



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**ANALÝZA INTRAKARDIÁLNÍHO ELEKTROGRAMU
SRDEČNÍCH ARYTMÍÍ VE SPEKTRÁLNÍ OBLASTI**

ANALYSIS OF INTRACARDIAC ELECTROGRAM OF HEART ARRHYTHMIAS IN THE SPECTRAL DOMAIN

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Adéla Karlíková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2018

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Adéla Karlíková

ID: 182469

Ročník: 3

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Analýza intrakardiálního elektrogramu srdečních arytmii ve spektrální oblasti

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v problematice mapování srdečních arytmii při katéetrové radiofrekvenční ablaci. 2) Navrhněte hardwarovou konfiguraci potřebnou pro online akvizici a analýzu intrakardiálního komorového signálu. 3) Navrhněte metodu mapování komorových arytmii ve spektrální oblasti v průběhu elektrofyziologického vyšetření. 4) Navrhněte programové řešení algoritmů vybraných metodik v programovém prostředí LabView. 5) Ověřte navrženou metodu při katetrizačních výkonech. 6) Proveďte statistické zhodnocení získaných dat. 7) Proveďte diskuzi výsledků a zhodnoťte účinnost a využitelnost navrženého řešení v praxi.

Práce bude řešena ve spolupráci s Mezinárodním centrem klinického výzkumu (FNUSA-ICRC).

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] EISENBERGER, M.; BULAVA, A.; FIALA, M.: Základy srdeční elektrofyziologie a katéetrových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.

[2] ZIPES, D. P.; JALIFE, J.: Cardiac electrophysiology: from cell to bedside. Sixth edition. ISBN 978-1-45-7-2856-5.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 25.5.2018

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

Konzultant: Ing. Tomáš Kulík

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Nejdůležitějším aspektem úspěšné ablace a zrušení arytmie je nalezení místa, odkud se arytmie šíří. Místo počáteční aktivace lze nalézt konvenčními nebo komplexními technikami. Tato práce popisuje novou konvenční metodu, kterou lze v praxi také uplatnit. Bylo zjištěno, že se zkracující se vzdáleností katétru od místa počáteční aktivace se posouvá dominantní frekvence k vyšším hodnotám. Tuto skutečnost použijeme při vytvoření algoritmu porovnávající hodnoty frekvencí ve frekvenčním spektru signálu a k posouzení, jak daleko od místa vzniku arytmie se katétr nachází. V závěru práce je uvedeno zhodnocení naměřených klinických dat a porovnání účinnosti jednotlivých metod.

Klíčová slova

Elektrogram, dominantní frekvence, aktivační mapování, intrakardiální signály, frekvenční spektrum

Abstract

The most important aspect of successful ablation and destruction of arrhythmia is to find the place where arrhythmia spreads. The site of initial activation can be found by conventional or complex techniques. This thesis describes a new conventional method that can also be applied in practice. It was found that the closer is catheter to the place of the initial activation the more dominant frequency shifts to the higher values. We will use this fact in creating an algorithm which will compare frequency values in the frequency spectrum. This algorithm will also assess how far is the catheter located from the site of the origin of the arrhythmia. In the conclusion of the thesis is an evaluation of the measured clinical data and a comparison of the effectiveness of the method.

Keywords

Electrogram, dominant frequency, activation mapping, intracardiac signals, frequency spectrum

Bibliografická citace:

KARLÍKOVÁ, A. *Analýza intrakardiálního elektrogramu srdečních arytmií ve spektrální oblasti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 68 s. Vedoucí bakalářské práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Analýza intrakardiálního elektrogramu srdečních arytmií ve spektrální oblasti jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne **25. května 2018**

.....
podpis autorky

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Mězlovi, Ph.D. a Ing. Tomáši Kulíkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne **25. května 2018**

