



# Vliv vnějších elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Barbora Váňová**  
*Vedoucí práce:* prof. Ing. Aleš Richter, CSc.





# The Influence of External Electromagnetic Fields on Pacemaker Technology

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology  
*Author:* **Barbora Váňová**  
*Supervisor:* prof. Ing. Aleš Richter, CSc.





## Zadání bakalářské práce

# Vliv vnějších elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku

*Jméno a příjmení:* **Barbora Váňová**  
*Osobní číslo:* D1600015  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávající katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2018/2019**

### Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

- 1) Rešerše současného stavu implantabilních kardiostimulačních zařízení.
- 2) Popis rušivých signálů.
- 3) Zjistit vliv elektromagnetické interference na kardiostimulační techniku.
- 4) Zjistit rizika spojená s působením vnějších elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku.
- 5) Zjistit minimalizace možných důsledků působení elektromagnetické interference na kardiostimulační systém.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Kardiovaskulární onemocnění jsou jedny z nejčastějších onemocnění vůbec. Tudiž pacientů s implantabilními kardiostimulačními systémy přibývá a s tím rostou i nároky na kvalitu a bezpečnost těchto systémů. Jedním z možných bezpečnostních rizik jsou vlivy vnějších elektromagnetických polí na tyto zařízení. Výstupem kvalifikační práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci v odborném periodiku.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

- 1) Jaké možné důsledky může mít elektromagnetická interference na kardiostimulační zařízení pro léčbu brady a tachyarytmií?
- 2) Jaké jsou limity kardiostimulačních zařízení při působení vnějších elektromagnetických polí?
- 3) Jak lze minimalizovat možné důsledky elektromagnetické interference na kardiostimulační systém?

Metoda:

Experimenty. Testování na kardiostimulátorech a fantomech tkání.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Technika práce: experimenty.

Vyhodnocení dat: Data budou zpracována v programu Microsoft Excel 2010 do tabulek a grafů. Text bude zpracován programem Microsoft Word 2010.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo: Laboratoře CXI Technické univerzity v Liberci, oddělení kardiologie Krajské nemocnice Liberec, a.s.,

Čas: listopad 2018 – leden 2019 Vzorek:

Testování na vybraných typech kardiostimulátorů dle dispozice KNL a IKEM.

Rozsah pracovní zprávy:

50 – 70

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická



### Seznam odborné literatury:

1. MORAVA, J., A. RICHTER a P. KUČERA. Electromagnetic Compatibility of Cardiac Stimulation Technology in Relation to Human Body The Introductory Study. In: Lhotska L., Sukupova L., Lacković I., Ibbott G. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. Singapore: Springer, 2019, s. 755-760. ISBN 978-981-10-9034-9.
2. BULAVA, Alan. Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory. Praha: Grada, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.
3. TÁBORSKÝ, Miloš et al. Kardiologie 1. 2. Vyd. Praha: Mladá fronta a. s., 2018. ISBN 978-80-204-4812-5.
4. MORAVA, Jan a Aleš RICHTER. Elektromagnetická kompatibilita kardiostimulační techniky- úvod do problematiky. Elektro. 2018, 28(4), 38-39. ISSN 1210-0889.
5. CHIA P-L, Foo D. A practical approach to perioperative management of cardiac implantable electronic devices. Singapore Medical Journal. 2015, 56(10), 538-541. DOI 10.11622/smedj.2015148. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4613927/>
6. BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
7. BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. Základy lékařské fyziky. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
8. ROSINA, Jozef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
9. HEINC, P., F. KOVÁČIK a O. MORAVEC, et al. Trvalá kardiostimulace z pohledu nových evropských doporučení roku 2013. Kardiologická revue. 2014, 16(1), 15-20. ISSN 2336-288x. Dostupné také z: <http://www.prolekare.cz/kardiologicka-revue-clanek/trvala-kardiostimulace-z-pohledu-novych-evropskych-doporuceni-roku-2013-47811>
10. ELLENBOGEN, Kenneth et al. Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy. 5th ed. Philadelphia: Elsevier, 2017. ISBN 978-0323-37804-8.
11. THALER, Malcolm S. EKG a jeho klinické využití. 6th ed. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.

Vedoucí práce:

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.  
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání práce:

1. září 2018

Předpokládaný termín odevzdání:

30. června 2019

L. S.

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

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

V Liberci 30. listopadu 2018

## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

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

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

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že texty tištěné verze práce a elektronické verze práce vložené do IS STAG se shodují.

13. 3. 2019

Barbora Váňová

**Poděkování:**

Ráda bych poděkovala prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. za odborné vedení, přínosné rady a připomínky. Děkuji také Ing. Janu Moravovi za rady, ochotu při konzultacích a poskytnutí materiálů při psaní bakalářské práce.

## **Anotace**

- Autor:** Barbora Váňová
- Instituce:** Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
- Název práce:** Vliv vnějších elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku
- Vedoucí práce:** prof. Ing. Aleš Richter, CSc.
- Počet stran:** 84
- Počet příloh:** Přílohy pouze v elektronické podobě
- Rok obhajoby:** 2019
- Anotace:** Práce se zabývá interdisciplinárním tématem elektromagnetické kompatibility kardiostimulačních systémů, které se využívají v léčbě pacientů s poruchami srdečního rytmu. Představuje funkční principy těchto systémů a vyobrazuje jejich interakci se zdrojem vnějšího silného nízkofrekvenčního elektromagnetického rušení. Práce také popisuje mechanismy rušivých signálů a možnosti minimalizace jejich následků.
- Klíčová slova:** Implantabilní zařízení, kardiostimulátor, elektromagnetická kompatibilita, elektrofyzologie, elektromagnetická interference

## **Annotation**

<b>Author:</b>	Barbora Váňová
<b>Institution:</b>	Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies
<b>Title:</b>	The Influence of External Electromagnetic Fields on Pacemaker Technology
<b>Supervisor:</b>	prof. Ing. Aleš Richter, CSc.
<b>Apendix:</b>	Only in the digital version of the work
<b>Pages:</b>	84
<b>Year:</b>	2019
<b>Annotation:</b>	The work deals with interdisciplinary topic of the electromagnetic compatibility of pacemaker devices that are used to treat patients with heart rhythm disorders. It presents the functional principles of these devices and describe its interaction with the source of external strong low-frequency electromagnetic interference. The work describes the mechanisms of disturbance signals and methods to minimize its consequences.
<b>Keywords:</b>	Implantable device, pacemaker, electromagnetic compatibility, electrophysiology, electromagnetic interference



## Obsah

Seznam použitých zkratek	11
Přehled využitých fyzikálních symbolů	12
1. Úvod	13
2. Elektrofyziologie srdce	15
2.1 Převodní systém srdeční	16
2.2 Poruchy srdečního rytmu	18
2.2.1 Mechanismy vzniku arytmií	18
2.3 Indikace k léčbě kardiostimulačními systémy	19
3. Kardiostimulační technika	23
3.1 Základní principy kardiostimulace	23
3.2 Rozdělení kardiostimulačních systémů	24
3.3 Konstrukce a technické parametry kardiostimulačních systémů	25
3.4 Elektrody	26
3.4.1 Fixační mechanismy	27
3.4.2 Polarita elektrod	28
3.5 Programace a uživatelské rozhraní kardiostimulačních systémů	29
3.6 Stimulační parametry	30
3.6.1 Snímání	30
3.6.2 Impedance	31
3.6.3 Stimulační práh	32
3.7 Kardiostimulační režimy	32
3.8 Časování kardiostimulátorů	34
3.8.1 Časování v jednodutinových režimech	34
3.8.2 Časování ve dvoudutinových režimech	35
3.9 Přístroje pro resynchronizační terapii	37
4. Elektromagnetická kompatibilita	38
4.1 Teoretické předpoklady	38
4.2 Technická normalizace	41

4.2.1	Elektromagnetická kompatibilita zdravotnických elektrických přístrojů – Požadavky a zkoušky	41
4.3	Vliv elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku	42
5.	Analýza chování kardiostimulačních systémů při působení elektromagnetické interference	44
5.1	Cíle a výzkumné otázky	44
5.2	Použité přístroje	44
5.3	Simulace a popis rušivých signálů	46
5.3.1	Adekvátní x neadekvátní výboj	47
5.3.2	Inhibice stimulace	49
5.3.3	Porucha elektrody x Elektromagnetická interference	51
5.3.4	Auto Mode Switch	53
5.3.5	Oversensing x undersensing	54
5.4	Působení magnetického pole na kardiostimulační systémy	55
5.5	Působení elektromagnetické pole na kardiostimulační systémy	59
5.6	Zhodnocení experimentů	64
6.	Závěr	66
	Seznam použité literatury	67
	Seznam příloh	70
	Příloha A	71

## Seznam použitých zkratek

AV	Atrioventrikulární
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CRT-D	Cardiac Resynchronization Therapy Defibrillator
CRT-P	Cardiac Resynchronization Therapy Pacemaker
EI	Escape Interval
EKG	Elektrokardiogram
EMC	Electromagnetic Compatibility
EMF	Electromagnetic field
EMI	Electromagnetic interference
EMS	Electromagnetic Susceptibility
ICD	Implantable Cardioverter Defibrillator
LRI	Lower Rate Interval
LRL	Lower Rate Limit
MTR	Maximum Tracking Rate
PVARP	Postventricular atrial refractory period
RAM	Random Access Memory
ROM	Read Only Memory
RTG	Rentgen
SA	Sinoatriální

## Přehled využitých fyzikálních symbolů

<b>Symbol</b>	<b>Veličina</b>	<b>Jednotka</b>	<b>Název</b>
B	Magnetická indukce	[T]	tesla
D	Elektrická indukce	[C. m <sup>-2</sup> ]	coulomb na metr čtvereční
E	Intenzita elektrického pole	[V. m <sup>-1</sup> ]	volt na metr
f	Frekvence	[Hz]	hertz
H	Intenzita magnetického pole	[A. m <sup>-1</sup> ]	ampér na metr
J	Hustota elektrického proudu	[A. m <sup>-2</sup> ]	ampér na metr čtvereční
S	Obsah	[m <sup>2</sup> ]	metr čtvereční
$\gamma$	Měrná elektrická vodivost	[S. m <sup>-1</sup> ]	siemens na metr
$\epsilon$	Permitivita	[F. m <sup>-1</sup> ]	farad na metr
$\mu$	Permeabilita	[H. m <sup>-1</sup> ]	henry na metr

## 1. Úvod

Implantabilní kardiostimulační systémy jsou lékařská elektronická zařízení využívaná v léčbě poruch srdečního rytmu. Mezi tato zařízení řadíme kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery- defibrilátory. Součástí takového systému je generátor impulzů uložený v podklíčkové oblasti a elektrody, s ním spojené, umístěné v srdečních oddílech pacienta. Vzhledem k množství elektronických zařízení je v současné době každý člověk často vystavován neviditelnému elektromagnetickému poli. Tato elektromagnetická pole mohou funkci kardiostimulačních přístrojů ovlivňovat a v důsledku toho může docházet k závažným klinickým problémům. Interakce kardiostimulačního zařízení se zdroji elektromagnetického pole způsobuje od falešného snímání srdečního rytmu až po zahřívání implantátu a elektrod, které může způsobit nekrózu okolní tkáně. Proti tomu bojuje technologický vývoj, který se snaží tyto vlivy co nejvíce minimalizovat. Avšak k úplnému odstranění těchto rizik zatím nedošlo. [1]

Kardiostimulátory dokáží monitorovat vlastní srdeční akci a v případě poruchy srdečního rytmu stimulaci adekvátně nahradit. Zařízení, která jsou navíc schopná kardioverze a defibrilace se nazývají implantabilní kardiovertery- defibrilátory a řadí se ke složitějším systémům, které jsou schopné vydat vysokoenergetický výboj k zastavení maligní komorové arytmie. Kardiostimulační zařízení můžeme rozdělit na jednodutinové, dvoudutinové a biventrikulární dle počtu a umístění zavedených elektrod. V případě jednodutinového systému je zavedena jedna elektroda do pravé komory. U dvoudutinových je navíc elektroda v pravé síni a biventrikulární zařízení mají třetí elektrodu ve stěně levé komory, využívanou k resynchronizační léčbě. Stimulace probíhá pomocí elektrod, které se mohou lišit umístěním anody avšak katoda je vždy umístěná na jejím distálním konci. [2] Podle umístění anody rozlišujeme dvě základní konfigurace- unipolární a bipolární. Při unipolární konfiguraci je anodou samotný generátor pulzů, při bipolární je anoda umístěna proximálněji na elektrodě. Tato konfigurace je jedním z programovatelných parametrů stimulace a ovlivňuje odolnost systému vůči vnějšímu rušení. K nastavení těchto parametrů dochází pomocí programeru, který se s implantovaným zařízením spojí po přiložení hlavice na kůži pacienta v blízkosti implantátu, případně bezdrátově telemetricky. [3]

Jelikož se v případně kardiostimulačních zařízeních jedná o elektronické systémy založené na polovodičových mikroobvodech, jsou náchylná k interferenci s okolními elektromagnetickými poli, která mohou často ovlivňovat jejich funkci. Vliv elektromagnetického pole jiných zařízení na kardiostimulační techniku může mít klinicky závažné následky. Zařízení může nesprávně detekovat vlastní srdeční akci, může docházet k indukovaní lokálních proudů na elektrodách nebo zvýšení proudové hustoty v tkáni okolo zařízení, což vede k jeho ohřevu. Vliv vnějších rušení na systém může být ovlivněn mnoha faktory jako je vzdálenost od zdroje rušení, době expozice nebo poloze systému vzhledem ke zdroji rušení. I zdroj těchto rušení může být různý a pacienti jsou s nimi v každodenním styku. Zdrojem rušení mohou být například radiokomunikační zařízení, detektory kovů na letištích nebo elektronická ochrana zboží. Další skupinou možných zdrojů rušení jsou zařízení využívaná ve zdravotnictví. Jedním z nich je magnetická rezonance, riziková je také elektrokauterizace, endoskopie nebo radioterapie. Elektromagnetickou interferenci rozlišujeme ve třech formách: elektromagnetické pole, ionizující záření a akustické vlnění. V této práci se budeme zabývat pouze vlivem elektromagnetického pole na kardiostimulační techniku.

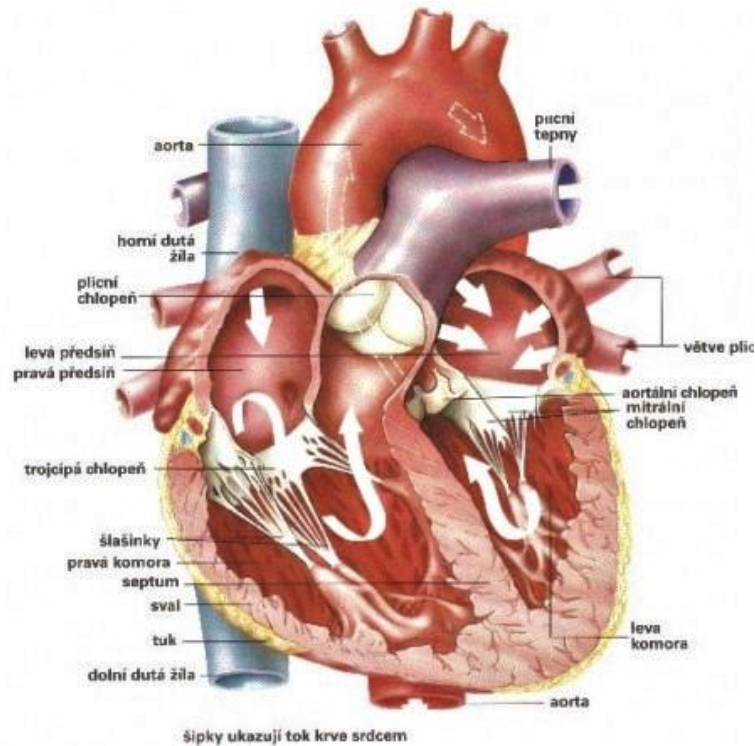
## 2. Elektrofyzologie srdce

Srdce je nepárový svalový orgán. Svými pravidelnými stahy zajišťuje cirkulaci krve krevním řečištěm. Jeho hlavní úlohou je šíření dýchacích plynů a živin po celém těle. Srdce je uloženo v mezihrudí za hrudní kostí vlevo. Má kuželovitý tvar a je uloženo v osrdečnickovém vaku, který jej chrání. Vrchol pomyslného kužele tvoří spodní část srdce tzv. hrot srdeční, širší horní část se nazývá báze srdeční. Srdce je tvořeno čtyřmi dutinami: pravou a levou síní, pravou a levou komorou. Síně jsou od sebe odděleny mezisínňovým septem, které je v místě oválně jamky viditelně ztenčeno. Mezikomorové septum od sebe odděluje pravou a levou síň. [4]

Do pravé síně vstupují horní a dolní dutá žíla, které přivádějí neokysličenou krev z těla do srdce. Z pravé síně teče žilní krev přes trikuspidální chlopeň do pravé komory. Krev je vypuzována z pravé komory přes pulmonární chlopeň do levé a pravé plicní tepny, odkud dál putuje do plic. Okysličená krev z plic přitéká čtyřmi plicními žilami do levé síně. Odtud teče přes mitrální chlopeň do levé komory. Z levé komory vystupuje aorta, která vede okysličenou krev do celého těla. Aortální chlopeň brání zpětnému toku krve na výstupu aorty z levé komory (viz obr. 1). [5]

Srdeční stěna se skládá ze tří vrstev. Vnitřní vrstvu tvoří endokard neboli nitroblána srdeční. Endokard vystylá srdeční dutiny a z obou stran kryje srdeční chlopně. Je to hladká, průsvitná a lesklá blána tvořena endotelovými buňkami podložená vazivem s elastickými vlákny. Nejsilnější vrstvou je myokard. Myokard je příčně pruhovaná pracovní svalovina, která je složena z kardiomyocytů. Vrstva myokardu je nejsilnější v komorách. Srdeční svalovina je inervovaná vegetativním i senzitivním nervstvem a zajišťuje pravidelné srdeční stahy. Vnější povlak srdeční stěny je ve dvou vrstvách tvořen epikardem, který je elastickým vazivem spojen s myokardiální vrstvou a perikardiálním vakem.

Srdce se skládá z dvou typů buněk: pacemakerové buňky a buňky pracovního myokardu. Pacemakerové buňky neboli buňky převodního systému srdečního jsou schopny spontánní depolarizace a jejich úkolem je vytvořit elektrický vzruch a přivést ho k buňkám pracovního myokardu. Buňky pracovního myokardu zajišťují následnou kontrakci srdečních oddílů. [6]



Obr. 1 Popis srdce [7]

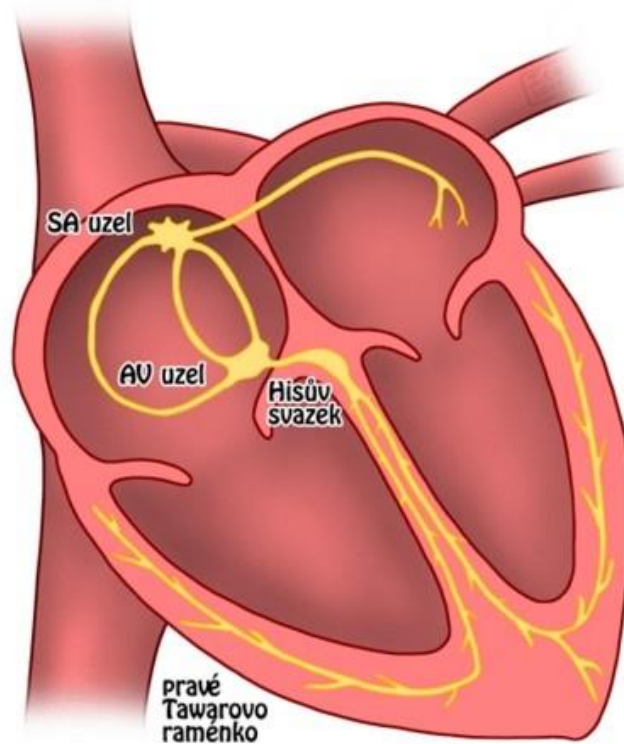
## 2.1 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční je specializovaná srdeční svalovina schopná přenášet a spontánně tvořit vzruchy, které stimulují srdeční svalovinu ke kontrakci. Skládá se ze sinoatriálního a atrioventrikulárního uzlu, Hisova svazku, Tawarových ramének a Purkyňových vláken (viz obr. 2).

Přirozeným udavačem srdečního rytmu je sinoatriální uzel uložený vysoko ve stěně pravé síně. V tomto místě vznikají spontánní elektrické impulzy s fyziologickou frekvencí 60-90 za minutu. Akční potenciál se odtud šíří po pravé síni směrem k atrioventrikulárnímu uzlu, který může v případě patologické změny nahradit sinoatriální uzel v jeho činnosti. Frekvence vzruchů tvořených v sinoatriálním uzlu ale dosahuje pomalejšího rytmu 40-60 pulzů za minutu. Atrioventrikulární uzel se nachází na pomezí mezi síněmi a komorami a jeho funkcí je zdržení šíření vzruchu, aby mohlo dojít k dostatečnému naplnění komor krví. Elektrický impulz je ze svaloviny síní na svalovinu komor převeden pomocí Hisova svazku, který se dělí na pravé a levé



Tawarovo raménko. Koncovou částí převodního systému srdečního jsou potom Purkyňova vlákna, která rozvádějí impulzy rovnoměrně do obou srdečních komor. [5]



Obr. 2 Převodní systém srdeční [8]

Vedení elektrického signálu z buňky na buňku je zajišťováno lokálními proudy, které vznikají na pomezí buněk s rozdílnou polarizací. Čím je tento rozdíl napětí větší, tím silnější lokální proudy vznikají, proto vznikají především v začátku depolarizační fronty a sjednocují tak postup depolarizační vlny. Od síly lokálních proudů se přímo úměrně také odvíjí rychlost šíření elektrického signálu. Signál je šířen tzv. nízkoodporovými nexy, které vodivě spojují cytoplazmu sousedících buněk, což zajišťuje jejich stejné elektrické vlastnosti. [9]

Důležitým faktorem pro vznik elektrického vzruchu je klidový membránový potenciál. Hodnota klidového membránového potenciálu se pohybuje mezi -70 a -90 mV. Tato záporná velikost potenciálu je dána nerovnoměrným rozložením iontů uvnitř a vně buňky. Uvnitř buňky najdeme jako převažující a hlavní iont draslík, jeho koncentrace vně buňky je přibližně 30krát menší než uvnitř. Oproti tomu hlavním kationtem vně

buňky je sodík. Toto nerovnoměrně rozdělení je ovlivněno různou propustností membrány, pro draslík je propustnost (permeabilita) větší a pro sodík je propustnost znatelně menší. [10]

Klidový membránový potenciál je předpokladem pro vznik důležitého akčního potenciálu, který má za následek samotnou srdeční aktivitu. Akční potenciál vzniká změnou klidového potenciálu na membráně tzv. depolarizací. Při depolarizaci dochází ke změně polarizačního napětí z původních -90 až -70 mV na 0 až 20 mV, je to důsledek rychlého pohybu sodíkových iontů z vně dovnitř buňky. Po této změně následuje fáze plató, při které je udržován kladný náboj uvnitř buňky. Následuje repolarizace, tedy návrat k původnímu stavu iontů.

