



# Vliv hydrostatického tlaku na funkčnost kardiostimulátoru

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Andrij Pazen**

*Vedoucí práce:*

Ing. Tomáš Souček

Fakulta zdravotnických studií





## Zadání bakalářské práce

# Vliv hydrostatického tlaku na funkčnost kardiostimulátoru

*Jméno a příjmení:* **Andrij Pazen**  
*Osobní číslo:* D19000019  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2021/2022**

## **Zásady pro vypracování:**

**Konzultant:** MUDr. Štěpán Novotný

### **Cíle práce:**

1. Popsat základní princip kardiostimulátoru.
2. Navrhnout metodu a postup k měření funkčností kardiostimulátorů v hyperbarické komoře.
3. Zjistit a posoudit funkčnost kardiostimulátorů po načtení.
4. Statisticky posoudit četnost poruchy v jednotlivých skupinách.

### **Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):**

Kardiovaskulární onemocnění je nejčastější onemocnění v České republice, proto se kardiostimulátor implantuje pacientům v poslední době častěji. Souběžně s neustálým vývojem zdravotnických prostředků k léčbě poruch srdečního rytmu, tj. kardiostimulátorů, se zde klade otázka na jejich technické parametry, zejména na tlakovou odolnost na vybraných modelech. Výstupem bakalářské práce bude článek připravený k publikaci.

### **Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:**

1. Mají podmínky v hyperbarické komoře vliv na funkčnost kardiostimulátoru?
2. Jaká je statistická četnost poruch v jednotlivých skupinách?

### **Metoda:**

Kvantitativní

### **Technika práce, vyhodnocení dat:**

Experiment. Data budou zpracována pomocí grafů a tabulek v programu Microsoft Office Excel.

### **Místo a čas realizace výzkumu:**

Vybraná nemocnice krajského typu

Čas výzkumu: listopad 2021 – leden 2022

### **Vzorek:**

Vybrané kardiostimulátory, počet vzorků: 50.

### **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:

- ANON. 2015. Nejmenší kardiostimulátor na světě bude pomáhat pacientům v Evropě. *Causa subita*. 18(4), 160.  
ISSN 1212-0197.
- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- DALIA, Tarun a Bashar S. AMR. 2020. Pacemaker Indications. *StatPearls* [online]. Treasure Island: StatPearls Publishing, aktualiz. 2020-08-31 [cit. 2020-12-09].  
Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507823/>
- ČESKO. 2021. Zákon č. 90/2021 Sb., Zákon, kterým se mění zákon č. 268/2014 Sb., o zdravotnických prostředcích a o změně zákona č. 634/2004 Sb., o správních poplatcích, ve znění pozdějších předpisů, zákon č. 634/2004 Sb., o správních poplatcích, ve znění pozdějších předpisů, a zákon č. 40/1995 Sb., o regulaci reklamy a o změně a doplnění zákona č. 468/1991 Sb., o provozování rozhlasového a televizního vysílání, ve znění pozdějších předpisů, ve znění pozdějších předpisů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 36, s. 811-834. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: [https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/03/Z%C3%A1kon-%C4%8D-90\\_2021-Sb..pdf](https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/03/Z%C3%A1kon-%C4%8D-90_2021-Sb..pdf)
- ČSN EN 45502-1 ed 2. 2016. *Chirurgické implantáty – Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 1: Obecné požadavky na bezpečnost, značení a na informace poskytované výrobcem*. 2. vyd. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii s státní zkušebnictví.
- HÁJEK, Michal et al. 2017. *Hyperbarická medicína*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-4235-2.
- KAYE, Gerry a Robert LEMERY. 2018. *Fast Facts: Cardiac Arrhythmias*. 3rd ed. Abingdon: S. Karger. ISBN 978-1-910797-36-5.
- KORPAS, David. 2011. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-2492-1.
- KOT, Jacek. 2014. Medical devices and procedures in the hyperbaric chamber. *Diving and hyperbaric medicine*. 44(4), 223-227. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/271532903\\_Medical\\_devices\\_and\\_procedures\\_in\\_the\\_hyperbaric\\_chamber](https://www.researchgate.net/publication/271532903_Medical_devices_and_procedures_in_the_hyperbaric_chamber)
- NOVOTNÝ, Štěpán. 2012. Zásady pro léčebnou hyperbaroxii u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem a defibrilátorem. In: Michal HÁJEK, ed. *Sborník přednášek z konference III. ostravské dny hyperbarické medicíny: Hukvaldy: 20-22. června 2012*. Ostrava: Ostravská univerzita, s. 44-48. ISBN 978-80-7464-102-2.
- ROKYTA, Richard et al. 2016. *Fyziologie*. 3. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-238-1.
- ŠÁMAL, Oldřich, 2021. *Technická mechanika. Mechanika tekutin*. Praha: Informatorium. ISBN 978-80-7333-141-2.

Vedoucí práce:

Ing. Tomáš Souček  
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

30. listopadu 2021

Předpokládaný termín odevzdání:

29. července 2022

L.S.

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

## Prohlášení

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

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

26. července 2022

Andrij Pazen

## Poděkování

Za vedení mé bakalářské práce bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Součkovi. Velké díky patří Ing. Petru Volíkovi za odborné cenné rady a všestrannou pomoc v průběhu celého experimentu, mému konzultantovi MUDr. Štěpánu Novotnému za pomoc v oblasti hyperbarické medicíny, Ing. Marii Bláhové za jedinečné téma práce a Institutu Klinické a Experimentální Medicíny v Praze za poskytnutí použitých explantovaných přístrojů k výzkumu. Za realizaci experimentální části bakalářské práce vděčím hlavně a především Ing. Petru Volíkovi, Ing. Monice Brousilové a MUDr. Štěpánu Novotnému. Vděčím také oddělení hyperbarické a potápěčské medicíny v Oblastní nemocnici Kladno, firmě Cardion a Fakultě zdravotnických studií na Technické univerzitě v Liberci. Nakonec bych chtěl poděkovat i své rodině za eminentní podporu. Děkuji všem zmíněným za jejich trpělivost, čas a ochotu, kterou mi věnovali v průběhu psaní práce.

## Anotace

<b>Autor:</b>	Andrij Pazen
<b>Instituce:</b>	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
<b>Název práce:</b>	Vliv hydrostatického tlaku na funkčnost kardiostimulátoru
<b>Vedoucí práce:</b>	Ing. Tomáš Souček
<b>Počet stran:</b>	72
<b>Počet příloh:</b>	7
<b>Rok obhajoby:</b>	2022
<b>Anotace:</b>	<p>Bakalářská práce spojuje implantabilní kardiostimulační přístroje a léčbu hyperbarickým tlakem. Zaměřuje se především na zkoumání funkčnosti implantabilních kardiostimulačních zařízení při působení zvýšeného atmosférického tlaku. Práce také odpovídá na otázku, zdali je bezpečná metoda hyperbarické oxygenoterapie pro pacienta s implantovaným kardiostimulačním přístrojem. Práce přináší znalosti z oboru anatomie, z technických, fyzikálních a technologických oborů využívaných v klinické praxi. Výsledkem práce je metoda získání dat a statistická analýza experimentálně získaných dat.</p>
<b>Klíčová slova:</b>	srdce, implantabilní kardiostimulační technika (CIED), kardiostimulátor (PCM), hyperbarická komora, hyperbarický tlak



## Annotation

<b>Author:</b>	Andrij Pazen
<b>Institution:</b>	Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies
<b>Title:</b>	The effect of hydrostatic pressure on the functionality of the pacemaker
<b>Supervisor:</b>	Ing. Tomáš Souček
<b>Pages:</b>	72
<b>Appendix:</b>	7
<b>Year:</b>	2022
<b>Annotation:</b>	<p>The bachelor thesis combines cardiac implantable electronic devices and hyperbaric pressure treatment. It focuses mainly on investigating the functionality of cardiac implantable electronic devices under increased atmospheric pressure. The work also answers the question of whether hyperbaric oxygen therapy is a safe method for a patient with a cardiac implantable electronic device. The work brings knowledge from the field of anatomy, from technical, physical and technological fields used in clinical practice. The outcome is a method of obtaining data and statistical analysis of experimentally obtained data.</p>
<b>Keywords:</b>	heart, cardiac implantable electronic device (CIED), pacemaker (PCM), hyperbaric chamber, hyperbaric pressure

## Obsah

Seznam použitých symbolů .....	12
Seznam použitých zkratek .....	13
1 Úvod.....	16
2 Teoretická část .....	18
2.1 Lidské srdce .....	18
2.1.1 Anatomie srdce .....	18
2.1.2 Fyziologie srdce .....	20
2.1.3 Poruchy srdečního rytmu .....	21
2.1.3.2 Supraventrikulární tachyarytmie.....	24
2.1.3.3 Komorové tachyarytmie .....	25
2.1.4 Indikace pro implantaci kardiostimulátoru .....	26
2.2 Implantabilní kardiostimulátory .....	27
2.2.1 Konstrukce a materiály přístrojů.....	28
2.2.2 Schéma funkce přístroje.....	29
2.2.3 Základní vlastnosti kardiostimulátorů .....	30
2.2.4 Základní dělení kardiostimulátorů.....	31
2.2.5 Základní parametry kardiostimulátorů.....	33
2.2.6 Implantabilní kardioverter-defibrilátory .....	34
2.3 Hyperbarická medicína .....	34
2.3.1 Fyzikální základy hyperbarického prostředí.....	35

2.3.2	Reakce kardiovaskulárního systému na HB tlak .....	37
2.3.3	Technické a provozní aspekty hyperbarické komory .....	37
2.3.4	Kontraindikace pro pacienty s implantovaným KS .....	39
3	Výzkumná část.....	40
3.1	Cíle a výzkumné předpoklady .....	40
3.2	Metodika výzkumu .....	41
3.3	Technické parametry použitých přístrojů .....	43
3.4	Hyperbarická komora .....	47
3.5	Postup a průběh měření.....	48
3.6	Analýza výzkumných dat.....	53
4	Diskuze .....	60
5	Závěr .....	63
	Seznam použité literatury .....	65
	Seznam obrázků .....	69
	Seznam tabulek .....	70
	Seznam grafů .....	71
	Seznam příloh .....	72

## Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
$F$	$[N]$	síla [newton]
$f$	$[Hz]$	frekvence [hertz]
$n$	$[mol]$	látkové množství [mol]
$p$	$[Pa]$	atmosférický tlak [pascal]
$R$	$[J \cdot K^{-1} \cdot mol^{-1}]$	molární plynová konstanta [joule/kelvin/mol]
$S$	$[m^2]$	plocha [metr čtvereční]
$T$	$[s]$	perioda [sekunda]
$T$	$[K]$	teplota [kelvin]
$U$	$[V]$	elektrické napětí [volt]
$V$	$[m^3]$	objem [metr krychlový]
$\Omega$	$[V/A]$	elektrický odpor [volt/ampér]

## Seznam použitých zkratek

<b>μA</b>	mikroampér
<b>μs</b>	mikrosekunda
<b>2D</b>	dvoudutinový
<b>BiV</b>	biventrikulární
<b>ACC</b>	American College of Cardiology
<b>Ah</b>	ampérhodina
<b>AHA</b>	American Heart Association
<b>AIM</b>	akutní infarkt myokardu
<b>ATA</b>	absolutní atmosférický tlak
<b>AV</b>	atrioventrikulární
<b>AVNRT</b>	atrioventrikulární nodální reentry-tachykardie
<b>AVRT</b>	atrioventrikulární reentry-tachykardie
<b>BMP</b>	bitmap
<b>CMOS</b>	způsob vytváření logických členů (angl. Complementary Metal–Oxide–Semiconductor)
<b>CRT-P</b>	srdeční resynchronizační kardiostimulátor (angl. Cardiac Resynchronization Therapy-Defibrillator)
<b>CSV</b>	Comma-separated values
<b>ČKS</b>	Česká kardiologická společnost

<b>ECM</b>	technologie sběru digitálních dat (angl. Enterprise Content Management)
<b>EKG</b>	elektrokardiograf, elektrokardiografie
<b>EOS</b>	konec životnosti přístroje (angl. End of Service)
<b>ERI</b>	indikace volitelné výměny (angl. elective replacement indication)
<b>EU</b>	Evropská unie
<b>g</b>	gram
<b>GDPR</b>	obecné nařízení o ochraně osobních údajů (angl. General Data Protection Regulation)
<b>HBO</b>	hyperbarická oxygenoterapie (hyperbaroxie)
<b>HRS</b>	Heart Rhythm Society
<b>ICD</b>	implantabilní kardioverter-defibrilátor (angl. implantable cardioverter-defibrillator)
<b>IKEM</b>	Institut Klinické a Experimentální Medicíny v Praze
<b>IM</b>	infarkt myokardu
<b>kPa</b>	kilopascal
<b>KT</b>	komorová tachykardie
<b>l</b>	litr
<b>m</b>	metr
<b>mm</b>	milimetr
<b>MRI</b>	magnetická rezonance (angl. Magnetic Resonance Imaging)

<b>ms</b>	milisekunda
<b>PCM</b>	kardiostimulátor (pacemaker)
<b>QRS</b>	označení pro depolarizaci komor
<b>RAM</b>	typ elektronické paměti (angl. Random Access Memory)
<b>ROM</b>	typ elektronické paměti (angl. Read-Only Memory)
<b>SA</b>	sinoatrionální
<b>SI</b>	mezinárodní systém jednotek
<b>SSS</b>	sick sinus syndrom (syndrom chorého sinu)
<b>UPV</b>	umělá plicní ventilace
<b>USB</b>	univerzální sériová sběrnice (angl. Universal Serial Bus)

## 1 Úvod

S rozvojem moderních technologií ve všech odvětvích také souvisí rozvoj a zdokonalení technologií v oblasti kardiologie. Statistiky ukazují, že mezi nejčastější kardiovaskulární onemocnění v České republice patří poruchy srdečního rytmu, které odborně nazýváme arytmiie. Na pomoc nemocnému srdci jsou v posledních padesáti letech stále více implantovány zdravotnické prostředky určené k nápravě srdečního rytmu – zejména kardiostimulátory. Pomocí těchto přístrojů lze řešit různé typy bradykardií způsobené poruchou funkce sinusového uzlu či blokády atrioventrikulárního vedení.

Kardiostimulátor, stejně tak jako ostatní medicínské přístroje, prošel zjevným vývojem. Vývoj vždy úzce souvisel s objevy v oblasti elektřiny a později elektronických součástek. Docházelo ke změně materiálů na výrobu pouzdra či se měnila konstrukce přístroje. Především ale docházelo k postupnému rozvoji stimulačních režimů, jelikož postupem času již nestačilo pouhé stimulování srdeční tkáně konstantní frekvencí bez možnosti snímání vlastního srdečního rytmu pacienta. Dochází také ke zmenšování velikosti, změně algoritmů, zdokonalování komplexní diagnostiky, vylepšení automatické optimalizace a dalších parametrů systému, které zmírní symptomy a docílí většího pohodlí u pacienta.

Obdobně také dochází i k rozvoji hyperbarické medicíny neboli hyperbarické oxygenoterapie. Je to relativně mladá disciplína lékařských věd, která se více začala rozvíjet v období po druhé světové válce, avšak v 80. a 90. letech byla metoda zpochybňována. K rozmachu popularizace hyperbarické oxygenoterapie v posledních letech přispěl fakt, že hyperbarický kyslík působí ve srovnání s ostatními metodami nejkompexnějšími efekty na lidský organismus.

S postupným rozvojem dvou výše zmíněných oblastí dochází také k růstu počtu pacientů léčených v hyperbarické komoře, kteří mají implantovaný kardiostimulační přístroj. Zpravidla se jedná o kardiostimulátor nebo o implantabilní kardioverter-defibrilátor. Před zahájením léčby je nutné ověřit, zda je přístroj vhodný pro použití v hyperbarickém prostředí. Pro část přístrojů na trhu je dle firemních doporučení kontraindikován vstup do hyperbarické komory. Někteří výrobci však poskytují certifikaci na lehce hypobarické prostředí odpovídající tlaku v nadmořské výšce kolem 2500 m, tudíž lehce



hyperbarickému prostředí odpovídajícímu hloubce 5 m pod hladinou vody. Při hyperbarické oxygenoterapii se používá zhruba dvojnásobný atmosférický tlak, což může vést k poškození implantovaného přístroje a může dojít dokonce i k ohrožení života pacienta. Rodí se zde spekulativní myšlenka, jestli se má implantovaný kardiostimulátor brát jako kontraindikace v hyperbarické oxygenoterapii nebo zda se může v těchto případech hyperbarická medicína považovat za zcela bezpečnou metodu léčení.

Vzhledem k výše zmíněným informacím si pokládáme výzkumné otázky, zdali má vyšší hyperbarický tlak vliv na funkčnost kardiostimulátoru? Nedojde-li k ohrožení zdraví a života pacienta s implantovaným kardiostimulátorem během hyperbarické oxygenoterapie? Rozhodli jsme se proto provést kvantitativní výzkum, abychom získali odpovědi na tyto otázky.

## 2 Teoretická část

Teoretická část práce popisuje anatomii a fyziologii lidského srdce. Popisuje poruchy srdečního rytmu s návazností na možné léčení těchto poruch pomocí kardiostimulátoru. Blíže seznamuje čtenáře s historií, klasifikací a konstrukcí kardiostimulátorů. Rovněž popisuje vlastnosti hyperbarické komory, která se využívá v hyperbarické medicíně, a také uvádí základní přehled o plynových zákonech.

### 2.1 Lidské srdce

Srdce je nejdůležitější orgán v těle člověka. Zastupuje funkci krevní pumpy, která rozvádí krev do celého organismu, čímž zásobuje organismus potřebnými živinami a materiály ke správnému fungování. Podrobná stavba a princip, na kterém pracuje srdeční sval, budou popsány v následujících oddílech.

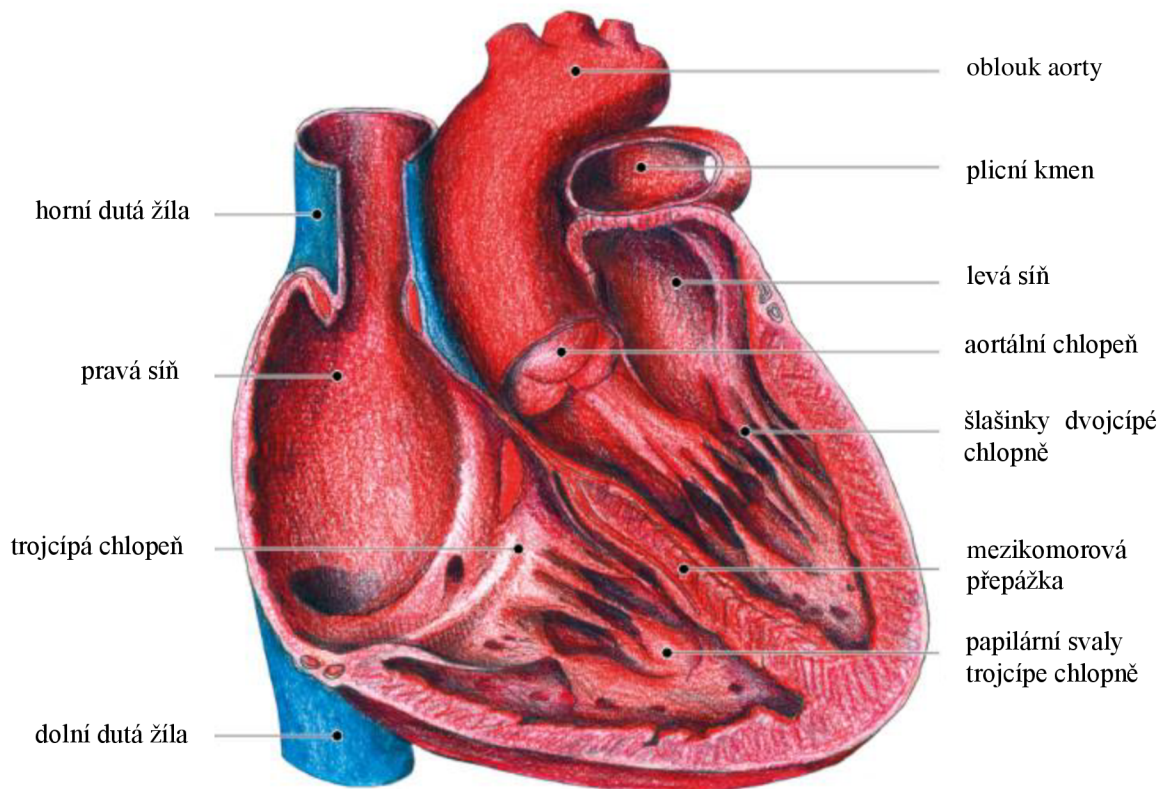
#### 2.1.1 Anatomie srdce

Srdce (lat. *cor* nebo *cardia*) je dutý svalový orgán, který rytmickými stahy pohání krev do krevního řečiště a tím zásobuje tkáň kyslíkem a živinami a odstraňuje zplodiny tkáňového metabolismu. I když srdce dospělého jedince váží zhruba 250-350 g, je neuvěřitelně výkonné: za jednu minutu se stáhne přibližně sedmdesátkrát a za jeden den tak přečerpá přes 7000 l krve. [2][3]

Srdce leží v mediastinu za hrudní kostí (lat. *sternum*) – z jedné třetiny napravo od středu, ze dvou třetin nalevo a volně naléhá na bránici. Na povrchu je pokryto vazivovým osrdečником (epikardem), který podél cév vstupujících a vystupujících ze srdce přechází v zevní vazivový obal zvaný osrdečník (perikard). Vnější tvar připomíná nepravidelný rotační kužel, jehož hrot (lat. *apex*) směřuje dolů (kaudálně) a dopředu, podstavec (lat. *baze*) pak vzhůru (kraniálně) a dozadu. [4][5]

Srdeční stěna je složena ze tří vrstev – epikard, myokard a endokard. Epikard je serózní vnější povlak srdeční stěny. Myokard je svalová vrstva, která je složena zvláštním druhem příčně pruhované srdeční svaloviny. Endokard je nitrosrdeční blána, která vystýlá srdeční dutinu. [3]

