

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Diplomová práce

Veřejná část

2017

Bc. Jan Hečko

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Analýza kardiografických metod při ablaci srdce
Analysis of Cartographic Method Ablation of Heart

Veřejná část / Public part

2017

Bc. Jan Hečko

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jan Hečko**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Analýza kardiografických metod při ablaci srdce**
Analysis of Cartographic Method Ablation of Heart
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše základních principů snímání vektorkardiogramu.
2. Základní popis měřeného vektorkardiografického signálu a jeho význam - korelace se standardním EKG.
3. Návrh experimentálního měření s definicí použitého hardware.
4. Realizace sady experimentálních měření vybraných srdečních poruch standardním EKG a VKG.
5. Analýza experimentálně získaných VKG signálů a jejich korelace se standardním EKG signálem.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CLIFFORD, Gari D., Francisco AZUAJE a Patrick MCSHARRY. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Boston: Artech House Publishers, c2006. ISBN 978-1580539661. Artech House engineering in medicine & biology series.
- [2] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. ISBN 0195058232.
- [3] MACFARLANE, Peter W. *Comprehensive electrocardiology*. 2nd ed. London: Springer, c2011. ISBN 184882047X.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

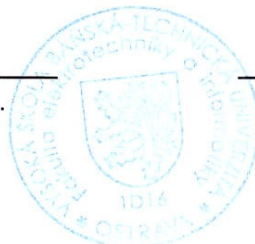
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlašuji:

Tato práce byla vyhotovena mou osobou a samostatně. Všechny literární zdroje, které byly použity, jsou citovány a uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tou situací, že se na mou práci vztahují práva a povinnosti, které vyplývají ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, taky jsem si vědom toho, že Vysoká škola Báňská – Technická univerzita má právo o užití této práce jako školního díla § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že když dojde k použití této práce mnou, nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je VŠB – TUO oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.


V Ostravě dne 20.4.2017



Bc. Jan Hečko



1. Žádost o provedení kvalitativního/kvantitativního výzkumu v rámci diplomové práce.

Příjmení a jméno studenta	Bc. Hečko Jan
Vysoká škola, fakulta, katedra	Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Studijní obor/ročník	Biomedicínské inženýrství, 2. ročník
Typ práce	Diplomová práce
Téma	Analýza kardiografických metod při ablaci srdce
Jméno vedoucího práce, kontakt	Ing. Martin Augustýnek, PhD, martin.augustynek@vsb.cz
Metodika výzkumu	Sběr biomedicínských dat pro tvorbu SW pro analýzu a lokaci s využitím na elektrofyziologickém sále
Zahájení výzkumu	1.9.2016
Konec výzkumu	20.4.2017
Vyjádření studenta týkající se zveřejňování osobních a citlivých údajů respondentů a povinnosti mlčenlivosti studenta.	<p>Zavazuji se, že ve své závěrečné práci a ani v publikacích vycházejících ze závěrečné práce nebudu uvádět osobní a citlivé údaje respondentů. Jsem si vědom, že jsem vázán povinnou mlčenlivostí o skutečnostech, se kterými jsem se setkal při výkonu své odborné práce a při nahlížení do dokumentace pacientů.</p> <p>Podpis studenta:  Bc. HEČKO Jan</p>
Vyjádření odborného zařízení, kde bude výzkum prováděn	<p>Název: Nemocnice Podlesí a.s., Třinec, ELFYZ</p> <p>Provedení výzkumu doporučuji / nedoporučuji.</p> <p>S prováděním výzkumu souhlasím / nesouhlasím.</p> <p>Se zveřejňováním názvu zařízení v závěrečné práci studenta/ky v publikacích vycházejících ze závěrečné práce studenta/ky souhlasím / nesouhlasím.</p>



**Nemocnice
Podlesí**
Člen skupiny AGEL

Nemocnice Podlesí a.s.,
Konská 453, 739 61 Třinec
IČ: 48401129

2. Informovaný souhlas

- Student/ka stvrzuje svým podpisem, že byl/a seznámen/a a souhlasí s ujednáním zahrnující zveřejňování informací o osobních a citlivých údajích respondentů a organizace.
- Tímto podpisem si je vědom/a, že se zavazuje k povinnosti mlčenlivosti.
- Student/ka byl/a upozorněn/a, že Nemocnice Podlesí a.s. přednostně schvaluje DP, které jsou pro organizaci nějakým způsobem přínosné.
- Nemocnice Podlesí a.s. si vyhrazuje právo ke zhlédnutí práce před její publikací, v případě nesouhlasu s uvedenými daty, je student povinen nepřístupovat k jejich další interpretaci a zároveň se zavazuje, k dodání konečné interpretace výsledků DP.

V Třinci dne:

19.2.2016

Bc. HEČKO Jan

.....
podpis studenta/tky

IČ: 48401129
NEMOCNICE PODLESÍ A.S.
čp. 453
739 61 TRINEC - KONSKÁ
tel.: 558 304 111

Mgr. et Bc. Simona SZUSCIKOVÁ
manažer ošetrovateľské péče
pověřená personálním řízením

.....
manažer pro oš. péči Nemocnice Podlesí a.s.

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Martinu Augustýnkovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce, i za jeho vstřícnost, věcné poznámky a důležité rady ke zhotovení této práce. Dále bych rád poděkoval všem kardiologům v nemocnici Podlesí Třinec, a.s., díky kterým mohlo dojít ke zhotovení této práce. Rád bych poděkoval slečně Bc. Kláře Kubiesové za trpělivost a podporu při tvorbě diplomové práce.

V Ostravě dne 20.4.2017



Bc. Jan Hečko

Abstrakt

Práce slouží k seznámení a popisu dvou lékařských zákroků včetně popisu přístrojové techniky, která je pro ně nezbytná. Hlavním cílem této studie je vyhodnocení metody měření vektorkardiografem (VKG) u dvou skupin pacientů před a po operaci a následné statistické vyhodnocení těchto zákroků. Jedná se o pacienty s komorovými ektopiemi (KES) a pacienty indikované k resynchronizační terapii (BIV, BIV-ICD). V teoretické části bude kromě základních anatomických popisů podrobně popsán postup jednotlivých zákroků, včetně zdravotnické techniky, která je pro úspěch operací nutná. Zmíněné prostředky jsou použity na pracovišti elektrofyziologie v nemocnici Podlesí a.s. v Třinci. V praktické části se pracuje se dvěma skupinami pacientů. V první skupině bude výsledkem účinnost resynchronizace – Software ResTer. Druhá část se zabývá vývojem programu pro hledání místa vzniku KES pro následnou ablací.

Klíčová slova

VKG, elektrofyziologie, arytmie, patologie srdce, RF generátor, CARTO 3, Komorové extrasystoly, implantabilní defibrilátor.

Abstract

This work is used to introduce and describe two medical procedures, including a description of instrumentation that is necessary for them. The main objective of this study is to evaluate methods of measuring Vectorcardiograph (VCG) in two groups of patients before and after surgery and the subsequent statistical evaluation of these interventions. These are patients with ventricular ectopy (VES), and patients who are subject to resynchronization therapy (BIV, BIV-ICD). The theoretical part will be in addition to the basic anatomical descriptions detailing how various interventions, including medical equipment, which is necessary for the success of operations. These resources are used in the workplace of electrophysiology at the hospital Podlesí Inc. Trinec. In the practical part is working with two groups of patients. The first group will result in efficiency resynchronization – Software ResTer. The second part deals with the development program for finding the place of origin VES for subsequent ablation.

Keywords

VCG, electrophysiology, arrhythmia, heart pathology, RF generator, CARTO 3, Ventricular extrasystoles, an implantable defibrillator.

Obsah

1	Úvod.....	15
2	Teorie lidského srdce	16
2.1	Anatomie srdce.....	16
2.1.1	Stavba srdeční stěny.....	16
2.1.2	Dutiny a tvar srdce	17
2.2	Fyziologie srdce	18
2.2.1	Malý a velký krevní oběh	18
2.2.2	Elektrické děje v srdci.....	18
2.2.3	Projev převodního systému.....	19
2.2.4	Celková funkce	19
2.3	Patologické stavy srdce	20
2.3.1	Sinusové arytmie.....	22
	Supraventrikulární arytmie	23
2.3.2	Komorové arytmie	24
2.3.3	Sinoatriální blokáda I. - III. stupně	28
2.3.4	Atrioventrikulární blokáda I. - III. stupně.....	29
2.3.5	Raménkové blokády	30
2.3.6	Rozhodování místa vzniku KES dle EKG	32
3	Záznam srdeční aktivity.....	35
3.1	Elektrokardiografie	35
3.1.1	Historie a princip	35
3.1.2	Princip	36
3.1.3	EKG princip záznamu.....	36
3.1.4	EKG záznam	38
3.2	Vektorkardiografie	38
3.2.1	Historie.....	39

3.2.2	Rozlišení onemocnění.....	39
3.2.3	Princip a záznam.....	40
3.3	Korelace EKG a VKG a jejich transformace.....	43
3.3.1	Inverzní Dowerova transformace.....	44
3.3.2	Kvazi ortogonální Korsova metoda.....	44
3.3.3	Korsova regresní metoda.....	44
3.3.4	Metoda nejmenších čtverců.....	45
4	Návrh experimentálního měření s definicí použitého HW.....	47
4.1	Resynchronizační terapie – BIV-ICD.....	47
4.1.1	Soubor dat (pacientů).....	47
4.1.2	Soubor použitého HW.....	48
4.1.3	Postup výkonu.....	52
4.1.4	Předpoklad: Využití SW pro vyhodnocení účinnosti.....	54
4.2	Komorová extrasystolie – KES.....	55
4.2.1	Rozbor problematiky.....	55
4.2.2	Použitý HW a postup.....	56
4.2.3	Aktuální princip.....	60
4.2.4	Předpoklad: Využití Lokátor KES.....	64
5	Software pro analýzu resynchronizační terapie – ResTer (součást neveřejné části) ...	66
5.1	GUI a návrh funkčnosti (součást neveřejné části).....	66
5.1.1	GUI (součást neveřejné části).....	66
5.1.2	Návrh funkčnosti a analýzy (součást neveřejné části).....	66
5.2	Soubor dat (součást neveřejné části).....	66
5.3	Zobrazení, úprava a vykreslení dat (součást neveřejné části).....	66
5.3.1	GUI 1 – testování_s_GUI.m (součást neveřejné části).....	66
5.3.2	GUI 2 – editor_s_GUI.m (součást neveřejné části).....	66
5.4	Výsledky a zhodnocení.....	67
5.4.1	Vysvětlení výsledků.....	68

5.4.2	Grafické znázornění výsledků	69
5.4.3	Celkové zhodnocení pacientů	72
5.4.4	Zhodnocení výhod vektorkardiografie.....	74
6	Lokátor KES (součást neveřejné části).....	75
6.1	Blokový náhled na funkci programu (součást neveřejné části)	75
6.1.1	Princip databáze (součást neveřejné části).....	75
6.2	Databáze komorových extrasystol (součást neveřejné části)	75
6.2.1	Fyzická databáze (součást neveřejné části)	75
6.3	Tvorba GUI se základními kódy (součást neveřejné části).....	75
6.3.1	Overview.cs (součást neveřejné části)	75
6.3.2	KesTemplate.cs (součást neveřejné části)	75
6.3.3	KesSignalSelector.cs (součást neveřejné části)	75
6.4	Zhodnocení.....	75
6.4.1	Dodržení předpokladu.....	75
6.4.2	Rozeznání LVOT a RVOT	75
6.4.3	Využití VKG proti EKG	76
6.4.4	Odhadnutá přesnost.....	76
7	Závěr	78
	Literatura.....	79
	Příloha I. – EKG Křivky	82
	Příloha II. – Vzhled ResTer (součást neveřejné části).....	88
	Příloha III. – Vzhled Lokátor KES (součást neveřejné části).....	88

Seznam použitých zkratk

BIV – Biventrikulární

ICD – Implantabilní kardioverter-defibrilátor

KES – Komorová extrasystola

EF LK – Ejekční frakce levé komory

SA – Sinoatriální

AV – Atrioventrikulární

TF – Tepová frekvence

SVT – Supraventrikulární tachykardie

IM – Infarkt myokardu

ICHS – Ischemická choroba srdeční

KT – Komorová tachykardie

LVOT – Left Ventricular Outflow Tract

RVOT – Right Ventricular Outflow Tract

RCC – Right coronary cusp

LCC – Left coronary cusp

NCC – Non-coronary cusp

LK (LV) – Levé komora

LSV – Least Square Value

NYHA – New York Heart Association

MSE – Main squared error

RF – Radiofrekvence

SQL – Structured Query Language

GUI – Graphic User Interface

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Princip pravého a levého srdce	16
Obrázek 2 - Uložení srdce v hrudníku [36].....	17
Obrázek 3 - Srdeční dutiny a směr průtoku krve [36].....	18
Obrázek 4 - Převodní systém [10]	19
Obrázek 5 - Sinusová tachykardie [8].....	22
Obrázek 6 - Sinusová bradykardie [8]	22
Obrázek 7 - Sinus arrest [7]	22
Obrázek 8 – SVES [7]	23
Obrázek 9 – SVT [9].....	23
Obrázek 10 - Fibrilace síní [8].....	24
Obrázek 11 - Flutter síní [8]	24
Obrázek 12 - Komorová extrasystola [7].....	25
Obrázek 13 - Bigemické KES [8]	25
Obrázek 14 - Nakupené KES [8]	25
Obrázek 15 - Monotopní KES [8].....	26
Obrázek 16 - Polytopní KES [8].....	26
Obrázek 17 - Komorová tachykardie [7]	27
Obrázek 18 - Fibrilace komor [7]	28
Obrázek 19 - Sinusový rytmus [7].....	28
Obrázek 20 - SA blok 2. stupně, typ I [8].....	29
Obrázek 21 - SA blok 2. stupně, typ II [8]	29
Obrázek 22 - AV blok I. stupeň [7]	29
Obrázek 23 - AV blok II. stupeň-Mobitz I [7].....	29
Obrázek 24 - AV blok II. stupeň-Mobitz II [7]	30
Obrázek 25 - Znaky RBBB a LBBB [28].....	31
Obrázek 26 - Aortální chlopeč.....	34
Obrázek 27 - Historický první EKG záznam.....	35
Obrázek 28 - Rozložení elektrod 12-ti svodového EKG	36
Obrázek 29 - Souvislost záznamu s místem v srdci.....	37
Obrázek 30 - Elektrický dipól.....	38
Obrázek 31 - Roviny X, Y a Z [29]	41
Obrázek 32 - Matice rezistorů Frankova systému [29].....	42
Obrázek 33 - Srovnání EKG s VKG [29]	43
Obrázek 34 - RTG Omega CS	49

Obrázek 35 - Prucka CardioLab	49
Obrázek 36 - ERA 300B	50
Obrázek 37 - Dash 4000	50
Obrázek 38 - St. Jude, Medtronic, Guidant	51
Obrázek 39 - VCG modul	52
Obrázek 40 - Rozložení elektrod	52
Obrázek 41 - RV defibrilační elektroda.....	53
Obrázek 42 - Schéma BIV - ICD	53
Obrázek 43 - Vektory stimulace	54
Obrázek 44 - Carto 3 sestava (PIU, Zdroj napájení, Box na elektrody, Elmag. Trojúhelník, PC)	58
Obrázek 45 - Carto mapa levé síně	59
Obrázek 46 - Sestava RFA Stockert	59
Obrázek 47 - Pacientský obvod	60
Obrázek 48 - Zachycená KES (vpravo)	61
Obrázek 49 - Časová mapa RV.....	62
Obrázek 50 - Časnost zobrazená katétrem.....	63
Obrázek 51 - Sinusový rytmus.....	64
Obrázek 66 - Připravené soubory	74
Obrázek 78 - RVOT a LVOT	75
Obrázek 79 - VKG RVOT a LVOT.....	76
Obrázek 80 - Proložení k měření	77

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Rozdělení arytmií	21
Tabulka 2 - Chronologie snímání EKG	35
Tabulka 3- Koeficienty pro Inverzní Dowerovu transformaci	44
Tabulka 4 - Koeficienty pro Korsovou regresní metodu	45
Tabulka 5 - Koeficienty pro PLSV metodu	45
Tabulka 6 - Koeficienty pro QLSV metodu	46
Tabulka 7 - Definice NYHA	48
Tabulka 8 - Klasifikace KES dle Lowna	56
Tabulka 9 - Výsledné hodnoty analýzy	67
Tabulka 10 - Celkové počty	73
Tabulka 11 - Rozdíly lokace	77

Teoretická část

1 Úvod

Níže popsaný úvod je rozdělen do dvou podskupin, kdy první obecná část bude popisovat celkový náhled na studii, která bude prováděná na pracovišti v nemocnici Třinec Podlesí, a.s. Nemocnice jako taková je popsána v druhé části úvodu. Úvod slouží k přiblížení a pochopení problematiky, kterou se bude text níže zabývat. Již zde je možno říct, že náplň práce spadá do úzkého prostoru kardiologie, přesněji pak arytmologie a není mezi běžnou populací vnímán jako známý.

Diplomová práce výše zmíněného zadání bude sloužit jako studie pro ověření užitečnosti monitorování srdečního rytmu pomocí vektorkardiografu (VKG), který je součástí většiny novodobých EKG. Princip ověření spočívá v tom, že pacient bude změřen před resynchronizační terapií, která má za následek zrušení špatné synchronizace srdce a následně porovnán po zákroku. Elektrokardiografem je tento jev dobře znám a monitorován, ovšem co se týče VKG jsou poznatky takřka nulové. Druhá část se již zabývá samotnou ablací komorových extrasystol. Proto bude vyvinut program, který na bázi porovnávání křivek bude rozeznávat odkud ektopie vychází, což bude sloužit k urychlení ablačního zákroku.

V teoretické části budou v jednotlivých kapitolách popsány kroky, které jsou důležité k pochopení praktické úlohy tak, aby byla srozumitelná. Zvláštní detailnější popis bude v kapitole o jednotlivých srdečních arytmích, konkrétně pak problematika komorových extrasystol. Stejnou mírou se práce zabývá i druhou srdeční vadou, která se však projevuje na šířce QRS komplexu, a ne místem vzniku. Samotná praktická část se rozdělí na dva hlavní směry. Jeden bude popisovat pacienty s komorovou extrasystolií (KES), kteří jsou indikováni k ablacii. Druhou skupinu pacientů tvoří ti, kteří jsou indikováni k implantačnímu výkonu, jehož cílem je vložení biventrikulárního implantabilního defibrilátoru (BIV-ICD), či stimulátoru (BIV) pro resynchronizační terapii. Podle postupu popsaného výše budou obě skupiny pacientů monitorovány. Pro zobrazení VKG existují dvě metody. Jedna z nich je přímo měření přístrojem, který je určený pro záznam vektorkardiogramu na pacienta. Druhá metoda je převedením známého EKG do VKG tvaru pomocí již vytvořených softwarů. Na závěr nutno dodat, že všichni respondenti budou anonymní.

Studie bude probíhat na katetrizačních sálech elektrofyzilogické laboratoře v nemocnici Podlesí Třinec, a.s., která se řadí mezi špičku v léčbě kardiovaskulárních onemocnění na území České republiky i mimo ni. Nemocnice je členem skupiny AGEL a.s. Díky zavedení nejnovějších a nejmodernějších způsobů léčby se drží mezi elitou. Není tajemstvím, že nemocnice úzce spolupracuje jak se středními, tak vysokými školami, zvláště pak se školami se zdravotnickým zaměřením.

Výkony probíhají na dvou katetrizačních sálech, známější jako oddělení elektrofyzilogie. Sály jsou vybaveny rentgenovými hlavicemi s polohovacím lůžkem firmy. Další vybavení je typické pro elektrofyzilogickou laboratoř a bude popsáno v samostatné kapitole. Tým zasahující při vyšetřeních se skládá z katetrizujícího lékaře, dvou sester a biomedicínského inženýra. O kvalitě provedeného výkonu vypovídají zkušenosti všech pracovníků týmu.

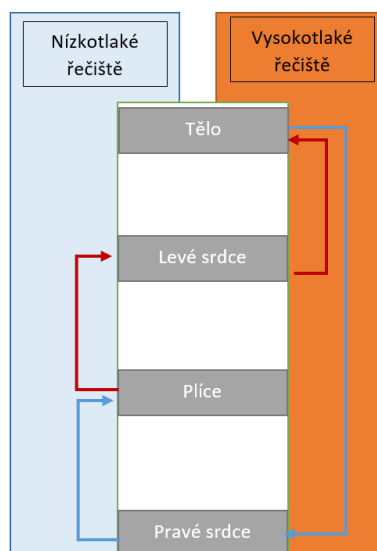
2 Teorie lidského srdce

Pro pochopení celkové problematiky elektrofyziologie, patologie a záznamu vektorkardiografem je nutno přiblížit problematiku anatomie, fyziologie a elektrické činnosti srdečního svalu[2][1]. Srdeční sval jako střed oběhové soustavy nepatří mezi svaly, které jsou ovládány vůli, naopak o jejich funkci se stará autonomní nervový systém. Podrobnější popis je v podkapitolách níže.

2.1 Anatomie srdce

Definice srdce je známá pod přirovnáním k pumpě. Srdce jako velmi efektivní a spolehlivá pumpa dokáže během života jednoho jedince přečerpávat až 6000 l krve a udeřit až 40 000 000x za rok[2][3]. Těmito parametry zajišťuje přísun živin a potřebných látek lidskému tělu.

Při bližším pohledu se dozvídáme, že srdce tvoří dvě pumpy řazené sériově za sebou. Jedna pumpa, **pravé srdce**, žene krev do plic, a z nich pak **levé srdce** pumpuje krev do všech orgánů a celého těla. Pravému i levému srdci náleží **síně a komory**[1][4]. Mimo hlavní zdroj síly, kterým je komora, jsou potřebné i síně, které tvoří zásobárnu nebo plničku komor. Princip bude popsán níže a je zřejmý na obrázku č. 2.1.



Obrázek 1 - Princip pravého a levého srdce

2.1.1 Stavba srdeční stěny

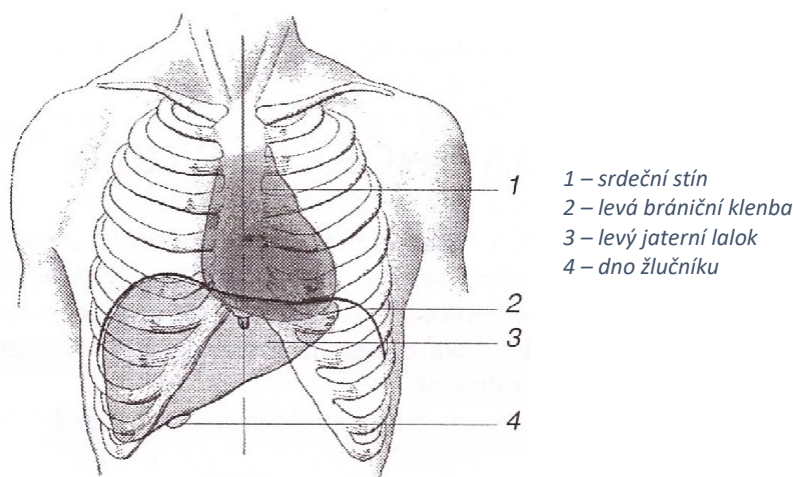
První část se zabývá stavbou srdce z pohledu stavby jeho stěny. Od počátku vývinu srdce se v podstatě jedná o cévu. Všechny velké cévy, v tomto případě i samotný sval srdeční, jsou tvořeny vnitřní výstelkou, která je odborněji známá jako **endokard**[3]. Tato struktura srdce je obdobná vazivová výstelka jako v cévách. Vazivovou výstelku mezi síněmi a komorami tvoří endokard a přechází v cípate chlopně. O jednotlivých segmentech bude psáno níže. Svalovina, kterou prochází i prvky převodního systému se nazývá **myokard**. Svalovina je hlavní pracovní a převodní část srdce. O převodním systému se práce zabývá níže[2]. Následující vrstvou je **epikard**, který pokrývá povrch srdce. Epikard je v podstatě vazivový list, přecházející v oblasti cév, které vstupují a vystupují do srdce na **perikard**.

Vzájemný prostor mezi perikardem a epikardem tvoří malou štěrbinu, která je vyplněna tekutinou, díky které je možný klouzavý pohyb obou listů[3].

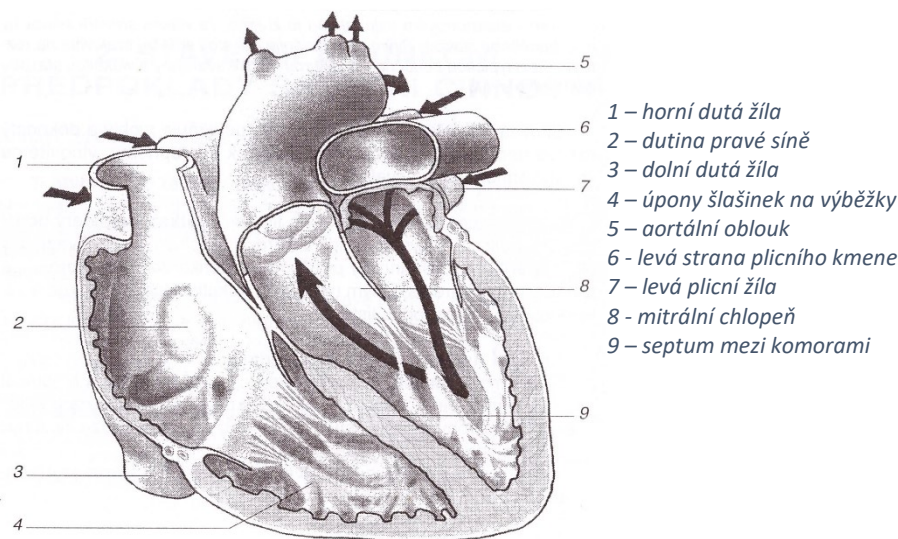
2.1.2 Dutiny a tvar srdce

Dospělému člověku srdce odpovídá velikosti sevřené pěsti. Váha srdce se pohybuje od 300 g do 350 g bez patologických, či chirurgických změn. Poloha srdce odpovídá mezihrudí, kde naléhá na bránici. Další částí je hrot, který patří mezi nejpohyblivější část srdce. Na srdeční bázi vystupují cévy, které fixují srdce, které je jinak pohyblivé.