Pro kardiostimulaci je významný fakt, že extracelulární prostor je díky kationtům sodíku relativně kladně nabitý. Proto když chceme kardiostimulací vyvolat depolarizaci a vytvořit akční potenciál, musíme stimulovat záporným impulzem. [6]

## **2.2 Poruchy srdečního rytmu**

Poruchy srdečního rytmu (srdeční arytmie) vznikají jako poruchy převodního systému srdečního. Mohou vzniknout při tvorbě nebo šíření vzruchu nebo jejich kombinací a mnoho z nich dokáže řešit trvalá kardiostimulace. Základní rozdělení arytmii je na tachyarytmie definované jako zrychlená srdeční aktivita (nad 100/min) a bradyarytmie-zpomalení srdeční frekvence (pod 60/min). Dle místa vzniku lze arytmie rozdělit na sinusové, supraventrikulární a komorové. Sinusové a supraventrikulární arytmie vznikají kdekoli nad větvením Hisova svazku. Komorové arytmie vznikají ve svalovině srdečních komor. [11]

### **2.2.1 Mechanismy vzniku arytmii**

**Reentry** patří mezi základní mechanismy vzniku zrychlené srdeční aktivity. Jedná se o návratný krouživý vzruch šířící se okolo anatomické nebo funkční bariéry. Touto bariérou může být dlouhodobě nevodivá jizva na srdeční svalovině. Dráhy šíření impulzu oddělené touto bariérou mají rozdílnou rychlost vedení vzruchu. Šířící se

vzruch za sebou zanechává buňky v refrakterní fázi, která je pro rychlejší dráhu delší než pro dráhu s pomalým šířením vzruchu. Kroužící impuls vzniká při extrasystole v důsledku dlouhé refrakterní fáze dráhy s rychlejším šířením vzruchu. Mezi arytmie vznikající na základě reentry mechanismu patří například flutter síní, atrioventrikulární nodální reentry-tachykardie, atrioventrikulární reentry-tachykardie, fibrilace síní atd. [6]

**Abnormální automacie** je mechanismus vzniku arytmií, při kterém dochází k spontánní tvorbě vzruchu mimo obvyklé místo. Při normální srdeční automacii vzniká spontánní vzruch pouze v SA a AV uzlu, Hisově svazku nebo v Purkyňových vláknech. Příčinou vzniku abnormální automacie může být například zvýšený tonus sympatiku nebo ischemie myokardu. Arytmiemi vznikajícími na podkladě abnormální automacie jsou některé síňové a komorové tachykardie. [11]

**Zvýšená normální automacie** vzniká jako důsledek zrychlené depolarizace buněk převodního systému srdečního. Zvýšená normální automacie může vést ke vzniku sinusové nebo síňové tachykardie. [6]

**Spouštěná aktivita** je vytvořena v důsledku neobvyklého průběhu repolarizační fáze. Membránový potenciál v průběhu nebo po ukončení akčního potenciálu kolísá, což vede ke spontánní depolarizaci. Pokud dojde ke kolísání membránového potenciálu k pozitivním hodnotám ještě před dokončením repolarizace, jde o časnou následnou depolarizaci. Opožděná následná depolarizace vzniká při kolísání po repolarizační fázi. [11]

**Dysfunkce sinoatriálního uzlu** může vznikat jako naprostá zástava sinusového rytmu (sinusová zástava) nebo jako nepravidelnost sinusového rytmu (sinusová arytmie).

**Blokády** jsou poruchami vedení vzruchu, které se mohou objevovat ve všech částech převodního systému srdečního. Podle umístění poruchy rozlišujeme sinoatriální, atrioventrikulární, ramínkové a fascikulární blokády. [6]

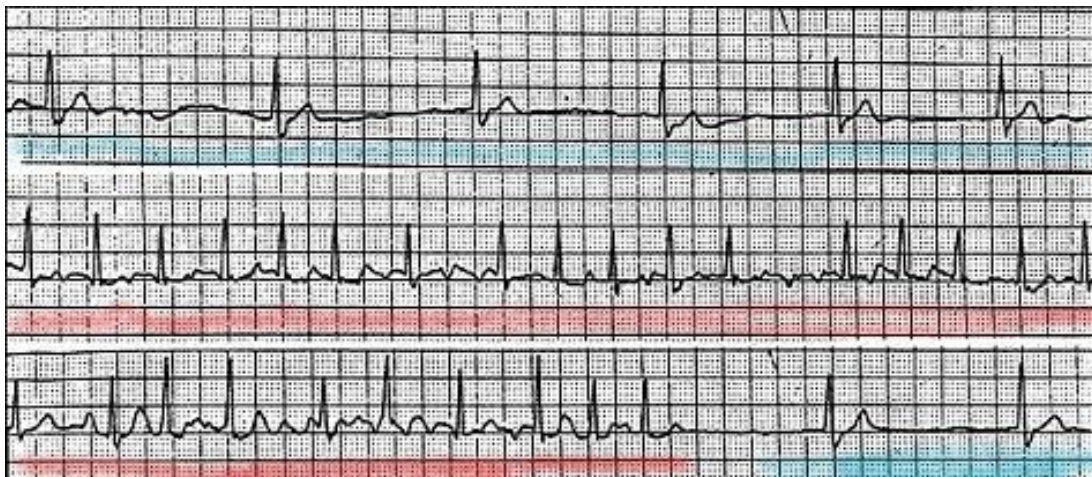
### 2.3 Indikace k léčbě kardiostimulačními systémy

Kritéria pro implantaci kardiostimulačních systémů doporučuje Česká kardiologická společnost. Mezi hlavní kritéria patří předpokládaná délka a kvalita života, rizika

a výhody pro daného pacienta, ale především samotná diagnóza. Kritéria indikace se obecně rozdělují na primární a sekundární prevenci. Primárně preventivní indikace se snaží zajistit pacienty ještě před prvními arytmiickými epizodami. Jedná se tedy o rizikové pacienty, u kterých je předpoklad vzniku nebezpečné arytmie. Sekundárně preventivní indikace zajišťuje pacienty se zkušeností s arytmiickou příhodou a je prevencí vzniku příhody další. Léčba kardiostimulátory je stanovena jedná-li se o arytmiu způsobenou například dysfunkcí sinusového uzlu, při atrioventrikulární blokádě nebo u syndromu spánkové apnoe. Indikací k implantaci ICD je například oběhová zástava na podkladě dokumentované fibrilace komor. [12]

Mezi nejčastější poruchy srdečního rytmu vedoucí k implantaci jednodutinového kardiostimulátoru patří syndrom chorého sinu (sick sinus syndrome). Jedná se o degenerativní onemocnění SA uzlu, při kterém dochází k úbytku buněk udávajících sinusový rytmus. Onemocnění se projevuje střídáním zrychlené srdeční činnosti s pomalou srdeční činností a synkopami. Tachykardie se objevují jako záchvaty fibrilace síní, které nahrazují rytmus za nefunkční SA uzel. [13]

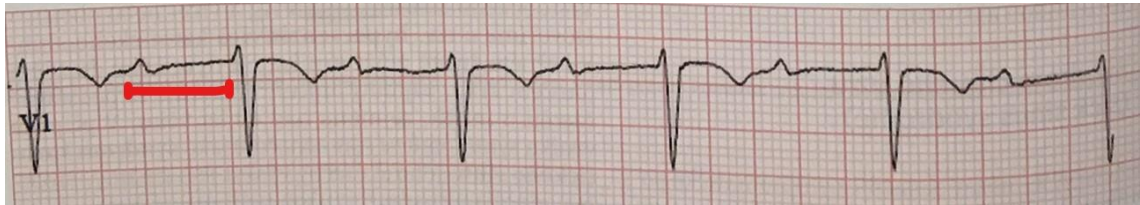
Na EKG záznamu (viz obr. 3) jsou zachyceny bradykardické epizody syndromu chorého sinu (modrá barva), které přejdou do tachykardické epizody (červená barva) a následně zpět v pomalý srdeční rytmus (modrá barva).



Obr. 3 Sick sinus syndrome EKG (použita standardní rychlost zápisu- 25 mm/s) [14]

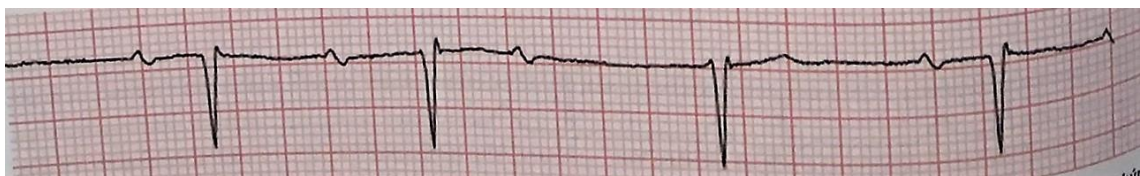
Mezi další indikace k implantaci kardiostimulátoru patří AV blokády, které dělíme na 3 stupně. Jde o poruchy přechodu signálu ze síní na komory, proto se k léčbě využívají dvoudutinové stimulátory s elektrodou v síni a v komoře. U AV blokády I. stupně

dochází ke zpožděnému vedení signálu se síní na komory. Na EKG záznamu (viz obr. 4) se tato porucha projeví prodloužením intervalu PQ nad hodnotu 200ms (v tomto případě 480 ms). Po každé vlně P následuje QRS komplex, nedochází k vynechání této následnosti. [15]



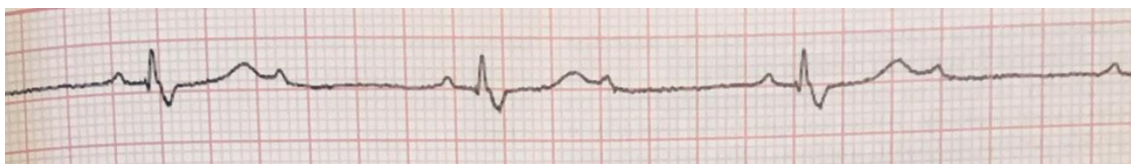
Obr. 4 AV Blokáda I. stupně, prodloužený interval PQ (červeně vyznačen, použita standardní rychlost zápisu- 25 mm/s) [15]

U AV blokády II. stupně nejsou všechny vzruchy převedeny ze síní na komory. Rozeznáváme tři typy: Wenckebachův, Mobitzův a typ n:1. Wenckebachův typ (viz obr. 5) se vyznačuje ubýváním schopnosti převodu se zvyšující se zátěží. Dochází k postupnému prodlužování PQ intervalu, až dojde k úplnému vynechání převodu. Pro typ Mobitz II je interval PQ normální nebo trvale prodloužený, kdy bez postupného prodlužování intervalu PQ dojde k náhlému výpadku komplexu QRS po vlně P. Pokročilou formou AV blokády II. stupně je fáze kdy dochází k převodu každé druhé (2:1), třetí (3:1) nebo čtvrté (4:1) vlny P, tento typ označujeme jako n:1 (viz obr. 6). [15]



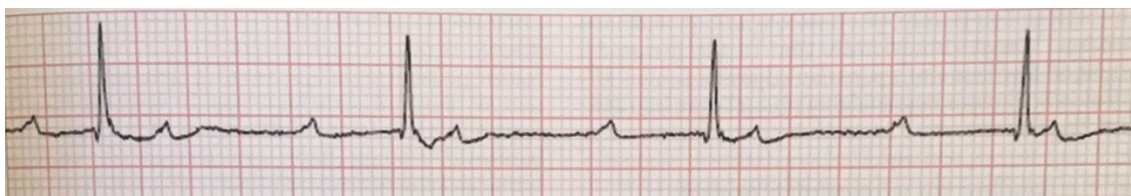
Obr. 5 AV blokáda II. stupně- Wenckebachův typ. Prodlužování PQ intervalu, čtvrtá vlna P skryta ve třetím komplexu QRS a tudíž nepřevodena (použita standardní rychlost zápisu- 25 mm/s) [15]



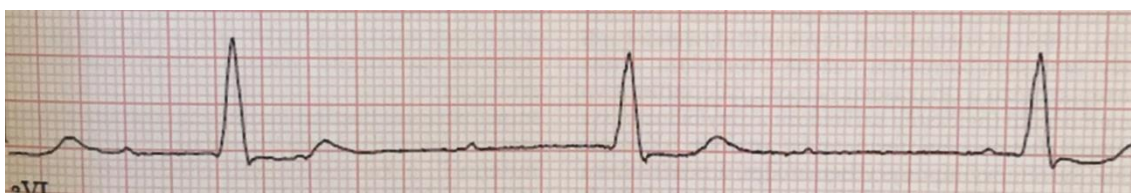


Obr. 6 AV blokáda II. stupně- typ n:1. Dochází k převodu každé druhé vlny P (2:1), po vlně T následuje nepřevedená vlna P (použita standardní rychlost zápisu- 25 mm/s) [15]

Úplným výpadkem jakéhokoliv převodu ze síní na komory je AV blokáda III. stupně. Většinou dochází k uplatnění rytmu vzniklého v nižší etáži převodního systému srdečního, tudíž síníová a komorová aktivita nejsou na sobě závislé a dochází ke komorové bradykardii. V nejtěžší formě může dojít k úplné komorové zástavě při absenci rytmu z nižší etáže, což vede ke smrti pacienta. Podle lokalizace AV blokády ji můžeme dělit na proximální, která vzniká v oblasti nad Hisovým svazkem (viz obr. 7). Distální AV blokáda III. stupně je lokalizovaná infrahisálně (viz obr. 8). [15]



Obr. 7 AV blokáda III. stupně- proximální. Náhradní komorový rytmus 50/min, štíhlý QRS komplex (použita standardní rychlost zápisu- 25 mm/s) [15]



Obr. 8 AV blokáda III. stupně- distální. Náhradní komorový rytmus 34/min, široký komplex QRS (použita standardní rychlost zápisu- 25 mm/s) [15]

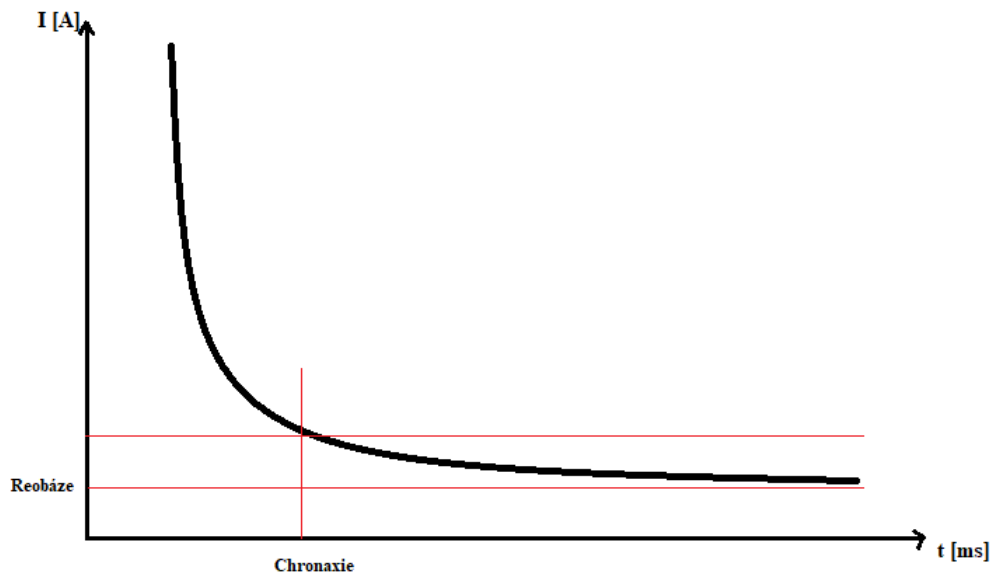
### 3. Kardiostimulační technika

Implantabilní kardiostimulační systémy jsou elektrické přístroje umístěné do těla pacienta, zajišťující správnou srdeční funkci. Do kardiostimulační techniky můžeme zařadit kardiostimulátory, které prostřednictvím elektrod umístěných v srdečních dutinách depolarizují buňky převodního systému srdečního, což vede ke kontrakci myokardu. [16] Či implantabilní kardiovertery-defibrilátory dodávající při detekci tachykardických vzruchů do srdce vysokoenergetické elektrické výboje [17]. Implantace probíhá na implantačním sále, u kterého je vyžadována vysoká míra sterility. Na implantačním sále najdeme mnoho přístrojů sloužících k monitorování pacienta a jeho srdeční činnosti, případně k defibrilaci. Vstupem pro zavádění elektrod do srdečních oddílů je nejčastěji podklíčková žíla, případně vena cefalica. Po umístění elektrod v srdečních oddílech a jejich připevnění jsou elektrody podrobeny zkouškám elektrických parametrů. Testuje se např. amplituda snímaného signálu, impedance stimulačního obvodu, stimulační prahy, stimulace bránice atd. Elektrody jsou následně přišroubovány ke kardiostimulačnímu zařízení, které je vloženo do kapsy vytvořené v podkoží. [16]

#### 3.1 Základní principy kardiostimulace

Základním předpokladem pro umělou kardiostimulaci je vznik elektrického pole mezi póly elektrod a okolní tkání. Elektrody jsou izolovanými vodiči fixované k endokardu. Na elektrodách se nachází jeden či více stimulačních pólů. Mezi stimulačními póly elektrod a srdeční svalovinou vznikne elektrické pole. Vznik akčního potenciálu je podmíněn poklesem rozdílu potenciálů na buněčné membráně z  $-80\text{mV}$  na  $-60\text{mV}$ . Intracelulární prostor je nabit relativně záporně a extracelulární prostor relativně kladně. Z tohoto důvodu používáme ke snížení rozdílu potenciálů mezi nimi záporný stimulační impuls. Při použití vyšší amplitudy pulzu lze stimulovat i kladným impulzem. Stimulační impuls depolarizuje okolní buňky a vzniklý akční potenciál se dál šíří myokardem. Ke kardiostimulaci se používají obdélníkové stimulační pulzy s programovatelnou šířkou a amplitudou. K určení dráždivosti myokardu se používá tzv. Hoorwegova-Weissova křivka, která ukazuje závislost amplitudy prahového stimulačního proudu na šířce impulsu (viz obr. 9). Na křivce jsou zobrazené dvě

důležité hodnoty- reobáze a chronaxie. Reobáze je práh podráždění proudem při požití nekonečně širokého stimulačního pulzu. Chronaxie stanovuje šířku stimulačního pulzu při dvojnásobku stimulačního prahu reobáze. Hodnoty napětového prahu nebo prahové šířky pulzu se využívají při nastavování stimulačních výstupů systému [6].



Obr. 9 Hoorwegova-Weissova křivka (zdroj: autor)

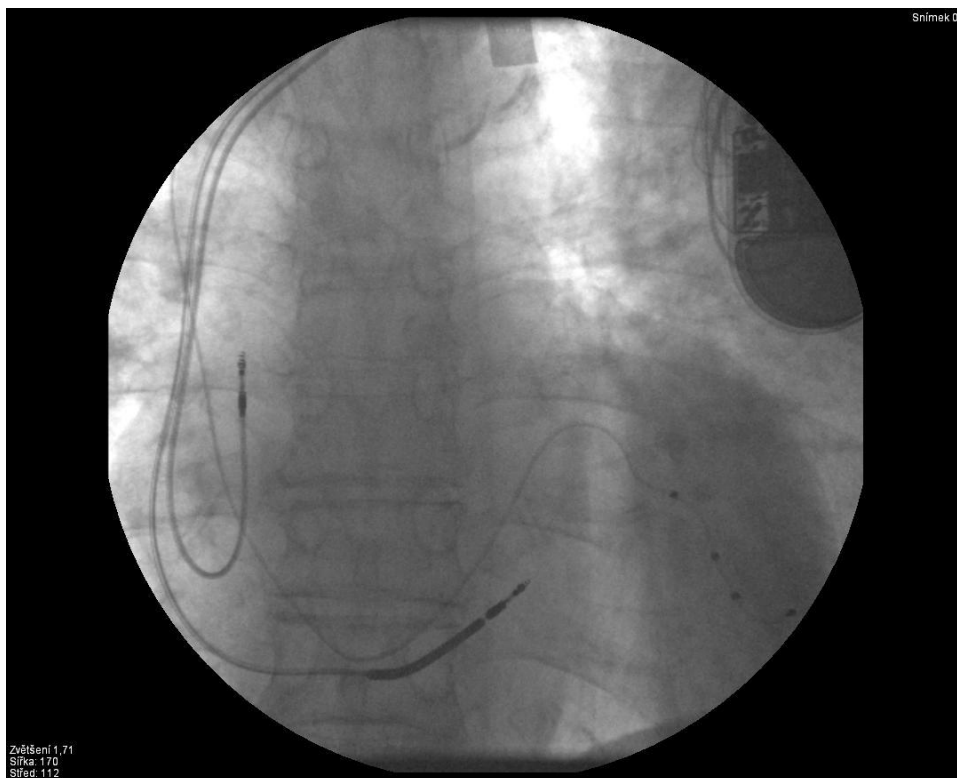
### 3.2 Rozdělení kardiostimulačních systémů

Základním rozdělením kardiostimulačních systémů je dělení na kardiostimulátory a implantabilní kardiovertery- defibrilátory. Kardiostimulátory jsou implantovány pacientům s pomalým srdečním rytmem a ICD pacientům ohroženým tachyarytmiemi. Podle počtu a umístění elektrod se oba systémy mohou dělit na jednodutinové, dvoudutinové a biventrikulární. [18]

Jednodutinové stimulátory se skládají ze samotného přístroje a jedné elektrody uložené v pravé síni nebo komoře. Dvoudutinové přístroje mají jednu elektrodu umístěnou ve stěně pravé síně a druhá se nachází v komoře pravého srdce, využívají se při blokáдах AV uzlu. Speciálním případem jsou přístroje biventrikulární se třemi elektrodami. Třetí elektroda uložená na levé komoře v koronárním sinu pomáhá s komorovou dyssynchronií. Biventrikulární přístroje se označují jako CRT-P (jedná-li



se o kardiostimulátor) nebo CRT-D (jedná-li se o ICD). Na obrázku (viz obr. 10) je zobrazen implantovaný biventrikulární defibrilátor se třemi zavedenými elektrodami. V síni je zavedená kardiostimulační elektroda, která je určena ke stimulaci nebo snímání signálů. Jednocívková defibrilační elektroda se nachází v pravé komoře. Ve stěně levé síně je zavedená čtyřpólová elektroda, která pomáhá s resynchronizační terapií komor. Čtyři póly na elektrodě umožňují větší variabilitu v nastavení stimulace, tak aby byla co nejvíce účinná. Jedná se o RTG snímek předozadní projekce. [18]



Obr. 10 RTG snímek CRT-D, předozadní projekce (zdroj: autor)

### 3.3 Konstrukce a technické parametry kardiostimulačních systémů

Implantabilní kardiostimulační systémy se skládají ze tří důležitých částí: generátor pulzů, elektrody a programmeru. Tato kapitola je věnována konstrukci pulzního generátoru, elektrodám a programmeru se věnují kapitoly níže.