Lidské srdce má čtyři dutiny: dvě síně (lat. *atria*) a dvě komory (lat. *ventriculi*). Do pravé síně zezadu a shora ústí horní dutá žíla, zleva a zdola přes bránici dolní dutá žíla – tyto žíly přivádí do srdce odkysličenou krev z velkého krevního oběhu. Mezi pravou síní a komorou je trojcípá chlopeň (trikuspidální), která zabraňuje zpětnému toku krve z pravé komory do pravé síně. Z pravé komory je krev vypuzována přes plicní kmen do plic. Na začátku plicního kmene je poloměsíčitá (pulmonární) chlopeň zabraňující zpětnému toku krve z tepny do pravé komory. Do levé síně srdeční ústí čtyři plicní žíly. Mezi levou síní a komorou je chlopeň dvojcípá (mitrální) a z levé komory vyúsťuje srdečnice (lat. *aorta*), přes kterou je již okysličená krev rozváděná do tepen celého těla. V začátku aorty najdeme kapsovitou poloměsíčitou (aortální) chlopeň s obdobnou funkcí jako chlopeň v plicní tepně. Mezi pravou a levou komorou je mezikomorová překážka nazývána septum (viz Obr. 1). [1][2][4][18]

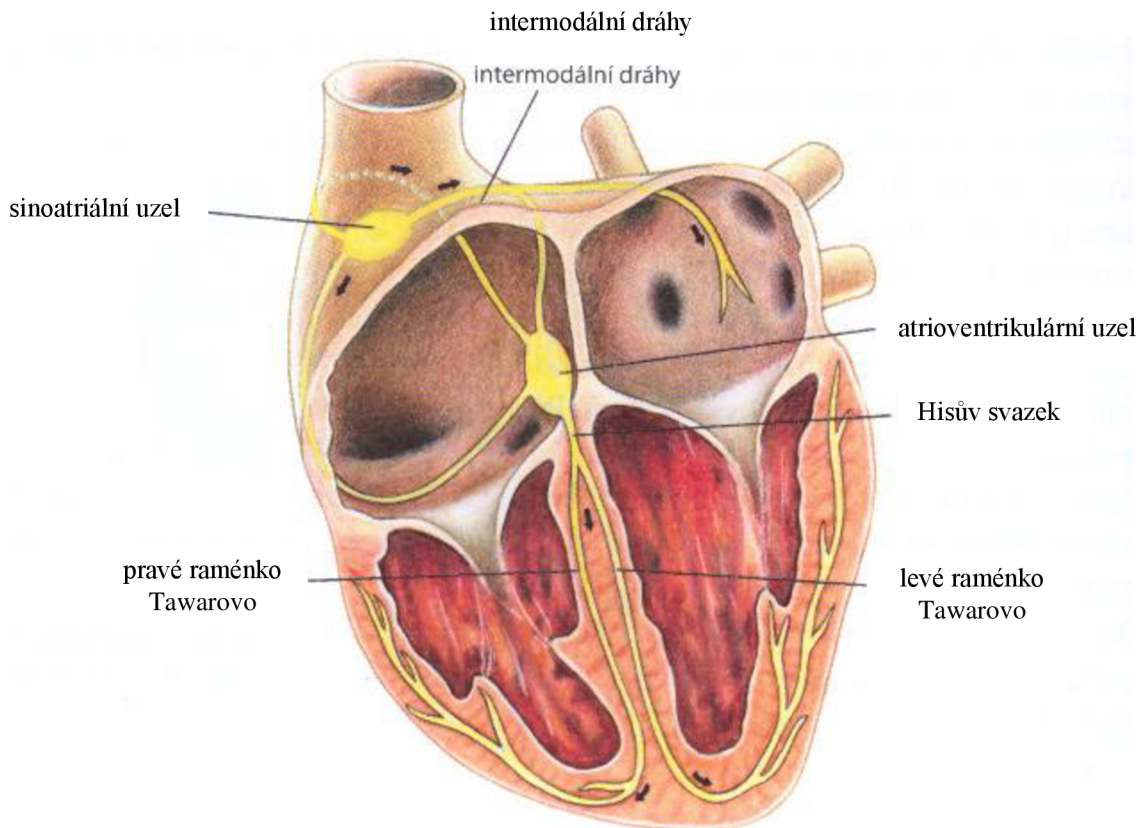


Obr. 1 Srdeční dutiny [18]

Funkčně lze srdeční svalovinu rozdělit na pracovní svalovinu, která je zodpovědná za kontrakci srdce. Druhá část je svalovina převodního systému, která vytváří a vede vzruchy pro pracovní svalovinu. [6]

## 2.1.2 Fyziologie srdce

Jde o soubor speciálních buněčných struktur, které vytvářejí a vedou elektrické impulzy k pracovní svalovině síní a především komor. Převodní systém srdeční je tvořen sinoatriálním (SA) a atrioventrikulárním (AV) uzlem, Hisova svazkem, pravým a levým Tawarovo raménkem a ze sítě terminálních Purkyněových vláken (viz Obr. 2). [2]



Obr. 2 Převodní soustava srdeční [6]

Základním prvkem převodního systému je SA uzel. Zde dochází k primární tvorbě základních vzruchů, udávajících rychlost srdeční akce. SA je proto také nazýván primárním pacemakerem, jelikož udává základní rytmus srdeční činnosti. Jeho aktivita je závislá na činnosti sympatiku. Je to podlouhlý útvar o délce 10-20 mm, šířce zhruba 3 mm a tloušťce 1 mm. Leží napříč ve stěně pravé síně a při ústí horní duté žíly do pravé síně. Vzruchy vznikají v centrálních nodálních myocytech, které mají schopnost depolarizace. Vzruch je pomalým vedením z SA uzlu na AV uzel veden přes intermodální spoje. Prochází stěnou pravé síně a vstupuje do síňokomorového (neboli atrioventrikulárního) uzlu. Intermodální spoje jsou tvořeny předním, středním a zadním nodálním svazkem. [3]

AV uzel je útvar uložený na rozhraní pravé síně a komory, v zadním úseku srdeční přepážky. Strukturně se jedná o oválný útvar o délce 7-8 mm, šířce asi 1 mm a tloušťce 3 mm. Tvoří jej myocyty se sítí kolagenního vaziva. Jeho hlavní funkcí je zpožďovat šíření vzruchu. Jde o jakousi pojistku bránící převádění příliš rychlých vzruchů ze síně na komory. Toho se dosahuje nahromaděním velkého počtu myocytů s pomalým vedením. To nám zaručuje optimální synchronizaci kontrakce síně a komor. AV uzel také zajišťuje jednosměrnou cestu vzruchu ze síně na komory, avšak nikoliv naopak. Z AV uzlu vychází Hisův svazek, který převádí elektrický impulz do levé komory. Jeho distální části se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Obě raménka postupují komorami po septu až k srdečnímu hrotu a pokračují ve stěnách komor jako síť Purkyňových vláken. Tato část převodního systému vede vzruchy velmi rychle, čímž vytváří podmínky pro stah komor jako celku. [3][4][6]

Frekvence normálních elektrických impulzů vycházejících z SA uzlu 60-90/min. Sekundární centra z oblastí AV uzlu mají pomalejší frekvenci (cca 40-60/min). Mezi nejpomalejší centra zodpovědná za elektrickou aktivitu patří terciální centra s frekvencí o 20-40/min. [2]

### 2.1.3 Poruchy srdečního rytmu

Arytmie je souhrnný název k označení jakékoliv poruchy srdečního rytmu. Vznikají na podkladě různých patofyziologických mechanismů nebo jejich kombinací. Rozlišujeme čtyři hlavní druhy arytmiogenních mechanismů: poruchy tvorby elektrického impulzu a jeho vedení, zvýšená automacie, spouštěná aktivita a reentry mechanismus. [2]

První typ poruch je typický pro bradyarytmie, kdy elektrická aktivita nevzniká v SA uzlu s dostatečnou frekvencí nebo pro AV blokádu, kdy elektrický vzruch není správně převáděn AV uzlem. Za normálních okolností jsou buňky převodního systému schopny spontánní tvorby vzruchů. Při abnormální automacii dochází ke změně akčního potenciálu tak, že je dosaženo prahového potenciálu pro spuštění depolarizace i v tkáních, které za normálních okolností nejsou schopny spontánní depolarizace. Spouštěná aktivita vzniká v důsledku proměnlivosti membránového potenciálu. Jedná se o abnormální průběh repolarizace, jež vede k nové, tzv. následné depolarizaci. Vzruch je vždy vytvořen předchozím impulzem. Příkladem jsou některé tachykardie z výtokového traktu pravé

komory nebo komorové tachykardie typu *torsade de pointes*<sup>1</sup>. Nejčastějším arytmogenním mechanismem je návratný vzruch neboli reentry. U této formy arytmie dochází ke kroužení vzruchu po předem definované dráze okolo anatomické nebo funkční bariéry. Tento vzruch má vyšší rychlost než SA uzel a je tak dominantním tvůrcem vzruchů. Ne vždy však musí jít o poruchu způsobenou poškozením srdečního svalu. Příčinnou mohou být také extrakardiální faktory, jako například působení hormonů, změna hladin minerálů či požitím léků. [7]

Podle rychlosti srdeční akce lze arytmie rozdělit na bradyarytmie – představující nefyziologické zpomalení srdeční frekvence pod 60/min, tachyarytmie – charakterizované zrychlením srdeční frekvence nad 100/min anebo srdeční zástavu po dobu delší než 3 sekundy. Tachykardie lze poté rozdělit do velké skupiny supraventrikulárních tachyarytmií, komorových tachyarytmií a poruch vedení vzruchů. [7]

Příčiny arytmií jsou různé. Z patologického hlediska je lze dělit na kardiální a nekardiální etiologii. Mezi kardiální příčiny patří především organické poškození myokardu, hemodynamické příčiny nebo poruchy způsobené lékařským zákrokem. Mezi nekardiální změny lze zařadit změny vnitřního prostředí, endokrinní příčiny a poruchy vegetativního nervového systému. [3]

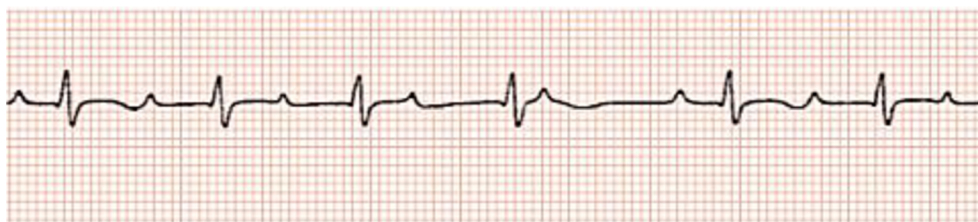
### 2.1.3.1 Bradyarytmie

#### **AV blokáda II. stupně typu Mobitz I (Wenckebachův typ)**

Při AV blokáдах II. stupně dochází k občasné poruše vedení síňového vzruchu na komory, proto nejsou některé P vlny následovány QRS komplexem. U blokády typu Mobitz I. dochází k postupnému prodlužování PQ intervalu, až za jednou z P vln chybí QRS komplex (viz Obr. 3), po němž se opět obnoví fyziologická funkce a celá sekvence začíná znovu. Wenckebachův typ AV blokády je nejčastěji způsoben poruchou vedení v AV uzlu, avšak může být také benigní. [8]

---

<sup>1</sup> torsade de pointes – charakteristický EKG obraz s postupně zvyšující se a snižující se amplitudou změněných QRS komplexů



Obr. 3 AV blokáda II. stupně Wenckenbachova typu [8]

### **AV blokáda II. stupně typu Mobitz II**

Dochází k občasné poruše vedení síňového impulzu na komory bez předchozího postupného prodlužování PQ intervalu. Převedený PQ interval je konstantní (viz Obr. 4). Obvykle je tento typ blokády způsoben poruchou vedení v Tawarových raménkách. To lze pozorovat na širokých QRS komplexech. [8]



Obr. 4 AV blokáda II. stupně Mobitzova typu [8]

### **AV blokáda III. stupně**

K úplné blokádě neboli blokádě III. stupně dochází při úplném přerušení vedení síňových vzruchů na myokard komor. Sinusový uzel i nadále řídí síňovou aktivitu, která nezávisle pokračuje na komorovém rytmu a má vyšší frekvenci než komorový rytmus. K přerušení dochází na úrovni AV uzlu nebo infranodálně pod ním. Při absenci raménkové blokády se vytváří štíhlé QRS komplexy. Náhradní rytmy u infranodální blokády vychází z Tawarových ramének, proto pozorujeme široké QRS komplexy a nižší komorovou frekvenci než u blokády u AV uzlu (viz. Obr. 5). Je zde velká pravděpodobnost vzniku asystolie komor. [8]



Obr. 5 Úplná AV blokáda se širokými QRS komplexy [8]

### **Sick sinus syndrom (SSS)**

Jedná se o poruchu funkce sinusového uzlu nebo převodu vzruchu na pracovní myokard síní. Příčinou SSS může být idiopatická fibróza sinusového uzlu, kardiomyopatie nebo kardiochirurgický výkon. Velmi častým nálezem je sinusová bradykardie (viz Obr. 6). [8]



Obr. 6 Sinusová bradykardie, frekvence 33/min [8]

### **2.1.3.2 Supraventrikulární tachyarytmie**

#### **Sinusová tachykardie**

Jde o patologicky zvýšenou aktivitu SA uzlu při minimální zátěži. Je definována frekvencí větší než 100/min. P vlny mohou mít vyšší a hrotnatější tvar. Příčiny jsou většinou fyziologické (námaha, stres), patologické (hypertyreóza) nebo způsobené požitím léků. [9]

#### **Síňová tachykardie**

Jinak také „fokální síňová tachykardie“ – může pocházet z fokusů obou síní, což zapříčiní abnormálně malé P vlny na EKG záznamu. Mezi hlavní příčiny patří poškození myokardu, onemocnění dýchacího traktu nebo chlopenní vady srdce. [8]

#### **Flutter síní**

Jedná se o poruchu typu makroentry, při které dochází ke kroužení vzruchu proti směru hodinových ručiček okolo trikuspidální chlopně. Je charakterizován síňovou aktivitou o frekvenci 300/min a typickou P vlnou připomínající zuby pily.



## **Fibrilace síní**

Je to nejčastější setrvalá porucha srdečního rytmu. Podkladem je rychlá nekoordinovaná akce síní. Frekvence v síních kolísá okolo 300-400/min. Zjednodušeně lze fibrilaci síní charakterizovat jako chaotickou aktivitu v obou síních, využívající reentry okruhy neměřitelné frekvence nebo fokální zdroje. [2][8]

## **Atrioventrikulární nodální reentry tachykardie (AVNRT)**

Je charakterizována pravidelnou tachykardií se štíhlými QRS komplexy. Patologií je reentry okruh v oblasti AV uzlu. Rozpoznat ji lze pomocí náhle vzniklého a pravidelného bušení srdce o frekvenci okolo 180/min. Na EKG záznamu jsou P vlny skryty v QRS komplexu. [9]

## **Atrioventrikulární reentry tachykardie (AVRT)**

Přidatná dráha slouží jako podklad pro reentry okruh. Je tvořena pruhem myokardu vrozeného původu, který spojuje svalovinu síní a komor mimo AV uzel. Charakteristický obraz zahrnuje krátký PQ interval a tzv. delta vlnu. [2]

### **2.1.3.3 Komorové tachyarytmie**

#### **Komorové extrasystoly**

Jedná se o předčasné jednotlivé ektopické stahy, které vznikají distálně od Hisova svazku. Charakteristický je předčasný, široký QRS komplex, který je vzdálen od předchozího QRS komplexu v určitém časovém intervalu. Je-li krátký vazebný interval mezi fyziologickým QRS komplexem a extrasystolou, může dojít k fenoménu R na T a spuštění komorové tachykardie či fibrilace komor. Většinou je prognóza příznivá z důvodu absence strukturálního srdečního onemocnění a nízké četnosti extrasystol. [2][9]

#### **Monomorfní komorová tachykardie**

Rozpoznáme ji podle pravidelných QRS komplexů se shodnou morfologií o frekvenci vyšší než 100/min. Nejčastěji vznikají u pacientů po infarktu myokardu na podkladě

reentry mechanismu jizvy. KT často recidivuje a může vést k náhlé srdeční smrti, proto je indikována implantace ICD. [8]

### **Polymorfní komorová tachykardie**

Nejčastější příčinou je akutní ischemie. Je charakterizována různorodou morfologií QRS komplexů o frekvenci vyšší než 100/min. Kolísání amplitud QRS komplexů připomíná vřetenka, a proto se nazývá *torsade de pointles*. Pacienti jsou indikováni k zajištění ICD. [2]

### **Fibrilace komor**

Je to nejzávažnější arytmie, která vždy vede k zástavě oběhu. Vzniká degenerací z komorové tachykardie nebo může být spuštěna komorovými extrasystolami. Na EKG se objevují nepravidelné vlny různé amplitudy o frekvenci přes 300/min. [2]

#### **2.1.4 Indikace pro implantaci kardiostimulátoru**

Implantace kardiostimulační techniky je vážný zdravotnický zákrok, proto pacienti musí splňovat určitá medicínská kritéria, tzv. indikace. Jedná se o souhrn diagnóz a klinických stavů přítomných u vyšetřovaného pacienta. Z těchto dat se následně určí, zda je implantace vhodná a který kardiostimulační systém bude použit. [8]

K dispozici jsou mezinárodní doporučení indikací k implantaci kardiostimulátorů. Česká kardiologická společnost (ČKS) vydala doporučení ke kardiostimulaci, která jsou v souladu s doporučeními Evropské kardiologické společnosti. Společnosti American College of Cardiology (ACC) a American Heart Association (AHA) vydaly spolu s organizací Heart Rhythm Society (HRS) podobné pokyny. [8][9]

Mezi nejčastější indikace k trvalé kardiostimulaci jsou síňokomorové blokády II.-III. stupně a dysfunkce sinusového uzlu (SSS). Dočasná kardiostimulace je indikována u nemocných s refrakterní pokročilou AV blokádou při absenci stabilního náhradního rytmu. Také pro dočasnou kardiostimulaci jsou významné převodní poruchy vzniklé při akutním infarktu myokardu (AIM). ČKS uvádí doporučení k dočasné kardiostimulaci u IM při výskytu asystolií, AV blokád II. stupně Mobitz II. typu nebo u symptomaticky závažných bradykardií nereagujících na atropin. [9]

## 2.2 Implantabilní kardiostimulátory

Kardiostimulace je léčebná metoda pomalých srdečních rytmů neboli bradyarytmií. Funguje na principu lokální depolarizace, která se následně šíří pracovním myokardem. Patří mezi metody nefarmakologického léčení arytmií, kdy k navození normálního elektrického rytmu je využíván elektrický proud. Tuto metodu řadíme do elektroimpulzoterapie. Patří sem také radiofrekvenční katérová ablace a defibrilace. Princip samotného kardiostimulátoru je navržen tak, aby dokázal napravit a podpořit fyziologický rytmus srdce. [2]

Podle zákona č. 89/2021 spadá kardiostimulační technika mezi aktivní zdravotnické prostředky in vitro s III. třídou rizika. Na zdravotnické prostředky této skupiny se vztahují obecné požadavky na bezpečnost a účinnost stanovené v nařízení Evropské unie (EU) 2017/745. [31][32]

Kardiostimulační soustava je tvořena programovatelným generátorem – kardiostimulátorem, který slouží jako zdroj elektrických impulzů. Vedení elektrického impulzu zajišťují až tři stimulační elektrody (viz Obr. 7), které přenášejí vzniklé impulzy k myokardu. Elektrody také plní funkci detekce vlastní elektrické aktivity srdce. Princip samotného kardiostimulátoru je navržen tak, aby dokázal napravit a podpořit fyziologický rytmus srdce. [2][10]



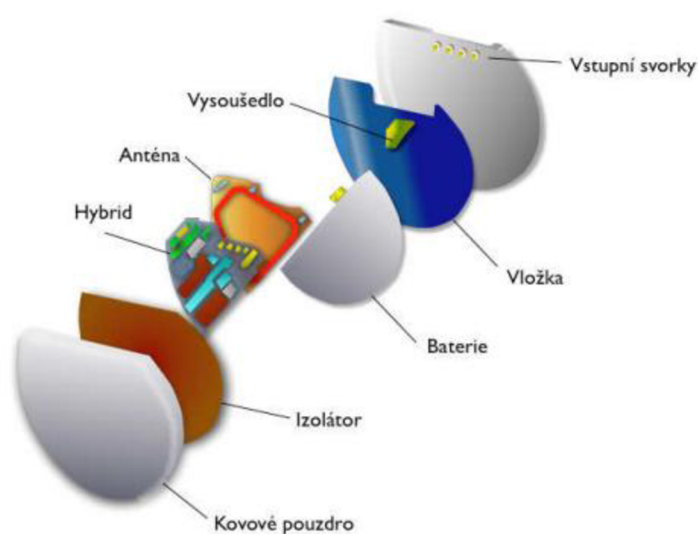
Obr. 7 Dvoudutinový kardiostimulátor [10]

Dle výsledků REPACE registru za rok 2019 bylo v České republice implantováno 10 163 kardiostimulátorů. Mortalita neléčených pacientů je přibližně dvakrát vyšší než u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem. Všechny studie zabývající se kardiostimulační léčbou konstatují zlepšení života u pacientů, kteří podstoupili implantaci kardiostimulátoru. [9]

### 2.2.1 Konstrukce a materiály přístrojů

Hlavní podmínkou při konstrukci implantabilních přístrojů musí být biologicky inertní, netoxické, sterilizovatelné a dlouhodobě odolné materiály vůči podmínkám v prostředí lidského organismu. Celý přístroj je tedy vytvořen z biokompatibilních materiálů. Mezi další kritéria patří například hmotnost, velikost nebo tvar přístroje. [3]