Každý zdravý jedinec má 4 hlavní dutiny srdeční. Jedná se o dvě srdeční síně (atria) a dvě srdeční komory (ventriculii)[4]. Pravá a levá strana srdce je od sebe oddělena síňovou a komorovou přepážkou (septum). Pravá síň a pravá komora, které leží nad sebou, jsou rozdělené chlopní, mající tři cípy. Trojcípá **trikuspidální chlopeň** má oproti **mitrální chlopní** o jeden cíp navíc. Mitrální chlopeň rozděluje levé srdce a má tedy dva cípy. Chlopně vystupují v tenké vazivové šlašinky, které jsou připevněny na výrůstky uvnitř komorových dutin. Chlopně jsou nálevkovitě vytaženy do komor[2][3]. Podrobnější popis o pohybu okysličené a odkysličené krve bude v kapitole o fyziologii srdce, stejně tak jako funkci aorty, plicního kmene a plicních žil.[1][3]



Obrázek 2 - Uložení srdce v hrudníku [79]



Obrázek 3 - Srdeční dutiny a směr průtoku krve [79]

2.2 Fyziologie srdce

2.2.1 Malý a velký krevní oběh

Začátek tohoto procesu je v pravé síni, kdy odkysličená krev postupuje přes trikuspidální chlopeň do pravé komory, kde přes výtok pravé komory nasedá na plicní tepnu. Odtud putuje do plic, kde je v kapilárách okysličená a vrací se zpět do levé síně plicními žilami. Návrat je ve fázi diastoly, proto se taky říká do diastolické levé síně. Odtud protéká skrze mitrální chlopeň do levé komory a konečně do aorty[4]. Srdečnicí je při systolické fázi krev vypuzená do krevního oběhu celého těla.

Po skončení těchto kroků se orgány okyslíčí a krev se poté podtlakem vrací žilním systémem do horní a dolní duté žíly, která odkysličenou krev přivede zpět do pravé síně a celý proces malého a velkého krevního oběhu začíná znova.

2.2.2 Elektrické děje v srdci

Jsou hlavní děje pro správnou srdeční funkci. Podkladem pro vypuzení krve je smrštění levé komory, také známo pod pojmem ejekční frakce levé komory (EF LK).

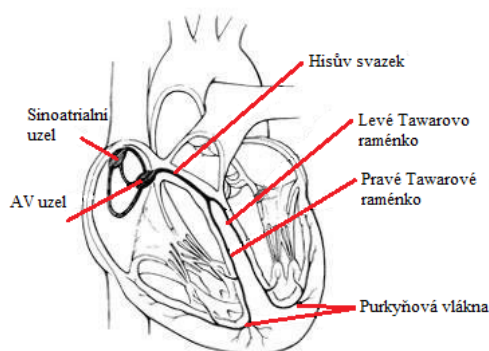
Srdeční sval musí zvládnout dvě základní úlohy, jak úlohu smršťovací, tak tu, která ji předchází, a to je úloha dráždivá[10][4]. Excitabilita je vlastnost, kdy je svalovina smrštěna. Kontrakce vedoucí ke zmenšení objemu dutin slouží k vypuzení krve. Rozlišujeme dva stavy:

- **Systola** – Stah myokardu
- **Diastola** – Ochabnutí (relaxace) myokardu

Pro stažení je dostačující prahový potenciál, který dokáže vyvolat smrštění. Není důležité, zda je podnět prahový nebo nadprahový. Stahy síní a komor jsou rytmicky navázány na sebe. Srdce tedy pracuje rytmicky. Doba stažení komor po síních je dána prodlevou, která je u zdravého člověka 0,12 – 0,2 s[9][10].

K tomuto rytmickému smršťování slouží tvorba vzruchu v uzlíku, který se šíří se zpožděním dále srdcem. Celek, který se stará o elektrické dráždění srdce se nazývá převodní systém srdeční.

Převodní systém srdeční slouží k anatomickému převodu čili přechodu vzruchu ze síní na komory. Skládá se ze sinoatriálního uzlíku (SA uzel), atrioventrikulárního uzlíku (AV uzel) s jeho raménky a zakončeními. SA uzel leží u ústí horní duté žíly v pravé síni. AV uzel leží právě na rozhraní pravé síně a komory na zadní stěně. Další šíření této vzruchové dráhy jde přes Hisův svazek vláken, která je v septu mezi levou a pravou komorou. V něm se dále dráha dělí na levé a pravé Tawarovo raménko, které naléhá na zakončení v Purkyňových vláčknech v hrotech levé a pravé komory. Umístění jednotlivých částí převodního systému je na obrázku níže.



Obrázek 4 - Převodní systém [10]

2.2.3 Projev převodního systému

Základní funkcí je tzv. tvorba elektrických vzruchů, která je převodnímu systému typická. Ten má svou stavbu podél svalové tkáně, ze které vychází, stejně tak jako nervovou, převzatou. Tyto elektrické vzruchy jsou důvodem ke smrštění srdečního svalu[9]. Mikroskopicky se mluví o látkové výměně na úrovni buněk, která začíná v sinoatriálním uzlíku.

Klidový rytmus SA uzlu je 70 elektrických impulsů za minutu. Tyto impulsy jsou udavači rytmu odpovídajícím systolám na celkovém projevu. Dále se vzruch šíří přes AV uzel, kde se díky jeho skladbě (vazivo) rytmus zpomalí na 40 – 50 elektrických impulsů za minutu. Protože je tento záložní udavatel rytmu pomalejší, je inhibován a uplatní se pouze v případě narušení SA uzlu známý pod patologickým pojmem junkční rytmus[9][10]. AV uzel má důležitou funkci u sínových arytmií, které dosahují až 300/min v síních. AV uzel chrání komory před převodem vysoké frekvence, která by v komorách vedla k srdečnímu selhání. Funkce jako fyziologický blok, který převede jen vzruchy do refrakterní fáze nespádající.

2.2.4 Celková funkce

V této části dojde ke shrnutí celého srdečního systému tak, aby jednotlivé části textu výše do sebe zapadly.

Celá funkce srdce jako pumpy o čtyřech dutinách je naplňování a vyprazdňování krve. Jedná se o sled po sobě navazujících akcí všech dutin. Ve zkratce se ochabnutím pravé síně při diastole myslí naplnění odkysličenou krví z horní a dolní duté žíly. Při naplnění dojde k posunu krve do pravé komory, a to díky kontrakci čili systole. Krev prochází přes trojčípou chlopeň. Další systolou je krev vytlačena

do plicního kmene, kde pokračuje do plicních sklípků, okyslíčí se a při dalším ochabnutí (diastole) se plicními žilami dostává nyní okysličená krev do levé síně[2][10]. Následně jsou kroky obdobné. Krev je přes mitrální chlopuň přesunuta do levé komory, kde postupuje do aorty a následně celého těla. Jedné takové akci systoly a diastoly se říká srdeční revoluce.

Tepový objem je jeden z udavatelů funkčnosti srdeční revoluce. Jedná se o množství krve vypuzené jednou systolou. V klidu je to asi 60 – 80 ml. Tato hodnota se zátěží stoupá. Dalším parametrem je frekvence srdečních stahů, známější pod pojmem počet tepů. U zdravého člověka je 70/min. Při zrychlené frekvenci se minutový výdej zvyšuje až do doby, kdy je tepová frekvence (TF) příliš vysoká. V tom okamžiku se naopak výdej snižuje, a to z důvodu, že se dutiny nestačí plnit krví. Tento stav je ohrožující.

2.3 Patologické stavy srdce

Existuje řada poruch srdečního svalu, které by mohly být popsány, ale níže budou vysvětleny pouze základní arytmie, zvláště pak ty, které budou testovány a měřeny VKG.

Důvod, z kterého jsou v práci sepsány základní patologie srdeční funkce je ten, aby čtenář dostal detailnější přehled o funkci srdečního svalu. Díky popisu jednotlivých arytmií jde lépe pochopit funkce srdce. Dále je správné uvést důvody, kvůli kterým se přistupuje k implantaci stimulatorů, defibrilátorů a ablacím všech arytmií. V poslední podkapitole je porovnání EKG, které je mezi běžnou klinickou populací známější s méně známou metodou VKG.

Pro pochopení následujícího textu je vhodné prostudovat kapitolu 3: Záznam srdeční aktivity. Rozdělení arytmií je možno vidět v tabulce dále.

Tabulka 1 - Rozdělení arytmií

Poruchy tvorbu vzruchu	Sinusové arytmie	Sinusová tachykardie
		Sinusová bradykardie
		Respirační sinusová arytmie
		Nerespirační sinusová arytmie
		Sinusová zástava (sinus arrest)
		Sick sinus syndrom (SSS)
	Supraventrikulární arytmie	Ektopické supraventrikulární stahy (ES)
		Supraventrikulární tachykardie
		Fibrilace síní
		Flutter síní
		Putující pacemaker
		Multifokální atriální tachykardie
	Komorové arytmie	Komorové předčasné stahy (ES)
		Komorová tachykardie
		Komorová fibrilace
Komorový flutter		
Komorová zástava		
Poruchy vedení vzruchu	Sinoatriální blokáda I. -III. stupně	
	Atrioventrikulární blokáda I. -III. stupně	
	Raménkové blokády	Blok levého Tawarova raménka (LBBB)
		Blok pravého Tawarova raménka (RBBB)
		Levý přední hemiblok (LAH)
		Levý zadní hemiblok (LPH)
		Bifascikulární blokáda
	Trifascikulární blokáda	

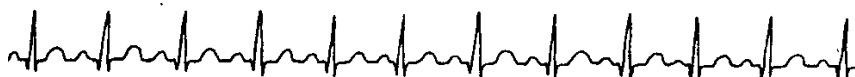
2.3.1 Sinusové arytmie

Jedná se o poruchy, které jsou spojeny s prací SA uzlu. První arytmií je sinusová arytmie. V jednotlivých bodech jsou popsány arytmie včetně vzniku a projevu. Pro představu je možno nahlédnout na jeden svod EKG. Pro detailnější vykreslení slouží 12 svodové křivky v příloze I.

Sinusová tachykardie

Tvar EKG je shodný se sinusovým rytmem. Jediná odchylka od něj je ve frekvenci čili počtu QRS komplex v jedné minutě. Frekvence u této patologie je nad 90/min.

Na záznamu je možno sledovat pravidelnou akci a normalitu P vln. Pokud by se jednalo o příliš rychlou tachykardií, tak budou P vlny skryty v T vlnách předchozího komplexu[7]. QRS je štíhlý stejný jako u sinusového rytmu. Výskyt může souviset s fyzickou námahou, rozrušením nebo stresem. Mimo tyto fyziologické projevy může být příčinou zvýšená teplota, anémie, šok, srdeční selhání[9].



Obrázek 5 - Sinusová tachykardie [8]

Sinusová bradykardie

Stejně jako u patologie výše se jedná o stejné podmínky, pouze tepová frekvence je pod 50/min. P vlna je pozitivní jen u vyšších bradykardií se snímá mírně oploštěná. T vlna je vysoká a komplex QRS je totožný jako u sinusového rytmu. PQ interval je dlouhý a nejedná se o AV blok I. stupně[8][9].



Obrázek 6 - Sinusová bradykardie [8]

Sinusová zástava

Není závažná jako blokády AV uzlu. Jedná se o zástavu SA uzlu, která je dočasná. Zpravidla s vagovou reakcí. Pokud by tato asystolie trvala déle, objeví se náhradní junkční rytmus.



Obrázek 7 - Sinus arrest [7]

Sick sinus syndrom

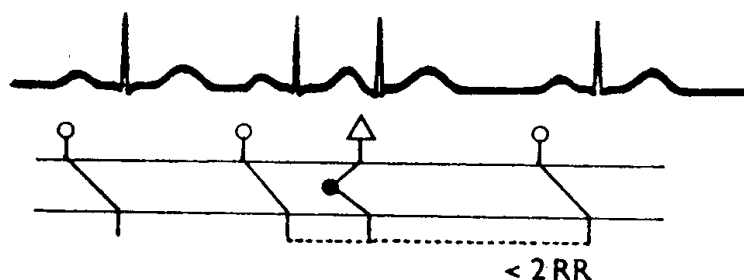
Nemocný sinusový uzlík je taky známý jako tachy-bradykardický syndrom. Neoznačuje se tak pouze vada SA uzlu, ale celého převodního systému. Výskyt na EKG záznamu je v různých formách podle závažnosti. V typickém případě jsou na EKG vidět pouze vlny T, jedná se o život ohrožující stav[7][9]. Pokud nezačne náhradní junkční rytmus, je třeba stimulovat srdce.

Supraventrikulární arytmie

Jsou to arytmie, které vznikají nad komorami čili v síních, proto supra. Kromě výjimek se nejedná o život ohrožující arytmie. Jsou jen doprovázeny symptomy, které mohou způsobit synkopické stahy nebo plicní edémy.

Síňové extrasystoly

Jsou to stahy, které vznikají kdekoli v síních. Takový stah se uplatní pouze tehdy, pokud přijde před aktivací SA uzlu. Na EKG je následně zobrazen sinusový rytmus s předčasným QRS komplexem. Může to vypadat jako nepravidelný rytmus[9]. Lepší představa je zobrazena na obrázku 6.

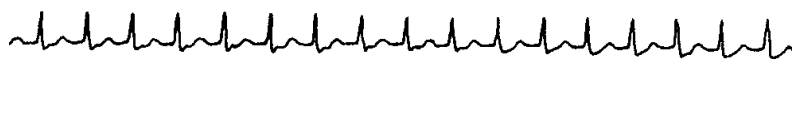


Obrázek 8 – SVES [7]

Supraventrikulární tachykardie

Jde o paroxysmy SVT. Paroxysmální znamená, že náhle začne a náhle skončí. Trvání je od několika minut po pár dní. Parametry této SVT jsou 140 – 220/min a P vlny jsou skryté v předchozích QRS. Frekvence síní je shodná s frekvencí komor[8][9]. Používá se označení 1:1. Problém při diagnostice této arytmie nastává v situaci, kdy dojde k bloádě pravého raménka a dojde k rozšíření QRS komplexu. Rozšířený komplex může připomínat komorovou tachykardií, které je život ohrožující. Proto je nutné tuto SVT správně diagnostikovat.

Vzniká na principu reentry (kroužení arytmie podél nevodivé oblasti). Nejčastěji se vyskytuje u jedinců s ICHS (Ischemická choroba srdeční)[7][8][9].



Obrázek 9 – SVT [9]

Fibrilace síní

Pro fibrilaci je typická nepravidelná tvorba vzruchů o frekvenci 300 – 600/min. Na klasickém EKG je fibrilace těžko rozlišitelná. Z pravidla je možno pozorovat nízkonapěťové vlnky. Nejsou zobrazeny P vlny a jsou vidět nepravidelné QRS komplexy.

Nepravidelnost vzniká díky ochraně AV uzlu, který má nižší kapacitu převodu a nedovoluje převést rychlé frekvence na komory[8]. Frekvence QRS je v rozmezí 80-120/min. Dělí se na fibrilaci síní s normální frekvencí, bradyfibrilace a tachyfibrilace. Další dělení je na paroxysmální (občasné) a perzistující (trvalá)[7].



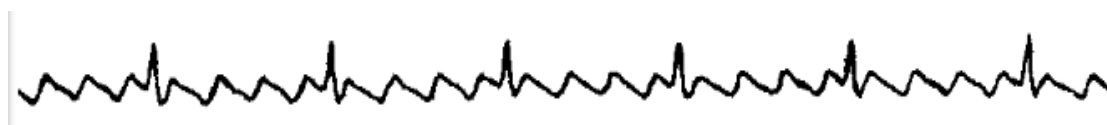
Obrázek 10 - Fibrilace síní [8]

Flutter síní

V podstatě se jedná o kmitání síní. Mechanismus vzniku je kroužení tachykardie kolem trikuspidální chlopně, která představuje nevodivou bariéru. Je nebezpečnější než FS. Frekvenčně se flutter nachází mezi 250 – 230/min.

Na EKG záznamu jsou viděny pilovité zuby mezi QRS komplexy. Nejlépe jsou vidět ve svodech II, II, aVF a V1[8].

I zde se uplatňuje blokovácí funkce AV uzlu. Jsou rozeznávané bloky 2:1, 3:1 a 4:1, tzn. jaký vztah se ze síní na komory převede. QRS komplexy jsou s pravidelnou frekvencí. Hlavní nebezpečí u této SVT je možnost deblokovaného flutteru síní. Blokovácí funkce AV uzlu není, převod 1:1 vede k rychlé srdeční akci a následně k vyčerpání srdečního svalu.



Obrázek 11 - Flutter síní [8]

Multifokální atriální tachykardie

Frekvence komor je kolem 100/min. Jednoduše se plete s fibrilací síní, protože se P vlny těžko diferencují. Většinou se jedná o tři a více morfologií P vlny[7][8].

2.3.2 Komorové arytmie

Jedná se o arytmie, které jsou pod úrovní AV uzlu. Vznikají v komorách, jejich hlavní projev je na QRS komplexu EKG záznamu.

Komorové extrasystoly – KES

Jedná se o vztahy, které nejsou typické pro EKG záznam. Jejich vznik je v ektopických centrech komor. Závažnost KES je větší oproti síňovým ektopiím[4][7]. Dělí se podle místa vzniku, četnosti výskytu a počtu takto:

Místo vzniku:

- Supraventrikulární
- Komorová
- Sinusová z SA uzlu



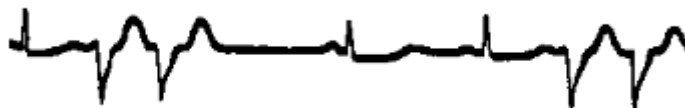
Obrázek 12 - Komorová extrasystola [7]

Četnost výskytu:

- Ojedíněle (Sporadické)
- Nakupené (V salvách, paroxysmy tachykardie)
- Vázané (Bigeminie, trigeminie...)



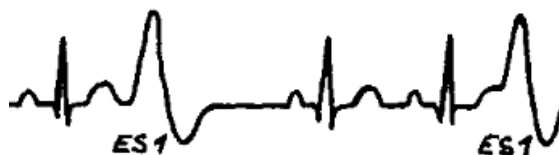
Obrázek 13 - Bigemické KES [8]



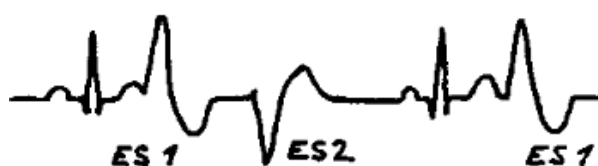
Obrázek 14 - Nakupené KES [8]

Počet ektopických center:

- Monotopní – Stejný tvar a stejné místo vzniku
- Polytopní – Jsou z více center a mají různý tvar



Obrázek 15 - Monotopní KES [8]



Obrázek 16 - Polytopní KES [8]

Známky charakteristické pro KES na EKG jsou aberatní tvary (blok pravého nebo levého raménka). Doba trvání QRS je na 0,11 s. Po KES nastává kompenzační pauza. Jejím důvodem je refrakterní doba. Pravidlem vzniku je, že KES z pravé komory mají tvar LBBB a naopak – křížové pravidlo[4][6][7].

Klasifikace závažnosti KES:

- 0 – Bez KES
- I – Ojediněle KES
- II – Početné monotopní KES
- IIIa – Polytopní KES
- IIIb – Bigeminie
- IVa – Kuplety
- IVb – Salvy
- V – R na T fenomén

Výskyt je u zdravých lidí například v důsledků stresu nebo alkoholu. Další příklad je u řady srdečních onemocnění (ICHS, akutní IM, myokarditida, srdeční vady)[7][8]. Neméně častý výskyt KES je při srdeční katetrizaci nebo při srdečních operacích. Pro pochopení problematiky KES je nutno vysvětlit některé pojmy.

Bigemie – Každý sinusový stah je následován jednou KES

Trigeminie – Kombinace dvou normálních stahů a jedné KES nebo naopak

Monotopní extrasystoly – Všechny extrasystoly jsou pouze jednoho tvaru

Polytopní extrasystoly – Nejméně 2 různé typy KES na záznamu

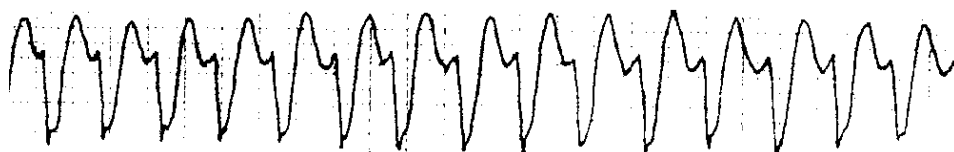
Interpolovaná extrasystola – Při pomalém rytmu se může objevit mezi dvěma splynulými stahy

Časné extrasystoly – Je to fenomén R na T, extrasystoly vznikají ještě v neskončené vlně T

Komorové tachykardie – KT

Za komorovou tachykardií se dá považovat 5 a více KES po sobě následujících v rychlém sledu. Frekvenčně se pohybují mezi 140 – 220/min. Komorová proto, že síně mají svůj vlastní rytmus udávaný sinoatriálním uzlíkem a jsou skryty v širokých QRS komplexech[7]. Většinou začíná KT komorovou extrasystolou, která je spouštěčem KT.

Co do závažnosti, řadí se mezi život ohrožující arytmie. Při vzniku komorové tachykardie je třeba urgentně přejít k defibrilaci. Další mechanismus přerušení je tzv. overdrive, ten je známý jako přestimulování rychlejší frekvencí[9].



Obrázek 17 - Komorová tachykardie [7]

Rozdělení komorových tachykardií:

- Benigní forma – Dočasná salva komorových extrasystol nebo paroxysmální KT, která samovolně skončí. Zavádí se pojem ns-KT – nesetřvalá komorová tachykardie.
- Maligní forma – Při poškození srdečního svaly nemá dobrou prognózu a je třeba ji léčit **ablací srdce**, léky nebo dočasně defibrilací.

Výskyt komorových tachykardií:

- Následek IM
- Následek ICHS
- Zvláštní skupinu tvoří vrozené vady QT intervalu – KES padne do T vlny a vyvolá se KT.

Mezi zvláštní případy KT patří Torsade de points a repetitivní monomorfní KT.

Fibrilace komor

Projevem nejzávažnější komorové arytmie je chaotická elektrická aktivita na EKG. Typické jsou neúčinné svalové kontrakce vedoucí k zástavě oběhu, který se do několika minut přibližuje smrti.

Při fibrilaci komor nejsou slyšitelné srdeční ozvy, není hmatatelný puls a měřitelný tlak. Na EKG není možno rozeznat jednotlivé QRS komplexy a amplituda je pro všechny křivky různá. Následně dochází k asystolii[3][8]. Vznik této arytmie je stejný jako mechanismus u fibrilace síní, ale mnohem závažnější. Zjednodušeně se jedná o kombinaci jednotlivých reentry v srdečních komorách.



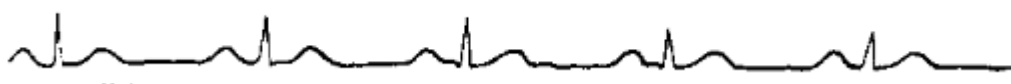
Obrázek 18 - Fibrilace komor [7]

Výskyt:

- Akutní IM
- Zasažení elektrickým proudem
- Rozběh z předchozí defibrilační léčby komorové tachykardie[9]

2.3.3 Sinoatriální blokáda I. - III. stupně

Za SA blokádu se považuje narušení rytmu z SA uzlu. Vedení na komory je zpomaleno nebo blokováno. Rozlišují se tři stupně, kdy je na EKG je možné rozlišit pouze druhý stupeň. Na obrázku 17 je zobrazen normální rytmus a následně k němu jednotlivé bloky.



Obrázek 19 - Sinusový rytmus [7]

První stupeň

Projeví se zpomalením vedení z SA uzlu, které se šíří po myokardu v síních[3][8]. Na EKG není možno tento stupeň zachytit. Musela by být možnost rozlišit aktivační potenciál uzlu.

Druhý stupeň – typ I

Existuje taky název neúplný nebo částečný blok. Rozlišují se dva typy. První Weckenbachovský typ se projevuje postupným zkracováním intervalu mezi vlnami P až do jeho výpadku. Tento výpadek znamená, že nejsou depolarizovány komory a souběžně dojde k výpadku i QRS komplexu.



Obrázek 20 - SA blok 2. stupně, typ I [8]

Druhý stupeň – typ II

Nejedná se o postupné natahování intervalu, ale je to pouze výpadek P vlny, následovaný výpadkem QRS komplexu[9][4]. Bloky jsou pravidelné a nepravidelné.



Obrázek 21 - SA blok 2. stupně, typ II [8]

Třetí stupeň

Nastává v situaci, kdy vzruch v SA uzlu není převeden na síně a tím se na EKG naprosto ztratí P vlny. Jak již bylo zmíněno výše, při takové situaci nastává náhradní junkční rytmus, který zařizuje AV uzal.

2.3.4 Atrioventrikulární blokáda I. - III. stupně

Anatomické struktury mezi síněmi a komorami (AV uzal, Hisův svazek) patří mezi nejvíce zranitelné části převodního systému[8]. Proto jsou AV blokády jedny z nejčastějších poruch při převodu vzruchu ze síně na komory.

Tyto blokády ohrožují následné uchvácení komorových částí srdce. AV blokády se dělí na tři stupně závažnosti, kde druhý stupeň je dále rozveden podle chování srdce.

První stupeň

Není tak závažné omezení, ale již zde se indikuje implantace kardiostimulátoru. Pro první stupeň je typický prodloužený PQ interval nad 0,2 s[9]. Tato délka se dále neprodlužuje a je konstantní. Prodloužení PQ intervalu přibližuje obrázek 20.



Obrázek 22 - AV blok I. stupeň [7]

Druhý stupeň – Mobitz I

Pro tento typ je typické prodlužování PQ intervalu až do výpadku, stejně jako SA blokády druhého stupně.



Obrázek 23 - AV blok II. stupeň-Mobitz I [7]

Druhý stupeň – Mobitz II

Typický je konstantní PQ interval a náhle nepřevedený vzruch na komory. Následně chybí QRS, ale P vlna je zachovalá. Toto převedení může být pravidelné nebo nepravidelné[8]. Vzniká tak blok N:1 (2:1, 3:1). Je závažnější, protože může vznikat přechod do AV bloku třetího stupně. Je to důsledek akutního infarktu myokardu[9].



Obrázek 24 - AV blok II. stupeň-Mobitz II [7]

Třetí stupeň

Třetí stupeň představuje úplný AV blok, což je absolutní nepřevoditelnost ze síní na komory. Náhradu představuje junkční rytmus. Jednoduše řečeno, síně i komory mají svou vlastní akci.

EKG vykresluje pravidelnou P vlnu, která není ve vztahu s QRS komplexem (viz výše). Výskyt blokády může být:

- ICHS
- Akutní IM
- Myokarditida
- Kardiomyopatie[8][9]

2.3.5 Raménkové blokády

Mezi nejčastější poruchy vedení se řadí raménkové blokády. Detailně popsány budou blokády levého a pravého Tawarova raménka, protože se jedná o poruchy, které se odstraňují implantací biventrikulárního stimulátoru. Mimo dvě výše zmíněné raménkové blokády existují další, které jsou popsány v tabulce 1.

