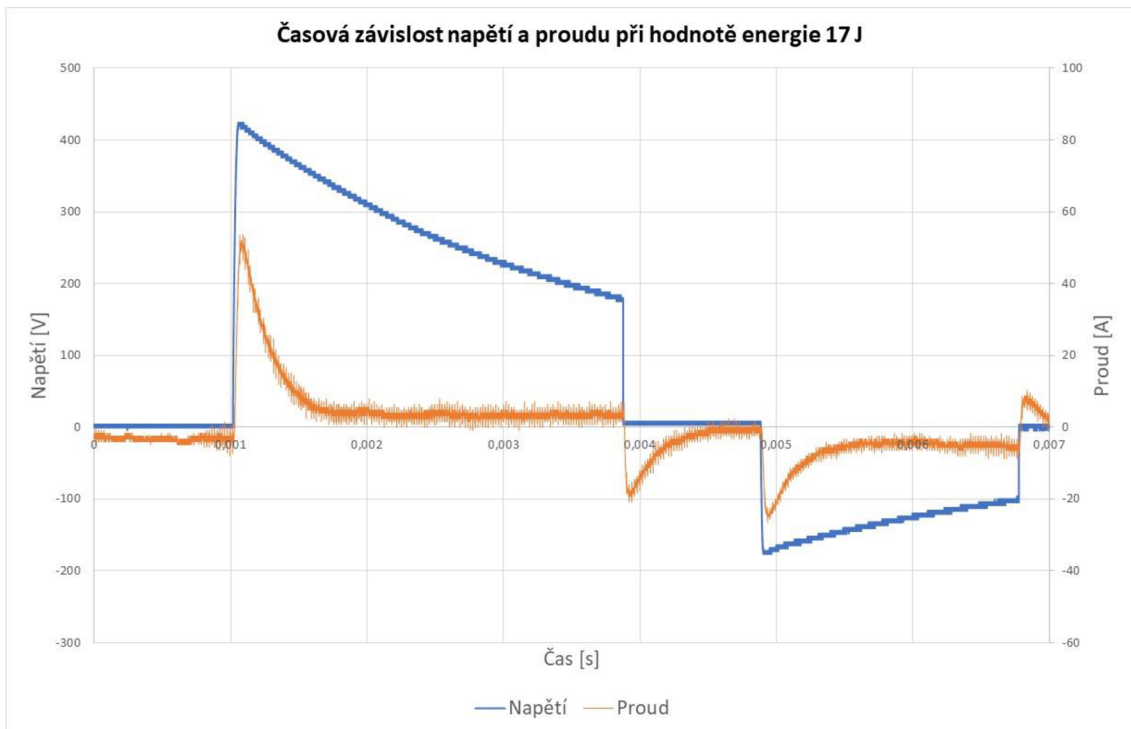
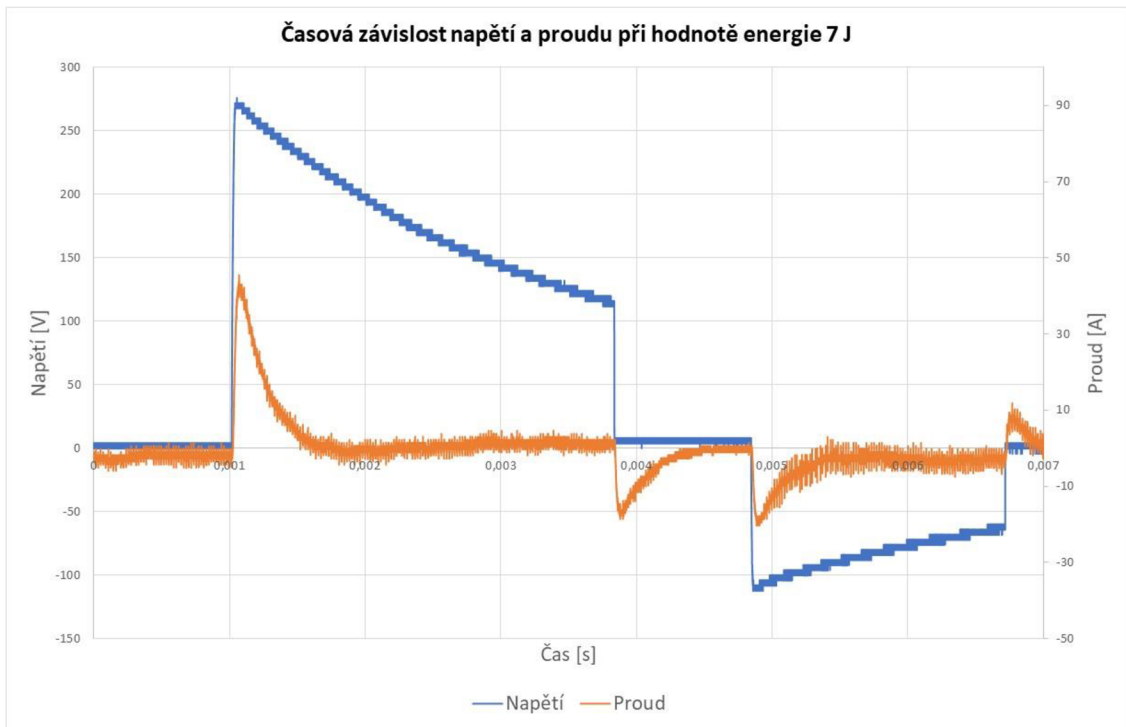


