



# Vliv časování kardiostimulátorů na detekci interferenčních signálů

## Diplomová práce

*Studijní program:*

N3963 Biomedicínské inženýrství

*Studijní obor:*

Biomedicínské inženýrství

*Autor práce:*

**Bc. Aneta Lhotová**

*Vedoucí práce:*

Ing. Jan Morava

Fakulta zdravotnických studií





## Zadání diplomové práce

# Vliv časování kardiostimulátorů na detekci interferenčních signálů

*Jméno a příjmení:* **Bc. Aneta Lhotová**  
*Osobní číslo:* D19000030  
*Studijní program:* N3963 Biomedicínské inženýrství  
*Studijní obor:* Biomedicínské inženýrství  
*Zadávací katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2020/2021**

## **Zásady pro vypracování:**

### **Cíle práce:**

1. Rešerše problematiky srdečních implantabilních elektronických zařízení (CIED)
2. Analýza časování CIED a vliv na detekci signálu
3. Experimentální ověření metodou in vitro
4. Rozlišení frekvencí na nízkofrekvenční a vysokofrekvenční z pohledu detekce CIED

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

Chybná detekce interferenčních signálů kardiostimulačním zařízením a interpretace jako vlastní elektrické srdeční aktivity může ohrozit správnou funkci tohoto kardiostimulačního zařízení, což může mít vliv přímo na zdraví pacienta. Potenciálně rizikovější se jeví zdroje nízkofrekvenční elektromagnetické interference, které se podobají signálům fyziologickým. Přes snahu výrobců o filtraci především vysokofrekvenčního rušení lze rizika spojená s interferencí pouze minimalizovat, nikoliv odstranit. Výstupem práce bude experimentální ověření na dvoudutinovém stimulátoru a publikace odborného článku.

### **Výzkumné předpoklady:**

Pro vypracování této diplomové práce se předpokládá vliv časovacích algoritmů CIED na detekci elektromagnetické interference. Předpokládá se, že nízkofrekvenční signály jsou pro ovlivnění funkce stimulátoru rizikovější než signály vysokofrekvenční, jelikož se můžou frekvenčně podobat fyziologickým signálům srdce.

### **Metoda:**

Experiment.

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

Simulace interference na dvoudutinovém kardiostimulátoru metodou in vitro, analýza vlivu nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních signálů vzhledem k časování CIED.

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

Kardiovaskulární centrum Krajské nemocnice Liberec, a.s. Říjen, listopad a prosinec 2020.

### **Vzorek:**

Dvoudutinový kardiostimulátor.

### **Rozsah práce:**

70-90 stran.

### **Forma zpracování kvalifikační práce:**

Tištěná a elektronická.

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

tištěná/elektronická  
Čeština



## Seznam odborné literatury:

- 1) Korpas, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- 2) Webb, Andrew G. *Principles of Biomedical Instrumentation*. Cambridge: Cambridge University Press, 2018. ISBN 978-1-107-11313-8.
- 3) Hayes, David L. a Paul A. Levine. Pacemaker Timing Cycles. In: Kenneth A. Ellenbogen a Mark A. Wood. *Cardiac Pacing and ICDs*. 4. vyd. Malden, Massachusetts: Blackwell Publishing, 2005, s. 265-321. ISBN 978-1-4051-0447-0.
- 4) Chow, Anthony W. C. a Alfred E. Buxton. *Implantable cardiac pacemakers and defibrillators: all you wanted to know*. Malden, Massachusetts: Blackwell Publishing/BMJ Books, 2006. ISBN 978-0-7279-1566-5.
- 5) Hayes, David L. a Paul A. Friedman. *Cardiac pacing, defibrillation and resynchronization: a clinical approach*. 2. vyd. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell, 2008. ISBN 978-1-4051-6748-2.
- 6) Táborský, M., J. Kautzner a A. Linhart, eds. *Kardiologie I*. 2. vyd. Praha: Mladá fronta, 2018. ISBN 978-80-204-4812-5.
- 7) Ošmera, Ondřej. Programování přístrojů pro srdeční resynchronizační léčbu a elektrická optimalizace terapie. In: Alan Bulava a Martin Eisenberger. *Základy srdeční resynchronizační léčby*. Praha: NLN, 2018, s. 112-134. ISBN 978-80-7422-671-7.
- 8) Chiou-Man, Christina. How pacemakers work and simple programming: A primer for the non-electrophysiologist. *Cardiology in the Young*. 2017, **27**(1), s. 115-120. DOI 10.1017/S1047951116002341. Dostupné také z: <https://www.proquest.com/docview/1858173471/B34E9EDE9514D83PQ/5?accountid=17116>
- 9) Tom, James. Management of patients with cardiovascular implantable electronic devices in dental, oral, and maxillofacial surgery. *Anesthesia Progress*. 2016, **63**(2), s. 95-104. ISSN 1878-7177. Dostupné také z: <https://www.proquest.com/docview/1795669859/EE0EC08A18724A07PQ/4?accountid=17116>
- 10) Wilkoff, Bruce L. 2015 HRS/EHRA/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on optimal implantable cardioverter defibrillator programming and testing. *Journal of Arrhythmia*. 2016, **32**(1), s. 1-28. ISSN 1880-4276. Dostupné také z: <https://www.proquest.com/docview/2290267227/fulltextPDF/17B1318AD7734412PQ/2?accountid=17116>
- 11) Iazzo, Paul A., ed. *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. 3th ed. Cham: Springer, 2015. ISBN 978-3-319-19463-9.

Vedoucí práce:

Ing. Jan Morava  
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

1. září 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021

L.S.

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

## Prohlášení

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

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou 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 diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

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

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

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

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

18. července 2021

Bc. Aneta Lhotová

#### Poděkování:

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu této práce Ing. Janu Moravovi za odborné vedení, vstřícný přístup a cenné rady. Dále patří poděkování konzultantovi této práce prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. za podněty a připomínky a Kardiovaskulárnímu centru Krajské nemocnice Liberec, a.s. za prostory a vybavení pro realizaci experimentů. Děkuji také svému manželovi za podporu, ohleduplnost a trpělivost.

## Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora: Bc. Aneta Lhotová  
Instituce: Fakulta zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci  
Název práce: Vliv časování kardiostimulátorů na detekci interferenčních signálů  
Vedoucí práce: Ing. Jan Morava  
Počet stran: 92  
Počet příloh: 6  
Rok obhajoby: 2021

### Anotace:

Tato diplomová práce se zabývá vlivem časovacích algoritmů srdečních implantabilních elektronických zařízení (CIED) na detekci interferenčních signálů. Cílem práce je shrnout teoretické poznatky týkající se problematiky CIED, analyzovat časování CIED a jeho vliv na detekci signálu a rozlišit frekvence na nízkofrekvenční a vysokofrekvenční z pohledu detekce CIED. Pro experimentální ověření je využita simulace setrvalé elektromagnetické interference na biventrikulárním kardiostimulátoru a jednodutinovém kardioverteru-defibrilátoru metodou in vitro.

Klíčová slova: srdeční implantabilní elektronická zařízení (CIED), časování CIED, časovací algoritmy, elektromagnetická interference



# Annotation

Name and surname: Bc. Aneta Lhotová  
Institution: Faculty of Health Studies, Technical University of Liberec  
Title: The influence of pacemaker timing cycles on the detection of interference signals  
Supervisor: Ing. Jan Morava  
Pages: 92  
Appendix: 6  
Year: 2021

## Annotation:

This diploma thesis deals with the influence of CIED (cardiac implantable electronic devices) timing cycles on the detection of interference signals. The aim of this work is to summarize theoretical pieces of knowledge relating to CIED. CIED timing cycles have been analysed as well as its influence on the detection of interference signals. Further, low-frequency and high-frequency signals have been differentiated from the point of view of the CIED detection. The simulation of continuous electromagnetic interference has been applied during in vitro experimentation on the biventricular pacemaker and the single-chamber implantable cardioverter-defibrillator.

Key words: cardiac implantable electronic devices (CIED), CIED timing cycles, timing cycles and algorithms, electromagnetic interference

# Obsah

Seznam tabulek .....	12
Seznam zkratk .....	13
Úvod .....	15
1 Elektrofyziologie srdce.....	16
1.1 Převodní systém srdeční .....	17
1.2 Elektrokardiografie.....	18
1.2.1 Křivka a popis ideálního povrchového elektrokardiogramu.....	19
1.2.2 Intrakardiální elektrogram.....	21
2 Srdeční implantabilní elektronická zařízení .....	23
2.1 Kardiostimulátor.....	24
2.2 Implantabilní kardioverter-defibrilátor .....	26
2.3 Elektrody a konfigurace systému.....	27
2.4 Elektrické parametry kardiostimulace .....	28
2.5 Zpracování a filtrování intrakardiálních signálů .....	31
2.6 Kardiostimulační režimy .....	33
3 Časování CIED.....	36
3.1 Časování v jednodutinových režimech .....	36
3.2 Časování ve dvoudutinových režimech .....	38
3.2.1 Režim DDD .....	40
3.3 Intervaly zaslepení.....	41
3.4 Refrakterní intervaly.....	42
4 Elektromagnetická kompatibilita .....	45
4.1 Vliv elektromagnetického pole na organismus .....	46
4.2 Účinky elektrického proudu na organismus.....	47
4.3 Legislativní úprava a technická normalizace .....	53
4.4 Elektromagnetická interference a kardiostimulační technika.....	54
4.4.1 Interference v běžném prostředí.....	55
4.4.2 Interference v nemocničním prostředí.....	56
5 Analýza časování CIED a vliv na detekci signálu .....	59
5.1 Analýza časování CIED.....	59
5.1.1 Analýza časování CRT-P .....	59

5.1.2	Analýza časování ICD .....	65
5.2	Vliv zpracování signálu jednotlivých kanálů CIED na detekci EMI.....	68
5.3	Vliv frekvencí signálů EMI na detekci síňové tachykardie.....	69
5.4	Variabilita detekce a interpretace EMI různými typy CIED .....	73
5.4.1	Stimulace externím stimulatorem.....	74
5.4.2	Rušení zdrojem 50 Hz.....	78
6	Diskuze.....	83
7	Závěr .....	84
	Seznam použité literatury.....	86
	Seznam příloh .....	92

## Seznam tabulek

Tab. 1 Výrobce specifikované vzorkovací frekvence pro ICD .....	33
Tab. 2 NASPE/BPEG kód.....	34
Tab. 3 Účinky a příznaky při expozici překračující nejvyšší přípustné hodnoty .....	47
Tab. 4 Frekvenční závislost kapacitance kůže .....	49
Tab. 5 Účinky různých druhů proudu na organismus .....	50
Tab. 6 Dráždivé účinky nízkofrekvenčních proudů dle frekvence zjednodušeně .....	51
Tab. 7 Nominálně nastavené parametry pro CRT-P .....	59
Tab. 8 Nominálně nastavené parametry pro ICD .....	65
Tab. 9 Nastavené parametry pro terapeutickou funkci .....	67
Tab. 10 Vybrané frekvence a příslušná doba od začátku stimulace do aktivace AMS .....	71
Tab. 11 Variabilita detekce a interpretace EMI v závislosti na frekvenci těchto interferenčních signálů u CRT-P.....	81
Tab. 12 Variabilita detekce a interpretace EMI v závislosti na frekvenci těchto interferenčních signálů u ICD .....	82
Tab. A.1 Účinky jednotlivých polí na smyslové vnímání a na zdraví .....	Příloha A
Tab. B.1 Účinky, místa interakce spolu se špičkovými hodnotami citlivosti při expozici nízkofrekvenčním magnetickým polím .....	Příloha B
Tab. C.1 Potenciální zdroje elektromagnetické interference v běžném prostředí .....	Příloha C
Tab. D.1 Potenciální zdroje elektromagnetické interference v nemocničním prostředí – terapeutické a diagnostické metody apod. ....	Příloha D
Tab. E.1 Elektrické biosignály a jejich frekvenční rozsah.....	Příloha E
Tab. F.1 Magnetické biosignály a jejich frekvenční rozsah.....	Příloha F

## Seznam zkratek

A/D	analogově digitální
ABAP	síňové zaslepení po síňové stimulaci
ABAS	síňové zaslepení po síňovém snímání
AEGM	síňový elektrogram
AEI	síňový únikový interval
AIMD	aktivní implantabilní zdravotnické prostředky
A-NOISE	detekce vysokofrekvenčního rušení na síňovém kanále
Ap	stimulovaná síňová akce
AP	předozaďní projekce
ARP	síňový refrakterní interval
As	snímaná síňová akce
ATP	antitachykardická stimulace
AV	atrio-ventrikulární
AVI	síňo-komorový interval, AV zpoždění
CIED	srdeční implantabilní elektronická zařízení
CRT-P	biventrikulární kardiostimulátor (zařídění pro resynchronizační terapii)
ČSN	česká státní norma
ED	edice
EGM	elektrogram
EI	únikový interval
EKG	elektrokardiogram
EMC	elektromagnetická kompatibilita
EMI	elektromagnetická interference
EMS	elektromagnetická odolnost
EN	evropská norma
FARI	filtrovaná síňová frekvence
GPS	globální polohový systém
HVR	rychlá komorová akce
ICD	implantabilní kardioverter-defibrilátor
IEC	mezinárodní elektrotechnická komise
LRI	interval dolní meze stimulace
LRL	dolní mez stimulace
MICS	přenosové pásmo pro medicínské aplikace
MRI	magnetická rezonance

NASPE/ BPEG	kardiostimulační kód
PAV	stimulované AV zpoždění
PAVB	komorové zaslepení po síňové stimulaci
PMT	pacemakerem zprostředkovaná tachykardie
PVAB	síňové zaslepení po komorové stimulaci
PVARP	síňový refrakterní interval po komorové události
RA	pravá síň
RAM	operační paměť
ROM	paměť pouze pro čtení, trvalá paměť
RV	pravá komora
SA	sinoatriální
SAV	snímané AV zpoždění
TARP	celkový síňový refrakterní interval
TENS	transkutánní elektrická stimulace nervů
URL	horní mez stimulace
UTR	nejvyšší převáděná rychlost
VBVP	komorové zaslepení po komorové stimulaci
VBVS	komorové zaslepení po komorovém snímání
VEGM	komorový elektrogram
VF	komorová fibrilace
V-NOISE	detekce vysokofrekvenčního rušení na komorovém kanále
Vp	stimulovaná komorová akce
VRP	komorový refrakterní interval
Vs	snímaná komorová akce
VT	komorová tachykardie

# Úvod

Práce se zabývá vlivem časovacích algoritmů srdečních implantabilních elektronických zařízení (CIED) na detekci interferenčních signálů. Správná detekce interferenčních signálů srdečním implantabilním elektronickým zařízením je pro jeho funkci a bezpečnost zcela zásadní. Chybná detekce a interpretace interferenčních signálů jako vlastní elektrické aktivity srdce může ohrozit správnou funkci těchto zařízení a ovlivnit tak přímo zdraví pacienta. Z hlediska frekvence se pak jako potenciálně rizikovější jeví nízkofrekvenční interferenční signály, právě pro svou podobnost signálům fyziologickým. I přes snahu výrobců CIED o filtraci (především vysokofrekvenčního) rušení lze rizika spojená s elektromagnetickou interferencí pouze minimalizovat, nikoliv úplně odstranit.

V teoretické části je popsána elektrofyziologie srdce, převodní systém srdeční, povrchový elektrokardiogram a intrakardiální elektrogram. Dále je zde shrnuta problematika CIED, především pak kardiostimulátorů a implantabilních kardioverterů-defibrilátorů, jsou zde popsány kardiostimulační parametry, názorně vysvětleny kardiostimulační režimy a pojednáno o zpracování a filtrování intrakardiálních signálů. Detailněji je následně zpracováno časování CIED v jednodutinových i dvoudutinových režimech a popsány intervaly zaslepení a refrakterní intervaly. Závěr teoretické části se věnuje problematice elektromagnetické kompatibility, vlivu elektromagnetického pole a účinků elektrického proudu na organismus. Stručně je zde vyjmenována legislativní úprava a technická normalizace týkající se elektromagnetické kompatibility a CIED a obšírněji popsána elektromagnetická interference u CIED v běžném i nemocničním prostředí. V neposlední řadě je zde umístěna rešerše frekvenčního rozdělení potenciálních zdrojů rušení a biosignálů.

Ve výzkumné části jsou popsány provedené experimenty, uvedeny naměřené hodnoty a závěry z nich plynoucí. Text je pro lepší srozumitelnost a názornost doplněn obrázky, schémata a intrakardiálními záznamy z programmeru. V první části je analyzováno časování dvou CIED od jednoho výrobce, konkrétně se jedná o biventrikulární kardiostimulátor a jednodutinový kardioverter-defibrilátor. Tato zařízení jsou použita i pro následné experimenty, které analyzují vliv zpracování signálu jednotlivých kanálů CIED na detekci EMI, vliv frekvencí signálů EMI na detekci síňové tachykardie a variabilitu detekce a interpretace EMI různými typy CIED. Pro simulaci setrvalé elektromagnetické interference byly využity dva různé zdroje, a to externí stimulátor poskytující stimulaci o nastavitelné frekvenci (max. frekvence 1 000 bpm) a zdroj 50 Hz (3 000 bpm) rušení.

# 1 Elektrofyziologie srdce

Srdce je dutý rytmicky se stahující svalový orgán, který funguje jako pumpa a pohání krev v krevním řečišti. Je umístěno v mediastinu mírně vlevo za sternem, obaleno osrdečníkem (perikardem) [1]. Srdce se skládá ze čtyř hlavních částí, kterými jsou levá a pravá síň a komora. Ty od sebe odděluje srdeční skelet, vazivová elektricky nevodivá struktura. Vzruch se tak ze síní na komory fyziologicky šíří pouze tzv. převodním systémem srdečním (viz dále) [2].

Srdeční stěna se skládá ze tří vrstev: epikardu, myokardu a endokardu. Epikard se nalézá pod perikardem a tvoří vnější povlak srdeční stěny. Endokard neboli blána nitrosrdeční vystýlá srdeční dutinu, jedná se o vnitřní část stěny srdce. Mezi endokardem a epikardem se nalézá myokard – srdeční sval [1]. Myokard tvoří příčně pruhovaná svalovina, kterou ale nelze ovládat vůlí. Uplatňuje se zde i jiný mechanismus šíření akčního potenciálu. K dráždění svalových vláken myokardu nedochází prostřednictvím neuromuskulární ploténky, ale skrze lokální proudy, které se šíří celým srdečním svalem [3].

Srdeční sval se kromě buněk pracovního myokardu (buňky, které mají schopnost kontrakce) skládá také ze speciálního systému buněk, které sice mají jen minimální nebo žádnou schopnost kontrakce, zato jsou schopny vytvářet a rozvádět elektrické vzruchy. Tento systém se nazývá převodním systémem srdečním. Odpovědí na tyto elektrické podněty je mechanická kontrakce pracovního myokardu. Součinnost převodního systému srdečního s pracovním myokardem a přesná tvorba a šíření vzruchu umožňuje optimální načasování plnění komor s kontrakcí síní a synchronní kontrakci komor. [2]

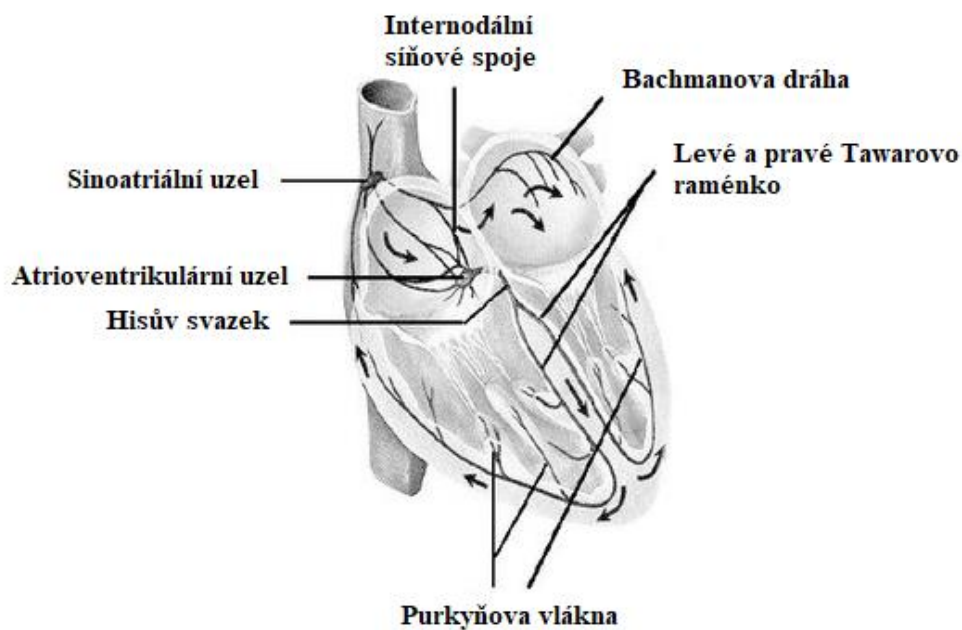
Kontrakce síní vždy předchází kontrakci komor. Fáze stahu, při níž dochází ke kontrakci svalových vláken, se nazývá systola. Vzniká na podkladě depolarizace buněk myokardu, kterou způsobí probíhající akční potenciál. Fáze relaxace se označuje jako diastola. Nastává s určitým zpožděním po repolarizaci buněk. Rozlišuje se elektrická a mechanická systola a diastola, přičemž mechanická vždy následuje po elektrické a trvá déle. [3]

Během depolarizace a repolarizace myokardu vznikají elementární elektrická pole. Směr šíření elektrické aktivity srdce lze vyjádřit sumací těchto elektrických polí pomocí vektorů [4]. Tyto elektrické projevy srdeční činnosti lze registrovat elektrodami zavedenými do srdce [1], nebo jelikož se elektrické pole šíří každým vodivým prostředím, je možné snímat elektrickou aktivitu srdce elektrodami i na povrchu těla [3].



## 1.1 Převodní systém srdeční

Jednou z vlastností myokardu je srdeční automaticita – schopnost spontánní tvorby elektrického impulsu [4]. Srdeční sval tedy sám vytváří elektrické signály vedoucí k depolarizaci buněk pracovního myokardu. Nervová inervace srdce tuto automatickou činnost pouze zrychluje či naopak zpomaluje. Speciální systém buněk myokardu, které tyto vzruchy dokáží vytvářet a vést, se nazývá převodní systém srdeční [1]. Tento systém se skládá (viz Obr. 1) ze sinoatriálního (SA) uzlu (nebo také sinusového uzlu), internodálních spojů mezi SA uzlem a atrioventrikulárním uzlem, Bachmanovy dráhy, atrioventrikulárního (AV) uzlu, Hisova svazku, levého a pravého Tawarova raménka a Purkyňových vláken [5].



Obr. 1 Převodní systém srdeční [5]

Sinoatriální uzel (tzv. primární pacemaker) je primárním centrem tvorby vzruchů [2]. Během normálního sinusového rytmu je elektrická aktivita srdce řízena právě SA uzlem, jenž udává rychlost srdeční akce 60–100 tepů za minutu, v závislosti na hemodynamické poptávce [5]. SA uzel tedy fyziologicky dominuje v tvorbě elektrických impulsů, ostatní tkáň se uplatňuje jako náhradní místa vzniku srdeční automacie (tzv. junkční tkáň) [4]. Sinoatriální uzel se nachází epikardiálně v pravé síni při ústí horní duté žíly, je bohatě zásoben krví a vlákny vegetativního nervového systému [2].

Vzruch z SA uzlu se síněmi šíří internodálními síňovými spoji [5]. Jedná se o preferenční dráhy, kudy se vzruch šíří kvůli specifickému uspořádání vláken myokardu. Na levou síň se vzruch šíří Bachmanovou drahou, jedná se opět o specificky uspořádaná vlákna [4]. Dochází

k aktivaci síní a zahájení koordinované kontrakce síňových stěn. Mezitím vzruch dosáhne atrioventrikulárního uzlu [5].

AV uzel se nachází v blízkosti trojcípé chlopně nad srdečním skeletem [2]. Zde se vzruch efektivně zpožďuje, což umožňuje dokončení kontrakce síní před zahájením komorové kontrakce. Z důvodu tohoto zpoždění je dosaženo optimálního plnění komor [5]. Uplatňuje se zde tzv. dekrementální vlastnost: čím rychlejší je frekvence přiváděná ze síní, tím větší je zpomalení převodu [4]. AV uzel je schopen poskytovat frekvenci vzruchů 45–60/min [2].

Následně je elektrický impuls veden Hisovým svazkem [5], jenž vychází z distální části AV uzlu a prochází srdečním skeletem až do svalového mezikomorového septa. Spolu s atrioventrikulárním uzlem tvoří Hisův svazek jediné elektrické vodivé spojení mezi síněmi a komorami [2]. Po aktivaci Hisova svazku se vzruch šíří pravým a levým Tawarovým raménkem [5]. Levé raménko se dělí na přední a zadní fascikl, které jsou spolu s pravým Tawarovým raménkem bohatě větvena [4] a přestupují v Purkyňova vlákna. Ta jsou zodpovědná za šíření vzruchu v obou komorách [5].

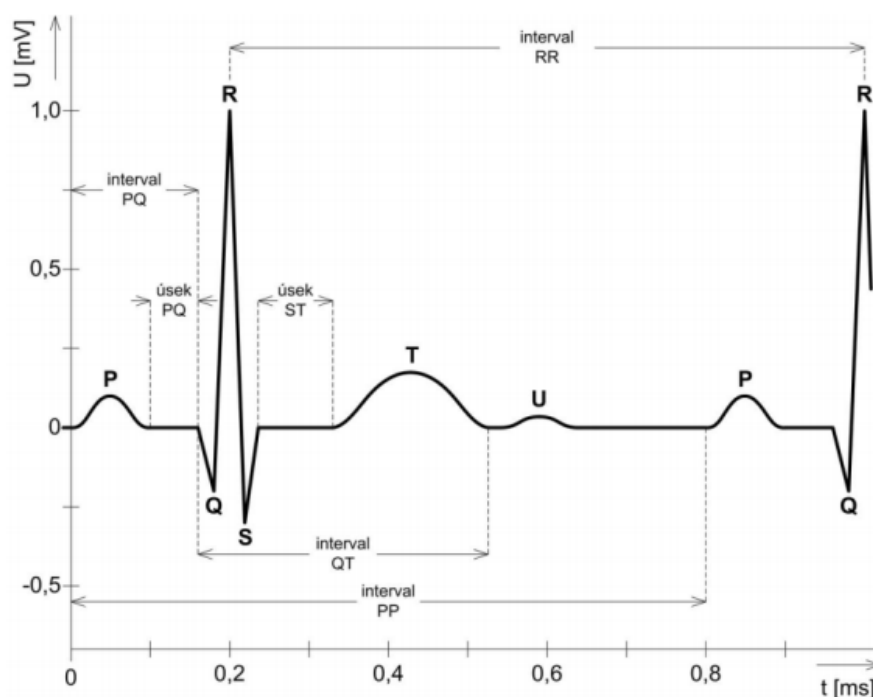
Hisův-Purkyňův systém má opačný funkční charakter oproti sinoatriálnímu uzlu. Systém slouží k co nejrychlejšímu převodu vzruchu do svaloviny komor, čímž umožňuje jejich synchronní kontrakci. Rychlost vedení vzruchu je zde zhruba 6× větší než v kontraktilních buňkách a až 150× větší oproti rychlosti vedení vzruchu junkčními vlákny. V buňkách převodního systému komor se nachází terciální vzruchové centrum o frekvenci 30–40/min. Hierarchie center, které jsou schopny tvořit vzruchy, funguje jako jakýsi pojistný mechanismus, pokud by došlo k selhání vyšších center. [2]

## 1.2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie patří mezi základní neinvazivní vyšetřovací metody srdce [2] a je jedním z nejčastěji prováděných klinických vyšetření [4]. Elektrokardiogram (EKG) je záznam elektrické srdeční aktivity, který vzniká na podkladě sumace elektrických sil, které srdce vytváří během své činnosti při depolarizaci a repolarizaci myokardu. Tuto elektrickou aktivitu resp. směr jejího šíření lze vyjádřit vektory. K určení orientace a velikosti vektorů je nutné EKG zaznamenávat vždy mezi dvěma elektrodami, které tvoří tzv. svod. Pokud vektor srdeční aktivity souhlasí se směrem daných elektrod, výstupem na EKG bude pozitivní kmit, v opačném případě negativní [4].

## 1.2.1 Křivka a popis ideálního povrchového elektrokardiogramu

Pokud má vektor daný pozicí snímacích elektrod stejný směr jako podélná osa srdeční, na EKG je zaznamenána křivka, která je znázorněna na obrázku níže (viz Obr. 2) [1]. Zaznamenávané signály jsou typicky v rozsahu  $\pm 2$  mV a jejich frekvenční rozsah bývá 0,05–150 Hz [5].



Obr. 2 Ideální křivka povrchového EKG [3]

Na elektrokardiogramu se rozlišují základní elementy, mezi které patří: izoelektrická linie/izolinie (rovná čára), vlna (oblá výchylka nad či pod izoelektrickou linií), kmit (strmá ostrá výchylka, podstatně rychlejší než vlna), komplex (soubor po sobě jdoucích kmitů), interval (časový úsek, zahrnující vlnu či kmit, který vyjadřuje vzdálenost mezi danými elementy), úsek/segment (časový úsek od konce výchylky (vlny či kmitu) po začátek následující výchylky) [3]. Morfologie těchto elementů závisí na množství aktivované tkáně za jednotku čas a na relativní rychlosti a směru šíření srdeční aktivace [5].

Fyziologický srdeční rytmus začíná **vlnou P**. Jedná se o menší, oblou a pozitivní vlnu, která je projevem depolarizace a následné kontrakce síní [1]. Její vznik je podmíněn podrážděním, které se šíří ze sinoatriálního uzlu skrz myokard síní [3]. Začíná pozitivní výchylkou z izolinie a končí tam, kde se k izolinii opět vrací. Měla by trvat méně než 120 ms a svou amplitudou nepřesahovat 0,25 mV [6]. Po vlně P následuje **PQ úsek** vyjádřený izolinií, který trvá přibližně 80 ms [1]. Jedná se o časový úsek od konce vlny P do začátku QRS komplexu [3].

**Interval PQ** je interval od počátku vlny P do počátku kmitu Q (pokud kmit Q chybí, označuje se jako interval PR) [3]. Je to doba, kdy v srdci dochází k převodu vzruchu z SA uzlu do myokardu komor. Tento interval trvá 120–220 ms [6], jeho délka je závislá na srdeční frekvenci a může být prodloužena u atrioventrikulárního bloku (porucha vedení vzruchu ze síní na komory) [3].

**QRS komplex** je projevem depolarizace komor a je v něm skryt projev repolarizace síní [4]. Skládá se ze tří kmitů: prvního negativního Q, pozitivního R a druhého negativního kmitu S [3]. Negativní kmit Q je projevem začínající depolarizace myokardu komor v oblasti septa. Vzruch dále postupuje přes stěnu srdečních komor, což se na EKG projeví jako výrazný pozitivní kmit R. Negativní kmit R vzniká na podkladě aktivace myokardu komor při bázi levé komory [1]. Kmit Q musí být menší než čtvrtina výchylky kmitu R. Doba trvání celého komplexu se obvykle pohybuje v rozmezí 70–100 ms, musí trvat méně než 120 ms [6] a jeho amplituda bývá větší než 1 mV, může dosahovat i 2–2,5 mV [4].

**ST úsek** se nachází po komplexu QRS mezi koncem kmitu S a počátkem vlny T [3]. Křivka je zde po celou dobu v izoelektrické linii, což odpovídá fázi plató membránového potenciálu buněk pracovního myokardu [1]. **Vlna T** je projevem rychlé repolarizace komor. Je orientována souhlasně s hlavní výchylkou QRS komplexu [5]. Trvá přibližně 100–250 ms a její amplituda zpravidla dosahuje jedné osminy až dvou třetin amplitudy kmitu R. Je jedním z nejvíce variabilních elementů křivky EKG [3].

**QT interval** je doba od začátku kmitu Q po konec vlny T a představuje celkový fenomén depolarizace a repolarizace komor [4]. Zhruba odpovídá době trvání systoly komor. Délka QT intervalu závisí na srdeční frekvenci, na pohlaví (u žen je delší) a prodlužuje se s přibývajícím věkem [3]. QT interval by měl trvat u mužů méně než 450 ms, u žen méně než 460 ms [6].