Z mechanického hlediska se přístroje skládají z pouzdra, které je vyrobeno z titanu nebo z titanové slitiny, a z hlavice, která slouží k připojení elektrod vedoucích do srdce. Na obrázku č. 8 dole je vidět pouzdro, které chrání přístroj před mechanickou poruchou, izolační vložka s vysoušedlem, veškerá elektronika, zdroj, vstupní a výstupní obvody a anténa pro telemetrickou komunikaci. Na pouzdru přístroje jsou většinou laserem vyraženy údaje o výrobcí, typ přístroje, výrobní číslo a konfigurace zapojení elektrod. Do hlavice jsou vyvedeny vodiče ze vstupních a výstupních prvků a také se do ní fixují elektrody pomocí zajišťovacích šroubů. Pro zajištění vodotěsnosti jsou šrouby kryty těsnící zátkou. [3][30]



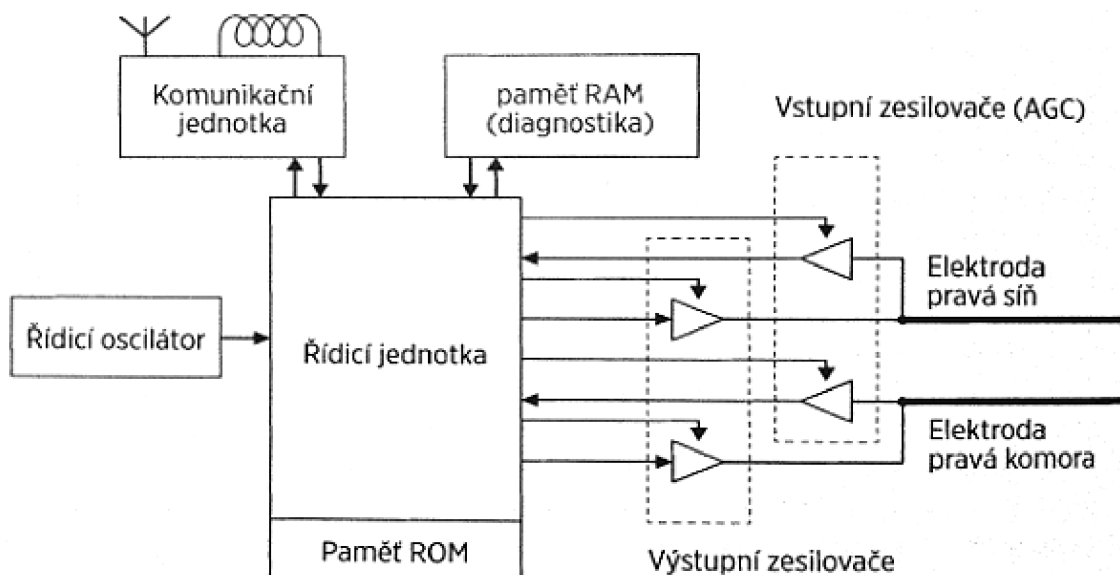
Obr. 8 Konstrukce kardiostimulátoru [11]

Výstupní obvody využívají mikroprocesory a mikrokontrolery na bázi CMOS z důvodu nízké spotřeby a vysoké odolnosti proti šumu. V přístrojích se k řízení vstupu, výstupu a k uložení naprogramování využívá paměť ROM o velikosti 1-2 kB a šířce slova 8-32 bitů. K dlouhodobému uložení diagnostických dat, ECM dat nebo pro výstup řízení senzoru se v přístrojích využívá i paměť RAM. [3]

Hlavním zdrojem energie implantabilních přístrojů jsou monočláňkové nebo více čláňkové lithium-jódové baterie pro kardiostimulátory a lithium-iontové baterie pro implantabilní defibrilátory. Takové baterie vytváří napětí kolem tří voltů. Kapacita baterie se liší u jednotlivých typů přístrojů a pohybuje se v rozmezí od 0,8 Ah do 1,8 Ah. Proudová spotřeba se pohybuje kolem 10  $\mu$ A. [3]

S implantovaným přístrojem lze komunikovat pomocí specializovaného zařízení zvaného programmer. Pomocí něj lze nastavovat parametry stimulačních impulzů, snímat signály vlastní srdeční aktivity, měřit elektrické vlastnosti systému, zjišťovat životnost přístroje a mnoho dalších parametrů. Komunikace mezi programmerem a kardiostimulátorem probíhá buď pomocí telemetrické indukční vazby, která je inicializována magnetem v programovací hlavě nebo přes Bluetooth, pomocí radiofrekvenční telemetrie. [3]

### 2.2.2 Schéma funkce přístroje



Obr. 9 Blokové schéma dvoudutinového kardiostimulátoru [3]

Stimulátor se skládá především z generátoru stimulačních impulzů, obvodů snímajících činnost srdce a nedílnou součástí je také baterie. Blokované schéma přístroje, jež je znázorněno na obrázku č. 9 nahoře, je tvořeno pomocí operačního zesilovače na vstupu. Díky němu je signál ze srdce zesilován na hodnoty, které lze převést do digitální podoby. Síňové a komorové signály jsou filtrovány pomocí vlastních filtrů. Signál je filtrován a vyhodnocován pomocí výše zmíněných mikroprocesorů CMOS, speciálních algoritmů a Fourierovy transformace. Na obrázku také najdeme paměť ROM a RAM, které byly již výše zmíněné. Řídící jednotka je tvořena hybridními logickými obvody a časovačem, který je řízen krystalem. Na konci obvodu je umístěn výstupní zesilovač, který zajišťuje proudový odběr stimulátoru. V dnešní době je také nedílnou součástí komunikační jednotka pro přenos telemetrického signálu. [3][12]

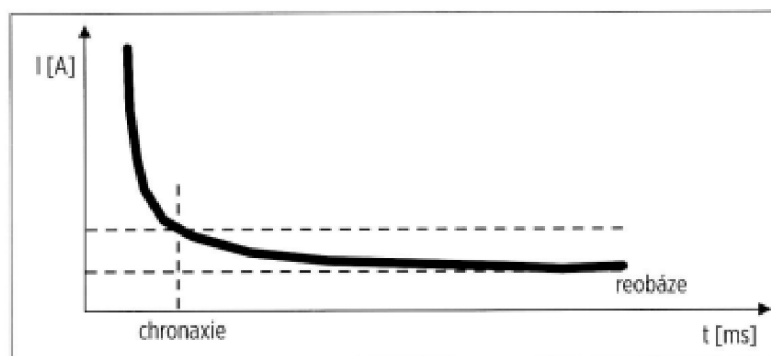
### 2.2.3 Základní vlastnosti kardiostimulátorů

Mezi hlavní vlastnosti kardiostimulátoru lze zařadit snímání srdeční aktivity a v případě její absence i stimulaci myokardu. Patří sem také i diagnostický sběr dat, který v dlouhodobém měřítku napomáhá sledovat pacienta mezi kontrolami nebo napomáhá při volení optimálního nastavení parametrů přístroje pro větší pohodlí pacienta. [3]

Princip kardiostimulační terapie je založen na vytvoření elektrického pole mezi stimulačními póly elektrod a okolním myokardem pomocí přivedeného stimulačního impulzu. Pro vznik a šíření akčního potenciálu je potřeba, aby rozdíl potenciálů na buněčné membráně buňky poklesl na prahové hodnoty. Při stimulačním impulzu je extracelulární prostor polarizován současně se stimulačním impulzem, což umožňuje spuštění akčního potenciálu na membráně pomocí elektrického napětí nad hodnotou prahového potenciálu. [3]

Stimulační práh lze popsat jako závislost amplitudy prahového stimulačního proudu a doby trvání impulzu. K tomu slouží Hoorwegovo-Weissova křivka (viz Obr. 10), která definuje dvě základní charakteristiky dráždivosti srdečního svalu. Jedná se o chronaxii a reobázi. [3]

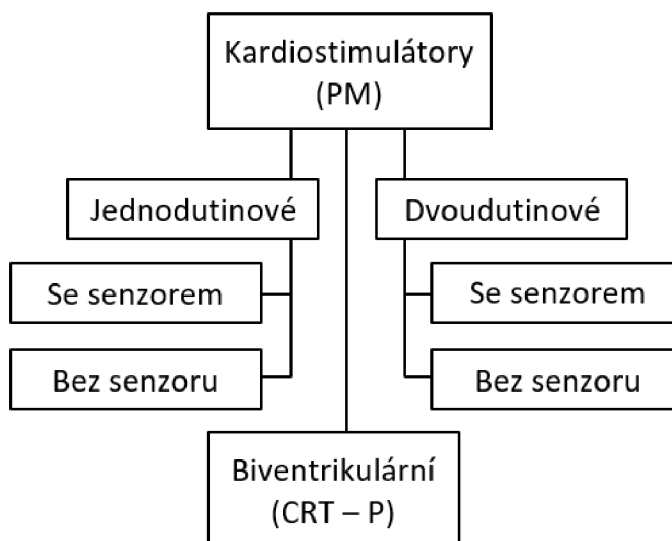
Reobáze je hodnota, pod kterou nelze vyvolat podráždění tkáně pomocí pravoúhlých proudových impulzů. Chronaxie pak popisuje dobu trvání těchto impulzů nutnou k podráždění tkáně proudem rovným dvojnásobku reobáze. [13]



Obr. 10 Hoorwegova-Weissova křivka [3]

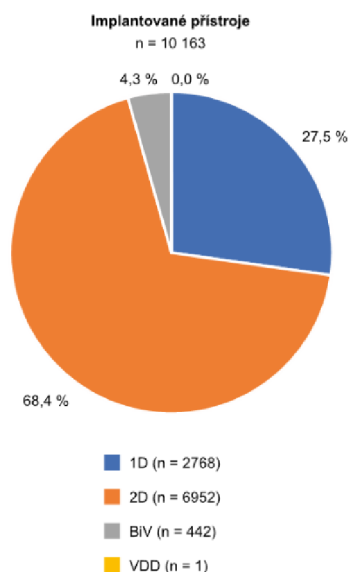
## 2.2.4 Základní dělení kardiostimulátorů

Rozdělit kardiostimulátory lze jednoduše na jednodutinové, kdy přístroj stimuluje pomocí jedné elektrody do pravé části srdce, dvoudutinové (2D) – stimulace pomocí dvou elektrod do komor a biventrikulární (BiV) – tři elektrody pro resynchronizační léčbu (CRT-P) (viz Obr. 11). [2]



Obr. 11 Rozdělení kardiostimulační techniky [3]

Podle registru REPACE za rok 2019 se v České republice nejvíce implantují jednodutinové a dvoudutinové přístroje (viz Obr. 12). [2]



Obr. 12 Typy implantovaných kardiostimulátorů [9]

Za jednoznačnou identifikaci kardiostimulačního režimu odpovídá NGB kód (viz Obr. 13). Je to písemný kód, který popisuje základní funkce stimulačních režimů, jak byly definovány Britskou skupinou pro stimulaci a elektrofyziologii (BPEC) a Severoamerickou společností pro stimulaci a elektrofyziologii (NASPE). [3][14]

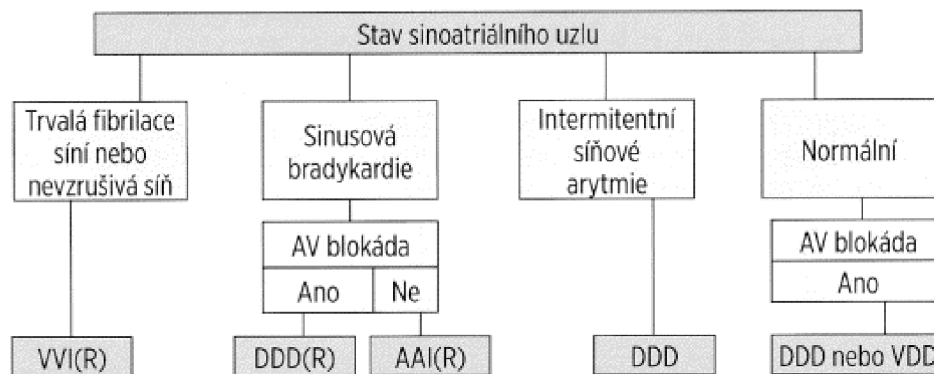
Position I	Position II	Position III	Position IV	Position V
Pacing Chamber(s)	Sensing Chamber(s)	Response(s) to Sensing	Programmability	Anti-Tachycardia Function(s)
O= None	O= None	O= None	O= None	O= None
A = Atrium	A = Atrium	I = Inhibited	P = Programmable	P = Pacing
V = Ventricle	V = Ventricle	T = Triggered	M= Multiprogrammable	S = Shock
D = Dual (A+V)	D = Dual (A+V)	D = Dual (I+T)	C = Communicating	D = Dual (P+S)
			R = Rate Modulation	

Obr. 13 Kódy kardiostimulačních režimů NASPE/BPEG Generic (NGB) [14]

První písmeno identifikuje stimulaci srdečního oddílu. Druhé písmeno označuje snímání srdečního oddílu. Třetí písmeno popisuje reakci kardiostimulátoru na vlastní srdeční aktivitu. Pokud je přítomno čtvrté písmeno, značí možnost programování přístroje. Pátý znak definuje antiarytmickou funkci. [2][14]



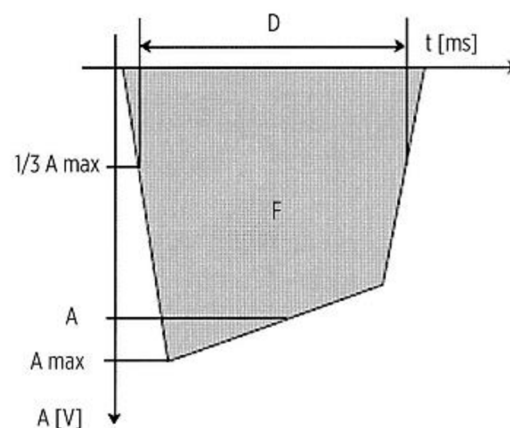
Při výběru neoptimálnějšího režimu pro konkrétního pacienta napomáhá hierarchie na obrázku č. 14 dole.



Obr. 14 Orientační výběr kardiostimulačního režimu [3]

### 2.2.5 Základní parametry kardiostimulátorů

Pro správnou detekci srdeční aktivity se používají senzory s vysokou citlivostí, aby nedošlo k přehlédnutí spontánní aktivity srdce a zároveň záměně P a T vlny. Ke stimulaci je potřeba generovat záporný napěťový impulz. Charakteristickými parametry je volitelně nastavitelná amplituda a šířka impulzu obdélníkového charakteru (viz Obr. 15). [3][15]



Obr. 15 Měření amplitudy a šířky impulzu podle ČSN EN 45502-2-1 [3]

Napětí neboli amplituda výstupního impulzu se měří na hraně výstupního impulzu přístroje. Na obrázku je značena písmenem A a standardně se hodnoty nastavují na 3,5 V. Hodnoty se pohybují v rozsahu od nuly (bez stimulace) až po 7,5 V – záleží na typu přístroje a způsobu stimulace. V dnešní době kardiostimulátory disponují funkcí automatického nastavení amplitudy výstupního impulzu a sledování účinnosti stimulace.

Šířka impulzu (značena D) je též nezávisle programovatelný parametr, který znázorňuje dobu trvání amplitudy mezi stimulačními póly elektrod. Hodnoty jsou v rozsahu od 0,05 ms do 2 ms – za standardních podmínek se nastavuje 0,4 ms. [3][15]

### 2.2.6 Implantabilní kardioverter-defibrilátory

Mezi aktivní zdravotnické prostředky in vitro s III. třídou rizika patří také implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD). Konstrukčně se ICD od PCM liší hlavně větší velikostí baterie a přítomností poměrně velkých vysokonapěťových kondenzátorů, jejichž velikost dosahuje 60-140  $\mu\text{F}$ . Kondenzátory jsou potřebné pro akumulaci energie před podáním defibrilačního výboje. Veškeré požadavky na ICD jsou stanoveny v technické normě ČSN EN 45502-2-2. [3][31][32][39]

Rozdíl mezi PCM a ICD je především v komorových antitachyarytmických funkcích (tj. v algoritmech a mechanismech chránících pacienta před komorovými arytmiemi, které mohou být pro pacienta fatální). ICD disponuje naprogramovanými kroky, dle kterých určuje, zda jde o arytmiu a její původ v síních či komorách či o neúměrnou fyzickou námahu. Jako první, co nabudí přístroj k ostražitosti je dosažení nastavené frekvence, např. 150/min. Přístroj poté začne srovnávat morfologii sinusového rytmu s morfologií, kterou vidí při 150/min, shoduje-li se, jde o sinusovou či síniovou tachykardii. Dalším kritériem je, zda bylo dosažení vysoké frekvence náhlé (rozčílení, úlek, arytmie) či pozvolné (zátěž) a jak je frekvence stabilní (nestabilita komorové frekvence při rychlém převodu fibrilace síní či flutteru síní nebo *torsade de pointes*). Má-li přístroj možnost porovnávat frekvenci síní a komor (2D či BiV) – porovnává, zda arytmie začala v síních či v komorách. Přístroj po vyhodnocení, že se jedná o komorovou arytmiu, může reagovat dvěma způsoby: rychlou stimulací o vyšší frekvenci, než je arytmie – funkce kardiostimulátoru (overdrive stimulace), nebo doručí defibrilační výboj o nastavené energii obvykle 10-40 J – funkce defibrilátoru. Podáním výboje je způsobena současná depolarizace membrán všech buněk, doprovázena absolutní refrakterní fází, čímž dochází k přerušení šíření tachykardických vzruchů. [3][9][25]

## 2.3 Hyperbarická medicína

Neobvyklá léčba zvýšeným tlakem vzduchu či kyslíku ( $\text{O}_2$ ), neboli hyperbarická medicína, je relativně mladá disciplína, která se zrodila v období po 2. světové válce.

V počáteční fázi byl vývoj této léčebné metody velmi pomalý. Účinnost metody byla dokonce i zpochybňována. [16]

Díky rostoucímu počtu publikovaných vědeckých důkazů o účinku oxygenoterapie u mnoha zdravotních poruch došlo v posledních letech k zásadnímu zvratu, jež vedl k enormnímu rozmachu hyperbarie spojenému s budováním nových hyperbarických zdravotnických zařízení. Největší trend byl zaznamenán ve Spojených státech amerických a v Číně. Avšak Česká republika se také drží na předních příčkách vyspělosti hyperbarické medicíny. [16]

### 2.3.1 Fyzikální základy hyperbarického prostředí

K správnému porozumění fyzikálního principu hyperbarie je potřeba znát vlastnosti plynů. Jedná se o tlak, teplotu, objem a vlhkost.

#### **Tlak plynu**

Je obecně známo, že plyny jsou snadno stlačitelné. Tento jev lze zjednodušeně vysvětlit tím, že molekuly plynu jsou velmi řídko rozmístěny v prostoru, tudíž lze zanedbat jejich vlastní objem a vzájemně přitažlivé síly mezi molekulami. V uzavřené nádobě se molekuly plynu chaoticky pohybují a odrážejí od stěn nádoby. Opakovanými nárazy (znázorněny jako síla  $F$ ) působící na stěnu nádoby (jednotka plochy  $S$ ), vzniká fyzikální veličina zvaná tlak  $p$ . Jednotkou tlaku v soustavě SI je Pascal. Pascal je vyjádřen základní jednotkou Newton. [13][16]

Závislost mezi silou a plochou znázorňuje Rovnice 1.

$$p = \frac{F}{S} [Pa] \quad \text{Rovnice 1 [16, s. 21]}$$

Tlak je tedy základním parametrem léčby v hyperbarické komoře. Důležitou roli ale hraje vzájemná souvislost mezi tlakem, teplotou a objemem plynu. K bližšímu pochopení těchto dějů nám bude nápomocná stavová rovnice ideálního plynu a její úpravy pro jednotlivé termodynamické jevy.