Generátor pulzů je uložený v titanové schránce. Titan je známý svojí vysokou biokompatibilitou a nízkou mírou vyvolávání alergických reakcí u pacientů. V titanovém pouzdře je uložena veškerá elektronika, baterie, případné kondenzátory

a výstupní obvody. Na titanové tělo shora nasedá část stimulátoru vyrobená z epoxidové pryskyřice, která je též biokompatibilní. Tato část obsahuje jeden či více portů, do kterých se zapojují elektrody, které jsou zde fixovány zajišťovacími šrouby. Zajišťovací šrouby jsou kryty těsnící zátkou, k utažení šroubů se používá momentový klíč.

Elektronické obvody uvnitř titanové schránky využívají mikroprocesory a mikrokontroléry na bázi CMOS. Řízení vstupů respektive výstupů a zajištění ukládání programace mají na starosti paměti ROM s obsahem 1-2kB. Dlouhodobé ukládání diagnostických dat mají na starosti paměti RAM, nároky na jejich kapacitu jsou vzhledem k využití vyšší.

Napájecí zdroje jsou tvořeny monočlánkovými nebo vícečlánkovými lithio- jodidovými bateriemi. Tyto baterie mají na starosti zajištění dostatečné energetické kapacity a spolehlivosti, pro správnou funkci celého systému. Požadavky jsou kladeny na jejich provozní vlastnosti, kterými jsou napětí, samovolný vybíjecí proud, hustota energie na jednotku objemu a biokompatibilita a konstrukční tvar. Napětí baterií se pohybuje okolo 3 V, tato hodnota je dána elektrochemickými vlastnostmi lithia a jódu. Kapacita baterie závisí na jejím typu a pohybuje se od 0,8 Ah do 1,8 Ah někdy i více. Proudová spotřeba je okolo 10  $\mu$ A. Výdrž baterie a tím i životnost celého přístroje závisí na typu využívaného kardiostimulačního režimu, počtu stimulací a u ICD především na počtu a energii defibrilačních výbojů. Stav vybití baterie lze zjistit pomocí programátoru. [6]

### **3.4 Elektrody**

Elektrické vodiče (elektrody) propojují samotný přístroj uložený v podkožní kapse se srdečními oddíly za účelem vytvoření elektrického obvodu. Elektrické vodiče se skládají z pěti základních komponentů, kterými jsou: elektrody, vodiče, izolační materiál, fixační mechanismus a konektory umožňující spojení se zařízením. Elektrody interagují s biologickou tkání pomocí tělních tekutin proto by měli být vysoce odolné proti korozi. Vysoké požadavky jsou také kladeny na odolnost vůči mechanickému poškození, elektrochemické degradaci nebo oxidaci materiálu. Elektrody musí být vyrobeny z biokompatibilních materiálů, které nebudou vyvolávat v organismu žádnou větší negativní reakci. [19]

V kardiostimulaci jsou využívány tři základní typy elektrod: kardiostimulační, defibrilační a levokomorové resynchronizační elektrody. Pomocí kardiostimulačních elektrod dochází ke snímání aktivity v srdečním oddílu a jeho stimulaci. Defibrilační elektrody jsou navíc vybavené mechanismy, které aplikují defibrilační výboj. Levokomorové elektrody jsou zaváděny do koronárního sinu, proto jsou kladeny požadavky na malý průměr a vhodné zakřivení elektrody. [6]

### 3.4.1 Fixační mechanismy

Mechanismy fixace elektrody uvnitř srdečního oddílu by měli být bezpečné a jejich uchycení během implantace by mělo být co nejjednodušší. Stabilita elektrody po umístění je zásadní pro správnou funkci kardiostimulačního systému. [19]

Fixační mechanismy můžeme rozdělit na pasivní a aktivní fixaci elektrody. Pasivní fixace je technicky nenáročná, jedná se o snahu zaklesnutí elektrody mezi trámčinu srdečního oddílu (viz obr. 11). Správné uchycení se pak testuje pouhým zataháním za elektrodu. Nevýhodou tohoto fixačního mechanismu je fakt, že hroty zvětšují vnější průřez těla elektrody, která slouží ke snímání a stimulování jako katoda, což vede k nižšímu stimulačnímu prahu. [6]



Obr. 11 Pasivní fixace (zdroj: autor)

Aktivní fixace probíhá pomocí šroubovice na hrotu elektrody (viz obr. 12). Šroubovice se vysune do stěny srdečního oddílu a tím upevní elektrodu ve stabilní poloze a slouží jako distální stimulační pól. Výhodou tohoto mechanismu je možnost vysunutí a znovu zasunutí šroubovice a tím je možné polohu elektrody měnit. Pohyb šroubovice je

zajišťován pomocí mechanismu spojeného vodičem elektrody s konektorem. Operatér šroubovici vysune otáčením kolíku umístěného na konci vodiče elektrody. [6]



Obr. 12 Aktivní fixace (Zdroj: autor)

Fixace levokomorových elektrod je zajišťována vhodným zahnutím tvaru elektrody (viz obr. 13). Tato neinvazivní metoda se používá z důvodu umístění v koronárním sinu, kde by mohlo dojít k poškození žilní stěny. [6]

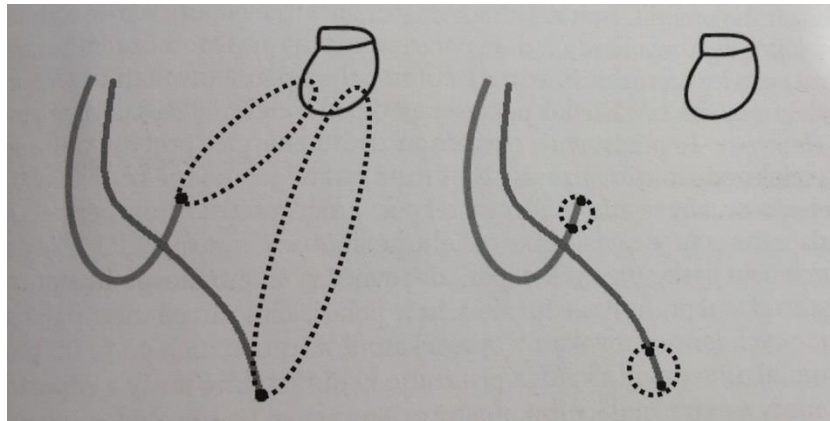


Obr. 13 Pasivní fixace levokomorové elektrody (zdroj: autor)

### 3.4.2 Polarita elektrod

Všechny snímací, stimulační i defibrilační pulzy vyžadují negativně nabitou elektrodu (katodu) a pozitivně nabitou elektrodu (anodu). Zatímco katodou je typicky elektroda, která je v kontaktu se stěnou srdeční, anoda může být umístěna proximálněji na stejném elektrodovém vodiči, na jiném elektrodovém vodiči nebo jí může být samotné kardiostimulační zařízení. Při umístění katody i anody na stejném elektrodovém vodiči mluvíme o bipolární stimulaci (na obr. 14 vpravo). Oproti tomu, když je pouze katoda

umístěná na vodiči a anodou je pól na jiném zavedeném vodiči, nebo samotné zařízení, tak mluvíme o unipolární stimulaci (na obr. 14 vlevo). [19]



Obr. 14 Unipolární a bipolární konfigurace [6]

Unipolární elektrody obsahují pouze jeden vodič a jednu izolační vrstvu na vnější straně vodiče. Proto unipolární elektrody mohou být tenčí než bipolární elektrody, které vyžadují minimálně dva vodiče a dvě izolační vrstvy. U bipolárních elektrod může docházet k porušení vnitřní izolační vrstvy, což dříve vedlo k problémům jako je například zkrat mezi vodiči. I to je jeden z důvodů, proč dříve byly unipolární elektrody označovány za spolehlivější variantu. Dnes už se ale k výrobě používají moderní, spolehlivé materiály, které zapříčinily úpadek v používání unipolárních elektrod. Nevýhodou unipolární stimulace je umístění anody v blízkosti velkých svalů, u kterých může docházet ke stimulaci. [19]

Bipolární konfigurace nabízí větší citlivost pro signály vznikající v blízkosti pólů elektrody, což vede k odfiltrování jiných signálů. Je méně náchylná k vnějšímu rušení a celkově odolnější proto patří dnes k nejvíce používané. [6]

### **3.5 Programace a uživatelské rozhraní kardiostimulačních systémů**

S implantováním zařízení do těla pacienta je nutné zajistit komunikaci, která bude zprostředkovávat nastavování parametrů snímání a stimulace, kontrolu stavu baterie atd. Tato komunikace probíhá přes zařízení zvané programmer a jeho hlavici. K propojení implantovaného přístroje s programmerem probíhá pomocí telemetrické indukční vazby, druhou variantou je bezdrátové propojení rádiovým signálem. Každý z výrobců

kardiostimulačních zařízení má i vlastní programery, které nejsou mezi sebou zaměnitelné. Programmer je počítačové zařízení s vlastním operačním systémem. Skládá se z monitoru s dotykovou obrazovkou, interní tiskárny pro možnost okamžitého tisku záznamu, zařízení pro vstup datových disků atd.

Programace kardiostimulačního zařízení probíhá prostřednictvím dotykové obrazovky programmeru rozdělené do jednotlivých bloků. Základem je real-time intrakardiální EKG z implantovaných elektrod, lze nastavit zobrazení pouze některých z kanálů. Nachází se zde také informace o srdeční frekvenci. Jeden z bloků se věnuje údajům o pacientovi a informacím o implantovaném systému. Nalézá se zde také informace o typu komunikace, tiskové informace, aktivace ICD. Důležitým bodem jsou hodnoty z testů elektrických parametrů s datem posledního měření, životnost baterie, případná upozornění pro obsluhu, základní informace o stimulačním režimu, výpis zaznamenaných epizod v případě ICD. [6]

### **3.6 Stimulační parametry**

Při implantaci kardiostimulačních systémů je důležité provést zkoušku elektrických parametrů implantovaných elektrod a jejich vodičů. Mezi tyto elektrické parametry patří snímání (sensing), který ukazuje schopnost zařízení odhalit vlastní srdeční aktivitu. Dalším sledovaným parametrem je impedance, díky které je možné odhalit nesprávnou polohu elektrody v srdečním oddíle. Pomocí stimulačního prahu udáváme minimální množství energie, která je potřebná k depolarizaci buněk. Impulz, kterým budeme tkáň stimulovat je charakterizován jeho amplitudou a šířkou pulzu a oba tyto parametry jsou také programovatelné. Všechny výše určené parametry jsou hodnoceny a kontrolovány jak v průběhu samotné implantace tak především na pravidelných ambulantních prohlídkách pomocí programmeru. [3]

#### **3.6.1 Snímání**

Snímání srdeční aktivity je nezbytnou součástí dnešních kardiostimulačních systémů, především pro stimulaci v režimu s inhibovanou činností typu „on demand“. Systém

dokáže snímat srdeční aktivitu pomocí rozdílu potenciálu mezi anodou a katodou. Proto i snímání může probíhat v bipolární nebo unipolární konfiguraci. Pro správnou funkci snímání jsou důležité vhodné pásmové filtry. Filtry jsou navrženy tak, aby snímaly všechny signály, které jsou předmětem zájmu snímání a naopak utlumily nežádoucí signály. Těmito nežádoucími signály mohou být např. T vlny nebo vnější rušení. Takovýto typický filtr umožňuje průchod signálům s frekvencí 20-80 Hz, jelikož v tomto rozsahu se nachází většina QRS komplexů, a tlumí signály mimo tento rozsah. Snímání je tedy nejmenší amplituda vstupního signálu, při které dojde k vyvolání odezvy přístroje. Programovatelná číselná hodnota citlivosti určuje minimální elektrickou amplitudu, kterou bude přístroj detekovat jako vlastní srdeční aktivitu. Z toho vyplývá, že čím je číselná hodnota citlivosti větší, tím menší citlivost snímání je a naopak. Snažíme se tedy docílit co nejmenší číselné hodnoty citlivosti. Citlivost by měla být programována podle zjištěných prahových hodnot snímání na zhruba polovinu hodnoty prahů, to však v moderních přístrojích probíhá automaticky při každém srdečním cyklu. [6]

### **3.6.2 Impedance**

Impedance stimulačních elektrod je důležitý parametr sledovaný při implantaci kardiostimulačního zařízení. Jedná se o celkový odpor, kterému je vystaven elektrický proud tekoucí přes póly na elektrodách, přechodem mezi elektrodou a tkání až do tkáně samotné. Hodnota tohoto parametru napomáhá rozpoznat, zda je elektroda implantovaná přijatelně a stimulační impulz bude mít dostatečný účinek. Impedance by se měla pohybovat v rozmezí 200 až 2000  $\Omega$ . Při pravidelných kontrolách je pomocí programmeru kontrolováno, zda nedošlo k poklesu impedance, který by mohl značit například poškození nebo jiný problém s izolační částí elektrody. Naopak vzrůst hodnoty impedance může být způsoben problémy s vodičem elektrody nebo problémem v oblasti kontaktu vodiče se srdeční tkání. [6]

### 3.6.3 Stimulační práh

Stimulační práh je minimální hodnota dodávané energie, která způsobí depolarizaci myokardu. Celková stimulační energie, která je stimulačním impulzem do myokardu dodávaná, závisí na dvou parametrech impulzu. Jsou jimi amplituda a šířka stimulačního pulzu. Amplituda stimulačního impulzu je programovatelný parametr a měří se jako napětí náběžné hrany vstupního impulzu přístroje, je udávána ve voltech (V) nebo miliampérech (mA). Šířka impulzu určuje, po jak dlouhou dobu bude systém aplikovat výstupní stimulační amplitudu mezi stimulační póly a je udávána v milisekundách (ms). Ideální hodnota stimulačního prahu nastavená při implantaci zařízení je do poloviny hodnoty napětí akumulátoru přístroje, což odpovídá 1,5 V při době trvání impulzu 0,4 ms. Avšak napětí stimulačního prahu se často po implantaci a následném hojení může měnit. [20]

Šířka impulzu určuje, po jak dlouhou dobu bude systém aplikovat výstupní stimulační amplitudu mezi stimulační póly. Je to programovatelný parametr a jeho hodnoty se pohybují v rozmezí od 0,4 do 1,5 ms. [6]

### 3.7 Kardiostimulační režimy

Kardiostimulační režim je programovatelným parametrem, který ale závisí na typu implantovaného zařízení a počtu implantovaných elektrod. Stimulační režimy jsou popisovány NBG kódy, které jsou kombinací pěti písmen. První písmeno označuje v jakém srdečním oddílu dochází ke stimulaci (0- žádný, A- síň, V- komora, D- duální). Druhé písmeno značí, kde je signál snímán (0- žádný, A- síň, V- komora, D- duální). Třetí písmeno říká jaká je odezva na snímanou událost (0- žádná, T- spouštěná, I- inhibovaná, D- duální). Na čtvrté pozici se nachází informace o programovatelnosti, na páté možnost anti- tachyarytmické funkce. Základní rozdělení kardiostimulačních režimů může být podle počtu a umístění elektrod na jednodutinové a dvoudutinové. V následujících podkapitolách je pojednáno o nejběžnějších typech a kombinací kardiostimulačních režimů. [3]



### **Asynchronní kardiostimulační režimy**

Mezi asynchronní stimulační režimy patří A00, V00 a D00. Dle NGB kódu lze odvodit, že daný režim bude stimulovat v srdečním oddíle, ve kterém je elektroda zavedena (v případě A00- síň, V00- komora, D00- síň i komora). V tomto jednodutinovém kardiostimulační režimu nedochází k žádnému snímání elektrické aktivity. Stimulace probíhá v pravidelném nastaveném rytmu nezávisle na vlastní srdeční aktivitě. [20]

### **Inhibiční kardiostimulační režimy**

Inhibiční stimulace je jednodutinovým režimem, který snímá i stimuluje ve stejném srdečním oddíle (v případě AAI- síň, VVI- komora). Stimulační impuls je v tomto případě inhibován snímaným signálem, což znamená, že chybějící vlastní aktivita spouští umělou stimulaci. Režim umožňuje nastavení nejnižšího srdečního rytmu, při kterém se ještě bude uplatňovat vlastní aktivita bez pomoci stimulátoru. [20]

### **Spouštěné kardiostimulační režimy**

Režimy AAT a VVT se řadí mezi jednodutinové spouštěné (trigger) kardiostimulační režimy. Dochází ke snímání a stimulaci pouze v jednom ze srdečních oddílů (síň nebo komora), dle umístění elektrody. Spouštěná odezva na snímanou aktivitu znamená, že kardiostimulátor vyšle stimulační impuls jako reakci na vlastní srdeční aktivitu. U spouštěných kardiostimulačních režimů dochází k velkému riziku tzv. oversensingu, proto se používají pouze v diagnostickém nastavení. Při oversensingu dochází ke snímání nepatřičných signálů a k zaměnění vlny T za síňovou respektive komorovou aktivitu. [6]

### **Kardiostimulační režim DDD**

Stimulátor s nastaveným režimem DDD stimuluje i snímá v srdeční síni i komoře. Třetí písmeno NGB kódu označuje Duální odezvu na snímaný signál, což je spojení inhibované a spouštěné odezvy. Inhibovanou odezvu reprezentuje funkce, která při nepřítomnosti srdeční aktivity spouští umělou stimulaci. Stimulace v komoře probíhá zpožděně oproti síňové stimulaci, tak jak by k tomu došlo při přechodu signálu AV uzlem. Při například nesprávné funkci AV uzlu dochází ke spouštěné komorové stimulaci vlastní síňovou aktivitou. Jedná se tedy o režim využívaný při poruchách převodu signálu ze síně na komoru. [20]

### 3.8 Časování kardiostimulátorů

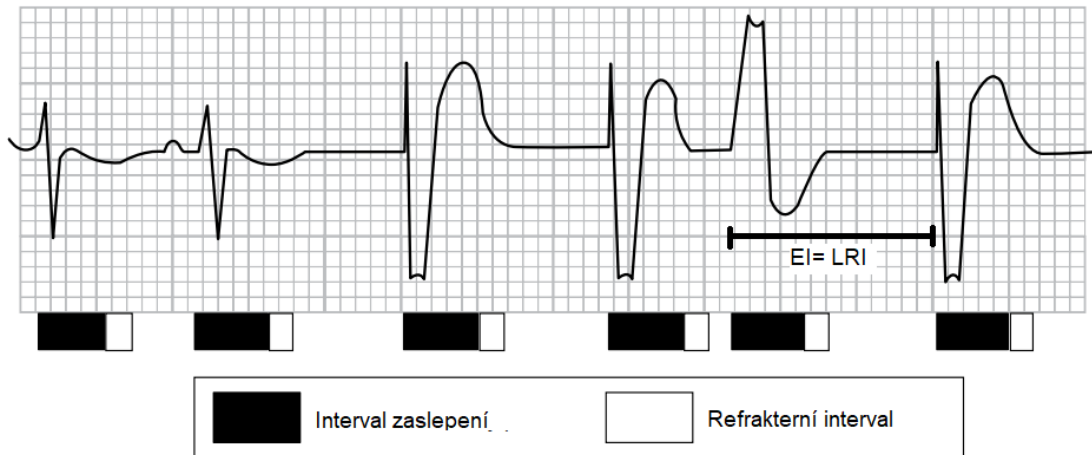
Správná elektromechanická funkce srdce je závislá na správném časování po sobě jdoucích elektrických aktivací jednotlivých částí myokardu. Toto správné načasování elektrických dějů je důležité při léčbě bradyarytmií, jelikož je žádoucí, aby docházelo k přesnému načasování umělých stimulací. Pro časování kardiostimulátorů je důležitý interval dolní meze stimulace (LRI), což je nejdelší možný interval mezi dvěma stimulačními impulzy. Tento interval také vyjadřuje dolní mez stimulace (LRL), což je minimální rychlost stimulace. Únikový interval (EI) slouží u inhibovaných kardiostimulačních režimů jako časové rozmezí mezi dvěma stimulačními impulzy při nepřítomnosti snímané vlastní aktivity a je roven intervalu dolní meze stimulace. [6]

#### 3.8.1 Časování v jednodutinových režimech

Jednodutinové kardiostimulační systémy slouží ke stimulaci pouze v jednom ze srdečních oddílů, od toho se také odvíjí možnosti jejich časování. U jednodutinových asynchronních kardiostimulačních režimů (A00, V00) dochází ke stimulaci při naprogramované LRL. Dobu mezi stimulačními impulzy udává čítač dle nastavení LRL, nedochází k žádnému snímání, tudíž stimulace probíhá bez ohledu na vlastní aktivitu. Nevýhodami těchto režimů jsou především vysoká spotřeba energie a možnost kolize vlastní aktivity se stimulačním impulzem.