Po vlně T se jen někdy vyskytuje **vlna U**, jedná se většinou o malou pozitivní vlnu, jejíž původ není zcela jasný. Pravděpodobně vzniká na podkladě repolarizace Purkyňových vláken [1] a její amplituda obvykle nepřesahuje 0,05 mV, proto bývá špatně rozlišitelná na EKG [3]. **RR interval** je interval mezi dvěma po sobě následujícími kmity R, tedy mezi dvěma komorovými komplexy. Čím vyšší je srdeční frekvence, tím kratší je RR interval [3]. Doba jeho trvání u zdravého srdce se pohybuje v rozmezí 600–1 000 ms (v závislosti na tepové frekvenci) [6].

Co se týče kardiostimulační techniky, důležitý je tzv. vulnerabilní interval srdečního svalu komor. Na EKG je lokalizován před koncem vlny T. Jedná se o fázi repolarizace komor, kde působením nadprahového impulzu dojde s vysokou pravděpodobností k vyvolání fibrilace komor. Může se vyskytnout také fenomén splynulých („fusion“) či pseudosplynulých („pseudo fusion“) srdečních pulzů. Dochází k nim, pokud se ve stejný nebo téměř stejný okamžik objeví

vlastní srdeční aktivita a zároveň stimulační pulz. QRS komplex se pak podobá akci, která nastala dříve (tedy pokud srdeční aktivita nastane dříve než stimulační pulz, QRS komplex se více podobá vlastnímu rytmu a naopak). Pseudosplynulým srdečním pulzem se označuje jev, kdy stimulační pulz nijak neovlivní vlastní QRS komplex nebo vlnu T. Více o stimulačním pulzu viz kap. 2.4 Elektrické parametry kardiostimulace. [1]

### 1.2.2 Intrakardiální elektrogram

Jedná se o záznam změn elektrických potenciálů z jednotlivých srdečních oddílů měřených elektrodami umístěnými v srdci nebo na srdci. Elektrogram (EGM) může být zaznamenáván jako tzv. unipolární elektrogram (pomocí jedné elektrody a indiferentní elektrody – tělo přístroje, které jsou obvykle vzdáleny více než 10 cm) či tzv. bipolární elektrogram (pomocí dvou pólů elektrody umístěných blízko sebe, obvykle méně než 15 mm, přímo v srdci). Snímání vnitřní srdeční aktivity je závislé na mnoha faktorech, které souvisí s funkcí srdce a s rozhraním mezi srdeční tkání a elektrodou, kde probíhají nejrůznější elektrochemické reakce. Zpravidla je žádoucí, aby záznam neobsahoval signály z jiných, vzdálenějších míst v srdci. Bipolární konfigurace je oproti unipolárním systémům více odolná vůči rušení způsobeného potenciály vzdálených polí nebo elektromagnetickou interferencí. [5]

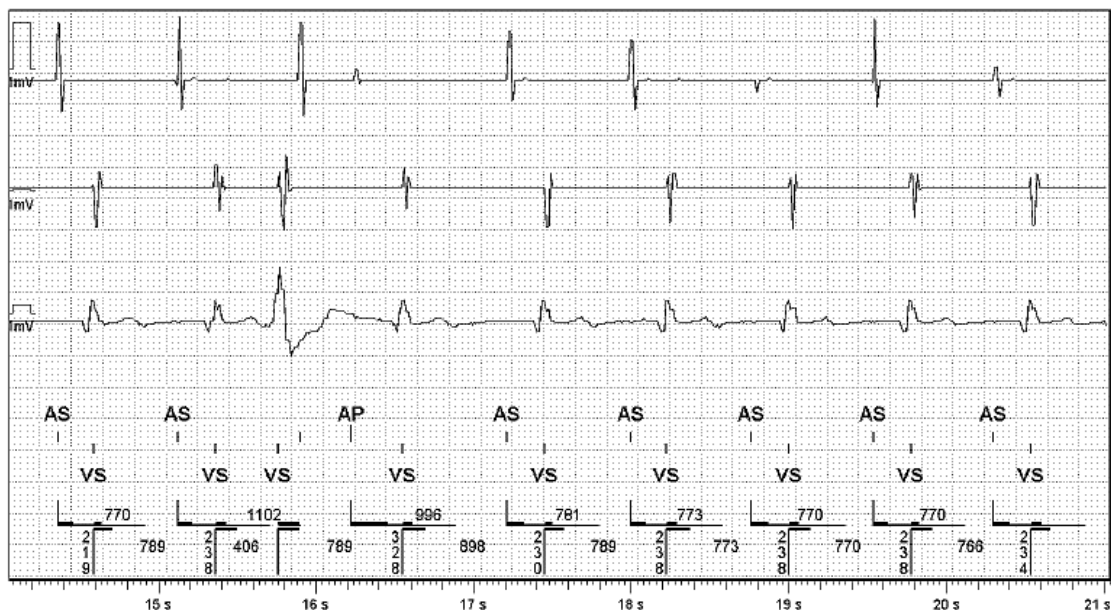
Křivky intrakardiálních elektrogramů se odlišují od povrchových [1]. Povrchové EKG zaznamenává elektrickou aktivitu celého srdce, kdežto EGM zaznamenává pouze lokální vlnoplochy depolarizace a repolarizace [7]. Odlišnost je tedy způsobena jiným umístěním elektrod, malou vzdáleností mezi elektrodami, především mezi póly elektrody u bipolárního snímání, a rozdílným nastavením vstupních filtrů. Elektrogramy se využívají především k rozeznání vlastní a stimulované srdeční akce [1].

Intrakardiální elektrogram z dvoudutinového kardioverteru-defibrilátoru je zobrazen dále (viz Obr. 3). První kanál („A Sense“) je bipolární síňový, druhý („V Sense“) bipolární komorový a třetí („Custom: Can-RV-coil“) je unipolární „Far Field“. V dolní části se nachází tzv. „markers“. Zde jsou pomocí dvou písmen zaznamenány jednotlivé události na snímaných kanálech. První písmeno značí, zda se jedná o síňovou (A), nebo komorovou (V) událost. Druhé písmeno vyjadřuje vlastní (s), nebo stimulovanou (p) srdeční akci. (Tedy například As znamená, že se jedná o vlastní síňovou srdeční akci). Dále se jsou zde vyznačeny intervaly zaslepení a refrakternosti a uvedeny délky A-A intervalu, V-V intervalu a AV zpoždění [8].

1: A Sense Amp AutoGain (7,6 mm/mV)  
2: V Sense Amp AutoGain (0,7 mm/mV)  
3: Custom:Can-RV-coil AutoGain (1,5 mm/mV)

4: Markers

Sweep Speed: 25 mm/s



Obr. 3 Záznam EGM z dvoudutinového kardioverteru-defibrilátoru [Zdroj: autor]

Zatímco typická amplituda QRS komplexu na klasickém povrchovém EKG bývá kolem 1 mV, amplituda síňového elektrogramu (AEGM) dosahuje hodnot 1,5–6 mV, amplituda komorového elektrogramu (VEGM) pak hodnot 5–30 mV. Amplituda je dána především excitovatelnou tkání poblíž hrotu elektrody, a proto je její hodnota obvykle obdobná pro unipolární i bipolární EGM. Největší a nejstmější výchylka na elektrogramu nastává, když prochází depolarizace elektrodou s malým hrotem. [7]

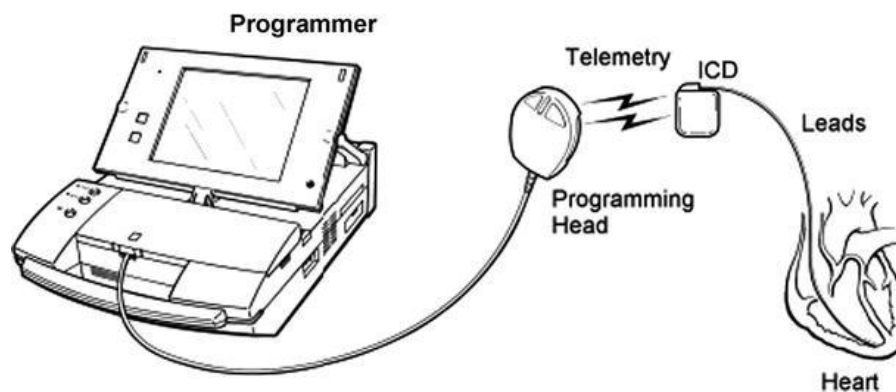
Protože je EGM záznam lokální elektrické aktivity srdce, doba trvání komorového EGM bývá kratší než doba, po kterou trvá komplex QRS na povrchovém EKG. Frekvenční rozsah komorového a síňového EGM je podobný a pohybuje se v rozmezí 5–50 Hz. Vlny T a vlny R vzdáleného pole mají nižší frekvenční rozsah, vyšší frekvenční rozsah pak má většina myopotenciálů a také elektromagnetická interference (EMI). Vlnové tvary EGM jsou poměrně variabilní, pravděpodobně kvůli složité geometrii endokardu přiléhajícího k hrotu elektrody. Komorová depolarizace zaznamenaná na síňové elektrodě se označuje jako R vlna vzdáleného pole. Takovéto nadměrné snímání je nežádoucí, protože komplikuje interpretaci síňového rytmu. [7]

## 2 Srdeční implantabilní elektronická zařízení

Kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery-defibrilátory (ICD) mohou být souhrnně označeny jako srdeční implantabilní elektronická zařízení (CIED) [9]. Kromě dříve zmíněných se mezi CIED řadí také implantabilní srdeční monitory a zařízení pro srdeční resynchronizační léčbu [10], tyto přístroje jsou však již mimo rozsah této práce, a proto o nich práce dále nepojednává. Počet implantací CIED neustále celosvětově roste [9]. Každý rok je na celém světě implantováno více než 1 milion nových zařízení [11].

CIED patří do skupiny aktivních implantabilních zdravotnických prostředků (AIMD) III. třídy, na kterou jsou, co se týče bezpečnosti a spolehlivosti, kladeny nejpřísnější požadavky [1]. Jedná se o zpětnovazebně řízené mikroprocesorové systémy, které kontrolují srdeční akci a usměrňují patologické události. Mají tedy diagnostickou i terapeutickou funkci [12].

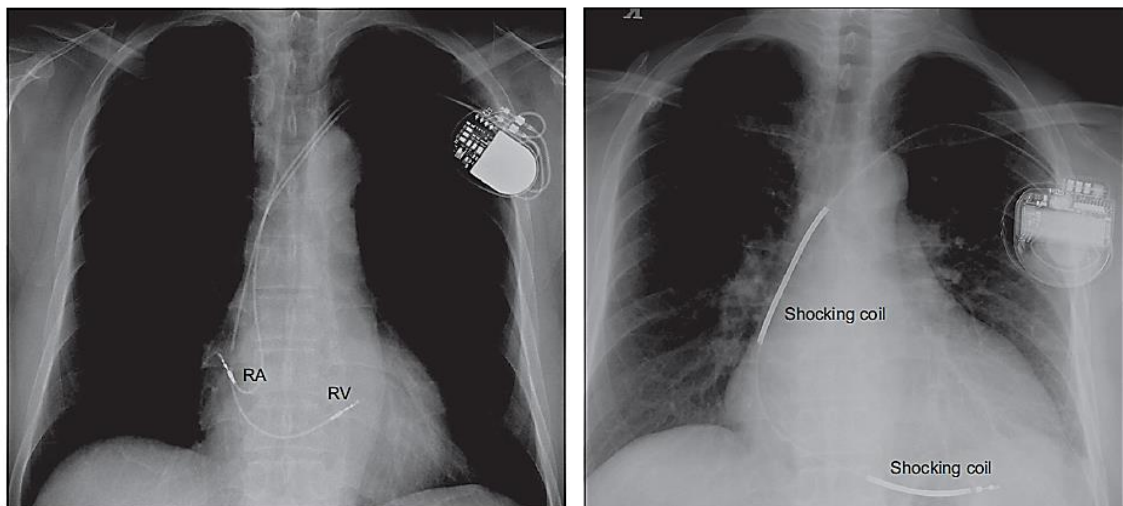
K vlastní funkci a programování vyžadují kardiostimulační a defibrilační systémy mnoho komponent a externí příslušenství (viz Obr. 4). Implantabilní zařízení těchto systémů se typicky skládá z implantabilního pulzního generátoru (kardiostimulátor), nebo implantabilního kardioverteru-defibrilátoru (ICD) a ze stimulačních či defibrilačních elektrod [13]. Mezi externí příslušenství patří programmer sloužící ke komunikaci s implantovaným zařízením. Data se přenáší pomocí telemetrické indukční vazby nebo bezdrátově rádiovým signálem v pásmu MICS („Medical Implant Communication Service“) [1].



Obr. 4 Obecné schéma komunikace s CIED [13]

Pozici implantovaného systému popisuje následující rentgenová AP projekce (viz Obr. 5). Je zobrazen implantovaný dvoudutinový kardiostimulátor a jednodutinový kardioverter-defibrilátor. Endokardiální elektrody se nejčastěji zavádějí punkčně podklíčkovou žilou do pravých srdečních oddílů [1]. Zavádění elektrod a hledání jejich nejvhodnější lokalizace probíhá pod rentgenovou kontrolou [14]. Síňová elektroda je umístěna v pravé síni (na Obr. 5 vlevo označena jako RA), komorová elektroda je umístěna v pravé komoře (na Obr. 5 vlevo označena jako RV). Vpravo je pak zobrazeno umístění defibrilační pravokomorové elektrody

se dvěma cívkami (viz Obr. 5 vpravo) [9]. Nejvhodnější umístění hrotu síňové elektrody bývá zpravidla v laterální části srdce proti endokardu v oušku pravé síně. Na rentgenové AP projekci hrot směřuje mediálně vpřed do levé síně. Hrot pravokomorové elektrody se obvykle umísťuje mediálně do mezikomorového septa nebo do hrotu pravé komory, zde je jeho orientace shodná se srdečním hrotem. Konkrétní umístění je individuální, závislé na zkušenostech implantujícího lékaře a na stimulačních parametrech v daném místě, hodnotí se např.: snímaná amplituda intrakardiálních signálů, impedance elektrody či stimulační práh [1]. Přístroj se po připojení konektorů elektrod umístí do kapsy, která je vytvořena pár centimetrů pod klíční kostí [15] nad pectorálním svalem, méně často pod ním [14].



Obr. 5 Rentgenová AP projekce implantovaného dvoudutinového kardiostimulátoru (vlevo) a implantovaného jednodutinového kardioverteru-defibrilátoru (vpravo) [9]

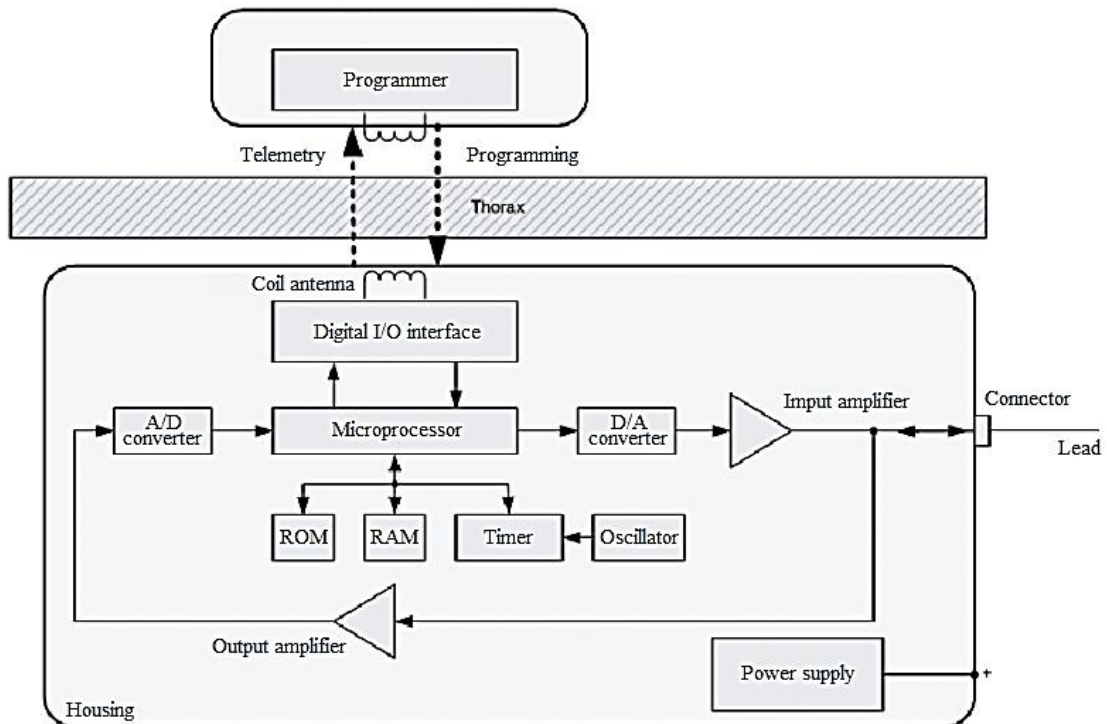
## 2.1 Kardiostimulátor

Jedná se o implantabilní elektronické zařízení, které dokáže efektivně léčit bradykardii [9]. Implantace kardiostimulátoru je indikována pacientům trpícím významnou a symptomatickou bradykardií. Patofyziologická bradykardie může být například způsobena nemocí chorého sinu, síňovou fibrilací s dysfunkcí SA uzlu, AV blokádami II. a III. stupně, syndromem bradykardie-tachykardie aj. [10].

Kardiostimulátor se skládá z pulzního generátoru a jedné, dvou či tří stimulačních elektrod [16]. Pulzní generátor obsahuje zdroj energie, elektronické obvody (výstupní, snímací a časovací) a hlavici se standardizovanými konektory pro připojení odpovídajících elektrod [17]. Elektronický obvod (viz Obr. 6) je řízen mikroprocesorem nebo mikrokontrolérem na bázi CMOS. Využívají se dva typy paměti: ROM a RAM. ROM slouží k řízení vstupu a výstupu nebo



k uložení programace, do RAM se ukládají například dlouhodobá diagnostická data či intrakardiální elektrogram [1].



Obr. 6 Blokové schéma programovatelného kardiostimulátoru [18]

Hlavice bývá typicky vyrobena z tvarované polyuretanové struktury s vsazenými kovovými kontakty [13]. Většina kardiostimulátorů je dnes vybavena také pohybovým senzorem [17]. Ten umožňuje modulaci rychlosti stimulace, tedy stimulaci s adaptivní frekvencí. Nejčastěji používaný typ funguje na principu piezoelektrického akcelerometru. Jako jeho největší výhoda oproti jiným typům se uvádí, že nepotřebuje žádnou speciální elektrodu a lze relativně snadně nastavit a optimalizovat [19].

Všechny komponenty jsou uzavřeny v hermeticky zapečetěném titanovém pouzdře, jehož zhruba polovinu zabírá baterie [13]. Toto pouzdro chrání komponenty před korozi a vnější elektromagnetickou interferencí. Titan jako materiál se používá pro svou pevnost, biokompatibilitu, nízkou hustotu a fakt, že nereaguje s tělesnými tekutinami [20]. Nejběžněji používaná jodido-lithiová baterie je tvořena lithiovou anodou, jodovou katodou a jako elektrolyt je použit jodid lithný [13]. Napětí takovéto baterie bývá kolem 2,8 V, po vyčerpání zhruba 90 % životnosti baterie napětí klesne na 2,4 V. S dalším vybitím toto napětí exponenciálně klesá k 1,8 V [17]. Proudová spotřeba konkrétního kardiostimulátoru může být 13,3  $\mu\text{A}$  během stimulace a 10,3  $\mu\text{A}$  při inhibici. Životnost přístroje je závislá na použitém stimulačním režimu a procentu stimulovaných pulzů [1], udává se v průměru 8–10 let [13]. Po skončení životnosti zařízení je nutná jeho výměna; elektrody, pokud nejsou poškozené, zůstávají [1].

## 2.2 Implantabilní kardioverter-defibrilátor

Komorové tachyarytmie tvoří přibližně 75 % všech případů srdečních zástav. Nejdůležitějším faktorem, který ovlivňuje přežití obětí náhlé srdeční smrti, je co nejrychlejší defibrilace. Odhaduje se, že každá minutová prodleva znamená 7–10 % ztracených životů. Míra přežití je velmi nízká (méně než 20 %), a to i přes včasnou kardiopulmonální resuscitaci. Možností ochrany před náhlou smrtí je implantabilní kardioverter-defibrilátor, jenž poskytuje rychlou defibrilaci maligních arytmií [21]. Funkcí ICD však není pouze defibrilace, ale také kardioverze či antitachykardická stimulace [10].

Implantabilní kardioverter-defibrilátor se skládá z pulzního generátoru a jedné či více elektrod pro snímání, stimulaci a defibrilaci. Pulzní generátor obsahuje zdroj energie, jeden nebo dva vysokonapěťové kondenzátory, elektronické obvody zajišťující časování, detekci tachyarytmií, diagnostiku, terapeutickou aplikaci, bradykardickou stimulaci a telemetrii [20], vysokonapěťové transformátory a hlavici s konektory [13]. Hlavice bývá standardně vyrobena z polymethylmethakrylátové pryskyřice nebo akrylového skla tak, aby mohlo být zapojení elektrod vizuálně zkontrolováno během implantace či při hledání a řešení problémů [20]. Stejně jako u kardiostimulátoru, všechny komponenty jsou hermeticky uzavřeny v titanovém pouzdře [13].

Primární funkcí vysokonapěťových kondenzátorů je akumulace a skladování adekvátního množství energie. Kondenzátor je schopen se nabít až na 800 V tak, aby mohl dodat energii o 30–35 J [13]. Jelikož baterie ICD poskytuje pouze 3,2 V (6,4 V se dvěma bateriemi), není možné rychle dodat výboj potřebný k defibrilaci srdce. Zde se uplatní vysokonapěťové transformátory, které toto nízké napětí transformují na vysoké (750–800 V). To se ukládá ve vysokonapěťových kondenzátorech. Celý proces nabíjení trvá pár sekund (5–7 s), samotná aplikace výboje do srdce pak 6–7 ms [20].

ICD, které podporují vyšší odběry proudu během nabíjení kondenzátorů a rychlé antitachykardické stimulace (typicky 2 A po dobu nejméně 10 s [20]), využívají jako zdroj energie baterie na chemické bázi tvořené lithiem, oxidem stříbra a vanadia [22]. Baterie se skládá z lithiové anody a katody tvořené z oxidu stříbra a vanadia. Po zhruba 30% úbytku baterie napětí klesá z 3,2 V na 3,1 V. Ve většině případů pak napětí rychle klesá ke 2,6 V, zde dosahuje tzv. plató, a napětí zůstává stejné až do vyčerpání 80–90 % životnosti baterie [17]. Životnost těchto baterií je ale kratší než baterií lithium-jodových. V novějších ICD se proto využívají oba typy baterií, první typ slouží k nabíjení kondenzátorů, druhý typ napájí obvody a zajišťuje stimulační funkce [15]. Životnost přístroje je závislá zejména na počtu dodaných výbojů a cyklů nabíjení [1], průměrně se uvádí 6–8 let [13].

## 2.3 Elektrody a konfigurace systému

Kardiostimulační nebo defibrilační elektrody se dají považovat za jednu z nejvíce zranitelných a nejméně spolehlivých částí CIED. Elektrody zajišťují převod energie ze samotného přístroje do tkáně myokardu a snímají vlastní elektrickou aktivitu srdce [19]. Při selhání, ať už technickém či klinickém, navíc představují mnohem větší riziko vzhledem k jejich implantaci přímo do srdečních oddílů. Elektrody musí být biologicky bezpečné, nesmějí způsobovat zánětlivé nebo alergické reakce ani nesmějí poškozovat tkáň [1]. Zároveň samy musí odolat prostředí lidského těla, trvale překlenout mnoho anatomických i fyziologických funkcí (např. pohyb těla, srdce) a během doby deseti let vydržet přibližně 400 milionů deformací způsobených srdečním rytmem [13]. Co se týká konstrukce elektrod, sestávají se z vodiče, izolace, konektoru, stimulačních a výbojových pólů a z fixačního mechanismu [1] (viz Obr. 7). Elektrody defibrilační mají navíc jednu či dvě výbojové cívky [20].



Obr. 7 Znárodnění aktivní bipolární stimulační elektrody [Zdroj: autor]

Elektrody lze rozdělit dle typu izolace na silikonové, polyuretanové a hybridní (např. v bipolárním koaxiálním vodiči, kde jsou použity různé materiály pro vnitřní a vnější izolaci). Podle mechanismu fixace se dělí na elektrody s aktivní či pasivní fixací a dle polaritě se rozlišují unipolární či bipolární elektrody [17]. Z klinického hlediska se rozlišují elektrody síňové, komorové, levokomorové a defibrilační. Nejkratší elektrody jsou síňové (40 cm) a nejdelší levokomorové (až 100 cm) [1].

Všechny elektrické obvody musí mít katodu, která představuje záporný pól, a anodu reprezentující kladný pól. V zásadě existují dva typy konfigurace systémů, a to unipolární a bipolární [15]. I přes toto pojmenování mají oba typy anodu i katodu, přičemž pouze katoda je v kontaktu s tkání. Liší se umístěním anody [1]. Unipolární systém je takový systém, kde je jako anoda použito pouzdro kardiostimulátoru a elektroda má tak pouze jeden pól (katodu), zatímco

u bipolárního systému se anoda i katoda nachází přímo na elektrodě [15]. Aplikace stimulačního pulzu zde probíhá mezi proximálním a distálním koncem elektrody [1].

Výhodou unipolární konfigurace je jednodušší konstrukce elektrody. Zároveň oproti bipolární konfiguraci lze dosáhnout lepších prahů: impedance elektrody (stimulační odpor) může být nižší, což má za následek vyšší odběr proudu z baterie [15]. Artefakty unipolární stimulace jsou viditelné na povrchovém EKG, což může pomoci během interpretace. Vlastní srdeční signály s menší amplitudou jsou lépe rozpoznatelné. Velkou nevýhodou však představuje vyšší náchylnost na vnější elektromagnetické rušení [1].

Jelikož je u bipolární konfigurace malá vzdálenost mezi póly elektrod, tato konfigurace lépe odolává elektrické interferenci způsobené aktivitou kosterního svalstva a elektromagnetickou interferencí [15]. Nevýhodou může být vyšší impedance stimulačního obvodu a tím pádem i o něco vyšší stimulační práh [1]. Zároveň se na EKG objevuje jen malý stimulační artefakt, což dělá stanovení funkce či poruchy náročnější. Z tohoto důvodu je u kardiostimulátorů fenomén unipolární stimulace a bipolárního snímání vzácný [15].

ICD využívají při snímání pouze bipolární konfiguraci elektrod [20] (některé přístroje mohou unipolární konfiguraci využívat pro diskriminaci komorových událostí [23]). Existují dva typy bipolární konfigurace: „integrated“ (integrovaná) a „true“ (pravá) [20]. Stimulační elektrody běžně využívají jako anodu prstencovou elektrodu, zatímco defibrilační elektrody mohou jako anodu využít další prstencovou elektrodu (pravá bipolární elektroda), nebo defibrilační cívku (integrovaná bipolární elektroda) [13]. Pravé bipolární elektrody poskytují nejlepší snímání a stimulaci a jsou méně citlivé na snímání signálů vzdálenějších polí. Integrované bipolární elektrody mohou být preferovány pro defibrilaci, protože je možné, aby distální cívka byla mnohem blíže hrotu elektrody [20].

## 2.4 Elektrické parametry kardiostimulace

**Snímání** („sensing“) je schopnost zařízení snímat vlastní elektrickou aktivitu srdce detekcí depolarizace kardiomyocytů. Elektrický potenciál buněk myokardu se měří mezi anodou a katodou, v případě bipolárních elektrod na distálním konci elektrody, v případě unipolárních elektrod mezi distálním koncem elektrody a přístrojem [24]. U většiny kardiostimulačních režimů musí přístroj snímat přítomnost vlastní srdeční aktivity, správné a účinné snímání je pak zcela nezbytné pro jeho další činnost. Vhodná frekvenční charakteristika filtrů použitých v detekčních obvodech zajišťuje, aby nedocházelo ke snímání jiných elektrických signálů – např. myopotenciálů [1].

Kardiostimulátor snímá rozdíl potenciálů mezi anodou a katodou. Unipolární systém snímá rozdíl potenciálů mezi dvěma elektrodami v srdci a vyžaduje bipolární elektrogram pro určení charakteristik snímaného signálu. Unipolární systém využívá jednu elektrodu v srdci a jednu na povrchu pouzdra kardiostimulátoru. Elektrogram získaný z unipolárního snímání se podobá dostupnému napětí pro snímání, protože příspěvek z anody bývá zanedbatelný. Pro komorový signál je typická amplituda na elektrogramu 6–15 mV. Aby byl signál zaznamenán, jeho amplituda musí překročit nastavenou citlivost snímání přístroje, ta se nastavuje kolem 2–3 mV [25]. ICD na rozdíl od kardiostimulátorů snímá v bipolární konfiguraci, jak již bylo zmíněno dříve, některé přístroje však mohou unipolární konfiguraci využívat pro diskriminaci komorových událostí [23]. Cílem je zabránit či alespoň minimalizovat malou citlivost snímání („undersensing“) během komorové fibrilace a vysokou citlivost snímání („oversensing“) během sinusového rytmu. To zajišťuje zpětnovazební mechanismus založený na velikosti amplitudy R vln [20].

Jednou z podmínek adekvátního snímání je správné nastavení citlivosti. Citlivost lze definovat jako nejmenší amplitudu snímaného signálu, která vyvolá odezvu přístroje [1]. Ideální elektroda neexistuje, a proto je důležitá programovatelnost nastavení citlivosti. Např.: při nastavení citlivosti na 5 mV, přístroj dokáže snímat pouze signály s amplitudou 5 mV a větší. Při nastavení „vyšší“ citlivosti 1 mV, lze snímat všechny signály s amplitudou alespoň 1 mV. Je pravidlem, že citlivost by měla být nastavena na polovinu hodnoty prahu snímání (tj. největší možná hodnota citlivosti během pravidelného snímání) [25]. Maximální citlivost je u kardiostimulátorů značky Abbott 0,1 mV pro síňový kanál a 0,5 mV pro komorový kanál [26], u ICD je pak maximální citlivost pro komorový kanál 0,3 mV [27]. V moderních přístrojích se citlivost opětovně nastavuje při každém srdečním cyklu na základě průměru nasnímaných událostí a šumu. Malá citlivost snímání („undersensing“) může vést k nadbytečné či asynchronní stimulaci. Naopak příliš vysoká citlivost („oversensing“) přístroje může zapříčinit snímání T vln, vzdálených R vln nebo elektromagnetické interference, což může inhibovat stimulaci [1].

Na rozdíl od snímání, **detekce** je proces, při kterém ICD analyzuje počet snímaných signálů a jejich načasování, na základě čehož klasifikuje srdeční rytmus a rozhoduje o potřebě aplikace terapie [20]. K detekci dochází v tzv. „alert window“, tento interval následuje po intervalech zaslepení a refrakterity [28] (o časování více viz kap. 3 Časování CIED). Základními parametry, dle kterých přístroj detekuje a diagnostikuje komorové arytmie, jsou srdeční frekvence a doba trvání tachykardie. Pokud je splněna podmínka minimální srdeční frekvence a minimální délky trvání, ICD detekuje tzv. tachykardickou epizodu [20]. Tolerance komorových tachykardií často závisí na srdeční frekvenci. To je důvod, proč ICD nabízí více detekčních zón s vlastním programovatelným nastavením požadované terapie [20]. Standardně jsou tyto zóny tři: jedna VF zóna a dvě (pomalá a rychlá) VT zóny [17].

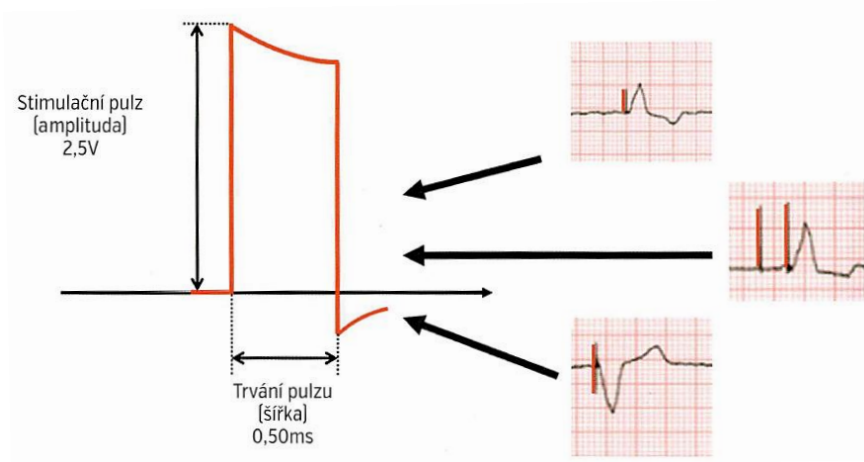
**Celková impedance** je kombinací impedance vodiče a pólu elektrody, impedancí tkání pacienta (především myokardu) a polarizace, která vznikne po průchodu proudu do živých tkání [15]. Tato polarizace vzniká nashromážděním opačných nábojů na rozhraní pólu elektrody a tkání myokardu. Je vhodné, aby odpor vodiče elektrody byl co nejmenší (vyšší odpor částečně může za zahřívání elektrody, což představuje ztrátu energie). Naopak je žádoucí co největší odpor pólu elektrody (dochází tak k minimalizaci tekoucího proudu a šetří se zdroj energie). Hodnota impedance je důležitá z hlediska spotřeby energie a slouží také k dlouhodobému sledování stavu elektrod [1]. Impedance větší než 2000  $\Omega$  indikuje zlomeninu elektrody nebo špatné spojení elektrody s přístrojem. Nízká impedance (méně než 200  $\Omega$ ) může značit poškození izolace elektrody [17].