U blokády dochází k převedení vzruchu později. Rozlišujeme kompletní a inkompletní bloky[4][7][8]. Tvarová změna na EKG záznamu se projeví právě z důvodu, že depolarizace komor trvá delší dobu. Případy jsou identické jak u levého, tak pravého blokovaného raménka.

LBBB – Blokáda levého raménka Tawarova

Při této abnormalitě dochází ke špatné aktivaci septa[8]. V klasickém případě se aktivace šíří zleva doprava a zde je tomu naopak. Když je tedy blokováno levé raménko, je logické, že levá komora je aktivována pravým raménkem[7]. Toto lze vyčíst z QRS komplexu.

Pro QRS komplex je u LBBB typické, že je komplex rozšířený se zálomy, ST úsek je pokleslý a následuje negativní T vlna.

Vyskytuje se u:

- ICHS
- IM
- Aortální stenóza[10]

RBBB – Blokáda pravého raménka Tawarova

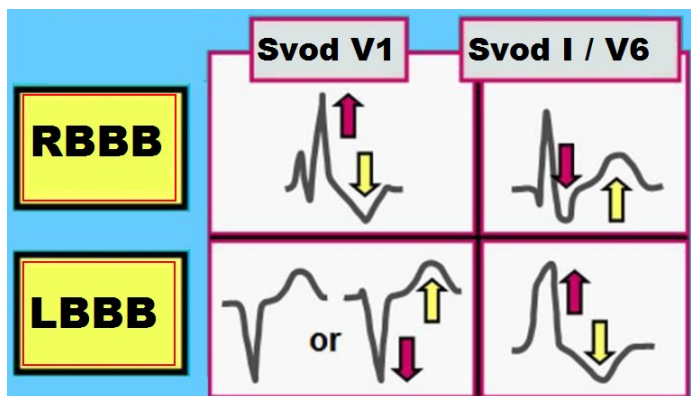
Stejně jako LBBB se rozlišuje inkompletní a kompletní blok, kdy je kompletní je QRS rozšířen nad 0,12 s a inkompletní do 0,11 s. Pro EKG jsou typické tyto známky QRS komplexu:

- Zdvojení R kmitu
- Deprese ST s negativní vlnou T

Výskyt:

- ICHS
- Cor pulmonale (chronické)
- Cor pulmonale (Akutní)
- Defekt síňového septa[10]

RBBB se často vyskytuje také u zdravých lidí. U sportovců je známo, že se blok pravého raménka vyvolává nadměrnou objemovou zátěží pravé komory.



Obrázek 25 - Znaky RBBB a LBBB [28]

2.3.6 Rozhodování místa vzniku KES dle EKG

Tento princip je založen na porovnávání určitých pozitivit, negativit, tvarů a šířek v jednotlivých svodech EKG. Tato kapitola popíše detekci pro tyto místa srdeční komor:

- Rozpoznání KES od vlastní komory
- LVOT – Výtok levé komory
- RVOT – Výtok pravé komory
- RCC, NCC a LCC – Kapsičky aortální chlopně
- Hrot komory nebo báze

Před popisem EKG je nutné vysvětlit některé značení morfologie. Pokud je psáno RR' znamená to, že je kmit R rozdělen na dvě amplitudy. Pokud je písmeno psáno malým písmem, znamená to, že amplituda je menší. M kmit znamená komplex ve tvaru písmene M (například dva kmity R o stejné amplitudě). Opačný případ je potom vzor W.

Rozpoznání KES (LBBB, RBBB) od vlastní komory

Pro rozpoznání KES od vlastní akce jsou typické znaky popsané dále. První podmínka je, že QRS komplex je větší než 120 ms a součet absolutních hodnot amplitudy R vlny s S vlnou je větší než 70 % z maximální amplitudy signálu. Pokud i tato podmínka odpovídá, rozhoduje se, jestli se KES podobá LBBB, či RBBB (viz výše). Pokud je svod ve V1 až V2 podobný M vzoru, jedná se o RBBB. Pokud ne a zároveň je vidět ve V1 QS kmit, jde o LBBB. Pokud je R vlna širší než 30 ms ve svodech V1 až V2, jedná se o LBBB. V opačném případě definujeme RBBB. Dalším kritériem je vysoká pozitivní R vlna ve svodu I. Taková situace odpovídá LBBB. O RBBB se jedná v tom případě, že je kombinace negativní vlny S v končetinovém svodu I. Poslední rozhodnutí je podle tvaru svodů I a V6, kde se o RBBB jedná pokud RR'/Rr' kmit je přítomen, jinak se jedná o LBBB.

LVOT – Výtokový trakt levé komory

Pro výtokový trakt levé komory jsou typické znaky EKG v těchto případech. První z nich je, že hrudní svod V1 má obsažen kmit R, RS, nebo Rs. V takovém případě se jedná o KES z LVOT. Pokud po prvním hodnocení není zřejmé, zda se jedná o LVOT existuje další podmínka, a ta říká, že pokud je ve svodech V1 a V2 R kmit větší než S kmit jedná se o LVOT. Stejně tak je podmínkou, že pokud je ve V2 QRS komplex delší než 140 ms, jedná se opět o výtokový trakt levé komory. Další podmínky pro LVOT:

- Ve svodech V2 a V3 je poměr: $\frac{KES \left(\frac{R}{R+S}\right)}{SR \left(\frac{R}{R+S}\right)} \geq 0,6$
- Ve svodech V3 a V4 je poměr $\frac{R}{S} \geq 1$
- Ve svodu V4 je poměr $\frac{R}{QRS} \geq 0,5$

Ve všech těchto případech se jedná o výtokový trakt levé komory. Jedná se o vstup do descendentní aorty ještě před aortální chlopní.

RVOT – Výtokový trakt pravé komory

Pro RVOT jsou definovány stejné principy rozpoznávání. První z nich je, že ve svodu V1 je přítomný rS kmit. Další podmínkou, na rozdíl od LVOT, je šířka QRS menší než 140 ms. RR' kmit v hrudním svodu V2 definuje stejný vznik KES. Ektopie z RVOT je taky popsána:

- Ve svodech V2 a V3 je poměr: $\frac{KES \left(\frac{R}{R+S}\right)}{SR \left(\frac{R}{R+S}\right)} < 0,6$
- Ve svodech V3 a V4 je poměr $\frac{R}{S} < 1$
- Ve svodu V4 je poměr $\frac{R}{S} < 0,3$
- Ve svodu V4 je poměr $\frac{R}{QRS} < 0,5$

Poslední podmínka pro KES z RVOT je, že ve svodech V5 a V6 je kmit R vyšší než S kmit. Takto jsou popsány všechny komorové extrasystoly z pravého výtokového traktu.

RCC, NCC a LCC – Kapsičky aortální chlopně

Na úvod je vhodné popsat jednotlivé zkratky. Vychází z anglických slov non-coronary cusp (NCC), right coronary cusp (RCC) a left coronary cusp (LCC). Nyní už k jednotlivým podmínkám. Pro levou aortální kapsičku (LCC) platí:

- Ve svodu V1 je přítomen M, nebo W vzor
- Poměr v končetinových svodech III a II je větší než hodnota 0,9

Pro pravou aortální kapsičku (RCC) je podmínek více:

- Ve svodu V1 je S kmit nebo rS kmit
- Ve svodu V1 je r kmit nebo M kmit
- QS nebo QR kmity jsou přítomné ve svodu V1
- R kmit ve svodu II je větší než R kmit ve III
- Svod aVR obsahuje QS kmit, který je větší než QS ve svodu aVL
- Pokud aVR a aVL obsahují M vzor, jedná se taky o RCC

Pro NCC je podmínek méně:

- Ve svodu končetin II je RR' kmit
- R vlna obsažená ve svodech aVR a aVL

- Ve svodech V3 a V4 je M vzor

Aortální chlopeň



Obrázek 26 - Aortální chlopeň

Hrot levé komory nebo báze levé komory

Poslední popis bude hrotový. Podmínky stanovují, zda se rovná o KES z hrotu levé komory nebo bázi levé komory. Pokud je ve svodu aVR negativní QRS komplex, jedná se o **bázi levé komory**. V opačném případě se jedná o **hrot LK**.

Nyní bude popsáno další přiblížení vzniku KES, když víme, že aVR je negativní – báze LK. Další kritérium je pozitivita QRS ve svodu II. Je-li pozitivní souběžně s pozitivitou QRS ve svodu III, jedná se o **anteriorní bázi LK**. Pokud není pozitivní QRS ve svodu II a souběžně svod V6 má negativní QRS jedná se o **inferiorní bázi LK**.

Pokud se jedná o KES z hrotu LK (pozitivita QRS v aVR) a souběžně je QRS ve svodu II pozitivní, můžou nastat dva případy:

- Svod III má pozitivní QRS – **anteriorní hrot LK**.
- Svod V6 má negativní QRS – **inferiorní hrot LK**.

3 Záznam srdeční aktivity

Od 19. století se odborníci zabývají snímáním elektrické aktivity z povrchu lidského těla. Proto se dnes řadí mezi nejpoužívanější a nejnámější klinické metody. Zpracování elektrokardiografických záznamu je tedy nejnámější a patří mezi první oblasti, kde bylo využíváno a vyvíjeno digitální PC zpracování.

3.1 Elektrokardiografie

Kapitola, zabývající se problematikou elektrokardiografie, je v této práci pouze ukázková, aby čtenář mohl porozumět rozdílu mezi EKG a VKG snímáním. EKG snímání je vůbec nezákladnější kardiologickou vyšetřovací metodou. Výsledek snímání se projevuje na elektrokardiogramu. Je to záznam, na kterém je možno hodnotit srdeční akci.

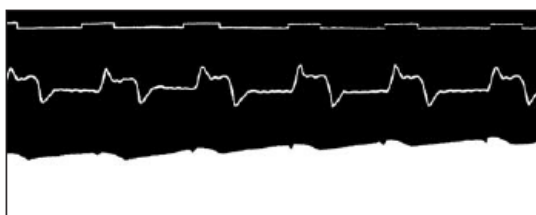
Vyšetření je neinvazivní. Signál zprostředkovává HW společně s elektrodami na kůži. O rozmístění elektrod diskutuje následující podkapitola.

3.1.1 Historie a princip

Snímání elektrické aktivity z lidského těla je stále rozvíjející se metoda, která začala již v 19. století. Pro rychlý náhled slouží tabulka č. 2

Tabulka 2 - Chronologie snímání EKG

Rok	Událost	Vynálezce
1887	První lidské EKG	A.D. Waller
1902	První lidské svodové EKG	W. Einthoven
1906	Jícnové EKG	M. Cremer
1933	Unipolární hrudní svody	F.N. Wilson
1936	Vektrokardiografie	F. Schellong
1938	Malý trojúhelník - „F,, (RA, LA, RL)	W. Nehb
1942	Unipolární zesílené svody	E. Goldberg
1956	Korigovaný ortogonální svodový systém VKG	E. Frank
1960	Intrakardiální svody	G. Giraud a P. Puech
1969	EKG Hisova svazku	B.J. Scherlag



Obrázek 27 - Historický první EKG záznam

3.1.2 Princip

Na úvod kapitoly je nutno zmínit, že aktivita srdce při snímání jak EKG, tak VKG je stále stejná. Rozdíl je změna rozložení elektrod a principu snímání. Proto je tato kapitola vhodná i pro pochopení snímání VKG. Tato kapitola koreluje s první kapitolou o anatomii srdce.

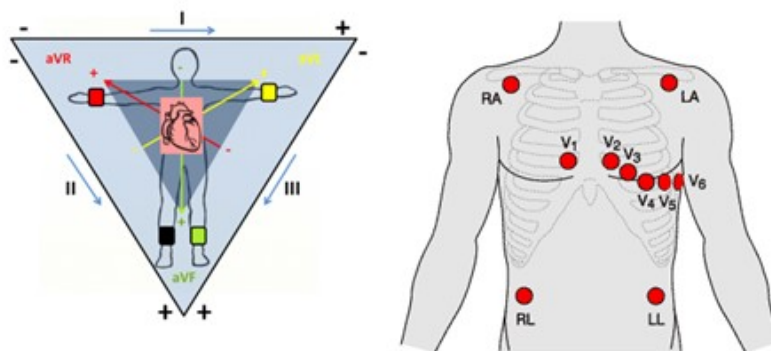
Vznik místních elektrických proudů je zapříčiněn šířením akčního potenciálu. Vznikají tak proudy, které generují elektromagnetické pole. Protože lidské tělo má mnoho tělesných tekutin, které fungují jako vodiče, je možno tyto signály ze srdečního svalu snímat i na povrchu těla.

Jak již bylo zmíněno v historii, první snímání pomocí svodů, konkrétně končetinových, zavedl holandský fyziolog Willem Einthoven. Na začátku 20. století definoval 3 základní svody – **standardní bipolární končetinové svody**. Tímto vzniká pojem Einthovenův trojúhelník označován svody – **I, II, III**. Těžiště trojúhelníku je místo, kde by mělo ležet srdce. Princip snímání je jednoduchý. Mezi dvojicí aktivních elektrod je odečten potenciál a je dána výsledná amplituda. Součet všech amplitud je roven 0.

Dnešní měření je zdokonaleno o další dva svodové systémy, které dohromady dávají 12-ti svodové EKG. Jsou to:

Unipolární hrudní svody Wilsonovy – spojení aktivní elektrody s indiferentní, která je tvořena Wilsonovou centrální svorkou, je díky odporům stále na hodnotě 0. Získávají se svody V1 – V6 hrudní, ale hlavně VR, VL a VF. Právě ty jsou zesíleny pomocí dalšího systému.

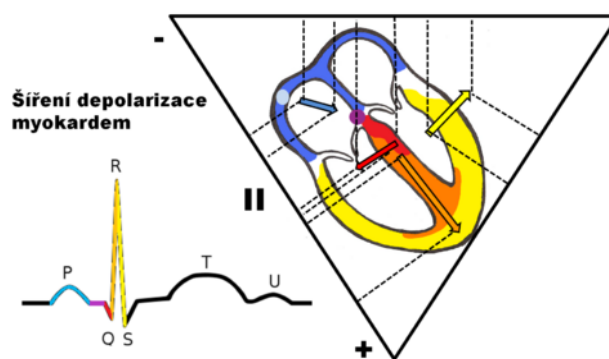
Unipolární končetinové svody Goldbergovy – jedná se o tři výše zesílené svody. Zesílení probíhá tak, že odpojíme aktivní elektrodu od nulové svorky. Mezi odpojenou elektrodou a zbylými dvěma elektrodami je měřeno zesílené napětí – aVR, aVL a aVF.



Obrázek 28 - Rozložení elektrod 12-ti svodového EKG

3.1.3 EKG princip záznamu

Záznam EKG je v podstatě snímání elektrické aktivity, resp. šíření depolarizace z různých míst srdečního svalu. Zobrazení je závislé na směru a rovině, ve které je depolarizace v aktuálním okamžiku. Toto šíření je standardizované a vytváří tak typické výchylky napětí na časové ose. Na EKG se rozeznávají vlny, kmity a linie. Popsané části popisují jednotlivé stavy srdce.



Obrázek 29 - Souvislost záznamu s místem v srdci

Na obrázku 28 je možno vidět známé schéma závislosti křivky na místě v srdci. Jedná se však o schématickou křivku, protože ve 12-ti svodovém EKG jsou v jednotlivých svodech různé tvary. Snad jen pro připomenutí:

P vlna – napěťová výchylka, která popisuje depolarizaci (uchvácení) srdečních síní

PQ interval – časový úsek, který udává, za jakou dobu dojde k převodu vzruchu ze síní na komory

QRS komplex – mezi kardiology jde o nejdůležitější část EKG a je zároveň nejvíce zkoumána. Jedná se o depolarizaci komor a pomocí tvaru QRS se rozlišují různé druhy srdečních poruch (viz kapitola 2.3).

T vlna – repolarizace (relaxace) komor srdečních

U vlna – spekuluje se, že se jedná o pozdní relaxaci jedné části srdečního svalu, teoreticky repolarizace papilárních svalů. Její původ je však nejasný a v mnoha případech se na EKG záznamu ani nevyskytuje.

Přestože se tato práce vznikem srdeční akce již zabývala, nyní se propojí poznatky z anatomie a snímání elektrické aktivity srdce. Záměrně se nepoužívá pojem EKG, protože stejný princip a popis jednotlivých částí se využívá i u VKG, ovšem zde je rozšíření o segmenty, úhly a smyčky. Korelaci je možno provést při přečtení následující kapitoly.

Vektor, který popisuje síňovou akci, se značí menší amplitudou a směřuje **doleva dolů**, jedná se tedy o P vlnu. PQ interval je reprezentován jako izolinie, a to z toho důvodu, že dochází k přibrzdění šíření v AV uzlu.

Následná depolarizace komor je symbolizována QRS komplexem. Šíření postupuje standardně až na mezikomorové septum, kde se depolarizace šíří **zleva doprava** a okamžitý vektor míří **doprava dolů**. Tuto situaci na EKG znázorňuje kmit Q, který je negativní. Poměr QRS amplitud závisí na svodu. Následně se vzruch šíří k hrotu srdce a má směr **doleva dolů**. Toto rovněž popisuje R kmit. Následný přechod přes Purkyňova vlákna a prostup z endokardu do epikardu má směr **doleva** a na závěr **doleva nahoru**. Tím je uzavřen QRS komplex.

Poslední projevy jsou ST segmenty, což je opět izolinie a to proto, že se buňky srdečního svalu nachází ve fázi plató. Po skončení fáze plató nastává komorová repolarizace a ta je právě naopak od

epikardu k endokardu. Výsledný vektor je amplitudově stejný, ale směrově opačný. Projevuje se vlnou T.

3.1.4 EKG záznam

Mimo dnes používané digitalizované snímání EKG záznamu se jako standard považuje 12-ti svodové EKG na milimetrový papír, a to i v předních kardiocentrech v ČR.

Pro správné odečítání hodnot z EKG je nutné mít správně nastavený EKG přístroj. Potom se záznam zapisuje s rychlostí 50 mm/s (1 mm = 0,02 s) a 25 mm/s (1 mm = 0,04 s). V rámci amplitudy se cejchuje tak, že 1 mV je roven 10 mm. Dále existuje tzv. EKG desatero:

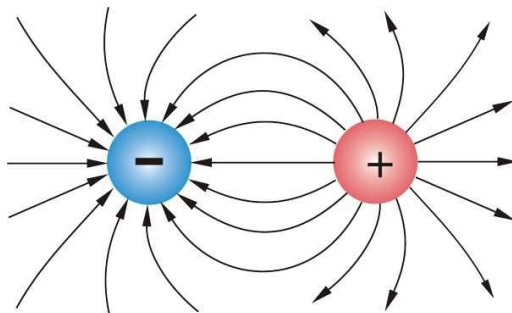
EKG desatero s příkladem hodnocení

1. **Srdeční akce** – Normální akce, nepravidelná akce
2. **Srdeční rytmus** – Pravidelný rytmus, nepravidelný rytmus
3. **Srdeční frekvence** – Bradykardie, tachykardie
4. **Vlna P** – Chybějící P vlny, výpadky P vlny a rozpoznání síňových arytmií
5. **PQ interval** – Délka PQ intervalu, nutnost kardiostimulace
6. **QRS komplex** – LBBB, RBBB a KES
7. **ST úsek** – Elevace a deprese ST. Detekce IM, ICHS a embolie
8. **Vlna T** – Doba a tvar T vlny
9. **QT interval** – Nebezpečí vzniku život ohrožujících komorových tachykardií
10. **Osa srdeční** – Poloha srdce v hrudníku. Fyziologicky od -30° - $+110^\circ$

Hodnocení EKG dává možnost rozlišit arytmie. Další možností hodnocení EKG je zjištění IM, jeho stádia a ICHS. Hodnocení může být buď komplexně v celém záznamu, nebo jednotlivých svodech.

3.2 Vektorkardiografie

Touto metodou jsou popisovány sumační úrovně napětí srdečních buněk ve chvílích, kdy je aktivní. Projev tohoto stavu zobrazuje elektrický dipól, což je v jednoduchém případě dvojice nábojů nabitá stejnou energií o opačné polaritě.



Obrázek 30 - Elektrický dipól

Tento dipól je snímán v každém okamžiku srdeční akce a je dán celkovým vektorem, který odpovídá výsledné smyčce[11][12]. Parametry smyčky udává:

- Intenzita dipólu
- Prostorová orientace dipólu

Jak již bylo zmíněno, jednotlivé částečné vektory jsou sčítány do jednoho, který je definován svým směrem a velikostí. Oba konce výsledného vektoru jsou spojeny. Smyčka u VKG odpovídá QRS komplexu u EKG.

Projekce smyček zobrazuje pomocí referenčního systému, který má závislost na Einthovenově trojúhelníku a ten představuje EKG ve skalárním tvaru[11][16]. Díky těmto vlastnostem je možné převádět EKG a VKG mezi sebou, ovšem při převodu opačném dochází ke ztrátě informace ze sagitální roviny[14][13].

3.2.1 Historie

Vývoj vektorkardiografie prošel významnou cestou od roku 1889, kdy byl Wallerem zaveden pojem, který vysvětloval, že součet všech akčních potenciálů lze představit jako dipól. I na tomto principu se uchytil Einthoven, který změnil elektrickou osu srdce a definoval výslednou křivku R kmitů v končetinových svodech[16][12][18]. Jde o to, že dipól, který má pevné místo a různou velikost, může být zapsán jako vektor pod podmínkou, že je definován časem a směrem.

Následně jsou popsány objevy, které vedly ke znalostem, které jsou dnes dostupné:

- Mann – Monokardiogram – Smyčka z Einthovenových svodů.
- Wilson a Johnson – Vektorkardiografie – srdeční vektor jako trojice 2D smyček ve třech kolmých rovinách.
- 40. a 50. léta – Diskuze o ortogonálním systému – nekorigované systémy elektrod.
- Frank – Korigovaný systém elektrod v roce 1956 – standart měření VKG

V současnosti se problematika VKG pohybuje v mezích, kdy již není zkoumaná pouze pro určité úseky, na kterých lze vidět P, QRS a T části smyčky, ale stala se důležitou metodou pro kvalitnější diagnostiku jednotlivých nemocí[19][18][17]. VKG se vyznačuje větší citlivostí snímání. I když se pro klasické účely v běžné praxi nepoužívá, má přínos v oblasti zpracování signálu a následné diagnózy.

3.2.2 Rozlišení onemocnění

Vektorkardiografie jako taková se hojně využívá v oblasti identifikace jistých onemocnění. Své uplatnění našla v diagnostice ischemické choroby srdeční a infarktu myokardu, zvláště díky metodě snímání, která dává lepší informaci o těchto onemocněních[16]. Existují i další studie pro jiná onemocnění, zvláště pak RBBB a LBBB, což jsou ramínkové blokády, kterými se práce zabývá. Co se týče využití VKG pro diagnostiku KES, nejsou ve světě příliš rozšířené[18].

Ischemická choroba srdeční

Pro toto onemocnění bylo sepsáno mnoho prací, které je možno najít v elektronických informačních zdrojích[17][18][20][21]. Hlavní výsledky těchto studií byly ty, že při ischemii dochází k napěťové změně VKG. Další známý parametr je tzv. ST vektor, který dosahuje při VKG vyšší senzitivity proti EKG.

Další studie porovnávala klasický EKG Holter s průběžným monitorováním VKG pomocí Frankových svodů. Výsledek byl totožný jako u měření výše. Zároveň i při využití převodní metody pomocí inverzní Dowerovy transformace byly dosaženy značné výsledky, a to při lokalizaci ischemického ložiska[18]. Na podobném principu bude pracovat SW vyvinutý v této práci.

Infarkt myokardu

Při IM onemocnění je poznatků, co se týče studií, nejvíce. V poslední době dosáhla výrazného pokroku[20]. Princip je stejný jako u ICHS, kde se ve studiích zjišťovala vyšší senzitivita VKG oproti EKG.

Jednou z možností lokalizace a rozdělení IM spodní stěny je naměření oběma metodami a testování. Takový postup byl použit a VKG opět dosahovala lepších výsledků. Takto studie pracovala s příznaky VKG[19][21]. Stejně výsledky byly dosaženy i při využití transformační metody.

Jistá studie se zabývala tím, jestli po prodělání IM spodní stěny zůstane ischemická jizva či nikoliv. Byly prováděny dvě měření jak EKG, tak VKG. V této práci se nejednalo o porovnání dvou metod, ale o doplnění se navzájem[21]. Z EKG se využívá srdeční revoluce pomocí mediánu a základní statistické parametry – šikmost, špičatost atd. VKG doplnilo studii o prostorovou informaci.

Další onemocnění

Studie, zabývající se pacienty s IM a ramíkovou blokádou zjistila, že VKG je vhodné pro tento druh pacientů. Mimo blokády byly i studie, které analyzují FS – fibrilace síní. Možnost využití dipólu během srdeční depolarizace v předsíních. Existují další studie, které se zabývají vznikem komorové tachykardie, kde výstup z ní byl, že před náběhem KT dojde ke zkreslení T smyček[19]. Jistá studie se zabývá ověřování člověka pomocí VKG jako biotelemetrie.

Jak je možné vyčíst se z těchto studií, komorovým extrasystolám se nevěnuje dostatečná pozornost, a právě využití při tomto onemocnění se na první pohled zdá být jako ideální. Právě proto se druhá polovina praktické části zabývá hledáním místa vzniku KES pomocí VKG.

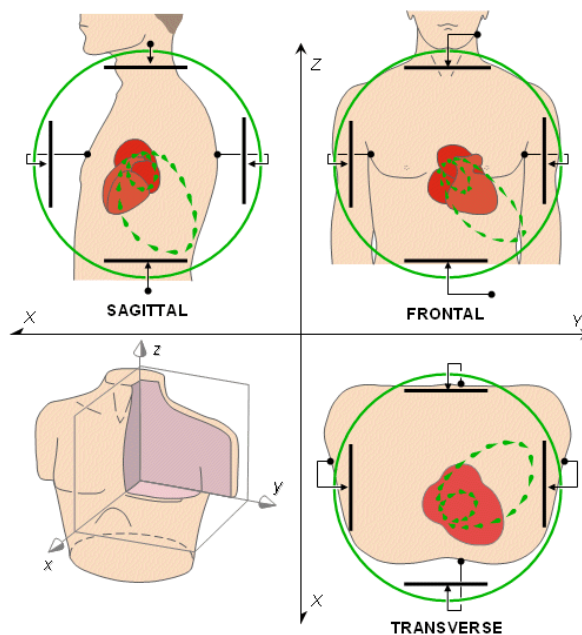
3.2.3 Princip a záznam

Dipól jako jednotlivec má své vlastnosti. Pokud by se oblast zájmu na činnost srdce zaměřovala na jeden časový okamžik, pak by jeden dipól mohl představovat tuto činnost. Na tomto principu je založen vektorkardiogram[12]. Jednotlivé vektory dipólu v časových okamžicích jsou sečteny a je vytvořena celková smyčka. Každý člen smyčky má v jednom časovém okamžiku svou velikost a směr.