První závislost těchto veličin popisuje izochronický děj, který ukazuje přímou úměru mezi teplotou a tlakem v neměnném objemu (viz Rovnice 2). [16]

$$\frac{p}{T} = konst. \quad \text{Rovnice 2 [16, s. 21]}$$

Boyleův-Mariottův zákon (viz Rovnice 3) nám vysvětluje závislost tlaku na objemu při ustálené teplotě. Pokud máme pevnou nádobu s objemem  $V$  za neměnné teploty, tak v polovičním objemu nádoby bude stále stejný počet molekul plynu, což způsobí dvojnásobný počet nárazů částic na vnitřní stěny tělesa, avšak stejnou rychlostí. Jedná se o děj izotermický. [16][17]

$$p \cdot V = konst. \quad \text{Rovnice 3 [16, s. 22]}$$

Poslední závislost budeme uvažovat na pružné nádobě, která má ustálený objem a na kterou působíme stále větší teplotou. Závislost teploty na objemu je znázorněna pomocí izobarického děje (viz Rovnice 4). Důsledkem větší rychlosti nárazů částic na vnitřní stěny nádoby dochází ke zvýšení objemu pružného tělesa. [16][17]

$$\frac{V}{T} = konst. \quad \text{Rovnice 4 [16, s. 22]}$$

Fyzikální zákonitost, která spojuje základní stavové veličiny termodynamického systému, popisuje shodné chování třech výše uvedených závislostí. Je vyjádřena stavovou rovnicí ideálního plynu (viz Rovnice 5). Rovnice spojuje veličiny tlaku  $p$ , objemu  $V$ , látkového množství  $n$ , které vyjadřuje počet molů<sup>2</sup> plynu a teploty  $T$ . Nedílnou součástí vztahu je plynová konstanta  $R$ <sup>3</sup>. [13][16]

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T \quad \text{Rovnice 5 [13, s. 40]}$$

Atmosférický tlak patří mezi základní důležité tlaky. Jeho jednotkou je vedlejší jednotka tlaku v soustavě SI – Bar. Hodnotou atmosférického tlaku je tedy 1 Bar, nebo také 1 ATA. Jeden Bar je také roven sloupci vody s výškou 10 metrů. K měření tlaku se ale využívá rtuť, která má přibližně 13x větší hustotu než voda. Atmosférický tlak v hodnotě 1 Bar je pak roven sloupci rtuti 760 mmHg. Přehledná ukázka vyjádření velikosti atmosférického

---

<sup>2</sup> Jeden mol je  $6,023 \cdot 10^{23}$  molekul [16]

<sup>3</sup>  $R$  – univerzální plynová konstanta ( $R = 8,314 \text{ J} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ )

tlaku v jiných jednotkách je znázorněna v Rovnici 6. Mezinárodní jednotky SI uvádí, že atmosférický tlak je 101 325 pascalů (tíha jednoho kilogramu působícího na plochu 1 cm<sup>2</sup>). [16][19]

$$1 \text{ ATA} = 1 \text{ Bar} = 10 \text{ m vody} = 760 \text{ mm rtuti} \quad \text{Rovnice 6 [16, s. 40]}$$

### 2.3.2 Reakce kardiovaskulárního systému na HB tlak

Pobyt v hyperbarickém prostředí způsobuje změny kardiovaskulárního systému. Jedná se především o vazokonstrikci a bradykardii. [16]

Hlavním projevem vazokonstrikce je zvýšení vaskulární rezistence a arteriálního tlaku, což způsobuje zvýšení srdečního objemu, tepového objemu a minutového srdečního výdeje. Hlavní příčinou je především zvýšené prokrvení buněk hladkého svalstva cév kyslíkem. Jiné studie z roku 1985 však sledovaly i jiné změny – například odpověď na vazoaktivní podněty. Další studie prokázaly, že vazokonstrikce není ovlivněna pomocí chemoreceptorů. [16][20][21]

Zvýšení okolního tlaku a hyperoxie také vede k poklesu tepové frekvence, která patří mezi hlavní mechanismy odpovědné za snížení srdečního výdeje. Dokazují to studie z roku 1973, kdy soubor 20 zdravých jedinců inhaloval vzduch a 100% kyslík pod tlakem 1 ATA. Výstupem byly zaznamenány změny hemodynamiky, jako významný pokles srdečního výdeje a 15% vzestup vaskulární rezistence. Studie z roku 2004 prokázaly 10% pokles kontraktility myokardu levé komory. Při inhalaci normobarického prostředí byly tyto hodnoty výrazně menší. [16][22][23]

Hyperbarické prostředí má vliv na kardiovaskulární systém. Výše zmíněné změny se dají pozorovat nejen u HBO, ale také při potápění lidí. Tyto děje jsou reversibilní a nenesou s sebou velké riziko pro uživatele a personál HBO, proto hyperbarická oxygenoterapie patří mezi jednu z úspěšných léčebných metod některých onemocnění. [16]

### 2.3.3 Technické a provozní aspekty hyperbarické komory

S provozem lékařské hyperbarické komory se pojí mnohá rizika a komplikace v hyperbarickém prostředí, která souvisí s inhalací různých plynů a používáním ostatních zdravotnických přístrojů v hyperbarické komoře. Hyperbarické komory jsou stavěné

z oceli nebo z akrylátu. Obvyklý absolutní tlak v komoře dosahuje 200-280 kPa, což odpovídá 2-2,8 ATA, proto se na ně vztahují přísná bezpečnostní opatření. [16][24]

Pro zásady bezpečného provozu platí společné technické normy ČSN EN 14931 – Tlakové nádoby pro humánní použití, ČSN EN 12021 – Prostředky pro ochranu dýchacích orgánů, stlačený vzduch do dýchacích přístrojů a norma ČSN EN 16081 – Specifické požadavky na hasicí systémy. Podle zákona č. 346/2003 Sb. a podle evropského nařízení MDR 2017/745 je hyperbarické zařízení považováno za zdravotnický prostředek třídy IIb, což je obecně považováno za zařízení se středním rizikem, ale potenciálně nebezpečné. [16][24][25][26][27][28]

Hlavním rizikem a nebezpečím při poskytování hyperbarické oxygenoterapie v hyperbarické komoře je riziko požáru. Okolní tlak, parciální tlak kyslíku a ohraničený prostor hyperbarické komory přímo ovlivňuje fyzikální děj hoření. Z výše uvedených důvodů existuje seznam nebezpečných a zakázaných předmětů a prostředků, které nesmí být vneseny a používány uvnitř hyperbarické komory během jejího provozu. Patří mezi ně například zapalovače, topná tělesa, svítidla, elektronická zařízení, všechny druhy baterií, explozivní látky, mastné věci, aerosoly a mnoho dalších. [16][24]

Existuje nespočet parametrů, podle kterých bychom mohli dělit hyperbarické komory. Můžeme rozlišovat komory podle způsobu plnění – kyslíkem, vzduchem nebo směsí plynů; podle velikosti na malé, střední a velké, kdy hlavním parametrem jsou metry krychlové a škála se pohybuje mezi 1 m<sup>3</sup> až několik desítek metrů krychlových; podle počtu míst na jednomístné a vícemístné; podle účelu na komory léčebné, dekompresní, rekompresní a experimentální anebo podle mobility na stabilní komory a transportní. [16]

Jednomístné komory plněné kyslíkem a vzduchem z centrálního rozvodu jsou nejpoužívanější na světě. Umožňují invazivní a neinvazivní monitoring, umělou plicní ventilaci (UPV) a podávání infuzí. Komunikace mezi pacientem a obsluhou je již samozřejmostí. Převážně se zde využívá technologie přímé inhalace kyslíku bez dýchací masky. Provoz takové komory je snadno obsluhovatelný a nese s sebou několikanásobně nižší pořizovací a provozní náklady. Hlavní nevýhodou je izolace pacienta v případě poskytnutí péče během urgentní komplikace. [16]

Vícemístné komory jsou plněny vzduchem z velkých zásobních rezervoárů pomocí kompresorových stanic. Současně se v nich dá léčit až 20 sedících pacientů, kdy inhalace je zpravidla uskutečněna těsnicí obličejovou maskou či helmou. Velké komory jsou vybaveny monitorovacím systémem, hasicím systémem, speciálními akrylátovými okny, osvětlením, televizním okruhem a systémem dýchání O<sub>2</sub>. Díky svým rozměrům umožňují přítomnost zdravotního personálu již během zákroku, což je hlavní výhodou při zajištění péče u kritických pacientů. Na druhé straně mají vícemístné komory mnoho nevýhod. Jedná se především o vysoké pořizovací náklady, technické, personální a prostorové požadavky. [16]

Provoz elektrických zařízení během HBO je taktéž opatřen normou EN ČSN 14931, která uvádí maximální povolené napětí 42 V v hyperbarickém prostředí, proto je v dnešní době většina hyperbarických přístrojů napájena z nízkého napětí nebo z baterií. Používání přístrojů napájených ze standardního střídavého napětí ( $U = 220 \text{ V}$ ,  $f = 50 \text{ Hz}$ ) je považováno za nebezpečné. [16][25]

#### **2.3.4 Kontraindikace pro pacienty s implantovaným KS**

I přes to, že je HBO považována za bezpečnou léčebnou metodu, existují určitá rizika a komplikace před zahájením léčby. Mezi kontraindikace lze v jistých případech zařadit kardiostimulátory, implantabilní defibrilátory nebo jiné implantabilní přístroje v těle pacienta. Obecnou zásadou před zahájením léčby je nutné zjistit, zdali pacient má nebo nemá implantovaný přístroj a následně ověřit, zda má přístroj od výrobce certifikaci pro hyperbarické prostředí. Moderní přístroje jsou z ekonomických důvodů testovány pouze podle normy ČSN EN 45502-1, která stanovuje odolnost vůči tlaku 0,7-1,5 ATA. Řada výrobců dovoluje použití přístrojů dokonce i v rozmezí léčebného přetlaku od 1,5 ATA až do 5 ATA (viz Příloha A). Výrobce BIOTRONIK však uvádí přetlak jako kontraindikaci. [16][29][33]

### 3 Výzkumná část

Návrh pro zvolení tématu bakalářské práce se zrodil u paní Ing. Marie Bláhové, která pracuje v oboru kardiologie již mnoho let. Nedílnou součástí pro vytvoření výzkumných otázek byl nejen přehled paní inženýrky, ale i velmi bohatá zkušenost v oboru od Ing. Petra Volíka. Shodli se nad otázkou zkoumání technických parametrů kardiostimulační techniky pod vlivem hyperbarického tlaku a následné poukázání na možné nedostatky implantabilních kardiostimulačních přístrojů.

Závěrem předvýzkumné diskuze bylo rozhodnutí experimentálně ověřit několik přístrojů pro trvalou kardiostimulaci a zhodnotit korektnost získaných hodnot v závislosti na nastavení přístrojů a tlaku v hyperbarické komoře – zda se objeví zásadní rozdíl mezi naměřenými daty.

Námi vybrané přístroje pro realizaci výzkumu jsou od výrobce St. Jude Medical, které nám ochotně poskytl Institut Klinické a Experimentální Medicíny v Praze. Před exploatací byly pro správné zachování osobních údajů (GDPR) vymazány veškeré osobní údaje bývalých uživatelů námi vybraných elektronických zařízení.

Přístroje fungují na základě vytvoření a podání elektrického impulzu o konkrétní velikosti, který je přenášen skrze elektrody do svaloviny myokardu. Výstupem bakalářské práce bude posouzení, zda dochází k poruše přístrojů v prostředí se zvýšeným hyperbarickým tlakem, což může vést k poruše podání elektrického impulzu.

#### 3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Cílem této práce je zjistit a posoudit funkčnost kardiostimulačních přístrojů, které jsou vystaveny tlaku v hyperbarické komoře. Z technických důvodů bylo upuštěno od zkoumání přístrojů v hydrostatickém tlaku a měření bylo provedeno v atmosférickém tlaku.

Vzhledem k časovému vytížení hyperbarického oddělení v Oblastní nemocnici Kladno a také z ekonomického hlediska bylo měření upraveno pouze na dva kardiostimulační přístroje. Kvůli absenci dvou kardiostimulátorů od stejného výrobce jsme se také rozhodli



použít implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD) od téhož výrobce. Díky tomuto upuštění jsme mohli provést důkladnější průzkum a vystavit přístroje větší zátěži.

Nedílnou součástí výzkumu je i zjištění bezpečnosti léčebné metody pro pacienty, kteří mají implantované kardiostimulační zařízení a budou vystaveni zvýšenému tlaku v hyperbarické komoře. Porucha kardiostimulačního přístroje během terapie kyslíkem může za sebou nést fatální následky pro pacienta. Výzkumné předpoklady pro zpracování bakalářské práce jsou stanovené a jedná se o:

- dojde k výkyvům parametrů nastavení kardiostimulační techniky během zátěže?
- bude kardiostimulační technika trvale zdeformována po vystavení zvýšenému tlaku?

Pro dosažení primárních cílů práce jsme museli absolvovat určité kroky a postupy, abychom dokázali experiment správně vyhodnotit. Jedná se o tyto cíle:

- popis základních vlastností a principů, jak funguje kardiostimulační technika
- navržení metody měření funkčnosti kardiostimulační techniky během zátěže hyperbarickým tlakem
- funkčnost kardiostimulační techniky po vystavení zátěži
- statisticky posouzená četnost poruch během jednotlivých měření

Po diskuzi s mým konzultantem jsme si položili sekundární otázku, zda porucha funkčnosti kardiostimulačních přístrojů vlivem hyperbarického tlaku může mít vliv na bezpečný pobyt pacientů v barokomoře během zákroku.

### 3.2 Metodika výzkumu

Naměřená data byla zaznamenána pomocí osciloskopů LeCroy, které nám ochotně zapůjčila Technická Univerzita v Liberci. Zpracování a znázornění dat bylo provedeno v teoretické části pomocí programu MATLAB. Záznam veškerých pomůcek a prostředí byl proveden pomocí smartphonu. Pro změnu parametrů přístrojů pomocí telemetrické hlavy byl zapůjčen programmer od výrobce St. Jude Medical. Přístroje, které byly vystaveny tlaku, byly zapůjčené v Institutu Klinické a Experimentální Medicíny v Praze (IKEM). Při hodnocení výsledků jsme použili standartní popisnou statistiku (střední

hodnotu, medián, směrodatnou odchylku a absolutní četnost). Pro zpracování a vizualizaci statistických dat jsme využili tabulkového procesoru Microsoft Office Excel. [36]

Veškeré přípravy a realizace experimentu byly provedeny v areálu Oblastní nemocnice Kladno, konkrétně na oddělení hyperbarické a potápěčské medicíny pod dohledem vedoucího lékaře hyperbarické komory. Výzkum byl uskutečněn v časovém období od 1. 3. 2022 do 1. 5. 2022. Z průběhu měření je patrné, že se jedná o kvantitativní výzkumnou metodu.

Prvním úkolem našeho experimentu bylo zvolit vhodnou metodu měření. Záměrem bylo vybrat nejefektivnější postup, který bude dostatečně rychlý, přinese dostatečný počet kvantitativních dat a zároveň bude co nejvíce ekonomicky výhodný. Museli jsme brát zřetel na to, že jsme byli limitováni měřícím kabelem, počtem osciloskopů a hlavně počtem kardiostimulačních přístrojů od stejného výrobce. Při vycházení z těchto požadavků, jsme uvažovali nad metodou jednoho měření dvou přístrojů současně a s postupným navyšováním tlaku komory. První nevýhodou tohoto měření bylo to, že jednotka, která odpovídá za udržení stabilního tlaku uvnitř komory byla dočasně mimo provoz, tudíž bychom museli ručně regulovat zvolený tlak pro jednotlivá měření, což nevyklučuje chybu lidského faktoru a možného zkreslení výsledných dat. Druhou nevýhodou bylo zjištění, že přístroje nebylo možné programovat skrz tlusté ocelové stěny tlakové komory. Kvůli výše popsaným nevýhodám jsme zvolili metodu separovat měření na 24krát, kdy jsme provedli natlakování komory a programování kardiostimulačních zařízení pro každé měření. Tato metoda měření byla časově a ekonomicky náročnější, ovšem díky ní jsme získali přesnější data pro následné vyhodnocení a lze ji shledat za velmi účinnou.

Druhým úkolem bylo správně zvolit způsob uložení dat. Na výběr byla možnost uložení ve formátu BMP (uložení záznamu obrazovky osciloskopu) nebo ve formátu CSV (číselné hodnoty změřeného napětí v časové ose). Formát BMP by nám vystačil pouze k vizuálnímu zhodnocení dat, popřípadě bychom museli využít složitějších programů, abychom z obrázků získali data pro statistickou analýzu. Zvolili jsme tedy formát CSV, jelikož umožňoval širší spektrum zpracování a posouzení naměřených dat.

Mezi naše očekávání, co se týče poruchovosti přístrojů při záznamu na osciloskopech jsme zařadili poruchy jako pokles měřené amplitudy impulzů a rozladění nastaveného AV intervalu. Není také vyloučeno, že bychom si mohli všimnout významné deformace přístrojů.

Z technických důvodů jsme museli vynechat měření přístrojů ve fyziologickém roztoku. Nebylo vůbec jednoduché získat přístup do hyperbarické komory, proto jsme se snažili dodržovat veškerá místní pravidla provozního řádu – nošení tekutin mimo kuchyňku a přísný zákaz vnesení tekutin do komory. Tento zákaz je prevencí rizika požáru. Jeho porušení by vedlo k ohrožení pacientů, kteří byli uzavřeni do jiné hyperbarické komory ve vedlejší místnosti. Dalším důvodem je fakt, že dle původní domluvy s hyperbarickým oddělením měl experiment probíhat v noci, což by zabránilo ohrožení pacientů, avšak od toho bylo upuštěno z důvodu nepřítomnosti personálu přes noc na pracovišti a také z důvodu závislosti na pracovní době kardiostimulačního centra Kladno, jelikož od nich jsme si půjčovali programmer pro programování přístrojů.

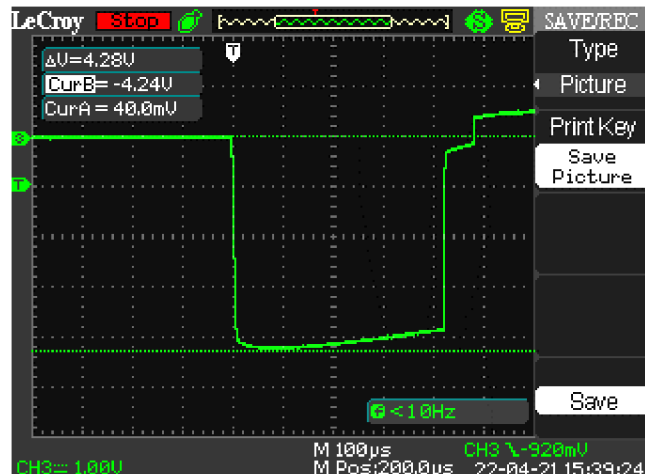
### 3.3 Technické parametry použitých přístrojů

Pro námi prováděný experiment byly použity dva typy kardiostimulační techniky, oba explantované z pacientů IKEM. Prvním typem byl dvoudutinový kardiostimulátor od výrobce St. Jude Medical (viz Obr. 16). Mezi hlavní benefit tohoto přístroje patří to, že přístroj je kompatibilní pro vyšetření magnetickou rezonancí (MRI) a má radiofrekvenční telemetrii. [34]



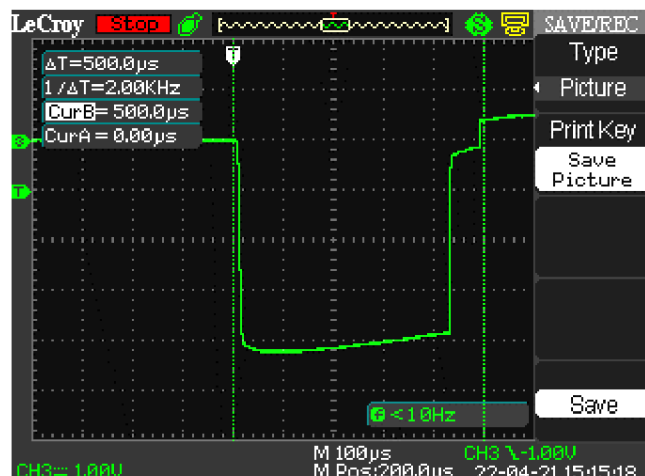
Obr. 16 Dvoudutinový kardiostimulátor [Zdroj: autor]

Před zahájením experimentu jsme ověřili, zda jsou přístroje funkční a nehlásí poruchu ještě před začátkem experimentu. V případě PCM se jedná o výrobek z roku 2019, tudíž se jedná o vcelku nový přístroj. Nehledě na to, na obrázku č. 17 dole pozorujeme pokles výkonu přístroje na 4,28 V místo nastavených 5 V. Mohlo to být způsobeno špatným kontaktem měřicích kabelů s kardiostimulačními elektrodami nebo také poklesem výkonu baterie, jelikož přístroj byl ve fázi, kdy mu zbývalo méně než 5 % do fáze indikace volitelné výměny (ERI).



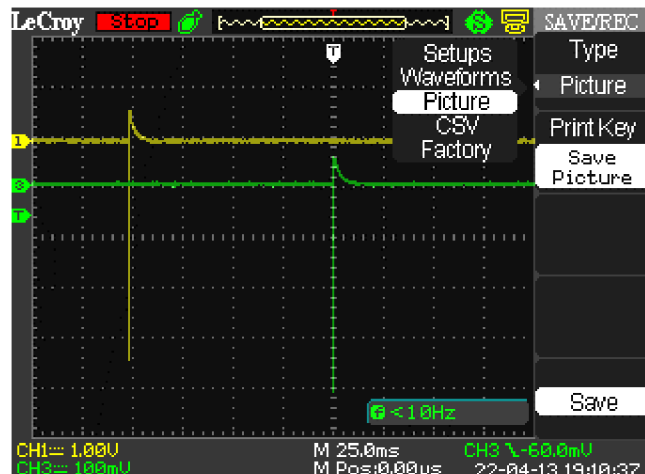
Obr. 17 Velikost napětí kardiostimulátoru [Zdroj: autor]

Šířka impulzu byla  $500 \mu s$  (viz Obr. 18), což odpovídalo normalizované hodnotě, která byla předem nastavena pomocí telemetrické hlavy programeru.



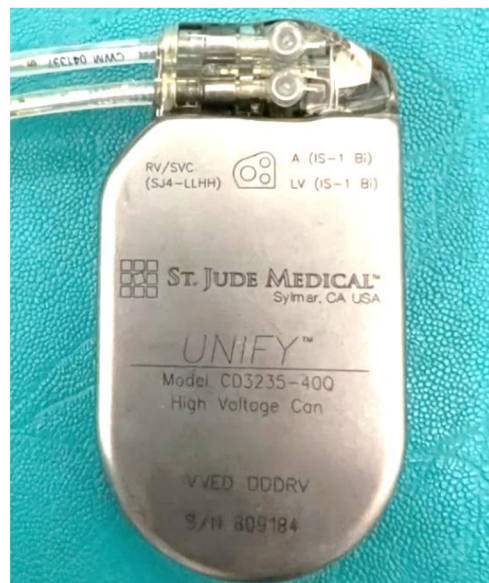
Obr. 18 Šířka impulzu kardiostimulátoru [Zdroj: autor]

Následně jsme ověřili funkčnost kardiostimulátoru, zejména to, jestli je správně nastavené AV zpoždění (AV delay) přístroje. Jedná se o nastavitelný parametr, který se volí během implantace v závislosti na diagnóze pacienta. dole na obrázku č. 19 vidíme dva impulzy vytvořené pomocí PCM. Oba mají velikost 4,28 V a časové zpoždění mezi nimi je rovno 100 ms. Díky tomuto jsme usoudili, že nastavení kardiostimulátoru funguje a přístroj můžeme využít pro naše účely.