**Stimulační práh** lze formulovat jako minimální množství energie, které je nutno dodat k vyvolání depolarizace a následné kontrakce srdce [15]. Implantabilní přístroj generuje krátký elektrický pulz – tzv. stimulační impulz, jehož účelem je vyvolat lokální elektrickou odpověď (viz Obr. 8) [24]. Stimulační práh je specifikován amplitudou a časem, po který je impuls aplikován. Amplituda se nejčastěji udává ve voltech (V), existují ale i zařízení, kde je možno se setkat s miliampéry (mA). Délka trvání impulsu se vždy měří v milisekundách (ms). Čím kratší je šířka impulsu (kratší délka trvání), tím vyšší napětí či proud je potřeba k depolarizaci srdce [15]. Stimulační práh by ideálně měl být menší než 1 V, lze však akceptovat i hodnoty do 1,5 V, tj. ideálně do poloviny napětí baterie kvůli její dlouhodobé spotřebě [22]. Při nastavování stimulačního pulzu se za bezpečnou rezervu považuje dvojnásobek amplitudy nebo trojnásobek prahové šířky pulzu [1]. O energetické náročnosti stimulačního impulsu vypovídá jeho energie, kterou lze dostat ze vzorce [24]:

$$E = \frac{U^2}{R} * t \quad (1)$$

kde:  $E$ ...energie pulzu v joulech (J),  $U$ ...stimulační amplituda ve voltech (V),  $R$ ...stimulační odpor v ohmech ( $\Omega$ ),  $t$ ...šířka pulzu v sekundách (s) [24].

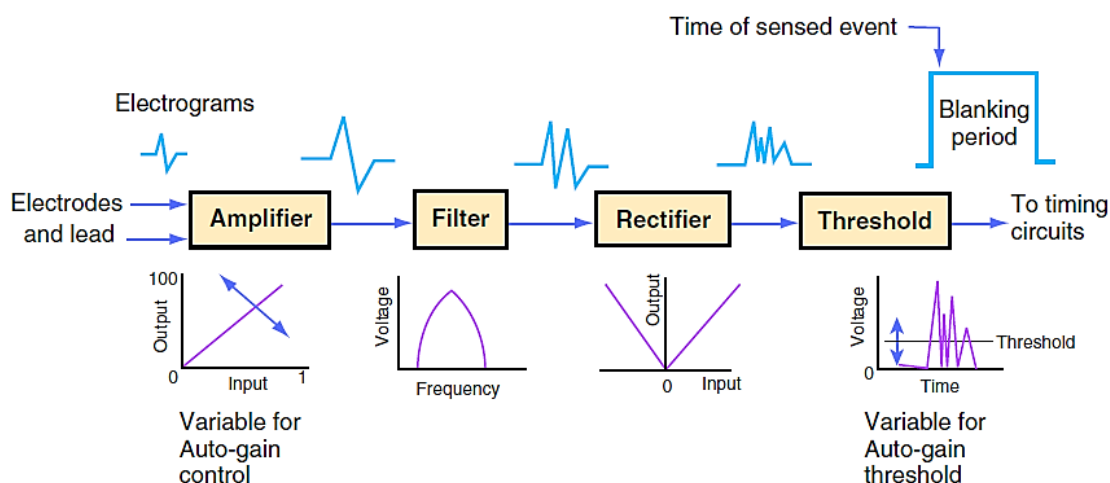
**Defibrilační práh** je definován jako nejnižší možné množství energie ke spolehlivému ukončení komorové fibrilace a návratu do fyziologického rytmu. U většiny pacientů se defibrilační práh pohybuje v rozmezí do 20 J a zbývá zde tak více než 10 J jako bezpečnostní rezerva [22] (ICD je schopen dodat výboj o energii až 30–35 J) [13].



Obr. 8 Parametry stimulačního pulzu a jeho zobrazení na povrchovém EKG [24]

## 2.5 Zpracování a filtrování intrakardiálních signálů

Srdeční depolarizace jsou snímány intrakardiální elektrodou, která tento signál přenáší do konektoru skrz hermetický průchod s vysokofrekvenčními filtry a vysokonapěťovými ochrannými obvody do snímacího zesilovače [29]. Zde je signál zesílen, filtrován, digitalizován a elektronicky zpracován (viz Obr. 9). Snímaná událost znamená, že došlo k síňové nebo komorové depolarizaci na základě zpracování kontinuálního intrakardiálního signálu resp. na základě vyhodnocení intrakardiálního elektrogramu přístrojem [30].



Obr. 9 Blokové schéma snímacího zesilovače kardiostimulátoru nebo ICD [7]

Snímaný signál je vždy nejprve zesílen pro jeho další zpracování [30]. Nejčastěji se používá diferenciální zesilovač, který se dokáže rychle zotavit ze stimulačních pulzů nebo defibrilačního výboje a zároveň potlačuje souřadový signál, který bývá způsoben rušením nejrůznějších druhů [20]. Po zesílení je signál filtrován. Filtr je navržen tak, aby propouštěl všechny užitečné signály a eliminoval signály o nižších frekvencích (např. T vlny nebo R vlny vzdálených polí) a o vyšších

frekvencích (myopotenciály, elektromagnetická interference). Jedná se o frekvenčně selektivní filtr, konkrétně o pásmovou propust s propustným pásmem typicky 20–80 Hz [25]. Filtrováním dochází k potlačení většiny elektromagnetické interference [20].

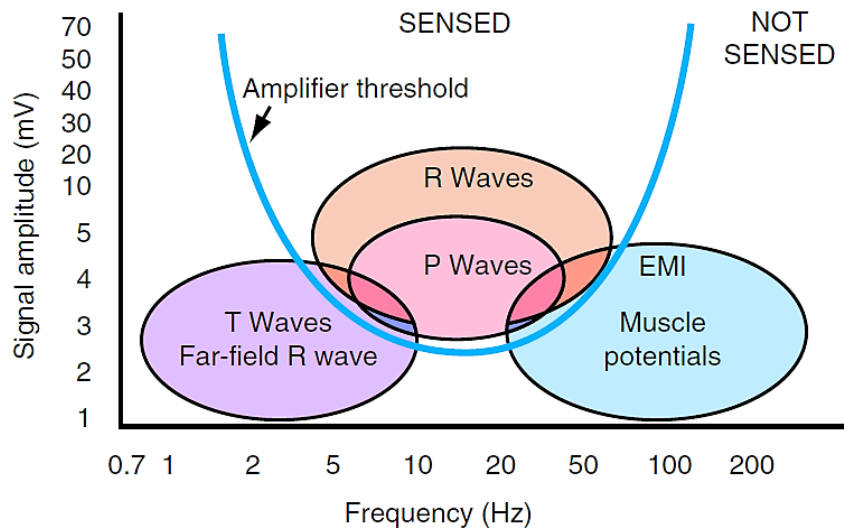
Zesílený a filtrovaný signál je následně usměrněn [30]. Usměrňovač převrací každou negativní výchylku signálu tak, aby snímání prahu nebylo ovlivněno polaritou vlny R, která se může lišit v závislosti na rozdílném srdečním rytmu [20]. Zesílený, filtrovaný a usměrněný signál se poté porovná s prahovou hodnotou snímání (nastavenou citlivostí přístroje) [30]. Signál je porovnáván pomocí komparátoru, který zároveň dokáže snímat daný signál v případě, že jeho amplituda překročí velikost prahu. Pokud je při snímání zaznamenána událost – např.: vlna R, komparátor vyše pulz [20]. Snímaná událost je předána časovacím obvodům a označena a zobrazena na programeru u intrakardiálního signálu [7].

Po každé snímané vlastní nebo stimulované akci je snímací zesilovač vypnut nebo zaslepen. Krátký interval zaslepení se používá proto, aby byla komorová depolarizace snímána pouze jedenkrát (tzn., aby jedna depolarizace nevedla k více snímaným událostem) [7]. Tento interval zaslepení nemůže sloužit k zabránění „oversensingu“ T vln, jelikož QT interval bývá kratší než nejkratší RR interval při komorové fibrilaci [20]. V refrakterním intervalu, který následuje po intervalu zaslepení, zůstává snímací zesilovač aktivní. V tomto intervalu snímané události nemění časovací cykly, ale jsou využity pro algoritmy detekce tachyarytmie [14].

Filtry snímacího zesilovače jsou navrženy tak, aby snímaly signály, které jsou nad prahovou křivkou zesilovače, která má tvar písmene U (viz Obr. 10) a odfiltrovaly signály, které jsou pod křivkou. Vlny P a vlny R mají podobné frekvenční charakteristiky, ale obvykle mají vlny R vyšší dominantní frekvenci než vlny P. Svalové potenciály mají obvykle vyšší frekvenční spektrum než intrakardiální signály. Vlny T a vlny R vzdáleného pole mají naopak nižší frekvenční rozsah. Na obrázku je vidět, že dochází k určitým překryvům, které mohou v určitých situacích způsobit „oversensing“ nebo „undersensing“. Elipsy představující amplitudově-frekvenční rozsah daných signálů nejsou založeny na kvantitativních měřeních, jde pouze o názorné zobrazení. [7]

V moderních CIED se používají digitální obvody, protože jejich použití je méně náročné na spotřebu energie oproti jejich analogovým protějškům. Analogový intrakardiální signál je digitalizován, první částí A/D převodu je vzorkování. Dle Nyquistova teorému musí být vzorkovací frekvence alespoň dvakrát větší než nejvyšší zastoupená frekvence ve vzorkovaném signálu. Věrnost takto navzorkovaného signálu pak závisí na vzorkovací frekvenci, přesnosti vzorkování (napětový přírůstek nejméně významného bitu) a na dynamickém rozsahu zesilovače. Aplikace vyšší vzorkovací frekvence než 400 Hz, přesnosti menší než 10  $\mu\text{V}$  a dynamického rozsahu většího než 12 bitů může vyžadovat větší množství energie, což je z hlediska CIED nežádoucí. Efektivní





Obr. 10 Charakteristika signálů, které snímá kardiostimulátor/ICD snímacím zesilovačem [7]

návrh obvodů může tyto vyšší energetické požadavky zmírnit, stále se však v provedení uplatňují kompromisy tak, aby byla zachována co nejdelší možná životnost baterie. Typická vzorkovací frekvence se pohybuje v rozmezí 128–512 Hz [29]. Používané vzorkovací frekvence pro ICD dle specifikací jednotlivých výrobců jsou uvedeny níže (viz Tab. 1) [31].

Tab. 1 Výrobce specifikované vzorkovací frekvence pro ICD [31]

Výrobce	Vzorkovací frekvence Real-Time analýzy	Vzorkovací frekvence ukládaných IEGM
Biotronik	512 Hz	128 Hz
Boston Scientific	400 Hz	200 Hz
Medtronic	1 kHz	128 Hz
St. Jude Medical	512 Hz	128 Hz
Sorin	512 Hz	128 Hz

## 2.6 Kardiostimulační režimy

Kardiostimulační režim poskytuje informace o terapeutické funkci daného přístroje. Dle počtu a umístění elektrod lze kardiostimulační režimy rozlišit na jednodutinové a dvoudutinové [1]. Pro popis kardiostimulačních režimů se všeobecně přijal pětipísmenkový kód zvaný NASPE/BPEG kód („North American Society of Pacing and Electrophysiology“/„British Pacing and Electrophysiology Group“) ( viz Tab. 2) [10].

Tab. 2 NASPE/BPEG kód [1], [10]

Pozice 1	Pozice 2	Pozice 3	Pozice 4	Pozice 5	
Stimulovaná dutina	Snímaná dutina	Odezva na snímané akce	Programovatelnost, modulační rychlosti stimulace	Multisite stimulace	Antitachykardická funkce
A = síň	A = síň	I = inhibice	P = jednoduché programování	A = síň	P = stimulace
V = komora	V = komora	T = spouštění	M = multi-programovatelný	V = komora	S = výboj
D = duální	D = duální	D = duální	C = schopnost komunikace	D = duální	D = duální
O = žádná	O = žádná	O = žádná	R = modulační rychlosti stimulace	O = žádná	O = žádná

První písmeno určuje stimulovanou dutinu (A = síňová stimulace, V = komorová stimulace, D = duální (síňová i komorová) stimulace, O = bez stimulace) [10], druhé písmeno odpovídá dutině, ze které se snímá (A = síň, V = komora, D = síň i komora (duální snímání), O = bez snímání (tzv. asynchronní režim)), třetí písmeno označuje odezvu na snímané akce (I = inhibice: za přítomnosti síňového či komorového signálu přístroj nestimuluje, T = spouštění: komorová stimulace bude spuštěna přítomností síňového signálu – vede k synchronizaci síně a komory, D = duální: I + T, O = žádná odezva na snímané akce). Příkladem duální odezvy může být tzv. P-synchronní stimulace: jedná se o případ, kdy přístroj zaznamená síňovou událost, což inhibuje síňovou stimulaci, přesto ale spustí komorovou stimulaci, pokud nezaznamená žádnou komorovou akci [16]. Písmeno na čtvrté pozici specifikuje programovatelnost zařízení a přítomnost modulační rychlosti stimulace [10]. Poslední páté písmeno může značit „multisite“ stimulaci – tedy zda existuje více míst stimulace v daném srdečním oddílu [1], anebo označuje antitachykardickou funkci přístroje [10].

Kardiostimulační režimy se rozdělují na asynchronní a synchronní. V asynchronním režimu přístroj stimuluje stálou pravidelnou frekvencí nezávisle na vlastní srdeční akci pacienta, která není nijak snímána [14]. Mezi asynchronní režimy patří: AOO, VOO a DOO. Režim AOO stimuluje v síni a může se objevovat po přiložení magnetu. Použití tohoto režimu přináší riziko kolize s vlastním srdečním rytmem, což může vyústit v síňové arytmie [15]. Obdobně tak režim VOO, kde se stimuluje pouze v komoře bez ohledu na přítomnost vlastní síňové nebo komorové akce [16]. Do tohoto režimu můžou přecházet zařízení naprogramovaná v režimu VVI nebo VVT po přiložení magnetu [15]. Dvoudutinový režim DOO stimuluje v síni i v komoře dle nastaveného síňo-komorového intervalu (AVI) nezávisle na vlastní vlně P či QRS komplexu. Všechny tyto tři režimy se nejčastěji používají pouze dočasně u dependentních pacientů, kteří jsou vystaveni vnějšímu rušení, zajišťují totiž, že nedojde k oversensingu nebo asystolii. Jak již bylo zmíněno výše, existuje zde potenciální riziko vzniku arytmií [16].

Synchronní stimulační režimy stimulují při absenci vlastní srdeční akce. Dělí se na inhibované a spouštěné [14]. Inhibovaný režim je zpravidla jednodutinový režim, při kterém dochází ke snímání i stimulaci ve stejném srdečním oddílu. Jedná se o režimy AAI(R) a VVI(R) [16]. Jestliže chybí vlastní srdeční akce nebo je pomalejší než naprogramovaná stimulační frekvence, pak dojde k aplikaci stimulačního pulzu. Pokud je vlastní srdeční akce přítomná, pak je touto snímanou akcí stimulace inhibována (zaslepena) [14]. Režim DDI(R) je dvoudutinový inhibovaný režim, který kombinuje režimy AAI(R) a VVI(R). Používá se zejména jako přepínací režim z režimu DDD(R), pokud se objeví síňová tachyarytmie. Automatickým přepnutím do režimu DDI(R) se tak zabrání rychlé a nepravidelné komorové stimulaci [16].

U jednodutinových spouštěných stimulačních režimů se stimuluje i snímá ve stejné dutině, jedná se režimy AAT a VVT. Každá snímaná akce, ať už vlastní srdeční nebo dostatečně silná externí, spustí odezvu stimulatoru. Pokud se neobjeví spontánní aktivita, pak dojde ke stimulaci dle naprogramované frekvence a např. režim VVT se bude chovat stejně jako režim VVI. Režimy AAT a VVT se používají zejména k diagnostickým účelům [15]. Použití těchto režimů zvyšuje odběr proudu z baterie a deformuje snímaný signál, čímž zhoršuje jeho interpretaci [32].

Dvoudutinový stimulační režim DDD(R) lze postupně dle písmen kódu popsat jako AV sekvenční stimulaci s dvoukomorovým snímáním, inhibicí a P-synchronní stimulací. Stimulátor má možnost síňové a komorové stimulace a snímání s dvojí odpovědí (inhibice nebo spouštěná stimulace). Stimulace v komoře je vůči síňové stimulaci zpožděná, stejně jako tomu je při fyziologickém převodu vzruchu. Režim se používá například při nesprávné funkci AV uzlu, kdy vlastní síňová aktivita spouští komorovou stimulaci [15]. Tento režim snižuje výskyt síňových arytmií a zlepšuje hemodynamickou funkci [16].

### 3 Časování CIED

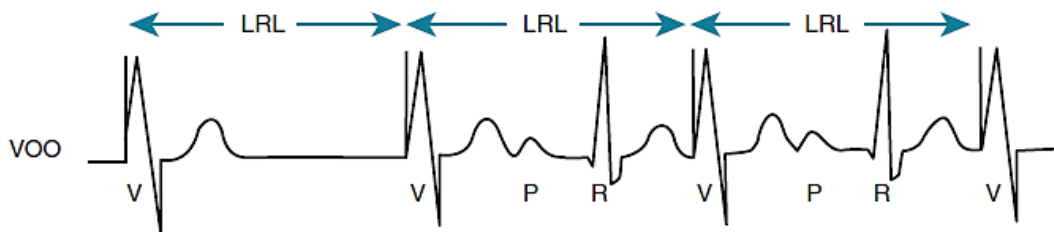
Pro adekvátní elektrickou aktivaci srdce je nezbytně nutná časová souhra všech elektrických dějů probíhajících v srdci. Časování jednotlivých dějů je tím komplexnější, čím větší je snaha se přiblížit fyziologické srdeční aktivaci [1]. Každý typ zařízení používá časovací cykly poněkud odlišným způsobem, také v závislosti na nastaveném stimulačním režimu či výrobci [7].

Časovací cykly zahrnují snímané události, stimulované události a nejrůznější parametry [32], které mohou být fixní nebo programovatelné [7]. Tyto parametry se vyjadřují buď ve frekvenční oblasti [Hz], počtem událostí za minutu [ $\text{min}^{-1}$ ; bpm] či v časových intervalech [ms]. V praxi se kombinují oba přístupy, ve frekvenční oblasti se udávají spíše klinické parametry (rychlost stimulace), v časové pak technické parametry (intervaly refrakternity či zaslepení) [1]. Každý časovací obvod funguje právě v jednom ze dvou stavů: buď daný časovač pokračuje, dokud nedokončí svůj cyklus (jeho dokončení vede k aplikaci stimulačního pulzu nebo k zahájení jiného časovacího cyklu), anebo může být časovač vyresetován (v tomto případě pak začíná časovací cyklus od začátku) [32].

Časování CIED vychází z intervalu dolní meze stimulace („Lower Rate Interval“, LRI), tento interval určuje dolní mez stimulace („Lower Rate Limit“, LRL), což je minimální rychlost stimulace daného srdečního oddílu. V asynchronních režimech se trvale stimuluje LRL, v inhibovaných pouze při absenci vlastní srdeční aktivity. V časování inhibovaných režimů se navíc objevuje únikový interval („Escape Interval“, EI). Jedná se o interval mezi snímanou či stimulovanou událostí a následnou stimulovanou akcí v téže srdeční dutině, pokud nedojde ke snímání vlastní srdeční akce. EI je roven LRI. Pokud je však EI měřen na povrchovém EKG, může se jevit o něco delší než LRI (vlastní srdeční aktivita se na povrchovém EKG objeví o něco dříve, než je snímána přístrojem). [1]

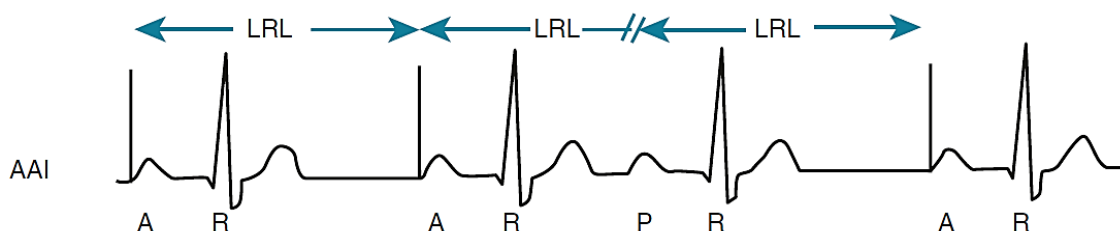
#### 3.1 Časování v jednodutinových režimech

Jednodutinové asynchronní režimy (AOO, VOO) poskytují stimulaci v daném srdečním oddílu bez jakéhokoli snímání, nezaznamenávají se tedy žádné vnitřní události a dochází ke stimulaci nezávisle na vlastním rytmu [7] naprogramovanou frekvencí danou LRL (viz Obr. 11) [1]. Časovací cyklus nelze resetovat žádnou vnitřní událostí a vzhledem k absenci snímání není definován ani žádný refrakterní či jiný časovací interval [32].



Obr. 11 Ukázka fungování režimu VOO (LRL...dolní mez stimulace, V...stimulovaná komora, R...vlastní komorová akce, P...vlastní síňová akce) [16]

Jednodutinové inhibované režimy (AAI, VVI) fungují srovnatelným způsobem. Ke stimulaci a snímání dochází ve stejném oddílu (v síni nebo v komoře) a aplikace stimulačního pulzu je inhibována snímanou akcí v daném oddílu. Stimulační pulz je aplikován při vypršení EI, jež odpovídá LRL. Pokud dojde ke snímání vlastní srdeční aktivity, čítač je resetován a EI se spouští opět od začátku (viz Obr. 12) [7]. Zavádějí se zde další časovací intervaly, a to intervaly zaslepení snímacího kanálu a intervaly refrakterní [1]. Stimulovaná nebo snímaná událost v dané dutině zahajuje refrakterní interval. Jakákoli snímaná událost, která se vyskytne během refrakterního intervalu, neresetuje časovač, a tedy neinhibuje stimulaci. V režimu AAI může dojít ke snímání vzdálených R vln, které mohou mimo refrakterní interval inhibovat stimulaci. Tomuto „oversensingu“ lze někdy zabránit snížením citlivosti síňového kanálu nebo prodloužením refrakterní periody [32].



Obr. 12 Ukázka fungování režimu AAI (LRL... dolní mez stimulace, A...stimulovaná síň, R...vlastní komorová akce, P...vlastní síňová akce) [16]

Jednodutinové spouštěné režimy (VVT, AAT) dodávají stimulační impuls okamžitě se snímanou událostí v příslušném srdečním oddílu [7]. Zároveň s aplikací pulzu dochází k resetování čítače. Bez přítomnosti vlastního rytmu jsou shodné s režimy VVI nebo VOO, stimulační impuls je v takovém případě dodáván s vypršením EI [1].

Některé CIED obsahují senzor, který dovoluje frekvenčně adaptabilní stimulaci, tedy modulaci frekvence stimulace v závislosti na jiném vstupním signálu, než pouze na přítomnosti či absenci vlastní srdeční aktivity. Tento další vstupní signál je získáván nejčastěji senzory pohybu (snímání zrychlení či vibrací) nebo impedančními senzory a referuje o úrovni námahy pacienta. U jednodutinových režimů tato funkce může být přítomna u režimů AAI, VVI, AOO a VOO, pokud touto funkcí disponují, označují se jako AAIR a VVIR resp. AOOOR a VOOOR. Časování režimů

AAIR a VVIR se nijak zásadně neliší od jejich frekvenčně neadaptabilních protějšků. Zavádí se zde navíc horní mez stimulace („Upper Rate Limit“, URL), která definuje maximální nejkratší povolenou délku časovacího cyklu. Refrakterní interval pak může být fixní (neměnný nehledě na LRL či URL), programovatelný anebo frekvenčně adaptabilní (při zkrácení časovacího cyklu se odpovídajícím způsobem zkrátí i refrakterní interval). U asynchronních režimů AAOR a VOOR lze jakoukoli změnu délky cyklu přisoudit aktivitě senzoru. [32]

### 3.2 Časování ve dvoudutinových režimech

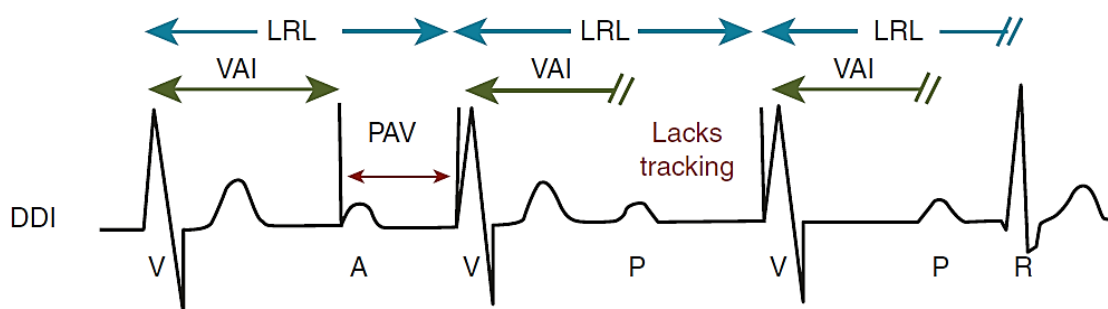
Obecně se dvoudutinové režimy dají považovat za složitější než režimy jednodutinové, existuje zde totiž mnoho dalších parametrů časování (síňového i komorového kanálu), které mezi sebou vzájemně interagují. Důležitým parametrem je zde AV zpoždění („AtrioVentricular Interval“, AVI) [1], které určuje nejdelsí časový interval mezi síňovou akcí (snímanou nebo stimulovanou – As nebo Ap) a naprogramovanou stimulovanou událostí v komoře (Vp). Jedná se o jakýsi elektronický ekvivalent PQ intervalu. Parametr AV zpoždění se užívá k zajištění optimální synchronizace kontrakcí síní a komor a jeho délka může být ovlivněna mnoha dalšími algoritmy [33]. AV zpoždění může začít snímanou událostí v síni, pak se hovoří o snímaném AV zpoždění (SAV, interval As–Vp), nebo stimulovanou událostí, čemuž odpovídá stimulované AV zpoždění (PAV, interval Ap–Vp). Interval SAV bývá kratší než PAV (o 30–60 ms) z důvodu vyrovnání prodlevy mezi vlastní srdeční akcí v síni a dobou, kdy danou akci detekuje přístroj [1]. SAV se objevuje v režimech DDD nebo VDD, PAV se uplatňuje v režimech DDD, DDI, DVI nebo DOO [33]. Jmenovitá hodnota SAV/PAV bývá 150/200 ms [28]. U zařízení vybavených senzorem může být AV zpoždění frekvenčně adaptabilní. Dochází ke zkracování či prodlužování PAV v souvislosti s informacemi ze senzoru, nebo SAV ve vztahu k snímané vlastní srdeční akci. Zkracování AV zpoždění pokračuje, dokud není dosaženo jeho minimální délky nebo URL [28]. Parametr nejvyšší převáděná rychlost („Upper Tracking Rate“, UTR) definuje nejvyšší rychlost, při které se ještě všechny snímané události ze síní převádí na stimulaci komor [1].

Dvoudutinový asynchronní režim DOO se využívá pro AV sekvenční asynchronní stimulaci. Definuje se zde LRL a PAV, v žádné dutině není aktivní snímání a stimulační pulz nemůže být inhibován [1], stejně tak nemůže dojít k resetování časovače [32]. Režim ODO se využívá ke snímání rytmu v síni i komoře, neposkytuje ale žádnou možnost stimulace [1].

Dalším dvoudutinovým režimem je režim DVI, který poskytuje AV sekvenční stimulaci se snímáním v komoře [32]. Síně jsou stimulovány podle LRL s následnou stimulací komor po skončení PAV, pokud nedojde k inhibici vlastní komorovou událostí [1]. EI síní se resetuje po komorové akci (snímané i stimulované). Pokud je však v rámci síňového EI zaznamenána vlastní komorová akce, dochází k inhibici síňového i komorového stimulačního pulzu. Absence

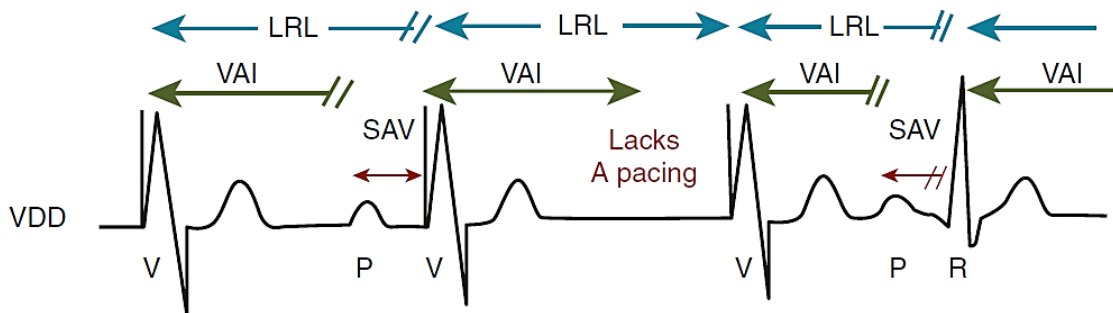
snímání v síni může vést ke stimulaci síní bezprostředně po vlastní síňové aktivitě, což může potenciálně vyvolat síňovou tachyarytmii [7]. Tento režim se již využívá pouze zřídka [32].

Režim DDI provádí AV sekvenční stimulaci s dvoudutinovou stimulací i snímáním, avšak bez převodu síňové aktivity na komory. Snímáním v síních i komorách se na rozdíl od režimu DVI zabráni kompetitivní síňové stimulaci [32]. Síně jsou stimulovány podle LRL se stimulací komor po vypršení PAV, pokud nenastane vlastní komorová aktivita. Vlastní P vlny inhibují stimulaci v síních, nedochází ale ke spuštění intervalu AV zpoždění. Časování stimulace komor probíhá dle LRL (viz Obr. 13) [1]. Snímané komorové události inhibují komorovou stimulaci a resetují síňový EI. Pokud je vlastní sinusová frekvence vyšší než LRL a AV uzel je přerušen, vzniká ztráta AV synchronizace. Tento režim je vhodný pro pacienty ohrožené síňovými tachyarytmii, protože nedochází k převádění síňové aktivity na komory a tedy k rychlé komorové stimulaci během síňové tachyarytmie. Použití frekvenčně adaptabilního režimu DDIR s převahou stimulace dané senzorem vede k zachování AV synchronizace [7].



Obr. 13 Ukázka fungování režimu DDI (LRL...dolní mez stimulace, VAI...komorovo-síňový interval (taktéž označován jako AEI...síňový únikový interval), PAV...stimulované AV zpoždění, A...stimulovaná síň, V...stimulovaná komora, P...vlastní síňová akce, R...vlastní komorová akce) [16]

Režim VDD umožňuje pouze komorovou stimulaci se snímáním v síni i v komoře [7]. Snímané síňové akce jsou převáděny spouštěnou stimulací na komory. Po snímané události v síni na konci LRI následuje maximální SAV, čímž dojde k prodloužení komorové LRL. Tímto se zajistí synchronizace stimulace i při nízkých frekvencích [1]. Pokud se před skončením SAV objeví vlastní komorová aktivita, dojde k inhibici stimulačního pulzu v komoře a k resetování LRL. Stejně tak se LRL resetuje se stimulačním pulzem po vypršení SAV (viz Obr. 14). Jestliže není zaznamenána žádná síňová aktivita, zařízení se chová jako by bylo v režimu VVI [7]. Režim VDD může fungovat i pouze s jednou komorovou stimulační elektrodou, na jejíž části procházející síní je umístěn přídatný pól pro snímání síňové aktivity [32]. Kvůli absenci síňové stimulace se použití tohoto režimu vylučuje s poškozenou funkcí sinusového uzlu [7].