Snímáním těchto vektorů je zaznamenáno VKG. Pro úplnost záznamu a vhodnou diagnostiku je třeba snímat záznam ve třech rovinách:

- Horizontální – Závislost X osy smyčky na Z
- Frontální – Závislost X osy smyčky na Y
- Sagitální – Závislost Y osy smyčky na Z[11]

Standardně se označuje X a Y. Následná Z má tvar přední nebo zadní.



Obrázek 31 - Roviny X, Y a Z [29]

Svodový systém

Je rozdělen na korigované svodové systémy a nekorigované systémy. Nekorigované jsou platné pouze pro konkrétní stavby těla. Nepočítají s výchyly jako je výška a obezita pacienta. Tyto svodové systémy je možno korigovat[16]. Protože se nekorigované svodové systémy v klinické praxi nepoužívají, práce bude popisovat pouze korigované svodové systémy.

Korigované svodové systémy

Mezi nejznámější korigované svodové systémy patří Frankův svodový systém, McFee-Parunganův a SVEC III. Korigované systémy se využívají z důvodu snadné reprodukovatelnosti měření. Důležitý parametr je ortogonalita. V této práci a praktické části se pracuje s korigovaným Frankovým svodovým systémem[16].

Frankův systém rozložení elektrod

Podmínka pro správnou ortogonalitu Frankova svodového systému je dipól, který má přesně dané místo a velikost hrudníku. To s konečnou vodivostí a homogenitou hrudníku znamená, že VKG nebude ideálně ortogonální pro všechny tvary hrudníku. Proto Frank vydal dodatek, který definuje počet

elektrod na 7 a dává kompromis mezi přibližnou ortogonalitou a opakovaným měřením[11][12]. Proto se hned uvádí nevýhoda VKG, kdy i mírná chyba umístění elektrod vede ke ztrátě informace[15].

Pro rozhodnutí o konečném tvaru a rozmístění elektrod bylo nutno vymyslet takový kompromis, který by zaručoval ortogonalitu aspoň v dostatečné míře. Frank tedy zavedl svodový systém, který byl pojmenován po něm.

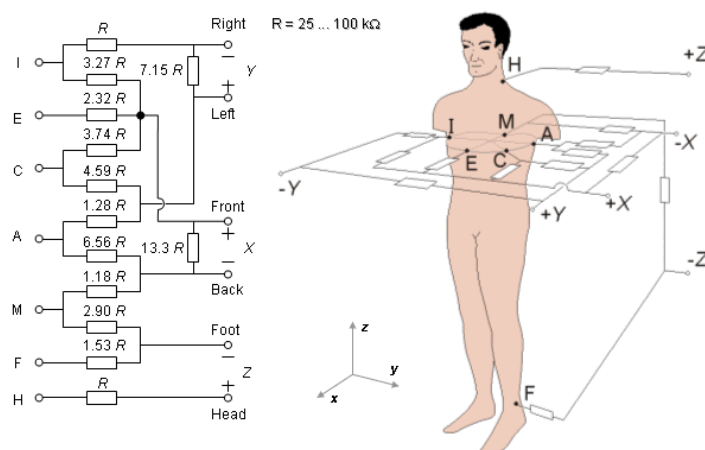
Má 6 úrovní a elektrody mají své označení. A, E, I a M od přední levé části po pravou zadní. Dále byl zaveden bod C, který leží mezi body A a E. V poslední řadě byly přidány dvě elektrody, kdy jedna z nich je na krku a druhá na pravé noze. Rozložení elektrod je možno vidět na obrázku níže. Zavádí se pojmy, které definují směry snímání potenciálů:

- Zprava doleva (y-komponenta) – Elektrody A, C a I
- Od paty k hlavě (z-komponenta) – Elektrody K, H a F
- Zezadu dopředu (x-komponenta) – Elektrody A, C, E, I a M[11][12][16]

Konkrétní funkcí jednotlivých elektrod je možno nalézt v článcích, které jsou přiloženy v literatuře.

Ve chvíli, kdy jsou definovány všechny tři osy snímání, je možno vytvořit ortogonální systém, který bude normalizovaný a jak již bylo zmíněno, reprodukovatelný[17]. Na obrázku níže lze vidět, že rezistory R, které jsou spojeny mezi osami X a Y k zesílení těchto signálů na stejný level jako Z osa, jsou násobky o hodnotách 13,3 a 7,15.

Nutno dodat, že rezistorová síť je připojena ke každému svodovému páru jednotně. Toto vede k symetrické zátěži a zvýšení společných poměrů rezistorů a následných smyček. Z matice rezistoru vyplývá, že ostatní rezistory jsou násobky rezistoru R[12][17]. Frank doporučuje pro správné poměry, aby hlavní rezistor R byl alespoň 25 k Ω nebo výhodnější 100 k Ω [16][17]. Svody jsou připojeny přes operační zesilovače, které mají vysokou impedanci jako požadavek na zdravotnické zařízení.



Obrázek 32 - Matice rezistorů Frankova systému [29]

Výsledné smyčky značené V_x , V_y a V_z jsou potom definovány součty a rozdíly jednotlivých úbytku napětí na elektrodách. Výstup Frankova systému jsou tedy 3 křivky s tímto označením[15]. Vzorec pro výpočet aktuální hodnoty je:

$$V_x = 0,610 \cdot V_A + 0,171 \cdot V_C - 0,781 \cdot V_I$$

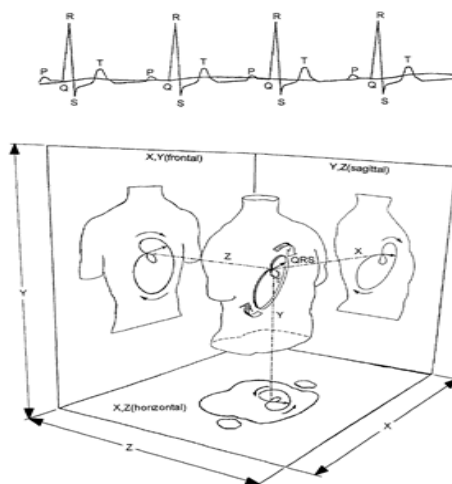
Z tohoto vztahu vyplývá, že hodnota pro aktuální stav srdeční akce jsou příslušné násobky úbytků napětí na elektrodě A v součtu s elektrodou C a následným rozdílem elektrody I[14]. Tento princip je u všech dalších křivek stejný.

$$V_y = 0,655 \cdot V_F + 0,345 \cdot V_M - 1 \cdot V_H$$

$$V_z = 0,133 \cdot V_A + 0,736 \cdot V_M - 0,264 \cdot V_I - 0,347 \cdot V_E - 0,231 \cdot V_C$$

3.3 Korelace EKG a VKG a jejich transformace

Porovnání křivek VKG a EKG je možno vidět na obrázku 27. Jedná se pouze o orientační přiblížení.



Obrázek 33 - Srovnání EKG s VKG [29]

Další možností zobrazení VKG signálů je možnost převodu z klasického 12-ti svodového EKG. Touto problematikou se zabývá velký počet dokumentů, ve kterých jsou jednotlivé metody popsány, a to i do chyby převodu.

Důvodem pro převody je snížení počtu elektrod na pacientovi při snímání. Pravdou je, že s postupem času, se v praxi ujal pouze EKG systém s 12-ti svodovým systémem. K transformaci se využívá 6 svodů z klasického EKG, které jsou na sobě lineárně nezávislé. Toto obcházení linearit je z důvodu, že by závislé svody mohly zhoršit výsledek.

Prakticky se jedná o násobení matic. Jedná se o matici V , která reprezentuje výslednou matici VKG. Další matice M odpovídá transformační metodě, konkrétně pak její koeficienty. Poslední matice E udává vstupních osm svodů EKG.

$$V = M \times E$$

3.3.1 Inverzní Dowerova transformace

Jedná se o pseudoinverzi a její matematickém využití. VKG svody X, Y a Z jsou lineární kombinace osmi nezávislých svodů z 12-ti svodového EKG. Jedná se o svody: V1, V2, V3, V4, V5, V6, I a II. Touto problematikou se zabývá [22].

V této publikaci se autoři zabývali porovnáním převodu s přímo měřeným VKG pomocí Frankových svodů. Měření bylo prováděno na dostatečném počtu pacientů s variací IM. Následně byly vytvořeny koeficienty pro tuto transformaci. Koeficienty jsou v matici **M**.

Tabulka 3- Koeficienty pro Inverzní Dowerovu transformaci

	X	Y	Z
V1	-0,172	0,057	-0,229
V2	-0,074	-0,019	-0,310
V3	0,122	-0,106	-0,246
V4	0,231	-0,022	-0,063
V5	0,239	0,041	0,055
V6	0,194	0,048	0,108
I	0,156	-0,227	0,022
II	-0,010	0,887	0,102

3.3.2 Kvazi ortogonální Korsova metoda

Jedná se o možná nejpřesnější metodu, která využívá poznatku, že EKG svod V6 je téměř totožný s VKG svodem X. Obdobně svod Z je roven polovině V2, ovšem v negativním stavu. Převod pak vypadá následovně:

$$X = V_6$$

$$Y = II$$

$$Z = -0.5 \cdot V_2$$

Tato transformace je popsána v [24][23].

3.3.3 Korsova regresní metoda

Oproti ostatním je tato metoda statistická. Platí pro ni princip matematické regrese. Regresi je možno využít pouze v případě, že je k dispozici velký počet dat pacientů, kterým bylo natočeno VKG a EKG. Touto kombinací měření, při dostatečném množství záznamů, je možno odvodit matematické koeficienty[25].

Tabulka 4 - Koeficienty pro Korsovou regresní metodu

	X	Y	Z
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,20
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23

3.3.4 Metoda nejmenších čtverců

Pojem pochází z anglického sousloví **Least Square Value**, proto se bude tato metoda dále označovat jako **LSV**. Opět je využito matematické regrese. Stejně jako výše se využívá minimalizace MSE, čímž jsou dány koeficienty pro dvě metody, které se zaměřují na jiný interval EKG.

Tímto vznikne metoda **PLSV**, která pracuje s P vlnou EKG ($P_{\text{počátek}} - P_{\text{konec}}$). Druhý přístup využívá QRS komplexu a je označován **QLSV** ($Q_{\text{počátek}} - Q_{\text{konec}}$). Tyto metody, současně s inverzní Dowerovou transformací, byly testovány pro 247 záznamů[26][27]. Obě metody dosahovaly lepších výsledků než inverzní Dowerova transformace.

Tabulka 5 - Koeficienty pro PLSV metodu

	X	Y	Z
V1	0,266	0,088	-0,319
V2	0,027	-0,088	-0,198
V3	0,065	0,003	-0,167
V4	0,131	0,042	-0,099
V5	0,203	0,047	-0,009
V6	0,220	0,067	0,060
I	0,370	-0,131	0,184
II	-0,154	0,717	-0,114

Tabulka 6 - Koeficienty pro QLSV metodu

	X	Y	Z
V1	-0.147	0.023	-0.184
V2	-0.058	-0.085	-0.163
V3	0.037	-0.003	-0.190
V4	0.139	0.033	-0.119
V5	0.232	0.060	-0.023
V6	0.226	0.104	0.043
I	0.199	-0.146	0.085
II	-0.018	0.503	-0.130

Praktická část

4 Návrh experimentálního měření s definicí použitého HW

V následující části práce se problematika dostává k částečně praktickému okruhu práce. Svou podstatou se kapitola zabývá teorií a důvody, proč byly oba programy vyvinuty. V prvním případě, který se zabývá resynchronizační terapií (ResTer), která má za úkol zlepšit životní stav pacienta a souběžně zabránit vzniku komorových extrasystolií, je popsán soubor pacientů, nástrojů a postup výkonu.

V poslední podkapitole je vyřčen předpoklad, který bude v praktické části potvrzen, nebo vyvrácen. Obdobně je koncipována i kapitola o komorové extrasystolii.

4.1 Resynchronizační terapie – BIV-ICD

Jak již bylo zmíněno v teorii o ramíkových blokáдах, slouží tato terapie ke zvýšení výkonnosti pacienta a zlepšení výkonu srdečního svalu. Obecně se tato terapie vyznačuje implantací implantabilního kardiodefibrilátoru a zavedení tří elektrod do jednotlivých srdečních oddílů. Cílem po naprogramování je na EKG zúžení QRS komplexu a s odstupem šesti měsíců zlepšení EF pacienta, která by měla být nad 35 %.

4.1.1 Soubor dat (pacientů)

Před vývojem softwaru pro vyhodnocení resynchronizační terapie bylo nutno nejprve naměřit data (záznamy VKG) pacientů, kteří byli indikováni k tomuto výkonu. Soubor se skládal z 30-ti záznamů před implantací a po ní. Skupina se vyznačovala jednotlivou anamnézou. Podle světových ESC Guidelines (2013 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy) se pro implantaci BIV-ICD indikují tito pacienti:

Pacienti po IM I:

- ICHS, stp.IM, LVEF \leq 40 %, ns-KT, vyvolatelná s-KT = **indikační třída I**
- ICHS, stp.IM, LVEF \leq 30 % = **indikační třída I**
- ICHS, stp.IM, ns-KT, dobrá systolická funkce LK = **indikační třída II**
- CHSS, NYHA II = **indikační třída II**
- CHSS, NYHA III/IV = **indikační třída II**

Pro porozumění základních zkratk slouží text dále. ICHS je ischemická choroba srdeční, která je častým problémem, resp. důvodem vzniku život ohrožujících komorových arytmií. Následující výraz stp.IM značí stav po infarktu myokardu, což je nedokrvení srdce ucpáním koronárních tepen. Nedochází tak k okysličování srdečního svalu a vzniká ischemická jizva. LVEF znamená ejekční frakci levé komory. Zjednodušeně se jedná o výkon srdce pro vydání okysličené krve aortou.

Zkratky ns-KT a s-KT popisují komorové tachykardie, v prvním případě nesetrválé a v druhém setrválé, které je nutno zastavit stimulací nebo defibrilací. V opačném případě by došlo k akutnímu srdečnímu selhání a následné smrti. Pokud se hovoří o srdečním selhání, tak CHSS znamená chronické srdeční selhání.

Tohle vzniká z důvodu velké námahy po delší dobu. Poslední parametr je NYHA (New York Heart Association). Jednodušeji řečeno se jedná o dušnost. Podle dříve zmíněné asociace se rozděluje do čtyř úrovní:

Tabulka 7 - Definice NYHA

Klasifikace dušnosti podle NYHA		
	Definice třídy	Omezení činnosti
NYHA I	Nezvládá vysokou námahu, rychlý běh.	Bez omezení
NYHA II	Zvládnutí rychlejší chůze, bez běhu.	Mírné omezení
NYHA III	Obyčejné denní činnosti, rychlejší chůze je namáhavá.	Velké omezení
NYHA IV	Dušnosti při námaze i v klidu, odkázán na pomoc.	Zásadní omezení

Tito pacienti byli zaznamenávání pomocí EKG a VKG. Princip celého výkonu je zaznamenán v kapitolách níže. Při implantaci se na EKG porovnává QRS komplex před implantací a po ní.

4.1.2 Soubor použitého HW

Kapitola popisuje zdravotnická zařízení, která se běžně používají při výkonu implantace BIV – ICD. Jedná se o přiblížení a následný postup bude popsán v kapitole níže.

Rentgenová sestava Omega Digital EP

Jedná se o klasický rentgenový přístroj, který slouží pro angiografii. Skládá se z C – ramena, ovládacího modulu, kde je možno nastavovat jednotlivé parametry a ovládání pohybu ramena. Součástí sestavy je pohybující se stůl.

Základní informace:

- Digitální RTG komplet, pracující v jedné rovině
- Výkon generátoru 100 kW
- Primární clona s IRIS a plicním filtrem
- Dvouohnisková rentgenka s 1mil. HU
- CCD kamera s maticí 1024x1024x12bit, což odpovídá 4096 stupně šedi
- 2 páry monitorů pro zobrazení realtime a reference se stropním závěsem monitorů



Obrázek 34 - RTG Omega CS

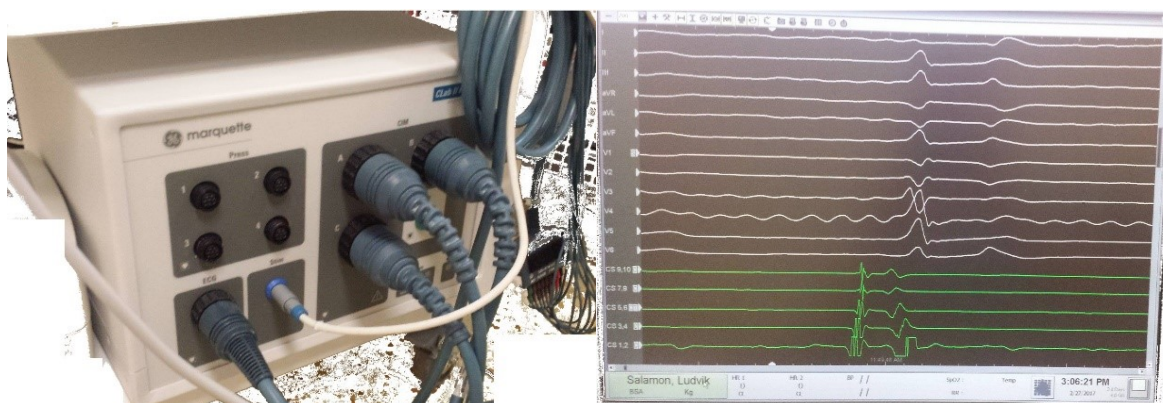
Prucka CardioLab

Prucka CardioLab od firmy GE Healthcare je klasický zesilovač jak povrchových, tak intrakardiálních signálů. Zařízení se považuje za zlatý standart všech elektrofyziologických laboratoří a angiolinek. V podstatě díky tomuto zesilovači je možno zobrazovat jednotlivé signály, které se snímají pomocí katétru zavedených do těla pacienta.

Základní informace:

- Snímání bipolárních signálů s 224 vstupy a 128 kanály v reálném čase
- Výkonné a pokročilé algoritmy pro analýzu signálů
- Následný snadno generovaný report ze zákroků
- Elektronický podpis pro ověření a správu dokumentů

Na obrázku 34 je možno vidět jak zesilovač, tak následné zobrazení na monitoru, se kterým se pracuje v průběhu výkonu.

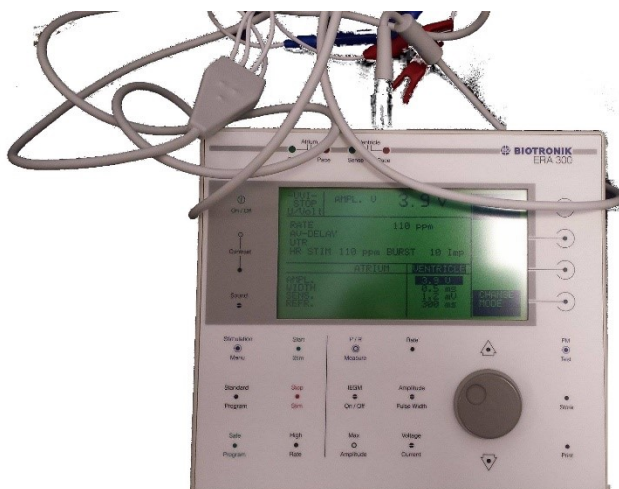


Obrázek 35 - Prucka CardioLab

Biotronik ERA 300B

V podstatě se jedná o dočasný kardiostimulátor, který se používá k testování usazení elektrod v konkrétním místě srdečního svalu. Dokáže měřit základní parametry srdeční. Jsou to:

- Sensing vlny P a sensing R. Měří se úroveň signálů v milivoltech. Pro P vlnu v rozmezí od 0,5 mV do 5 mV. Pro R kmit v rozmezí od 5 mV do 30 mV.
- Stimulační práh, ideálně pro síně do 1,5 V. Pravá komora má stimulační práh ideálně do 1,5 V a levá komora do 2,5 V. To vše při základní šířce pulsů 0,5 ms.
- Impedance elektrod, které jsou pro síň a pravou komoru do 800 ohmů. Levá komora má impedanci do 1400 ohmů z důvodu, protože se jedná o epikardiální stimulaci.



Obrázek 36 - ERA 300B

Monitor životních funkcí

Základní vybavení každého sálu nebo oddělení, které dává informaci o aktuálním stavu pacienta. Při tomto výkonu slouží kromě monitorace funkcí, taky pro měření stimulačních parametrů. Monitor je zobrazen na obrázku 36.



Obrázek 37 - Dash 4000

Základní informace:

- Měření SpO₂, 12-ti svodové EKG, NIBP, Cévní tlak
- Funkce alarmu, možnost nastavení škály křivek
- Automatická detekce tachykardií
- Potlačení stimulačních impulsů

Programer kardiostimulátorů a implantabilních defibrilátorů

Jsou používány pro nastavování parametrů přístroje před vložením do těla pacienta a připojením k implantovaným elektrodám. V dnešní době je možno nastavit velkou škálu parametrů, jak informativních, tak parametrů, které jsou důležité k funkci přístroje a správné resynchronizační terapii pro pacienta.

Základní parametry:

- Nastavení informací o pacientovi (jméno, ID, bydliště, telefon)
- Nastavení informací o implantovaném systému (typy elektrod, délky elektrod, S/N)
- Parametry pro stimulaci (frekvence, mód, konfigurace komorových elektrod atd.)
- Parametry pro anti-arytmické funkce (komorové tachykardie, fibrilace síní a komor)
- Možnost monitorace srdeční akce od minulé kontroly

Pro resynchronizační terapii se v nemocnici Podlesí Třinec, a.s. využívají programery a systémy od 3 hlavních firem:

- St. Jude Medical
- Medtronic
- Boston Scientific (Guidant)

Vzhled jednotlivých programerů je na obrázku 37.



Obrázek 38 - St. Jude, Medtronic, Guidant

VCG modul – VŠB DAU jednotka

Modul pro záznam VCG, který byl vyvinut jako součást jedné diplomové práce na VŠB – TU Ostrava. Jedná se o zesilovač Frankových svodů, tak jak bylo napsáno v kapitole o VKG.

Komunikace probíhá spojením PC s jednotkou. Software je vyvinut ve vývojovém prostředí LabView. Možnost SW je taky záznam všech tří svodů v osách X, Y a Z.



Obrázek 39 - VCG modul

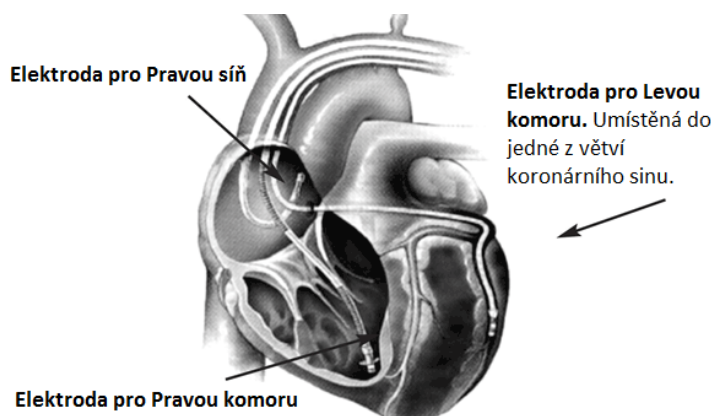
4.1.3 Postup výkonu

Nyní bude popsáno, jak probíhá implantace BIV – ICD generátoru pro resynchronizační terapii. Skládá se z několika kroků, které jsou popsány ve svých kapitolách. Z technického pohledu se jedná o zavedení elektrod a následně programování a připojování generátoru s následným nastavením.

Mimo tyto technické výkony je zákrok doprovázen i lékařskými postupy jako je anestezie, preparace a podobně.

Umíst'ování elektrod

Po punkci subkutánní žíly, kterou jsou zavedeny 3 vstupy pomocí sheatům, se zavádí trojice elektrod do jednotlivých srdečních oddílů, jak je možno vidět na obrázku 39.



Obrázek 40 - Rozložení elektrod

Nejprve se zavádí elektroda na levou komoru. Jedná se o uložení **epikardiální**, tzv. pasivní zavedení elektrody do větve koronárního sinu, který vede po povrchu levé komory. Zpravidla se jedná

o dva typy elektrod, a to buď **bipolární** nebo **kvadrapolární** typ. Kvadrapolární typ má rozšířené možnosti konfigurace stimulačního pulsu.

Následně jsou zavedeny dvě elektrody do pravé síně a komory, které jsou fixovány pomocí závitů na konci. Tomuto se říká aktivní fixace. Obě jsou tedy zavedeny **endokardiálně**. Stimulace je následně realizována bipolárním, nebo unipolárním módem. Elektroda v pravé komoře je zavedena do středního, až nižšího septa, a to z důvodu správného defibrilačního vektoru, který vede od tzv. **coilu**. V praxi se realizují buď to dvoucoilové, nebo jednocoilové elektrody. RV elektroda je zobrazena na obrázku 40. Síňová elektroda je zavedená do ouška pravé síně.

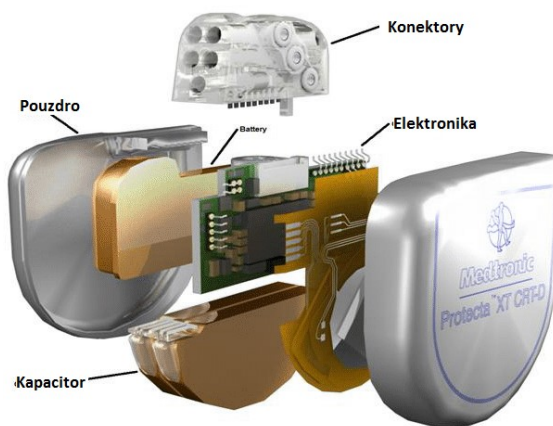


Obrázek 41 - RV defibrilační elektroda

Podrobnější popis směrů stimulace, programování a nastavování je popsán níže.

Spojení a nastavení

Po zavedení všech elektrod a následném spojení s generátorem (Obr. 41) se přechází k nastavování podle EKG. Zde se dostáváme k porovnání s VKG. Dočasná metoda snímá pouze ve jednom směru a hledáme pouze nejvyšší QRS komplex, což nám dává informaci o rychlosti depolarizace komor.