Inhibované jednodutinové kardiostimulační režimy (AAI, VVI) snímají i stimulují pouze v jednom ze srdečních oddílů. K vydání stimulačního impulzu dochází na základě vynechání vlastní srdeční aktivity, tudíž žádné snímané události. V případě zachycení vlastní aktivity dochází k vynulování čítače a znovuspuštění únikového intervalu. Kromě LRL a EI zde dochází k nastavení intervalů zaslepení a refrakterním intervalům. Intervaly zaslepení (blanking period) jsou první částí refrakterní fáze. Jedná se o období, kdy kardiostimulátor nesnímá žádné události, což zamezuje nesprávnému vyhodnocení přicházejících signálů (depolarizace po stimulačním impulzu, vlna T...). Rozdíl mezi intervalem zaslepení a refrakterním intervalem je především v tom, že během refrakterního intervalu již k snímání vlastní srdeční aktivity dochází, ale neovlivňuje časování kardiostimulátoru. Interval zaslepení je počáteční součástí

refrakterního intervalu. Na obrázku (viz obr. 15) je zobrazeno časování VVI s naznačením intervalu zaslepení a refrakterního intervalu, je zde také vyznačen únikový interval (EI) spolu s intervalem dolní meze stimulace (LRI)



Obr. 15 Časování v režimu VVI [20]

Mezi jednodutinové režimy také patří spouštěné stimulační režimy AAT a VVT, které ale nejsou moc používané. Snímaná vlastní srdeční aktivita spouští stimulační impuls a resetuje čítač. Stimulační impulsy jsou vydávány rychlosti LRL. V případě AAT je stimulační impuls do síně spouštěn snímáním vlny P. U režimu VVT systém stimuluje komorový myokard na základě snímání a sledování vlastní vlny R. Pokud dojde k vypršení EI, s absencí vlastní srdeční aktivity, jsou stimulační impulsy vydávány rychlosti LRL. [6]

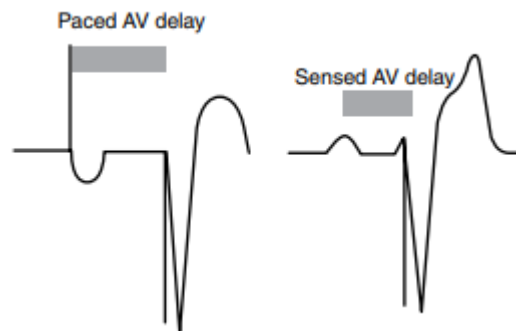
### 3.8.2 Časování ve dvoudutinových režimech

Dvoudutinové kardiostimulátory se používají při poruchách převodu signálu ze síní na komory, tudíž jako náhrada nesprávně fungujícího atrioventrikulárního uzlu. Pro časování dvoudutinového systému je důležitá interakce mezi síňovým a komorovým kanálem. Časování dvoudutinových režimů vychází ze čtyř základních možností nastavení, ve kterých se může zařízení nacházet:

1. Snímání signálů v síni a snímání signálů v komoře (nedochází k žádné stimulaci)

2. Snímání signálů v síni, které jsou následovány stimulací v komoře
3. Stimulace v síni následována vlastní snímanou odezvou v komoře
4. Stimulace v síni následována stimulací v komoře

Programovatelným parametrem důležitým pro časování dvoudutinových kardiostimulátorů je parametr AV delay (AV zpoždění). Jedná se o časový interval zpoždění mezi aktivitou v síni a aktivitou v komoře. Během tohoto intervalu zařízení snímá komoru a čeká na elektrickou aktivitu v ní. Hodnota AV delay se pohybuje do 200 ms a odpovídá PQ intervalu na záznamu EKG. Aktivita v síni může být vyvolaná vlastní spontánní depolarizací nebo umělou stimulací, pro tyto dva případy se hodnota AV delay liší. Časový interval AV delay po předchozí vlastní aktivitě v síni (sensed AV delay) bude tedy kratší než po stimulované aktivitě (paced AV delay). Tato rozdílná délka intervalu vzniká, jelikož při stimulaci dochází ke spuštění čítače AV delay zároveň se stimulačním impulzem, který je zároveň prvním impulzem pro aktivaci myokardu. Na druhou stranu při vlastní aktivitě je čítač spuštěn její detekcí, ale díky umístění elektrody je již část myokardu aktivovaná, tudíž je potřeba menší časový interval (viz obr. 16). [20]



Obr. 16 AV delay [20]

Jednou z variant poruch srdečního rytmu je příliš vysoká frekvence aktivity síní (např. fibrilace síní) u které není žádoucí, aby byla převáděná na komory. Pro tento případ lze nastavit nejvyšší převáděnou rychlost (MTR), kterou ještě kardiostimulátor přeneše v poměru 1:1 na komory. [6]

Důležitým parametrem pro časování je PVARP. Jedná se o refrakterní interval vyvolaný komorovou událostí- snímanou nebo stimulovanou. Během tohoto intervalu je síňový

kanál v refrakterní fázi a brání tomu, aby docházelo k nesprávnému vyhodnocování signálu přicházejících z komor. Bez přítomnosti tohoto refrakterního intervalu by mohlo docházet k tomu, že na síňovém kanálu by byla zaznamenána komorová aktivita, která by byla vyhodnocena jako vlastní srdeční akce vycházející z SA uzlu. [20]

### **3.9 Přístroje pro resynchronizační terapii**

Biventrikulární stimulace je významnou terapií například u pacientů s dilatační kardiomyopatií (těžká systolická dysfunkce levé komory na základě ischemické nebo neischemické etiologie) nebo se srdečním selháním. Intraventrikulární porucha vedení vede k neúčinné dyssynchronní nebo nekoordinované aktivaci levé komory vůči pravé komoře. Dyssynchronie levé komory obvykle vzniká důsledkem zpoždění elektrického vedení. Právě zlepšená sekvence elektrické aktivace (tzv. resynchronizace) se příznivě promítá do hemodynamických účinků a vede ke zvýšené efektivitě srdečního stahu. Stimulaci biventrikulárního zařízení probíhá elektrodou zavedenou přes koronární sinus do jedné z koronárních žil. Pomocí této levokomorové elektrody dochází k elektrické stimulaci levé komory a možnosti synchronizovat práci obou komor, což vede k lepším hemodynamickým vlastnostem. Tato biventrikulární stimulace může být uplatněna u kardiostimulátoru (tento systém se nazývá CRT-P) i u ICD (CRT-D). [16]

## 4. Elektromagnetická kompatibilita

Elektromagnetická kompatibilita (EMC) je definována jako vlastnost elektromagnetického zařízení nebo systému neovlivňovat jiná zařízení a zároveň nebýt jiným zařízením v elektromagnetickém prostředí ovlivňován. Jedná se tedy o schopnost zařízení koexistovat v elektromagnetickém prostředí bez vzájemné interakce. Jednou ze dvou částí EMC je elektromagnetická interference (EMI) což je elektromagnetické rušení, které ovlivňuje jiná zařízení, jejich práci a funkce. V rámci EMI se zkoumají především zdroje rušení, rušivé signály a jejich popis. Druhou částí je elektromagnetická odolnost (EMS), tato vlastnost naznačuje jak schopné je elektromagnetické zařízení odolávat elektromagnetickému působení ostatních přístrojů. Pro EMS není důležitý zdroj rušení, pouze rušený objekt a jeho ochrana. Elektromagnetická kompatibilita tedy vyjadřuje schopnost zařízení fungovat správně i v okolí jiných elektromagnetických přístrojů ale zároveň svou funkcí tato zařízení neovlivňovat.

EMC je možné klasifikovat do dvou segmentů: EMC biologických systémů a EMC technických zařízení. EMC biologických systémů se zabývá přímým vlivem elektromagnetických zařízení na živé organismy. Tento vliv má jisté biologické účinky, které nejsou vždy jen negativní. Elektromagnetická zařízení a jejich vliv na lidský organismus jsou často využívána v medicíně, avšak všechny účinky nejsou nejspíš ještě prozkoumané. Biologické účinky vyvolané právě působením elektromagnetického zařízení na živý organismus mohou být například tepelné, které způsobují ohřev tkání. EMC technických systémů a zařízení je orientována na odolnost proti působení ostatních systému v elektromagnetickém prostředí a na jejich ovlivňování v průběhu vlastní činnosti. Jelikož je EMC důležitou složkou kvality a ovlivňuje i spolehlivost zařízení, stala se jednou z nejdůležitějších charakteristik elektrických zařízení. [21]

### 4.1 Teoretické předpoklady

Chování elektromagnetického pole popisují čtyři Maxwellovy rovnice, které se zapisují v integrálním nebo diferenciálním tvaru. Každý ze zápisů má svůj význam. Maxwellovy rovnice v integrálním tvaru popisují chování elektromagnetického pole v určité oblasti,

oproti tomu diferenciální tvar popisuje chování v určitém bodě. Maxwellovu teorii o elektromagnetických polích je možné aplikovat i na živé organizmy a jejich tkáně. [22]

První Maxwellovou rovnicí (viz rovnice 4.1) je Faradayův indukční zákon, který říká, že magnetické pole měnící se v čase vytváří pole elektrické. Názornější formou je integrální tvar rovnice (viz rovnice 4.2), kde  $S$  je část povrchu těla, která je ohraničená křivkou  $C$  ( $C$  je obvod této části). Značka  $B_n$  značí normálovou složku hustoty magnetického toku  $\mathbf{B}$  vzhledem k povrchu  $S$ . [1]

$$\operatorname{rot} \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \left[ \frac{V}{m} \right] \quad (4.1)$$

$$\oint_C \mathbf{E} dr = -\frac{\partial}{\partial t} \iint_S B_n dS \quad [V] \quad (4.2)$$

Druhá Maxwellova rovnice (viz rovnice 4.3) znázorňuje zobecněný Ampérův zákon a říká, že pokud tělem (obvodem) teče proud, vzniká kolem něj magnetické pole. Kde  $H$  je intenzita magnetického pole [ $A \cdot m^{-1}$ ],  $J$  [ $A \cdot m^{-2}$ ] značí proudovou hustotu, která je důsledkem indukovaného elektrického pole a  $D$  [ $C \cdot m^{-2}$ ] je elektrická indukce. Intenzita elektrického pole  $\mathbf{E}$  [ $V \cdot m^{-1}$ ] vytváří proud o objemové hustotě  $J$  dle diferenciálního tvaru Ohmova zákona (viz rovnice 4.4), kde  $\gamma$  [ $S \cdot m^{-1}$ ] je vodivost biologického média. Vodivosti biologických tkání jsou z pohledu elektromagnetického pole silně heterogenní, jak dokazuje tabulka 1. [1]

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad [A] \quad (4.3)$$

$$\mathbf{J} = \gamma \cdot \mathbf{E} \quad (4.4)$$

Intenzita magnetického pole  $\mathbf{H}$  a magnetická indukce  $\mathbf{B}$  jsou magnetické veličiny spojené se vztahem:  $\mu = \mu_r \cdot \mu_0$ , kde  $\mu$  je absolutní permeabilita,  $\mu_r$  je relativní permeabilita a  $\mu_0$  je permeabilita vakua ( $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  [ $H \cdot m^{-1}$ ]). V případě biologických tkání můžeme díky slabému diamagnetismu počítat s permeabilitou vakua  $\mu_0$  (viz rovnice 4.5). Magneticky neutrální, jsou také materiály, ze kterých jsou kovové implantáty vyrobeny.

Elektrické veličiny intenzita elektrického pole  $\mathbf{E}$  a elektrická indukce  $\mathbf{D}$  jsou analogicky spojeny se vztahem:  $\varepsilon = \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0$  (viz rovnice 4.6), kde  $\varepsilon$  je absolutní permitivita,  $\varepsilon_r$  je relativní permitivita a  $\varepsilon_0$  je permitivita vakua ( $\varepsilon_0 = 8,86 \cdot 10^{-12}$  [ $F \cdot m^{-1}$ ]). Relativní

permitivita charakterizuje dielektrické vlastnosti biologických tkání a její hodnoty se pohybují od 2 do 70. [1]

$$\mathbf{B} = \mu_0 \cdot \mathbf{H} \quad [T], [kg \cdot s^{-2} \cdot A^{-1}] \quad (4.5)$$

$$\mathbf{D} = \varepsilon_0 \cdot \mathbf{E} \quad (4.6)$$

Za předpokladu vnějšího magnetického pole působícího na lidský organismus (zdroje magnetického pole  $\mathbf{B}_{ex}$  jsou umístěné mimo objem s vyšetřovaným médiem) a při zanedbání vnějšího elektrického pole, vnější proudové hustoty a externího elektrického náboje, může být definována následující vazba. Vnější magnetické pole  $\mathbf{B}_{ex}$  produkuje elektrické pole podle Faradayova zákona (viz rovnice 4.1). Toto indukované elektrické pole vytváří proud podle Ohmova zákona (viz rovnice 4.4) a magnetické pole dle Ampérova zákona (viz rovnice 4.3). Podrobná analýza ukazuje, že působící magnetické pole ve Faradayově zákoně (viz rovnice 4.1) klesá. Potom se smyčka opakuje.

Všechny výše uvedené rovnice závisí na použité frekvenci. Následující tabulka (viz tabulka 1) znázorňuje hodnoty elektrické vodivosti při kmitočtech do 1 MHz srdečních tkání. Tabulka obsahuje také statistické informace. Elektrická vodivost kovů používaných k výrobě konstrukce implantátů je pro titan-  $1,8 \cdot 10^6 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$  a ocel-  $1,1 \cdot 10^6 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ . [1]

Tabulka 1 Elektrická vodivost srdečních tkání při nízkých frekvencích [1]

<b>Elektrická vodivost [S. m<sup>-1</sup>]</b>	<b>Průměrná</b>	<b>Standardní odchylka</b>	<b>Počet studií</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<b>Srdeční lumen</b>	6,60 E-1	1,39 E-1	19	4,33 E-1	9,46 E-1
<b>Srdeční svalovina</b>	3,81 E-1	1,75 E-1	28	1,04 E-1	6,46 E-1
<b>Srdeční svalovina podélně</b>	3,94 E-1	7,62 E-2	3	3,19 E-1	4,72 E-1
<b>Srdeční svalovina příčně</b>	2,16 E-1	4,47 E-2	3	1,77 E-1	2,65 E-1



## **4.2 Technická normalizace**

Technické normy slouží jako doporučení výrobcům, nejsou právně závazné, ale jejich dodržení bývá podmínkou uvedení produktů na trh. Jedná se o soubory dokumentů obsahující pokyny, doporučení, charakteristiky činností nebo výsledků, které zajišťují bezpečnost zařízení a jejich účelnost. Základem české normalizace aktivních implantabilních kardiostimulačních systémů jsou evropské normy řady EN 45502. Českou verzí těchto evropských norem jsou normy řady ČSN EN 45502. Elektromagnetickou kompatibilitou zdravotnických prostředků se zabývá norma ČSN EN 60601-1-2 ed. 2.

### **4.2.1 Elektromagnetická kompatibilita zdravotnických elektrických přístrojů – Požadavky a zkoušky**

Česká technická norma ČSN EN 60601-1-2 ed. 2 z roku 2008 doporučuje všeobecné požadavky a zkoušky elektrické kompatibility zdravotnických elektrických přístrojů pro zajištění základní bezpečnosti. Elektromagneticky kompatibilní je přístroj tehdy, když jsou splněny všeobecné požadavky této normy. Zdravotnické elektrické přístroje a systémy nesmí žádné elektromagnetické rušení vyzařovat a zároveň musí být vůči němu vhodně odolné, tak aby zajišťovaly základní bezpečnost. Norma specifikuje požadavky a zkoušky jednotlivě pro základní oblasti: vyzařování, obecně odolnost, odolnost vůči elektrostatickému výboji, odolnost vůči vyzařovaným vysokofrekvenčním elektromagnetickým polím, odolnost vůči rychlým elektrickým přechodovým jevům a skupiny impulzů, odolnost vůči rázovým impulzům, odolnost vůči vedeným rušením indukovaným vysokofrekvenčním polem, odolnost vůči krátkodobému poklesu napětí, odolnost vůči rušení magnetickým polem.

Testování obecné odolnosti vůči elektromagnetickému rušení musí probíhat pro každou funkci, která je ohrožena negativním vlivem rušení. Zkouška probíhá v normálním nastavení a rozmístěné části přístroje, který je používán při běžném užití. Přístroje připojované k pacientovi musí být testovány tak, aby bylo připojení k pacientovi věrně simulováno. Simulované nahrazení pacienta nesmí mít kapacitní vazbu se zemí (kapacita mezi zemí a místem připojení simulátoru nesmí být větší než 250pF).

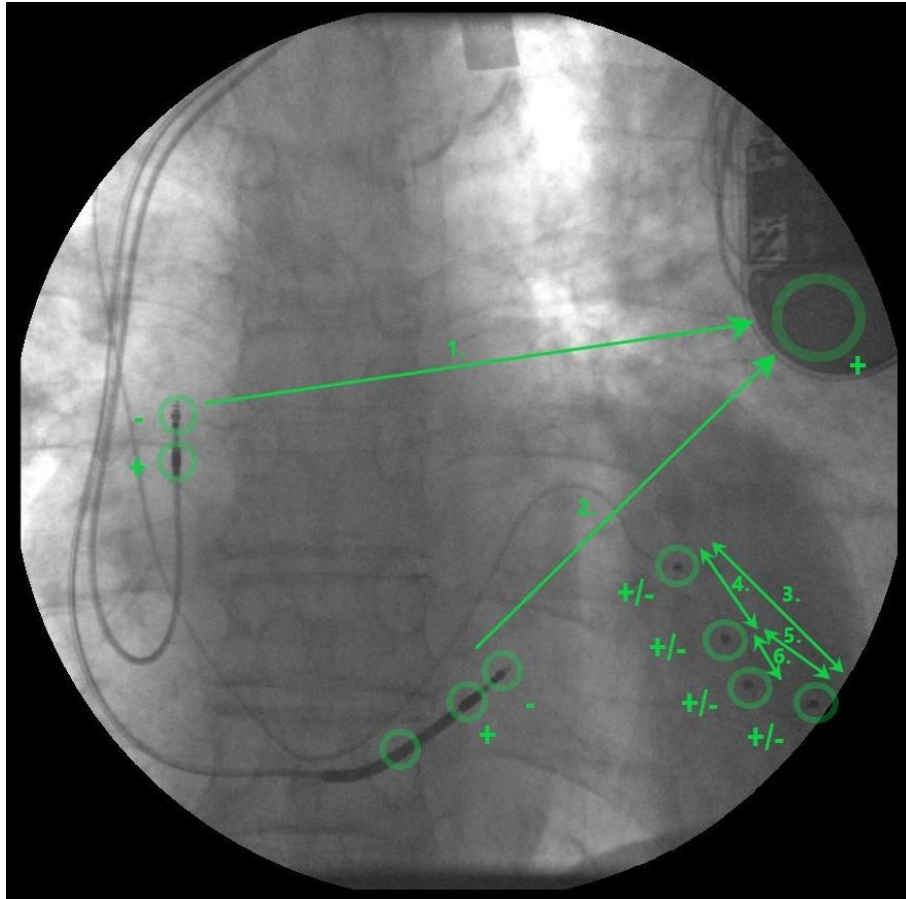
Po zkoušce odolnosti nesmí být zjištěny žádné poruchy součástí, změny v programovatelných parametrech, přechod do základního nastavení, změna provozního režimu, falešné alarmy, zastavení nebo vyvolání jakékoliv neúmyslné operace atd. [23]

### 4.3 Vliv elektromagnetických polí na kardiostimulační techniku

Vzhledem ke stále rozšiřujícímu se spektru a množství používaných elektronických zařízení se objevuje stále více možných zdrojů rušení kardiostimulační techniky. Tyto zdroje mohou ovlivnit její funkci, což může vést ke klinickým problémům. Tělo kardiostimulačního zařízení je umístěno v titanovém pouzdru a od těchto vlivů je izolováno, stejně tak jsou i dnes používané elektrody plně izolovány. K interakci rušivého zdroje se zařízením tedy dochází na koncích elektrod, kde se nachází snímací póly, případně v místě porušení elektrické izolace elektrody. Jelikož k těmto vlivům dochází právě na pólech elektrod, je velmi důležité nastavení konfigurace snímání a citlivost.

Na obrázku (viz obr. 17) jsou znázorněny možné konfigurace snímání a jejich vektory. Z vektorů lze odvodit, že jisté konfigurace budou náchylnější na vnější rušení než jiné. Nejnáchylnější je unipolární nastavení, kdy je aktivita snímána katodou na distálním konci elektrody a anodou je v tomto případě tělo zařízení. Znázorňující vektor je tedy veden od elektrody k přístroji, póly jsou od sebe více vzdáleny, což vede k větší náchylnosti na možné elektromagnetické rušení. Na obrázku je tato konfigurace zobrazena pod číslem 1., jedná se o unipolární konfiguraci mezi síňovou elektrodou a tělem zařízení. Náchylnou konfigurací na vnější rušení je také nastavení snímání mezi pravokomorovou elektrodou a tělem přístroje (na obrázku znázorněna číslem 2.). V případě levokomorových elektrod přístrojů pro resynchronizační terapii může dojít k nastavení mnoha různých konfigurací a to především proto, že levokomorové elektrody jsou většinou více polární (na Obr. 17- čtyřpolární elektroda). Využívání vícepolárních elektrod má jednoduché vysvětlení- při zavedení elektrody je větší možnost výběru stimulačních kanálů tak, aby stimulace byla co nejefektivnější. Implantabilní kardioverter-defibrilátory využívají tzv. far- field kanál pro detekci a omezení vlivu vnějšího rušení, většinou jde o kanál snímáný unipolárně mezi cívkou defibrilační elektrody a tělem zařízení. Tento kanál slouží jako diskriminační, při

detekci signálu na jedné z elektrod, se systém podívá na tento far- field kanál a pokud se signál objevuje i na tomto kanále tak se nejspíš jedná o vnější rušení a systém signál nesnímá.



Obr. 17 Zobrazení konfigurací snímání a stimulace (zdroj: autor)

Další vlastností, která ovlivňuje odolnost zařízení vůči vnějším zdrojům EMI je nastavení parametru snímání. Programovatelná číselná hodnota citlivosti snímání určuje minimální elektrickou amplitudu, kterou bude přístroj detekovat jako vlastní srdeční aktivitu. Pokud by byla citlivost nastavená na příliš vysokou hodnotu, mohlo by docházet k přehlídnutí vlastní srdeční akce, naopak vysoká citlivost (nízká hodnota minimální snímané elektrické amplitudy) může vést k vyšší náchylnosti na vnější rušení systému.

## **5. Analýza chování kardiostimulačních systémů při působení elektromagnetické interference**

### **5.1 Cíle a výzkumné otázky**

Primárním cílem této bakalářské práce je popis možných rušivých signálů a rizik, která jsou s jejich působením na kardiostimulační systémy spojena. Zjistit zda, případně jakým způsobem, je možné důsledky působení minimalizovat. Rušivé signály byly simulovány a detekovány v laboratorních podmínkách za pomoci příslušné techniky. Dalším cílem je zjistit jaké jsou limity kardiostimulačních systémů při působení vnějšího elektromagnetického pole.

### **5.2 Použité přístroje**

#### **Kardiostimulační systémy a programmer**

Kardiostimulační systémy a programmer byly použity pouze pro simulaci rušení elektrod implantovaných v srdečním svalu nikoli k zpochybnění jejich elektromagnetické kompatibility. Z tohoto důvodu není uveden výrobce a typ zařízení.