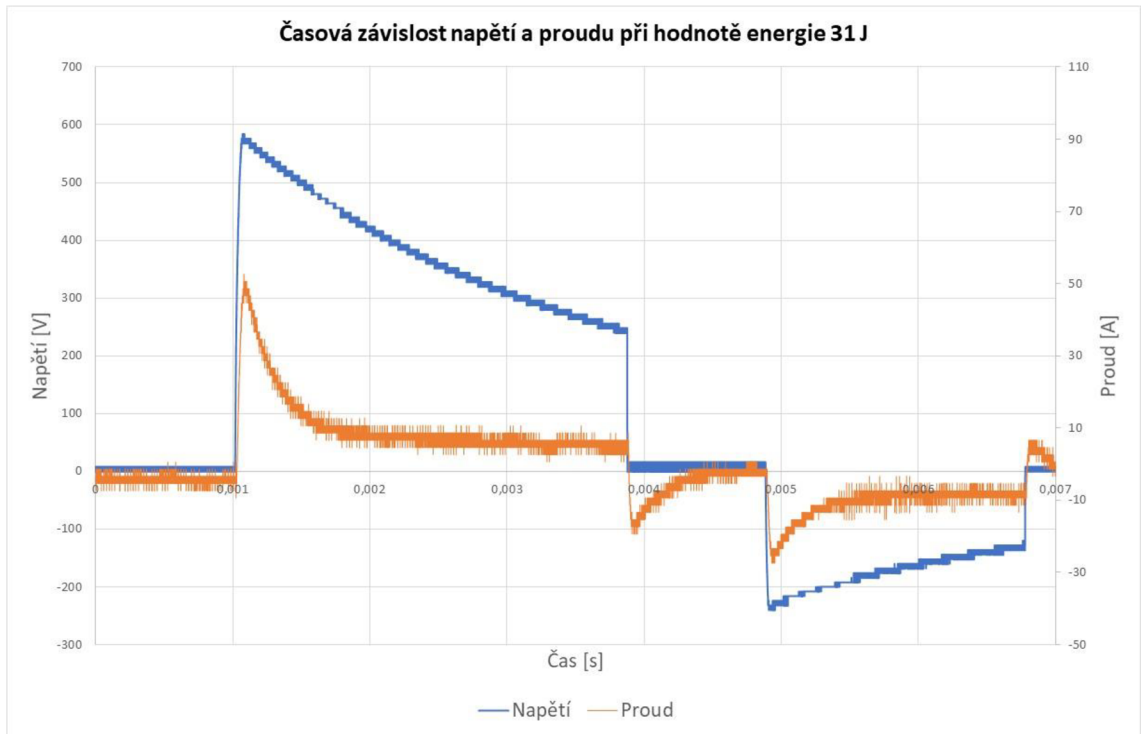
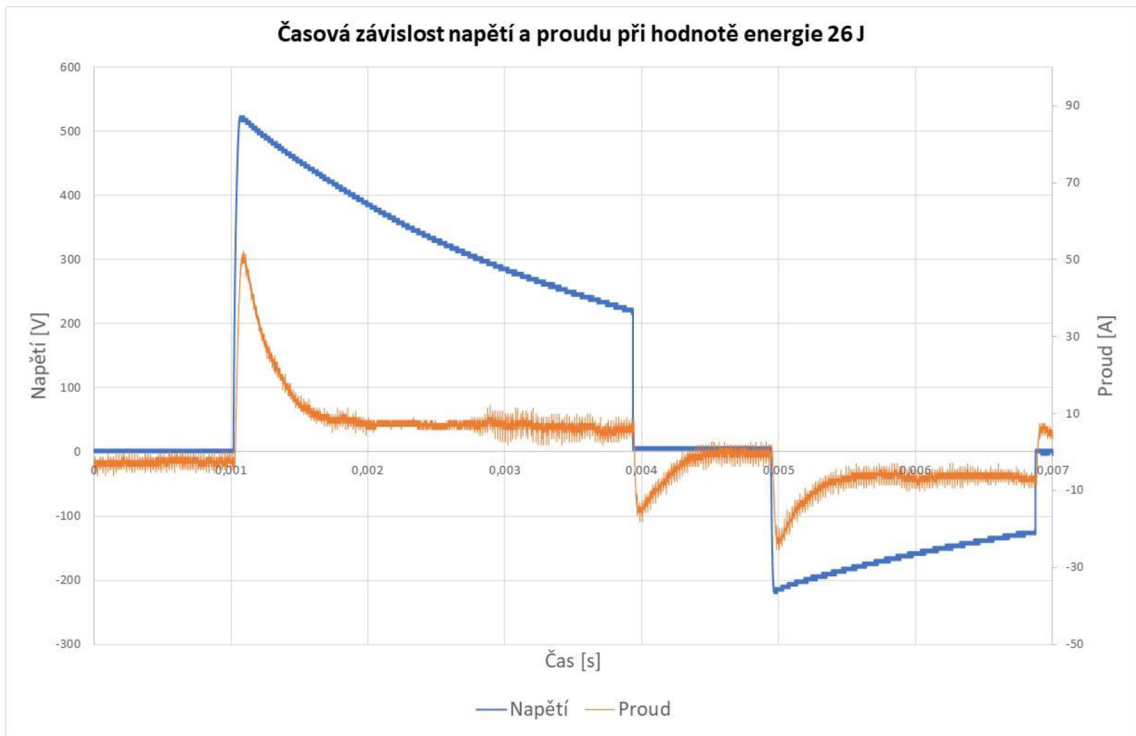
Příloha C Měření pomocí automatizovaného defibrilátoru (AED)