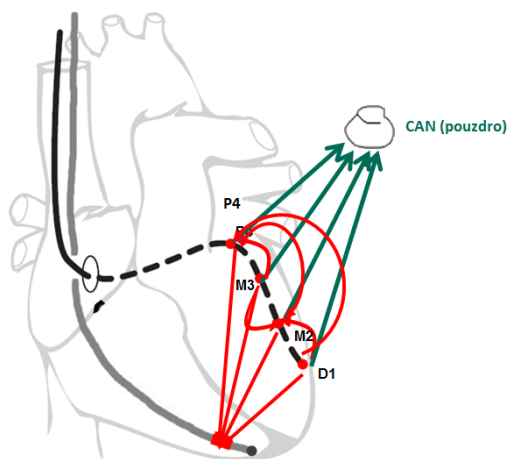
Obrázek 42 - Schéma BIV - ICD

Nastavení se provádí v programech, které byly popsány v HW kapitole. Hlavní parametry, které se nastavují u BIV – ICD generátoru jsou:

- Stimulační parametry: základní frekvence, konfigurace stimulu, stimulační prahy, předčasnost elektrod atd.

- Antitachykardické terapie: zóny VT – komorové tachykardie, zóny VF – fibrilace komor, supraventrikulární tachykardie atd.
- Informace o pacientovi, elektrody, systém a indikace implantace

Šířku QRS komplexu ovlivňuje místo a směr stimulačního impulsu. Následující seznam je popis možností, které lze nastavit stimulaci. K doplnění slouží i obrázek níže.



Obrázek 43 - Vektory stimulace

Konfigurace mohou být:

D1 – M2, D1 – P4, D1 – RV ring, M2 – P4, M2 – RV ring, M3 – M2, M3 – P4, M3 – RV ring, P4 – M2, P4 – RV ring, D1 – Can, M2 – Can, M3 – Can, P4 – Can.

Za zmínku stojí i to, že tyto konfigurace se nastavují z důvodu zabránění uchvácení n. phericus, které inervuje bránici a leží v blízkosti místa stimulace. Uchvácení tohoto nervu je závislé na šířce pulsu, hodnoty amplitudy a místa stimulace. V případě uchvácení se projevují záškuby bránice.

4.1.4 Předpoklad: Využití SW pro vyhodnocení účinnosti

Praktická část se bude zabývat programem, který byl sepsán ve vývojovém prostředí MATLAB. Program bude schopen hodnotit kvalitu resynchronizační terapie. V aktuální situaci je jediný hodnotitelný parametr šířka QRS komplexu. Ovšem toto hodnocení je pouze ve dvojrozměrném EKG snímání. Z důvodu utajení postupu pro případ objevení nové metody, bude práce rozdělena na veřejnou a neveřejnou část. Postup tvorby programu ResTer je obsažen v kapitole 5, která je v neveřejné části.

Předpokladem využití bude, že je hodnocena i informace o třetí ose. Pomocí VKG tedy dostaneme aktivaci komor během celého srdečního cyklu, a to jak v ose X, Y, tak Z. Tím pádem se v hodnocení dostáváme i na parametr, který popisuje zúžení depolarizace dalším směrem. Naopak u EKG může být zúžení komplexu dostačující, ale již není vidět rozměr v ose Z, který může být dokonce i rozšíření komplexu.

Mimo výše zmíněný hlavní přínos třetí osy, budou ještě jednotlivé svody VX, VZ a VY hodnoceny jak korelačním koeficientem (R), tak kritériem MSE (Main Square Error). Korelační koeficient bude porovnávat křivky QRS v jednotlivých svodech a vypisovat lineární závislost.

Korelační koeficient – R

Tento koeficient popisuje vztah mezi proměnnými, nebo v našem případě mezi dvěma vektory, které reprezentují signál ze svodu. Výsledek se nachází mezi -1 a 1. Negativní hodnota značí nepřímou linearitu mezi prvky vektoru, naopak kladná hodnota se rovná přímé linearitě. Nula potom poukazuje na žádný vztah mezi dvěma signály. Pro tento případ hodnocení budeme chtít hodnotu nejbližší nule. Protože prakticky se stimulací musí komplex, jak zúžit, tak i změnit svůj tvar, který nebude odpovídat LBBB, nebo RBBB.

$$R = \frac{\sum VCG_{před} \cdot VCG_{po}}{\sqrt{\sum VCG_{před}^2 \cdot \sum VCG_{po}^2}}$$

Střední kvadratická chyba – MSE

Pokud je nutno porovnat dva signály (vektory) na základě odlišnosti nebo podobnosti, využívá se k tomu parametr MSE. Jedná se o testování, které dá výsledek v rozmezí od 0 do 1. V testování bude požadovaný parametr blíže k jedné, který indikuje nízkou podobnost signálu. Nula naopak značí větší podobnost, nebo identitu.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum (VCG_{před} - VCG_{po})^2 \quad n - \text{počet prvků vektoru}$$

V konečném důsledku bude tedy SW s názvem ResTer hodnotit šířku QRS ve všech třech svodech, stejně tak R a MSE. Hraniční hodnoty budou vytvořeny zprůměrováním výsledných hodnot a následně nastavení do programu. Konečné hodnocení bude sepsáno v tabulce, která bude popisovat kolik z 30ti záznamu je hodnoceno jako účinná resynchronizační léčba. To, že VKG má výrazně vyšší **specifitu** a **senzitivitu** je známo již ze studií, které jsou popsány v kapitole o VKG. Hodnocení pomocí dvou parametrů je v neveřejné části, kapitola 5.3.2.

4.2 Komorová extrasystolie – KES

Jak již bylo zmíněno v anatomii a soupisu srdečních poruch, KES jsou tzv. předčasné stahy srdečních komor. Ty mohou být buď symptomatické (pacientovi dělají problémy), či nikoliv. V obou případech by se však tato arytmie měla odstranit. Na druhou stranu se KES mohou vyskytovat i u zdravých jedinců. Projevy jsou například palpitace (bušení srdce).

4.2.1 Rozbor problematiky

Hlavním prostředkem k diagnostice je záznam srdeční aktivity, na které vidujeme časné QRS komplexy, které mají jiný tvar. Typické jsou i absence P vlny, protože komorové extrasystoly vznikají v srdečních komorách z nějakého ektopického ložiska. Takové ložisko může být:

- Fokální – Ohraničené malé místo vzniku
- Větší část – KES vznikají u jizev srdečních komor po prodělání IM, nebo při DKMP

Mimo absenci P vlny, může být na EKG pozdní P vlna, která je důsledkem zpětného (retrográdního) vedení AV uzlu. Hraniční hodnota šířky QRS pro KES je 120 ms. QRS, který se zaznamená v důsledku vzniku KES, způsobí na EKG kompenzační pauzu. Nutno dodat, že stejný

princip vyhodnocení je i na VKG. Výhoda je v tom, že smyčka popisuje šíření vzruchu (dipólu) v celém myokardu. Na VKG smyčce, na které bude jak KES, tak sinusový rytmus, bude možno vidět odlišné místo vzniku signálu.

Protože nastal problém hodnocení komorových extrasystol, resp. kdy by se měly brát jako přítěž, byla vymyšlena klasifikace podle Lowna, která je rozdělena do stupňů:

Tabulka 8 - Klasifikace KES dle Lowna

Klasifikace KES – Lowen	
Stupeň	Typ KES
Stupeň 0	Žádné KES
Stupeň 1a	Izolované, sporadicky, monomorfní KES < 1/min a < 30/hod
Stupeň 1b	Izolované, sporadicky, monomorfní KES > 1/min, ale < 30/hod
Stupeň 2	Izolované, časté, monomorfní KES > 30/hod
Stupeň 3a	Izolované, polymorfní KES
Stupeň 3b	Bigeminicky vázané mono či polymorfní KES
Stupeň 4a	KES v párech – kuplety
Stupeň 4b	KES v salvách – 3 a více
Stupeň 5	Časné KES – fenomén R na T
KES 3 – 5 = Komplexní formy KES	

Kuplet jsou 2 extrasystoly za sebou. Pokud jsou KES za sebou tři, hovoří se již o nesetrvalé komorové tachykardii. Je-li za každým správným QRS komorová extrasystola, tak je tento stav popisován jako bigeminie.

V poslední části tohoto anatomického rozlišení bude naznačeno, jaké jsou metody k odstranění komorových extrasystol. První a nejméně náročná pro pacienta, který nemá kontraindikace (long QT atd.) je úprava medikace, kdy existují léky ze skupiny antiarytmik. Musí být dobře indikována, protože mají i proarytmogenní účinek.

Další, a pro tuto práci nejdůležitější, je **katetrizační radiofrekvenční ablace** ektopického fokusu, kterým může být jizva, nebo malá část tkáně.

Protože jsou KES častým spouštěčem KT a jiných komorových arytmií, je třeba je odstranit. Pokud není možno jinak, je pacientovi implantováno ICD, či BIV – ICD.

4.2.2 Použitý HW a postup

Při popisu použitých zdravotnických prostředků vyjdeme z informací o přístrojích, které se využívají pro resynchronizační terapii. Mimo výše popsané jsou při RFA pro komorové extrasystoly využity níže popsané prostředky.

CARTO® 3 – Mapovací 3D systém

Jedná se o systém, který se používá v srdeční elektrofyziologii. Je dodáván firmou Biosense – Webster, což je dceřina společnosti globální společnosti Johnson & Johnson. Hlavní přínos tohoto navigačního systému by měl být v tom, že dojde k omezení dávky radiace při flouroskopii a souběžně zvýšit zaměrování cílů RF ablace.

Carto® 3 systém je rozšířená zobrazovací metoda, která pracuje na elektromagnetické technologii a vytvoří tak třídimenzionální mapu patientských srdečních struktur v reálném čase. Systém je navrhnut proto, aby pomohl elektrofyzikům při navigaci a pohybování se v 3D mapách srdce. Možností je umístování bodů a katetrů pro diagnostické a terapeutické účely pro pacienty trpící srdečními arytmiemi.

Během terapeutické katérové ablační procedury lékař vkládá katetr skrze malý žilní vstup, který vede žilním systémem až do pravého srdce. Princip ablace je v tom, že dodání energie do srdeční tkáně vytvoří malou lézi nebo jizvu, která zablokuje nechtěné elektrické impulsy. Tyto impulsy jsou důvodem arytmií. Trojrozměrný obraz, který systém generuje, pomáhá doktorům ovládat katétr tak, aby doručili energii tam, kde je potřeba.

Princip:

Navigační systém počítá pozici a orientaci hrotu mapovacího katétru. Snímání využívá tři známých magnetických zdrojů jako referenci. Carto® 3, rovněž využívá statické magnetické pole, které je kalibrováno a kontrolováno počítačově. Počítáním síly a orientace magnetických polí je dána lokace X, Y a Z pozice. Je neustále vypočítávána během rolování, pokládání a vyhýbání.

Popis je stanoven na složení čtyř černých skříněk. Systém se skládá z:

1. Referenční konstelace zařízení

Referenci zprostředkovává trojúhelník, který je fixován pod operačním lůžkem a pacientem. Trojúhelník obsahuje 3 pevně fixované a počítačově kontrolované magnety. Kalibrace magnetů rozděluje různé magnetické síly tak, aby bylo možno určit pozici.

2. Poziční senzor

Senzor pozice detekuje charakteristiky magnetických polí a dostáváme bod v prostoru. Jeden poziční senzor je lokalizován v hrotu katétru a dalších 6 tvoří elektrody na hrudníku a zádech pacienta.

3. Dekódující jednotka

Jednotka převádí a vypočítá signály přijaté z pozicování senzorů s cílem poskytnout srozumitelné informace. Pozice, orientace, teplota a EKG hodnoty jsou popsány hrotem mapujícího katétru. Je nutno specializovány zpracující hardware.

4. Pracovní stanice

Interpretuje data z dekodující jednotky. Uživatel vybírá vypočítané body a ty jsou promítnuty do CT mapy a obě mapy spolu korespondují. Elektrofyzikolog je schopen hodnotit zobrazovanou pozici a orientaci stejně tak, jako informace EKG. Tento princip je výhodný pro zaměření ektopického ložiska.

Vizualizace informací jsou rozděleny do tří dalších kroků:

1. Generování anatomické mapy

Stanice je typicky využívána pro zobrazení dvou oken s rozdílovými body zájmů. Tyto body ukazují operujícímu lékaři osy X, Y a Z, stejně tak jako pohyby katétru.

2. Integrace CT mapy

Body, které jsou zaznamenány, vytváří strukturu 3D anatomické mapy. Všechny body mohou být korelovány s CT skenem. Jakmile je stanovené vhodné propojení, je CT spojené a dává vysoký stupeň rozlišení s ohledem na srdeční struktury. Projekce ablačního katétru je výhodná během RFA ablace.

3. Zobrazení parametrů vedení

Katétr snímá intrakardiální signály. Mapovací systém je schopen tento signál porovnávat s povrchovým EKG, nebo dalším referenčním katétre. Díky snímání aktivity pod katétre proti referenčnímu signálu je vytvořena barevná mapa, která může dodávat informace:

LAT – časová aktivační mapa – šíření arytmie.

Bipolární mapa – mapa, která udává aktuální hodnotu amplitudy – detekce jizev.

Unipolární mapa – stejně jako bipolární.

Impedanční mapa – mapa v závislosti na měřených impedancích.

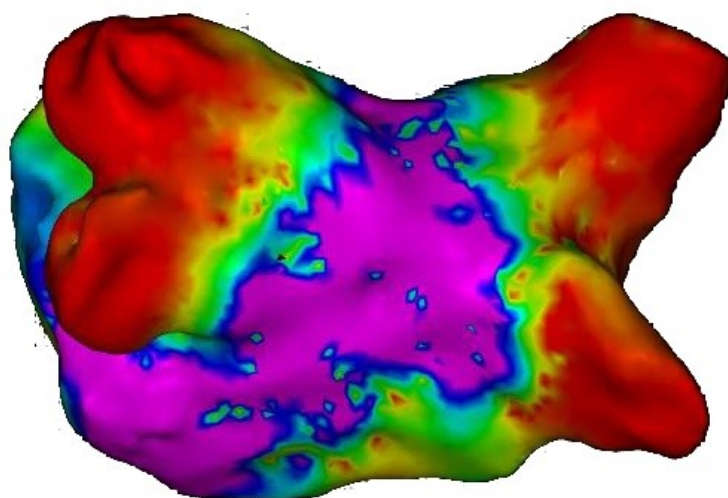
Podle nutnosti mapování určité arytmie se volí mapovací strategie. Pro detekci jizev u ICHS se využívá amplitudové mapování. Pro zjišťování makro a mikroentry se využívá LAT mapa. Další možnost je vytvoření substrátové (anatomické) mapy – FAM.

CARTO³
BY HEART



Obrázek 44 - Carto 3 sestava (PIU, Zdroj napájení, Box na elektrody, Elmag. Trojúhelník, PC)

Na obrázku 43 je vidět celá sestava Carto 3, která se skládá z PIU, do které jsou připojeny konektory pro katetry, elektromagnetická jednotka a ablační (mapovací) katétr. Veškeré nastavení, stejně jako mapování, se provádí na PC. Na následujícím obrázku je možno vidět náhled mapy, kterou je možno díky systému vytvořit. Konkrétně se jedná o mapu levé síně, která se mapuje pro izolaci plicních žil při RFA fibrilace síní.



Obrázek 45 - Carto mapa levé síně

Stockert EP Shuttle

Jedná se o RF generátor dodávaný k mapovacímu systému Carto 3. Využívá HF (High Frequency) energii. Jádrem systému je, že ze zařízení je možno ovládat a sledovat všechny další komponenty systému. V podstatě se jedná o přístroj, který dodává RF energii na hrot katétru. Tato energie „pálí“ v srdci a je z něj odváděna tělem přes indierentní elektrodu pod pacientem. Jedná se o stejný okruh jako je při elektrokoagulaci na chirurgických sálech.

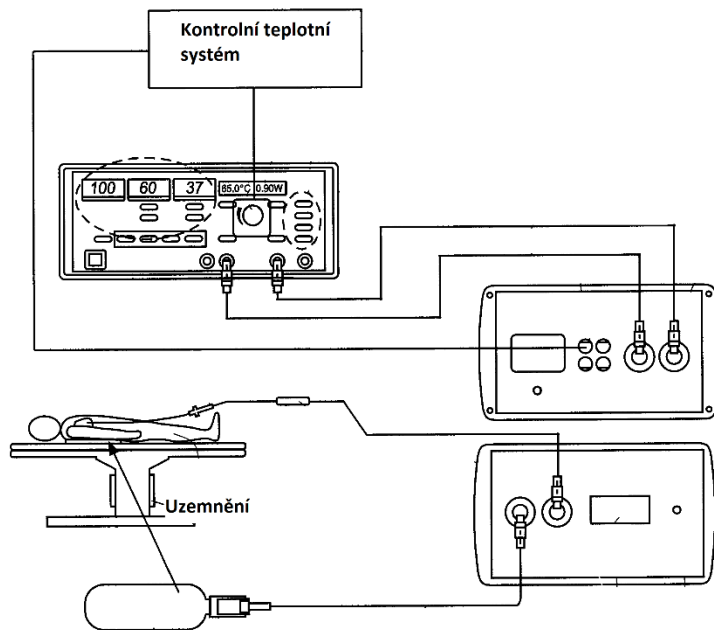


Obrázek 46 - Sestava RFA Stockert

RFA systém se skládá z modulu generátoru, ovládacího vzdáleného panelu, kabelů a katétrů s indierentní elektrodou. Další důležité informace o systému:

- velký displej zobrazuje nejdůležitější informace před, během a po ablaci
- v reálném čase zobrazení nejdůležitějších parametrů
- možnost alarmů, jednoduché nastavení výkonu a teploty

Komunikuje s Carto 3 systémem a zesilovačem Prucka Cardiolab, které byly popsány v příslušných kapitolách. Spojením všech zařízení se dostává komplexní elektrofyziologický systém.



Obrázek 47 - Pacientský obvod

4.2.3 Aktuální princip

Současný stav při výkonu s názvem ablace KES se na elektrofyziologii nemocnice Podlesí Třinec, a.s. provádí v několika krocích:

- příprava pacienta a studování dokumentace
- zachycení počtu, tvaru a četnosti výskytu KES
- vyhodnocení místa vzniku KES lékařem
- žilní vstupy a vstupy do srdečních oddílů
- zavedení katétru, mapování
- ablace
- kontrola a testování úspěšnosti ablace

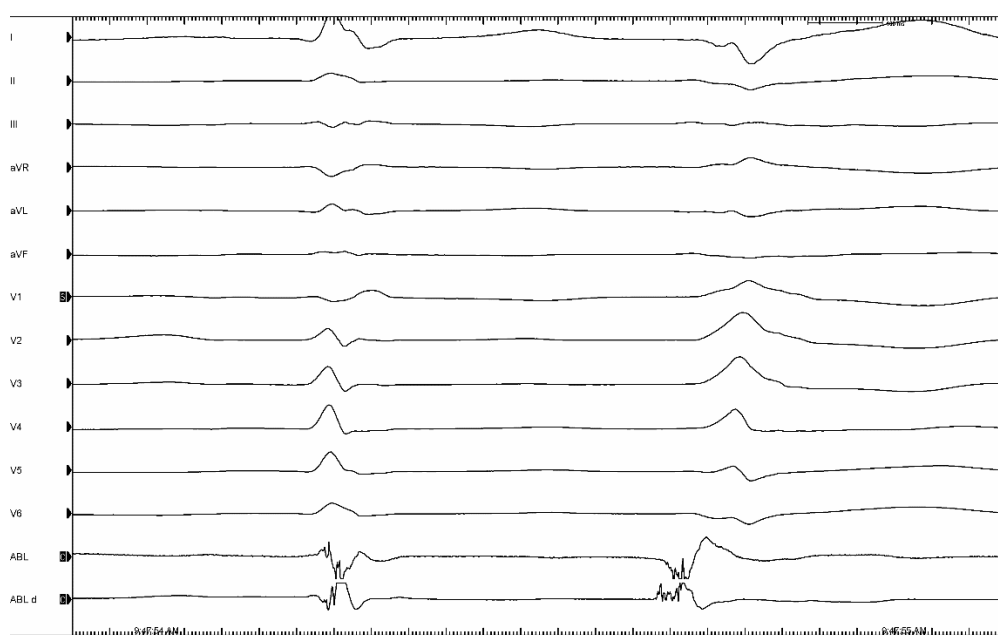
Následující text bude jednotlivé kroky popisovat, některé detailněji a jiné méně. Hlavní popis bude sloužit těm částem, u kterých bude přínos vyvinutého SW – Lokátor KES.

Příprava pacienta a studování dokumentace

Nejprve je pacient trpící komorovou extrasystolií přiveden na sál, kde po taktovkou sester probíhá dotazování, napojování na EKG zesilovač, připojování externího defibrilátoru, chystání materiálu a sterilní rouškování. Paralelně s touto akcí lékař s technikem studují dokumentaci a připravují se na postup mapování.

Zachycení počtu, tvaru a četnosti výskytu KES

Následně, když je pacient připraven, přichází část zachycení komorové extrasystoly, která se tvarově liší od vlastní komorové akce pacienta. Rozdíl komplexů je vidět na obrázku níže.



Obrázek 48 - Zachycená KES (vpravo)

Nyní přichází první část, kdy bude využit software pro lokaci KES. Současný stav je takový, že se na extrasystolu podívá lékař a podle pomůcek si orientačně určí, odkud by mohla ektopie vycházet. Hodnotí parametry jako pozitivitu, negativitu a přechodovou zónu. **Software by měl na základě porovnávací databáze automaticky detekovat místo vzniku, avšak pomocí VKG, které se zdá být pro tuto problematiku vhodnější.**

Nyní zpět k současnému postupu. Po zhodnocení nastává domluva o zvolené technice mapování. Ideální je, když se KES objevuje často a mapuje se přímo daná morfologie.

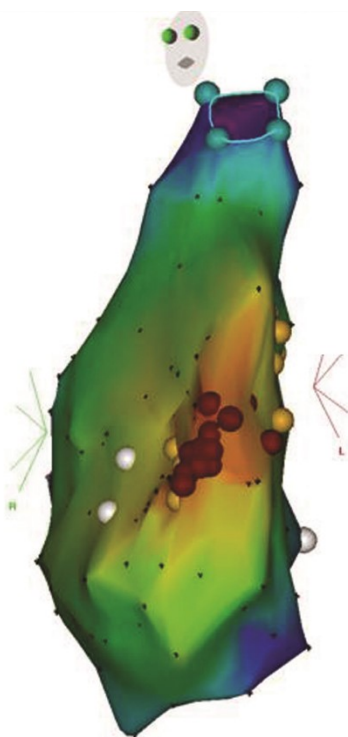
Žilní vstupy a vstupy do srdečních oddílů

Zde se jedná čistě o medicínskou práci, kdy pomocí punkce kyčelních žil jsou vytvořeny přístupy, kterými jsou následně do pravé srdeční síně zavedeny instrumentária, která slouží k tzv. transseptální punkci (přechod z pravé síně do levé skrze síňové septum). Po vstupu do levé síně a následně levé komory může začít samotná práce lékaře s technikem. Zdravotnický personál nadále kontroluje životní funkce, heparinizaci atd.

Zavedení katétru, mapování KES

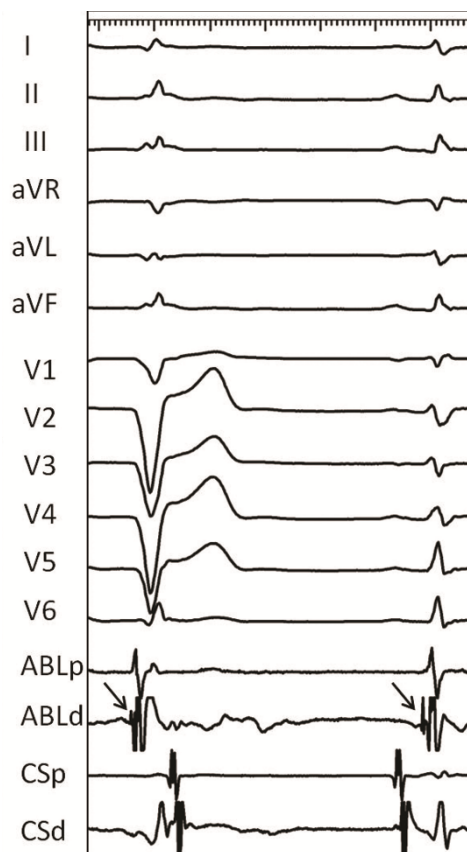
Opět se dostáváme k výhodě využití vyvinutého programu, kdy lékař není nucen mapovat obě srdeční komory v celkovém rozsahu, ale díky automatické detekci programu bude známo místo, kde se má katétr zavést.

Po těchto krocích dochází k mapování. Metoda mapování se odvíjí od četnosti výskytu komorové extrasystoly. Pokud je častá, tak se anotují body právě pro zvolenou KES pomocí Carto 3 a Prucka CardioLab. Vytvoří se tak časová mapa, která je rozdělena pomocí časnosti, kde záporné hodnoty jsou časnější (hodnoty intrakardiálního signálu katétru – bližší místo vzniku) a kladné jsou pozdní signály (signál ke katétru putuje z větší vzdálenosti). Vzniká tak barevná mapa, které nám ukazuje místo vzniku KES (Obrázek 48).



Obrázek 49 - Časová mapa RV

Na obrázku výše lze vidět aktivační mapu RV, ze které vyplývá, že KES je z mezikomorového středního septa. Princip snímání intrakardiálního signálu katétreem je zobrazen na obrázku níže, kde je vidět, že při KES je signál časnější před morfologií (vlevo) oproti morfologii vlastní akce komor (vpravo).