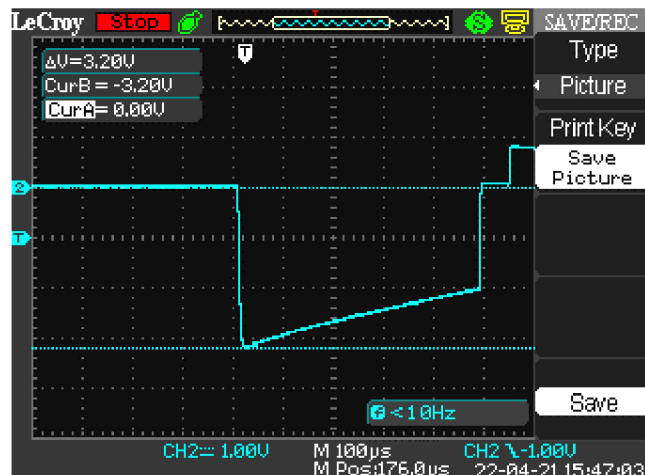
Obr. 19 Zkušební nastavení AV delay na PCM na hodnotu 100 ms [Zdroj: autor]

Jako druhý vzorek jsme použili implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD) od téhož výrobce (viz Obr. 20). Přístroj není MRI kompatibilní, což je hlavní nevýhodou při volbě vhodného zařízení pro pacienta. [35]



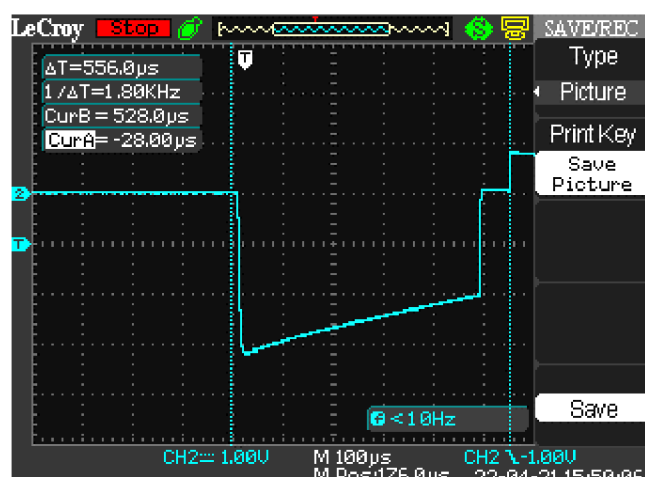
Obr. 20 Implantabilní kardioverter-defibrilátor [Zdroj: autor]

Výše zmíněný ICD byl implantován v roce 2012. Jeho doba životnosti se značně propadla do celkového zhodnocení výzkumu. Ihned na začátku jsme zjistili, že signál z ICD, který jsme zachytávali na osciloskopu, neodpovídal nastavené hodnotě. Jednou z hlavních příčin bylo pravděpodobně to, že přístroj je ve fázi ERI od 29. 8. 2018 a od 13. 6. 2020 je přístroj ve fázi ukončení servisu (EOS). To znamená, že kapacita baterie přístroje byla téměř u konce a výrobcem není zaručeno, že v této fázi přístroj bude fungovat správně. Ukázalo se to na velikosti výboje, který byl 3,2 V (viz Obr. 21), místo námi nastavených 5 V.



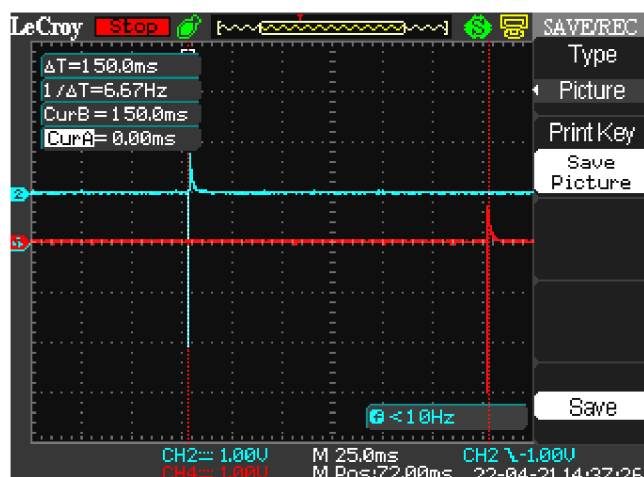
Obr. 21 Velikost napětí defibrilátoru [Zdroj: autor]

Šířka impulsu byla vygenerována na 556 µs (viz Obr. 22), což je o 1,1 % navíc, než mělo být vygenerováno dle nastavení přes programmer.



Obr. 22 Šířka impulsu defibrilátoru [Zdroj: autor]

Ověření správného nastavení AV delay zde také proběhlo (viz Obr. 23). Je to hlavní parametr, na který se budeme v průběhu měření zaměřovat, jelikož hodnoty velikostí impulzů již v zápětí neodpovídaly nastavení na 100 %. V tomto případě bylo využito dvou kurzorů – CurA a CurB, abychom názorně ukázali, jak se měří AV delay a  $\Delta T$  pro zobrazení výsledného intervalu. Vzdálenost mezi jednotlivými kurzory je rovná šesti čtverečkům, kdy jeden čtvereček odpovídá hodnotě 25 ms tudíž  $\Delta T = 150$  ms.



Obr. 23 Zkušební nastavení AV delay na ICD na hodnotu 100 ms [Zdroj: autor]

### 3.4 Hyperbarická komora

Hyperbarická komora typu Dräger byla pořízena ministerstvem lesního a vodního hospodářství do Oblastní nemocnice Kladno v roce 1974. Provozovatelem této komory byla organizace Povodí Vltavy. Jednalo se o soupravu zvanou Subcom-Decom. Hlavním účelem bylo umožnit potápěčům nasimulovat podmínky pro práci pod vodní hladinou do 100 metrů. Uvnitř komory se dala dýchat směs Helium – Kyslík – Dusík, tzv. trimix – směs pro potápění do hloubek větších než 40 metrů.

V roce 1996 se vedení hyperbarického oddělení v Kladně povedlo odkoupit komoru od Povodí a následně se povedlo část DECOM otypovat jako zdravotnický prostředek a bylo umožněno jej používat k léčbě pacientů.

Jedná se o nádobu, která je tvořena předkomorou, hlavní komorou a podávací komůrkou s možností léčby čtyř pacientů současně. V té době se jednalo o nadčasové zařízení. Soupravy pro dýchání kyslíku s odvodem výdechu přes strhávač mimo komoru zajišťovaly nízkou koncentraci kyslíku v ovzduší komory a působily preventivně proti

vzniku hoření. Komora disponuje možností připojení na přenosnou komoru pomocí příruby DIN-NATO, osvětlením a obousměrnou komunikací. Komora je napojena na velký kompresorový systém, který zásobuje nádobu vzduchem přiváděným z velkých zásobních nádrží, které jsou umístěné v areálu nemocnice. Maximální tlak, kterého může být v komoře dosaženo je 10 Bar (viz Obr. 24), což odpovídá hloubce 100 metrů.



Obr. 24 Typ komory, ve které probíhalo měření [Zdroj: autor]

Z důvodu pořízení modernější komory se v dnešní době výše popsaná komora již téměř nevyužívá z terapeutického hlediska. Slouží hasičskému záchrannému sboru pro cvičení transportu pacienta nebo pro experimentální činnosti studentů.

### 3.5 Postup a průběh měření

#### Měřicí sestava

Sestava pro výzkum začínala uvnitř hyperbarické komory. Byla složena z kardiostimulačních přístrojů s elektrodami, které byly umístěny na kartonovou podložku do předkomory velké hyperbarické komory. Zamezili jsme tím okolnímu rušení signálů, ke kterému by mohlo dojít skrz dotyk s ocelovým plechem. Barokomora byla vybavena speciální nepropustnou průchodkou s měřicím kabelem, který vyústoval z předkomory do normobarického prostředí, ve kterém jsme se nacházeli. Měřicí kabel bylo potřeba upravit pro naše potřeby tak, aby bylo možné snímat signály z elektrod, aniž bychom museli být uvnitř barokomory při každém měření. Na vnitřní konec měřícího



kabelu jsme napájeli osm krokosvorek typu „krokodýl 35 mm“. Pomocí nich jsme se následně dokázali uchytit na distální konec stimulačních elektrod.

Abychom dokázali zachytit signály s vykreslenou náběžnou hranou, bylo potřeba na druhý konec měřicího kabelu napájet 500  $\Omega$  odporu. Tím bylo nasimulováno potřebného odporu, který simuloval lidské tělo s určitým odporem. Signály z měřicího kabelu byly následně zachytávány pomocí sond připojených na osciloskopy. Měřicí sondy disponovaly 10násobným zvětšením či zmenšením signálu. Posledním aspektem sestavy byl USB flash disk, na který byly ukládány záznamy měření. Podrobná fotografická dokumentace měřicí sestavy je k nahlédnutí v Příloze B na stránce 74.

Před zahájením měření bylo provedeno zkušební nastavení kardiostimulační techniky a následné zobrazení signálů o určitém AV zpoždění na displejích osciloskopů (viz Obr. 25). Pro zobrazení signálu na display je potřeba správného nastavení skrz trigger menu. V našem případě jsme využívali nastavení spodní náběžné hrany. Rozmezí nastavení bylo od 0 V po -1 V.



Obr. 25 Zkušební měření (vlevo signál ICD, vpravo signál PCM) [Zdroj: autor]

## Měření

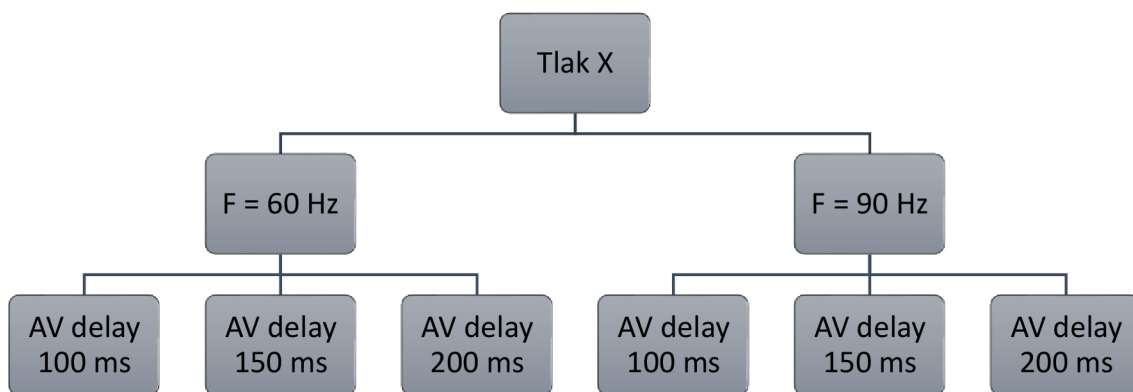
Před zahájením měření byl personál oddělení hyperbarické medicíny v Kladně seznámen s tím, že bude probíhat tlaková zkouška komory Dräger. Personál byl seznámen

s možnými riziky a komplikacemi v průběhu experimentu. Únikové cesty v případě požáru byly řádně zajištěny již předem, jelikož hyperbarické oddělení je denně v provozu.

Testování probíhalo dle normy ČSN EN 14931 – Tlakové nádoby pro humánní použití – Systémy s tlakovými komorami pro hyperbarickou terapii více osob – Funkčnost, požadavky na bezpečnost a zkoušení – část 4: Funkčnost, požadavky na bezpečnost a zkoušení. [25]

Hlavní objektivní metodou během výzkumu byla metoda získání dat pomocí digitálních osciloskopů. Základní myšlenka byla realizována na způsobu zachycení napětí z připojených kardiostimulačních zařízení v časové ose pomocí osciloskopů. Princip fungování osciloskopu je znázorněn v Příloze C. Jelikož měřicí kabel byl složen z osmi menších kabelů a měli jsme k dispozici dva osciloskopy, mohli jsme současně zachytávat signály z obou přístrojů.

Dále, abychom nejefektivněji naložili s časem a čerpáním vzduchu ze zásobních lahví, jsme rozdělili měření dle několika kritérií. Přehled kritérií je hierarchicky znázorněn na Grafu 1 dole. První kritérium bylo natlakování hyperbarické komory na určitý tlak X, který setrval po dobu pořízení záznamu signálů pomocí osciloskopů na externí USB disk. Mezi námi zvolené hodnoty patří tlak o velikosti 0 ATA, 0,5 ATA, 1 ATA a 5 ATA. Druhým nastavitelným parametrem bylo nastavení frekvence přístrojů na frekvenci 60 Hz a pak na 90 Hz. Posledním parametrem, který jsme měnili v průběhu měření byl AV delay přístrojů. Jednalo se o nastavení hodnot na 100 ms, 150 ms a 200 ms.



Graf 1 Kritéria rozdělení pro jednotlivá měření [Zdroj: autor]

Před začátkem měření jsme měli v plánu měnit i velikost elektrického impulsu. Od tohoto plánu jsme upustili během zkušebního nastavení přístrojů. Důvodem tomu bylo zjištění, že přístroje negenerují nastavené impulsy o velikosti 5 V, tudíž naměřené hodnoty by neodpovídaly skutečnosti, kterou zkoumáme. Druhou větší komplikací, bylo naplněné očekávání, že přístroje nebude možné programovat pomocí radiofrekvenčního telemetrického signálu z důvodu silných stěn hyperbarické komory. Zmíněná komplikace měla vliv zejména na časový průběh experimentu.

Tabulka 1 dole ukazuje přehled měření, která byla provedena pro jednotlivá nastavení přístrojů. Výše zmíněná komplikace spočívala v tom, že mezi každým měřením se musela odtlakovat hyperbarická komora, abychom mohli provést změnu v nastavení kardiostimulačních přístrojů. Kvůli tomu bylo místo plánovaných čtyř měření provedeno 24 měření společně pro oba přístroje. Výstupem každého měření bylo 10 záznamů dat v náhodných časových intervalech, tudíž celkový počet záznamů pro oba přístroje byl roven 480. Data byla zaznamenána a uložena softwarem, kterým disponují osciloskopy LeCroy.

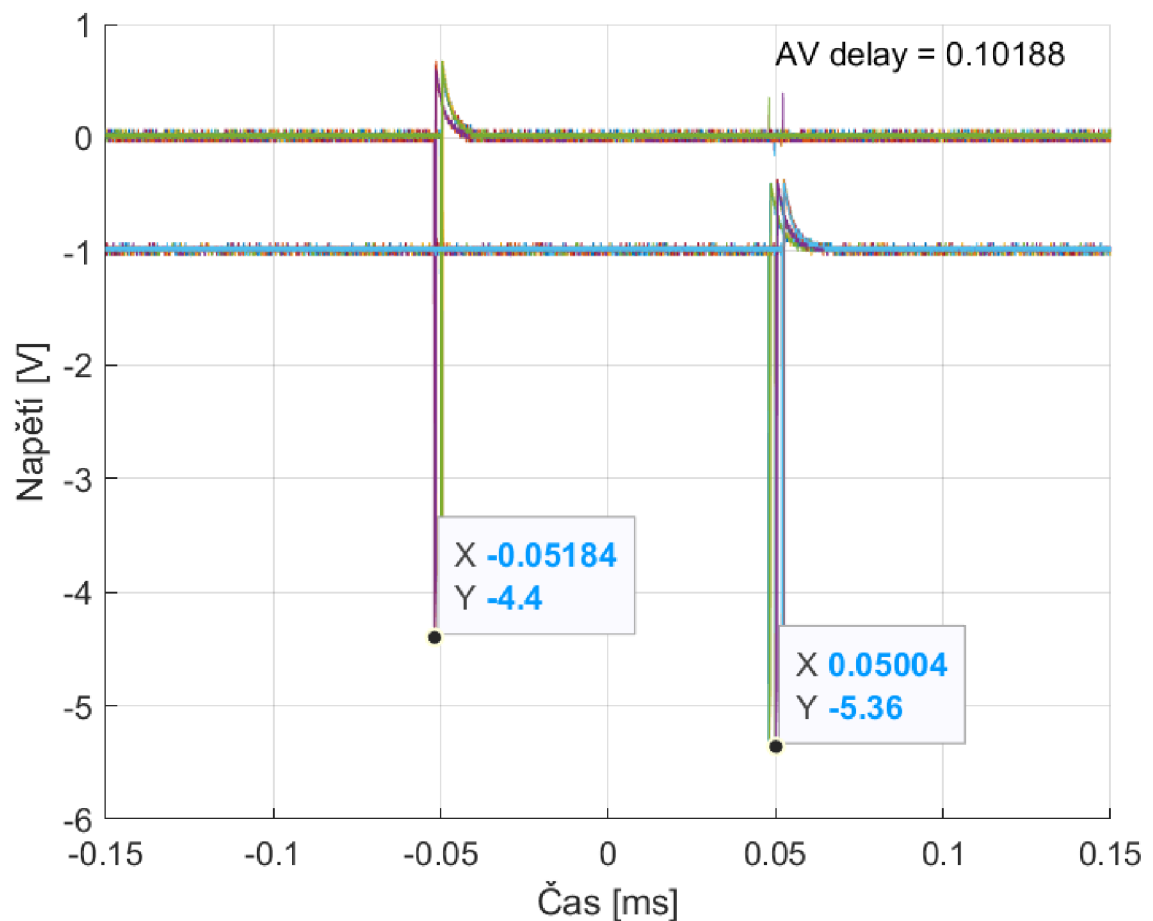
Tab. 1 Přehled měření [Zdroj: autor]

<b>frekvence [Hz]</b>	<b>AV delay [ms]</b>	<b>tlak 1 0 ATA</b>	<b>tlak 2 0,5 ATA</b>	<b>tlak 3 1 ATA</b>	<b>tlak 4 5 ATA</b>
60	100	1. měření	7. měření	13. měření	19. měření
60	150	2. měření	8. měření	14. měření	20. měření
60	200	3. měření	9. měření	15. měření	21. měření
90	100	4. měření	10. měření	16. měření	22. měření
90	150	5. měření	11. měření	17. měření	23. měření
90	200	6. měření	12. měření	18. měření	24. měření

Data ze všech měření byla následně vyexportována na externí USB flash disk ve formátu CSV, aby mohla být následně upravena v prostředí Microsoft Office Excel. Soubor dat o 480 záznamech byl zpracován a zprůměrován po deseti souborech na každé měření.

Konečný počet výsledných zprůměrovaných dat byl roven 24 souborům pro PCM a 24 souborům pro ICD.

Jelikož nastavená frekvence nebyla měřitelná, vizualizace naměřených dat byla provedena do šesti grafů, jež jsou znázorněny v Příloze D, na základě nastaveného AV zpoždění a pro všechny tlaky společně. Na obrázku č. 26 dole je ukázka vytvořeného grafu, který bude posouzen v kapitole „4 Diskuze“. V tabulce 2 dole je zjednodušený přehled rozdělení pro vytvoření grafů. Takové rozdělení bylo provedeno, aby bylo možné ihned na první pohled poznat z grafů, zda došlo k velkým výkyvům hodnot. Grafy byly vytvořeny pomocí programovacího prostředí MATLAB. Kód pro zpracování dat pomocí výše zmíněného prostředí je k nalezení v Příloze E.



Obr. 26 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 100 ms  
[Zdroj: autor]

Tab. 2 Přehled rozdělení měření pro tvorbu grafů [Zdroj: autor]

<b>PCM</b>	Av delay 100 ms	Graf D 1	1. měření 4. měření 7. měření 10. měření	13. měření 16. měření 19. měření 22. měření
	Av delay 150 ms	Graf D 2	2. měření 5. měření 8. měření 11. měření	14. měření 17. měření 20. měření 23. měření
	Av delay 200 ms	Graf D 3	3. měření 6. měření 9. měření 12. měření	15. měření 18. měření 21. měření 24. měření
<b>ICD</b>	Av delay 100 ms	Graf D 4	1. měření 4. měření 7. měření 10. měření	13. měření 16. měření 19. měření 22. měření
	Av delay 150 ms	Graf D 5	2. měření 5. měření 8. měření 11. měření	14. měření 17. měření 20. měření 23. měření
	Av delay 200 ms	Graf D 6	3. měření 6. měření 9. měření 12. měření	15. měření 18. měření 21. měření 24. měření

### 3.6 Analýza výzkumných dat

Cílem měření bylo získat co nejvíce kvantitativních dat, abychom je následně mohli statisticky zpracovat. Nasbíraná a zpracovaná data pomocí Microsoft Office Excel pro PCM jsou znázorněna na Obr. F 1. Taktéž zpracovaná data pro ICD jsou k vidění na Obr. F 2. Oba obrázky nalezneme v Příloze F. K vyhodnocení a analýze dat nám primárně posloužila popisná statistika. K závěrečnému vyhodnocení také přispělo vizuální posouzení dat zpracovaných pomocí MATLABu.

Ze souboru získaných dat jsme se rozhodli získat rozdíly nastavených a naměřených dat (viz Tab. 3). Pro získání těchto dat jsme použili funkci ABS, abychom měli pouze přirozená čísla pro co nejlepší ukázkou rozdílů v hodnotách. Zhodnocení získaných dat bylo provedeno vestavěnou datovou analýzou – zejména popisná statistika v Excel souboru. Všechna data jsou zaokrouhlena na tři platné číslice.

Tab. 3 Spočítané rozdíly AV zpoždění [Zdroj: autor]

číslo měření	rozdíl hodnot PCM [ms]	rozdíl hodnot ICD [ms]
1	1,88	0,88
2	1,32	1,40
3	0,44	0,76
4	0,16	0,52
5	1,24	1,48
6	0,48	2,64
7	0,08	0,48
8	1,24	1,39
9	0,48	0,68
10	1,83	0,24
11	3,28	3,40
12	2,36	2,96
13	0,16	1,64
14	1,2	1,44
15	2,44	1,48
16	0	2,52
17	1,19	1,57
18	2,39	2,64
19	0,04	1,80
20	3,16	2,04
21	2,44	0,68
22	1,96	0,40
23	1,24	1,44
24	2,32	0,68

### Implantabilní kardiostimulátor

Aritmetický průměr pro soubor dat naměřených z kardiostimulátoru je 1,39 ms. Směrodatná odchylka je rovna hodnotě 1,01 ms. Medián hodnot je roven 1,24 ms, kdy nejmenší hodnota rozdílu je 0 ms a největší hodnota rozdílu dosahuje na 3,28 ms (viz Obr. 27).