Obr. 14 Ukázka fungování režimu VDD (LRL...dolní mez stimulace, VAI...komorovo-síňový interval (taktéž označován jako AEI...síňový únikový interval), SAV...snímané AV zpoždění, A...stimulovaná síň, V...stimulovaná komora, P...vlastní síňová akce, R...vlastní komorová akce) [16]

### 3.2.1 Režim DDD

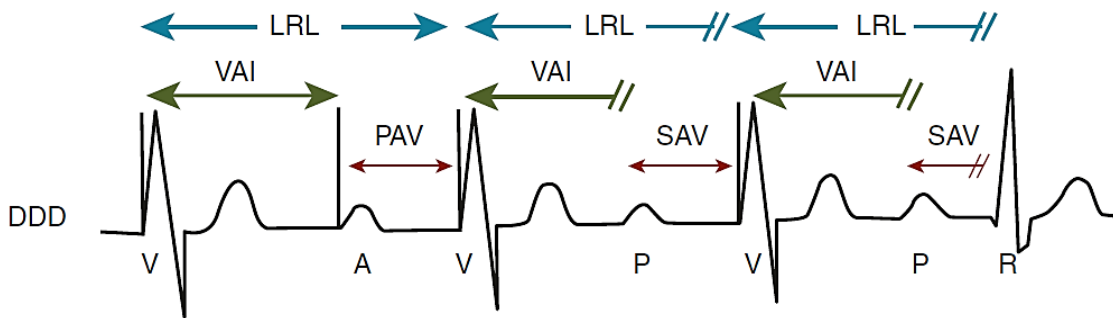
Režim DDD (někdy též univerzální režim) disponuje dvoudutinovou stimulací i snímáním a duální odezvou na snímání (inhibicí i spouštěním stimulace) [1]. Z toho vycházejí jemu vlastní funkce: stimulace v síni i v komoře, inhibice stimulace snímáním vlastní aktivity v dané dutině a AV synchronizace [7]. Mnoho zařízení pracujících v tomto režimu umožňuje dvojí nastavení LRL (nižší na přibližnou dobu spánku a samostatnou potenciálně rychlejší LRL pro dobu, kdy je pacient vzhůru), některá pak před změnou LRL požadují i ověření pohybovým senzorem [32].

Časování je založeno na síňových snímaných (As/P) nebo stimulovaných (Ap/A) událostech a na komorových snímaných (Vs/R) či stimulovaných (Vp/V) událostech [7]. Časovací intervaly se mohou měnit během každého srdečního cyklu dle vlastní srdeční frekvence a stavu AV převodu, v závislosti na tom se pak užívá buď SAV, nebo PAV (viz Obr. 15). Rozlišují se čtyři základní cykly/stavy [1]:

- Ap–Vp resp. A–V tedy stimulace v síni i v komoře. Dochází k ní, pokud je vlastní srdeční aktivita v síních pomalejší než LRL a vlastní AV vedení je poškozeno nebo pomalejší než nastavené AV zpoždění.
- Ap–Vs resp. A–R tedy stimulace v síni a inhibice v komoře. Nastává v případě, že vlastní srdeční aktivita v síních je pomalejší než LRL a je přítomno vlastní AV vedení následované vlastní akcí v komoře před skončením parametru AV zpoždění.
- As–Vp resp. P–V tedy inhibice v síni a stimulace v komoře. Objevuje se, pokud je vlastní srdeční aktivita v síních rychlejší než LRL a vlastní AV vedení je poškozeno nebo pomalejší než nastavené AV zpoždění.



- As–Vs resp. P–R tedy inhibice v síní i v komoře. Dochází k ní v případě, že je vlastní srdeční aktivita v síních rychlejší než LRL a je přítomno vlastní AV vedení následované vlastní akcí v komoře před skončením parametru AV zpoždění.

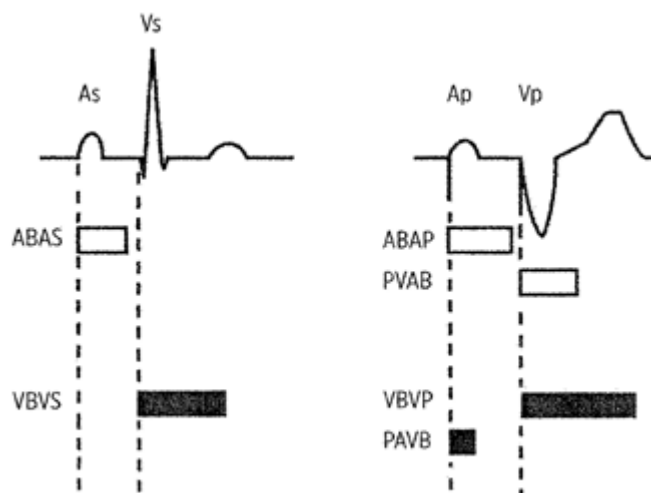


Obr. 15 Ukázka fungování režimu DDD (LRL...dolní mez stimulace, VAI...komorovo-síňový interval (taktéž označován jako AEI...síňový únikový interval), PAV...stimulované AV zpoždění, SAV...snímané AV zpoždění, A...stimulovaná síň, V...stimulovaná komora, P...vlastní síňová akce, R...vlastní komorová akce) [16]

### 3.3 Intervaly zaslepení

Intervaly zaslepení jsou první fází refrakterních intervalů, následují vždy po stimulovaných nebo snímaných událostech. V intervalech zaslepení nedochází k žádnému snímání signálů, naopak v refrakterních intervalech přístroj dané události snímá, ale není jimi ovlivněna jeho funkce [1]. Zaslepení (absolutní refrakterní fáze) u jednodutinových režimů zabraňuje resetování časovacího cyklu snímáním: komorových potenciálů po stimulaci, konce QRS komplexu nebo vlny T. U dvoudutinových režimů zaslepení předchází snímání potenciálů po stimulaci (v obou dutinách) a tzv. zkříženému snímání (přeslechu či „crosstalk“), a to jak atrioventrikulárnímu, tak i ventrikuloatriálnímu [33]. Interval zaslepení může být fixní (typicky 50–100 ms) nebo dynamicky určován přístrojem v závislosti na snímaném signálu [28]. Nastavování intervalu zaslepení přístrojem zabraňuje vícenásobnému snímání stejného signálu při minimální délce tohoto intervalu. U dvoudutinových systémů DDD, DDI a VDD vede stimulace komor ke spuštění intervalu zaslepení v síních a u režimů DDD a DDI navíc stimulace síní vede k zaslepení komor [1].

Mezi intervaly, které zabraňují snímání událostí v téže dutině u dvoudutinových režimů, patří: síňové zaslepení po síňovém snímání („Atrial Blanking post Atrial Sensing“, ABAS), síňové zaslepení po síňové stimulaci („Atrial Blanking post Atrial Pacing“, ABAP), komorové zaslepení po komorovém snímání („Ventricular Blanking post Ventricular Sensing“, VBVS) a komorové zaslepení po komorové stimulaci („Ventricular Blanking post Ventricular Pacing“, VBVP) (viz Obr. 16) [1].

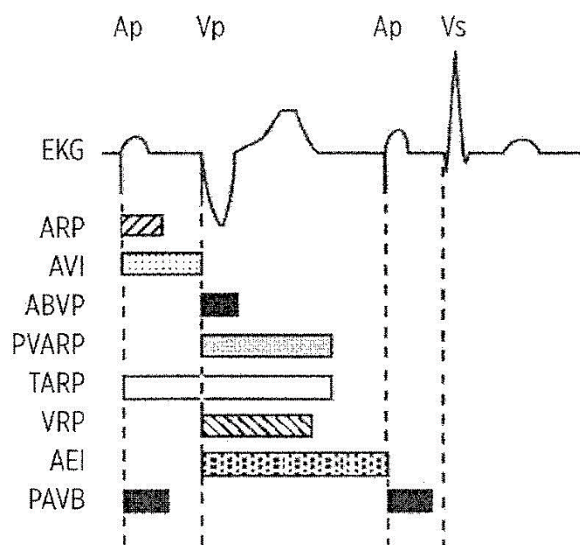


Obr. 16 Názorné zobrazení intervalů zaslepení [1]

Kromě výše uvedených existují ještě dva: komorové zaslepení po síňové stimulaci („Post Atrial Ventricular Blanking“, PAVB) a síňové zaslepení po komorové stimulaci („Post Ventricular Atrial Blanking“, PVAB). PAVB zamezuje snímání síňového stimulu v komoře a zabraňuje tak přeslechům s inhibicí komorové stimulace a následné asystolii u pacienta s úplnou AV blokádou. Typicky trvá 30–40 ms [33]. Úlohou PVAB je zabránění nadměrnému snímání R vln vzdálených polí na síňovém kanálu. Síňové události, ke kterým dojde během PVAB se nezapočítávají do měřené filtrované síňové frekvence [28].

### 3.4 Refrakterní intervaly

Jak již bylo zmíněno dříve, refrakterní intervaly (viz. Obr. 17) následují po stimulované nebo snímané události a začínají intervalem zaslepení. Vstupní zesilovače snímaného signálu jsou během refrakterních intervalů aktivní a případné snímané události se klasifikují jako refrakterní, čemuž je uzpůsobena odpověď zařízení. Refrakterní událost přímo neovlivňuje časování a nemůže resetovat či spustit daný časovací interval. Cílem je stejně jako u intervalů zaslepení zamezení detekce nevhodných signálů (retrográdní P vlny, vzdálené R vlny, šum či rušení) [1]. Délka refrakterních intervalů u jednodutinových režimů bývá většinou 220–350 ms. Pokud by interval byl příliš krátký, nadměrné snímání se projeví resetováním únikového intervalu a zpomalením stimulační frekvence. Naopak příliš dlouhý interval by mohl vést k nezaznamenání předčasné komorové události. Aplikovaný stimulační pulz by se tak mohl potkat s T vlnou předčasné komorové události. U dvoudutinových režimů se používá delších refrakterních intervalů. Události v nich snímané jsou zahrnuty do diagnostiky arytmií a do správné funkce dalších algoritmů [33].



Obr. 17 Názorné zobrazení refrakterních intervalů [1]

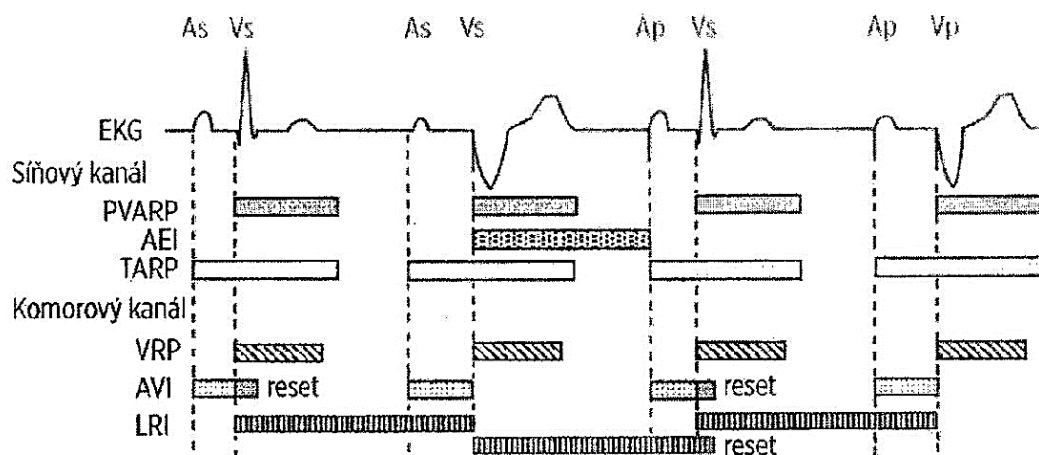
Síňový refrakterní interval („Atrial Refractory Period“, ARP) se používá především v režimech AAI a AAT [33]. Začíná stimulovanou nebo snímanou síňovou událostí. Během ARP nedochází snímáním síňové události k potlačení resp. spuštění stimulačního impulsu v síni [1].

Síňový refrakterní interval po komorové události („Post Ventricular Atrial Refractory Period“, PVARP) je implementován pouze v režimech DDD, DDI a VDD. Hlavním účelem tohoto intervalu je zamezit snímání retrográdních vln P, což by mohlo v synchronních režimech vyvolat pacemakerem zprostředkovanou tachykardii („Pacemaker Mediated Tachycardia“, PMT). Začátek PVARP se překrývá s intervalem PVAB [33]. Síňová událost zaznamenaná během PVARP je klasifikována jako refrakterní a nepotlačí síňovou stimulaci ani nezahájí interval AV zpoždění [1], bude však započítána do měřené filtrované síňové frekvence [28]. PVARP musí být vždy delší než doba retrográdního vedení [1]. Průměrná doba retrográdního vedení je 220–280 ms, ale může být i delší, proto je důležité individuální zhodnocení a nastavení [33]. Některé přístroje umí PVARP nastavovat dynamicky, výpočtem váženého průměru předcházejících srdečních cyklů. Se zvyšující se rychlostí stimulace se dynamický PVARP zkracuje. Použitím dynamického PVARP se snižuje pravděpodobnost vzniku PMT při pomalejších frekvencích a riziko vzniku kompetitivní stimulace síni [1].

Komorový refrakterní interval („Ventricular Refractory Period“, VRP) nastává po snímané nebo stimulované komorové události a jejím účelem je bránění snímání vlny T [33] nebo dvojnásobnému snímání jednoho širokého QRS komplexu [28]. Tento interval je přítomný v jakémkoli režimu, který má aktivní snímání v komoře [1]. Může být frekvenčně adaptabilní, se vzrůstající srdeční akcí se VRP zkracuje [28].

V časování se také objevují refrakterní intervaly, o kterých bylo pojednáno už dříve: interval AV zpoždění (AVI) nebo síňový únikový interval (AEI). Někdy se také používá celkový síňový

refrakterní interval („Total Atrial Refractory Period“, TARP), což je vlastně součet AVI a PVARP [1]. Fungování a hlavní časovací intervaly režimu DDD přehledně vysvětluje následující obrázek (viz Obr. 18).



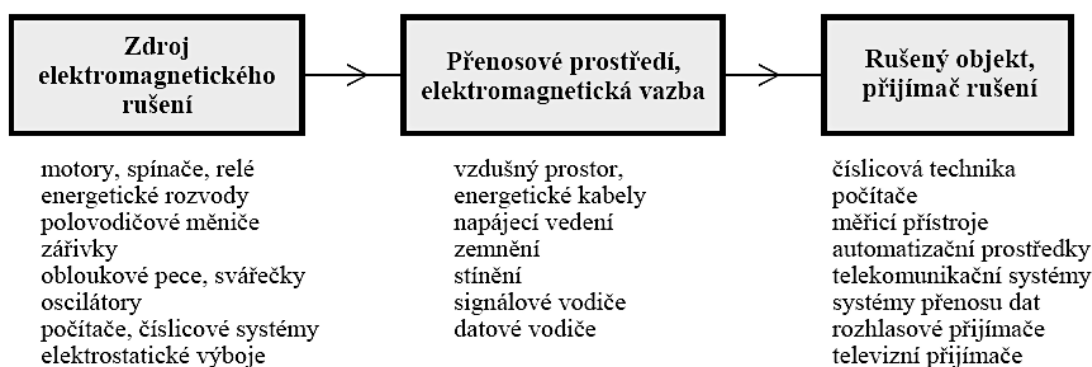
Obr. 18 Hlavní časovací intervaly režimu DDD [1]

V CIED jsou implementovány ochranné algoritmy proti inhibici rušivými signály. Jsou založeny na předpokladu, že vysoké frekvence pravděpodobně nepředstavují vlastní srdeční aktivaci. U většiny zařízení jsou ve druhé části refrakterního intervalu přítomná okna tzv. „noise sampling window“, která slouží právě k detekci vysokofrekvenčních interferenčních signálů. Případná detekce pak vede k asynchronní stimulaci (a deaktivaci stimulačních výbojů u ICD) v tzv. „noise reversion“ módu. [7]

## 4 Elektromagnetická kompatibilita

Elektromagnetická kompatibilita (EMC) se definuje jako vlastnost systémů/zařízení/přístrojů vykazovat správnou funkci či činnost i za podmínek působení elektromagnetických signálů jiných zdrojů a zároveň svou vlastní činností neadekvátně neovlivňovat své okolí. Jinými slovy jde o koexistenci zařízení či systémů, které se nacházejí ve stejném elektromagnetickém prostředí, s vyloučením závažného ovlivňování svých funkcí [34]. Jedná se o velmi komplexní problematiku [35], která se skládá z elektromagnetické odolnosti či susceptibility (EMS) a z elektromagnetického rušení či interference (EMI). Hlavní náplní EMS jsou technická řešení, která zvyšují odolnost zařízení proti vlivu rušivých signálů. Většinou se EMS zabývá spíše odstraňováním důsledků rušení, nikoliv příčin. Oblast EMI se naproti tomu věnuje identifikaci zdrojů rušení, přenosových cest, popisuje a měří rušivé signály atd. EMI tedy především zkoumá a odstraňuje příčiny interference [34].

Mezi dvě hlavní oblasti, kterými se elektromagnetická kompatibilita zabývá, patří biologické a technické systémy. EMC biologických systémů zkoumá vliv elektromagnetických polí na živé organismy, zabývá se přípustnými hodnotami rušivých i užitečných elektromagnetických signálů a studuje elektromagnetické pozadí životního prostředí. EMC technických systémů se zabývá zejména vzájemným působením a ovlivňováním elektrotechnických a elektronických zařízení. Ať se jedná o biologický nebo technický systém, při zkoumání se vychází z tzv. základního řetězce EMC (viz Obr. 19). [34]



Obr. 19 Základní řetězec EMC [34]

Jakýkoli elektrotechnický systém lze považovat za zdroj a zároveň za přijímač elektromagnetického rušení. Z hlediska zamezení rušení lze zdroje elektromagnetického rušení rozdělit na umělé (způsobené lidskou technickou činností) a na přirozené (přírodní). Přirozeným zdrojům rušení nelze zabránit, jejich následkům lze pouze předcházet, proto se z tohoto hlediska mohou jevit zajímavějšími zdroje umělé. Dle časového průběhu signálu, který způsobuje interferenci, se rozlišuje impulsní, spojitě či kvazi-impulsní rušení (kombinace impulzního

a spojitého rušení). Z pohledu frekvence se může hovořit o nízkofrekvenční nebo o vysokofrekvenční interferenci. Obecně se z interferenčního zdroje šíří rušivý signál vyzařováním i vedením, často však jeden způsob převažuje a zdroje lze tak rozdělit na zdroje rušení šířených vyzařováním či vedením. V praxi pak podrobná charakteristika a rozdělení zdrojů interference zůstává relativně obtížnou problematikou. [35]

#### 4.1 Vliv elektromagnetického pole na organismus

Každý živý organismus reaguje na působení elektromagnetického pole jinak. To je způsobeno především individualitou a rozdílností adaptačních, kompenzačních nebo regeneračních procesů každého jednotlivce [34]. Účinky elektromagnetických polí také závisí na době působení a charakteru daného pole, především na frekvenci a intenzitě [36]. Intenzita pole klesá s rostoucí vzdáleností od vyzařujícího zdroje. Pokles intenzity pak závisí na vyzařovací oblasti (oblast blízká či vzdálená). Co se týká blízkého pole, zde intenzita klesá se třetí mocninou vzdálenosti, ve vzdáleném poli bývá intenzita nepřímo úměrná první mocnině vzdálenosti [1]. Účinky polí v závislosti na frekvenci jsou zmíněny níže, intenzita polí není pro tuto práci stěžejní, a proto o ní již více nepojednává.

Cílem EMC biologických systémů je mimo jiné objasnění působení elektromagnetických vlivů na organismy či posouzení jejich odolnosti. Vysokofrekvenční a mikrovlnná pole působí zejména tepelnými účinky, projevují se ohřevem tkání vystavených těmto polím. Jsou známy i účinky na centrální nervový systém, srdeční či imunitní systém. Tyto se přisuzují tzv. netepelným účinkům. Stejně tak jako genetické či karcinogenní účinky však nebyly zatím jednoznačně a plně prokázány. [34]

Účinky elektromagnetických polí se také dělí na přímé a nepřímé. Přímé účinky jsou takové, ke kterým dochází v důsledku expozice elektromagnetickému poli. Mezi ně se řadí např.: závraťe a nevolnost; účinky na smysly, nervy a svaly; zahřívání tkání či povrchu těla. Mezi nepřímé účinky pak patří interference s elektronickými zdravotnickými zařízeními, interference s aktivními implantabilními zdravotnickými prostředky či zařízeními (např. kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery-defibrilátory), interference se zdravotnickými prostředky nošenými na těle (např. inzulinové pumpy), interference s pasivními implantáty (kloubní náhrady, čepy, dráty, aj.), účinky na tetování či piercing, elektrické šoky a popáleniny způsobené kontaktními proudy (dotek s vodivým předmětem v elektromagnetickém poli) atd. Kromě přímých a nepřímých účinků elektromagnetických polí na organismus se lze setkat také s účinky dlouhodobými, nicméně nejsou vědecky podloženy a nejsou objasněny příčinné souvislosti. [36]

Účinky a příznaky, které se mohou objevit, pokud dojde během expozice elektromagnetickým polím k překročení nejvyšších přípustných hodnot definovaných pro účinky na zdraví, shrnuje

následující tabulka (viz Tab. 3). Účinky tzv. mezifrekvenčních polí (100 kHz až 10 MHz) sdružují účinky polí nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních. [36]

Tab. 3 Účinky a příznaky při expozici překračující nejvyšší přípustné hodnoty [36]

<b>Pole</b>	<b>Frekvence</b>	<b>Možné účinky a příznaky</b>
Statická magnetická pole	< 1 Hz	Interference se zdravotnickými prostředky, nevolnost a závratě, účinky na krevní oběh, srdeční tep, funkci mozku (nad 7 T), stimulace nervů a kontrakce svalů
Nízkofrekvenční magnetická pole	1 Hz až 10 MHz	Interference se zdravotnickými prostředky, vizuální vjemy, stimulace nervů vedoucí k pocitům brnění nebo bolesti, kontrakce svalů, srdeční arytmie
Nízkofrekvenční elektrická pole	1 Hz až 10 MHz	Elektrický šok a povrchové popáleniny (při doteku s předměty)
Vysokofrekvenční pole	> 100 kHz	Interference se zdravotnickými prostředky, pocit tepla, ohřev tkáně, elektrický šok a hluboké nebo povrchové popáleniny (při doteku s předměty) aj.

Jak je z výše uvedené tabulky patrné, způsob a typ interakce elektromagnetického pole s lidským tělem výrazně závisí na frekvenci. Elektromagnetická pole lze proto z pohledu účinků na organismus rozdělit do čtyř skupin: pole statická (s frekvencí menší než 1 Hz), nízkofrekvenční (s frekvencí 1 Hz až 10 MHz), mezifrekvenční (s frekvencí 100 kHz až 10 MHz) a na pole vysokofrekvenční (s frekvencí vyšší než 10 MHz). Možné účinky na zdraví a smyslové vnímání, které jsou považovány za relevantní ve vztahu k omezování expozice elektromagnetickým polí v daných frekvenčních pásmech, shrnuje tabulka A.1 uvedená v příloze (viz Příloha A). Místo interakce spolu s maximální hodnotou citlivosti pro jednotlivé účinky, které vyvolávají nízkofrekvenční magnetická pole, popisuje tabulka A.2 umístěná v příloze (viz Příloha A). [36]

## 4.2 Účinky elektrického proudu na organismus

Z hlediska účinků elektrického proudu na organismus je lidské tělo složitou heterogenní soustavou, která má různou elektrickou vodivost a zároveň jsou její složky samy zdrojem elektrických projevů [37]. O živé tkáni lze uvažovat jako o vodiči s elektrickými vlastnostmi. Při průchodu elektrického proudu organismem kladou různé části potažmo složky různý odpor (nejlépe je proud veden krví, naopak největší odpor kladou kosti a tuková tkáň). Toto je důvod existence účinků elektrického proudu na organismus. Tyto účinky mohou být fyziologické, ty se využívají v terapii, nebo nežádoucí, které se uplatňují při úrazu elektrickým proudem [38].

Stejně tak jako v elektrických kovových vodičích se vedení proudu v organismu řídí dle Ohmova zákona a Kirchhoffových zákonů. Odpor tkání je však proměnlivý a závislý na funkčním

stavu dané tkáně/orgánu. Jako nositelé proudu se zde uplatňují skoro výhradně ionty [37]. Jestliže tedy dochází k prostupu nějakého iontu přes buněčnou membránu, protéká přes ni elektrický proud [38].

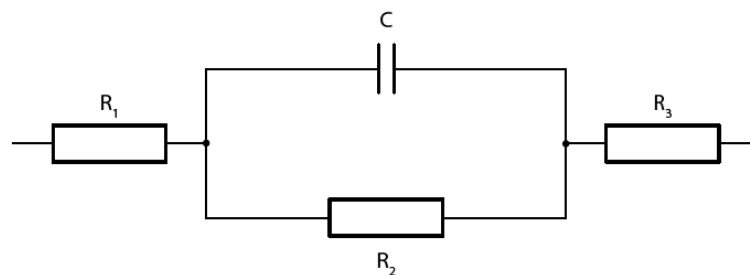
Zjednodušeně se ve tkáních uplatňují dva typy vodivosti. Cytoplazma a mezibuněčný prostor (intracelulární a extracelulární prostředí) se chová jako vodič druhého řádu [37]. To znamená, že zde existuje dostatek volných iontů, které mohou vést proud. Zde se proto prosazuje frekvenčně nezávislý ohmický odpor  $R$  [38]. Měrná vodivost cytoplazmy a mezibuněčného prostoru se uvádí 0,2–1,0 S/m [39].

Buněčné membrány oproti tomu vykazují navíc značné kapacitní vlastnosti [37]. Jejich odpor je zhruba o osm řádů vyšší než odpor intracelulárního či extracelulárního prostředí [40], měrná vodivost buněčných membrán se pohybuje mezi  $10^{-6}$ – $10^{-8}$  S/m [39]. Membránové struktury proto kladou velký odpor průchodu stejnosměrnému proudu a při průchodu střídavého proudu se uplatňuje jejich ohmický odpor  $R$  a kapacitance  $X_c$ , která závisí na frekvenci a permitivitě [40]. Tato frekvenční závislost kapacitance je však poměrně složitá, protože permitivita tkání a biologických tekutin je taktéž závislá na frekvenci [38].

Celková impedance tkáně  $Z$  je dána vektorovým součtem ohmických odporů a kapacitance, indukance se v podstatě neuplatňuje. Z toho vyplývá, že impedance je kvůli kapacitanci také frekvenčně závislá a s rostoucí frekvencí se průchod proudu zvyšuje [39]. Zjednodušeně lze část tkáně z hlediska vedení elektrického proudu popsat schématem uvedeným níže (viz Obr. 20), kde  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  jsou ohmické odpory a  $C$  je kapacita buněčné membrány. Celkovou impedanci  $Z$  tohoto obvodu lze vyjádřit vzorcem [38]:

$$Z = R_1 + \frac{R_2 X_c}{\sqrt{R_2^2 + X_c^2}} + R_3 \quad (2)$$

kde  $R_1$ ...intracelulární odpor,  $R_2$ ...odpor membrány,  $X_c$ ...kapacitance membrány,  $R_3$ ...extracelulární odpor.



Obr. 20 Zjednodušené schéma části tkáně, kde  $R_1$ ...intracelulární odpor,  $R_2$ ...odpor membrány,  $C$ ...kapacita membrány,  $R_3$ ...extracelulární odpor [38]



Z dříve uvedeného je patrné, že stejnosměrný proud tělem prochází elektrolyticky (je způsoben pohybem iontů), a to především mezibuněčnou/extracelulární tekutinou. Střídavý proud je tkáněmi veden jako posuvný proud [39]. Ve tkáních jsou náboje často vázány na molekuly, které nejsou volně pohyblivé, čímž jim propůjčují polární charakter, kvůli čemuž se potom mohou orientovat dle vnějšího elektrického pole. Na podkladě natáčení polárních molekul v elektrickém poli pak vzniká posuvný proud a také velké množství tepla [37]. Při průchodu nízkofrekvenčního proudu kladou membrány relativně velký odpor (odpor membrán klesá se zvyšující se frekvencí střídavého proudu), nízkofrekvenční proud se proto v těle chová podobně jako proud stejnosměrný. Při průchodu vysokofrekvenčního proudu dochází k tzv. kapacitnímu přemostění membrán a proud prochází snadno kvůli nízkému kapacitnímu odporu membrán [39].

Zjednodušeně lze velikost celkového proudu protékajícím lidským tělem vyjádřit dle Ohmova zákona jako [39]:

$$I = \frac{U}{R_t + R_p} \quad (3)$$

kde:  $I$ ...proud procházející lidským tělem,  $U$ ...přiložené napětí,  $R_t$ ...odpor lidského těla,  $R_p$ ...přechodový odpor mezi živým koncem instalace a tělem a mezi tělem a zemí.

Odpor respektive impedance kůže je velmi proměnná a závisí na mnoha faktorech, uvádí se, že je zhruba třikrát vyšší než u tkání. Stejně jako buněčné membrány obsahuje i kůže kapacitní složku – kapacitanci  $X_c$ . Následující tabulka (viz Tab. 4) zobrazuje frekvenční závislost kapacitance kůže  $X_c$  v porovnání s odporem těla  $R_t$ . [39]

Tab. 4 Frekvenční závislost kapacitance kůže [39]

Frekvence	Kapacitance kůže
50 Hz	$X_c = R_t$ (cca 2 k $\Omega$ )
1 kHz	$X_c = 1/6 \cdot R_t$
10 kHz	$X_c = 1/60 \cdot R_t$

Účinky elektrického proudu na organismus jsou závislé na mnoha faktorech, mezi ty patří: druh resp. charakter proudu, jeho velikost a frekvence, impedance lidského těla, dráha proudu organismem, doba průchodu proudu, velikost dotykového napětí a fyziologický a psychický stav organismu [41]. Elektrický proud se v živém organismu uplatňuje třemi typy účinků: elektrolytickými, dráždivými a tepelnými. To, jakými účinky se bude uplatňovat daný proud, záleží především na jeho charakteru, jak zobrazuje tabulka dále (viz Tab. 5) [40]. Tepelné účinky se

projevují při průchodu jakéhokoliv proudu, nicméně při uvažování účinků proudu na organismus se v některých případech nemohou brát v potaz, protože než by se tepelné účinky projevíly, došlo by k poškození organismu účinky jinými [38].

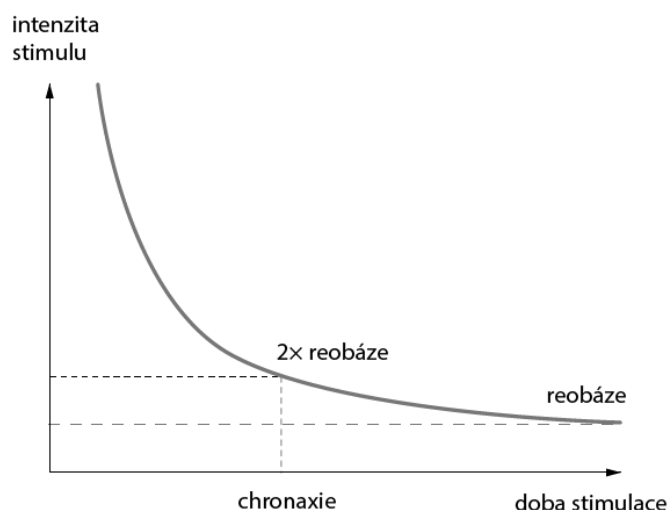
Tab. 5 Účinky různých druhů proudu na organismus [40]

Druh proudu	Elektrolytické účinky	Dráždivé účinky	Tepelné účinky
Stejnoseměrný	Ano	Při náhlé změně či při zapnutí a vypnutí	Ne
Střídavý nízkofrekvenční	Slabé	Ano	Ne
Střídavý vysokofrekvenční	Ne	Ne	Ano

Stejnoseměrný proud působí na organismus převážně elektrolytickými účinky. Kapalné prostředí v těle (intracelulární a extracelulární tekutina či tělesné tekutiny) obsahuje ionty, a proto se chová jako elektrolyt. Elektrolýza, jejímž důsledkem je hromadění alkalických látek pod katodou a kyselých pod anodou, má za následek změnu dráždivosti nervů [40]. Tyto změny v dráždivosti se projevují při proudových hustotách okolo 0,2–0,3 mA/cm<sup>2</sup>. Poškození začíná u proudových hustot kolem 0,5 mA/cm<sup>2</sup> [38]. Dráždivými účinky pak stejnosměrný proud působí pouze při zapnutí či vypnutí, anebo během náhlé změny proudu [40].