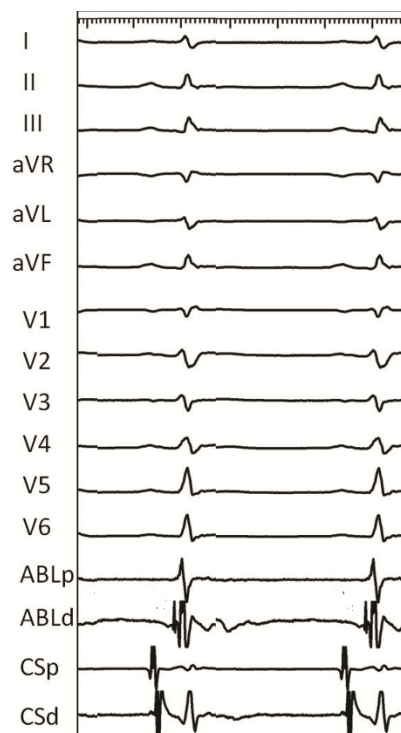


Obrázek 50 - Časnost zobrazená katétrem

Ve chvíli, kdy je mapa hotová, je známo místo vzniku a může se přejít k ablacii. Zde se práce dostává k dalšímu kroku využití lokátoru KES. **Pokud tedy SW detekoval místo vzniku správně, uživatel může přikročit k potvrzení nové morfologie KES a nahrát novou morfologii do databáze. Díky tomu, že máme ověření na 3D mapě, bude se s větším počtem nahraných záznamu zvyšovat přesnost SW. Software bude popsán v následujících kapitolách.**

Zpět k současnému postupu. Nyní je mapa hotová a může se přejít k ablacii. Díky spojení RF generátoru Stockert EP Shuttle a zbytku soustavy, je možno provést ablacii v místě vzniku ektopie přímo v prostředí Carto 3. Červené ablační body (místa pálení) jsou vidět na obrázku 48.

Samotná ablace je doplněna o informace o teplotě tkáně, její impedanci, času pálení a aktuálním nastavení výkonu. Díky těmto informacím, je elektrofyziolog schopen provést účinnou ablacii, na jejímž konci by se ektopie již neměla zobrazovat. Správný výsledek by měl vypadat jako na obrázku níže.



Obrázek 51 - Sinusový rytmus

Kontrola a testování úspěšnosti ablace

Na závěr výkonu jsou použity stimulační a medikace, aby se projevil KES. Pokud se neprojeví, je výkon ukončen.

RF ablace komorových extrasystolů se provádí z důvodu, že KES jsou častými spouštěči život ohrožujících komorových tachykardií a fibrilací komor. Pacienti jsou podle guidelines indikováni buďto k implantaci defibrilátoru, ablacii nebo kombinaci obou. Výkon by měl být pro pacienta přínosný, a to jak z odstranění rizika vzniku KT, tak pro lepší úroveň života (palpitace atd.). **Software, který byl vyvinut, by měl být přínosem při tomto výkonu a pomoci elektrofyzikům s lokací KES. Logicky se použití programu úzce dotýká i bezpečnosti pacientů.**

4.2.4 Předpoklad: Využití Lokátor KES

Jak již bylo přibliženo v kapitole o ablacii komorových extrasystolů, lokátor KES bude sloužit pro **urychlení, zpřesnění a zvýšení bezpečnosti** při výkonu na elektrofyzikálním sále. Předpoklad je, že pomocí VKG bude software lépe detekovat místo vzniku a jeho následné šíření přes srdeční komory. Tento fakt umožní přesně lokalizovat místo ablace bezpečné pro pacienta a případným alternativním místem aplikace pro kontraindikace (převodní systém, n. phericus atd.). Celý postup je opět popsán v nevěřejné části práce – kapitola 6.

Program bude vytvořen ve vývojovém prostředí Microsoft Visual Studio, a to z důvodu, aby byl vytvořen EXE soubor, který bude spustitelný pro uživatele na elektrofyzikálním sále. Databáze KES je vytvořena v SQL jazyce a bude přívětivá pro implementaci nových morfologií KES. Databáze (mapa) komorových extrasystolů byla vytvořena při výkonech tohoto typu. Bylo pořízeno 39 záznamů, které jsou identické pro fyziologický vznik KES. Umožňovala to stimulační v místě přiloženého katétru a sejmutí

bodů na Carto mapě. Tímto se dostalo 39 přesných poloh, které byly následně porovnávány i na jiných pacientech a odchylky ve tvaru komplexů jsou minimální. Základní porovnávací znaky byly totožné (Neveřejná část, kapitola 6.3.1).

Program pracuje na principu porovnávání signálu, nikoliv na rozpoznání znaků typických pro místa vzniku tak, jak je popsáno v kapitole o KES. Výhodou oproti EKG je to, že dostáváme informaci o třetí ose. Oproti EKG nám VKG dává součet vektorů dipólů při akci komor. Ze studií je známo, že VKG má vyšší specifitu a senzitivitu.

5 Software pro analýzu resynchronizační terapie – ResTer (součást neveřejné části)

5.1 GUI a návrh funkčnosti (součást neveřejné části)

5.1.1 GUI (součást neveřejné části)

5.1.2 Návrh funkčnosti a analýzy (součást neveřejné části)

5.2 Soubor dat (součást neveřejné části)

5.3 Zobrazení, úprava a vykreslení dat (součást neveřejné části)

5.3.1 GUI 1 – testování_s_GUI.m (součást neveřejné části)

5.3.2 GUI 2 – editor_s_GUI.m (součást neveřejné části)

5.4 Výsledky a zhodnocení

Po vytvoření programu ResTer, který je schopen analyzovat a vyhodnocovat jisté parametry z měřených VKG signálu, mohlo dojít k vlastní analýze. Zjednodušeně řečeno, všechny záznamy pacientů byly načteny do programu a výsledné parametry byly zaznamenávány. Tabulka níže zobrazuje výsledky všech snímaných koeficientů a parametrů. Je možno vidět, že tabulka má v sobě barevné indikátory, které budou vysvětleny.

Tabulka 9 - Výsledné hodnoty analýzy

	MSE			Korelační koeficient			Rozdíl šířky VKG	Rozdíl šířky EKG
	VX	VY	VZ	VX	VY	VZ	(ms)	(ms)
Pacient 1	0,054534	0,036680	0,099961	-0,096447	-0,292862	0,523401	22,0	20,0
Pacient 2	0,006161	0,060490	0,425997	0,986896	0,994170	0,995551	22,0	25,0
Pacient 3	0,029367	0,064237	0,832452	0,561830	0,600409	0,886672	42,0	45,0
Pacient 4	0,008153	0,010061	0,155054	0,767269	-0,151466	0,838333	62,0	60,0
Pacient 5	0,117024	0,019509	0,321626	0,879753	0,807170	0,146705	62,0	50,0
Pacient 6	0,129943	0,025937	0,506555	0,536853	-0,798372	-0,172593	60,0	60,0
Pacient 7	0,187734	0,230832	0,114923	-0,637560	-0,694072	-0,578394	22,0	20,0
Pacient 8	0,021598	0,076147	0,529190	0,267377	-0,522872	0,583220	62,0	60,0
Pacient 9	0,054796	0,019526	0,352913	0,611387	0,014916	0,443171	82,0	60,0
Pacient 10	0,151417	0,056042	0,100552	-0,804670	-0,867529	0,133319	42,0	30,0
Pacient 11	0,044450	0,048645	0,924621	0,727271	0,788481	0,755983	22,0	20,0
Pacient 12	0,036135	0,070218	0,268821	0,573498	0,350114	0,791805	22,0	25,0
Pacient 13	0,112070	0,123812	0,496432	0,664915	0,654133	0,699958	40,0	30,0
Pacient 14	0,046102	0,189615	0,744287	0,281380	0,712090	0,073934	40,0	50,0
Pacient 15	0,291219	0,031623	0,543700	-0,308982	0,735601	-0,100994	40,0	50,0
Pacient 16	0,143027	0,013455	0,075760	0,461010	0,229218	-0,853459	40,0	30,0
Pacient 17	0,010129	0,191675	0,429032	0,477833	0,949385	0,959937	20,0	20,0
Pacient 18	0,034964	0,157043	0,333682	0,057324	0,549363	0,356728	40,0	30,0
Pacient 19	0,135945	0,033056	0,074860	0,749441	-0,635966	-0,028569	40,0	30,0
Pacient 20	0,075871	0,011567	0,306998	-0,773686	-0,355286	0,928611	20,0	25,0
Pacient 21	0,141801	0,091565	0,062895	-0,633937	0,049700	0,956372	0,0	10,0
Pacient 22	0,164473	0,044775	0,174474	0,410705	0,655058	0,919629	20,0	30,0
Pacient 23	0,040020	0,095135	0,723443	0,069289	0,416101	-0,115878	40,0	50,0
Pacient 24	0,044937	0,049179	0,934451	0,719014	0,980961	0,768540	60,0	55,0
Pacient 25	0,052122	0,229593	0,913797	0,347350	0,237308	-0,221279	20,0	30,0
Pacient 26	0,009028	0,215470	0,465276	0,252912	0,554973	0,818593	40,0	30,0
Pacient 27	0,075871	0,011567	0,306998	-0,440612	-0,136352	0,614414	20,0	15,0
Pacient 28	0,019157	0,091175	0,644857	0,306535	0,045821	0,778643	20,0	35,0
Pacient 29	0,127855	0,018732	0,306495	0,278149	0,248985	0,457090	40,0	50,0
Pacient 30	0,137335	0,006448	0,095311	-0,758195	0,635857	0,856316	20,0	10,0

5.4.1 Vysvětlení výsledků

Pro vysvětlení barev slouží náhled programu výše, nebo následující popis. Při prvním pohledu na tabulku 9 je možno vidět, že kritické hodnoty rozdělují indikátory barev. Kritické hodnoty byly vypočteny průměrem všech hodnot z každého svodu. Průměrné hodnoty byly dosazeny do MATLAB kódu. Označené hodnoty MSE:

	Velká podobnost
	Malá podobnost

Rozdělení hodnot je podle jednotlivých svodů MSE pro svod **VX** je **0,083441**, pro **VY** hodnota **0,077460** a pro **VZ** **0,408847**.

Popis hodnot korelačních koeficientů:

	Žádná závislost
	Lineární závislost
	Nelineární závislost

Mimo problematiky MSE se u korelace vyhodnocuje parametr navíc. Zde se rozdělují 2 kritické hodnoty pro každý svod. Dolní hodnoty jsou:

- pro **VX -0,556761**
- pro **VY -0,494975**
- pro **VZ -0,295881**

Naopak horní hodnoty, které rozdělují na výsledky bez lineární závislosti a lineární závislosti. Jsou to:

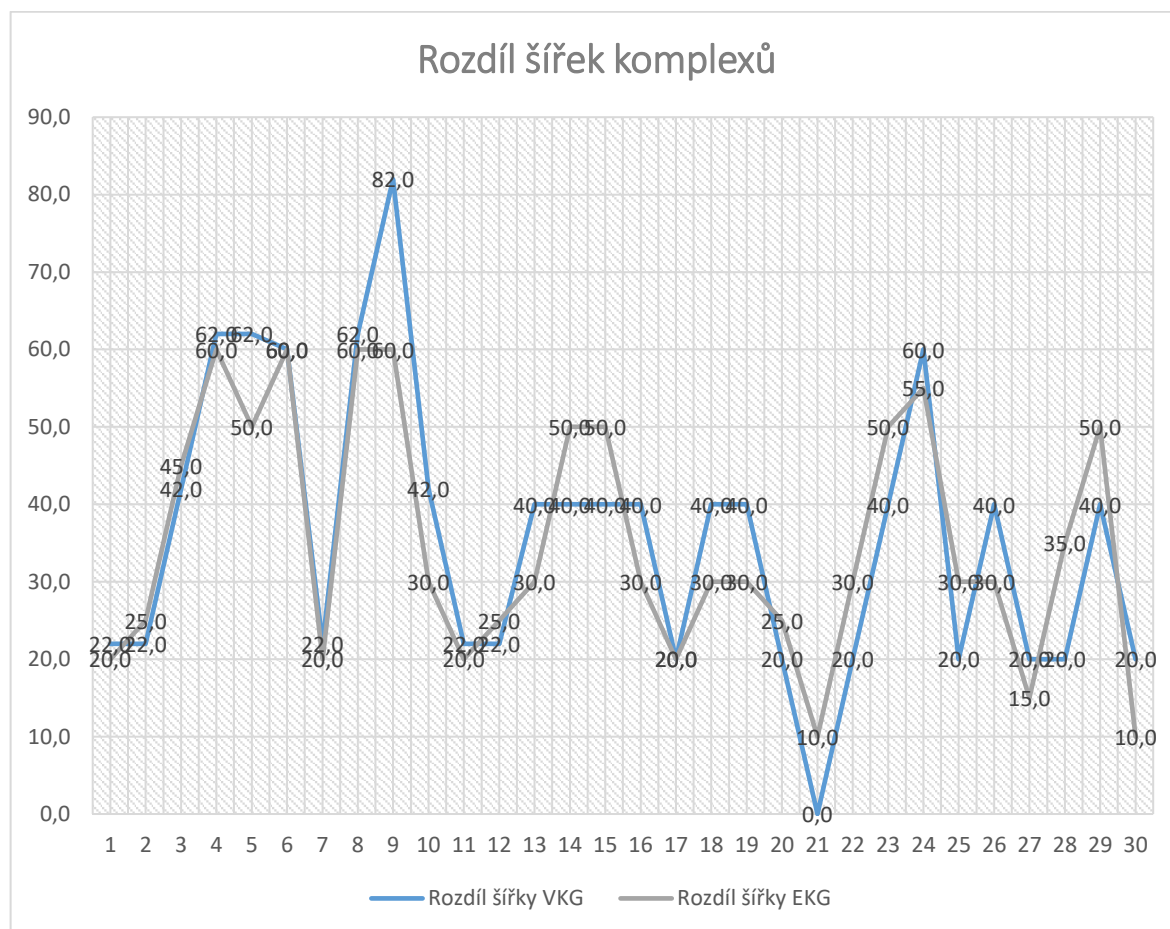
- pro **VX 0,499454**
- pro **VY 0,533801**
- pro **VZ 0,664649**

Při vyhodnocování je nutno zmínit, že pro dobrou resynchronizaci požadujeme hodnoty MSE blízké 1 a u korelačního koeficientu žádnou, případně nelineární závislost.

Kritická hodnota pro rozdíl šířky VKG je 35 ms. To znamená, že hodnoty, které padnou pod tuto mez, již jasně indikují průměrnou, ale ne špatnou resynchronizaci. Pro porovnání je v tabulce zobrazena i hodnota šířky EKG a je možno vidět, že neexistuje nijaká závislost.

5.4.2 Grafické znázornění výsledků

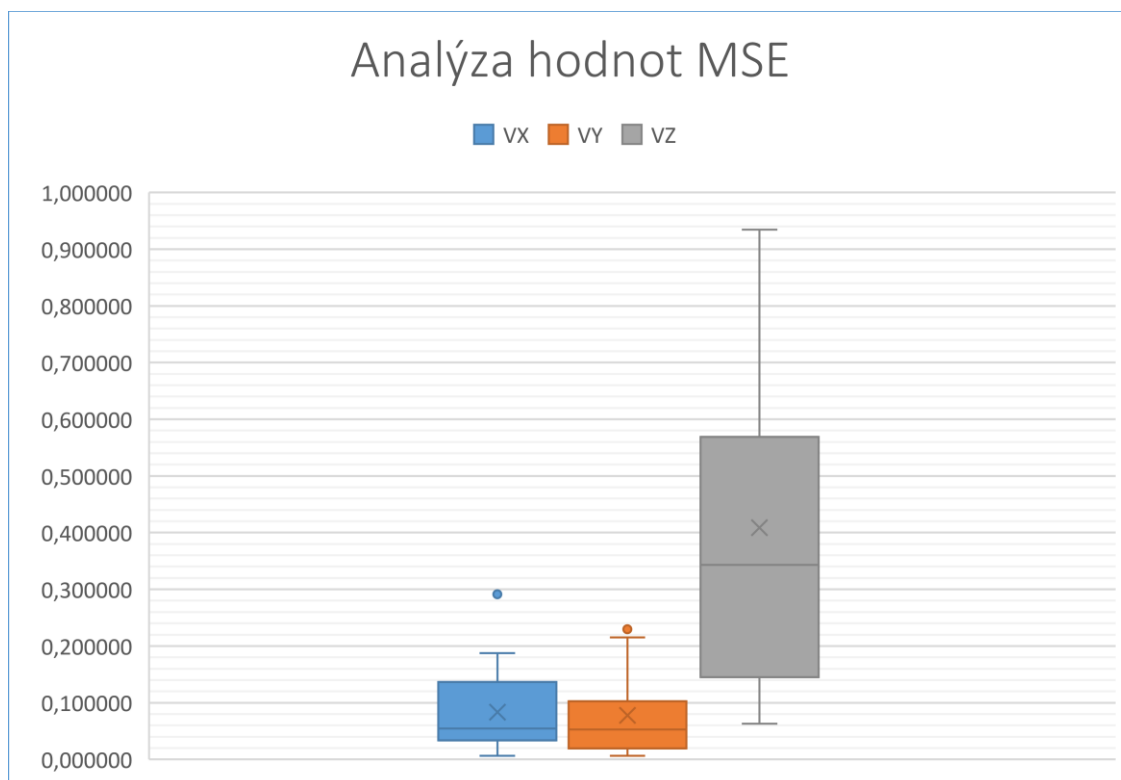
Výsledky v kapitole 5.4.1 je vhodné zobrazit v závislostech, poměrech atd. Proto jsou níže zobrazeny jednoduché, avšak mnoho vypovídající grafy, které slouží k obecné představě o variabilitě výsledků. Ke každému grafu je adekvátní popis.



Graf 1 - Rozdíl výsledných šířek

Graf 1 zobrazuje jaký je poměr mezi měřením šířky pomocí EKG a VKG. Na horizontální ose je soubor pacientů a na vertikální pak šířka v ms. Z výsledků je možno vidět, že u některých pacientů byla změna vyšší a u některých zanedbatelná. Pro zhodnocení výsledků nemá tento graf větší účinek, slouží jen pro představu.

Další pohledy na výsledky jsou pro základní statistickou analýzu. Jednoduchým grafem je zobrazení pomocí **boxplotu**. Tento typ vykreslení udává většinu základních hodnotících parametrů. Je z něj možno vyčíst maximální a minimální hodnotu ve svodu, jeho průměrnou hodnotu, což zobrazuje průměrnou chybu MSE, nebo průměrnou korelaci. Díky těmto informacím si lze udělat obrázek o základním rozdělení dat. Mimo to je zobrazen i medián a odlehlé hodnoty. Zobrazení odlehlých hodnot je indikace k tomu, že resynchronizace je buďto špatná, nebo se vůbec neuplatňuje.

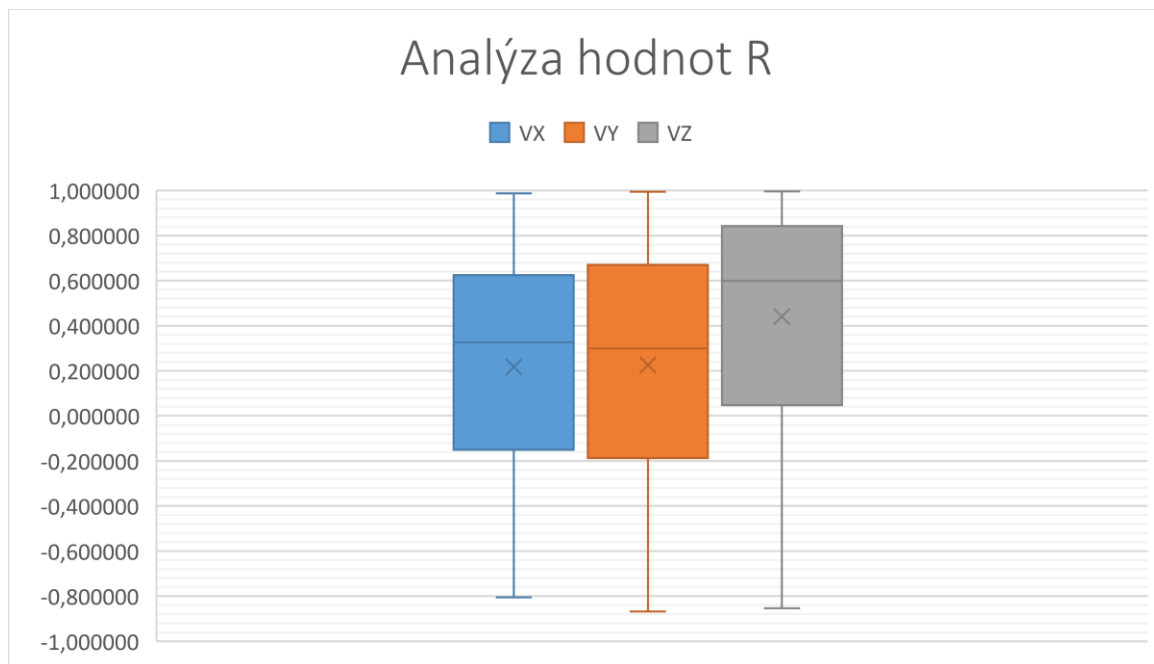


Graf 2 - MSE boxplot

Z grafu 2 lze vyčíst, že výsledné hodnoty pro svod Z se pohybovaly v jiných hodnotách než X a Y. Dále to, že tyto svody obsahují jednu odlehlou hodnotu. Jedná se o hodnoty překračující maximum nebo minimum souboru dat. Horizontální čára v grafu zobrazuje medián hodnot. Tam, kde končí plná výplň je dolní a horní kvartil. Je vidět, že hodnoty MSE se pro VX pohybují mezi **0,02** až **0,12** a to je indikace k tomu, že hodnoty jsou blízké 0. To by bylo špatně v případě, kdyby kritická hodnota nebyla **0,08**. Pokud by byla hodnota zobrazena blízko 1 znamenalo by to, že QRS komplex po resynchronizaci by měl zvláštní tvar.

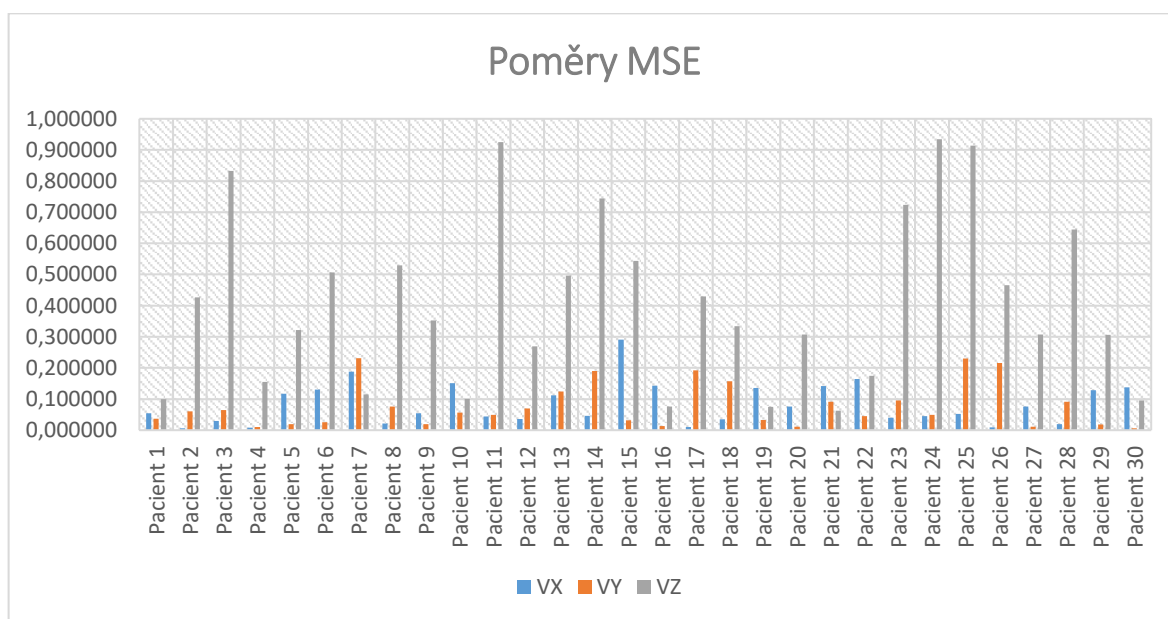
Podmínky, kdy se jedná o dobrou resynchronizaci nebo špatnou, budou popsány níže, avšak již teď je zjevné, které hodnoty budou indikovat špatné výsledky. Boxplot je ideální nástroj po zobrazení souboru hodnot a získání představy o datech. Detailnější statistická analýza by mohla být následující část práce, ovšem pro základní zhodnocení slouží tyto pomůcky.

Stejný případ jako MSE tvoří korelační koeficient svodů, kdy byly jednotlivé svody testovány na vzájemnou závislost, ať už lineární nebo nelineární.



Graf 3 - Korelační koeficient boxplot

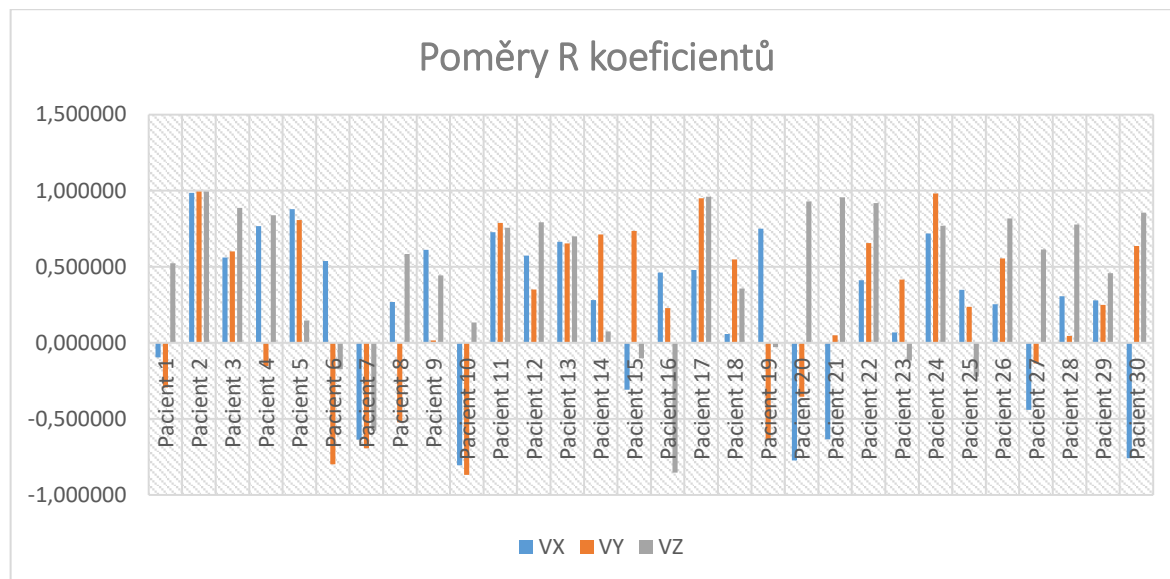
Zde je zobrazeno rozdělení hodnot stejně jako při MSE. Opět lze vidět, že korelační koeficient se pro X a Y pohybuje v podobných mezích. Všechny hodnoty lze odečíst stejně jako u výše zmíněného případu.