#### **Generátor stimulačních pulzů (viz obr. 18)**

Výrobce: Biotronik

Typ: ERA 20

#### **Generátor elektromagnetického pole (viz obr. 19)**

Výrobce: neznámý

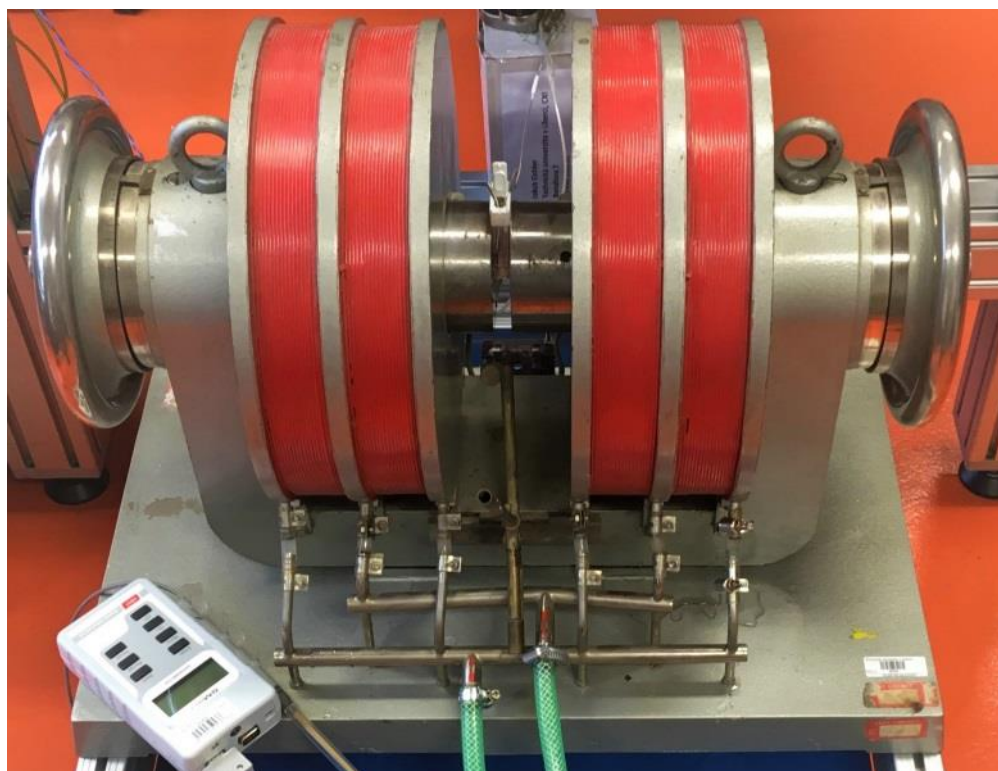
#### **Teslametr (viz obr. 20)**

Výrobce: Hirst Magnetics

Typ: GM08



Obr. 18 Generátor stimulačních pulzů (zdroj: autor)



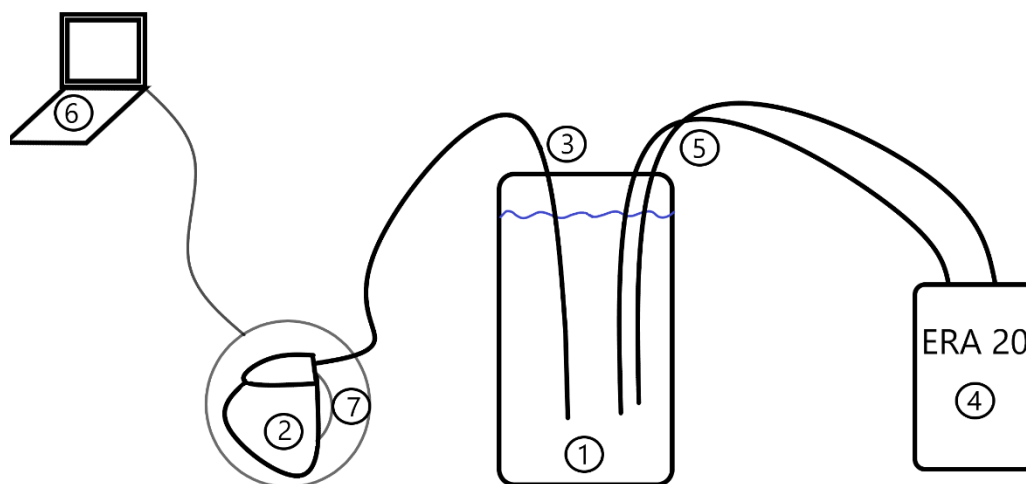
Obr. 19 Generátor elektromagnetického pole (zdroj: autor)



Obr. 20 Teslametr (zdroj: autor)

### 5.3 Simulace a popis rušivých signálů

Experiment probíhal v laboratořích CXI TUL. Schéma na obrázku (viz obr. 21) znázorňuje uspořádání experimentu. Kádinka (na schématu pod číslem 1) byla naplněna fyziologickým roztokem (0,9% vodný roztok chloridu sodného), který simuloval prostředí lidského těla resp. srdce. Do kádinky byla vložena defibrilační elektroda (č. 3), která zprostředkovávala stimulaci a snímání použitého implantabilního kardiostimulačního zařízení, v tomto případě se jednalo o ICD (č. 2). Zařízení ICD bylo interagováno s programmerem (č. 6) pomocí programovací hlavice (č. 7), pomocí nichž byl sledován intrakardiální záznam v reálném čase, nastavovány potřebné parametry a ukládán záznam pro potřeby této práce. Stimulace srdeční automacií byla simulována dvěma elektrodami (č. 5) ponořenými do fyziologického roztoku, pomocí nichž probíhal přenos impulzů z externího stimulatoru ERA 20 (č. 4).



Obr. 21 Schéma experimentu, č. 1 Kádinka s fyziologickým roztokem, č. 2 Kardiostimulační zařízení, č. 3 Defibrilační elektroda, č. 4 Externí stimulator, č. 5 Elektrody externího stimulatoru, č. 6 Programmer (zdroj: autor)

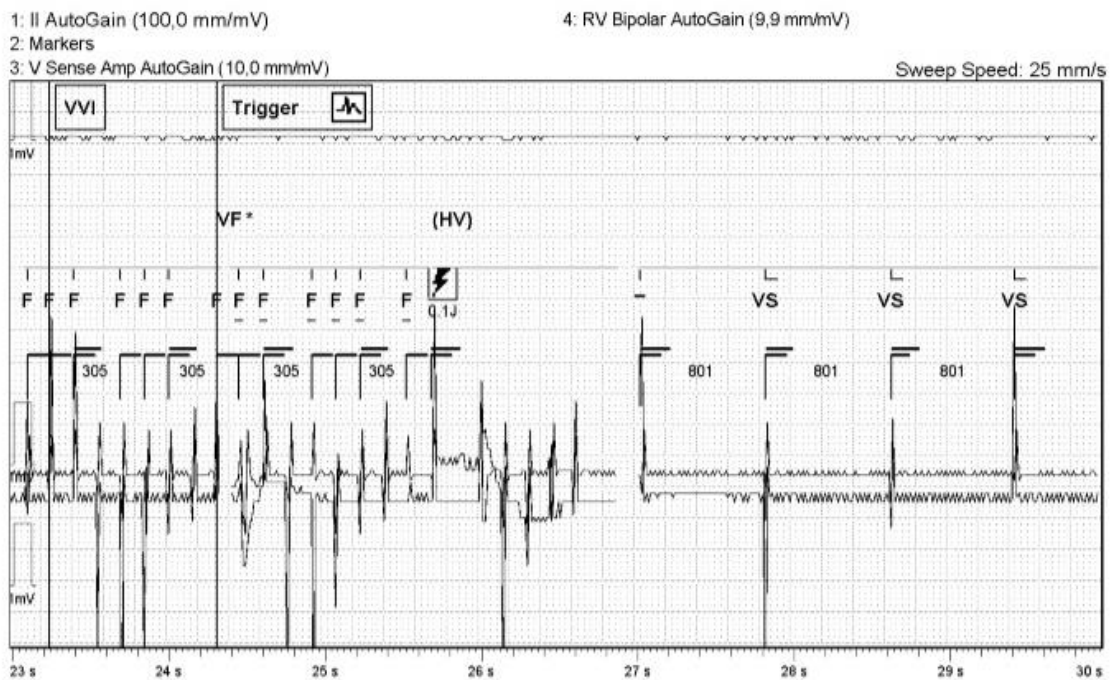
### 5.3.1 Adekvátní x neadekvátní výboj

Při pokusu byl pomocí externího stimulačního systému ERA 20 stimulován implantabilní defibrilátor ponořený do kádinky s fyziologickým roztokem. Pomocí hlavice programátoru došlo k propojení zařízení s programerem díky kterému mohlo být sledováno chování defibrilátoru v reálném čase. Defibrilátor byl nastaven ve stimulačním režimu VVI s jednou VF zónou. U VF zóny jsme nastavili jako detekční kritérium frekvenci rytmu 260/min po dobu 8mi intervalů a terapií výboj o energii 0,1J (44V). Takto malá energie byla použita z bezpečnostních důvodů. Dále byl u přístroje nastaven Post-shock pacing mode s VVI stimulačním režimem, základní stimulační frekvencí 60 úderů za minutu, který stimuluje 30s po dokončení terapie.

V prvním případě byla simulována fibrilaci komor (viz obr. 22). Na stimulačním systému ERA 20 došlo k nastavení frekvenci 392/min o amplitudě 1,5V. Na obrázku je vidět, že implantabilní defibrilátor detekoval správně akci ve VF zóně (označení Trigger, VF) a proto po 8mi intervalech spadajících do této zóny frekvence vyšší než 260 úderů za minutu vydal výboj o hodnotě 0,1J (na záznamu znázorněn symbolem



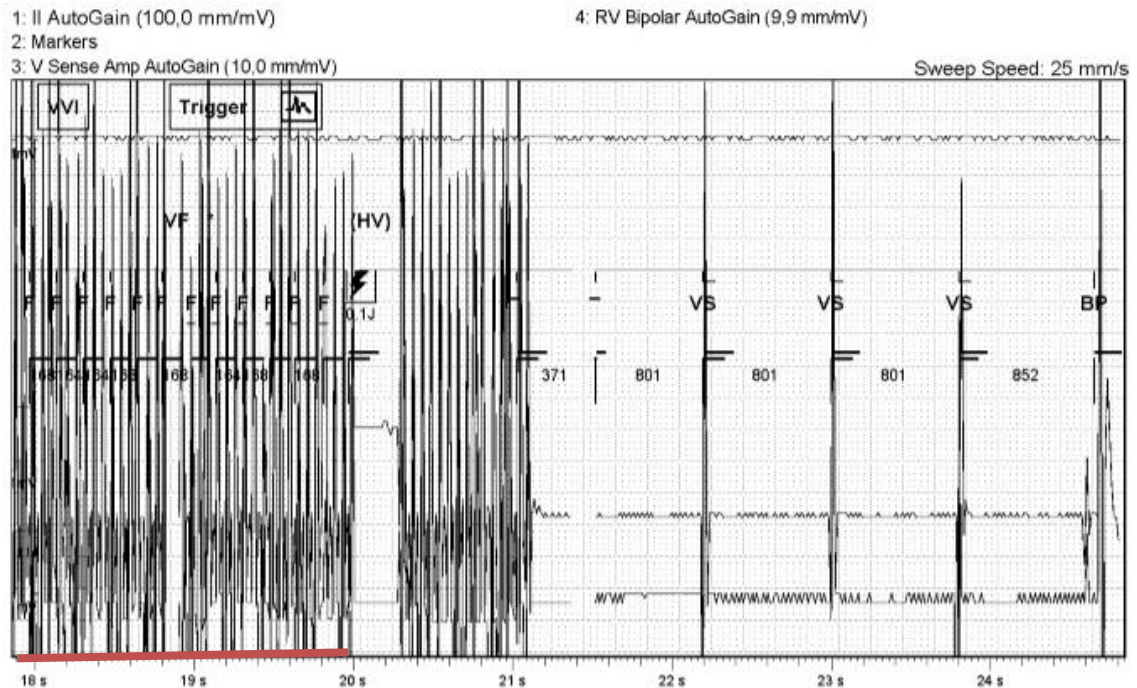
blesku). Po terapii výbojem přešel do stimulačního režimu Post- shock pacing mode, ve kterém stimuloval následující půl minuty.



Obr. 22 Simulace komorové tachykardie- adekvátní výboj (plné rozlišení viz Příloha A, Obr. 39), (zdroj: autor)

Ve druhém případě došlo k neadekvátní terapii vyvolanou vnějším rušením systému (viz obr. 23). Rušení bylo simulováno pomocí stimulátoru ERA 20. Stimulátor stimuloval nastavenou frekvencí 1020 impulzů za minutu (17 Hz) při amplitudě 9,01V, což odpovídá vysokofrekvenčnímu vnějšmu rušení. Zařízení tuto stimulaci vyhodnotilo nesprávně jako aktivitu ve VF zóně a proto vydalo terapeutický výboj o energii 0,1J.





Obr. 23 Rušení a neadekvátní výboj, červeně vyznačena oblast rušení (plné rozlišení viz Příloha A, Obr. 40), (zdroj: autor)

V případě simulace fibrilace komor přístroj správně zareagoval, detekoval akci ve VF zóně a následovala terapie dle nastavení přístroje. Při simulaci vysokofrekvenčního vnějšího rušení však přístroj detekoval nesprávně také akci ve VF zóně, po detekci došlo k neadekvátní terapii naprogramovaným výbojem.

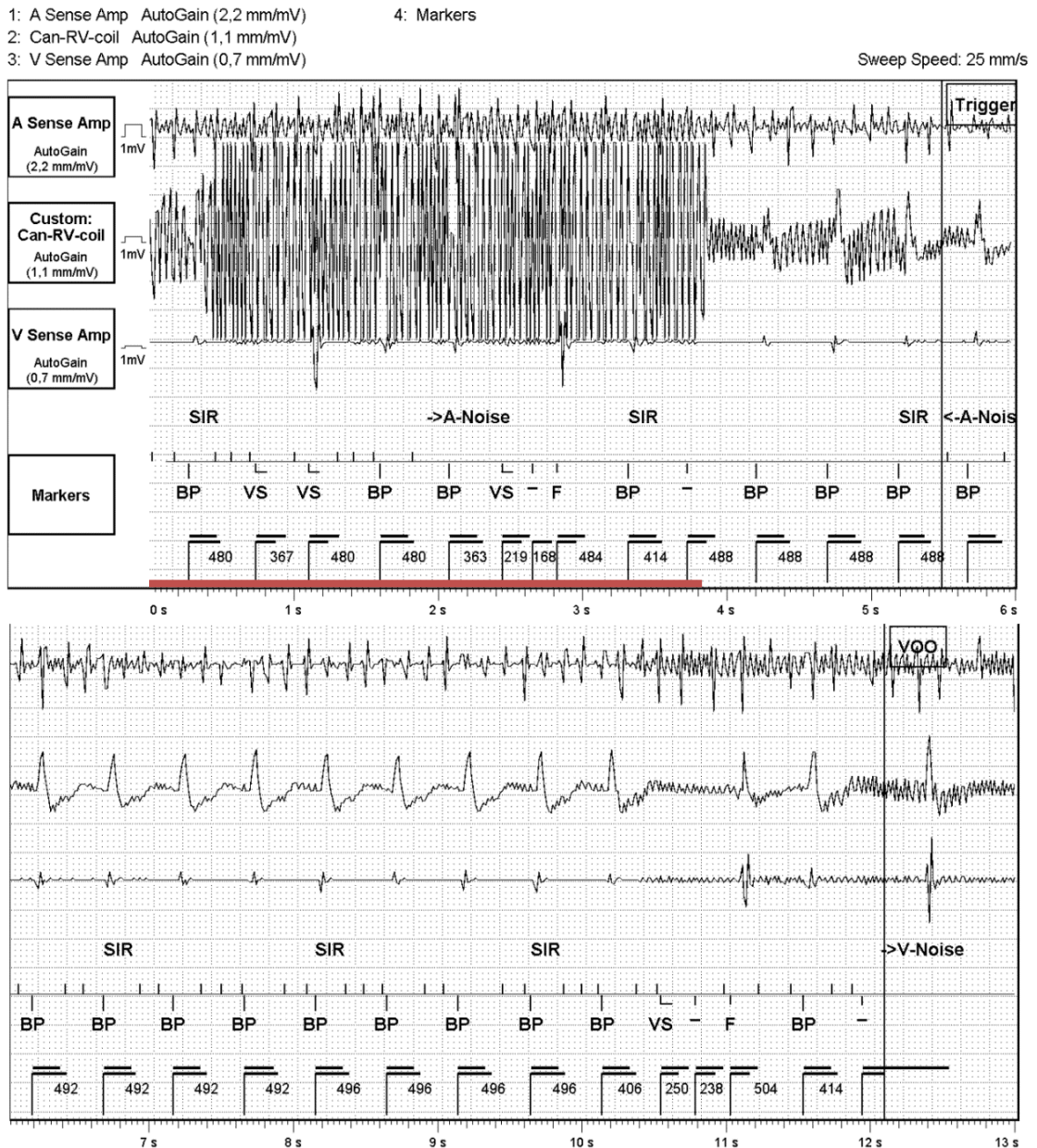
### 5.3.2 Inhibice stimulace

Inhibiční stimulace je kardiostimulačním režimem, který snímá i stimuluje ve stejném srdečním oddíle (v případě AAI- síň, VVI- komora). Stimulační impuls je v tomto případě inhibován snímaným signálem, což znamená, že chybějící vlastní aktivita spouští umělou stimulaci. Tento stimulační režim může být život ohrožující v případě vitálně závislých pacientů, kteří jsou plně odkázáni na umělou stimulaci. Pokud přístroj přijde do styku s elektromagnetickou interferencí, může toto rušení vyhodnotit jako vlastní srdeční aktivitu, tedy nevydat žádný stimulační impuls, což právě v případě vitálně závislých pacientů může být fatální.

Ochranou kardiostimulačního zařízení proti tomuto nepříznivému vlivu vnějšího rušení je tzv. noise reversion mode (název se může lišit dle typu výrobce). Tento mód umožňuje nastavení stimulační frekvence, kterou bude zařízení stimulovat při detekci vnějšího vysokofrekvenčního rušení. Tudiž noise reversion mode zajistí, aby pacient nebyl inhibovanou stimulací poškozen.

Výše zmíněná situace je zobrazena na obrázku (viz obr. 24). Na tomto intrakardiálním záznamu je vidět vliv vysokofrekvenčního rušení na síňovém kanále, které je zařízením detekováno. Po této detekci došlo k přechodu zařízení do noise reversion mode a přístroj začal stimulovat nastavenou base rate. Díky tomu pacient nepřišel o stimulaci, na které je díky své poruše plně závislý a pravděpodobně nebude ani pociťovat žádné symptomatické změny.

Ne vždy je ale noise reversion mode žádaný a v případě pacientů s vlastním srdečním rytmem může způsobovat potíže. Když dojde zařízením (nastaveným do inhibované stimulace) k detekci vnějšího rušení, které spustí noise reversion mode, může dojít ke kolizi nastavené base rate s vlastní srdeční aktivitou.

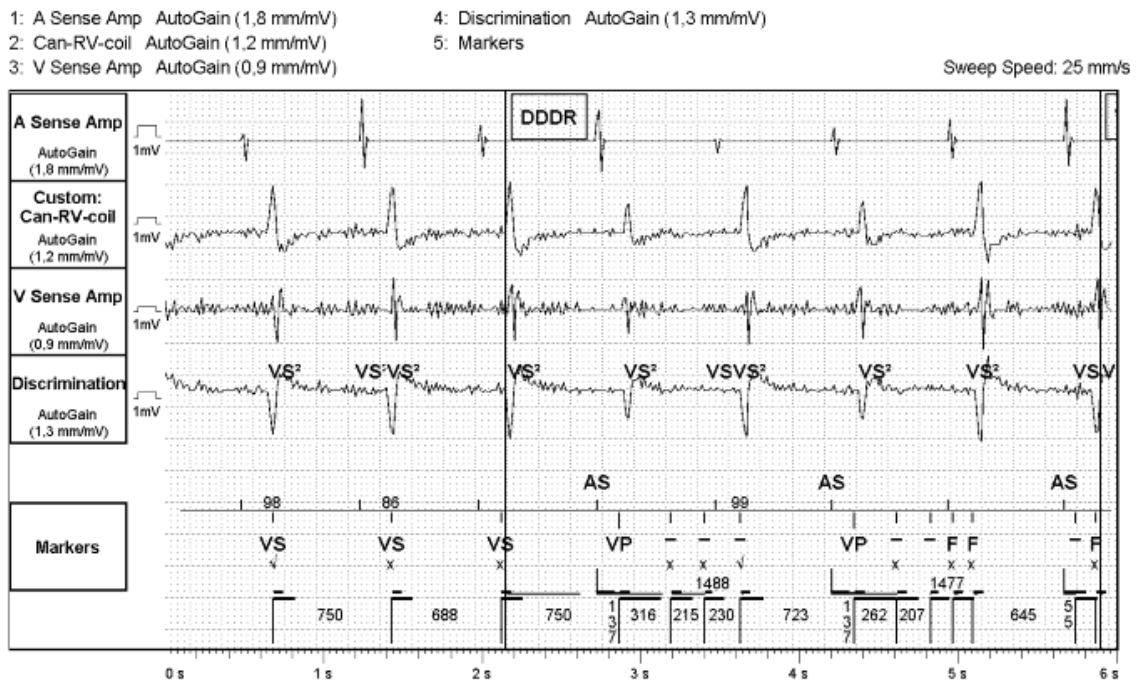


Obr. 24 Noise reversion mode, červeně vyznačena oblast rušení (zdroj: autor)

### 5.3.3 Porucha elektrody x Elektromagnetická interference

Při hodnocení intrakardiálních záznamu z implantovaného zařízení může docházet k nesprávné interpretaci elektromagnetického rušení. Elektromagnetické rušení by mohlo být zaměňováno s defektem na elektrodě, který se na intrakardiálním záznamu zobrazí podobně. Na obrázku (viz obr. 25) je zobrazen záznam z implantovaného

zařízení s porušenou komorovou elektrodou. Jsou zde tedy vidět rušené právě komorové kanály, oproti tomu síňový kanál má normální průběh. Díky tomu je možné poznat, že se jedná o porušenou elektrodu. Rušení má nízkou amplitudu, proto je možné stále vidět komplex QRS a přístroj tak může snímat vlastní srdeční aktivitu.



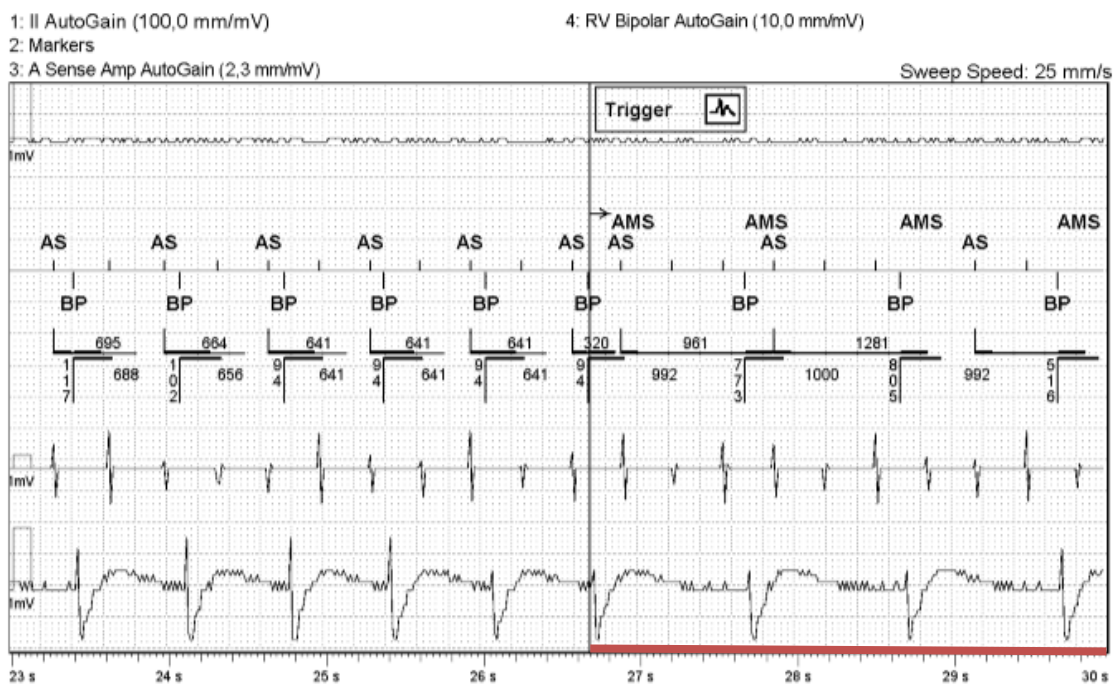
Obr. 25 Porucha elektrody (plné rozlišení viz Příloha A, Obr. 41), (zdroj: autor)

Vnější elektromagnetické rušení (viz obr. 26) obvykle zasáhne všechny dostupné kanály. Pokud se tedy objeví na záznamu rušení, které je viditelné na síňových i komorových kanálech, tak se pravděpodobně jedná o vnější rušení, nikoliv o porušenou elektrodu. V tomto případě implantované zařízení správně vyhodnotilo, že jde o vnější rušení a přešlo do režimu noise reversion mode.