S dráždivými účinky souvisí pojem dráždivost tkáně. Jedná se o schopnost živých organismů reagovat na podráždění. V lidském těle je tato vlastnost nejvýraznější u nervové a svalové tkáně (tzv. dráždivé tkáně). Dráždivost je dána dvěma faktory: intenzitou proudu/stimulu a časem. S faktory se pojí dvě veličiny, a to reobáze a chronaxie (viz Obr. 21). Reobáze vyjadřuje prahovou intenzitu, při jejímž dosažení se vyvolá podráždění. Chronaxie představuje dobu potřebnou k vyvolání podráždění za působení intenzity o dvojnásobku reobáze. Čím větší je dráždivost tkáně, tím kratší je chronaxie. [37]

Nízkofrekvenční proudy jsou pulzní nebo střídavé proudy s frekvencí do 1 000 Hz. Vznikají přerušováním galvanického proudu, modifikací střídavého síťového proudu nebo elektronickým generováním. Jejich účinky jsou závislé na tvaru impulzu, frekvenci a intenzitě [42]. Jelikož polarita elektrod při průchodu nízkofrekvenčního proudu je proměnná, má nízkofrekvenční proud pouze slabé elektrolytické účinky, projevují se zejména při nízké frekvenci. Významně však na tkáně působí dráždivě. Dráždivý účinek roste s rostoucí frekvencí až do 100 Hz, s dalším zvyšováním frekvence dochází ke snižování dráždivého účinku proudu [40].



Obr. 21 Vysvětlení pojmů reobáze a chronaxie [38]

Dráždivé účinky nízkofrekvenčního proudu se liší při různých intenzitách, ty mohou být prahově či nadprahově senzitivní, prahově či nadprahově motorické nebo algické. Při intenzitě prahově či nadprahově senzitivní je frekvenční optimum vhodné pro dráždění 50–100 Hz a účinek je vždy analgetický. Intenzita prahově algická (intenzita na hranici tolerance) má také analgetický účinek, používané frekvenční optimum je mezi 2–10 Hz. [42]

Použití intenzity prahově či nadprahově motorické vyvolá izolovaný impuls, který působí na kosterní sval, izolovanou kontrakci a následnou spontánní dekontrakci (záškub). Pokud se použije více impulsů, účinek je závislý na použité frekvenci. Svalová vlákna reagují záškuby zhruba do 7 Hz, od 8 Hz přibližně do 29 Hz podrážděním vzniká vlnitý tetanus, frekvence nad 30 Hz vyvolá tetanickou kontrakci o síle závislé na intenzitě proudu. Optimum pro tuto aplikaci je mezi 40–60 Hz. K dosažení myorelaxačního účinku jsou optimální frekvence 180–220 Hz. Při frekvencích vyšších než 250 Hz se rychle vyčerpají energetické zásoby svalových buněk, přichází únava a ztráta účinku. U motorického dráždění dochází zároveň k lepšímu prokrvení. Všechny tyto účinky a použité intenzity zjednodušuje a shrnuje tabulka níže (viz Tab. 6). [42]

Tab. 6 Dráždivé účinky nízkofrekvenčních proudů dle frekvence zjednodušeně [42]

Frekvence	Intenzita	Účinek
Kolem 5 Hz	Prahově algická	Analgetický
Kolem 50 Hz	Nadprahově motorická	Motorické dráždění, hyperémie
Kolem 100 Hz	Nadprahově senzitivní	Analgetický
Kolem 180 Hz	Nadprahově motorická	Myorelaxační

Za středněfrekvenční proudy jsou považovány proudy o frekvencích 1 001–100 000 Hz (v praxi 2 500–12 000 Hz). Na rozdíl od nízkofrekvenčních proudů snadno překonávají kožní odpor. V terapii je tento fakt výhodou, tyto proudy ovšem mají jen malé nebo skoro žádné dráždivé účinky – tento problém se odstraňuje konverzí na proudy nízkofrekvenční. Používají se dva základní způsoby: buď se využívá interference dvou nemodulovaných středněfrekvenčních proudů, anebo se užije amplitudová modulace tohoto proudu již v přístroji. [42]

Střídavý vysokofrekvenční proud je definován frekvencí vyšší než 100 kHz (resp. 300 kHz až 300 GHz) [42]. Tento proud již nemá žádné elektrolytické účinky a nad 100 kHz se již neuplatňují ani účinky dráždivé. Plně se zde uplatňují tepelné účinky proudu. V terapii jsou tyto proudy využívány k prohřívání tkání či při diatermii [38]. Množství tepla, které při průchodu těchto proudů vzniká, je dáno Jouleovým zákonem [37]:

$$Q = U * I * t \quad (4)$$

kde:  $Q$ ...vzniklé teplo,  $U$ ...napětí,  $I$ ...proud procházející tkání,  $t$ ...doba průchodu proudu.

Zóny účinků elektrického proudu na lidský organismus v rozmezí frekvencí 15–100 Hz jsou uvedeny v technické specifikaci IEC/TS 60479-1 vydané mezinárodní elektrotechnickou komisí (IEC). Tato technická specifikace je zapracována i do soustavy českých technických norem (ČSN), a to jako ČSN IEC/TS 60479-1 do konce roku 2020, nově jako ČSN IEC 60479-1 s názvem Účinky proudu na člověka a domácí zvířectvo – Část 1: Obecná hlediska. Mimo jiné se zabývá i mezemi pravděpodobnosti vzniku komorové fibrilace, jež je jednou z hlavních příčin úmrtí v důsledku úrazu elektrickým proudem. Zóny účinků střídavého elektrického proudu o frekvenci 15–100 Hz pro dráhu proudu levá ruka – chodidla zobrazuje obrázek B.1 umístěný v příloze (viz Příloha B). Vymezení zón a jejich fyziologické účinky na organismus přehledně popisuje tabulka B.1 uvedená v příloze (viz Příloha B). Přičemž platí, že pokud proud prochází tělem po dobu kratší než 200 ms, dojde ke komorové fibrilaci pouze ve zranitelné fázi (tzv. vulnerabilní interval myokardu komor), pokud se překročí odpovídající meze. [43]

Co se bezpečnosti respektive škodlivosti působení elektrických proudů na organismus týká, střídavý proud je pro lidský organismus nebezpečnější než stejnosměrný, protože snáze prochází lidským tělem a vyvolává podráždění svalové a nervové tkáně [44]. Např. při průchodu střídavého proudu o frekvenci 50 Hz se srdce bude snažit této frekvenci přizpůsobit a kontrahovat se padesátkrát za sekundu. Srdce ztrácí schopnost pracovat jako krevní pumpa a vzniká komorová fibrilace, což vede k zástavě krevního oběhu. Maximální možná přípustná hodnota, která se dá považovat za ještě bezpečnou (resp. je prahem bolesti [38]), je u stejnosměrného proudu 10 mA, u střídavého proudu o frekvencích 10–100 Hz pak 3,5 mA [41]. U vysokofrekvenčního střídavého proudu jeho nebezpečnost klesá, organismus snese i 0,4 A. Nejškodlivěji působí prostřednictvím tepelného poškození především kůže v místech vstupu a výstupu proudu z těla [44].

Nejnebezpečnější frekvence z hlediska ovlivnění srdeční činnosti se nacházejí v pásmech 10–100 Hz a 200–500 Hz [41].

### 4.3 Legislativní úprava a technická normalizace

Od 30. června roku 2001 musí všechny elektronické zdravotnické přístroje uvedené na trh nebo do provozu v rámci Evropské unie odpovídat základním požadavkům uvedeným v evropské směrnici o zdravotnických prostředcích (93/42/EHS ve znění pozdějších předpisů). Mezi tyto požadavky se řadí i podmínka, že konstrukce zařízení musí odstraňovat nebo alespoň minimalizovat rizika spojená s předvídatelnými podmínkami prostředí (vliv magnetických polí, vnějších elektrických jevů apod.). [36]

V české legislativě tyto a jiné požadavky upravuje nařízení vlády č. 55/2015 Sb. o technických požadavcích na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky, ze dne 25. března 2015 [45]. Z hlediska elektromagnetické kompatibility stanovuje technické požadavky nařízení vlády č. 117/2016 Sb. o posuzování shody výrobků z hlediska elektromagnetické kompatibility při jejich dodávání na trh. Pokud jsou však technické požadavky na zařízení stanovena i jiným právním předpisem, pak se řídí dle toho předpisu, což platí například i pro aktivní implantabilní zdravotnické prostředky (řídí se dle nařízení vlády č. 55/2015 Sb.) [46].

Evropské normy řady EN 45502 jsou základními technickými normami pro kardiostimulační techniku [1]. V systému českých technických norem (ČSN) se jedná konkrétně o ČSN EN 45502-1 ED. 2 Chirurgické implantáty – Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 1: Obecné požadavky na bezpečnost, značení a informace poskytované výrobcem [47]. Dále ČSN EN 45502-2-1 Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory) [48]. A v neposlední řadě 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) [49].

Hlavní normou v souvislosti s odolností vůči interferenci je norma EN 60601-1-2 [36]. Z vydání této normy v roce 2015 pak vychází i česká technická norma s účinností od dubna 2016: ČSN EN 60601-1-2 ED. 3 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-2: Obecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost – Skupinová norma: Elektromagnetická rušení – Požadavky a zkoušky [50].

## 4.4 Elektromagnetická interference a kardiostimulační technika

Pokud je v těle přítomen implantát, účinky elektromagnetických polí se mohou zvětšit. U kovového implantátu hrozí jeho zahřívání a následné ohřívání okolní tkáně. Dalším možným účinkem je zvýšení proudové hustoty ve tkáni v okolí přístroje. U srdečních implantabilních elektronických zařízení mohou elektromagnetická pole indukovat proudy procházející z elektrod do srdce. To může způsobit místní přehřátí či fibrilaci myokardu. Napětí se také může indukovat ve vodiči elektrody, což může vést k zamezení adekvátního snímání srdečních signálů nebo k poškození implantabilního zařízení. [1]

Relativní odolnost vůči EMI, respektive minimalizace elektromagnetického rušení, je zajišťována hermetickým stíněním (kovová pouzdra), filtrací signálu, implementací okruhů pro rozpoznávání interferenčních signálů, schopností přepnutí se do zvláštního režimu při identifikaci interference či možností bipolárního snímání [51]. Vliv na odolnost zařízení má i počet elektrod, jejich umístění a konfigurace, nebo nastavené programovatelné parametry jako například: citlivost, konfigurace elektrod (bipolární konfigurace je vůči EMI obecně méně citlivá oproti unipolární [1]) nebo kardiostimulační režim [52]. Absolutní odolnost a ochrana však není možná [53].

Stupeň interference a její vliv na funkci zařízení závisí především na typu zdroje rušení, na jeho frekvenci a intenzitě, vzdálenosti od zařízení a na době trvání tohoto rušení [52]. Následky jsou ve většině případů nepředvídatelné a mohou být klinicky závažné. Rozsah těchto následků je široký: od dočasného falešného snímání až po trvalé poškození implantabilního zařízení či nekrózu tkáně [51]. Mezi možné poruchy funkce přístroje vyvolané EMI patří inhibice, asynchronní stimulace, vznik maligní arytmie (na základě asynchronní stimulace) nebo falešná detekce arytmie a následná neadekvátní šoková terapie [53]. Právě inhibice stimulace, změna programace přístroje nebo aplikace neadekvátního výboje u ICD vzniká na podkladě detekce EMI jakožto fyziologických signálů vlastní srdeční akce, což je považováno za nejvíce problematické v souvislosti s interferencí u CIED [54].

Vzhledem k rozsahu a lepší přehlednosti práce jsou tabulky obsahující rešerši různých zdrojů elektromagnetického pole/rušení a jejich frekvenčního rozsahu, uvedeny v přílohách. Zdroje, které se vyskytují v běžném prostředí, jsou s jejich frekvenčním rozsahem zpracovány v tabulce C.1 (viz Příloha C). Zdroje, se kterými lze přijít do kontaktu v nemocničním prostředí a jejich frekvenční pásma, shrnuje tabulka D.1 (viz Příloha D). Tabulka E.1 (viz Příloha E), jež vyjmenovává elektrické biosignály a jejich frekvenční rozsah, a tabulka F.1 (viz Příloha F), která uvádí magnetické biosignály a jejich frekvenční pásma, jsou taktéž k nahlédnutí v přílohové části.

#### 4.4.1 Interference v běžném prostředí

Výrobce kardiostimulační techniky – firma Boston Scientific v příručkách pro pacienty s implantovaným kardiostimulátorem [55] nebo kardioverterem-defibrilátorem [56] uvádí, že při běžném užívání jsou bezpečné: čističe vzduchu, dálková ovládání, elektrické ohradníky, elektrické otvírače konzerv, elektrické a ohřívací podušky, elektrické zubní kartáčky, faxy a kopírky, hry s laserovými paprsky, mikrovlnné trouby, mixéry, osobní počítače, osobní digitální asistenti (pokud nefungují rovněž jako mobilní telefony), pagery, pračky a sušičky prádla, přehrávače CD/DVD, přenosné teploměry, rádia (AM a FM), solária, elektrické nebo plynové sporáky, televize, trouby, TV nebo rozhlasové vysílací stožáry (mimo zakázané pásmo), videohry, videorekordéry, vyhřívané koupele a vířivky, vysavače, vysoušeče vlasů a výstražné přístroje pro pacienty. Dle článku [51] se navíc také jedná o bateriově napájené holicí strojky, dobíječky baterií, elektrické kytary, GPS, herní automaty, myčky, notebooky, pájky, tiskárny a žehličky. Mikrovlnná trouba by pak potenciálně mohla být zdrojem EMI v případě, že je poškozena stínící mřížka nebo dvířka nedoléhají a pacient se vyskytuje v její bezprostřední blízkosti [53].

Mezi předměty, které by neměly být umístěny přímo nad kardiostimulátorem či kardioverterem-defibrilátorem, ale jinak je jejich používání bezpečné, patří (opět dle příruček firmy Boston Scientific [55], [56]): bezdrátové (domácí) telefony, elektrické holicí strojky, ruční masážní strojky a přenosné přehrávače MP3 a multimédií (které ale nefungují jako mobilní telefony). Co se týče přenosných přehrávačů multimédií, existují studie, které prokazují, že MP3 přehrávače EMI nezpůsobují, naopak v případě iPodů umístěných méně než 5 cm od přístroje může docházet k interferenci [51].

Boston Scientific [55], [56] doporučuje, aby následující předměty byly alespoň 15 cm od implantovaného přístroje: magnetické hůlky (používané ve hře Bingo), mobilní telefony (včetně osobních digitálních asistentů a přenosných multimediálních přehrávačů s integrovaným mobilním telefonem), sluchátka, zařízení přenášející signál Bluetooth či Wi-Fi (mobilní telefony, bezdrátové internetové směrovače – routery, atd.). Dle [51] by měly být 15 cm od přístroje vzdáleny také elektrická sekačka, elektrické nůžky na plot, cirkulárka, šicí stroj či vakuový vysavač. Ovlivnění funkce CIED elektromagnetickou interferencí způsobenou mobilními telefony je pouze dočasné. Pokud má mobilní telefon vyzářovací výkon větší než 3 W, doporučuje se vzdálenost zvýšit z 15 cm na 30 cm. Při telefonování by měl být mobilní telefon přikládán k uchu na opačné straně, než kde je implantován přístroj [55]. Nebezpečí EMI z mobilního telefonu je považováno za velmi nízké, závisí na typu mobilního telefonu, výrobcí a typu implantabilního zařízení, přičemž k častějším interferencím dochází u dvoudutinových kardiostimulátorů [53]. Sluchátka se doporučuje nezavěšovat či neobmotávat kolem krku, neukládat je do náprsní kapsy košile nebo na hrudník [56].

Automaty na mince, bezdrátové elektrické nástroje na baterie, dálková ovládání s anténami, dílenské nářadí (vrtačky, stolní pily), odfukovače listů, řetězové frézy, stereo reproduktory, vrtačky a obecně elektrické nástroje s přívodní šňůrou by měly být (dle Boston Scientific) alespoň ve vzdálenosti 30 cm od implantovaného zařízení [55]. Ve vzdálenosti nad 60 cm od prostředku by měly zůstat antény občanských radiostanic a policejních vysílaček, obloukové svářečky, běžící motory a alternátory (především ve vozidlech) – vzdálenost potřebná k řízení vozidla je bezpečná [56]. Dle [51] dále indukční varná deska, pily s motory do 400 koňských sil, vzduchové kompresory či vrtačky. U indukční varné desky nelze možnost EMI vyloučit i přesto, že studie podle holterovského monitorování neprokázaly přímý účinek na pulzní generátory [53].

Pacienti s implantabilními zařízeními by se pak měli úplně vyhnout používání magnetických matrací a křesel, paralyzátorům, přístrojům pro měření tělesného tuku nebo vrtacích kladiv (sbíječky) [55], mechanickým lisům a kovádlinám [53]. Nedoporučuje se jim ani sváret elektrickým obloukem, z důvodu prudké změny toku elektrického proudu. Průchodem indukovaného proudu v elektrodě může na rozhraní elektrody a srdeční tkáň dojít k nekróze, která způsobí zvýšení stimulačního prahu [53].

Dalším možným zdrojem EMI jsou systémy na ochranu proti krádežím a bezpečnostní systémy. Používaná technologie je různá, nejpravděpodobnější EMI je u akusticko-magnetického režimu [51], může zapříčinit přechod zařízení do asynchronního režimu [53]. Mezi doporučená opatření patří: procházet těmito systémy normálním krokem, neopírat se o ně ani se nezdržovat v jejich blízkosti. Vyvolání alarmu je pak spíše nepravděpodobné [56]. Co se týče rámového detektoru kovů (na letištích či v soudních budovách), bylo prokázáno, že implantabilní zařízení nepoškodí [55] a nijak neovlivňuje jeho funkci (maximálně může inhibovat jeden komplex) [53], může ovšem spustit alarm [56]. Ruční detektory ale již zařízení ovlivnit mohou, zvláště při delším držení detektoru nad přístrojem. Doporučuje se informovat bezpečnostní pracovníky o implantovaném zařízení, upřednostňuje se osobní ruční prohlídka, pokud nelze, musí prohlídka s ručním detektorem proběhnout co nejrychleji [56].

#### 4.4.2 Interference v nemocničním prostředí

V nemocničním prostředí je EMI skoro všudypřítomná vzhledem k přístrojovému vybavení, často je interference způsobena přímo danou terapií či diagnostickou metodou [51]. Mezi nejvýznamnější zdroje EMI patří elektrokauterizace, externí defibrilace, litotrypse, radiofrekvenční ablace, diagnostický a léčebný ultrazvuk, radioterapie, zobrazování magnetickou rezonancí (MRI), transkutánní elektrická stimulace nervů (TENS) nebo diatermie [53].

Elektrokauterizace je jedním z prvních známých zdrojů EMI v nemocničním prostředí, který dokáže ovlivnit funkci kardiostimulátorů či kardioverterů defibrilátorů [52]. Může během ní dojít



k vytvoření silného elektromagnetického pole o frekvenci 100 kHz a více, které může procházet filtry CIED [51]. Interpretací radiofrekvenčního signálu jako vlastní akce srdeční může dojít k inhibici. Zařízení se také může vlivem EMI přepnout do asynchronního režimu či resetovat. Interferenční signál je schopen indukovat v elektrodách proud a způsobit tepelné poškození tkáně. U frekvenčně adaptabilních kardiostimulátorů může dojít k stimulaci na horním limitu frekvence [53]. Toto ovlivnění funkce se může vyskytovat u unipolární i bipolární kauterizaci [51]. Během elektrokauterizace by proto implantabilní přístroj měl být vypnutý [56]. Pokud tak nelze učinit, kardiostimulátory by měly být přeprogramovány do asynchronního režimu, u kardioverterů-defibrilátorů se před výkonem vypíná terapie (s užitím externí defibrilace, pokud je nutná). Během zákroku se pečlivě monitorují vitální funkce [51]. Upřednostňována je bipolární kauterizace s přerušovanou aplikací (do 3 s), bezpečná vzdálenost je 15–20 cm od kardiostimulační techniky [53].

Radiofrekvenční ablace je, co se týče účinku a ovlivnění funkcí, podobná elektrokauterizaci [53]. Riziko EMI je ovšem oproti elektrokauterizaci vyšší vzhledem k obvykle menší vzdálenosti od zařízení. Je doporučeno dodržovat stejná opatření jako u elektrokauterizace [51]. Externí defibrilace může ovlivnit či poškodit implantovaný přístroj [53], pokud je to nutné, lze ji použít [55]. Defibrilační elektrody by měly být umístěny alespoň 15 cm od přístroje [52]. Vždy musí následovat kontrola správné funkce zařízení [55].

Protože polovodičové elektronické obvody uvnitř CIED jsou citlivé na ionizující záření, radioterapie může způsobit poruchu funkce těchto zařízení. Riziko poruchy roste s kumulativní dávkou. U ICD bylo zaznamenáno prodloužení doby detekce a doby nabíjení [51]. U kardiostimulátorů může ozáření vést k asynchronní stimulaci či ke ztrátě výdeje [53]. Je zakázáno ozařovat CIED přímo, je nutné použít stínění a pravidelně kontrolovat zařízení v kratších časových úsecích [51].

Aplikace litotrypsy může vést k poškození přístroje [56], protože se může poškodit piezoelektrický krystal [53]. Je vhodné kardiostimulátor přeprogramovat do režimu s pevnou frekvencí a u kardioverterů-defibrilátorů se doporučuje vypnutí antitachykardické terapie a monitorace [53]. U diagnostického a léčebného ultrazvuku je zakázáno umisťovat sondu přímo nad přístroj, opět by měla být minimálně 15 cm vzdálená [51].

Během diatermie se užívá elektrického pole k prohřívání tkání. Protože tato metoda může vést k poškození přístroje nebo ke způsobení zranění, doporučuje se ji neprovádět [55]. Je tedy často kontraindikována, stejně tak jako transkutánní elektrická stimulace nervů (TENS) [51]. TENS může opět ovlivnit funkci přístroje a jsou nutná zvláštní bezpečnostní opatření [55]. Je zde možnost inhibice přístroje i ze vzdálených míst a zvláště u ICD hrozí riziko pozdních interakcí [53].

Některé defibrilační systémy a kardiostimulátory jsou vyrobeny tak, že za určitých podmínek umožňují vyšetření magnetickou rezonancí. Pokud však přístroj není MRI kompatibilní nebo se nedodrží podmínky, může dojít k vážnému poškození přístroje a vyšetření MRI je kontraindikováno [56]. Mezi rizika patří přechod kardiostimulátorů do asynchronního režimu, pacemakerová tachykardie, u ICD může dojít vlivem silného magnetického pole k deaktivaci detekce tachyarytmií i k zamezení aplikace terapie [53]. Také může dojít k přehřátí, změně naprogramovaných parametrů, poškození obvodů nebo k přemístění zařízení. U kardiostimulátorů se doporučuje přeprogramování do asynchronního režimu, u kardioverterů-defibrilátorů je nutné vypnutí všech terapií [51]. Během výkonu by měl být zajištěn vizuální kontakt s pacientem a monitorace vitálních funkcí [53]. Je důležité individuálně zvažovat přínosy a možná rizika v souvislosti s MRI [51].

## 5 Analýza časování CIED a vliv na detekci signálu

### 5.1 Analýza časování CIED

Pro analýzu časování byl použit biventrikulární kardiostimulátor (zařízení pro resynchronizační terapii, CRT-P) a jednodutinový kardioverter-defibrilátor (ICD). Obě zařízení byla od stejného výrobce, s tím souvisí i popsané časovací algoritmy a funkce (napříč výrobci se mohou lišit). Analýza vychází z nominálního nastavení všech parametrů, ty byly takto naprogramovány u obou zařízení přes programmer (viz Tab. 7, Tab. 8).

#### 5.1.1 Analýza časování CRT-P

Tab. 7 Nominálně nastavené parametry pro CRT-P (PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, PVAB...síňové zaslepení po komorové stimulaci, ARP...síňový refrakterní interval, VRP...komorový refrakterní interval, PAVB...komorové zaslepení po síňové stimulaci)

Stimulační režim	DDDR	Rate Responsive PVARP/V Ref	High
Dolní mez stimulace	60 bpm	Nejkratší PVARP/V Ref	175 ms
Max Sensor Rate	130/180 bpm	Stimulovaný/snímaný ARP	190/93 ms
Max Track Rate	130/180 bpm	Stimulovaný/snímaný VRP	250/250 ms
Stimulovaný AV interval (PAV)	200 ms	PAVB	44 ms
Snímaný AV interval (SAV)	150 ms	Ventricular Safety Standby	On
Rate Responsive AV interval	Medium	Auto Mode Switch (AMS)	DDIR
Nejkratší AV interval	100 ms	Mez pro detekci síňové tachykardie	180/225 bpm
PVARP	275 ms	Dolní mezní frekvence AMS	80 bpm
PVAB	150 ms	V. Noise Reversion Mode	DOO

Horní mez byla nastavena na 130 bpm (nominálně) a následně na 180 bpm. Limitní hodnoty intervalů tedy byly analyzovány pro dvě různé horní meze stimulace, jelikož u mladých pacientů by mez 130 bpm byla nedostačující (dle vzorce 220 bpm – věk). U horní meze stimulace 180 bpm

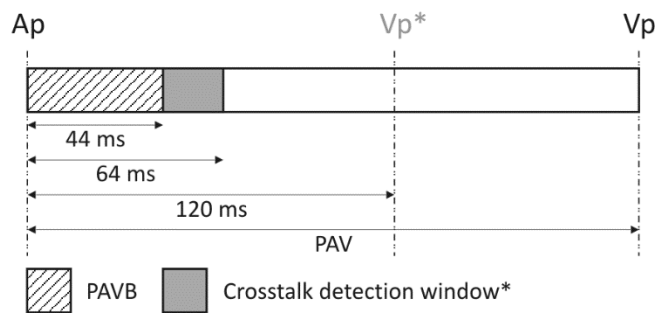
zůstaly všechny parametry stejné, kromě meze pro detekci síňové tachykardie, která byla nominálně přenastavena ze 180 bpm na 225 bpm.

Parametry „Max Sensor Rate“ a „Max Track Rate“ představují horní mez stimulace. V režimu DDDR se bude uplatňovat jako horní mez stimulace parametr „Max Sensor Rate“, pokud by senzor nebyl zapnutý (režim DDD apod.), pak by byla horní mez stimulace dána parametrem „Max Track Rate“.

„Rate responsive AV interval“ mění SAV nebo PAV v závislosti na senzoru, „AF Suppression“ algoritmu nebo filtrované síňové frekvenci. Programovatelnými možnostmi tohoto parametru jsou „low“, „medium“ a „high“. Ke zkracování AV intervalu dochází od 60 bpm a používají se poklesy o 1, 2 nebo 3 ms/bpm. (Novější zařízení mohou používat poklesy o 0,5; 0,75 a 1 ms/bpm.) S rostoucí frekvencí dochází ke zkracování AV zpoždění až do dosažení nejkratšího nastaveného AV intervalu nebo horní meze stimulace.

„Rate Responsive PVARP/V Ref“ automaticky mění stimulované VRP a PVARP v závislosti na senzoru, „AF Suppression“ algoritmu nebo filtrované síňové frekvenci. U PVARP poskytuje dostatečné a zároveň fyziologičtější „alert window“ na síňovém kanálu. Programovatelnými možnostmi tohoto parametru jsou „low“, „medium“ a „high“. V časování se potom zachovává 10 %, 20 % nebo 30 % pro „alert window“ z intervalu dolní meze stimulace (LRI) při dosažení horní meze stimulace („Max Sensor Rate“, pokud je zapnutý senzor, jinak z „Max Track Rate“). Starší zařízení používají ke zkracování refrakterních intervalů poklesy o 1, 2 nebo 3 ms/bpm. Ke zkracování refrakterního intervalu dochází od dolní mezní frekvence nebo od 60 bpm (pokud je dolní mezní frekvence vyšší). S rostoucí frekvencí dochází ke zkracování refrakterních intervalů, dokud se nedosáhne jejich nejkratší nastavené délky (parametr nejkratší PVARP/V Ref) nebo horní meze stimulace. Obecně se refrakterní intervaly skládají z absolutního refrakterního intervalu (interval zaslepení) a z relativního refrakterního (dynamického) intervalu. V případě „rate responsive“ refrakterních intervalů dochází ke změně relativní části refrakterního intervalu, absolutní refrakterní interval zůstává statický.

„Ventricular Safety Standby“ je funkce, která pokud je povolena, předchází „crosstalku“ a následné inhibici komorové stimulace. Po síňové stimulaci následuje „crosstalk detection window“ o délce 64 ms. Pokud je zde zaznamenán „crosstalk“, dojde po 120 ms od stimulace v síni ke stimulaci v komoře. Pokud je SAV nebo „rate responsive“ AV interval kratší než 120 ms, dojde ke komorové stimulaci po vypršení tohoto intervalu (viz Obr. 22). Pro analýzu časování nebyl předpokládán výskyt „crosstalku“.



Obr. 22 Vysvětlení funkce „Ventricular Safety Standby“ [Zdroj: autor]

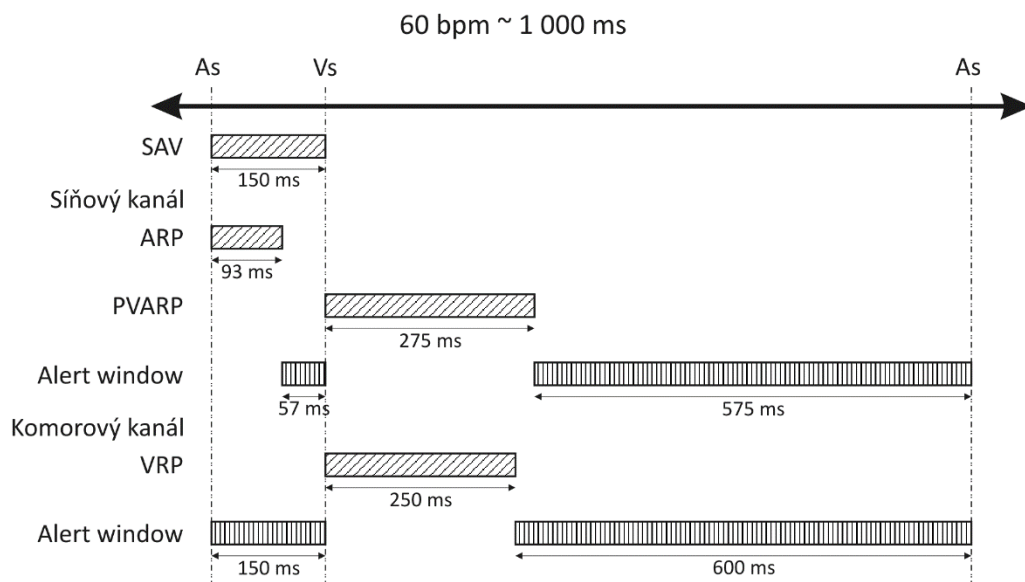
Limitní hodnoty intervalů (zaslepení, refrakterity a „alert window“) byly pro CRT-P stanoveny pro dolní i horní mez stimulace pro síňový i pravokomorový kanál. Levokomorový kanál byl umístěn izolovaně od ostatních kanálů, externí stimulací bylo ověřeno, že tento kanál nemá vliv na časování síňového a pravokomorového kanálu. Dále se proto zabýváme jen posledními jmenovanými kanály. Časování bylo analyzováno pro jednotlivé frekvence vždy pro snímanou síň následovanou snímanou komorou a pro stimulovanou síň následovanou stimulovanou komorou:

- **LRL = 60 bpm** (viz Obr. 23 a Obr. 24)

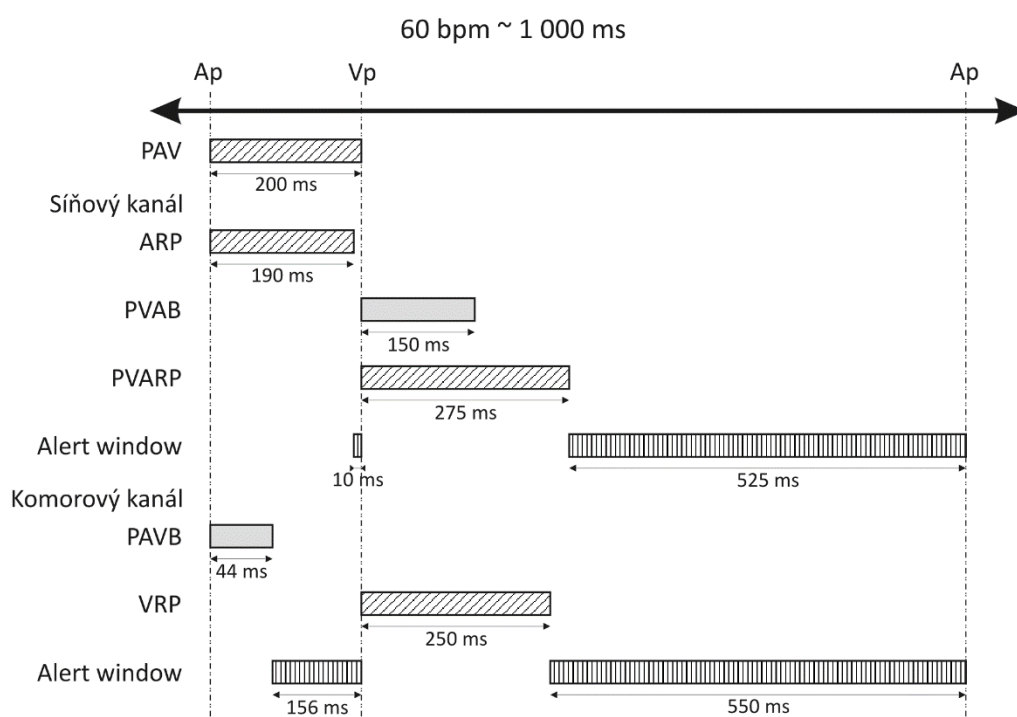
Při 60 bpm tedy dolní mezní frekvenci se neuplatňuje žádné zkracování intervalů. SAV by ve skutečnosti musel být kratší než 150 ms, jelikož následuje snímaná komorová akce (Vs). Po vypršení délky SAV (150 ms) by došlo ke komorové stimulaci (Vp). Pro jednoduchost je zde uvedena jeho hraniční hodnota.