Graf 4 - Vzájemné poměry MSE

Na grafu výše je možno vidět vzájemné poměry MSE pro jednotlivé svodu u jednotlivých pacientů. Princip je jednoduchý, čím vyšší jsou všechny hodnoty dohromady, tím to značí lepší resynchronizaci. Například již z grafu lze poznat, že Pacient 14 a jemu podobní, budou dosahovat dobrých výsledků.

Stejné pravidlo platí i u korelačního koeficientu. Ovšem zde se kladně hodnotí ti pacienti, jejichž hodnoty pro jednotlivé svody jsou ideálně blízké nule, v krajním případě se blíží -1.



Graf 5 - Vzájemné poměry R koeficientů

5.4.3 Celkové zhodnocení pacientů

Po testování a analýze díky programu ResTer je možno zhodnotit počet pacientů, u kterých se resynchronizační terapie projevila. Hodnocení probíhalo na třech úrovních, a to podle podmínek popsaných níže. Rozdělení resynchronizační terapie je následující:

	Dobrá resynchronizace
	Průměrná resynchronizace
	Špatná resynchronizace

U pacientů, kteří měli rozdíl šířky před a po výkonu pod kritickou hodnotou bylo rozhodnuto, že padají do skupiny **průměrné** nebo **špatné** resynchronizace. Pokud ještě k tomuto není minimálně trojice ostatních parametrů v kladných číslech, jedná se o definitivně špatnou léčbu. Pokud byl u pacienta zjištěn velký rozdíl šířek, ale ostatní parametry byly nedostačující, bude se opět jednat o **průměrnou až špatnou** resynchronizaci. Hodnocení je uvedeno na příkladu:

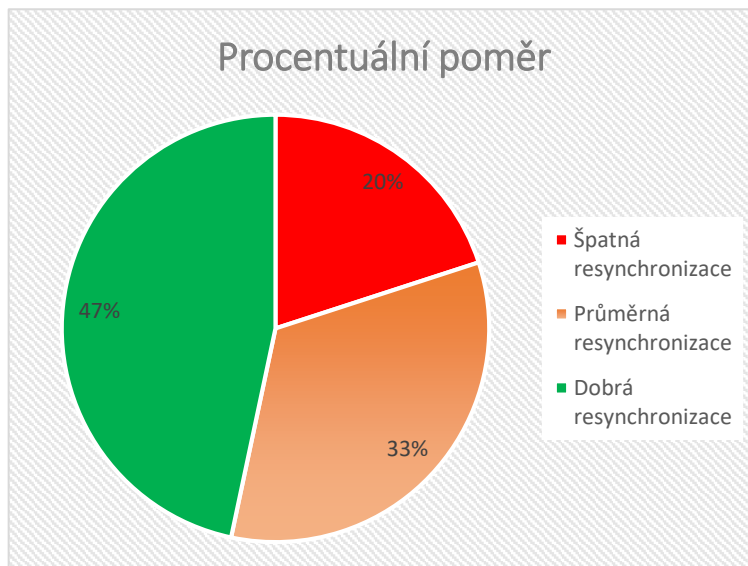
Pacient 2 měl nedostačující zúžení QRS komplexu **22** ms a souběžně pouze pro svod Z došlo k dostačujícímu parametru MSE hodnotou **0,8324**, což je jediný svod, který překročil kritickou hodnotu. Tímto došlo ke zhodnocení, že pacient spadl do skupiny **špatné resynchronizace** a v tabulce výsledků bude označen červenou barvou.

Jiný případ je u pacienta, který má rozdíl šířek nad **36** ms a pro svod Z hodnotu MSE **0,93344**, což je jediný parametr, který vyhovuje podmínkám. Díky kvalitnímu zúžení komplexu je tento pacient zařazen do **průměrné** resynchronizace a v tabulce je označen žlutou barvou.

Tímto způsobem byli zhodnoceni všichni pacienti. V některých případech, kdy bylo například enormní zúžení QRS, jsou dostačující pouze 2 parametry. Konečný výsledek je možno vidět v tabulce 9, ze které vyplývá následující finální tabulka.

Tabulka 10 - Celkové počty

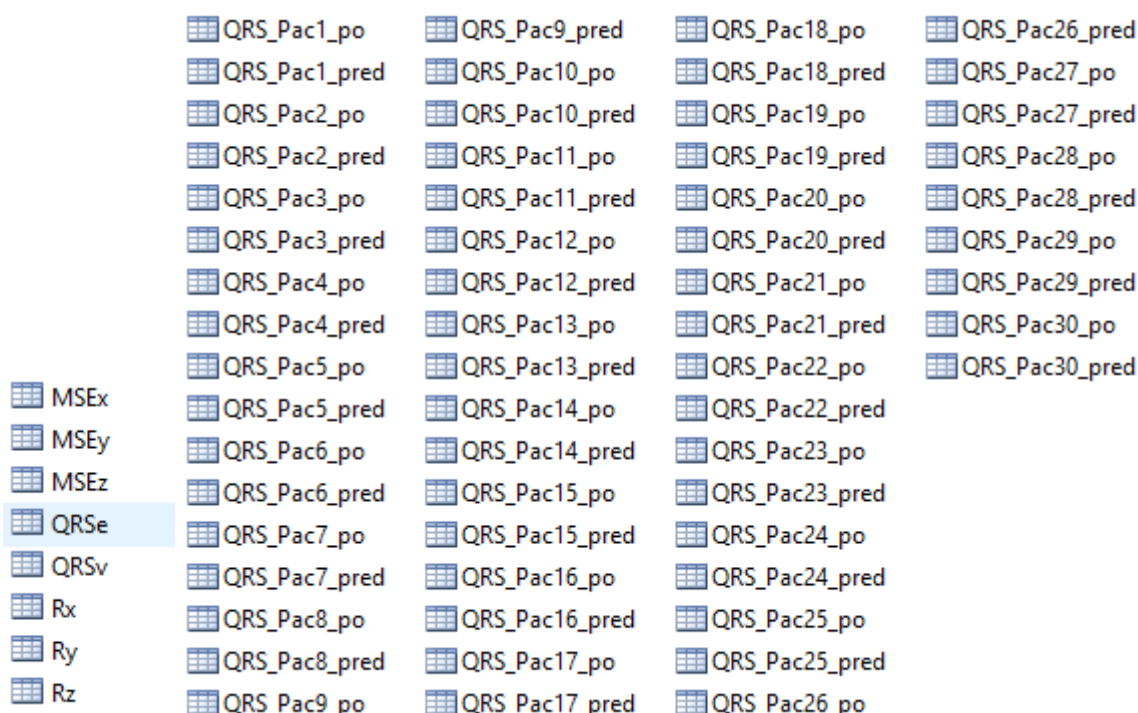
	Počet	Procentuální poměr
Špatná resynchronizace	6	20%
Průměrná resynchronizace	10	33%
Dobrá resynchronizace	14	47%
Celkem	30	100%



Graf 6 - Celkový náhled na soubor

Z informací výše je možno vidět, že počet dobrých a průměrných resynchronizačních terapií převládá nad těmi, které nesplňují dané podmínky. V opačném případě by byl výkon z principu podezřelý. Důležité zjištění je i to, že zúžení komplexů koreluje s lepšími výsledky MSE a korelačního koeficientu. Tento fakt slouží jako kontrola, že princip testování byl správný. Jistě by bylo možno využít i sofistikovanější statistické testy. To však může být práce do budoucna. Pro tyto případy jsou v příložených souborech vytaženy vektory pro další práci.

Ve složce **Vektory výsledků** je možno najít předpřipravené soubory ve formátu **mat**, které je možno implementovat do prostředí MATLAB a zkoumat další parametry. Jedná se o jednotlivé sloupce z tabulky 9 a hlavně porovnávané komplexy, ze kterých tyto výsledky vychází.



Obrázek 52 - Připravené soubory

5.4.4 Zhodnocení výhod vektorkardiografie

Z praxe je možno říct, že nejdůležitější výhoda oproti klasickému EKG je v možnosti vizuálního pohledu na depolarizaci komor. Jak bylo zmíněno v kapitole o VKG, dává nám informaci o stavu dipólu v různých časech a místech. To je hlavní výhoda, která z EKG není možná.

Další výhodou je to, že dostáváme informaci o transverzální depolarizaci, která je v případě EKG neviditelná a může nastat situace, kdy dvě roviny hlásí zúžení komplexu, což se rovná zrychlení depolarizace komor, avšak v třetí ose by došlo k prodloužení tohoto jevu a možností zhoršení stavu pacienta. K pochopení slouží obrázek 31.

Na druhou stranu je nutno říct, že dosavadní metoda dle studií rovněž dosahuje zlepšení výkonnosti pacientů. Možná proto se v dohledné době neuvažuje o využívání VKG v klinické praxi. Jsou však i takoví, kteří se po implantaci BIV – ICD subjektivně cítí stejně, ne-li snad hůř.

Ze studií je známo, že VKG dosahuje lepší výsledky **senzitivity a specifity** oproti EKG, a proto tato analýza nebyla nutná. Pro pochopení těchto dvou pojmů je uveden příklad, který by se dal použít v této problematice. Pokud bychom chtěli ověřit tyto dva parametry, naměřil by se minutový záznam souběžně na EKG a VKG, na kterém by byly jak stimulované, tak vlastní komorové akce s hraniční hodnotou sensingu. Po naměření by byl vytvořen soubor dat, který popisuje kolik komplexů bylo zachyceno z celkového počtu. Tímto se dostávají hodnoty specifity a senzitivity která, jak je uvedeno, je u VKG s lepší hodnotou. Senzitivita i specifita jsou 72 % a prahová hodnota je 0,12mV/ms.

6 Lokátor KES (součást neveřejné části)

6.1 Blokový náhled na funkci programu (součást neveřejné části)

6.1.1 Princip databáze (součást neveřejné části)

6.2 Databáze komorových extrasystol (součást neveřejné části)

6.2.1 Fyzická databáze (součást neveřejné části)

6.3 Tvorba GUI se základními kódy (součást neveřejné části)

6.3.1 Overview.cs (součást neveřejné části)

6.3.2 KesTemplate.cs (součást neveřejné části)

6.3.3 KesSignalSelector.cs (součást neveřejné části)

6.4 Zhodnocení

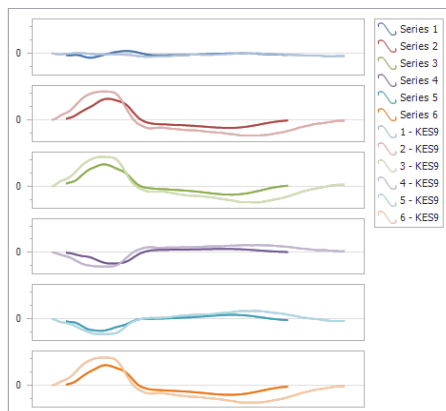
Po vysvětlení celého programu je nutno zhodnotit jeho přínos do praxe a výhody oproti EKG. V první části zhodnocení bude v kapitole porovnání předpokladů s konečným výsledkem. V otázce výtoku pravé komory a levé komory se dodnes řeší problematika určení. Toto je zhodnoceno v kapitole 6.4.2. S tímto koresponduje následující kapitola, která popisuje využití obou metod záznamu. Poslední zhodnocení popisuje přesnost místa určení.

6.4.1 Dodržení předpokladu

Předpoklady k vytvoření SW byly zejména zvýšení rychlosti a přesnosti mapování monomorfní komorových tachykardií. Dále měla aplikace pomoci k bezpečnosti pacienta. Z celkového pohledu je jisté, že předpoklady byly splněny. Již nyní se software používá na elektrofyziologických sálech. Lékaři, kteří na elektrofyziologii pracují jsou softwarem nadšeni a mají zájem na dalším rozvoji.

6.4.2 Rozeznání LVOT a RVOT

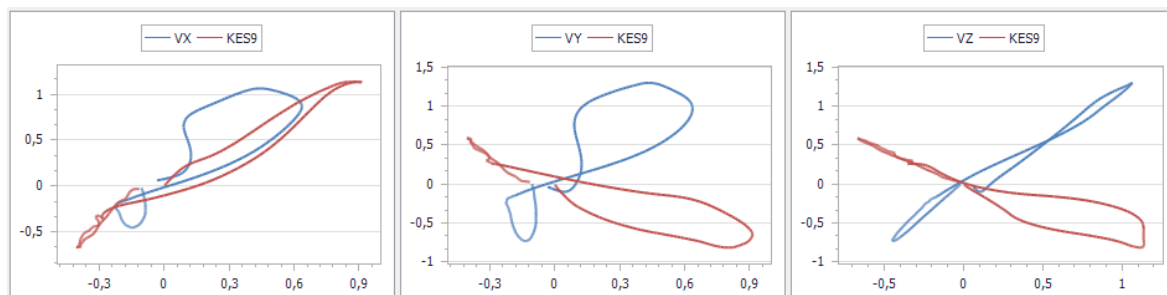
Hlavním problémem při mapování KES z těchto míst je ten, že tyto dvě anatomické struktury srdce se překrývají. Logicky je pak na EKG morfologie shodná. Tento stav je zobrazen na obrázku níže, kde jsou končetinové svody téměř totožné.



Obrázek 53 - RVOT a LVOT

Na záznamu je možno vidět, že končetinové svody RVOT a LVOT jsou totožné. To je hlavní problém, který lékaři hodnotí při rozhodování místa vzniku. Celý výkon se však diametrálně liší v případě, kdy jde o ablací KES RVOT, nebo LVOT. LVOT je výrazně náročnější na přípravu a cenu výkonu. Jak je možno vidět na obrázku 78 jsou podle EKG místa vzniku nerozeznatelné.

Zde nastupuje porovnání pomocí VKG, kde Lokátor KES vyhodnotil **96%** shodu s RVOT a pouze **30%** shodu s LVOT. Tento jev je možno vidět na obrázku 79.



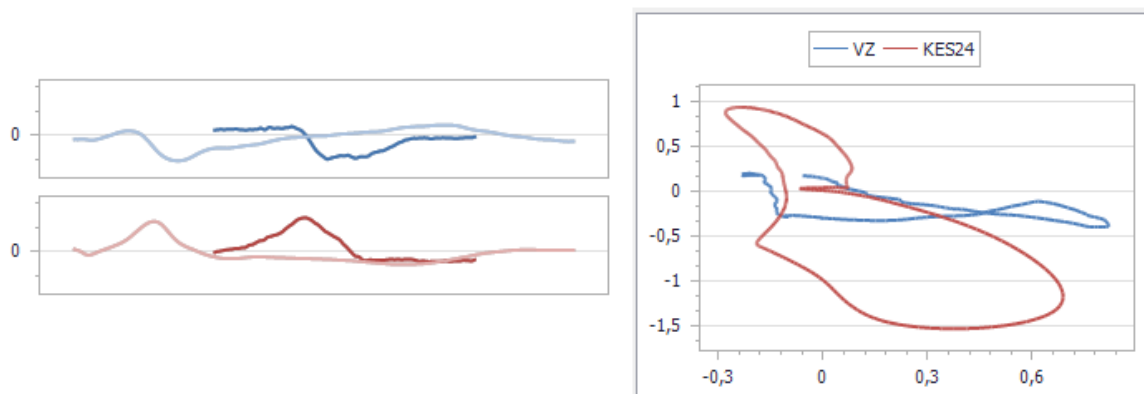
Obrázek 54 - VKG RVOT a LVOT

Je evidentní, že svod VX, který zobrazuje závislost X na Y svodu je téměř podobný. Pokud by se hodnotil pouze tento, nastal by stejný problém jako u končetin EKG. Díky dalším dvěma osám zobrazení je rozlišení LVOT od RVOT jasné.

V tomto směru se jedná o jasnou výhodu VKG proti EKG. A při výkonech se tento jev stal velkou pomocí při ablacích.

6.4.3 Využití VKG proti EKG

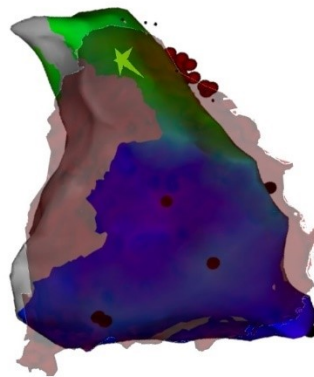
Dalším využitím je to, že při měření EKG nedojde ke stejnému časovému úseku obou signálů, respektive stejnému rozlišení. VKG smyčka je při jakémkoliv nastavení stejná, a proto je porovnání vždy definitivní. Je, který je popsán je možno vidět na obrázku.



Obrázek 55 - Rozdíl EKG

6.4.4 Odhadnutá přesnost

Při odhadování přesností se využíval software v korelaci s mapovacím systémem CARTO 3. Princip byl jednoduchý, díky možnosti měření vzdálenosti v mapovacím systému byly naměřeny vzdálenosti. Princip je podobný jako je zobrazena na obrázku 80.



Obrázek 56 - Proložení k měření

Zjednodušeně řečeno, bylo porovnáno 6 výsledných map Carto 3, se zobrazenou KES v lokátoru. Jednotlivé odchylky je možno vidět v tabulce 11.

Tabulka 11 - Rozdíly lokace

	Lokátor KES	Carto 3 mapa	Rozdíl (mm)
Pacient 1	RVOT	RVOT	2
Pacient 2	LV Mitrál střed	LV Mitrál střed k septu	4
Pacient 3	RV Střední septum	RV Tricuspidální inferiorně	5
Pacient 4	LV Anterolaterální hrot	LV Hrot	2
Pacient 5	RVOT začátek	RVOT střed	1
Pacient 6	LVOT začátek	LV Báze přechod přední stěna	3
Průměr			2,83

Z výše zmíněných informací je možno vyčíst, že rozdíl místa určení, při 6 měření nepřesahuje 5 mm. Důležitá informace je průměrná odchylka **2,83**, což je pro počet 39 KES na celé srdce uspokojivé číslo.

Je jisté, že se zvyšujícím se počtem morfologií v databázi, bude lokace stále přesnější. Ideální stav bude ve chvíli, kdy bude mapování pomocí KES možno zaměřit na 1 mm rozdílů. V takovém případě by se mohlo přejít k neinvazivní radioterapii pomocí CyberKnife.

7 Závěr

Celkový náhled na práci je možno popsat v několika krocích. V korelaci se zadáním diplomové práce se bylo nutno zabývat základní teorií patologií a měřením záznamu pacientů indikovaných k výkonům ablace na elektrofyziologických sálech. Další podmínkou bylo seznámení s problematikou VKG a EKG. Z těchto důvodů byly navrženy systémy pro analýzu výhod VKG. Výhody jsou v parciálních zhodnoceních zjevné. Všechny analýzy byly vztaženy ke zdokonalení ablačních výkonů (Lokátor KES) a prevencí před její nutností (ResTer). První část práce znamenala sbírání reálných dat a jedná se o součást práce, která byla vykonána.

Teoretická část popisovala principy snímání a základní transformační metody. Důležitou informací jsou dobré výsledky senzitivity a specifity VKG. Senzitivita i specifita jsou **72 %** a prahová hodnota je **0,12mV/ms**.

V parciální části o resynchronizační terapii byly představeny postupy a dosavadní způsoby hodnocení. Dosavadní a jediná možnost zhodnocení při využití EKG je porovnání rozdílu šířky. Toto hodnocení by znamenalo, že ze skupiny 30 pacientů by úspěšných bylo pouze **11 pacientů**. Díky využití VKG bylo možno nastavit více hodnotících parametrů (MSE, korelační koeficient). Tento stav dovolil vyhodnotit **6 pacientů** jako **špatnou** resynchronizaci, **10 pacientů** jako **průměrnou** resynchronizaci a **14 pacientů** jako **dobrou** resynchronizaci. Ke zhodnocení slouží i přiložené grafy a jasná dominance zhodnocení depolarizace komor v **transverzální** rovině, což u EKG není možné. K analýze byl vyvinut software ve vývojovém prostředí MATLAB R2014a.

Hlavní přínos VKG je při lokaci idiopatických komorových extrasystol. Po vytvoření databáze bylo hledáno využití. Nakonec je možno s jistotou říct, že v otázce rozhodování místa vzniku KES mezi **RVOT a LVOT** je VKG **výhodnější** než klasické EKG. Mimo tento hlavní přínos bylo empirickým měřením zjištěn rozptyl pro odhad místa vzniku, který je **3 mm**. Je však nutno kriticky se postavit k tomuto číslu, protože by bylo nutné vytvořit více měření, stejně tak jako využít lepší označování. Procentuální hodnoty shod se pohybují mezi **80 – 90 procenty**.

V dalším pokračování je možno rozšířit problematiku SW ResTer s klinickým zhodnocením pacientů s odstupem 1 až 2 let. Hodnocené by mohly být subjektivní pocity pacientů, EF levé komory, případně zátěžové EKG. Z pohledu lokátoru KES by měla být rozšířena databáze hlavně z kritických oblastí RVOT a LVOT pro detailnější rozpoznávání. Epikardiální KES by bylo možno taky mapovat kvalitněji než pomocí EKG. V poslední části by bylo provedeno měření přesnosti a klíčem k celkovému zhodnocení výhod VKG by byla oficiální klinická studie.

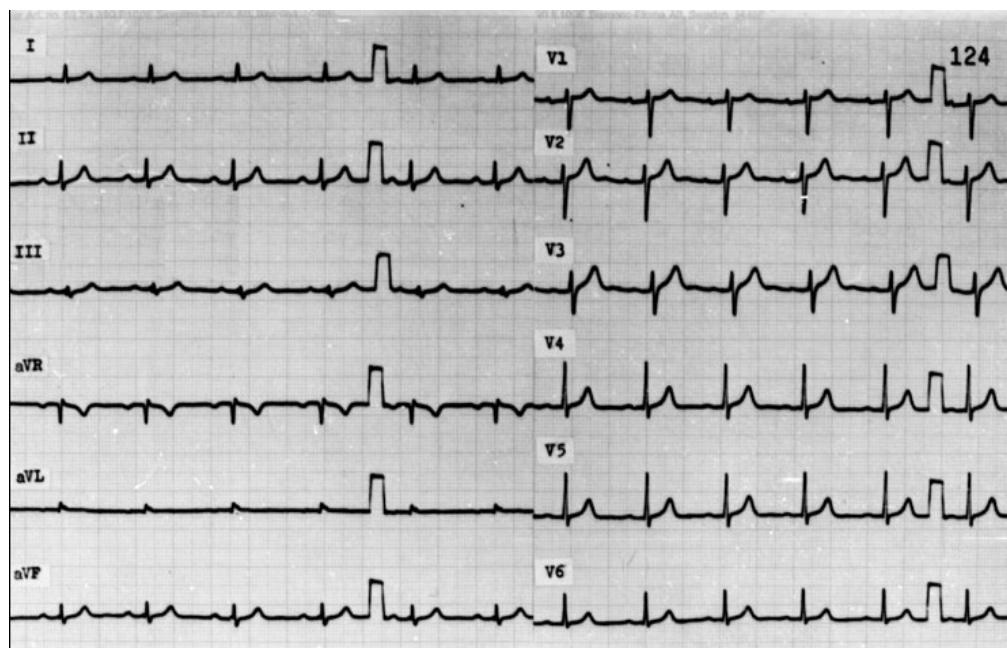
Literatura

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.
- [2] ROKYTA, Richard, Dana MAREŠOVÁ a Zuzana TURKOVÁ. *Somatologie: učebnice*. 7. vydání. Praha: Wolters Kluwer, 2016. ISBN 978-80-7552-306-8.
- [3] DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. Vyd. 2. (přepřac. a dopl.). Olomouc: Epava, 2000. ISBN 80-86297-05-5.
- [4] KÖLBEL, František. *Praktická kardiologie*. Praha: Karolinum, 2011. ISBN 978-80-246-1962-0.
- [5] ČERNOHORSKÝ, Jindřich. *O vektorovém výkladu elektrokardiogramu*. *Vnitřní lékařství*. 1968.14(11): 1117–1126. ISSN 0042-773X.
- [6] KORS, J. A., VAN HERPEN, G., SITTIG, A. C., and VAN BEMMEL, J. H. *Reconstruction of the frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: diagnostic comparison of different methods*. *European heart journal*, 1990, 11(12):1083–1092.
- [7] HAMAN, P. *Základy klinické elektrokardiografie*. Praha: MEDPRINT, 1993.
- [8] Výukový web EKG [online]. Plzeň: MUDr. Petr Haman, 1995 [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz>
- [9] Výukový portál Lékařské fakulty univerzity Palackého v Olomouci. *Výukový portál*. [online]. @2005-2010 [cit. 2016-10-05]. Dostupné z: <http://noe.upol.cz/ShowAndFilter.aspx>
- [10] EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katédrových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [11] BACHÁROVÁ, Ljuba. *Atlas klinickej vektorkardiografie*. Bratislava: SymeKard, 1992. ISBN 80-901168-0-9.
- [12] RUTTKAY-NEDECKÝ, Ivan. *Elektrické pole srdca: úvod do ortogonálnej elektrokardiografie a vektorkardiografie*. Bratislava: Veda, 1983.