Rozdíl hodnot pro PCM	
Stř. hodnota	1,39
Chyba stř. hodnoty	0,21
Medián	1,24
Modus	1,24
Směr. odchylka	1,01
Rozptyl výběru	1,03
Špičatost	-1,06
Šikmost	0,20
Rozdíl max-min	3,28
Minimum	0,00
Maximum	3,28
Součet	33,33
Počet	24,00
Hladina spolehlivosti (95,0%)	0,43

Obr. 27 Analýza dat pro PCM [Zdroj: autor]

### Implantabilní kardioverter-defibrilátor

Aritmetický průměr pro hodnoty získané z kardioverter-defibrilátoru je 1,47 ms. Hodnota 0,87 ms popisuje směrodatnou odchylku všech hodnot pro ICD. Medián je roven 1,44 ms. Nejmenší vyskytující se hodnota rozdílu je 0,24 ms a největší rozdíl hodnot je dopočítán na 3,28 ms (viz Obr. 28).

Rozdíl hodnot pro ICD	
Stř. hodnota	1,47
Chyba stř. hodnoty	0,18
Medián	1,44
Modus	0,68
Směr. odchylka	0,87
Rozptyl výběru	0,76
Špičatost	-0,43
Šikmost	0,60
Rozdíl max-min	3,16
Minimum	0,24
Maximum	3,40
Součet	35,16
Počet	24,00
Hladina spolehlivosti (95,0%)	0,37

Obr. 28 Analýza dat pro ICD [Zdroj: autor]

Oba soubory dat jsme vyhodnotili podle změny nastavení AV delay (viz Tab. 4 a Tab. 5). Výsledky jsme zobrazili na grafu 2 dole. Aritmetický průměr jsme získali funkcí AVERAGEA. Směrodatnou odchylku jsme dopočítali funkcí SMODCH.VÝBĚR.S. Výsledky těchto průměrů jsme zahrnuli již do celkového průměru pro jednotlivé přístroje.

Tab. 4 Analýza dat pro PCM podle nastavení AV delay [Zdroj: autor]

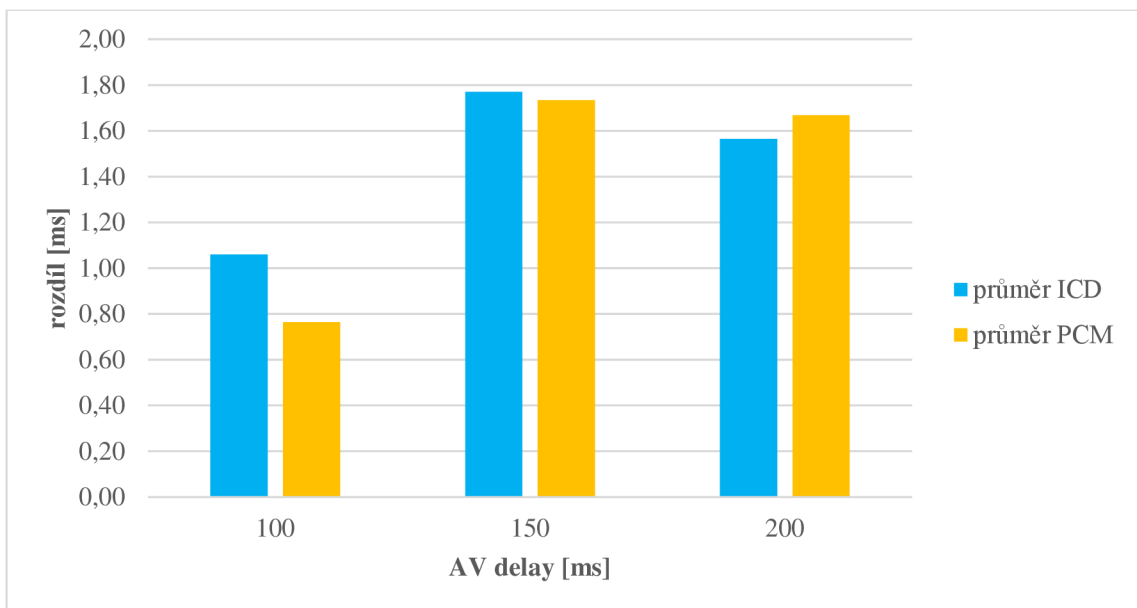
<b>AV delay [ms]</b>	<b>aritmetický průměr [ms]</b>	<b>směrodatná odchylka [ms]</b>
100	0,76	0,93
150	1,73	0,92
200	1,67	1,00

Tab. 5 Analýza dat pro ICD podle nastavení AV delay [Zdroj: autor]

<b>AV delay [ms]</b>	<b>aritmetický průměr [ms]</b>	<b>směrodatná odchylka [ms]</b>
100	1,06	0,83
150	1,77	0,69
200	1,57	1,02



Díky grafu 2 je zřejmé, že největší rozdíly hodnot byly při měření s nastavením přístrojů na AV delay 150 ms. Nejmenší rozdíly byly při nastavení AV delay na hodnotu 100 ms.



Graf 2 Rozdíly dat pro nastavený AV delay [Zdroj: autor]

Data jsme také rozdělili podle nastaveného tlaku v hyperbarické komoře v průběhu měření. Pro zpracování těchto dat jsme opět zvolili metodu výpočtu pomocí vnořených funkcí AVERAGEA a SMODCH.VÝBĚR.S tabulkového procesoru Excel (viz Tab. 6 a Tab. 7).

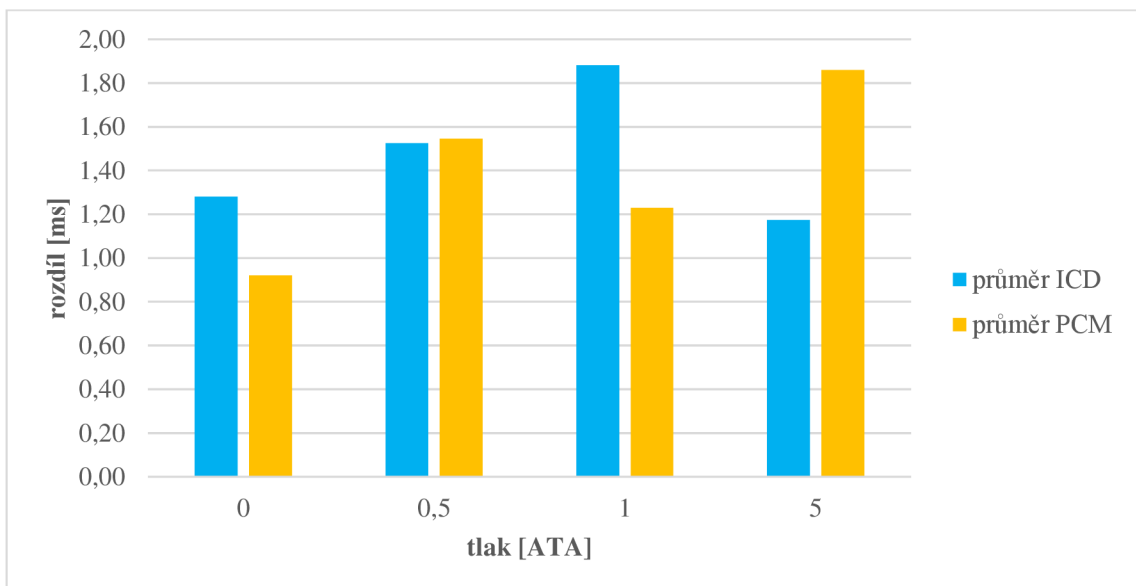
Tab. 6 Analýza dat pro PCM podle nastaveného tlaku v komoře [Zdroj: autor]

<b>tlak [ATA]</b>	<b>aritmetický průměr [ms]</b>	<b>směrodatná odchylka [ms]</b>
0	1,28	0,76
0,5	1,53	1,35
1	1,88	0,55
5	1,17	0,68

Tab. 7 Analýza dat pro ICD podle nastaveného tlaku v komoře [Zdroj: autor]

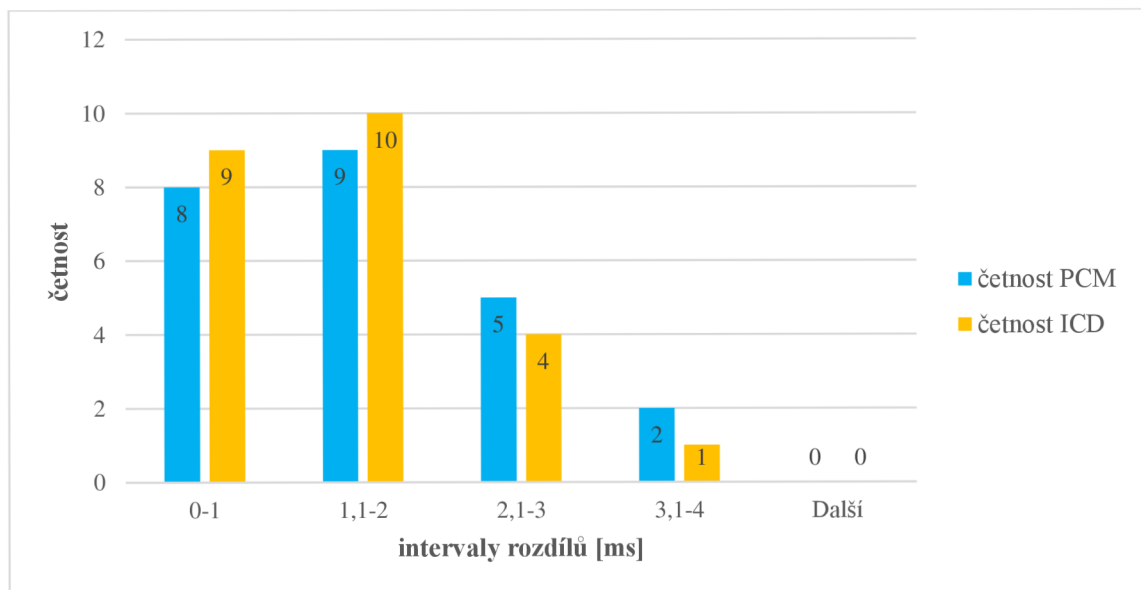
tlak [ATA]	aritmetický průměr [ms]	směrodatná odchylka [ms]
0	1,28	0,76
0,5	1,53	1,35
1	1,88	0,55
5	1,17	0,68

Graf 3 dole ukazuje, že u PCM došlo k velkým výkyvům při hodnotě 5 Bar nastaveného tlaku. Pro ICD jsme největší výkyvy zaznamenali pro hodnotu tlaku 1 Bar. Při hodnotách tlaku 0-0,5 Bar lze pozorovat rozdíly od 0,92-1,55 ms.



Graf 3 Rozdíly dat pro nastavený tlak v komoře [Zdroj: autor]

Z grafu 4 dole je patrné, že nejpočetnější posun v hodnotě AV delay se vyskytuje v intervalech mezi 0-2 ms pro hodnoty 100-200 ms. Tyto intervaly odpovídají chybě o velikosti 0-1 %. Četnostní zastoupení je 17 hodnot pro PCM a 19 hodnot pro ICD.



Graf 4 Četnost rozdílů [Zdroj: autor]

## 4 Diskuze

Bakalářská práce je zaměřena na několik oblastí, které jsou navzájem propojeny. Hlavní pohled byl zaměřen na kardiostimulační techniku v klinické praxi. Cílem práce je zjištění poruchovosti kardiostimulační techniky, která je vystavena zvýšenému hyperbarickému tlaku – zda jsou výsledky významně odlišné od nastavených hodnot a zda mohou ovlivnit život pacienta.

Metoda zkoumání kardiostimulační techniky v hyperbarickém prostředí patří mezi málo prozkoumanou oblast, protože metody zkoumání jsou relativně nebezpečné rizikem vzniku požáru. Navíc, z ekonomického hlediska od toho řada výrobců v dnešní době upouští. I přes ekonomickou a bezpečnou náročnost je potřeba přístroje kontrolovat na odolnost vůči zvýšenému hyperbarickému prostředí. Táborský [9, s. 962] uvádí, že odhadovaný počet pacientů s implantací PCM dosahuje na roční hodnotu kolem milionu přístrojů. Zřejmě se dá tušit, že v těchto číslech se najde procento pacientů, kteří jsou zároveň indikováni k léčbě hyperbarickým kyslíkem. Řada výrobců dovoluje použití kardiostimulačních přístrojů v dostatečném rozmezí léčebného přetlaku – tudíž od 2,0-2,8 ATA. Doporučená hodnota od St. Jude Medical je dokonce 5 ATA, což je dvojnásobek toho, co nabízí výrobci Medtronic nebo Vitatron (viz. Příloha A). To ovšem není pravidlem a dle Hájka [16, s. 119] je absence jednoznačného vyjádření k možnosti aplikace hyperbarické oxygenoterapie považována za problematickou. Otestování přístrojů do většího přetlaku výrobcem by bylo velmi užitečné pro pacienty i z hlediska potápění bez kyslíkových lahví, které jsou poměrně těžké a popruhy představují riziko pro přístroj i elektrody v podklíčku. Je potřeba zmínit, že potápění do větší hloubky, tudíž s těžkou kyslíkovou bombou přes ramena, není doporučeno pro pacienty s implantovaným kardiostimulačním přístrojem. Důvodem tomu je faktor, že zde hrozí riziko poškození izolace elektrody a následně chybného vyhodnocení přístrojem, které může vést k nežádoucímu asynchronnímu podání stimulačního impulzu.

Vyhodnocení námi získaných dat probíhalo na základě několika principů. Prvním principem bylo změření signálů na osciloskopech v průběhu natlakování komory (viz Příloha G) a kontrola námi vytvořených grafů, které jsou k dispozici v Příloze D. Závěrem této kontroly bylo zjištění, že působení zvýšeného tlaku na přístroje nemá zásadní vliv na funkčnost zkoumané kardiostimulační techniky. To jsme vyhodnotili na

základě vykreslení kardiostimulátorem dodaného stimulačního impulzu, který téměř odpovídal nastavené hodnotě 5 V. Je ale nutné uvést, že přístroje by neměly být těsně před nebo v ERI či dokonce v EOS. Projevilo se to hlavně u ICD, kdy přístroj byl už skoro 2 roky ve fázi End of Service. Poznali jsme to již na první pohled na dodaném stimulačním impulzu o velikosti 3,2 V namísto nastavených 5 V. Neměli jsme ale na výběr jiné zařízení, proto jsme museli akceptovat tento fakt. Mezi poruchy, které by mohly být také patrné na první pohled patří známé poškození elektrod.

Druhý princip hodnocení byl založen na zhodnocení statistických dat a jejich porovnání s nastavenými hodnotami. V tomto případě jsme předpokládali četnost statistické poruchy menší než 20 %. Z rozložení dat v histogramu na stránce 59 je patrné, že 17 rozdílů dat pro PCM přístroj je rozloženo do intervalu od 0 do 2 ms. Lze to interpretovat tak, že 70,8 % dat nepřekročila pomyslnou hranici 1,5 % rozdílu. Zbylých 29,2 % dat je rozmístěno do intervalu 2,1-4 ms, což nepřekračuje pomyslnou hodnotu rozdílu 3 %. Celkový aritmetický průměr rozdílů byl roven 1,39 ms. Nejvyšší rozdíl 3,28 ms byl zaznamenán na měření č. 11. Je možné, že v tomto případě došlo k okolnímu rušení, čímž bylo způsobeno zkreslení signálu. Druhou zkoumanou jednotkou byla data pro ICD. Překvapivým výsledkem hodnocení bylo zjištění, že 79,2 % přístrojů byla v intervalu hodnot od 0-2 ms a pouze 20,8 % dat bylo v intervalu od 1,6-3 % rozdílu hodnot. Nejvyšší záznam rozdílů byl také zaznamenán na měření č. 11, což pouze potvrzuje domněnku o tom, že měření č. 11 bylo zkresleno vnějšími vlivy. Ovšem zde není zamítnutá možnost, že přístroj periodicky podává impulz s delším AV zpožděním, což způsobí větší rozdíl hodnot – proto jsme z celkové statistiky nevyloučili měření č. 11. Nehledě na to, že se data pro ICD ukázala jako stabilnější, jejich celkový aritmetický průměr byl roven 1,47 ms, což je o 0,08 ms horší než pro PCM. Předpoklad pro poruchovost menší než 20 % byl tímto hodnocením jednoznačně prokázán. Otázkou však zůstává, jestli je tak velké procento poruch přípustné pro přístroje, na kterých závisí život člověka, zvláště když ovlivněná šířka stimulačního pulzu ovlivňuje celkový dodaný výdej pro každý jeden impulz. Podprahový stimulační výdej je neslučitelný se životem pro pacienta bez vlastní komorové akce.

Dle našeho názoru lze bezpečnost takových přístrojů konstatovat pouze z velmi malé odchylky od nastavených hodnot. Povolenu odchylku si ale vždy musí definovat výrobce během vlastního testování přístrojů. Zde opět narážíme na absenci

jednoznačného vyjádření od výrobců, tudíž nemůžeme porovnat naše výsledky s doporučenou hodnotou odchylky.

Pro třetí předpoklad jsme na konci experimentu provedli kontrolu zkoumaných přístrojů a elektrod s porovnáním před měřením pomocí třech nezávislých respondentů. Závěrem této hodnotící metody bylo prohlášení, že při působení tlaku v maximální zkoušené hloubce 5 ATA nedošlo k žádné trvalé deformaci. Lafay [38, s. 212] ve svém měření vystavoval přístroje tlaku 6 ATA, kde nezaznamenal žádnou elektrickou poruchu, avšak při tomto tlaku definoval výraznou deformaci přístrojů ( $\geq 0,2$  mm). Tady se rodí prostor pro důkladnější objektivní metodu měření defektů přístrojů pomocí povrchových tenzometrických čidel, což může být návrhem pro jinou kvalifikační práci.

Velkou nezodpovězenou otázkou zůstává to, zdali je hyperbarická léčebná metoda vždy bezpečná i pro uživatele kardiostimulační techniky. Náš experiment nemůže potvrdit tento předpoklad, poněvadž zkoumané přístroje nebyly v simulovaném prostředí lidského organismu, kdy by hrozilo riziko zatečení tělesných tekutin člověka dovnitř přístroje. Riziko zatečení tekutin dovnitř je hlavním důvodem k omezování zvýšeného tlaku kolem přístroje i pacienta. Toto by mohlo být nasimulováno nádobou s fyziologickým roztokem v jiné práci za bezpečných, méně rizikových podmínek. Ta velká nezodpovězená otázka v sobě skrývá spoustu dalších neméně důležitých podotázek. Jistější výsledek by mohly přinést zkoušky na pacientech, zde však narážíme na etické a morální otázky v medicíně, i pokud se jedná o zvířecí pacienty.

## 5 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo zjištění a posouzení hodnot, které jsme získali experimentálním měřením u kardiostimulační techniky vystavené zvýšenému tlaku – zda dochází k výkyvům naprogramovaných hodnot, které mají zásadní vliv na život a pohodlí pacienta.

V teoretické části jsou shrnuté znalosti z anatomie a fyziologie lidského srdce. Nedílnou součástí teoretické práce byla rešerše o popisu a fungování kardiostimulační techniky pro porozumění zkoumané problematice. V závěru teoretické části bylo stručně rozebráno téma hyperbarické oxygenoterapie a jaké fyzikální vlivy kolují okolo pacienta během pobytu v hyperbarické komoře.

Ve výzkumné části byl důraz kladen primárně na vytvoření správné metodiky získávání dat ze zkoumaných přístrojů. Nelze jasně určit, zda přenos signálu byl 100%, jelikož kabel pro přenos signálů z barokomory ven byl instalován již před zahájením pokusu někým jiným. Díky promyšlené metodice měření jsme dokázali určit několik výstupů, které byly předem zvolené. Prvním výstupem byla metoda měření přístrojů během zátěže, kdy jsme pomocí 500  $\Omega$  odporů na konci obvodu nasimulovali signál lidského těla, což umožňovalo pozorovat správný elektrický impulz kardiostimulační techniky. Tuto metodu lze používat i v budoucnu, čímž se zajistí bezpečný průběh zkoušek včetně získaného signálu s výraznou náběžnou hranou. V druhém výstupu bylo prokázáno, že během zátěže docházelo k menším výkyvům signálů zkoumaných kardiostimulačních přístrojů. Příčinou tohoto výstupu je zkreslení výsledků díky nepřesnému načasování podání stimulačního impulzu u starších přístrojů. Z třetího výstupu máme závěr, že působením většího tlaku nedošlo k trvalé deformaci. Výsledky tohoto výstupu jsme posoudili pomocí manuálně změřených grafů vytvořených programem MATLAB. Manuální měření jsme provedli pouze kvůli malému počtu zkoumaných přístrojů. Tím se nabízí prostor na další závěrečnou práci, kdy může být tento test proveden na větším množství zkoumané kardiostimulační techniky. Také se tím nabízí i možnost vylepšení měřicí metodiky anebo i realizaci dalších nápadů na zkoumání.

Díky provedenému výzkumu tedy konstatujeme, že kardiostimulační technika od výrobce St. Jude Medical nebyla vůbec mechanicky poškozena a ani nedošlo k značným výkyvům

v nastavených hodnotách. Z výsledků statistické analýzy je patrné, že hyperbarické prostředí nemá zásadní vliv funkčnost kardiostimulační techniky od výrobce St. Jude Medical. Pobyť pacientů, kteří mají implantovanou kardiostimulační techniku či jiná elektronická zařízení související s kardiologií (např. loop recorder), v hyperbarickém prostředí není vyhodnocen jako životu ohrožující pouze za stejných podmínek, ve kterých byl experiment proveden.



## Seznam použité literatury

1. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
2. BULAVA, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2017. ISBN 978-80-271-9711-8.
3. KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
4. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie* 3. 3. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
5. HUDÁK, Radovan. *Memorix: Anatomie*. 4. vyd. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
6. ROKYTA, Richard et al. *Fyziologie*. 3. vyd. Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
7. EISENBERGER, M., A. BULAVA a M. FIALA. *Základy srdeční elektrofyzologie a katéetrových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
8. BENNETT, H. David. *Srdeční arytmie praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. 8. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
9. TÁBORSKÝ, Miloš et al. *Kardiologie: Svazek 1-5*. Praha: Grada, 2021. ISBN 978-80-271-1439-9.
10. MORAVA, Jan. Elektromagnetická kompatibilita kardiostimulační techniky: Úvod do problematiky. *Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií* [online]. Liberec, 2018 [cit. 2022-05-15]. Dostupné také z: [https://www.fm.tul.cz/files/pages/other/MTI/seminare/sem\\_MTI\\_20180119\\_Morava\\_Kardiostimulatory.pdf](https://www.fm.tul.cz/files/pages/other/MTI/seminare/sem_MTI_20180119_Morava_Kardiostimulatory.pdf)
11. JANDOVÁ, Gabriela. Mikrosenzory a mikrosystémy v medicíně: Kardiostimulátory. *DOCPLAYER* [online]. 2016. [cit. 2022-05-16]. Dostupné také z: <https://docplayer.cz/12880123-Mikrosenzory-a-mikrosystemy-v-medicine-kardiostimulatory.html>
12. BAROLD, S, R. STROOBANDT a A. F. SINNAEVE. *Cardiac pacemakers step by step: an illustrated guide*. Elmsford, N.Y.: Futura, 2004. ISBN 14-051-1647-1.
13. BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.