- **URL = 130 bpm** (viz Obr. 25 a Obr. 26)

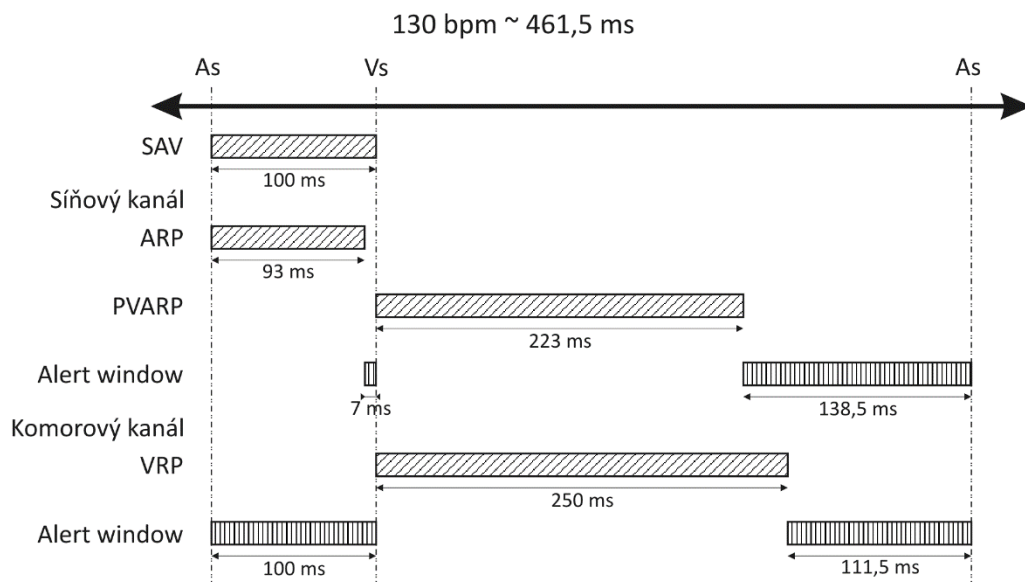
Při horní mezní frekvenci rovné 130 bpm dojde v obou případech (As/Vs i Ap/Vp) ke zkracování „rate responsive“ refrakterních intervalů. V případě SAV i PAV se již uplatní nejkratší nastavený AV interval o hodnotě 100 ms. SAV by opět mohl být kratší, je počítáno s jeho hraniční hodnotou. PVARP byl pro jednoduchost vypočítán, jako kdyby filtrovaná síňová frekvence odpovídala URL, tedy 130 bpm. Pro „alert window“ se vyhradí 30 % z LRI, což odpovídá 138,5 ms, dojde tedy ke zkrácení PVARP z 275 ms na 223 ms. V případě Ap/Vp dojde stejným způsobem ke zkrácení VRP z 250 ms na 223 ms.



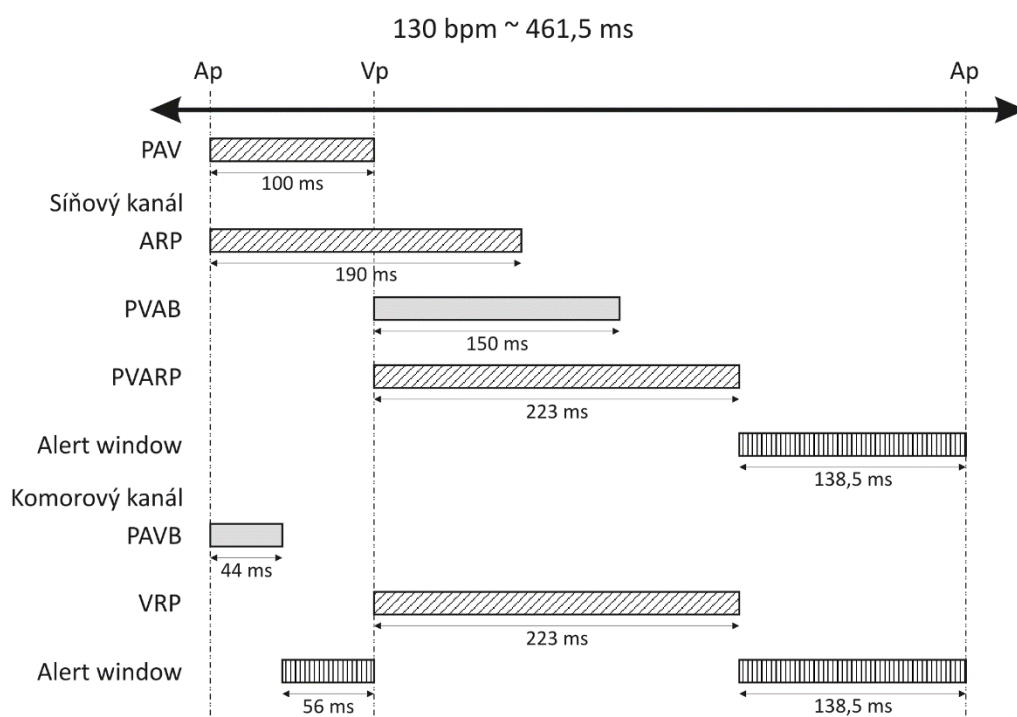
Obr. 23 Zobrazení časovacích intervalů pro As/Vs 60 bpm (SAV...snímaný AV interval, ARP...síňový refrakterní interval, PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]



Obr. 24 Zobrazení časovacích intervalů pro Ap/Vp 60 bpm (PAV...stimulovaný AV interval, ARP...síňový refrakterní interval, PVAB...síňové zaslepení po komorové stimulaci, PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, PAVB...komorové zaslepení po síňové stimulaci, VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]



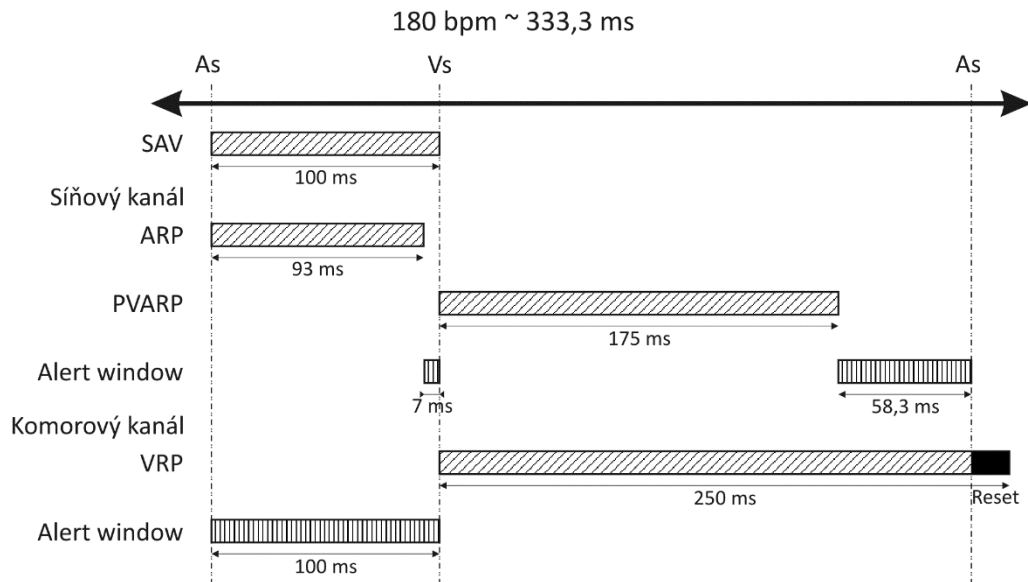
Obr. 25 Zobrazení časovacích intervalů pro As/Vs 130 bpm (SAV...snímaný AV interval, ARP...síňový refrakterní interval, PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]



Obr. 26 Zobrazení časovacích intervalů pro Ap/Vp 130 bpm (PAV...stimulovaný AV interval, ARP...síňový refrakterní interval, PVAB...síňové zaslepení po komorové stimulaci, PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, PAVB...komorové zaslepení po síňové stimulaci, VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]

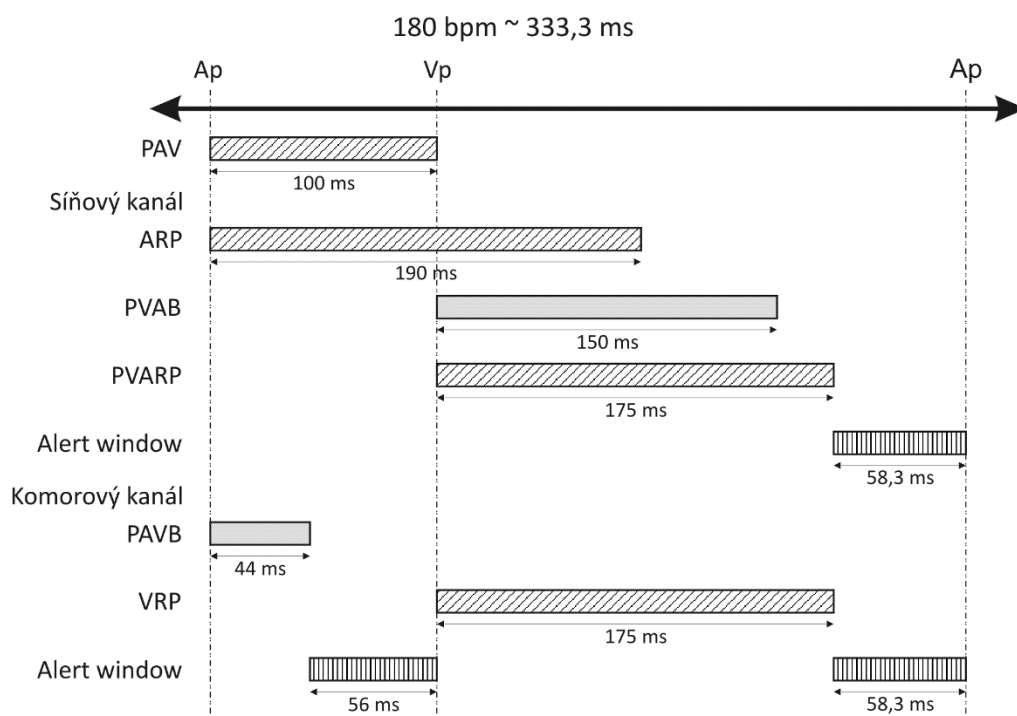
- **URL = 180 bpm** (viz Obr. 27 a Obr. 28)

V případě horní meze stimulace nastavené na 180 bpm se u „rate responsive“ intervalů uplatňují parametry nejkratší AV interval a nejkratší PVARP/V ref. PAV a SAV tedy mají délku 100 ms (pro SAV opět hraniční hodnota). PVARP bude dlouhý 175 ms, stejně tak jako stimulovaný VRP. Snímaný VRP zůstává neměnný, před jeho vypršením dojde k detekci vlastní síňové akce, což způsobí jeho reset.



Obr. 27 Zobrazení časovacích intervalů pro As/Vs 180 bpm (SAV...snímaný AV interval, ARP...síňový refrakterní interval, PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]





Obr. 28 Zobrazení časovacích intervalů pro Ap/Vp 180 bpm (PAV...stimulovaný AV interval, ARP...síňový refrakterní interval, PVAB...síňové zaslepení po komorové stimulaci, PVARP...síňový refrakterní interval po komorové události, PAVB...komorové zaslepení po síňové stimulaci, VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]

### 5.1.2 Analýza časování ICD

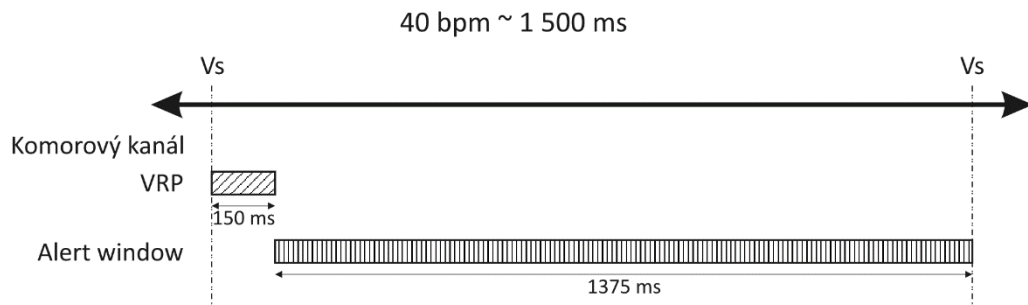
Tab. 8 Nominálně nastavené parametry pro ICD (VRP...komorový refrakterní interval)

Stimulační režim	VVI	Rate Responsive V Ref	Low
Dolní mez stimulace	40 bpm	Nejkratší V Ref	225 ms
Horní mez stimulace	110 bpm	Stimulovaný/snímaný VRP	250/125 ms
V. Noise Reversion Mode	Pacing off		

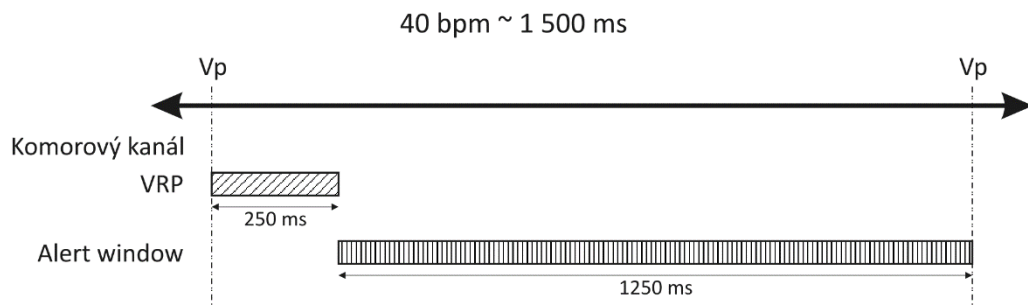
Analýza časování byla provedena pro obě meze stimulace, tedy pro dolní mez stimulace rovnou 40 bpm a pro horní mez stimulace o frekvenci 110 bpm. Funkce „Rate Responsive V Ref“ funguje stejně jako dříve popsaná „Rate Responsive PVARP/V Ref“. Jelikož se jedná o jednotinový přístroj, časování se týká pouze komorového kanálu. Limitní hodnoty intervalů byly stanoveny pro jednotlivé frekvence vždy pro snímanou akci (Vs/Vs) a pro stimulovanou akci (Vp/Vp):

- **LRL = 40 bpm** (viz Obr. 29 a Obr. 30)

Při dolní mezi stimulace nedochází ke zkracování refrakterních intervalů.



Obr. 29 Zobrazení časovacích intervalů pro Vs/Vs 40 bpm (VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]

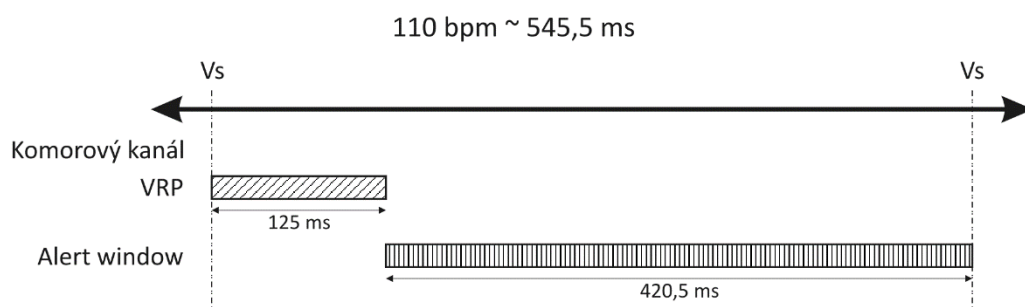


Obr. 30 Zobrazení časovacích intervalů pro Vp/Vp 40 bpm (VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]

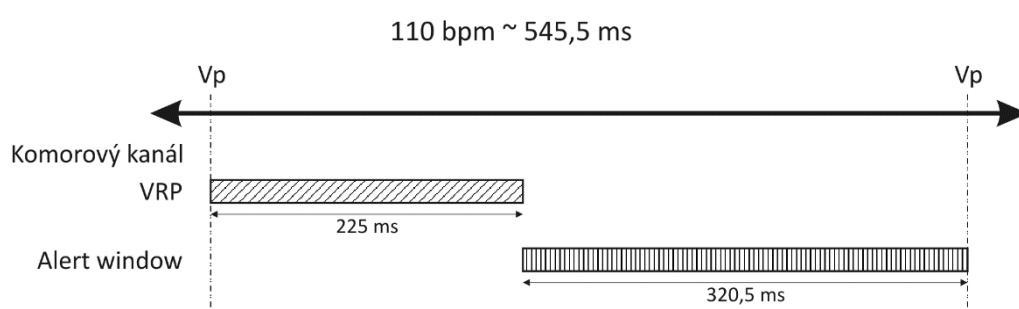
- **URL = 110 bpm** (viz Obr. 31 a Obr. 32)

Při horní mezní frekvenci o 110 bpm dojde při stimulované akci (Vp/Vp) ke zkrácení „rate responsive“ VRP až na jeho stanovenou nejkratší hodnotu (parametr nejkratší V Ref).

Co se týče terapeutické funkce ICD, byly nastaveny dvě zóny: jedna VT zóna a jedna VF zóna. Opět bylo vše naprogramováno nominálně, mimo dodávaných terapií, které byly z důvodu bezpečnosti během následných experimentů a šetření energie baterie nastaveny na nejnižší hodnoty, a mimo počty intervalů nutných k detekci ve VF zóně – ty byly opět z důvodu bezpečnosti nastaveny na vysoké hodnoty (viz. Tab. 9).



Obr. 31 Zobrazení časovacích intervalů pro Vs/Vs 110 bpm (VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]



Obr. 32 Zobrazení časovacích intervalů pro Vp/Vp 110 bpm (VRP...komorový refrakterní interval) [Zdroj: autor]

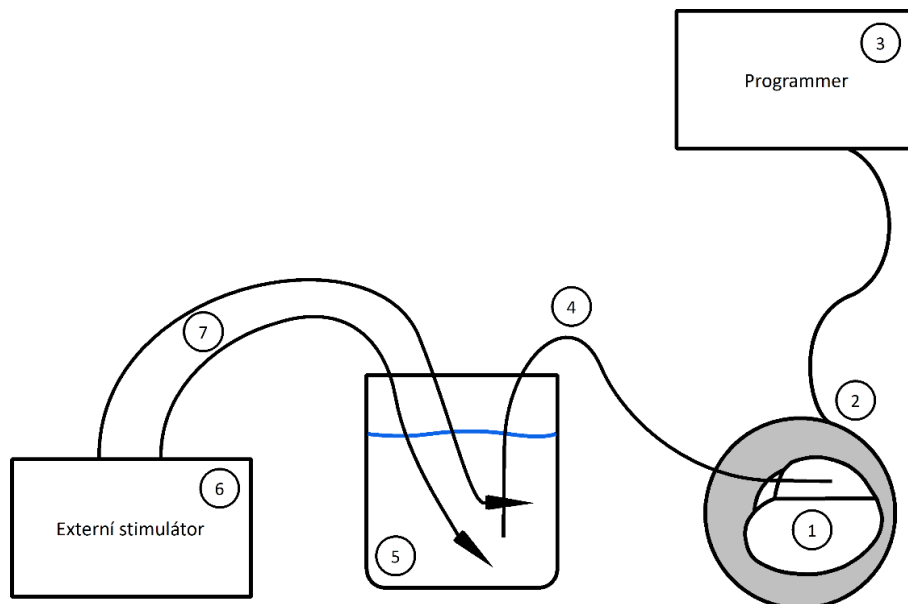
Tab. 9 Nastavené parametry pro terapeutickou funkci ICD (ATP...antitachykardická stimulace)

	<b>VT zóna</b>	<b>VF zóna</b>
Mezní frekvence/interval	171 bpm/350 ms	214 bpm/280 ms
Počet intervalů	30	100
Terapie	3x ATP	1x ATP
	0,1 J/45 V	0,1 J/45 V
	0,1 J/45 V	0,1 J/45 V
	2x 0,1 J/45 V	4x 25 J/704 V

## 5.2 Vliv zpracování signálu jednotlivých kanálů CIED na detekci EMI

Vliv vzorkovací frekvence na detekci interferenčních signálů byl ověřen experimentem, během kterého docházelo ke stimulaci externím stimulatorem nejkratším pulzem. Externí stimulator byl pro tento a následné experimenty vybrán proto, že dokáže poskytovat nízkofrekvenční stimulaci, která se frekvencí stále ještě podobá i fyziologickým signálům srdce, a zároveň „high rate“ stimulaci o maximální frekvenci 1 000 bpm. Bylo předpokládáno, že takto vysoké frekvence se již z pohledu detekce CIED jeví jako vysokofrekvenční. Cílem tohoto experimentu bylo zjistit, zda bude kardiostimulační zařízení během externí stimulace schopno rozlišit všechny úzké pulzy a zda nebude při použitých frekvencích docházet k podvzorkování.

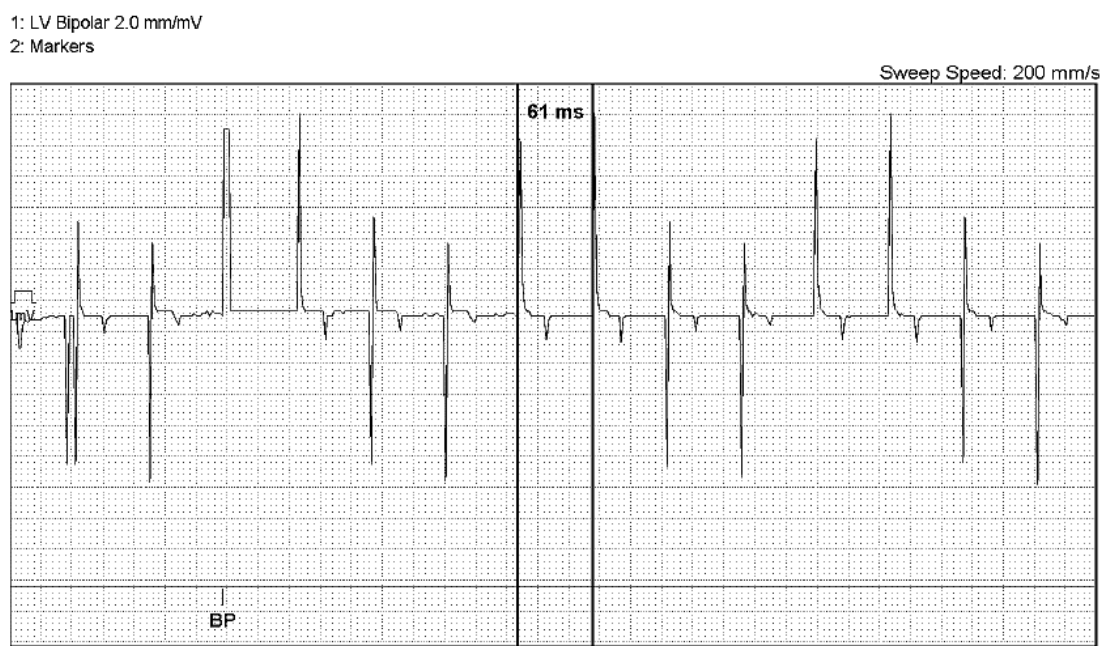
Na stimulatoru byl nastaven režim VOO, tzn., že pro stimulaci byl vždy použit komorový výstup. Jedna elektroda externího stimulatoru byla umístěna do kádinky s fyziologickým roztokem, která simuloval vnitřní prostředí, druhá elektroda externího stimulatoru byla připevněna na proximální pól kardiostimulační elektrody, které byly takto taktéž vloženy do stejné kádinky. CRT-P bylo interagováno s programmerem pro zobrazení intrakardiálního signálu v reálném čase a pro možnost ukládání zaznamenaných událostí (viz Obr. 33).



Obr. 33 Schéma experimentu (1...kardiostimulátor, 2...programovací hlavice, 3...programmer, 4...kardiostimulační elektroda, 5...kádinka s fyziologickým roztokem, 6...externí stimulator, 7...elektrody externího stimulatoru)

Na externím stimulatoru byl nastaven nejkratší pulz o šířce 0,1 ms o amplitudě 2,5 V. Pro experiment byla použita „high rate“ stimulace o nejvyšší možné frekvenci 1000 bpm, dále o frekvencích 900, 800, 500 a 200 bpm. Následně byl na programmeru změřen interval mezi

jednotlivými pulzy (viz Obr. 34). Šířka pulzů jako takových změřena být nemohla, protože vykreslená křivka na programmeru po přístrojovém zpracování signálů neodpovídá průběhu pulzů generovaných stimulatorem. Experiment byl proveden pro síňový, pravokomorový i levokomorový kanál.



Obr. 34 Stimulace nejužším pulsem při 1 000 bpm na levokomorovém kanále [Zdroj: autor]

Experimentem bylo prokázáno, že pro kardiostimulační zařízení jsou viditelné všechny pulzy o šířce 0,1 ms. Na jednotlivých kanálech byla předpokládána vzorkovací frekvence okolo 512 Hz [31] a vzhledem k nejvyšší stimulační frekvenci 1000 bpm (16,67 Hz, 60 ms) proto ani nebylo očekáváno jakékoli podvzorkování. Tento předpoklad byl potvrzen skutečností, že všechny pulzy jsou viditelné 1:1 a naměřené intervaly mezi pulzy odpovídají skutečným hodnotám. Bylo ověřeno, že kardiostimulační zařízení má dostatečné rozlišení. Z tohoto faktu vychází další experimenty.

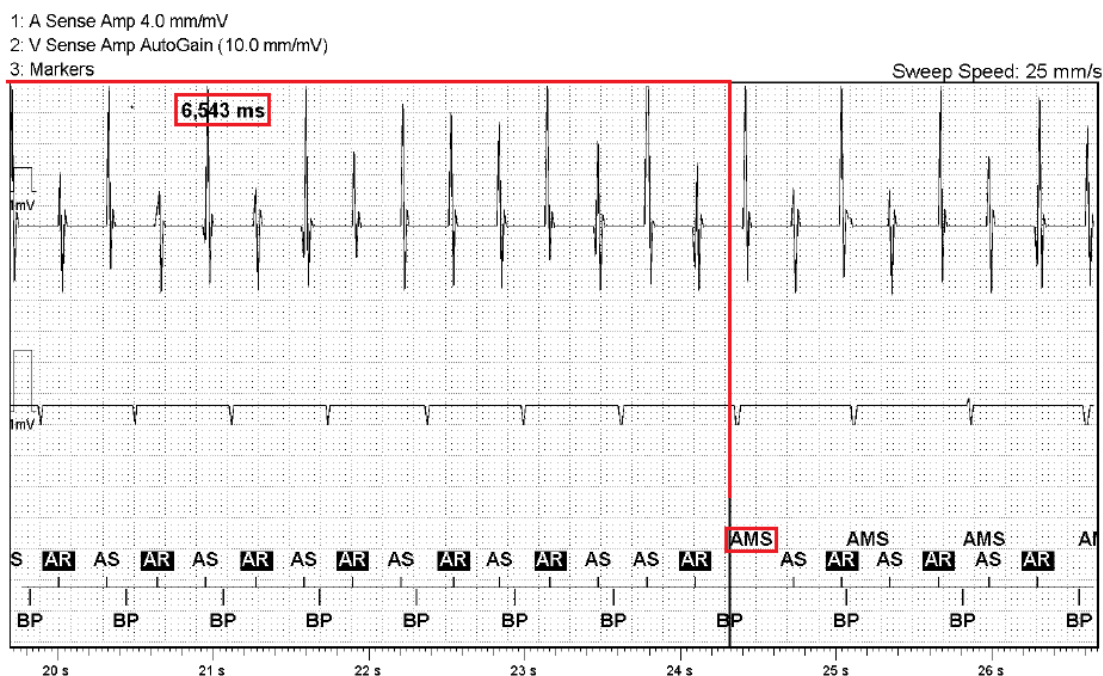
### 5.3 Vliv frekvencí signálů EMI na detekci síňové tachykardie

Algoritmus „Auto Mode Switch“ (AMS) v režimech DDDR a VDDR zabraňuje převádění rychlé síňové akce na komory. Po aktivaci AMS se přístroj přepne do režimu, který používá pouze komorové časování, není tedy nijak ovlivněn síňovou akcí. Ke své funkci AMS nevyužívá aktuální síňovou frekvenci, jelikož dle ní není vždy možné rozlišit intermitentní rychlé cykly od přetrvávající tachykardie, ale filtrovanou síňovou frekvenci (FARI). Porovnává se aktuální FARI s délkou P-P intervalu. Pokud je P-P interval kratší než FARI, dojde k poklesu FARI o 38 ms. Naopak pokud je P-P interval delší než FARI, pak FARI vzroste o 25 ms. Po odeznění tachyarytmie a poklesu filtrované síňové frekvence pod frekvenci danou „AF Suppression“ algoritmem,

parametrem „Max Track Rate“ nebo pod frekvenci danou senzorem dojde k terminaci AMS algoritmu a přepnutí zařízení zpět do původního nastaveného stimulačního režimu.

Algoritmus „Auto Mode Switch“ (AMS) byl nastaven nominálně (viz kap. 5.1.1 Analýza časování CRT-P Tab. 7): po jeho aktivaci zařízení přechází z režimu DDDR do režimu DDIR, mez pro detekci síňové tachykardie, jejíž překročení vyvolá aktivaci AMS, byla nominálně nastavena na 180 bpm a dolní mezní frekvence během AMS na 80 bpm. Cílem experimentu bylo ověřit funkčnost algoritmu v praxi, zjistit limitní intervaly nutné pro detekci síňové tachykardie a následnou aktivaci AMS pro různé frekvence a najít hranici, kdy zvyšující se frekvence již nemá vliv na urychlení detekce síňové tachykardie.

Schéma a uspořádání experimentu je stejné jako u předešlého experimentu (viz Obr. 33) s tím rozdílem, že zde byla pravokomorová elektroda izolovaně umístěna do druhé kádinky naplněné fyziologickým roztokem kvůli eliminaci šumu na komorovém kanále a lepší monitoraci funkce CRT-P na programmeru. Na externím stimulátoru byl nastaven nejkratší pulz o šířce 0,1 ms o amplitudě 2,5 V. Pro experiment byla použita „high rate“ stimulace od 170 bpm do 1 000 bpm. Následně byl na programmeru změřen interval od začátku externí stimulace do aktivace AMS algoritmu (viz Obr. 35). Vybrané frekvence a příslušná doba od začátku stimulace do aktivace AMS jsou zobrazeny v tabulce (viz Tab. 10).