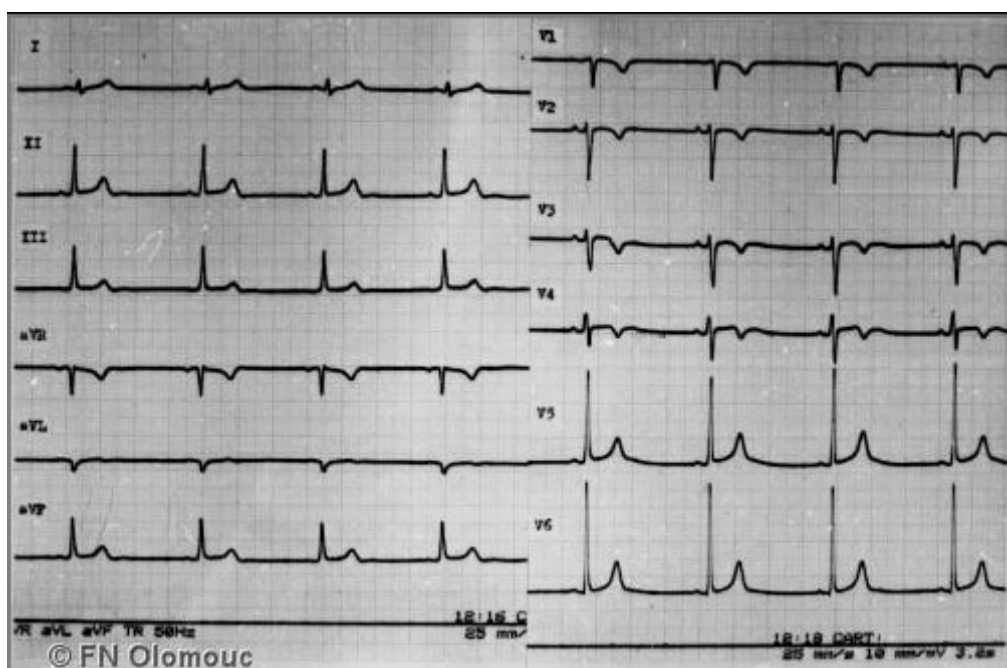
- [13] E. Frank. General theory of heart-vector projection. *Circulation Research*, vol. 2(issue3):258–270, 1954-05-01.
- [14] E. Frank. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. *Circulation*, 13(5):737–749, 1956.
- [15] P. W. Macfarlane. *Comprehensive electrocardiology*. Springer, London, 2nd ed. /edition, c2011.
- [16] EDENBRANDT, L., PAHLM, O. Vectorcardiogram synthesized from a 12-lead ecg: Superiority of the inverse dower matrix. *Journal of Electrocardiology*, 1988, 21(4): 361 až 367.
- [17] R. Correa, P. Arini, L. Correa, M. Valentinuzzi, and E. Laciari. Analysis of vectorcardiographic dynamic changes in patients with acute myocardial ischemia. *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 477:012032–, 2013-12-31.
- [18] G. D. Clifford, S. Nemati, and R. Sameni. An artificial vector model for generating abnormal electrocardiographic rhythms. *Physiological Measurement*, vol. 31(issue5):595–609, 2010-05-01
- [19] D. Cortez, N. Sharma, J. Cavanaugh, F. Tuozo, S. Miyamoto, and A. Batra. Improving screening methods for pediatric hypertrophic cardiomyopathy using the spatial qrs-t angle. *Journal of Cardiac Failure*, 19(8, Supplement):S64 –, 2013. Abstracts from the 17th Annual Scientific Meeting Heart Failure Society of America September 22-25, 2013.
- [20] J. Odenstedt, A. Rubulis, L. Grip, and L. Bergfeldt. Distorted t-vector loop and increased heart rate are associated with ventricular fibrillation in a porcine ischemiareperfusion model. *Journal of Electrocardiology*, 42(3):267 – 273, 2009.
- [21] Adriaan van Oosterom. Vectorcardiography based analysis of atrial fibrillation. *Cardiology*, pages 39–55, 2009.
- [22] RUBEL, Paul, Ilham BENHADID a Jocelyne FAYN. Quantitative assessment of eight different methods for synthesizing frank VCGs from simultaneously recorded standard ECG leads. *Journal of Electrocardiology*. 1991, vol. 24, s. 197-202. DOI: 10.1016/S0022-0736(10)80045-7. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073610800457>.

- [23] HYTTINEN, J.A., J.J. VIIK, H. ESKOLA a J.A. MALMIVUO. Optimization and comparison of derived Frank VECG lead systems employing an accurate thorax model. *Computers in Cardiology 1995* [online]. IEEE, 1995, s. 385-388 [cit. 2014-04-17]. DOI: 10.1109/CIC.1995.482666. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=482666>.
- [24] Kors JA, Van Herpen G, Sittig AG, Van Bommel JH. Reconstruction of the Frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: diagnostic comparison of different methods [online]. 1990, č. 11 [cit. 2014-12-06]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2292255>.
- [25] MACFARLANE, Peter W, L EDENBRANDT a O PAHLM. 12-lead vectorcardiography. Boston: Butterworth Heinemann, 1995, vii, 152 p. ISBN 07-506-0778-5.
- [26] Derivation of Orthogonal Leads from the 12-Lead ECG. Accuracy of a Single Transform for the Derivation of Atrial and Ventricular Waves [online]. 2006, č. 33 [cit. 2014-12-06]. Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=4511835&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D4511835.
- [27] HYTTINEN, J.A., J.J. VIIK, H. ESKOLA a J.A. MALMIVUO. Optimization and comparison of derived Frank VECG lead systems employing an accurate thorax model. *Computers in Cardiology 1995* [online]. IEEE, 1995, s. 385-388 [cit. 2014-04-17]. DOI: 10.1109/CIC.1995.482666. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=482666>.
- [28] ECG Interpretation. [Http://ecg-interpretation.blogspot.cz](http://ecg-interpretation.blogspot.cz) [online]. University of Florida, College of Medicine: Blogger, 2010 [cit. 2017-01-17]. Dostupné z: <http://ecg-interpretation.blogspot.cz/2011/01/ecg-interpretation-review-13-bbb-wide.html>
- [29] BEM: Vectorcardiographic Lead Systems. [Http://ecg-interpretation.blogspot.cz](http://ecg-interpretation.blogspot.cz): Vectorcardiographic Lead Systems [online]. 2010 [cit. 2017-01-17]. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/16/16.htm>

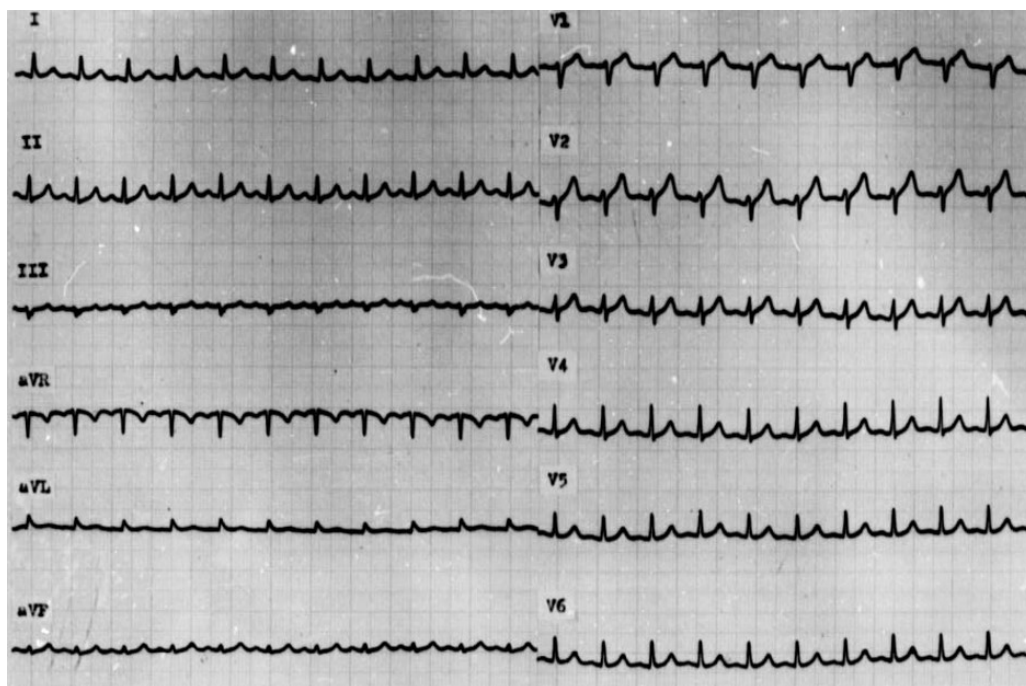
Příloha I. – EKG Křivky



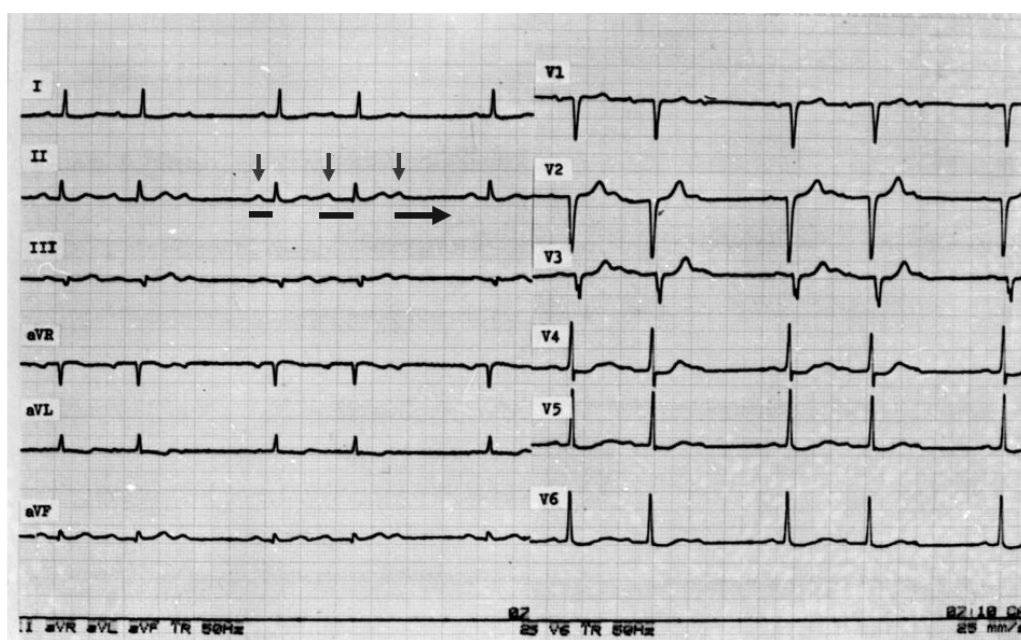
Sinusový rytmus[9]



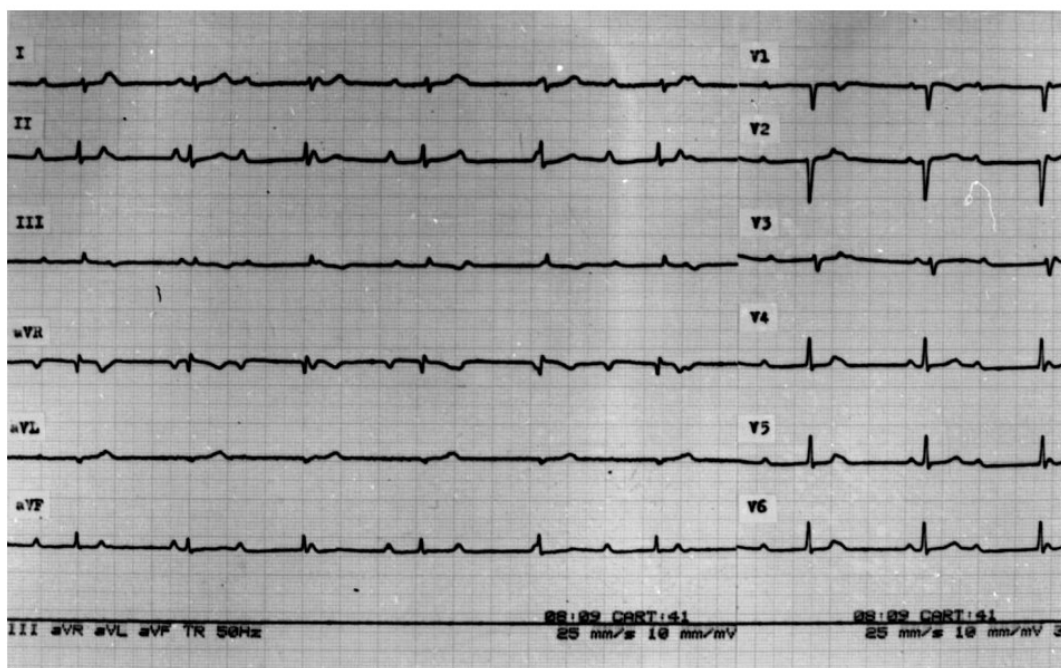
Sinusová bradykardie[9]



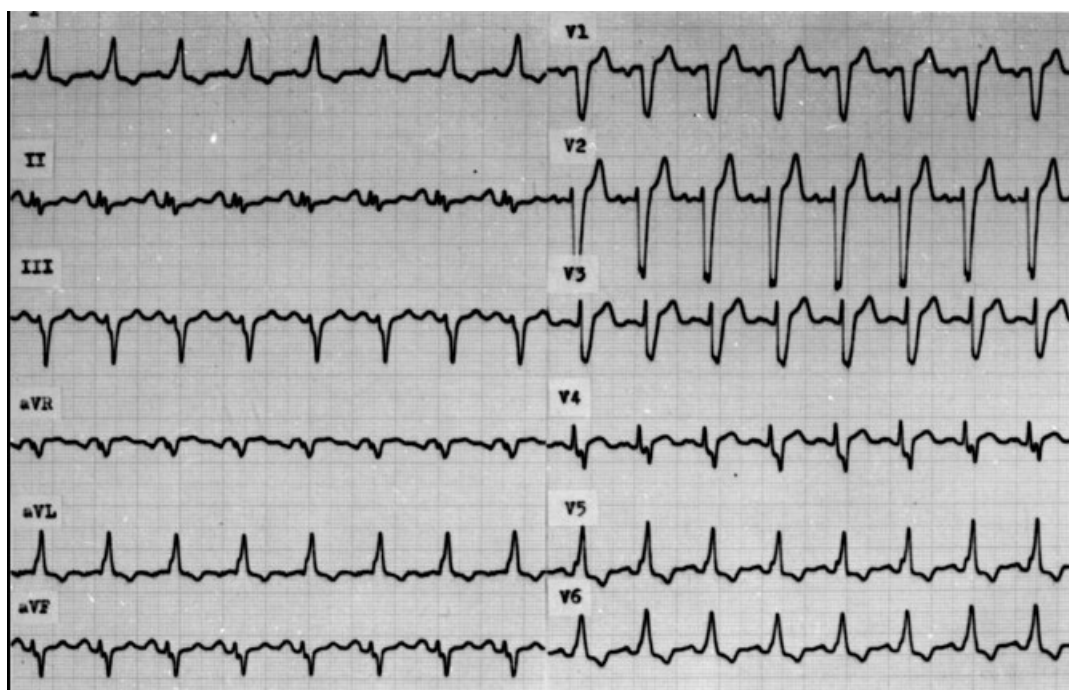
Sinusová tachykardie[9]



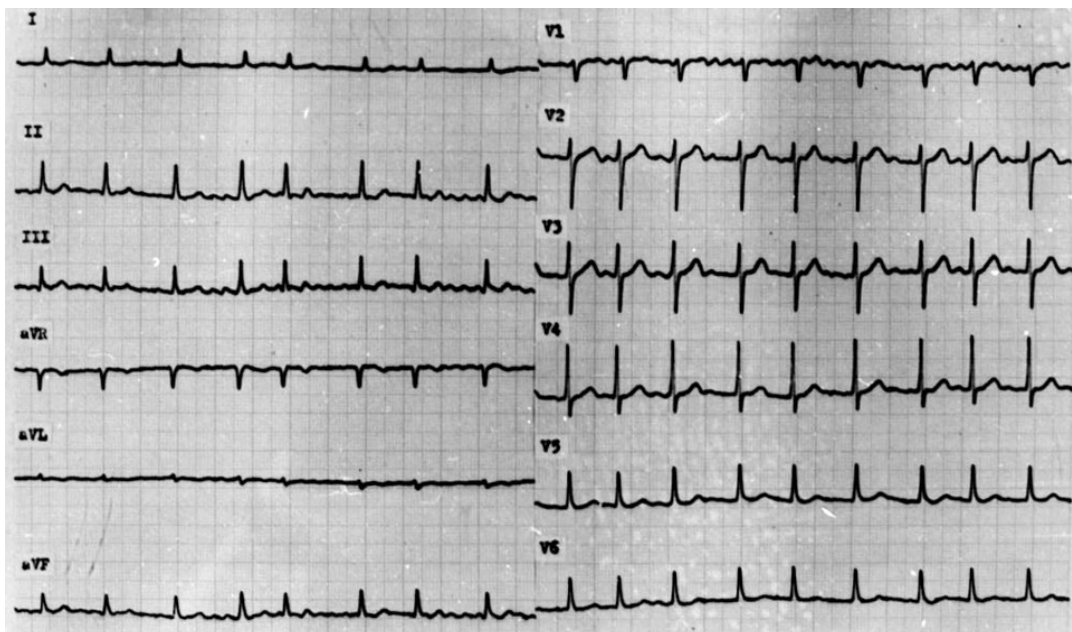
AV blokáda II. stupně se štíhlým QRS komplexem[9]



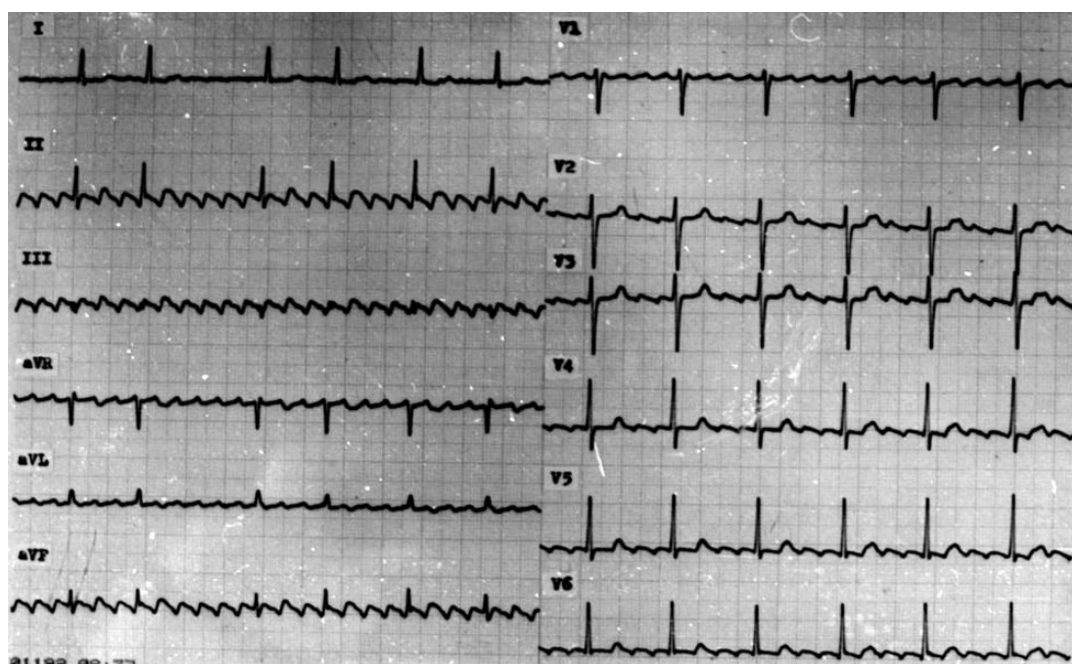
AV blokáda III. stupně se štíhlým QRS komplexem[9]



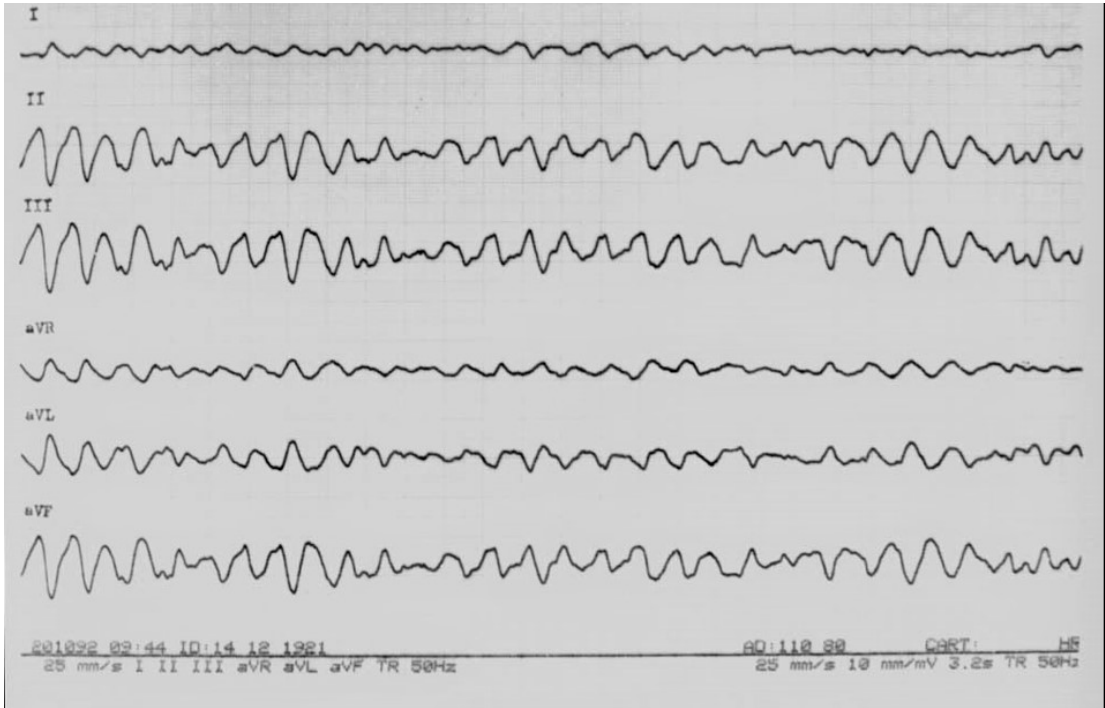
Blok levého Tawarového raménka[9]



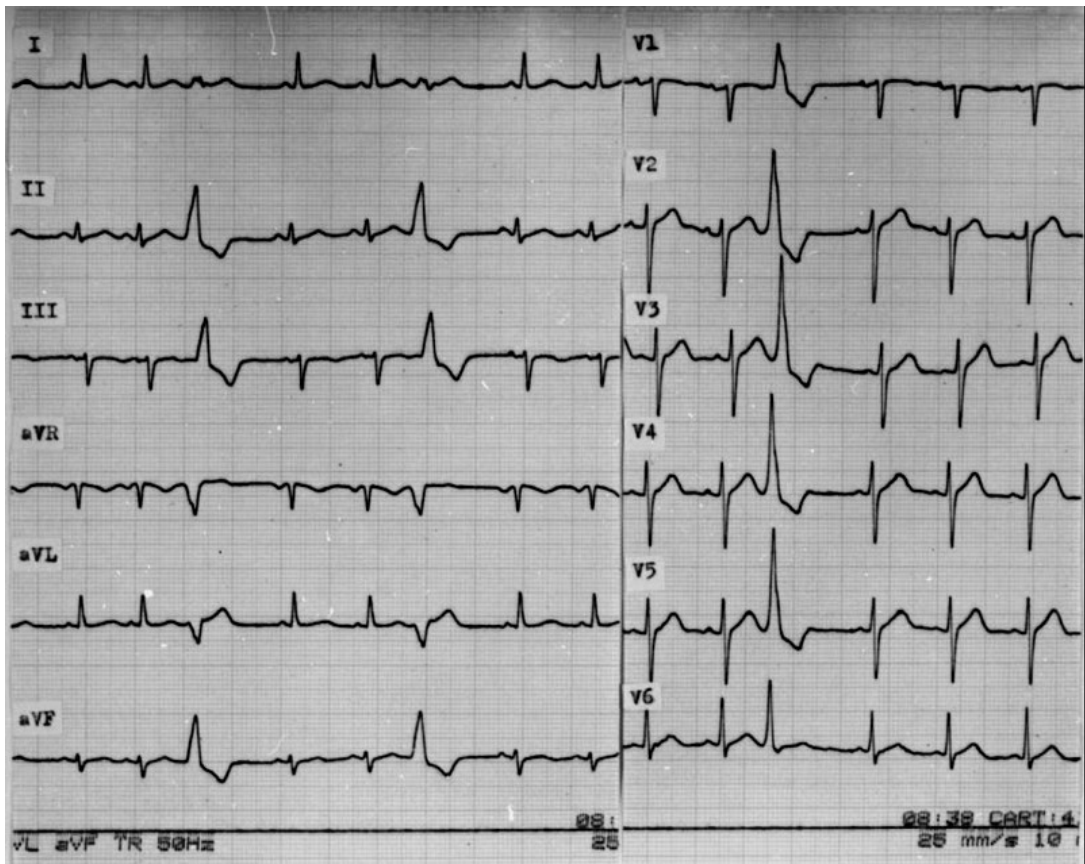
Fibrilace síní s nepravidelným převodem na komory[9]



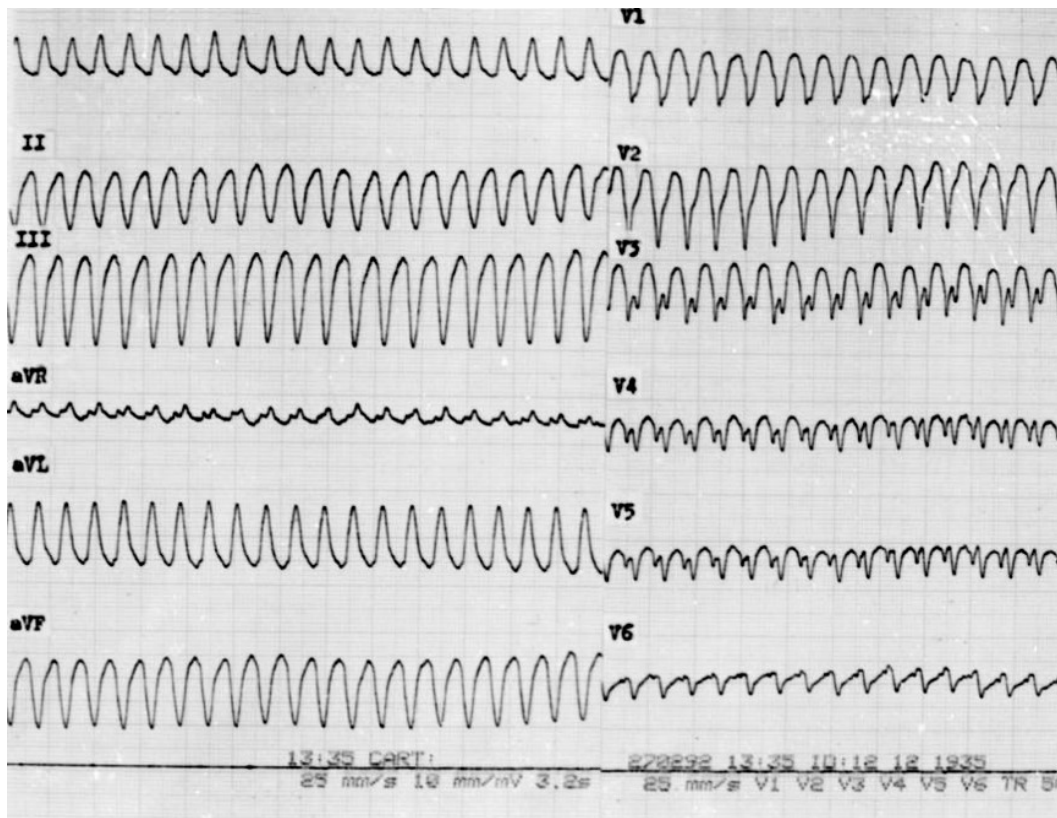
Flutter síní s převodem na komory[9]



Fibrilace komor[9]



Komorové extrasystoly[9]



Setrvalá monomorfní komorová tachykardie[9]

Příloha II. – Vzhled ResTer (součást neveřejné části)

Příloha III. – Vzhled Lokátor KES (součást neveřejné části)