Na obrázku (viz obr. 27) je vidět záznam AMS epizody. Detekční zóna frekvence pro AMS byla nastavena na hodnoty vyšší než 180 úderů za minutu. Stimulace probíhala pouze na síňovém kanále právě proto, aby byla vyvolaná odezva zařízení v podobě aktivace AMS. Na záznamu je vidět rychlá síňová stimulace a tomu odpovídající rychlý atrioventrikulární převod signálu na komory. Po detekci síňové aktivity o frekvenci vyšší než je nastavená detekční hodnota, došlo k aktivaci Auto Mode Switche. Přístroj začal stimulovat komoru bez předchozího sledování síně. Frekvence stimulace odpovídá nastavené hodnotě „base rate“, tedy základní frekvence stimulace při použití algoritmu AMS, která byla nastavena na 60 úderů za minutu.

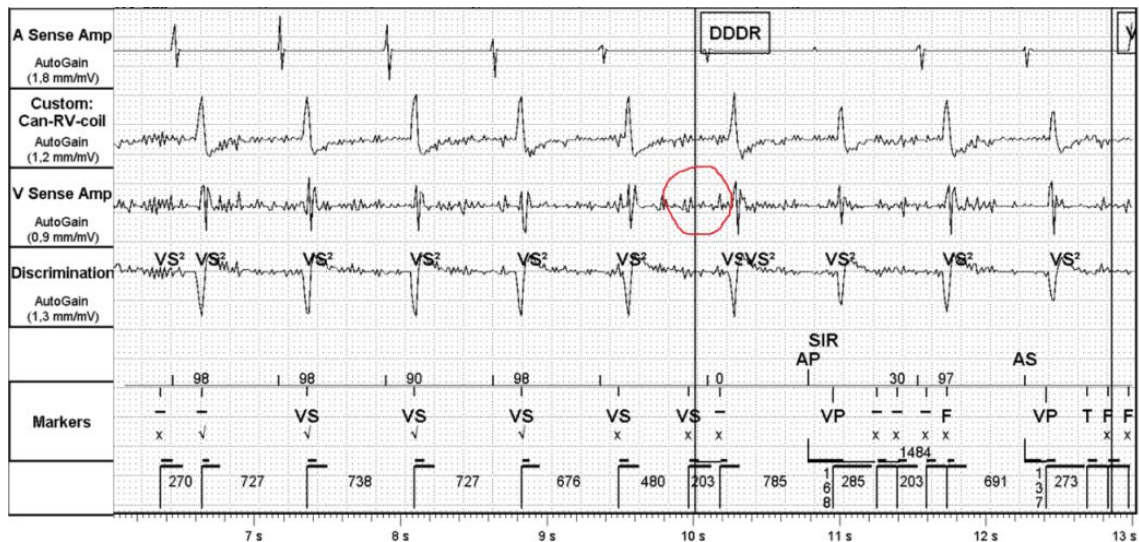


Obr. 27 Auto Mode Switch, červeně vyznačena oblast stimulace v režimu DDI (plné rozlišení viz Příloha A, Obr. 43), (zdroj: autor)

### 5.3.5 Oversensing x undersensing

Oversensing a undersensing jsou pojmy označující abnormální snímání zařízení. V případě oversensingu jde o nadměrné snímání. Je proto důležité vhodné nastavení senzitivity na síňové i komorové elektrodě. Zařízení tedy nesprávně detekuje jiný signál jako vlastní aktivitu (viz obr. 28). Na obrázku je znázorněn červenou barvou

oversensing v komorovém kanále zapříčiněný pravděpodobně porušenou izolací na elektrodě, na které byl snímán nepatřičný signál z vnějšího okolí. Oversensing může být také způsoben abnormálním snímáním části normálního EKG (kmit R, vlna T). K tomuto jevu může dojít při špatném nastavení refrakterních nebo blanking intervalů, pokud jsou refrakterní intervaly příliš krátké, může být právě vlna T nesprávně zaměňována s vlnou P.



Obr. 28 Oversensing (plné rozlišení viz Příloha A, Obr. 44), (zdroj: autor)

Jako undersensing je označován nedostatečné snímání, tedy situace, kdy zařízení nesprávně nedetekuje. Undersensing se objevuje při nastavení refrakterních a blanking intervalů na příliš dlouhou dobu, během které přijde další signál, ale zařízení jej nedetekuje.

## 5.4 Působení magnetického pole na kardiostimulační systémy

Jednou ze základních funkcí kardiostimulačního systému je tzv. Magnet Mode (název se může lišit dle výrobce). Do tohoto režimu je systém přepnut pomocí speciálního spínače, který je možné aktivovat pouze magnetem o určité síle. Sepnutím systému do tohoto režimu způsobí u kardiostimulátoru stimulaci v „base rate“ (nastavená základní stimulace) a je eliminováno snímání vlastní akce. V případě ICD systému dochází k bezpečnostnímu vypnutí VT a VF terapií, což může způsobit závažné následky, pokud se jedná o nekontrolovaný stav a pacienta postihne rychlá komorová

akce ohrožující jeho život. Funkce je využívána především v neodkladné péči, kdy není možné zajistit přítomnost programeru a osobu schopnou programmer obsluhovat. Záchranářům zdravotnické záchranné služby tedy magnet pomůže zařízení deaktivovat a tím chránit je i pacienta, pokud by totiž ošetřovali pacienta s aktivním ICD systémem, mohlo by dojít k terapii výbojem a tím i ohrožením ošetřující osoby.

### **Průběh experimentu**

Předmětem experimentu bylo otestovat, zda je možné kardiostimulační systém rušit pomocí magnetického pole způsobeného magnetem. Testovaný systém s elektrodami byl vložen a upevněn do papírové krabice, jejíž tloušťka kartonu byla 2 mm (viz obr. 29). Pro tento experiment byl použit implantabilní kardioverter- defibrilátor s komorovou a síňovou elektrodou a magnet o magnetické indukci 0,33 Tesla (pro srovnání: mag. indukce magnetu používaného v domácnosti je 0,49 T), pomocí kterého byl defibrilátor rušen.



Obr. 29 Uspořádání experimentu (zdroj: autor)



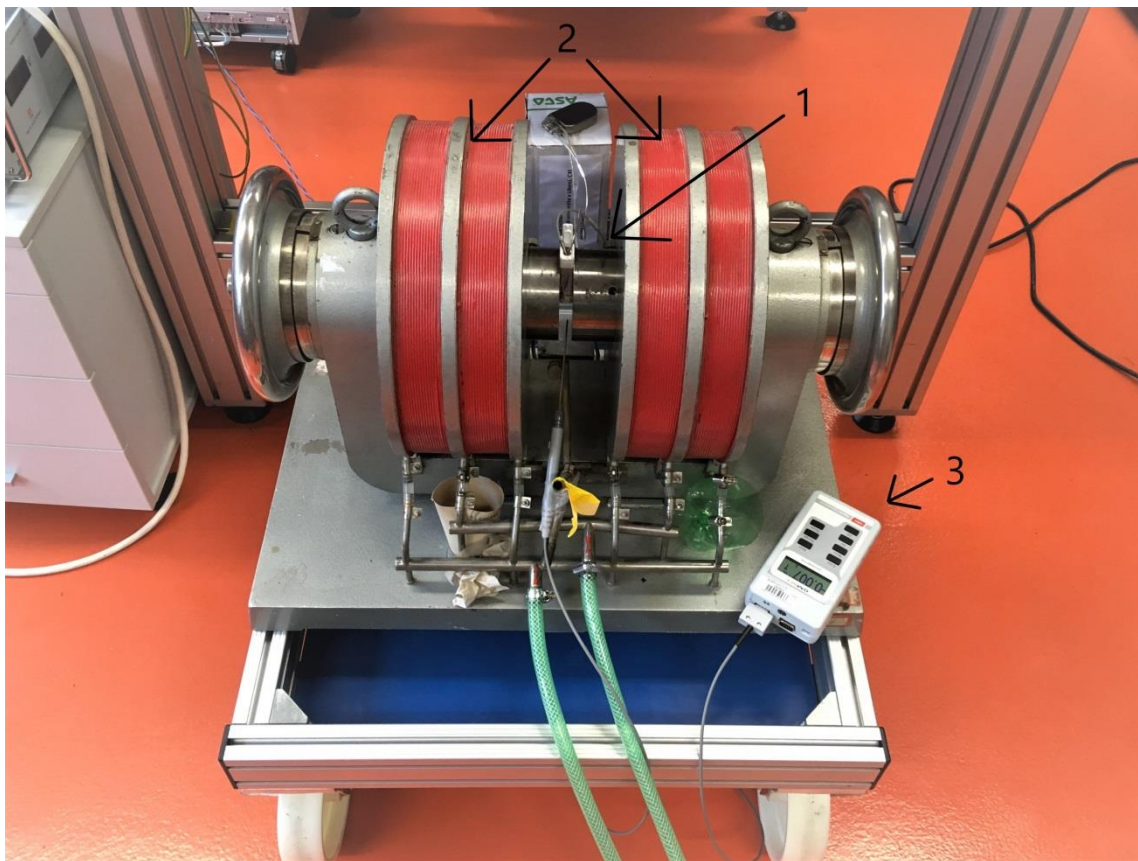




## 5.5 Působení elektromagnetického pole na kardiostimulační systémy

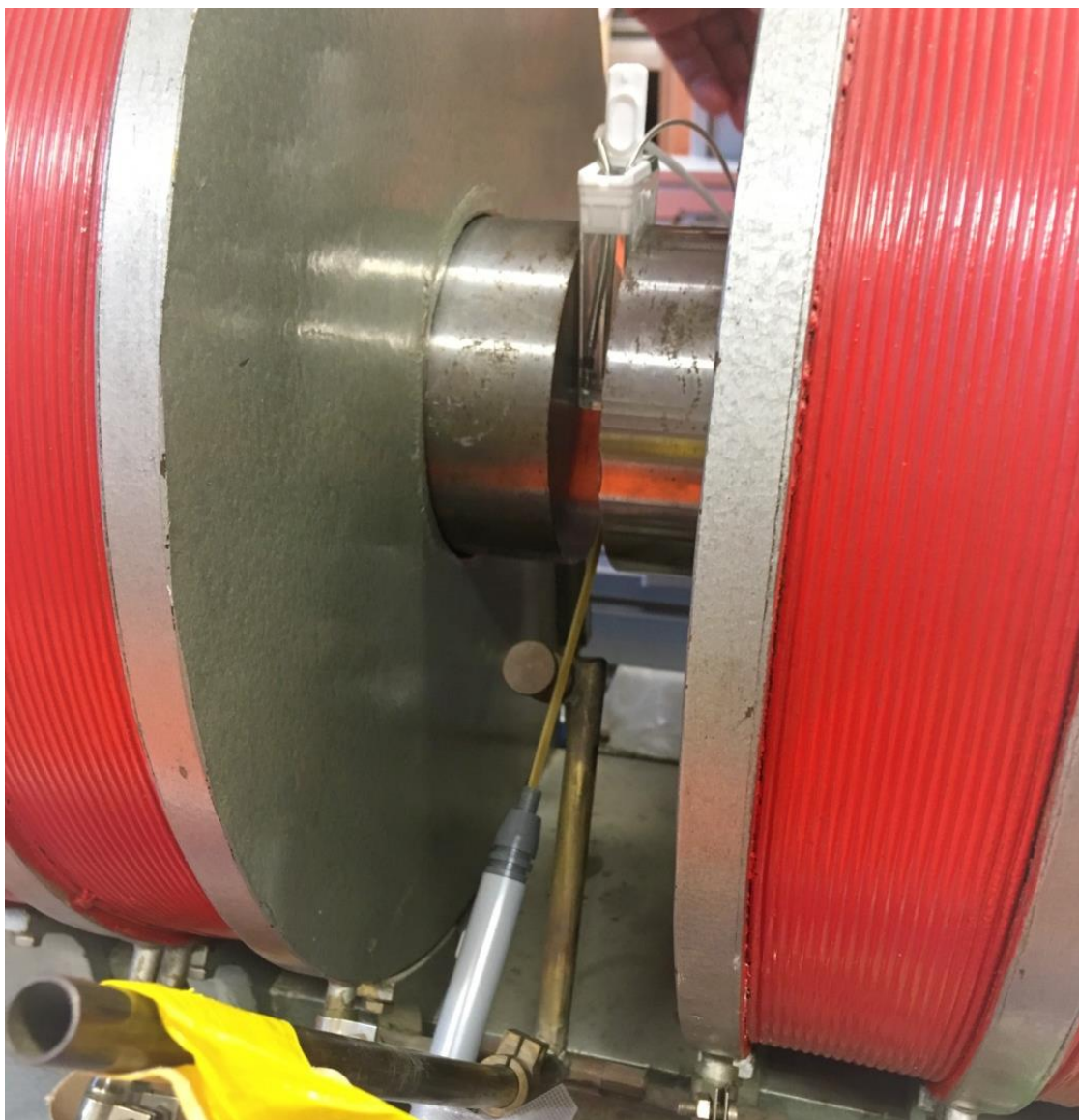
### Průběh experimentu

Testování vlivu elektromagnetického pole na CIED probíhalo pomocí generátoru pole, (viz obr. 32), na kterém je možné nastavit napětí, frekvenci a délku působení vnějšího harmonického pole. Byl použit implantabilní kardioverter defibrilátor s defibrilační komorovou a stimulační síňovou elektrodou. Elektrody byly vloženy do nádoby s fyziologickým roztokem (v obrázku pod č. 1) a společně umístěny mezi dvě cívky (v obrázku pod č. 2), které byly zdrojem elektromagnetického pole. Vzdálenost od zdroje byla menší než 10 mm, aby byla intenzita pole co nejvyšší. Pomocí externího gaussmetru (v obrázku pod č. 3) byla měřena magnetická indukce  $B$  v jednotkách až desítkách mT. Měřicí sonda teslametru byla vložena spolu s elektrodami mezi cívky jak je vidět na obrázku (viz obr. 33)



Obr. 32 Uspořádání experimentu 2, č. 1 Elektrody vložené do nádoby s fyziologickým roztokem, č. 2 Cívky, č. 3 Teslametr (zdroj: autor)





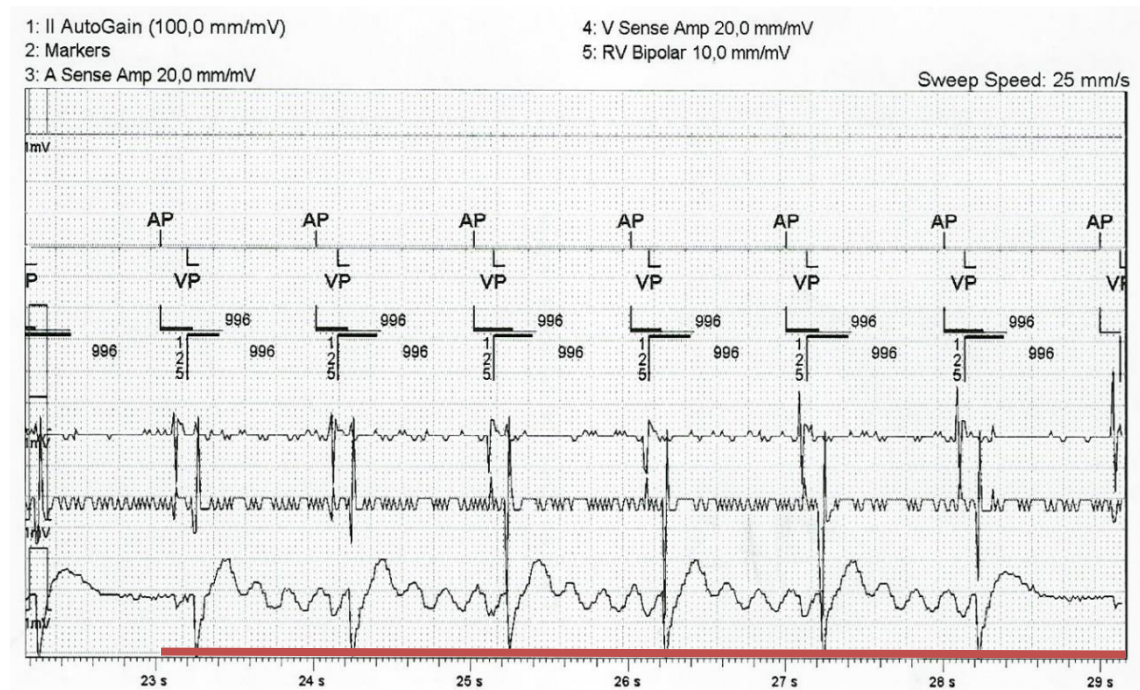
Obr. 33 Detail uspořádání experimentu 2 (zdroj: autor)

Aplikace probíhala v 5 s intervalech při napětí 100V, postupně došlo k aplikaci tohoto napětí při frekvencích 5 Hz, 10 Hz, 15 Hz a 20 Hz. Naměřené hodnoty magnetické indukce jsou zobrazeny v tabulce 2. Z tabulky je viditelný pokles magnetické indukce při vyšších frekvencích.

Tab. 2 Naměřené hodnoty (zdroj: autor)

Doba působení t [s]	Napětí U [V]	Frekvence f [Hz]	Magnetická indukce B [T]
5	100	5	0,042
5	100	10	0,011
5	100	15	0,003
5	100	20	0,001

ICD systém disponuje anténou díky které mohl být telemetricky propojen s programmerem. Na programmeru bylo možné sledovat real-time záznam napětí indukovaného na elektrodách. Dle intrakardiálního záznamu je možné jako potenciálně nejnebezpečnější považovat první případ, použití elektromagnetického pole s nižší frekvencí (vyšší vlnovou délkou)- 5 Hz (300 úderů za minutu), kde byla naměřena vyšší magnetická indukce- 42 mT (viz obr. 34). Při této frekvenci byl signál, zaznamenaný na komorové elektrodě (RV bipolar), nejvíce podobný fyziologickému signálu a kardiostimulační systém by ho za něj mohl chybně detekovat. Frekvence v tomto případě odpovídala rychlé komorové akci (fibrilace komor) a ICD by měl vydat defibrilační výboj. V tomto případě tomu zabránil ochranný mechanismus ICD, který detekuje far-field kanál snímány mezi defibrilační cívkou pravé elektrody a tělem zařízení. Jelikož systém na tomto kanále signál zaznamenal, došlo k vyhodnocení signálu za rušení a zařízení na něj neragovalo.



Obr. 34 5Hz 100 V, červeně zvýrazněna oblast rušení (plné rozlišení viz Příloha A, Obr. 47), (zdroj: autor)

Pro frekvenci 10 Hz což odpovídá srdeční frekvenci 600 úderů za minutu (viz obr. 35) je situace podobná jako v přechozím případě. Systém by měl činnost detekovat ve VF zóně a zahájit terapii ale zabránil tomu ochranný mechanismus sledování far-field kanálu.







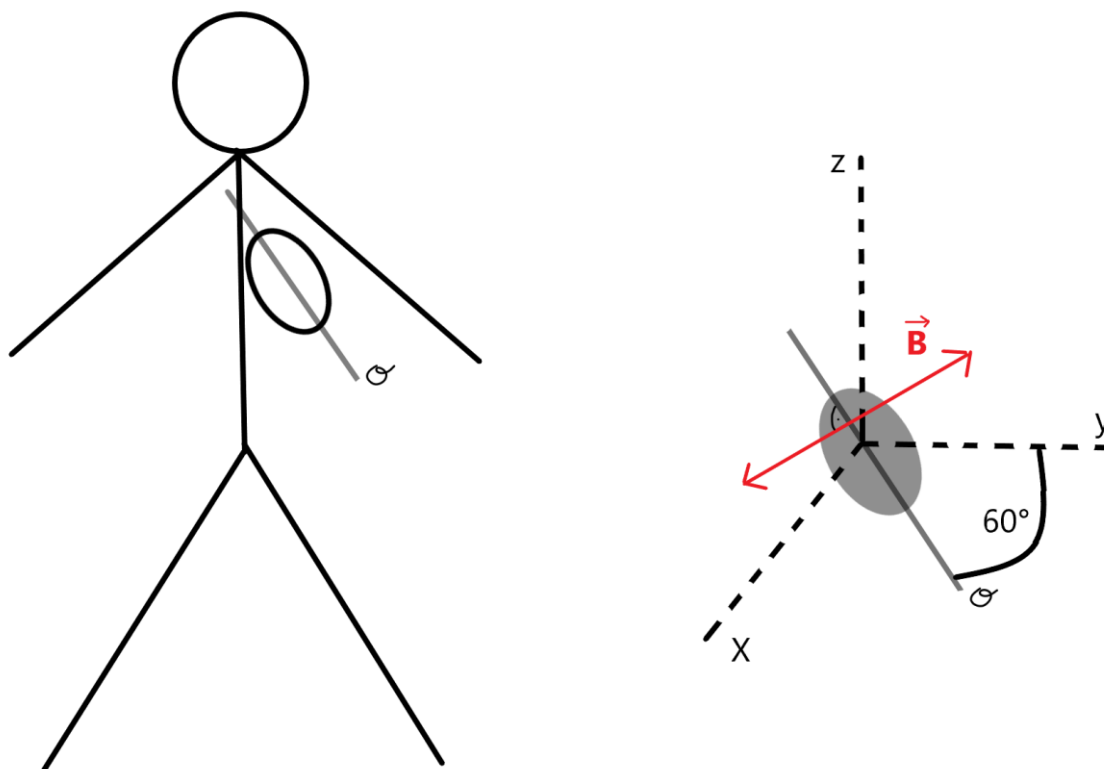
## Závěr experimentu

Experimentem se povedlo vytvořit elektromagnetické pole, které by bylo schopné kardiostimulační systém rušit. V tomto případě byl použit ICD, který má navíc oproti kardiostimulátorům ochranu v pozorování far-field kanálu. Pokud by byl tedy pro tento experiment použit jakýkoliv systém bez defibrilační funkce (bez defibrilační elektrody) došlo by pravděpodobně k nesprávné detekci vnějšího rušení. Pro experimenty tohoto typu má význam používat elektromagnetická pole pouze s nižšími frekvencemi (do cca 10 Hz) jelikož všechny kardiostimulační systémy disponují ochranou proti vysokofrekvenčnímu rušení a tudíž vyšší frekvence nedetekují. Potenciálně nebezpečné jsou tedy nízkofrekvenční elektromagnetická pole.