Obr. 35 Aktivace AMS během externí stimulace o frekvenci 190 bpm [Zdroj: autor]

Tab. 10 Vybrané frekvence a příslušná doba od začátku stimulace do aktivace AMS

<b>Frekvence stimulace</b>	<b>Interval příslušný frekvenci stimulace</b>	<b>Doba od začátku stimulace do AMS</b>
190 bpm	316 ms	6 543 ms
210 bpm	286 ms	5 278 ms
220 bpm	273 ms	5 606 ms
230 bpm	261 ms	6 403 ms
250 bpm	240 ms	7 141 ms
260 bpm	231 ms	14 466 ms
280 bpm	214 ms	8 090 ms
300 bpm	200 ms	5 360 ms
500 bpm	120 ms	3 016 ms
700 bpm	86 ms	3 027 ms

Při frekvencích 170 a 180 bpm (353 a 333 ms) nedošlo k detekci síňové tachykardie a aktivaci AMS, což bylo očekáváno, protože mez pro detekci síňové tachykardie byla nastavena na 180 bpm. Dva pulzy externí stimulace byly vyhodnoceny jako vlastní srdeční akce (As), tedy byly detekovány v „alert window“ a třetí spadl do intervalu refrakternosti (Ar), toto se víceméně pravidelně opakovalo po celou dobu externí stimulace.

Při frekvenci 190 bpm (316 ms) došlo k detekci síňové tachykardie a aktivaci AMS po 6 543 ms (viz Obr. 35), pro frekvence 200 a 210 bpm (300 a 286 ms) se doba do aktivace AMS lehce zkracovala a od frekvence 230 bpm (261 ms) byl zaznamenán trend prodlužování limitního intervalu pro detekci síňové tachykardie se vzrůstající frekvencí, a to až do frekvence 260 bpm (231 ms), kde doba detekce dokonce přesáhla hranici 10 s. Poté již byl sledován trend zkracování se doby detekce síňové tachykardie s rostoucí frekvencí až do frekvence 500 bpm (120 ms), od které doba detekce kolísá kolem 3 s. Počínaje frekvencí 860 bpm (70 ms) se již neuplatňuje algoritmus „Auto Mode Switch“, ale „Noise Reversion Mode“ algoritmus.

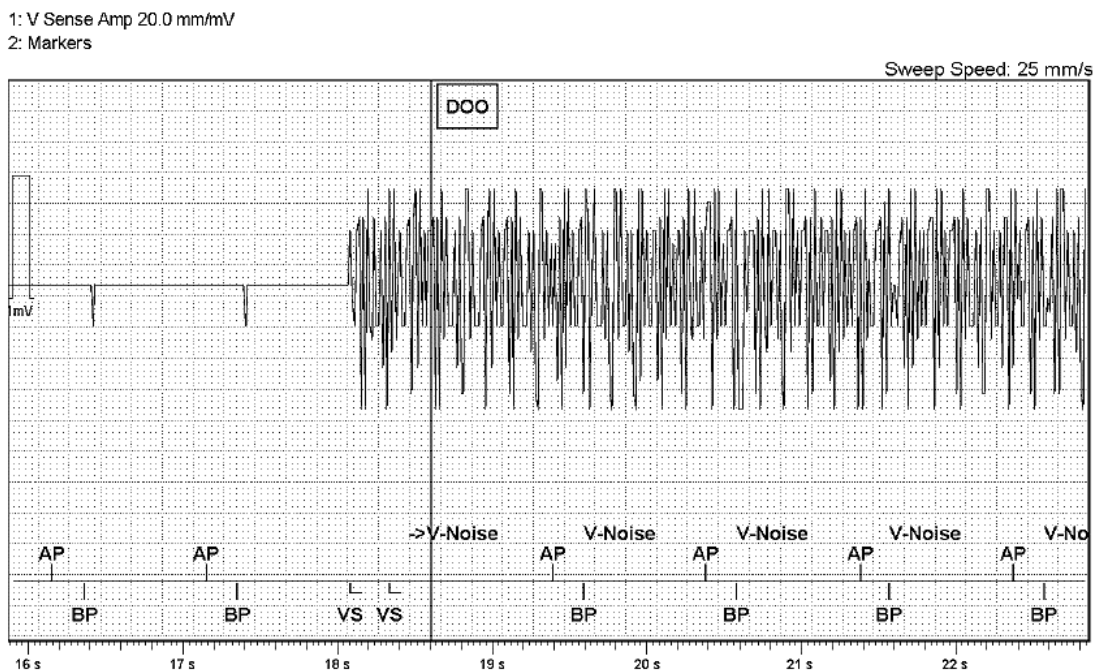




## 5.4 Variabilita detekce a interpretace EMI různými typy CIED

Algoritmus „Auto Mode Switch“ (AMS) byl popsán již dříve (viz kap. 5.3 Vliv frekvencí signálů EMI na detekci síňové tachykardie).

„Noise Reversion Mode“ algoritmus zabraňuje přístroji vyhodnotit vysokofrekvenční rušení jako rychlou vlastní srdeční akci (tachyarytmii) nebo spouštět rychlou stimulovanou odezvu komor v případě přítomnosti rušení na síňovém kanále. Pokud se na síňovém nebo komorovém kanále objeví vysokofrekvenční rušení (A-Noise resp. V-Noise) a aktivuje se „Noise Reversion Mode“ algoritmus, u ICD dochází k inhibici terapií, u kardiostimulátorů se přístroj přepne do asynchronního režimu DOO a stimuluje na dolní mezi stimulace (viz Obr. 37). Mechanismus tohoto algoritmu se liší u kardiostimulátorů a implantabilních kardioverterů-defibrilátorů i napříč různými výrobci, následující popis funkce se vztahuje pro výrobce CIED, jehož zařízení byla použita během experimentů. U kardiostimulátorů funguje „Noise Reversion Mode“ algoritmus na základě resetovatelného relativního refrakterního intervalu (matematický rozdíl refrakterního intervalu a intervalu zaslepení), také nazývaného jako „noise sampling period“. Snímání v tomto intervalu vede k prodloužení refrakterního intervalu o 150 ms, což se nazývá jako „noise response“. Pokud rušení přetrvává, relativní refrakterní interval je resetován (prodlužován o 150 ms), což může vést až k asynchronní stimulaci na dolní mezi stimulace. V případě ICD je interval zaslepení (první část refrakterního intervalu) rozdělen na dvě poloviny – na dvě okna, která slouží pro detekci rušení, tzv. „noise detection windows“. Detekce rušení nastává v případě, že je v každém okně



Obr. 37 Aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu a přepnutí do režimu DOO [Zdroj: autor]

zaznamenáno šest událostí. Pro potvrzení rušení a aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu je potřeba, aby bylo rušení detekováno ve třech z pěti cyklů. [29]

„Secure Sense“ algoritmus předchází dodání neadekvátní terapie na podkladě rušení/šumu způsobeného interní poruchou elektrody. Přičemž tento algoritmus dokáže takovéto rušení odlišit od skutečné tachyarytmie, a to na základě porovnávání bipolárního a unipolárního (diskriminačního) kanálu. Pokud se jedná o rušení způsobené elektrodou, budou na bipolárním kanálu snímány rychlé události, zatímco na unipolárním pomalé. V případě tachyarytmie budou rychlé události snímány na obou kanálech. „Secure Sense“ algoritmus funguje na základě zvyšování či zmenšování hodnoty čítače podle porovnávání snímaných událostí na bipolárním a unipolárním kanálu. Čítač přičte jedničku za každý rychlý interval snímáný na bipolárním kanálu (rychlým intervalem se rozumí interval kratší než nejdelší interval nastavený jako mezní pro VT či VF zónu). A zároveň dojde k resetování čítače po dvou rychlých intervalech na unipolárním kanálu (zde se rychlým intervalem rozumí interval kratší než mezní interval pro VT zónu zvýšený o 30 ms, nebo interval kratší než 400 ms u zařízení s jednou zónou). Tyto dva rychlé intervaly nemusí být po sobě jdoucí. Pokud je hodnota čítače větší nebo rovna deseti, je potvrzeno rušení způsobené elektrodou a dochází k inhibici terapie.

Pro experimenty v této části byly využity již dříve popsané přístroje, a to biventrikulární kardiostimulátor (CRT-P) a jednodutinový implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD). Kromě externího stimulatoru byl k rušení použit také zdroj 50 Hz. Zdroj 50 Hz byl vybrán proto, že jde o frekvenci používanou v evropských elektrických přenosových a distribučních soustavách, a jedná se tedy o nejčastější zdroj rušení, se kterým pacienti s CIED mohou přijít do styku. Cílem následujících experimentů bylo ověřit funkčnost dříve zmíněných algoritmů v praxi, analyzovat detekci a interpretaci EMI různými typy CIED v závislosti na frekvenci těchto interferenčních signálů a najít hranici, dle které lze z pohledu detekce CIED rozlišit nízkofrekvenční a vysokofrekvenční interferenční signály.

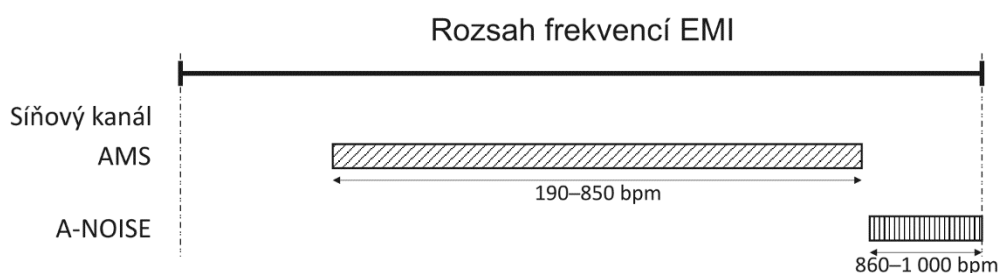
#### 5.4.1 Stimulace externím stimulatorem

Schéma, uspořádání (viz Obr. 33), provedení experimentu i nastavení externího stimulatoru bylo stejné jako během předešlého experimentu. Odezva na externí stimulaci byla analyzována pro síňový i pravokomorový kanál u CRT-P a pro komorový kanál u ICD pro různé frekvence (max. 1 000 bpm).

- CRT-P síňový kanál

Odezva na síňovém kanále byla analyzována již dříve (viz kap. 5.3 Vliv frekvencí signálů EMI na detekci síňové tachykardie). Ve frekvenčním pásmu 190–850 bpm (316–71 ms) se uplatňuje „Auto Mode Switch“ algoritmus, od frekvence 860 bpm (70 ms) dochází k detekci EMI a aktivaci

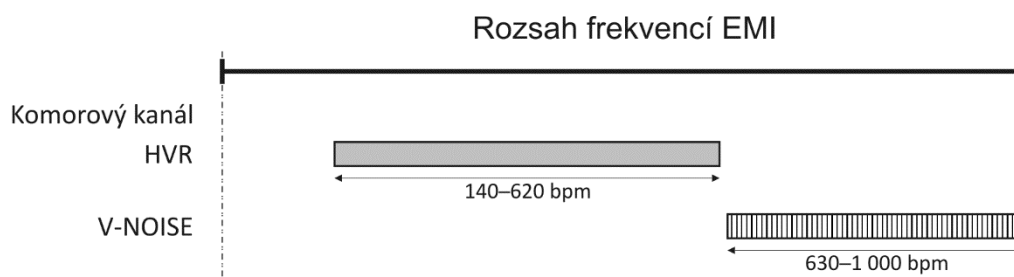
„Noise Reversion Mode“ algoritmu (viz Obr. 38). Experimentem bylo také zjištěno, že pokud je AMS algoritmus deaktivován, frekvenční hranice pro aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu zůstává stejná.



Obr. 38 Zobrazení aktivace daných algoritmů dle frekvenčního rozsahu EMI (AMS...„Auto Mode Switch“ algoritmus, A-NOISE...detekce rušení na síňovém kanále a aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu) [Zdroj: autor]

- CRT-P komorový kanál

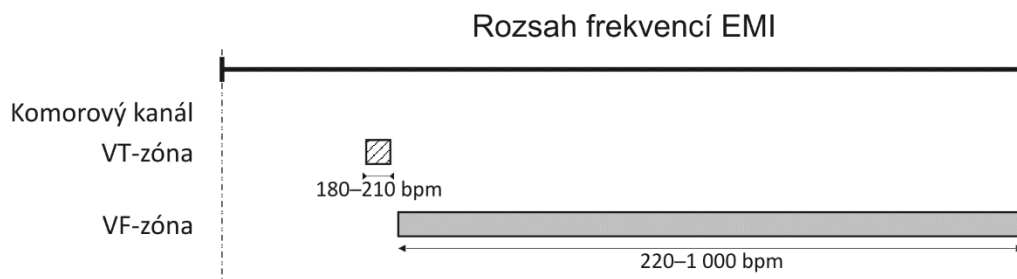
Experimentem byla dále provedena analýza odezvy na komorovém kanále. Ve frekvenčním pásmu 140–620 bpm (429–97 ms) dochází buď k detekci rychlé komorové akce („High Ventricular Rate“, HVR), nebo část stimulačních pulzů spadá do intervalů zaslepení či refrakterity a část do „alert window“, jen tyto jsou vyhodnoceny jako vlastní srdeční akce a k detekci rychlé komorové akce nedochází. Počínaje frekvencí 630 bpm (95 ms) je externí stimulace vyhodnocena jako EMI a uplatňuje se „Noise Reversion Mode“ algoritmus (viz Obr. 39). Opět, pokud je AMS algoritmus deaktivován, hranice pro aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu zůstává stejná, tedy 630 bpm (95 ms).



Obr. 39 Zobrazení aktivace daných algoritmů dle frekvenčního rozsahu EMI (HVR...detekce rychlé komorové akce („High Ventricular Rate“), V-NOISE...detekce rušení na komorovém kanále a aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu) [Zdroj: autor]

- ICD komorový kanál

Pro tento experiment byl algoritmus „Secure Sense“ deaktivován, externí stimulací byl zarušován bipolární kanál, ICD však pro potvrzení rychlé srdeční akce otvírá i unipolární (též diskriminační) kanál – na něm by tedy měly být pouze pomalé změny a s aktivovaným „Secure Sense“ algoritmem by mělo dojít k detekci rušení způsobeného interní poruchou elektrody, nikoliv tachykardie či EMI. Protože ale nebyl do fyziologického roztoku ponořen celý systém, byl unipolární (diskriminační) kanál zarušen, a proto by i s aktivovaným „Secure Sense“ algoritmem k detekci rušení způsobeného poruchou elektrody nedošlo. VT zóna byla nastavena od 171 bpm (350 ms), VF zóna od 214 bpm (280 ms). Experimentem bylo ověřeno frekvenční nastavení těchto dvou zón. Od frekvence 180 bpm (333 ms) do 210 bpm (286 ms) byla externí stimulace vyhodnocena jako rychlý vlastní rytmus spadající do VT zóny, od 220 bpm (273 ms) poté jako komorová fibrilace ve VF zóně, a to až do frekvence 1 000 bpm (60 ms) (viz Obr. 40). Externí stimulator neumožňuje stimulovat vyšší frekvencí, a proto nebyla nalezena frekvenční hranice pro detekci EMI a aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu.

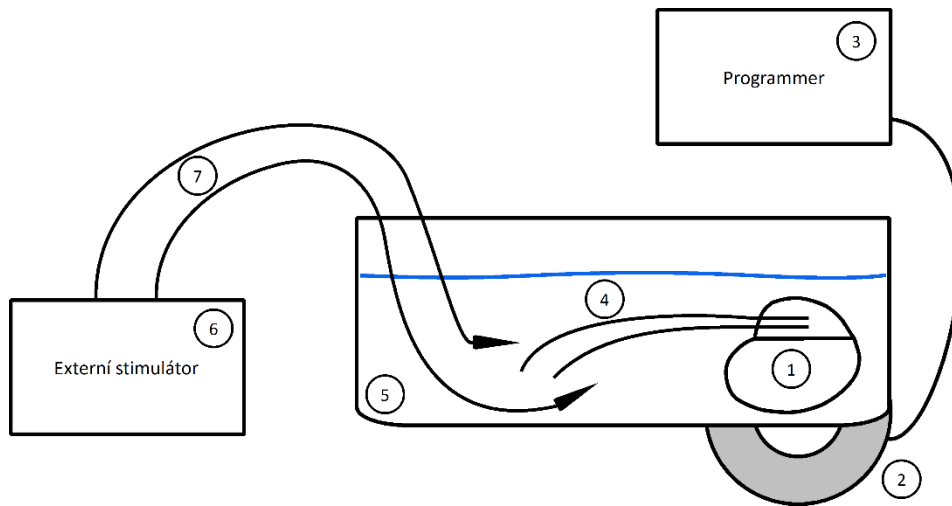


Obr. 40 Zobrazení daných zón dle frekvenčního rozsahu EMI [Zdroj: autor]

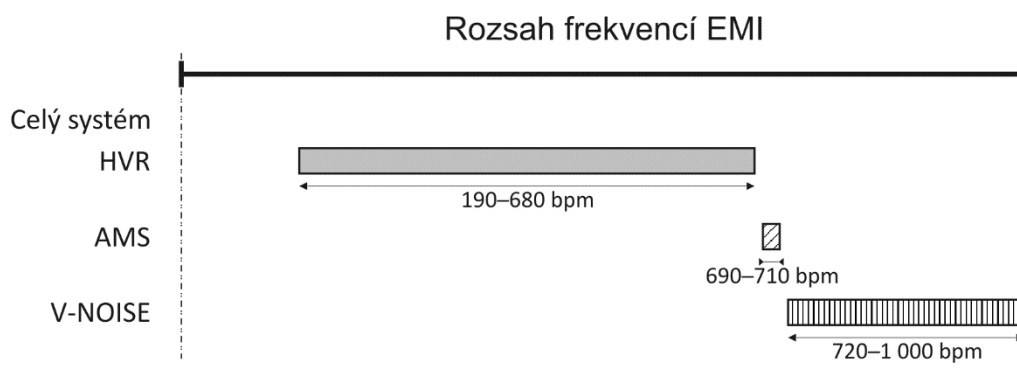
Dále byly experimenty zopakovány s tím rozdílem, že nebyla ponořena pouze příslušná elektroda, ale celý systém (viz Obr. 41). Nastavení externího stimulatoru i průběh experimentů zůstal stejný.

- CRT-P celý systém

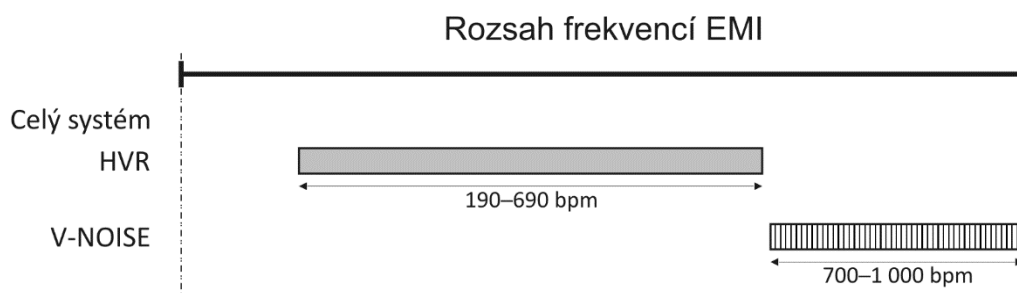
Při tomto uspořádání experimentu byla EMI, způsobená stimulací externím stimulatorem, viditelná na všech kanálech najednou. V pásmu 190–680 bpm (316–88 ms) dochází buď k detekci rychlé komorové akce („High Ventricular Rate, HVR), nebo část stimulačních pulzů spadá do intervalů zaslepení či refrakterity a část do „alert window“, jen tato část je vyhodnocena jako vlastní srdeční akce a k detekci rychlé komorové akce nedochází. Pro frekvence 690 bpm, 700 bpm a 710 bpm (87 ms, 86 ms a 85 ms) dojde k aktivaci „Auto Mode Switch“ algoritmu, od frekvence 720 bpm a výš (83 ms a méně) je detekována EMI a aktivuje se „Noise Reversion Mode“ algoritmus (viz Obr. 42). V případě, že je „Auto Mode Switch“ algoritmus deaktivovaný, aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu a detekce EMI nastává již od 700 bpm (86 ms) (viz Obr. 43).



Obr. 41 Schéma experimentu (1...kardiostimulátor, 2...programovací hlavice, 3...programmer, 4...kardiostimulační elektrody, 5...kádinka s fyziologickým roztokem, 6...externí stimulátor, 7...elektrody externího stimulátoru)



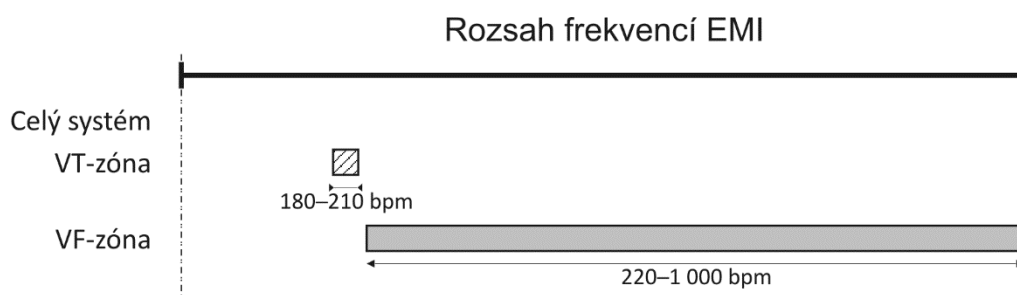
Obr. 42 Zobrazení aktivace daných algoritmů dle frekvenčního rozsahu EMI (HVR...detekce rychlé komorové akce („High Ventricular Rate“), AMS...„Auto Mode Switch“ algoritmus, V-NOISE...detekce rušení na komorovém kanále a aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu) [Zdroj: autor]



Obr. 43 Zobrazení aktivace daných algoritmů dle frekvenčního rozsahu EMI s deaktivovaným „Auto Mode Switch“ algoritmem (HVR...detekce rychlé komorové akce („High Ventricular Rate“), V-NOISE...detekce rušení na komorovém kanále a aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu) [Zdroj: autor]

- ICD celý systém

Pokud je ponořen celý systém, nikoli pouze defibrilační elektroda, je možné provést experiment s aktivovaným „Secure Sense“ algoritmem. Stimulační pulzy (rychlé změny) byly snímány jak na bipolárním, tak na unipolárním (diskriminačním) kanálu, a proto nedošlo k detekci rušení způsobeného interní poruchou elektrody. Experimentem bylo opět ověřeno frekvenční nastavení VT a VF zóny. Od frekvence 180 bpm (333 ms) do 210 bpm (286 ms) byla externí stimulace vyhodnocena jako rychlý vlastní rytmus spadající do VT zóny, od 220 bpm (273 ms) poté jako komorová fibrilace ve VF zóně, a to až do frekvence 1 000 bpm (60 ms) (viz Obr. 44). Protože externí stimulator neumožňuje stimulovat vyšší frekvencí, nebyla nalezena frekvenční hranice pro detekci EMI a aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu.



Obr. 44 Zobrazení detekce daných zón dle frekvenčního rozsahu EMI [Zdroj: autor]

#### 5.4.2 Rušení zdrojem 50 Hz

Schéma, uspořádání i provedení experimentů bylo stejné jako během experimentů uvedených v předešlé podkapitole (viz Obr. 33 a Obr. 41) s tím rozdílem, že nyní byl místo externího stimulatoru využit pro rušení/stimulaci zdroj 50 Hz (3 000 bpm, 20 ms). Na zdroji byl nastaven obdélníkový pulz o šířce 0,5 ms a o amplitudě 4 V. Odezva na rušení byla analyzována pro síňový i pravokomorový kanál u CRT-P a pro komorový kanál u ICD a následně pro celý systém u CRT-P i ICD.

Stejně jako v případě stimulace externím stimulatorem byly nejprve změřeny intervaly mezi jednotlivými stimulačními pulzy pro síňový i komorový kanál CRT-P. Experimentem bylo prokázáno, že pro kardiostimulační zařízení jsou viditelné všechny pulzy. Na jednotlivých kanálech byla předpokládána vzorkovací frekvence okolo 512 Hz a vzhledem k stimulační frekvenci 50 Hz proto ani nebylo očekáváno jakékoli podvzorkování. Tento předpoklad byl potvrzen skutečností, že všechny pulzy jsou viditelné 1:1 a naměřené intervaly mezi pulzy odpovídají skutečným hodnotám. Kardiostimulační zařízení má tedy dostatečné rozlišení pro následující experimenty.

- CRT-P síňový kanál

Při stimulační frekvenci 50 Hz je stimulace vyhodnocena jako vysokofrekvenční rušení (A-Noise), je aktivován „Noise Reversion Mode“ algoritmus a dochází k asynchronní stimulaci v režimu DOO.

- CRT-P komorový kanál

Během stimulace o frekvenci 50 Hz dochází k detekci vysokofrekvenčního rušení (V-Noise), aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmus a k asynchronní stimulaci v režimu DOO.

- ICD komorový kanál

Tento experiment byl proveden s aktivovaným i deaktivovaným „Secure Sense“ algoritmem, stimulací byl sice zarušován pouze bipolární kanál, na unipolárním kanálu by tedy měly být pouze pomalé změny a s aktivovaným „Secure Sense“ algoritmem by mělo dojít k detekci rušení způsobeného interní poruchou elektrody, nikoliv k detekci tachykardie či EMI. Protože ale nebyl do fyziologického roztoku ponořen celý systém, byl unipolární (diskriminační) kanál zarušen a výsledek byl v obou případech („Secure Sense on/off“) shodný – bylo detekováno vysokofrekvenční rušení (V-Noise), aktivoval se „Noise Reversion Mode“ algoritmus a došlo k inhibici terapií.

- CRT-P celý systém

V případě ponoření celého systému do fyziologického roztoku, dochází k viditelnosti EMI na všech kanálech snímání. Při stimulaci frekvencí 50 Hz, nastává stejná situace jako během stimulace na komorovém kanálu. Detekuje se vysokofrekvenčního rušení (V-Noise), aktivuje se „Noise Reversion Mode“ algoritmus a zařízení přechází do asynchronního režimu DOO.

- ICD celý systém

V tomto případě bude EMI opět viditelná na všech kanálech snímání. Při stimulaci frekvencí 50 Hz jsou rychlé změny tedy snímány jak na bipolárním, tak na unipolárním (diskriminačním) kanálu. Nezáleží tedy na tom, zda je „Secure Sense“ algoritmus aktivovaný či nikoliv, výsledek experimentu je v obou případech shodný. Dochází k detekci vysokofrekvenčního rušení (V-Noise), k aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu a k inhibici terapií.

Experimenty byla ověřena funkčnost „Auto Mode Switch“, „Noise Reversion Mode“ a „Secure Sense“ algoritmů v praxi. Bylo zjištěno, že algoritmus „Auto Mode Switch“ má přednost před „Noise Reversion Mode“ algoritmem. V případě EMI viditelné na všech kanálech s aktivovaným „Auto Mode Switch“ algoritmem totiž dochází k detekci rušení od frekvence 720 bpm (83 ms), s deaktivovaným „Auto Mode Switch“ algoritmem pak již od 700 bpm (86 ms).

Variabilitu detekce a interpretace EMI různými typy CIED v závislosti na frekvenci těchto interferenčních signálů shrnují následující tabulky (viz Tab. 11 a Tab. 12). Tab. 11 shrnuje funkci CIED typu CRT-P dle poznatků a hodnot získaných během experimentů a taktéž porovnává funkci tohoto zařízení v případě aktivovaného a deaktivovaného „Auto Mode Switch“ algoritmu. Také je v ní uvedeno, jak bude vypadat stimulovaný rytmus pacienta resp. stimulační režim CRT-P v závislosti na detekci příslušné události či aktivaci daného algoritmu. Tab. 12 se týká funkce CIED typu ICD. Popisuje frekvenční rozmezí, které je nutné pro detekci rytmu spadajícího do VT a VF zóny a pro aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu. Dle těchto kritérií je dále uvedeno, zda dojde k dodání příslušných terapií či budou terapie inhibovány. Během dříve popsaných experimentů bylo dosaženo totožných výsledků pro aktivovaný i deaktivovaný „Secure Sense“ algoritmus. V případě EMI snímané na všech kanálech tak bylo očekáváno na základě znalosti fungování „Secure Sense“ algoritmu. Naopak v případě EMI snímané pouze na komorovém kanále by s aktivovaným „Secure Sense“ algoritmem mělo dojít k detekci rušení vzniklého na podkladě interní poruchy elektrody. Během experimentu se tak nestalo z důvodu přítomnosti šumu na unipolárním (diskriminačním) kanálu.

Co se týká rozlišení frekvencí na nízkofrekvenční a vysokofrekvenční z pohledu detekce CIED, pak za nízkofrekvenční se dají považovat takové signály, které se frekvenčně podobají fyziologickým. Pokud dojde k detekci rušení a aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu, jedná se o signály frekvenčně odlišné od fyziologických, a z pohledu detekce CIED tedy o signály vysokofrekvenční. Dle hodnot získaných během experimentů se u CRT-P dají považovat za vysokofrekvenční signály o frekvenci 860 bpm (70 ms) a vyšší na síňovém kanále, 630 bpm (95 ms) a vyšší na komorovém kanále. V případě, že jsou interferenční signály snímány na všech kanálech, se jedná o frekvence vyšší nebo rovny 720 bpm (83 ms) (resp. 700 bpm (86 ms) s deaktivovaným AMS). U ICD nebyla experimentálně nalezena přesná hranice mezi nízkofrekvenčními a vysokofrekvenčními signály z pohledu detekce CIED. Bylo zjištěno, že se signály o frekvencích do 1 000 bpm (60 ms) ICD stále pracuje jako se signály fyziologickými, a tedy nízkofrekvenčními. Interferenční signály o frekvenci 50 Hz/3 000 bpm (20 ms) již byly přístrojem vyhodnoceny jako signály vysokofrekvenční. Hranice mezi nízkofrekvenčními a vysokofrekvenčními signály z pohledu detekce ICD tedy leží ve frekvenčním pásmu 1 000–3 000 bpm (60–20 ms). Je důležité podotknout, že výše uvedené závěry jsou platné pro setrvalé snímání interferenčních signálů, analýza snímání a detekce intermitentních interferenčních signálů již nebyla náplní této práce.



Tab. 11 Variabilita detekce a interpretace EMI v závislosti na frekvenci těchto interferenčních signálů u CRT-P

<b>CRT-P</b>						
Výskyt EMI	Síňový kanál		Komorový kanál		Všechny kanály snímání	
<b>AMS „on“</b>						
Frekvenční rozsah EMI [bpm]	190–850	> 860	140–620	> 630	190–680	690–710 > 720
Rozsah EMI v časové oblasti [ms]	316–71	< 70	429–97	< 95	316–88	87–85 < 83
Detekce/aktivace algoritmu	AMS	A-NOISE	HVR	V-NOISE	HVR	AMS V-NOISE
Stimulační režim	DDIR (LRL = 80 bpm)	DOO (LRL = 60 bpm)	DDDR	DOO (LRL = 60 bpm)	DDDR	DDIR (LRL = 80 bpm) DOO (LRL = 60 bpm)
<b>AMS „off“</b>						
Frekvenční rozsah EMI [bpm]		> 860	140–620	> 630	190–690	> 700
Rozsah EMI v časové oblasti [ms]		< 70	429–97	< 95	316–87	< 86
Detekce/aktivace algoritmu		A-NOISE	HVR	V-NOISE	HVR	V-NOISE
Stimulační režim		DOO (LRL = 60 bpm)	DDDR	DOO (LRL = 60 bpm)	DDDR	DOO (LRL = 60 bpm)

Tab. 12 Variabilita detekce a interpretace EMI v závislosti na frekvenci těchto interferenčních signálů u ICD

ICD						
Výskyt EMI	Komorový kanál			Všechny kanály snímání		
<b>„Secure Sense on/off“</b>						
Frekvenční rozsah EMI [bpm]	180–210	220–1 000	3 000	180–210	220–1 000	3 000
Rozsah EMI v časové oblasti [ms]	333–286	273–60	20	333–286	273–60	20
Detekce/aktivace algoritmu	VT zóna	VF zóna	V-NOISE	VT zóna	VF zóna	V-NOISE
Naprogramované terapie	Ano	Ano	Inhibice terapií	Ano	Ano	Inhibice terapií

## 6 Diskuze

Z pohledu časování CIED je vůči EMI nejnáchylnější „alert window“ – interval následující po intervalech zaslepení a refrakterity. Každý signál, jehož amplituda je vyšší než nastavená citlivost snímání, je v „alert window“ pro přístroj viditelný a dochází k jeho detekci. Jak vyplývá i z provedené analýzy časování, jedná se o „rate responsive“ interval a jeho délka se tedy se vzrůstající frekvencí zkracuje.

Z naměřených hodnot lze soudit, že nízkofrekvenční (z pohledu detekce CIED) signály se jeví jako potenciálně rizikovější oproti signálům vysokofrekvenčním. Při vysokofrekvenční interferenci u kardiostimulačního zařízení dochází adekvátně k detekci rušení, aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu a zařízení přechází do asynchronního stimulačního režimu. Asynchronní režim sice může vést ke kolizi s vlastním srdečním rytmem a následně vyvolat arytmií, jako dočasné řešení je však pro dependentního pacienta bezpečnější než riziko inhibice kardiostimulace z důvodu snímání interferenčních signálů, jež může vést až k hemodynamicky významné bradykardii nebo asystolii [16].