14. DVOŘÁK, Tomáš. *Dočasná stimulace srdce v přednemocniční neodkladné péči*. Pardubice, 2015. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta zdravotnických studií. Dostupné také z: [https://dk.upce.cz/bitstream/handle/10195/60170/DvorakT\\_DocasnaStimulace\\_JZ\\_2015.pdf?sequence=3&isAllowed=y](https://dk.upce.cz/bitstream/handle/10195/60170/DvorakT_DocasnaStimulace_JZ_2015.pdf?sequence=3&isAllowed=y)
15. ČSN EN 45502-2-1. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory)*. Praha: Český normalizační institut, 2004.
16. HÁJEK, Michal et al. *Hyperbarická medicína*. Praha: Mladá fronta, 2017. ISBN 978-80-204-4235-2.
17. ROSINA, J., J. VRÁNOVÁ a H. KOLÁŘOVÁ. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 2. vyd. Praha: Grada, 2021. ISBN 978-80-271-2526-5.
18. DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. 3. vyd., Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-2111-3.
19. HALLIDAY, D., R. RESNICK aj. WALKER. *Fyzika*. 2. vyd. Brno: VUTIUM, 2014. ISBN 978-80-214-4123-1.
20. SVENTEK, JC. a EJ. Zambraski. Effects of 100 percent oxygen on the cardiovascular responses to vasoactive compounds in the dog. *Aviat Space Environ Med* [online]. 1985, **56**(10), 972-975 [cit. 2022-06-01]. Dostupné také z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3864438/>
21. LODATO RF. a A. JUBRAN. Response time, autonomic mediation, and reversibility of hyperoxic bradycardia in conscious dogs. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1993, **74**(2), 634-642 [cit. 2022-06-01]. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.2.634>
22. KENMURE, AC. et al. Hemodynamic effects of oxygen at 1 and 2 Ata pressure in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1972, **32**(2), 223-226 [cit. 2022-06-02]. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1152/jappl.1972.32.2.223>
23. MOLÉNAT, F. et al. Haemodynamic effects of hyperbaric hyperoxia in healthy volunteers: an echocardiographic and Doppler study. *Clin Sci (Lond)*. [online]. 2004, **106**(4), 389-395 [cit. 2022-06-02]. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1042/CS20030293>

24. KOT, Jacek. 2014. Medical devices and procedures in the hyperbaric chamber. *Diving and hyperbaric medicine*. [online]. 2014, **44**(4), 223-227 [cit. 2022-06-02]. Dostupné také z: <https://www.eubs.org/documents/DHM%20Vol44%20No4.pdf>
25. ČSN EN 14931. *Tlakové nádoby pro humánní použití - Systémy s tlakovými komorami pro hyperbarickou terapii více osob - Funkčnost, požadavky na bezpečnost a zkoušení*. Praha: Český normalizační institut, 2006.
26. ČSN EN 12021. *Ochranné prostředky dýchacích orgánů - Stlačené plyny pro dýchací přístroje*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2016.
27. ČSN EN 16081+A1. *Hyperbarické komory - Specifické požadavky na hasicí systémy - Výkonnost, instalace a zkoušení*. Praha, 2014.
28. ČESKO. 2021. Zákon č. 346/2003 Sb., Úplné znění zákona č. 123/2000 Sb., o zdravotnických prostředcích a o změně některých souvisejících zákonů, jak vyplývá z pozdějších změn. In: *Zákony pro lidi.cz* [online]. 2004, částka 114. Dostupné také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2003-346>
29. NOVOTNÝ, Štěpán. 2012. Zásady pro léčebnou hyperbaroxii u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem a defibrilátorem. In: Michal HÁJEK et al., *Hyperbarická medicína*. Praha: Mladá fronta, 2017, s. 424-425. ISBN 978-80-204-4235-2.
30. ČSN EN 45502-1 ED.2. *Chirurgické implantáty - Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 1: Obecné požadavky na bezpečnost, značení a na informace poskytované výrobcem*. 2. vyd. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2016.
31. ČESKO. Zákon č. 89 ze dne ze dne 9. února 2021 o zdravotnických prostředcích a o změně zákona č. 378/2007 Sb., o léčivech a o změnách některých souvisejících zákonů (zákon o léčivech), ve znění pozdějších předpisů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2021, částka 36, s. 776-810. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: [https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/03/Z%C3%A1kon-%C4%8D.-89\\_2021-Sb..pdf](https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/03/Z%C3%A1kon-%C4%8D.-89_2021-Sb..pdf)
32. EVROPSKÝ PARLAMENT A RADA EVROPSKÉ UNIE. NAŘÍZENÍ EVROPSKÉHO PARLAMENTU A RADY (EU) 2017/745 ze dne 5. dubna 2017 o zdravotnických prostředcích, změně směrnice 2001/83/ES, nařízení (ES) č. 178/2002 a nařízení (ES) č. 1223/2009 a o zrušení směrnic Rady 90/385/EHS

- a 93/42/EHS. In: *Úřední věstník Evropské unie*. 2017. Dostupné také z: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/CS/TXT/PDF/?uri=CELEX:32017R0745&from=FR>
33. BIOTRONIK SE & Co. KG. Technická příručka Estella SR/DR ProMRI. *BIOTRONIC: excellence for life* [online]. 2019 [cit. 2022-06-15]. Dostupné také z: [https://manuals.biotronik.com/emanuals-professionals/?country=CZ&product=Pacemaker/Estella/Estella\\_ProMRI](https://manuals.biotronik.com/emanuals-professionals/?country=CZ&product=Pacemaker/Estella/Estella_ProMRI)
34. ABBOTT. CRM PRODUCT CATALOG: PACEMAKERS. *Operativa* [online]. 2020 [cit. 2022-06-22]. Dostupné také z: [https://operativa.sk/wp-content/uploads/2020/10/crm\\_product\\_catalog-PM.pdf](https://operativa.sk/wp-content/uploads/2020/10/crm_product_catalog-PM.pdf)
35. ST. JUDE MEDICAL. Bradykardické a tachykardické přístroje: Příručka s návodem. *Cardion* [online]. 2012 [cit. 2022-06-22]. Dostupné také z: <https://www.cardion.cz/file/665/manual-pm-a-icd.pdf>
36. NEUBAUER, J., M. SEDLÁČEK a O. KRÍŽ. *Základy statistiky: Aplikace v technických a ekonomických oborech*. 3.vyd. Praha: Grada, 2021. ISBN 978-80-271-3421-2.
37. HOREVAJ, Michal. Schéma digitálního osciloskopu [online]. In: Měření signálů při vysokých frekvencích. *Michal Horevaj, Doc.Ing.CSc* [online]. [cit. 2022-06-30]. Dostupné také z: <http://www.vf-elektronika-foto.cz/K4.html>
38. LAFAY, Vincent et al. Effects of hyperbaric exposures on cardiac pacemakers. *British Journal of Sports Medicine*. 2007, **42**(3), 212-216. Dostupné také z: <https://bjsm.bmj.com/content/42/3/212>
39. 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: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009.

## Seznam obrázků

Obr. 1 Srdeční dutiny [18] .....	19
Obr. 2 Převodní soustava srdeční [6].....	20
Obr. 3 AV blokáda II. stupně Wenckenbachova typu [8] .....	23
Obr. 4 AV blokáda II. stupně Mobitzova typu [8].....	23
Obr. 5 Úplná AV blokáda se širokými QRS komplexy [8].....	24
Obr. 6 Sinusová bradykardie, frekvence 33/min [8].....	24
Obr. 7 Dvoudutinový kardiostimulátor [10] .....	27
Obr. 8 Konstrukce kardiostimulátoru [11].....	28
Obr. 9 Blokované schéma dvoudutinového kardiostimulátoru [3].....	29
Obr. 10 Hoorwegova-Weissova křivka [3].....	31
Obr. 11 Rozdělení kardiostimulační techniky [3].....	31
Obr. 12 Typy implantovaných kardiostimulátorů [9].....	32
Obr. 13 Kódy kardiostimulačních režimů NASPE/BPEG Generic (NGB) [14] .....	32
Obr. 14 Orientační výběr kardiostimulačního režimu [3].....	33
Obr. 15 Měření amplitudy a šířky impulzu podle ČSN EN 45502-2-1 [3] .....	33
Obr. 16 Dvoudutinový kardiostimulátor [Zdroj: autor].....	43
Obr. 17 Velikost napětí kardiostimulátoru [Zdroj: autor].....	44
Obr. 18 Šířka impulzu kardiostimulátoru [Zdroj: autor] .....	44
Obr. 19 Zkušební nastavení AV delay na PCM na hodnotu 100 ms [Zdroj: autor] .....	45
Obr. 20 Implantabilní kardioverter-defibrilátor [Zdroj: autor].....	45
Obr. 21 Velikost napětí defibrilátoru [Zdroj: autor].....	46
Obr. 22 Šířka impulzu defibrilátoru [Zdroj: autor].....	46
Obr. 23 Zkušební nastavení AV delay na ICD na hodnotu 100 ms [Zdroj: autor].....	47
Obr. 24 Typ komory, ve které probíhalo měření [Zdroj: autor] .....	48
Obr. 25 Zkušební měření (vlevo signál ICD, vpravo signál PCM) [Zdroj: autor] .....	49
Obr. 26 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 100 ms [Zdroj: autor].....	52
Obr. 27 Analýza dat pro PCM [Zdroj: autor] .....	55
Obr. 28 Analýza dat pro ICD [Zdroj: autor].....	55

## Seznam tabulek

Tab. 1 Přehled měření [Zdroj: autor] .....	51
Tab. 2 Přehled rozdělení měření pro tvorbu grafů [Zdroj: autor] .....	53
Tab. 3 Spočítané rozdíly AV zpoždění [Zdroj: autor] .....	54
Tab. 4 Analýza dat pro PCM podle nastavení AV delay [Zdroj: autor] .....	56
Tab. 5 Analýza dat pro ICD podle nastavení AV delay [Zdroj: autor] .....	56
Tab. 6 Analýza dat pro PCM podle nastaveného tlaku v komoře [Zdroj: autor] .....	57
Tab. 7 Analýza dat pro ICD podle nastaveného tlaku v komoře [Zdroj: autor] .....	58

## Seznam grafů

Graf 1 Kritéria rozdělení pro jednotlivá měření [Zdroj: autor] .....	50
Graf 2 Rozdíly dat pro nastavený AV delay [Zdroj: autor] .....	57
Graf 3 Rozdíly dat pro nastavený tlak v komoře [Zdroj: autor] .....	58
Graf 4 Četnost rozdílů [Zdroj: autor] .....	59

## Seznam příloh

### Příloha A

Obr. A 1 Doporučené hodnoty tlaku pro implantáty [16]..... 73

### Příloha B

Obr. B 1 Umístění kardiostimulačních přístrojů uvnitř hyperbarické komory a napájené krokosvorky na vnitřní konec měřícího kabelu fialové barvy [Zdroj: autor] ..... 74

Obr. B 2 Průchodka ven pro měřící kabel [Zdroj: autor]..... 74

Obr. B 3 Druhý konec měřícího kabelu s napájenými odpory a měřící sondy zapojené do osciloskopů [Zdroj: autor] ..... 75

Obr. B 4 Digitální osciloskopy jako poslední část měřící sestavy včetně programmeru s telemetrickou hlavou [Zdroj: autor] ..... 75

### Příloha C

Obr. C 1 Schéma digitálního osciloskopu [37]..... 76

### Příloha D

Graf D 1 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 100 ms [Zdroj: autor]..... 77

Graf D 2 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 150 ms [Zdroj: autor]..... 77

Graf D 3 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 200 ms [Zdroj: autor]..... 77

Graf D 4 Výsledná data ICD pro nastavený AV delay 100 ms [Zdroj: autor] ..... 78

Graf D 5 Výsledná data ICD pro nastavený AV delay 150 ms [Zdroj: autor] ..... 78

Graf D 6 Výsledná data ICD pro nastavený AV delay 200 ms [Zdroj: autor] ..... 78

### Příloha E

Obr. E 1 Kód pro vytvoření grafů z naměřených dat [Zdroj: autor]..... 79

### Příloha F

Obr. F 1 Statisticky zpracovaná data pro PCM [Zdroj: autor]..... 80

Obr. F 2 Statisticky zpracovaná data pro ICD [Zdroj: autor] ..... 81

### Příloha G

Obr. G 1 Měření AV delay na PCM během zátěže [Zdroj: autor]..... 82

Obr. G 2 Měření velikosti impulzu na PCM během zátěže [Zdroj: autor] ..... 82

Obr. G 3 Měření AV delay na ICD během zátěže [Zdroj: autor] ..... 83

Obr. G 4 Měření velikosti impulzu na ICD během zátěže [Zdroj: autor]..... 83



## Příloha A

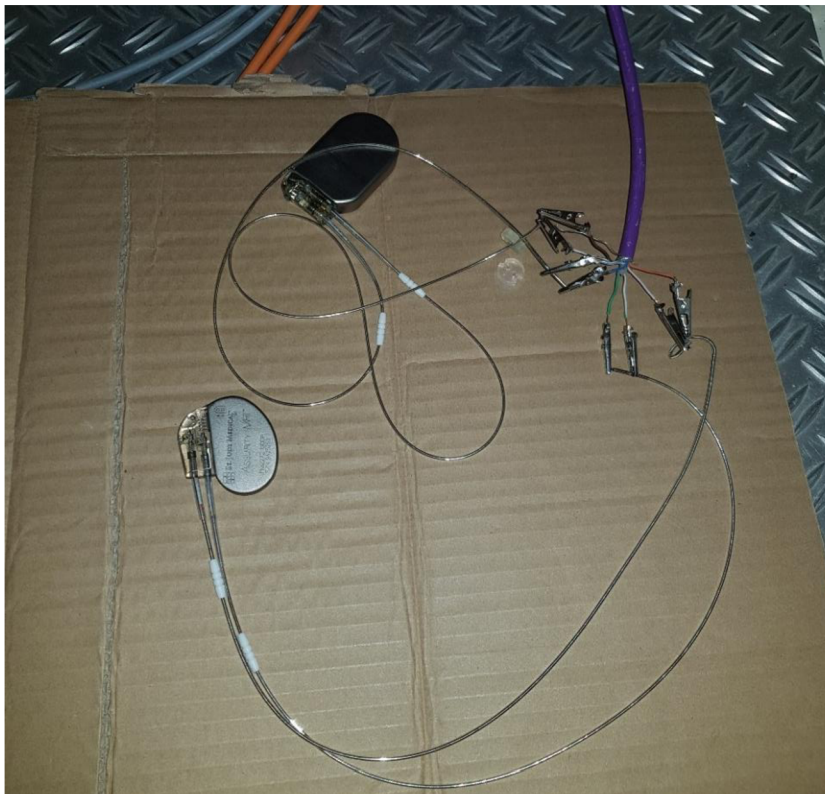
### Přehled doporučeného tlaku od výrobců kardiostimulační techniky

Firma	Model	Tlak
<b>Biotronik</b>	<b>PACE:</b> Estela, Effecta, Evia <b>ICD:</b> Idova 7, Lumax 540, Lumax 300-340, Iforia <b>CRTD:</b> Stratos LV-T, Lumax 540 HF-T, Lumax 300-340 HF-T	Kontraindikace
<b>St. Jude Medical</b>	<b>IPG:</b> Accent MRI, Accent, Assurity, Endurity, Microny, Verity, Zephyr <b>ICD:</b> Current, Ellipse, Fortify Assura, Fortify, Fortify ST <b>CRTD:</b> Promote, Quadra Assura, Unify Assura, Unify Quadra, Unify CDT-D <b>CRT-P:</b> Allure Quadra, Allure CRT P, Anthem <b>Lead less Pacemaker:</b> Nanostim	5 ATA
<b>Medtronic</b>	<b>IPG:</b> Adapta, Advisa MRI, Ensura MRI, Sure Scan, Kappa, Revo, Sensia, Sigma, Versa, Enpulse, Enrythm, Relia <b>ICD:</b> Protecta XT, Protecta, Maximo, Secura, Egida, Marquis, Virtuoso, Entrust, Cardia <b>CRTD:</b> VivaXT, ProtectaXT, Protecta, Maximo II, Consulta, Insync, Concerta, Cardia, Viva <b>CRTP:</b> Consulta, Syncra, Insync, Reveal, Reveal LIN Q	2,5 ATA
<b>Vitatron</b>	<b>IPG:</b> G70, G20, E60, E50, E10, T20, T60, T70, C70, C60, C10, C20, C50, Selection 900AF, PreventAF Diagnose AF, Clarity DDDR, VDDR, SSIR, Diamond 3, Ruby3, Topaz3, Saphir 3, Jade 3	2,5 ATA
<b>Boston Scientific</b>	<b>IPG:</b> Ingenio, Advantio, Vitalio <b>CRTD:</b> Dynagen, Inogen, Energen, Incepta, Punctua <b>CRTP:</b> Intua, Invive <b>ICD:</b> Dynagen, Inogen, Energen, Incepta, Punctua	5 ATA
<b>CPI (Guidant)</b>	<b>IPG:</b> Altrua <b>CRTD:</b> Cognis <b>ICD:</b> Teligen	1,5 ATA
<b>Sorin Group ELA</b>	<b>IPG:</b> Espirit DR, Espirit SR, Kora100MRI, Reply200, Reply DR, SR, <b>ICD:</b> Paradym DR, Paradym VR <b>CRTD:</b> Paradym CRTD, Paradym RFCRTD <b>Sleep Apnea Monitor:</b> Reply200	2,5 ATA
<b>Medico Italia</b>	<b>IPG:</b> EOS, Sophos, Helios Mythos, EasyPlus	1,5 ATA

Obr. A 1 Doporučené hodnoty tlaku pro implantáty [16]

## Příloha B

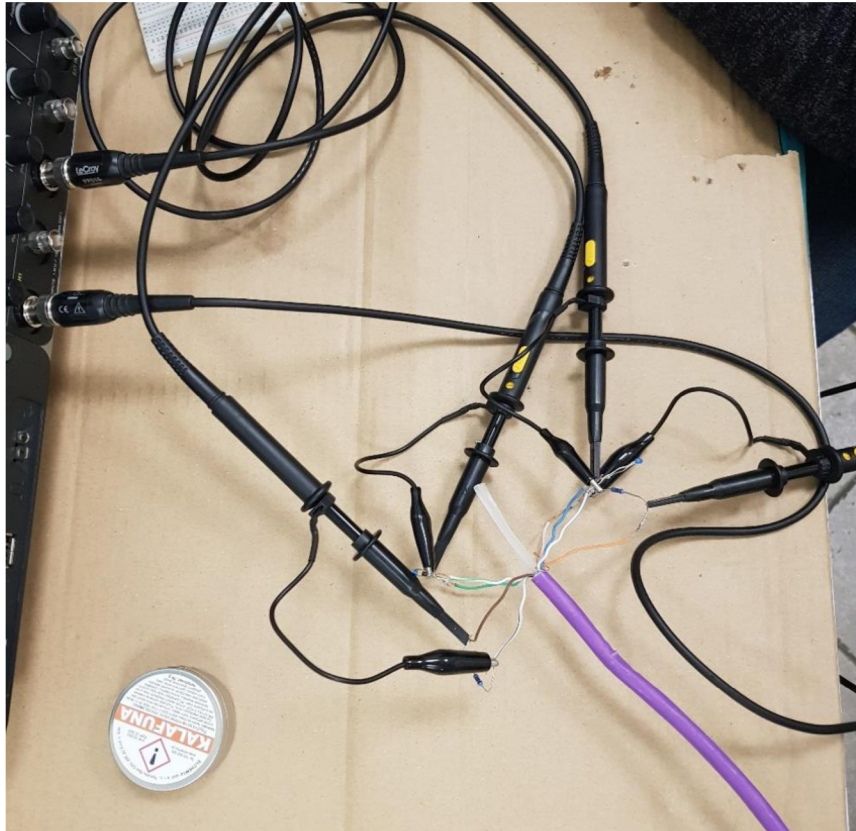
### Měřicí sestava



Obr. B 1 Umístění kardiostimulačních přístrojů uvnitř hyperbarické komory a napájené krokosvorky na vnitřní konec měřícího kabelu fialové barvy [Zdroj: autor]



Obr. B 2 Průchodka ven pro měřící kabel [Zdroj: autor]