## 5.6 Zhodnocení experimentů

Provedené experimenty byly zaměřeny především na zhodnocení možnosti rušení kardiostimulačních systémů vnějším elektromagnetickým polem. Experimenty prokázaly možnost nesprávné detekce vnějšího rušení jako vlastní srdeční aktivity. Rušením bylo napětí, které je indukované dle vztahu znázorněného první Maxwellovou rovnicí (viz rovnice 4.1, rovnice 4.2), kde je důležitá především dynamika soustavy. V případě rušení srdečního svalů je velice důležité místo kudy pole srdečním svalem prochází. Pokud dojde totiž k indukování napětí v podélném směru myokardu, jsou následky z důvodu vysoké elektrické vodivosti (viz Tabulka 1) horší než ve směru příčném. Na obrázku (viz obr. 38) je znázorněna magnetická indukce (na obrázku **B**) kolmý na srdeční osu, v tomto případě by došlo k indukování napětí ve směru osy. Předpokládáme-li dvoudutinovou konfiguraci s jednou elektrodou v síni a jednou v komoře, elektrody umístěné rovnoběžně se srdeční osou (na obrázku **o**). Nejrizikovějším bude pole definované magnetickým tokem kolmým na rovinu elektrod, tudíž i na srdeční osu. Na směru vektoru magnetické indukce nezáleží.





Obr. 38 Definice souřadného systému, srdeční osy  $\mathbf{o}$  a magnetické indukce  $\mathbf{B}$  (zdroj: autor)

V prvním experimentu, při kterém byl použit magnet s magnetickou indukcí 0,33 T, byla prokázána závislost na směru pohybu magnetického pole. Při pohybu magnetem ve směru elektrody vznikalo elektrické pole kolmé na elektrodu a bylo indukováno napětí ve směru elektrody, které bylo větší než napětí indukované kolmo na elektrodu.

V druhém experimentu probíhalo působení harmonického pole o daném napětí  $U$  [V], frekvenci  $f$  [Hz] a době působení  $t$  [s]. Pole působilo kolmo na směr elektrod umístěných ve fyziologickém roztoku v malé vzdálenosti od zdrojů magnetického pole (vzdálenost menší než 1 cm). Měřená magnetická indukce  $B$  se pohybovala od 42 mT (při 5 Hz) do 1 mT (při 20 Hz). Experiment ukázal možnost rušení kardiostimulačního systému vnějším elektromagnetickým polem. Nejrizikovější jsou tedy nízkofrekvenční elektromagnetická pole, jak je vidět z naměřených hodnot, působící kolmo na rovinu implantovaných elektrod.

## 6. Závěr

Implantabilní kardiostimulační zařízení jsou stále častěji využívanou formou léčby poruch srdečního rytmu. Jelikož jde o elektrická zařízení je důležitá diskuze nad mírou jejich elektromagnetické kompatibility a možnosti odolávat vnější elektromagnetickým vlivům.

Bakalářská práce se v první části experimentů věnovala popisu možných rušivých signálů a rizik, která jsou s jejich působením na kardiostimulační systémy spojena. Další experimenty byly zaměřeny na vytvoření takového elektromagnetického pole, které bude kardiostimulační systém nesprávně detekovat jako vlastní srdeční akci. Výsledky experimentů naznačují, že pro tato zařízení jsou nejrizikovější nízkofrekvenční elektromagnetická pole působící kolmo na rovinu elektrod. Je možné předpokládat, že systémy využívající pouze jednu elektrodu budou méně náchylná na orientaci vektoru působícího pole. Více implantovaných elektrod bude naopak náchylnější k rušení a orientaci vektoru pole.

Tato práce je pouze úvodní studií, pro další úvahy a řešení jsou nutné další experimenty a popis souřadného systému. Následné studie je možné zaměřit například na výpočetní rozbory působícího elektromagnetického pole.

## Seznam použité literatury

- [1] MORAVA, J., A. RICHTER a P. KUČERA. Electromagnetic Compatibility of Cardiac Stimulation Technology in Relation to Human Body—The Introductory Study. In: Lhotska L., Sukupova L., Lacković I., Ibbott G. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018*. Singapore: Springer, 2019, s. 755-760. ISBN 978-981-10-9034-9.
- [2] DOUPAL, Vlastimil a Miloš TÁBORSKÝ. Elektromagnetická interference u pacientů s kardiostimulátory a implantabilními kardiovertery-defibrilátory. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2010, **9**(6), 298-301. ISSN 1803-5302. Dostupné také z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2010/06/05.pdf>
- [3] MORAVA, Jan a Aleš RICHTER. Elektromagnetická kompatibilita kardiostimulační techniky- úvod do problematiky. *Elektro*. 2018, **28**(4), 38-39. ISSN 1210-0889.
- [4] POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. 2. vyd. Liberec: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-153-5.
- [5] BULAVA, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.
- [6] KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta a.s., 2011. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [7] [Popis srdce] [online -obrázek]. In: Srdce- cardia: *Srdce je dutý svalový orgán živočichů s oběhovým systémem* [online]. [Cit. 2018-08-20]. Dostupné z: <https://srdce-cardia.webnode.cz/album/fotogalerie-dutiny-srdce/#srdce-anatomicke-lekarna-1-jpg>
- [8] ICEWALKER. Převodní systém srdeční [online obrázek]. In: *Myokarditida: Webový průvodce o nemoci myokarditida, její diagnostice a léčbě* [online]. [Cit. 2018-08-03]. Dostupné z: [http://myokarditida.cz/cs\\_CZ/diagnostika-a-lecba/diagnostika/elektrokardiogram-ekg/](http://myokarditida.cz/cs_CZ/diagnostika-a-lecba/diagnostika/elektrokardiogram-ekg/)
- [9] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1385-4

- [10] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
- [11] EISENBERGER M., A. BULAVA A M. FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [12] VOJÁČEK, Jan. *Akutní kardiologie do kapsy: Přehled současných diagnostických a léčebných postupů v akutní kardiologii*. Praha: Mladá fronta a.s., 2011. ISBN 978-80-204-2479-2
- [13] ČIHÁLÍK Čestmír. Arytmie ve stáří. *Interní Med.* 2008, **10**(9), 397-401. ISSN 1803-5256. Dostupné také z: <https://www.internimedica.cz/pdfs/int/2008/09/06.pdf>
- [14] [Sick sinus syndrom] [online obrázek]. In: *Virtual Medical Centre* [online]. [Cit. 2018-09-14]. Dostupné z: <https://www.myvmc.com/diseases/sick-sinus-syndrome-sss-bradycardia-tachycardia-syndrome-2/>
- [15] TÁBORSKÝ, Miloš et al. *Kardiologie 1. 2. Vyd.* Praha: Mladá fronta a. s., 2018. ISBN 978-80-204-4812-5
- [16] BAROLD, S. S., R. X. STROOBANDT a A. F. SINNAEVE. *Cardiac pacemakers and resynchronization therapy step-by-step: an illustrated guide*. 2nd ed. Chichester, West Sussex, UK: Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-1-4051-8636-0
- [17] BAROLD, S. S., R. X. STROOBANDT 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
- [18] CHIA P-L, Foo D. A practical approach to perioperative management of cardiac implantable electronic devices. *Singapore Medical Journal*. 2015, **56**(10), 538-541. DOI 10.11622/smedj.2015148. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4613927/>
- [19] ELLENBOGEN, Kenneth et al. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier, 2017. ISBN 978-0323-37804-8.

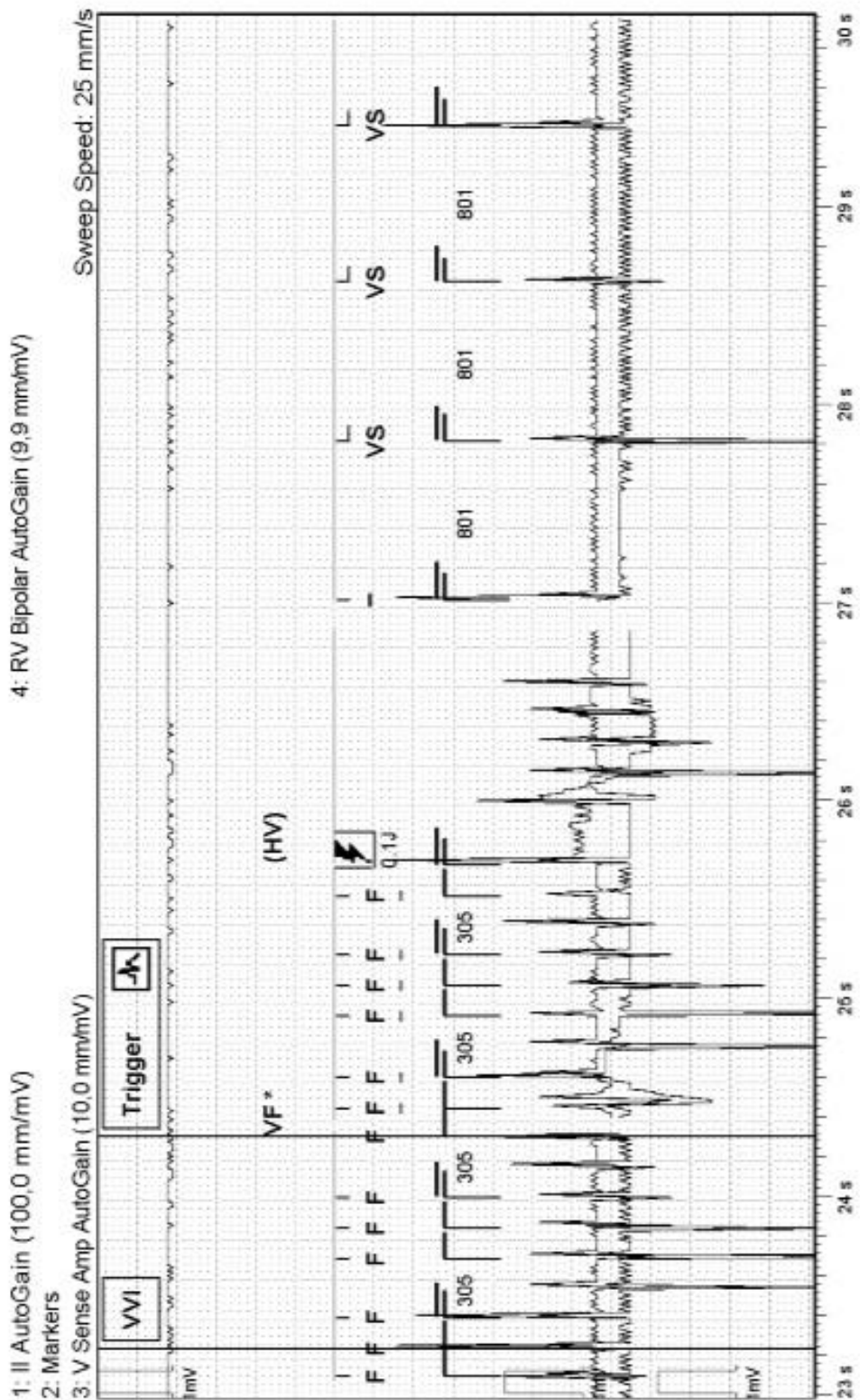
- [20] KENNY Tom. *The nuts and bolts of implantable device therapy pacemakers*. Chichester: Wiley-Blackwell, 2015. ISBN 978-1-118-67067-5.
- [21] DOLNÍK Bystrík. *Elektromagnetická kompatibilita*. Košice: Elfa, 2013. ISBN 978-80-8086-221-3.
- [22] SEDLÁK, Bedřich a Ivan ŠTOLL. *Elektrina a magnetismus*. 3. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2198-2.
- [23] ČSN EN 60601-1-2 ed. 2. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-2: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost – Skupinová norma: Elektromagnetická kompatibilita – Požadavky a zkoušky*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2008.

## **Seznam příloh**

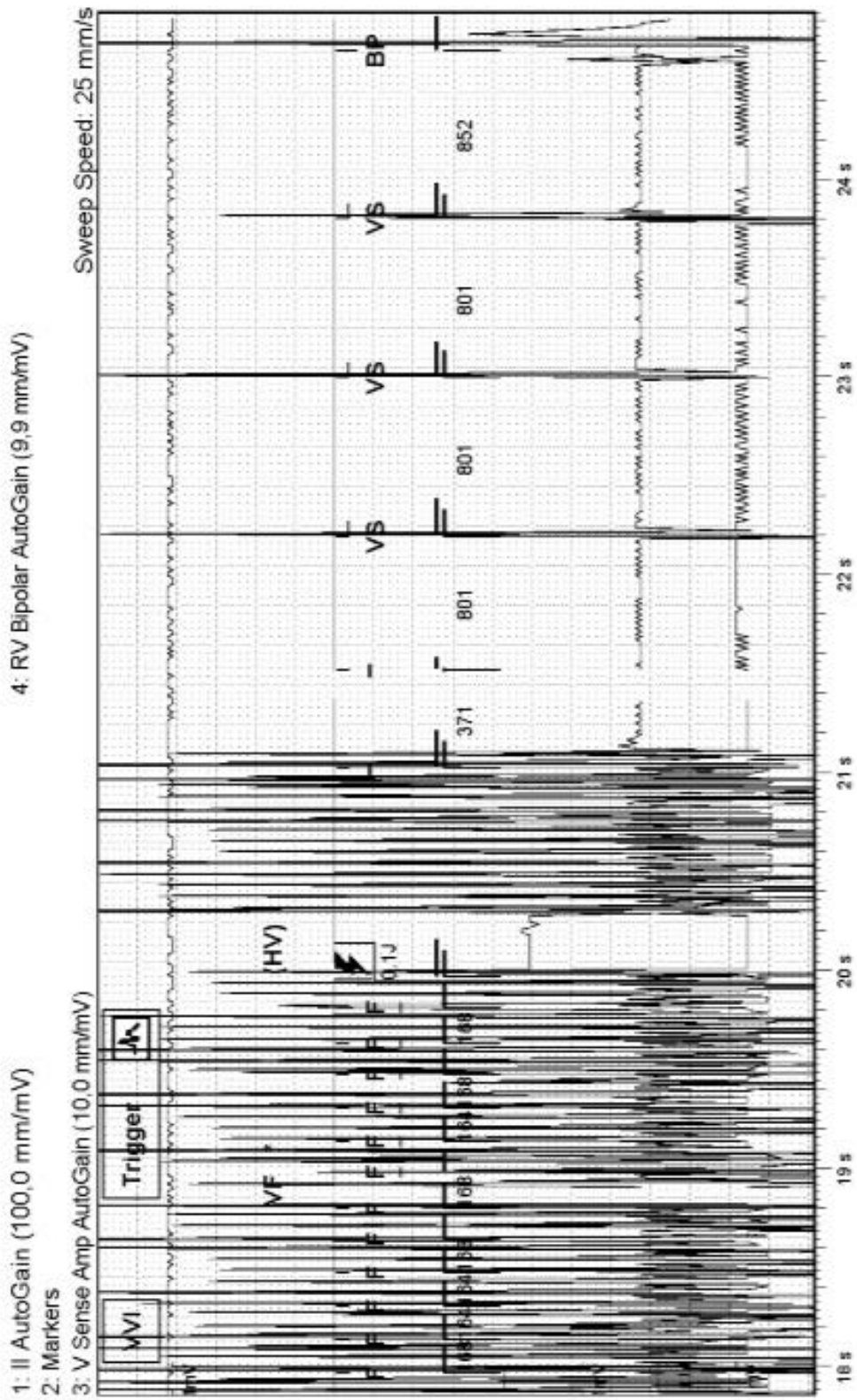
**Příloha A**     Intrakardiální záznamy v plné velikosti (12 str.)

**Příloha B**     Elektronická verze na kompaktním disku

# Příloha A

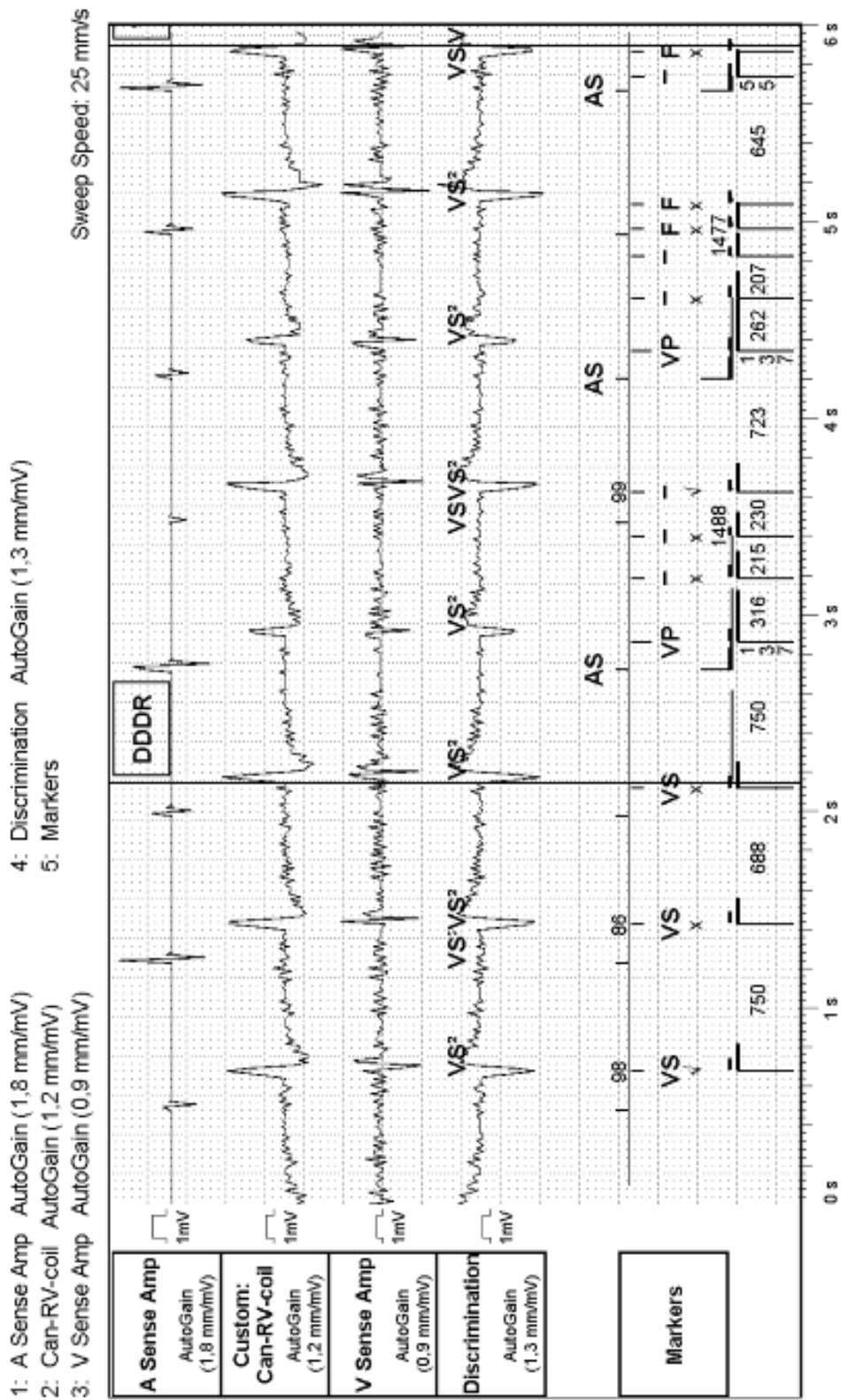


Obr. 39 Adekvátní výboj- plné rozlišení (zdroj: autor)

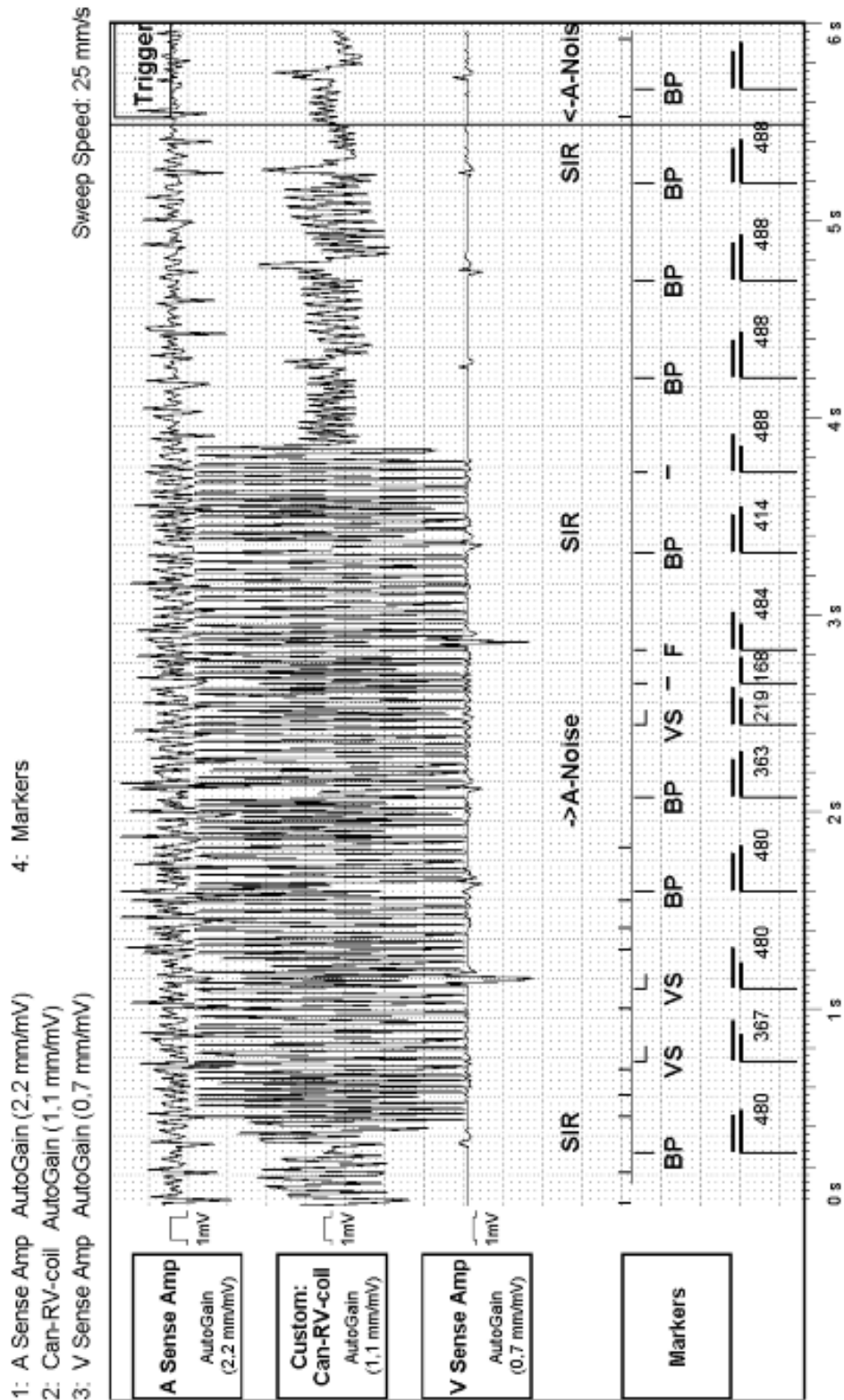


Obr. 40 Neadekvátní výboj- plné rozlišení (zdroj: autor)