.....
podpis autorky

OBSAH

1	Úvod.....	10
2	Srdce.....	11
2.1	Anatomie srdce	11
2.2	Převodní systém srdeční	12
2.3	Srdeční signály.....	13
2.3.1	Hodnocení EKG záznamu.....	13
2.3.2	Dvanáctisvodové EKG.....	14
2.3.3	Intrakardiální signály	14
2.4	Elektrofyzilogické vyšetření	15
3	Srdeční arytmie	16
3.1.1	Klasifikace arytmíí	16
3.1.2	Mechanismus vzniku arytmíí	16
3.1.3	Mapování arytmíí	17
4	Vybavení elektrofyzilogického sálu pro radiofrekvenční ablaci	21
4.1	Hardware.....	21
4.1.1	Generátor radiofrekvenční energie.....	21
4.1.2	Stimulátor.....	22
4.1.3	Rentgenový přístroj.....	22
4.1.4	Elektrofyzilogické katétry	23
4.2	Software	26
4.2.1	BARD Labsystem Pro.....	26
4.2.2	Ensite Velocity/ Precision	26
5	Hardwarová konfigurace	27
5.1	Záznamová karta NI USB 6259 BNC.....	27
5.2	Konektor jack 6,3mm	28
5.3	BNC konektor	28
5.4	Schéma zapojení	29
5.5	Programové a vývojové prostředí LabVIEW	29
6	Návrh realizace metody dominantní frekvence.....	30
6.1	Frekvenční mapování.....	30
6.2	Blokové schéma.....	30
6.3	Získání signálu	30
6.4	Předzpracování signálu	30
6.5	Frekvenční spektrum.....	31
6.6	Prahování a výběr požadovaného signálu.....	31
6.7	Porovnání s konvenčními a komplexními metodami	32
7	Realizace programu v LabVIEW	33

7.1	Záznam signálu do formátu .txt	33
7.1.1	Vytvoření .txt formátu.....	34
7.1.2	Blok DAQ Assistant.....	34
7.1.3	Smyčka Elapsed Time.....	35
7.2	Vyhodnocení signálu programem.....	35
7.2.1	Otevření textového souboru	36
7.2.2	Převod z matice na vektor	36
7.2.3	Filtrace signálu	37
7.2.4	Fourierova transformace	37
7.2.5	Vykreslení grafů.....	38
7.2.6	Detekce nejvyššího píku v signálu	39
7.2.7	Smyčka For Loop a Case Structure.....	40
7.2.8	Určení hledaného signálu	41
8	Protokol měření.....	42
8.1	Použitý materiál	42
8.2	Postup měření	42
8.3	Podmínky měření	43
8.4	Úprava signálu	43
8.5	Poznatky z měření.....	44
9	Vyhodnocení jednotlivých měření	46
9.1	Hypotézy	46
9.2	Princip metody dominantní frekvence	46
9.3	Typický flutter	47
9.4	Atypický flutter.....	51
9.5	Paroxysmální fibrilace síní	54
10	Diskuze získaných výsledků	58
10.1	Chyby měření.....	59
11	Závěr	60
	Bibliografie	62
	Seznam symbolů, veličin a zkratek	65
	Přílohy	67