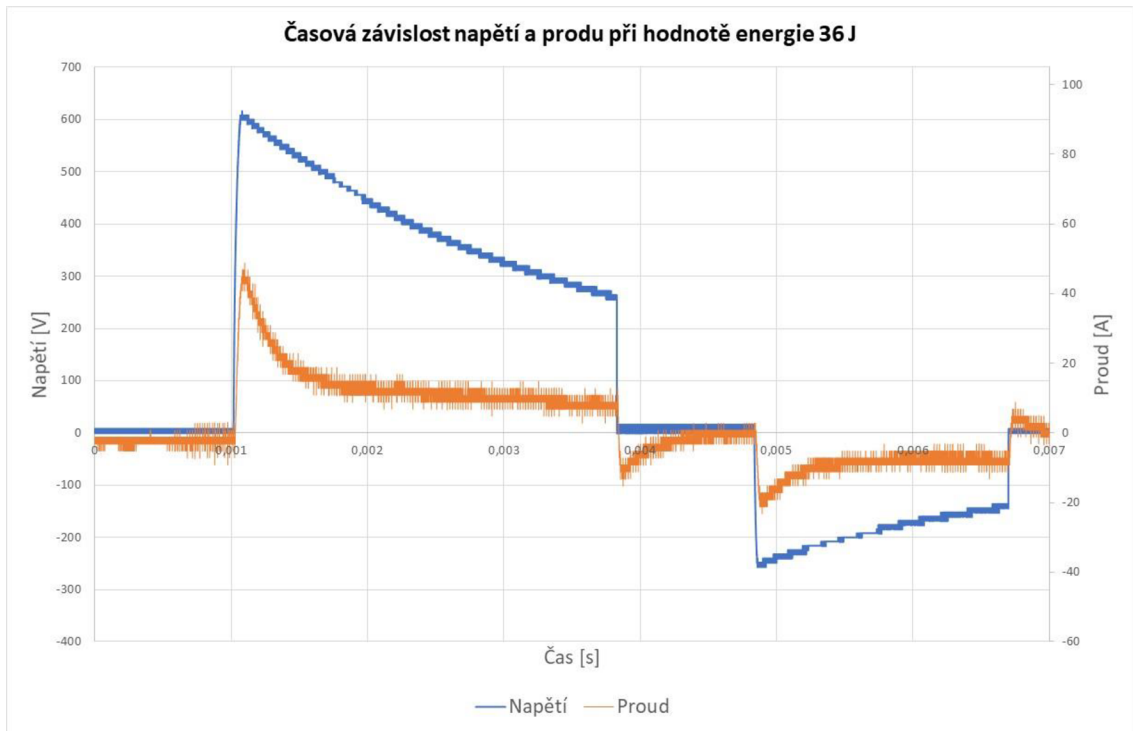
Příloha D Měření pomocí implantabilního defibrilátoru (ICD)







Časová závislost napětí a proudu při hodnotě energie 36 J



Příloha D Obsah přiloženého CD

Text bakalářské práce

- bakalarska_prace_2022_Marketa_Fleglova.pdf