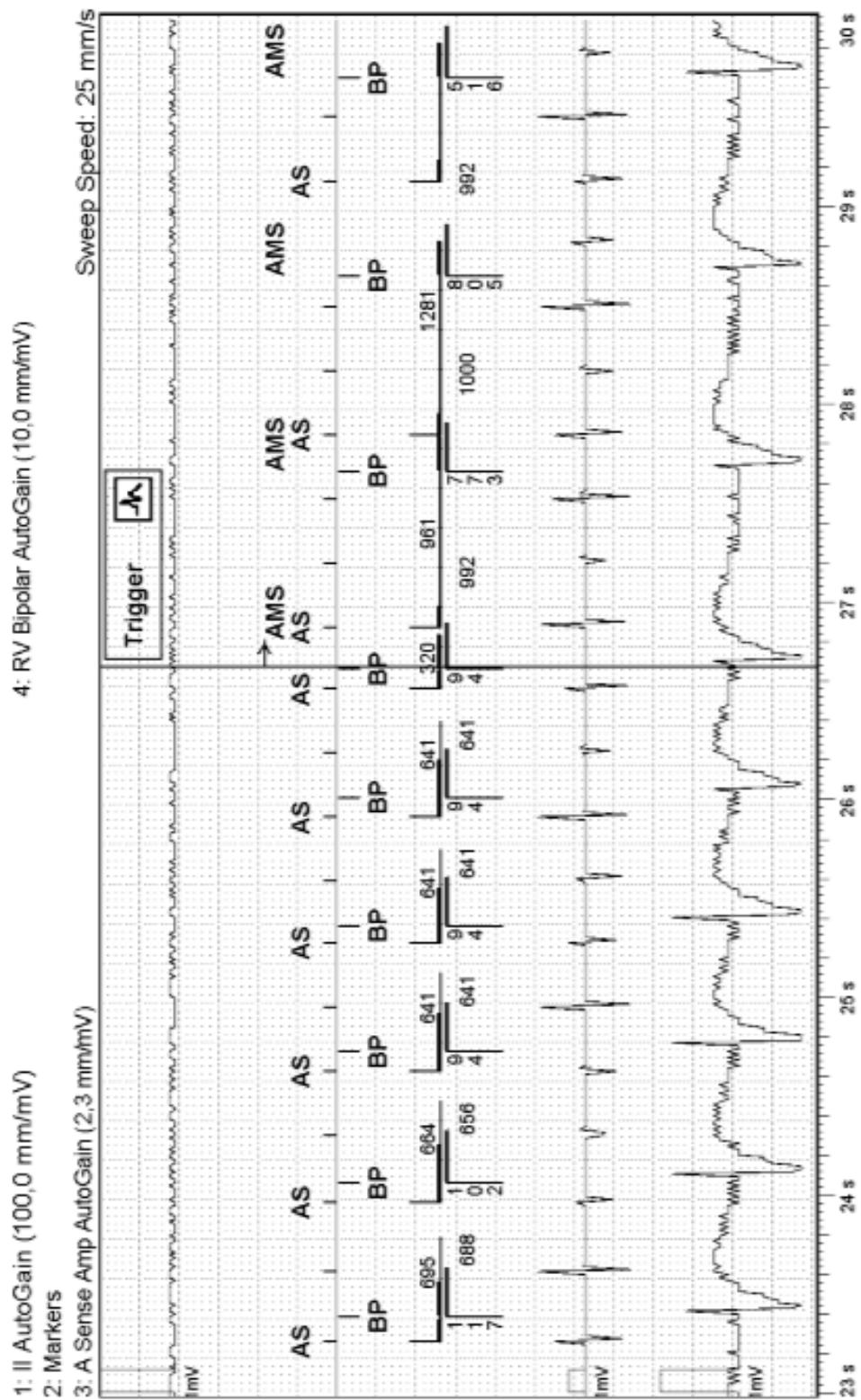




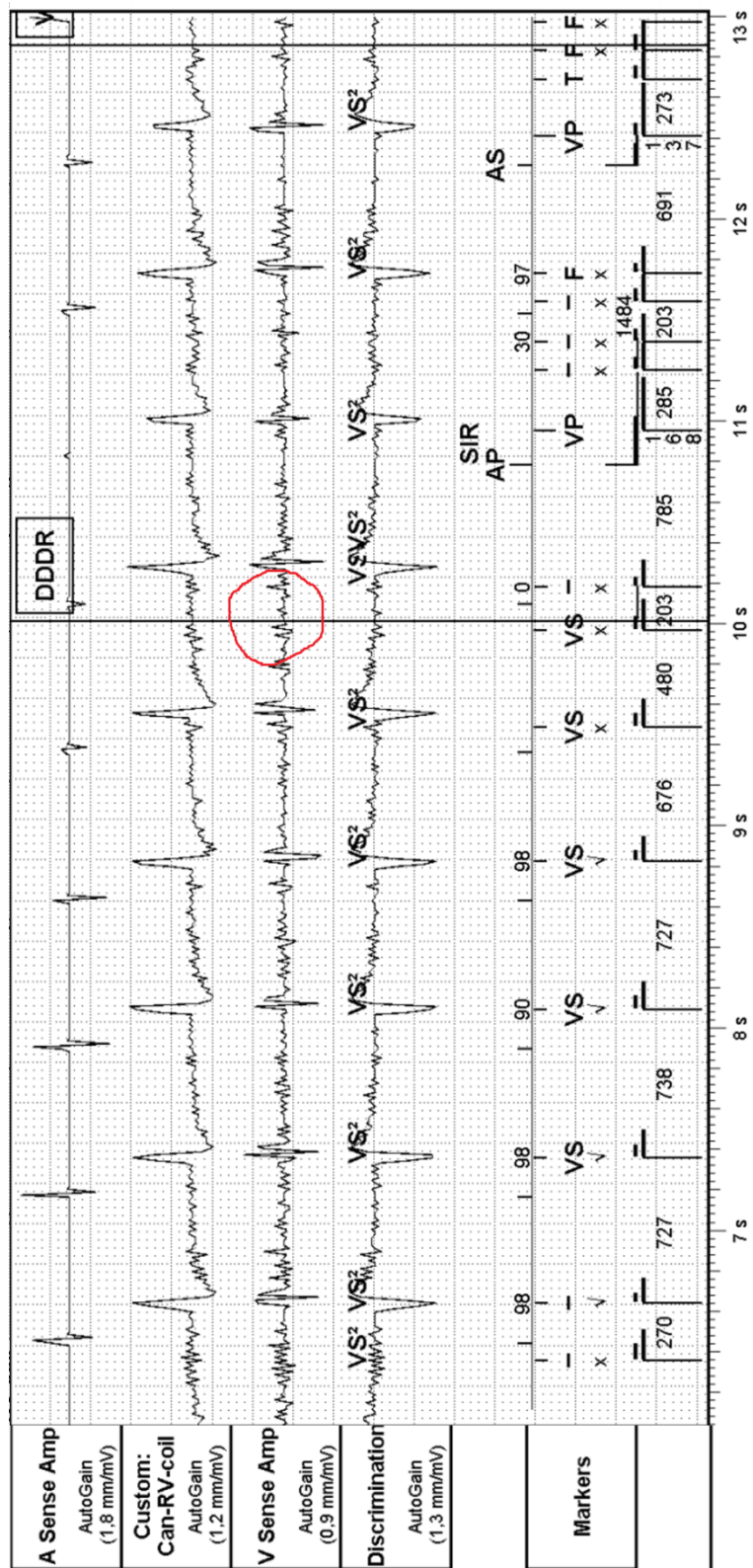
Obr. 41 Porucha elektrody- plné rozlišení (zdroj: autor)



Obr. 42 Vnější elektromagnetické rušení- plné rozlišení (zdroj: autor)

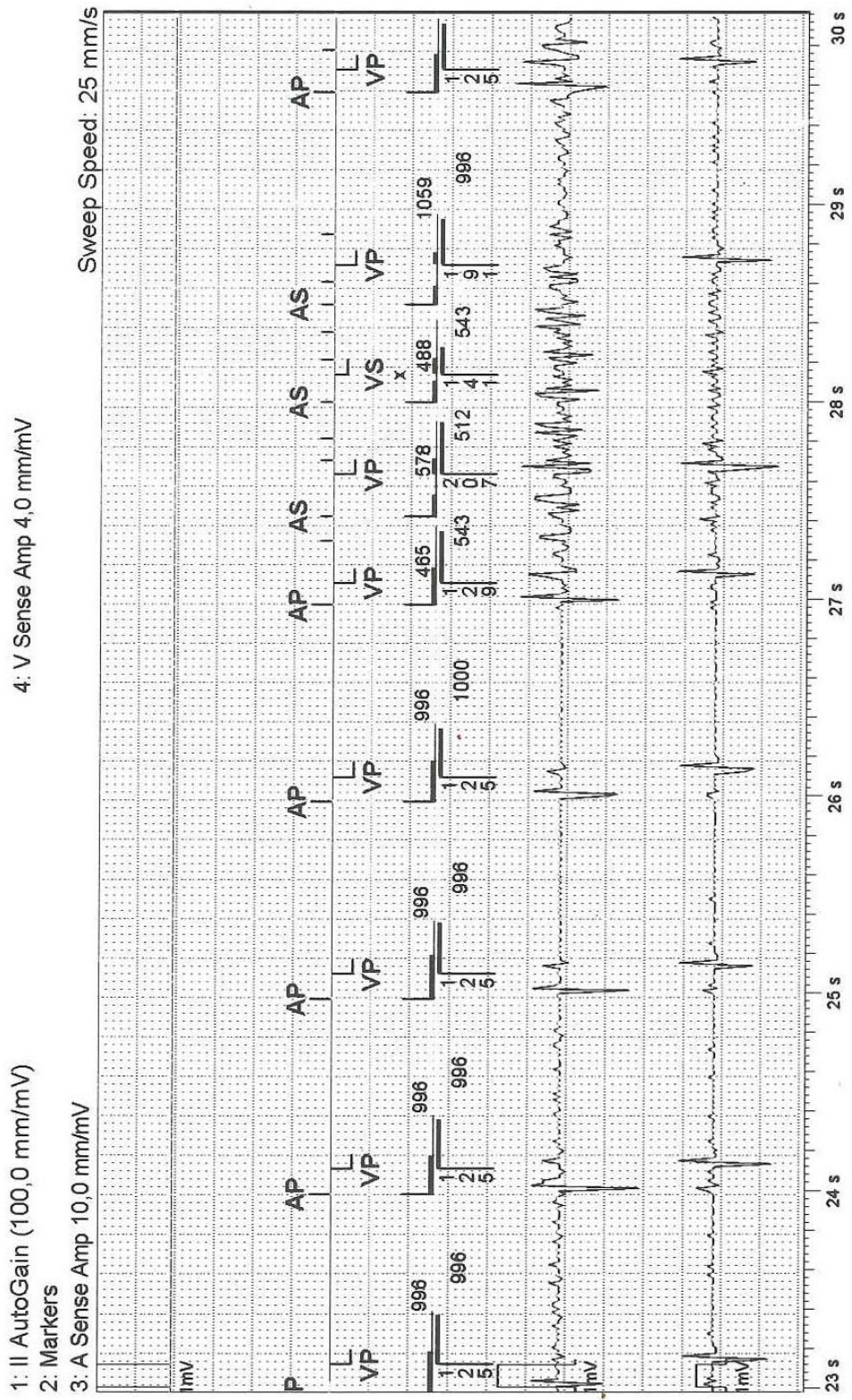


Obr. 43 Auto Mode Switch- plné rozlišení (zdroj: autor)



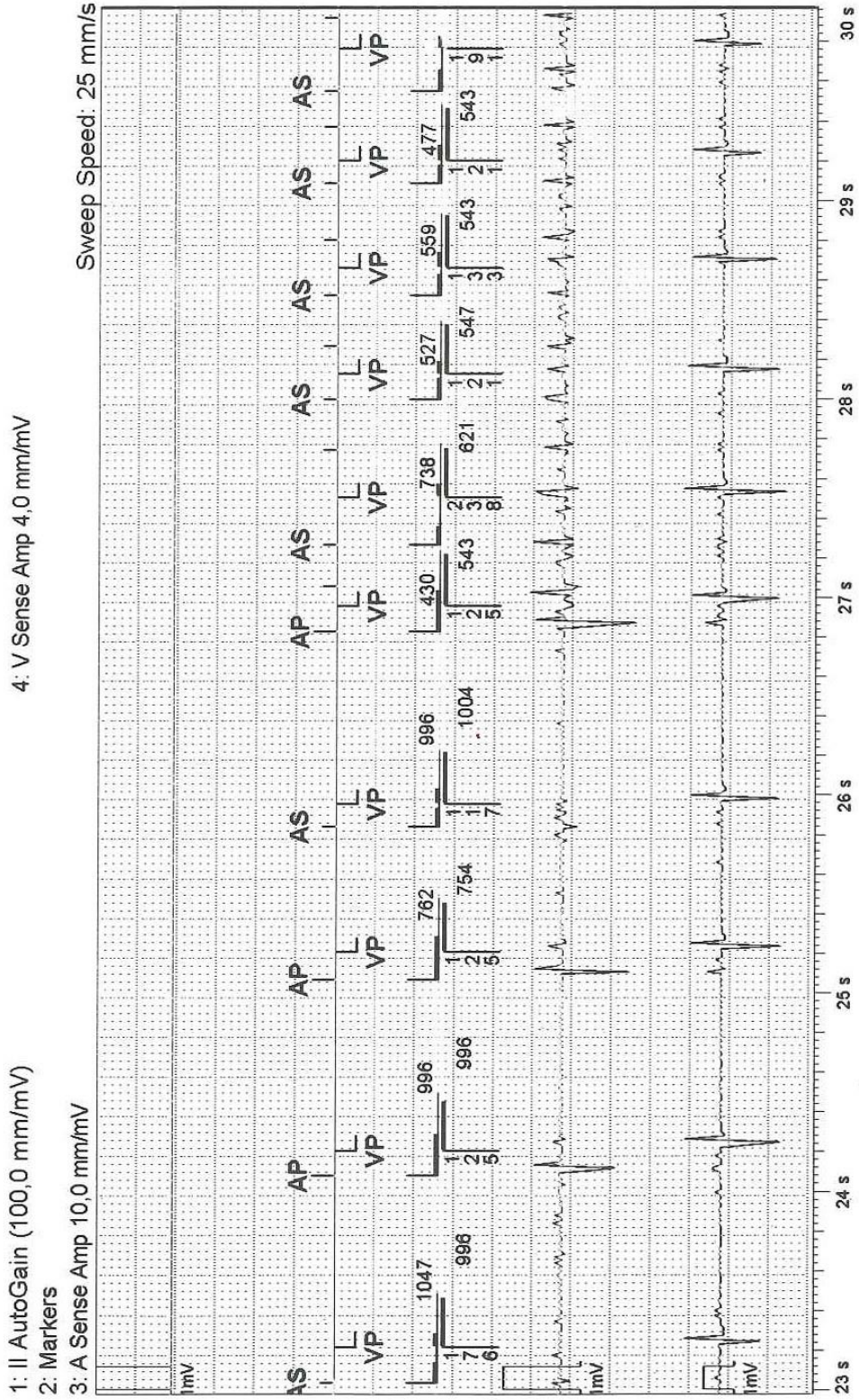
Obr. 44 Oversensing- plné rozlišení (zdroj: autor)





Obr. 45 Pohyb magnetu ve směru elektrody (zdroj: autor)

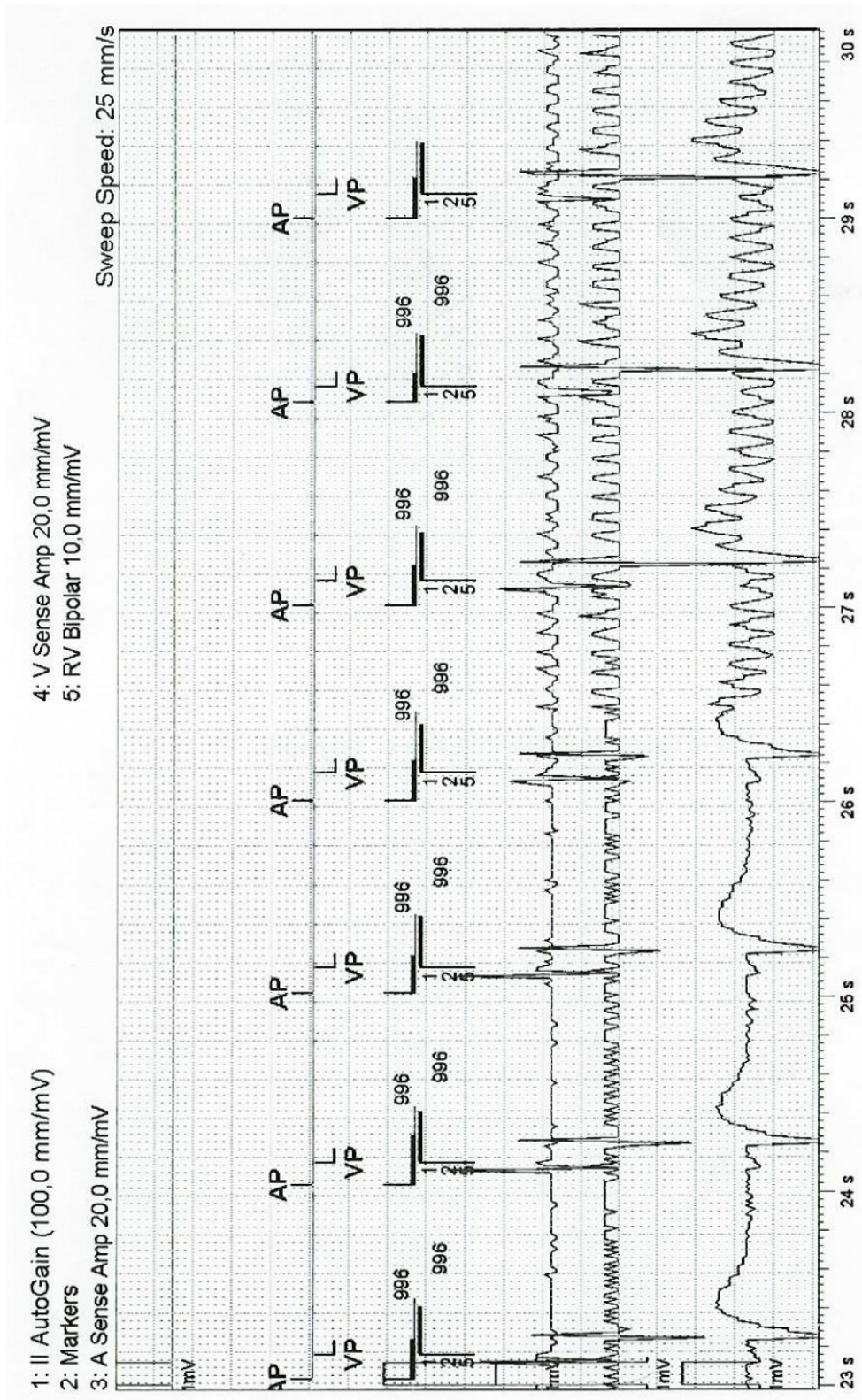




Obr. 46 Pohyb magnetu kolmo na směr elektrody (zdroj: autor)

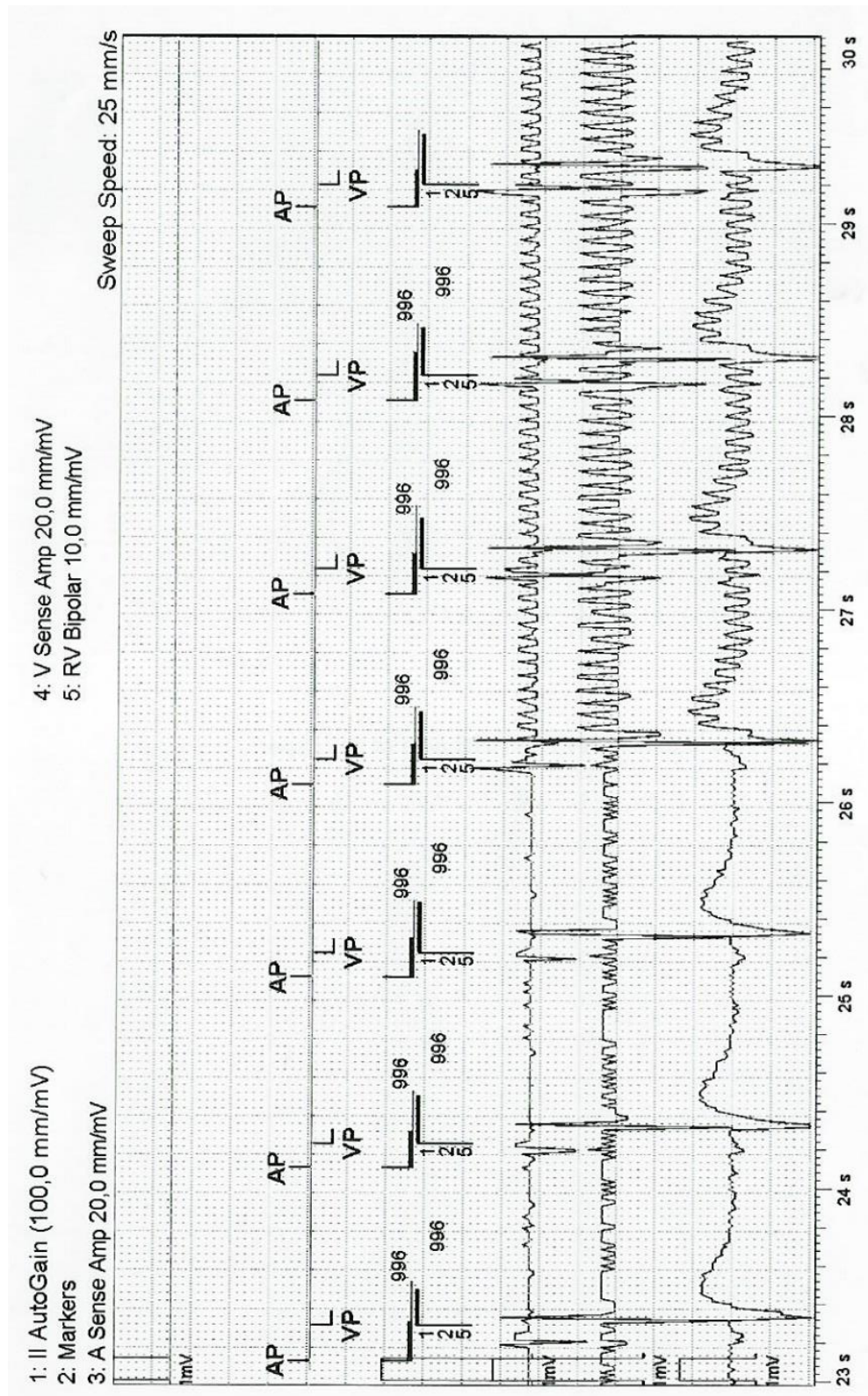






Obr. 48 10 Hz, 100 V- plné rozlišení (zdroj: autor)





Obr. 49 15 Hz, 100 V- plné rozlišení (zdroj: autor)