Nízkofrekvenční rušení je nebezpečné pro svou frekvenční podobnost s vlastní srdeční akcí. Při viditelnosti EMI pouze na síňovém kanálu kardiostimulátor detekuje síňovou tachykardii a dochází k aktivaci „Auto Mode Switch“ algoritmu (AMS), který zabrání rychlému převádění síňové akce na komory. Problematickou frekvencí byla během experimentu shledána frekvence 290 bpm (207 ms), kde k detekci a následné aktivaci AMS vůbec nedošlo. Podobné situace se vyskytují i v klinické praxi. Jsou způsobeny časováním síňového kanálu, kdy některé pulzy opakovaně spadají do intervalu zaslepení nebo refrakterity. Takovéto situace nebo situace, kdy je doba do detekce síňové tachyarytmie dlouhá, způsobují rychle převáděnou síňovou akci na komory nebo nepravidelnou komorovou odezvu a ztěžují tak programaci přístroje. Během viditelnosti nízkofrekvenční EMI (140–620 bpm) pouze na komorovém kanálu dochází k detekci rychlé komorové akce nebo část interferenčních pulzů spadá do intervalů zaslepení či refrakterity a k této detekci vůbec nedojde. Podobná situace nastává při viditelnosti EMI na všech kanálech snímání pro frekvence 190–680 bpm. Jelikož nemá kardiostimulační zařízení antitachykardickou funkci, zůstává v obou případech v původním stimulačním režimu DDDR. Pro dependentní pacienty může být přítomnost takového rušení nebezpečná z důvodu hrozící asystolie.

K podobnému závěru ohledně nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního rušení lze dospět i z výsledků měření v případě ICD. U nízkofrekvenční EMI hrozí riziko neadekvátní aplikace terapií (dle nastavení VT-zóny a VF-zóny), u vysokofrekvenční interference dochází k detekci rušení a odezva přístroje je programovatelná, v případě nominálního nastavení se po dobu přítomnosti rušení inhibují terapie i stimulační funkce.

## 7 Závěr

Byly splněny všechny stanovené cíle této práce. Rešerše problematiky srdečních implantabilních elektronických zařízení (CIED) je zpracována v teoretické části práce. Časování CIED je přehledně popsáno a analyzováno v kapitole 5.1. Následující kapitola výzkumné části práce se zabývá vlivem zpracování signálu jednotlivých kanálů CIED na detekci elektromagnetické interference (EMI). Bylo prokázáno, že kardiostimulační zařízení má na všech kanálech dostatečné rozlišení nutné pro následné experimenty.

Dále práce analyzuje vliv frekvencí signálů EMI na detekci síňové tachykardie. Zde byla ověřena funkčnost algoritmu „Auto Mode Switch“ (AMS) v praxi a byly změřeny limitní intervaly nutné pro detekci síňové tachykardie a následnou aktivaci AMS pro různé frekvence. Experimentálně byla stanovena hranice, kdy zvyšující se frekvence již nemá vliv na urychlení detekce síňové tachykardie.

Poslední kapitola výzkumné části se zabývá variabilitou detekce a interpretace EMI různými typy CIED. Experimenty byla ověřena funkčnost „Noise Reversion Mode“ a „Secure Sense“ algoritmů v praxi. Dle výsledků a hodnot získaných během provedených experimentů byly vytvořeny tabulky, které shrnují variabilitu detekce a interpretace EMI kardiostimulačním zařízením a implantabilním kardioverterem-defibrilátorem (ICD). Také byla nalezena hranice, dle které lze z pohledu detekce CIED rozlišit frekvence na nízkofrekvenční a vysokofrekvenční. Obecně se za nízkofrekvenční dají považovat takové signály, které se frekvenčně podobají signálům fyziologickým. Pokud dojde k detekci rušení a aktivaci „Noise Reversion Mode“ algoritmu, jedná se o signály frekvenčně odlišné od fyziologických a z pohledu detekce CIED tedy o signály vysokofrekvenční.

Mezi kardiostimulačním zařízením a ICD jsou patrné rozdíly v detekci. Jelikož ICD má kromě kardiostimulační funkce i funkci antitachykardickou, dochází zde k detekci ve VT a VF zóně jakožto vlastní srdeční akce nebo je detekováno rušení. Kardiostimulační funkce ICD (nominálně byla LRL nastavena na 40 bpm) se během provedených experimentů nijak neprojevila. U biventrikulárního kardiostimulátoru (CRT-P) může být detekována síňová fibrilace (aktivace AMS algoritmu), rychlá komorová akce (HVR) anebo síňové či komorové rušení. Oproti CRT-P dochází u ICD k detekci rušení až ve vyšších frekvencích. Elektromagnetická interference u CIED může způsobit: inhibici stimulace či terapií, dodání neadekvátní terapie či změnu stimulačního režimu na podkladě aktivace určitého algoritmu – přepnutí do asynchronního režimu je typické u detekce rušení a následné aktivace „Noise Reversion Mode“ algoritmu, do inhibovaného režimu pak kardiostimulační zařízení přechází při detekci rychlé síňové akce a aktivaci „Auto Mode Switch“ algoritmu.

Během všech provedených experimentů byla simulována setrvalá elektromagnetická interference na dvou vybraných CIED jednoho výrobce. Uvedené závěry s konkrétními naměřenými hodnotami a hranicemi jsou platné pouze pro setrvalé snímání interferenčních signálů. Stejně tak časování, algoritmy a funkce se mohou lišit napříč konkrétními zařízeními a výrobci.

## Seznam použité literatury

- [1] KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [2] STANĚK, Vladimír. *Kardiologie v praxi*. Praha: Axonite CZ, 2014. ISBN 978-80-904899-7-4.
- [3] PENHAKER, Marek et al. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN: 80-248-0751-3.
- [4] TÁBORSKÝ, M., J. KAUTZNER a A. LINHART, eds. *Kardiologie I*. 2. vyd. Praha: Mladá fronta, 2018. ISBN 978-80-204-4812-5.
- [5] HADDAD, S. A. P., R. HOUBEN a W. A. SERDIJN. The Evolution of Pacemakers: An Electronics Perspective, from the Hand Crank to Advanced Wavelet Analysis. Conference: Proc. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2006, **25**(3), s. 38-48. ISSN 0739-5175. Dostupné také z: [https://www.researchgate.net/publication/263087017\\_The\\_history\\_of\\_cardiac\\_pacemakers\\_an\\_electronics\\_perspective](https://www.researchgate.net/publication/263087017_The_history_of_cardiac_pacemakers_an_electronics_perspective)
- [6] RAWSHANI, Araz. Pocket Guide to ECG Interpretation. RAWSHANI RESEARCH AB (LLC). *ECG WAVES.com* [online]. University of Gothengurg, 2017, [cit. 2020-11-20]. Dostupné také z: <https://ecgwaves.com/wp-content/uploads/2017/06/Pocket-guide-ECG-interpretation.pdf>
- [7] ELLENBOGEN, Kenneth A. et al, eds. *Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy*. 4. vyd. Philadelphia: Elsevier - Saunders, 2011. ISBN 978-1-4377-1616-0.
- [8] ST. JUDE MEDICAL. *Bradycardia and Tachycardia Devices: Merlin™ Patient Care System* [online]. Sylmar: St. Jude Medical: Cardiac Rhythm Management Division, 2015 [cit. 2021-02-19]. Help Manual. Dostupné z: <https://manuals.sjm.com/~media/manuals/product-manual-pdfs/2/5/25ebf95d-456c-49be-aa2c-a869dc51f907.pdf>
- [9] CHIA, Pow-Li a David FOO. A practical approach to perioperative management of cardiac implantable electronic devices. *Singapore Medical Journal*. 2015, **56**(10), s. 538-541. DOI 10.11622/smedj.2015148. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4613927>
- [10] TOM, James. Management of patients with cardiovascular implantable electronic devices in dental, oral, and maxillofacial surgery. *Anesthesia Progress*. 2016, **63**(2), s. 95–104. ISSN 1878-7177. Dostupné také z: <https://www.proquest.com/docview/1795669859/EE0EC08A18724A07PQ/4?accountid=17116>
- [11] SECKLER, Tobias et al. Effect of lead position and orientation on electromagnetic interference in patients with bipolar cardiovascular implantable electronic devices,

- EP Europace*, 2017, **19**(2), s. 319–328. DOI 10.1093/europace/euv458. Dostupné také z: <https://academic.oup.com/europace/article/19/2/319/2952249>
- [12] WEBB, Andrew G. *Principles of Biomedical Instrumentation*. Cambridge: Cambridge University Press, 2018. ISBN 978-1-107-11313-8.
- [13] IAIZZO, Paul A., ed. *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. 3. vyd. Cham: Springer, 2015. ISBN 978-3-319-19463-9.
- [14] SOUČEK, M., J. ŠPINAR a J. VORLÍČEK, eds. *Vnitřní lékařství*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-210-5418-9.
- [15] LOVE, Charles J. *Handbook of Cardiac Pacing*. Austin: Landes Bioscience, 1998. ISBN: 1-57059-492-9.
- [16] KOWEY, P. et al, eds. *Cardiac Arrhythmias, Pacing and Sudden Death*. Cham: Springer, 2017. ISBN 978-3-319-57998-6.
- [17] HAYES, David L. a Paul A. FRIEDMAN. *Cardiac pacing, defibrillation and resynchronization: a clinical approach*. 2. vyd. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell, 2008. ISBN 978-1-4051-6748-2.
- [18] Block diagram of a multiprogrammable pacemaker [online obrázek]. In: Ratko MAGJAREVIC a Bozidar FEREC-PETRIC. *Implantable Cardiac Pacemakers-50 Years from the First Implantation* [online]. [Cit. 2021-01-04]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/287750083/figure/fig6/AS:489918343454726@1493817043610/Block-diagram-of-a-multiprogrammable-pacemaker-All-functions-are-controlled-by-a.png>
- [19] CHIU-MAN, Christine. How pacemakers work and simple programming: A primer for the non-electrophysiologist. *Cardiology in the Young*. 2017, **27**(1), s. 115-120. DOI 10.1017/S1047951116002341. Dostupné také z: <https://www.proquest.com/docview/1858173471/B34E9EDE9514D83PQ/5?accountid=17116>
- [20] STROOBANDT, R. X., S. S. BAROLD a A. F. SINNAEVE. *Implantable cardioverter-defibrillators step by step: an illustrated guide*. Chichester, West Sussex, UK: Wiley-Blackwell, 2009. ISBN 978-1-4051-8638-4.
- [21] FELDMAN, Arthur M., ed. *Heart failure: device management*. Oxford: Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-1-4051-5258-7.
- [22] CHOW, Anthony W. C. a Alfred E. BUXTON. *Implantable cardiac pacemakers and defibrillators: all you wanted to know*. Malden, Massachusetts: Blackwell Publishing, 2006. ISBN 978-0-7279-1566-5.
- [23] Discrimination Abbott. *Cardiocases: Pacing & Defibrillation* [online]. Stimuprat Editions [cit. 2021-02-19]. Dostupné z: <https://www.cardiocases.com/en/pacingdefibrillation/specificities/icd-discrimination/abbott/discrimination-abbott>

- [24] OŠMERA, Ondřej. Programování přístrojů pro srdeční resynchronizační léčbu a elektrická optimalizace terapie. In: Alan BULAVA a Martin EISENBERGER. *Základy srdeční resynchronizační léčby*. Praha: NLN, 2018, s. 112-134. ISBN 978-80-7422-671-7.
- [25] BAROLD, S. S., R. X. STROOBANDT a A. F. SINNAEVE. *Cardiac pacemakers and resynchronization therapy step by step: an illustrated guide*. 2. vyd. Chichester, West Sussex, UK: Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-1-4051-8636-0.
- [26] Pacing & Sensing in Abbott pacemakers. *Cardiocases: Pacing & Defibrillation* [online]. Stimuprat Editions [cit. 2021-02-20]. Dostupné z: <https://www.cardiocases.com/en/pacingdefibrillation/specificities/pm-pacing-sensing/abbott/pacing-sensing-abbott-pacemakers>
- [27] Sensitivity and detection of arrhythmic events. *Cardiocases: Pacing & Defibrillation* [online]. Stimuprat Editions [cit. 2021-02-20]. Dostupné z: <https://www.cardiocases.com/en/pacingdefibrillation/specificities/icd-sensing/abbott/sensitivity-and-detection-arrhythmic-events>
- [28] Refractory periods and PMT in Abbott pacemakers. *Cardiocases: Pacing & Defibrillation* [online]. Stimuprat Editions [cit. 2021-02-19]. Dostupné z: <https://www.cardiocases.com/en/pacingdefibrillation/specificities/pm-av-delays-refractory-periods-management-tachycardia/abbott>
- [29] ELLENBOGEN, Kenneth A. et al, eds. *Clinical Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy E-Book*. 5. vyd. Philadelphia: Elsevier Health Sciences, 2017. ISBN 978-0-323-37804-8.
- [30] SWERDLOW, Ch. D., P. J. WANG a D. P. ZIPES. Pacemakers and Implantable Cardioverter-Defibrillators. *Thoracic Key: Fastest Thoracic Insight Engine* [online]. 4. 1. 2016 [cit. 2021-01-07]. Dostupné z: <https://thoracickey.com/pacemakers-and-implantable-cardioverter-defibrillators/>
- [31] STROOBANDT, Serge Y. et al. ICD Sees What You Do Not See: How Does It Beat You? *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 2014, **38**(4), 529-533. DOI: 10.1111/pace.12558. Dostupné také z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/pace.12558>
- [32] HAYES, David L. a Paul A. Levine. Pacemaker Timing Cycles. In: Kenneth A. ELLENBOGEN a Mark A. WOOD. *Cardiac Pacing and ICDs*. 4. vyd. Malden, Massachusetts: Blackwell Publishing, 2005, s. 265-321. ISBN 978-1-4051-0447-0.
- [33] Refractory Periods, PMT. *Cardiocases: Pacing & Defibrillation* [online]. Stimuprat Editions [cit. 2021-01-12]. Dostupné z: <https://www.cardiocases.com/en/pacingdefibrillation/specificities/pm-av-delays-refractory-periods-management-tachycardia/medtronic>



- [34] SVAČINA, Jiří. *Elektromagnetická kompatibilita* [online]. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky [cit. 2020-12-03]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/3284087-Elektromagneticka-kompatibilita.html>
- [35] DOLEČEK, Radovan a Zdeněk NĚMEC. Zdroje elektromagnetického rušení. *SYMEP 2002: XIX. Mezinárodní symposium učitelů elektrických pohonů*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2002, s. 120-123. ISBN 80-7083-612-1.
- [36] Kolektiv autorů Evropské komise. *Nezávazná příručka o osvědčených postupech pro provádění směrnice 2013/35/EU o elektromagnetických polích: Díl 1: Praktická příručka*. Lucemburk: Úřad pro publikace Evropské unie, 2015. ISBN 978-92-79-45900-9.
- [37] HRAZDIRA, I. a V. MORNSTEIN. *Úvod do obecné a lékařské biofyziky*. Brno: Masarykova univerzita, 1998. ISBN 80-210-1822-4.
- [38] BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [39] KUBÍN, Jan. *Elektrické pole v buňkách a organech, impedance lidského těla* [přednáška]. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Ústav mechatroniky a technické informatiky, 2019-02-25.
- [40] BENEŠ, J., P. STRÁNSKÝ a F. VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-80-246-1386-4.
- [41] MEDUNA, V. a C. KOUDELKA. *Účinky elektrického proudu na lidský organismus* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská – TU Ostrava, 2006 [cit. 2020-12-02]. Dostupné: <http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/Magisterske%20nav/prednasky/web/Ucinky%20el.%20proudu-F.pdf>
- [42] PODĚBRADSKÝ, J. a I. VAŘEKA. *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada, 1998. ISBN 80-7169-661-7.
- [43] KŘÍŽ, Michal. Účinky proudů na člověka (informace k nové ČSN IEC/TS 60479-1). KOLEKTIV PRACOVNÍKŮ IN-EL, spol. s r. o. *iiSEL – Informační servis pro elektrotechniky: vzdělávací portál od společnosti IN-EL, spol. s r. o.* [online]. IN-EL, spol. s r. o., 2013-08-18 [cit. 2020-12-02]. Dostupné z: <https://www.in-el.cz/referat/103162/ucinky-proudu-na-cloveka-informace-k-nove-csn-iects-60479-1>
- [44] RICHTER, Aleš. Vliv elektromagnetického pole na živé organismy. *SEKEL 2010: Mezinárodní konference učitelů elektrotechniky*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010, s. 138-144. ISBN 978-80-7372-640-9.
- [45] ČESKO. Nařízení vlády č. 55 ze dne 25. března 2015 o technických požadavcích na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2015,

částka 27, s. 739-769. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/201555?text=technick%C3%A9+po%C5%BEadavky+na+aktivn%C3%AD+implantabiln%C3%AD#f5608509>

- [46] ČESKO. Nařízení vlády č. 117 ze dne 30. března 2016 o posuzování shody výrobků z hlediska elektromagnetické kompatibility při jejich dodávání na trh. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2016, částka 45, s. 2037-2051. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-117/zneni-20160420?text=zdravotnick%C3%A1#prilohy>
- [47] ČSN EN 45502-1 ED. 2. *Chirurgické implantáty - Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 1: Obecné požadavky na bezpečnost, značení a informace poskytované výrobcem*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2016.
- [48] 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: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2004.
- [49] ČSN EN 45502-2-2. *Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky – Část 2-2: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu tachyarytmií (včetně implantabilních defibrilátorů)*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009.
- [50] ČSN EN 60601-1-2 ED. 3. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-2: Obecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost – Skupinová norma: Elektromagnetická rušení – Požadavky a zkoušky*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2016.
- [51] DOUPAL, Vlastimil a Miloš TÁBORSKÝ. Elektromagnetická interference u pacientů s kardiostimulátory a implantabilními kardiovertery-defibrilátory. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2010, **9**(6), s. 298-301. ISSN 1213-807X. Dostupné také z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2010/06/05.pdf>
- [52] DYRDA, Katia a Paul KHAIRY. Implantable rhythm devices and electromagnetic interference: myth or reality? *Expert review of cardiovascular therapy*. 2008, **6**(6), s. 823-832. ISSN 1477-9072. Dostupné také z: <https://www.proquest.com/docview/902116268/5BA6555C5D14A71PQ/1?accountid=17116>
- [53] VLAŠÍNOVÁ, J. Elektromagnetické interference u pacientů s implantáty. *Kardiolog Rev Int Med*. 2008, **10**(Mimořádné), s. 19-22. ISSN 2336-2898. Dostupné také z: <https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka-revue/2008-mimoradne/elektromagneticke-interference-u-pacientu-s-implantaty-31764>

- [54] MORAVA, J. a A. RICHTER. Odezva kardiostimulačního zařízení na detekci nízkofrekvenční elektromagnetické interference. In: *Studentská konference Fakulty mechatroniky, informatiky a mezioborových studií 2019: sborník příspěvků*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2019. Dostupné také z: <http://sk.fm.tul.cz/2019/proceedings/abstracts/Morava-abstract.pdf>
- [55] BOSTON SCIENTIFIC. Terapie kardiostimulátorem: Brady 356395-036. Boston Scientific, 2011. Příručka pacienta.
- [56] BOSTON SCIENTIFIC. Terapie implantabilním kardioverterem defibrilátorem: ICD 356394-049. Boston Scientific, 2015. Příručka pacienta.
- [57] Dohodnuté zóny účinků střídavého proudu (od 15 Hz do 100 Hz) na člověka [online obrázek]. In: Michal KRŽÍŽ. *O účincích proudu na lidský organismus* [online]. [Cit. 2020-12-02]. Dostupné z: <https://elektrika.cz/data/clanky/o-ucincich-proudu-na-lidsky-organismus>
- [58] Kolektiv autorů Českého telekomunikačního úřadu. *Všeobecné oprávnění č. VO-R/10/12.2019-9 k využívání rádiových kmitočtů a k provozování zařízení krátkého dosahu* [online]. Český telekomunikační úřad. Praha, 2019 [cit. 2020-10-15]. Dostupné také z: <https://www.ctu.cz/sites/default/files/obsah/ctu/vseobecne-opravneni-c.vo-r/10/12.2019-9/obrazky/vo-r10-122019-9.pdf>
- [59] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [60] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-4.
- [61] HEROLD, Martin a Dalibor HEŘMAN. Nefarmakologická léčba srdečních arytmií. *SANQUIS*. 2003, **28**(1), 57. ISSN 1212-6535. Dostupné také z: <https://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art606>

## Seznam příloh

Příloha A

Příloha B

Příloha C

Příloha D

Příloha E

Příloha F

## Příloha A

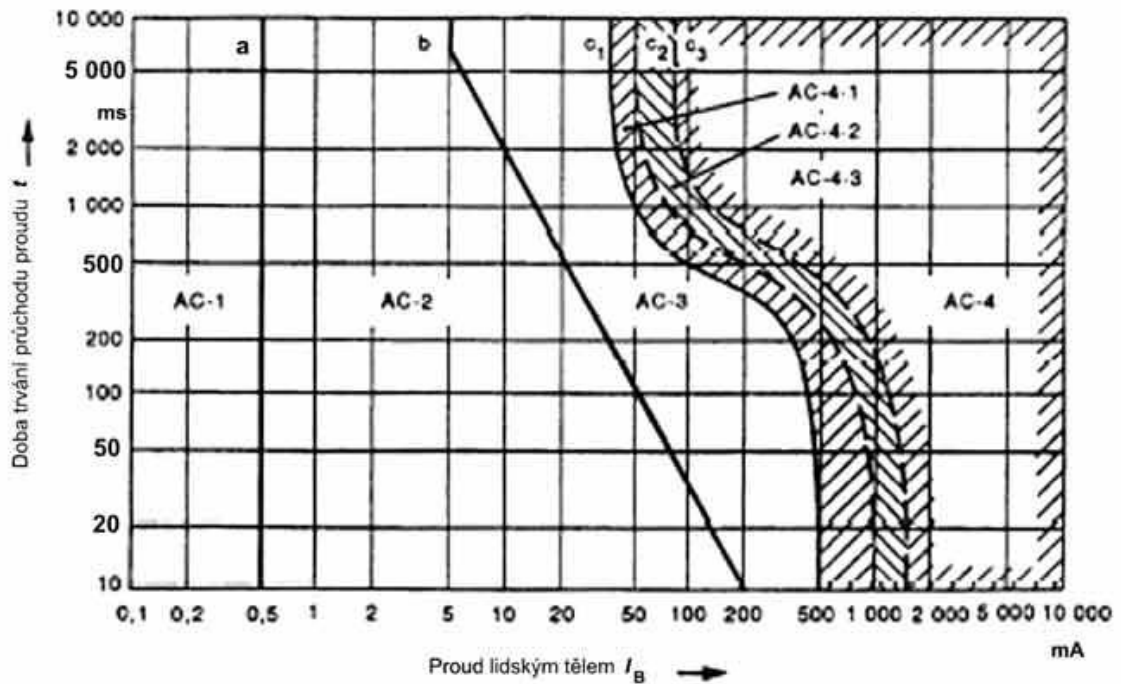
Tab. A.1: Účinky jednotlivých polí na smyslové vnímání a na zdraví [36]

Pole	Účinky na smyslové vnímání	Účinky na zdraví
Statická magnetická pole (< 1 Hz)	Závratě, nevolnost, kovová chuť v ústech	Změna průtoku krve v končetinách, změny mozkových funkcí, změna srdeční funkce
Nízkofrekvenční pole (1 Hz až 10 MHz)	Fosfeny (světelné záblesky), menší změny mozkových funkcí (1–400 Hz)	Pocit mravenčení nebo bolesti (nervová stimulace), svalové záškuby, poruchy srdečního rytmu
Vysokofrekvenční pole (100 kHz až 6 GHz)	Mikrovlnné slyšení (od 200 MHz)	Signifikantní zahřívání celého těla či lokální zahřívání nebo popáleniny
Vysokofrekvenční pole (6 GHz až 300 GHz)		Lokální tepelné poškození očí nebo kůže

Tab. A.2: Účinky, místa interakce spolu se špičkovými hodnotami citlivosti při expozici nízkofrekvenčním magnetickým polím [36]

Špičková hodnota citlivosti	Účinek	Místo interakce
< 1 Hz	Kovová chuť	Receptory na jazyku
0,1 Hz až 2 Hz	Závratě, nevolnost	Vnitřní ucho (vestibulární systém)
0,1 Hz až 2 Hz	Stimulace svalů a nervů	Elektrická pole indukovaná průtokem krve ve tkáních
Kolem 20 Hz	Fosfeny (světelné záblesky)	Buňky sítnice v oku
Kolem 50 Hz	Hmatové vjemy a pocit bolesti	Periferní nervy
Kolem 50 Hz	Indukované kontrakce svalů	Periferní nervy a svaly
Kolem 50 Hz	Účinky na srdce (arytmie)	Srdce

## Příloha B



Obr. B.1 Přehled zón účinků střídavého proudu o frekvenci 15–100 Hz odpovídající dráze proudu levá ruka – obě chodidla [57]

Tab. B.1 Vymezení zón a jejich účinků na organismus (pro střídavý proud o frekvenci 15–100 Hz odpovídající dráze proudu levá ruka – obě chodidla) [43]

Zóna	Mezní hodnoty zóny	Typický fyziologický účinek
AC-1	Do 0,5 mA do křivky a	Obvykle bez reakce, je možné vnímání
AC-2	Od 0,5 mA do křivky b	Obvykle bez škodlivých fyziologických účinků, je možné vnímání a vznik neúmyslných svalových stahů
AC-3	Napravo od křivky b po křivku c1	Obvykle bez poškození organismu, pravděpodobnost křečovitých stahů, obtíží při dýchání a vratných poruch srdeční funkce
AC-4	Počínaje napravo od křivky c1	K účinkům zóny AC-3 se mohou přidat nebezpečné patofyziologické účinky jako zástava srdce, dechu, popáleniny, spolu s intenzitou a dobou trvání proudu se zvyšuje pravděpodobnost komorových fibrilací
AC-4.1	Od křivky c1 po křivku c2	Pravděpodobnost ventrikulárních fibrilací až u 5 % zasažených lidí
AC-4.2	Od křivky c2 až c3	Pravděpodobnost ventrikulárních fibrilací až u 50 % zasažených lidí
AC-4.3	Za křivkou c3	Pravděpodobnost ventrikulárních fibrilací u více než 50 % zasažených lidí

## Příloha C

Tab. C.1 Potenciální zdroje elektromagnetické interference v běžném prostředí

<b>Typ zdroje elmg. rušení</b>	<b>Frekvenční rozsah</b>
AM rádio	535–1705 kHz [44]
FM rádio	88–108 MHz [44]
TV vysílání	54–88 MHz; 174–220 MHz [44]
UHF TV vysílání	470–860 MHz [44]
Bezdrátové mobilní sítě	300–3000 MHz [44]
ISM pásmo bezdrátových komunikačních zařízení	13,56; 433; 915; 2450; 5800 MHz [44]
Dálkové ovládání akustických informačních zařízení pro nevidomé	86,79 MHz [58]
RF ohřivače	13,56; 27,12; 40,68; 100 MHz [44]
Mikrovlnná trouba	2450 MHz [44]
RFID technologie	134 kHz; 13,56 a 915 MHz [44]
Bezdrátový přenos elmg. energie	10 kHz – 10 MHz [44]
Klopné obvody	15 kHz – 400 MHz [34]
Koronový výboj	0,1 Hz – 10 MHz [34]
Spínané síťové zdroje	0,1 Hz – 30 MHz [34]
Výkonové spínače	0,1 Hz – 20 MHz [34]
Síťové vypínače	0,5 Hz – 25 MHz [34]
Zářivka	0,1 Hz – 3 MHz [34]

## Příloha D

Tab. D.1 Potenciální zdroje elektromagnetické interference v nemocničním prostředí – terapeutické a diagnostické metody apod.

Typ zdroje elmg. rušení	Frekvenční rozsah
Terapie interferenčními proudy	1–100 Hz (vzniká zkřížením dvou okruhů o frekvencích 5 kHz a 5,1 kHz) [59]
TENS (transkutánní elektrická nervová stimulace)	1–200 Hz (šířka pulzu 0,05 až 1 ms) [60]
Träbertovy proudy	142 Hz (šířka pulzu 2 ms, pauza mezi pulzy 5 ms) [60]
Modifikované Träbertovy proudy	182 Hz (šířka pulzu 0,5 ms, pauza 5 ms) [60]
Diadynamické proudy	50/60 Hz; 100/120 Hz [60]
Bassetovy proudy	72 Hz [42]
Kotzovy proudy	Nosná frekvence 2 500 Hz, amplitudově modulované na proud o frekvenci 50 Hz [42]
Leducův proud	100 Hz (délka pulsu 1 ms, perioda 10 ms) [42]
Faradayův proud	Kolem 45 Hz (délka pulsu 2 ms, perioda 22 ms) [42]
H-vlny	2 Hz nebo 60 Hz [42]
Vysokovoltážní terapie	3–200 Hz (délka pulsu 10–30 $\mu$ s) [42]
Ultraelektrostimulace	182 Hz (délka pulsu 50 $\mu$ s) [42]
Stochastické (randomizované) proudy	Kolísání frekvence mezi 70–130 Hz (vzdálenost mezi impulzy 14,3–7,7 ms) nebo mezi 35–65 Hz (vzdálenost mezi impulzy 28,6–15,4 ms) [42]
Krátkovlnná diatermie	27,12 MHz [59]; 13,56 MHz a 40,68 MHz [42]
Ultrakrátkovlnná diatermie	433,92 MHz [59] nebo 915 MHz (v USA) [2]
Mikrovlnná terapie/diatermie	2,4; 2,45 GHz [59]
Magnetoterapie střídavým polem	50 Hz [59]
Magnetoterapie impulsním polem	2–50 Hz [59]
MRI (magnetická rezonance)	42,58–298 MHz [42]



<b>Typ zdroje elmg. rušení</b>	<b>Frekvenční rozsah</b>
MRI – vysílací cívka	Desítky MHz [59]
Vitalitester	50 Hz [60]
UPL-WMCE <sup>1</sup>	430–440 MHz [58]
MBANS <sup>2</sup>	2483,5–2500 MHz [58]
Rádiová část aktivních implantabilních zdravotnických prostředků	402–405 MHz; 2483,5–2500 MHz [58]
Rádiová část lékařských membránových implantátů velmi nízkého výkonu pro měření krevního tlaku	30–37,5 MHz [58]
Mikrofony pro nedoslýchavé a naslouchadla	36,65–38 MHz; 169,4–169,5875 MHz; 173,3 MHz; 173,965–174,015 MHz [58]
Radiofrekvenční ablace	300–1000 kHz [61]
Elektrokauterizace	Řádově stovky kHz, > 100 kHz [51]

<sup>1</sup> Ultra-Low Power Wireless Medical Capsule Endoscopy; lékařské tobolky pro bezdrátovou endoskopii ultranízkého výkonu

<sup>2</sup> Medical Body Area Network Systems; rádiová síť v okolí pacienta sloužící ke shromažďování a přenosu dat ze senzorů sledujících jeho životní funkce

## Příloha E

Tab. E.1 Elektrické biosignály a jejich frekvenční rozsah [3]

<b>Daný elektrický biosignál</b>	<b>Frekvenční rozsah</b>
EKG (elektrokardiografický)	0,01–250 Hz
EEG (elektroencefalografický)	0,1–100 Hz
ECOG (elektrokortikografický)	0,1–100 Hz
EP (evokované potenciály)	až několik kHz
EMG (elektromyografický)	0,01 Hz – 10 kHz
EKG (elektrogastrografický)	0,01–5 Hz
ENG (elektroencefalografický)	0,01–1000 Hz
EOG (elektrookulografický)	0,05–100 Hz
ERG (elektroretinografický)	0,2–50 Hz
fEKG (fetální elektrokardiografický)	0,01–250 Hz
AP (akční potenciály)	10 Hz – 2 kHz

## Příloha F

Tab. F.1 Magnetické biosignály a jejich frekvenční rozsah [3]

<b>Daný magnetický biosignál</b>	<b>Frekvenční rozsah</b>
MEG (magnetoencefalografický)	0,5–30 Hz
MKG (magnetokardiografický)	0,05–30 Hz
MMG (magnetomyografický)	0–10 kHz
MOG (magnetoookulografický)	0–100 Hz
MRG (magnetoretinografický)	0,1–50 Hz