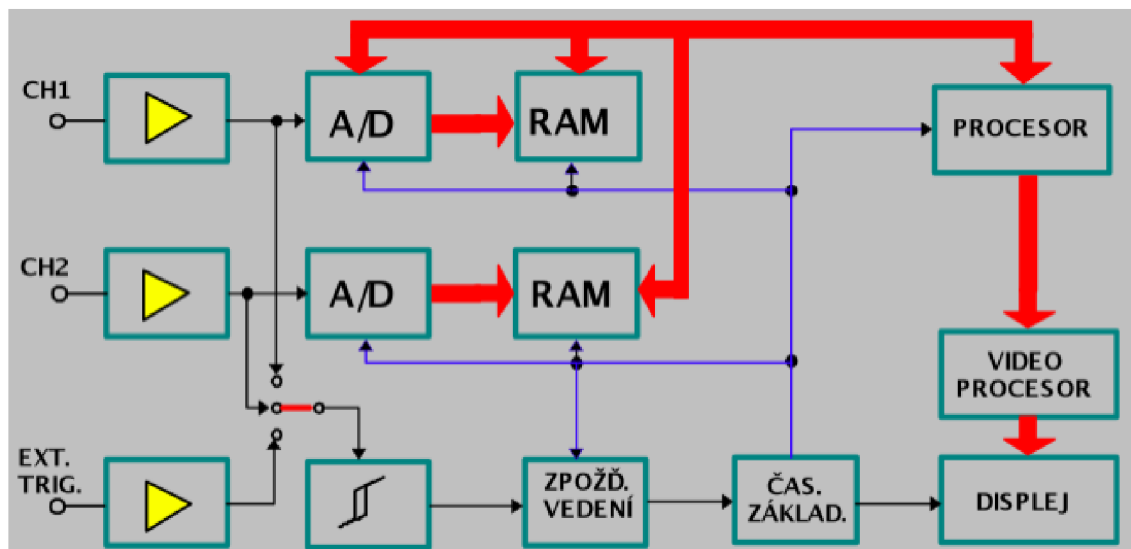
Obr. B 3 Druhý konec měřicího kabelu s napájenými odpory a měřící sondy zapojené do osciloskopů [Zdroj: autor]



Obr. B 4 Digitální osciloskopy jako poslední část měřicí sestavy včetně programmeru s telemetrickou hlavou [Zdroj: autor]

## Příloha C

### Princip fungování digitálního osciloskopu

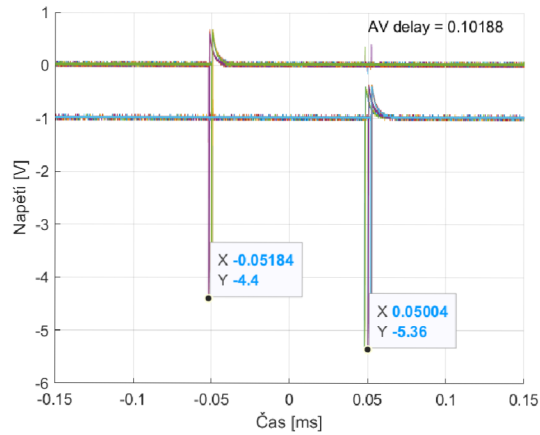


Obr. C 1 Schéma digitálního osciloskopu [37]

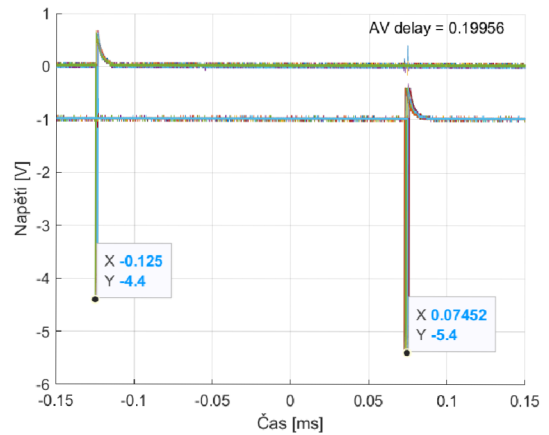
## Příloha D

### Vizualizace naměřených dat

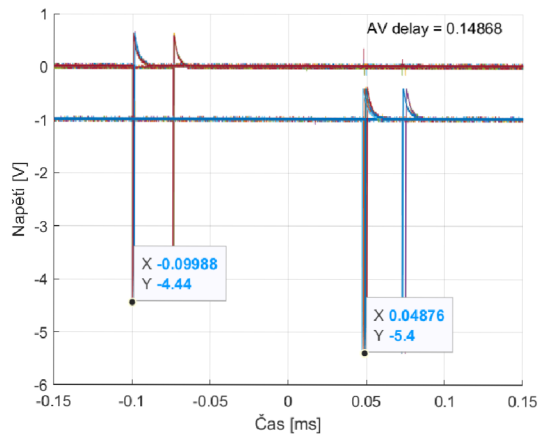
#### Data naměřená pro PCM



Graf D 1 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 100 ms  
[Zdroj: autor]

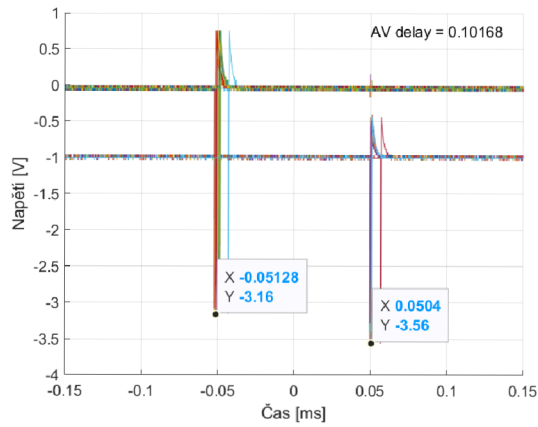


Graf D 3 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 200 ms  
[Zdroj: autor]

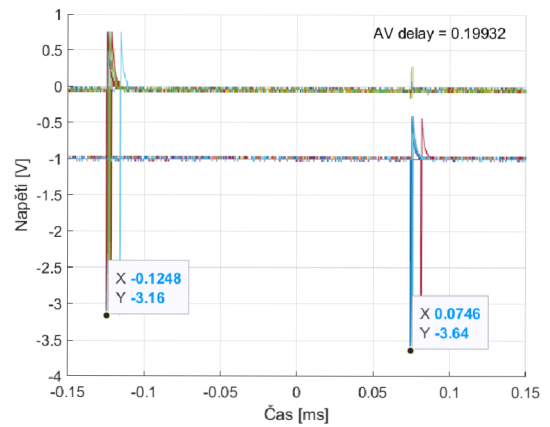


Graf D 2 Výsledná data PCM pro nastavený AV delay 150 ms  
[Zdroj: autor]

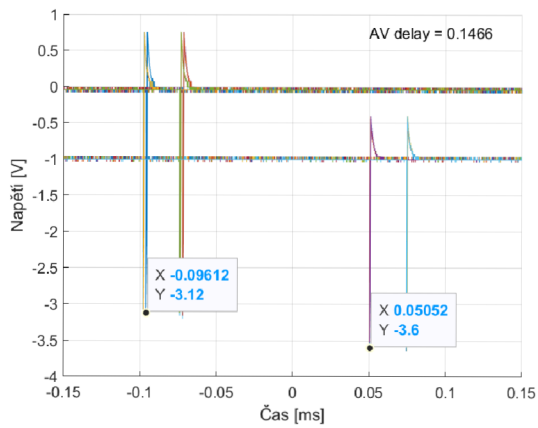
## Data naměřená pro ICD



Graf D 4 Výsledná data ICD pro nastavený AV delay 100 ms  
[Zdroj: autor]



Graf D 6 Výsledná data ICD pro nastavený AV delay 200 ms  
[Zdroj: autor]



Graf D 5 Výsledná data ICD pro nastavený AV delay 150 ms  
[Zdroj: autor]

## Příloha E

### Programovací prostředí MATLAB

```
1   clc;
2   clear;
3   close all;
4   rootFolderImage = pwd;
5   rootFolder = pwd;
6   cd("Source");
7   filesFolder = dir;
8   filesFolder = filesFolder(3:end);|
9   filesFolder = fullfile(string({filesFolder.folder}.'), string({filesFolder.name}.'));
10
11  for j = 1:length(filesFolder)
12  cd(filesFolder(j))
13  files = dir("**/*.CSV");
14  files = fullfile(string({files.folder}.'), string({files.name}.'));
15  data2 = [];
16  data4 = [];
17  time = [];
18  for c = 1:length(files)
19      dataORG = readmatrix(files(c),"Delimiter",",");
20      data2(:,end+1) = dataORG(:,2);
21      data4(:,end+1) = dataORG(:,3)-1;
22      time(:,end+1) = dataORG(:,1);
23  end
24  file = 1;
25  [minimum_ch2, id_ch2] = min(data2(:,file));
26  [minimum_ch4, id_ch4] = min(data4(:,file));
27  difTime = abs(time(id_ch4, file) - time(id_ch2, file));
28
29  hold off
30  grid on;
31  figure
32  hold on
33  for c = 1:width(data4)
34
35      plot(time(:,c), data2(:,c));
36      hold on;
37      plot(time(:,c), data4(:,c));
38  end
39  xlabel("Čas [ms]")
40  ylabel("Napětí [V]")
41  text(0.05, 0.75, "AV delay = " + string(difTime))
42
43  hold off
```

Obr. E 1 Kód pro vytvoření grafů z naměřených dat [Zdroj: autor]

## Příloha F

### Statisticky zpracovaná data

číslo měření PCM	AV delay pro PCM [s]	naměřená data[ms]	nastavené hodnoty	rozdíl hodnot [ms]
1	0,10188	101,88	100	1,88
2	0,14868	148,68	150	1,32
3	0,19956	199,56	200	0,44
4	0,09984	99,84	100	0,16
5	0,14876	148,76	150	1,24
6	0,19952	199,52	200	0,48
7	0,09992	99,92	100	0,08
8	0,14876	148,76	150	1,24
9	0,19952	199,52	200	0,48
10	0,10183	101,83	100	1,83
11	0,14672	146,72	150	3,28
12	0,19764	197,64	200	2,36
13	0,10016	100,16	100	0,16
14	0,14880	148,8	150	1,2
15	0,19756	197,56	200	2,44
16	0,10000	100	100	0
17	0,14881	148,81	150	1,19
18	0,19761	197,61	200	2,39
19	0,09996	99,96	100	0,04
20	0,14684	146,84	150	3,16
21	0,19756	197,56	200	2,44
22	0,10196	101,96	100	1,96
23	0,14876	148,76	150	1,24
24	0,19768	197,68	200	2,32
<i>Rozdíl hodnot pro PCM</i>		<b>AV delay [ms]</b>	<b>průměr PCM [ms]</b>	<b>sm. Odchylka</b>
		100	0,76	0,93
Stř. hodnota	1,39	150	1,73	0,92
Chyba stř. hodnoty	0,21	200	1,67	1,00
Medián	1,24			
Modus	1,24			
Směr. odchylka	1,01	<b>tlak [ATA]</b>	<b>průměr PCM [ms]</b>	<b>sm. odchylka</b>
Rozptyl výběru	1,03	0	0,92	0,66
Špičatost	-1,06	0,5	1,55	1,19
Šikmost	0,20	1	1,23	1,05
Rozdíl max-min	3,28	5	1,86	1,09
Minimum	0,00			
Maximum	3,28			
Součet	33,33			
Počet	24,00			
Hladina spolehlivosti (95,0%)	0,43			

Obr. F 1 Statisticky zpracovaná data pro PCM [Zdroj: autor]

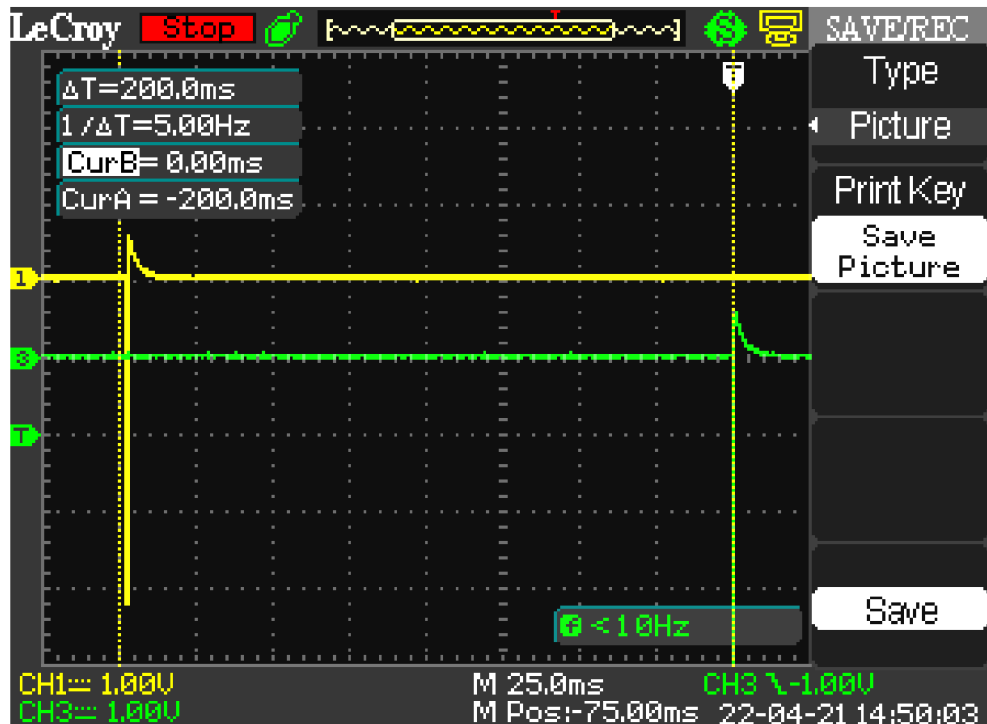


číslo měření ICD	AV delay pro ICD [s]	naměřená data [ms]	nastavené hodnoty	rozdíl hodnot [ms]
1	0,10088	100,88	100	0,88
2	0,14860	148,6	150	1,40
3	0,19924	199,24	200	0,76
4	0,09948	99,48	100	0,52
5	0,14852	148,52	150	1,48
6	0,19736	197,36	200	2,64
7	0,09952	99,52	100	0,48
8	0,14861	148,61	150	1,39
9	0,19932	199,32	200	0,68
10	0,09976	99,76	100	0,24
11	0,14660	146,6	150	3,40
12	0,20296	202,96	200	2,96
13	0,10164	101,64	100	1,64
14	0,14856	148,56	150	1,44
15	0,19852	198,52	200	1,48
16	0,10252	102,52	100	2,52
17	0,14843	148,43	150	1,57
18	0,19736	197,36	200	2,64
19	0,10180	101,8	100	1,80
20	0,14796	147,96	150	2,04
21	0,19932	199,32	200	0,68
22	0,09960	99,6	100	0,40
23	0,14856	148,56	150	1,44
24	0,19932	199,32	200	0,68
<i>Rozdíl hodnot pro ICD</i>		<b>AV delay [ms]</b>	<b>průměr ICD [ms]</b>	<b>sm. odchylka</b>
		100	1,06	0,83
Stř. hodnota	1,47	150	1,77	0,69
Chyba stř. hodnoty	0,18	200	1,57	1,02
Medián	1,44			
Modus	0,68			
Směr. odchylka	0,87	<b>tlak [ATA]</b>	<b>průměr ICD [ms]</b>	<b>sm. odchylka</b>
Rozptyl výběru	0,76	0	1,28	0,76
Špičatost	-0,43	0,5	1,53	1,35
Šikmost	0,60	1	1,88	0,55
Rozdíl max-min	3,16	5	1,17	0,68
Minimum	0,24			
Maximum	3,40			
Součet	35,16			
Počet	24,00			
Hladina spolehlivosti (95,0%)	0,37			

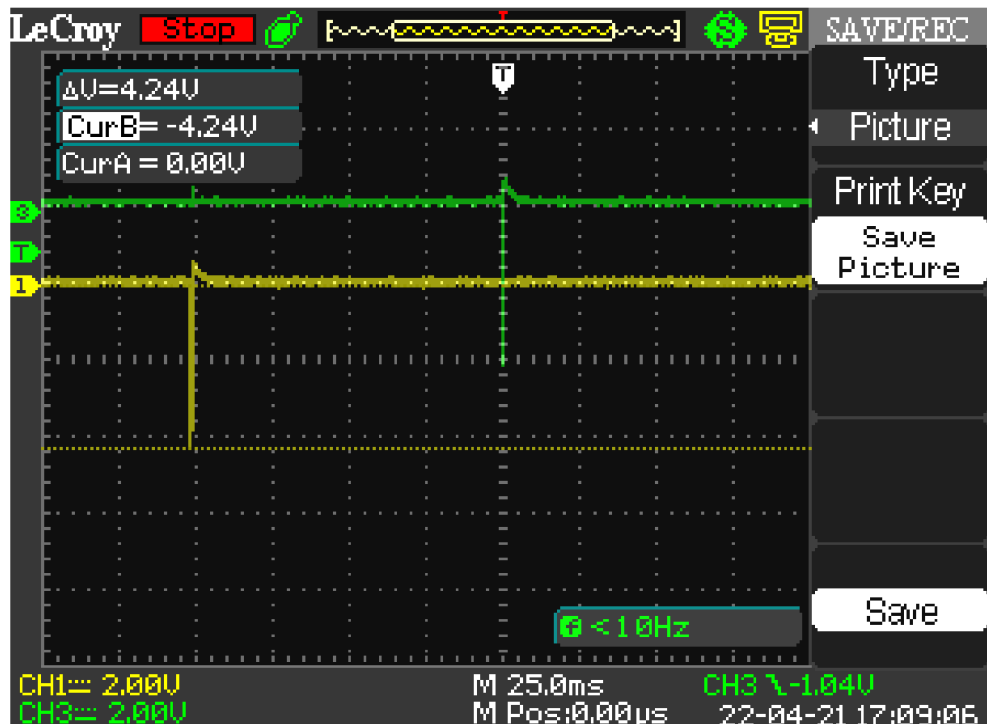
Obr. F 2 Statisticky zpracovaná data pro ICD [Zdroj: autor]

## Příloha G

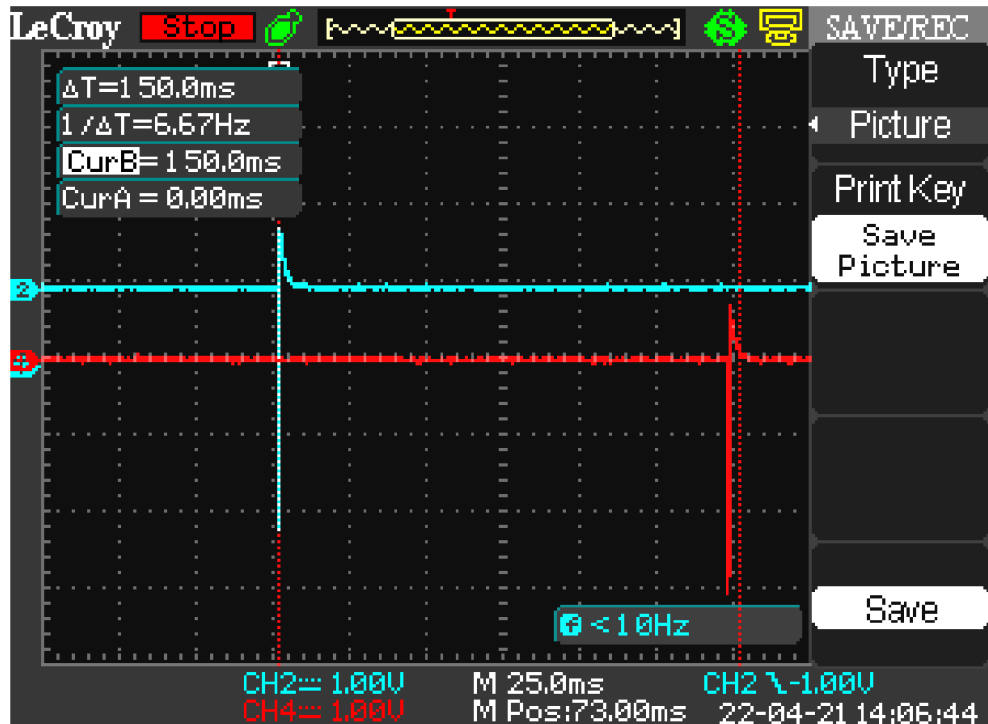
### Ukázka měření signálů během zátěže



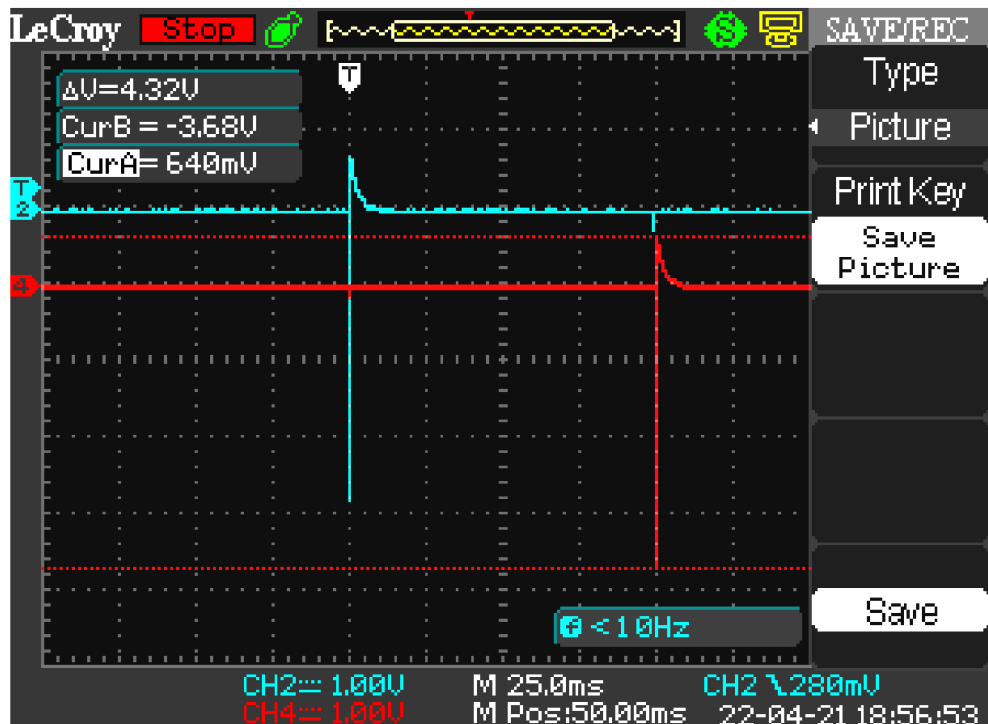
Obr. G 1 Měření AV delay na PCM během zátěže [Zdroj: autor]



Obr. G 2 Měření velikosti impulzu na PCM během zátěže [Zdroj: autor]



Obr. G 3 Měření AV delay na ICD během zátěže [Zdroj: autor]



Obr. G 4 Měření velikosti impulzu na ICD během zátěže [Zdroj: autor]