Seznam obrázků

Obrázek 1: Schéma stavby srdce, šipky naznačují směr proudu krve, převzato z [6]....	11
Obrázek 2: Převodní systém srdeční, převzato z [6]	12
Obrázek 3: Srdeční funkce probíhající během jednoho cyklu, převzato z [19].....	13
Obrázek 4: A – unipolární signál, B – bipolární signál, převzato z [1]	14
Obrázek 5: Aktivační mapování komorové tachykardie na podkladě reentry ve tvaru osmičky, vzruch vstupuje v místě A do zóny B a opouští ji v místě C, převzato z [1]..	17
Obrázek 6: Generátor radiofrekvenční energie.....	22
Obrázek 7: Elektrofyzilogický sál s rentgenovým přístrojem, C – rameno lze vidět vlevo	23
Obrázek 8: Elektrofyzilogické katétry, A – kvadripolární katétry s různou velikostí mezi elektrodami, B – HALO katétr k mapování trikuspidálního prstence a LASSO k mapování plicních žil, C – různé velikosti zakřivení katétru, převzato z [1]	24
Obrázek 9: A – standardní katétr, B – chlazený katétr, převzato z [1]	25
Obrázek 10: A – uzavřený systém chlazených katétrů, B – otevřený systém, převzato z [1]	25
Obrázek 11: 3D mapování pomocí systému Ensite Precision	26
Obrázek 12: Záznamová karta NI USB 6259, převzato z [13]	27
Obrázek 13: Náčrtek konektoru jack 6,3 mm, převzato z [14]	28
Obrázek 14: Konektor typu BNC, převzato z [12]	28
Obrázek 15: Schéma návrhu propojení jednotlivých komponent, převzato z [14], [16], [17]	29
Obrázek 16 - Schéma návrhu realizace metody.....	30
Obrázek 17- Program na vytvoření textového souboru	33
Obrázek 18 - Blok Open/Create/replace File, převzato z [21]	34
Obrázek 19 - Blok Write To Text File, převzato z [22]	34
Obrázek 20 - Blok MyDAQ Assistant.....	34
Obrázek 21 - Blok Concatenate Strings s tabulátory	35
Obrázek 22 - Blok Elapsed Time.....	35
Obrázek 23 - Otevření/ Zavření textového souboru	36
Obrázek 24 - Blok Spreadsheet String To Array, převzato z [31]	36
Obrázek 25 - Blok Reshape Array, převzato z [26]	36
Obrázek 26 - Převod z matice na vektor	36
Obrázek 27 - Ukázka použitých filtrů.....	37
Obrázek 28 - FFT.vi.....	38
Obrázek 29 - Vykreslení části spektra	38
Obrázek 30 - Blok Built a waveform, převzato z [25]	38
Obrázek 31 - Blok Built a waveform v programu	39

Obrázek 32 - Ukázka původního signálu a jeho výsledného spektra ve Front Panelu ...	39
Obrázek 33 - Blok Array Max & Min, převzato z [23]	40
Obrázek 34 - Blok Threshold 1D Array, převzato z [24]	40
Obrázek 35 - Soubor bloků určující dominantní frekvenci signálu.....	40
Obrázek 36 - Ukázka načítání signálů, vlevo smyčka For Loop, vpravo Case Structure	41
Obrázek 37 - Hledání dominantní frekvence ze všech signálů.....	41
Obrázek 38 - Nastavení měřicí karty pro propojení s LabVIEW	43
Obrázek 39 - Ukázka spektra po filtraci PP 1-20 Hz a rektifikace.....	44
Obrázek 40 - Ukázka spektra po filtraci PP 20-450 Hz, rektifikace a následně PP 1-20 Hz	45
Obrázek 41 - Anatomie pravé síně, šipky ukazují směr šíření typického flutteru, převzato z [30].....	47
Obrázek 42 - Pacient č.1, spektrum na CTI.....	48
Obrázek 43 - Pacient č.2, spektrum na CTI.....	49
Obrázek 44 - Pacient č.3, spektrum na CTI.....	50
Obrázek 45 - Anatomie srdce pro názornost míst stimulace při atypickém flutteru, převzato z [33]	51
Obrázek 46 - Pacient č.4, Spektrum v horní části MI.....	52
Obrázek 47 - Pacient č.5, Spektrum na mitrálním anulu	52
Obrázek 48 - Pacient č.6, Spektrum na mitrálním anulu	53
Obrázek 49 - Elektrofyzilogie srdce s fibrilací síní, převzato z [32].....	54
Obrázek 50 - Ukázka spektra s mnoha píky	56
Obrázek 51 - Ukázka spektra s jedním píkem	56
Obrázek 52 - Histogram zastoupení DF v závislosti na místě měření u fibrilace síní....	57

Seznam tabulek

Tabulka 1: Celkový přehled srdečních arytmí a jejich mapování	20
Tabulka 2 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů	48
Tabulka 3 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů	49
Tabulka 4 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů	49
Tabulka 5 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů	51
Tabulka 6 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů	52
Tabulka 7 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů	53
Tabulka 8 - Hodnoty frekvencí u pacientů s fibrilací síní	55
Tabulka 9 - Výčet úspěšnosti metody u flutterů	58

1 ÚVOD

Srdeční arytmie jsou poruchy srdečního rytmu, které patří mezi nejčastější srdeční onemocnění. Arytmie lze účinně léčit farmakologicky podáním vhodných antiarytmik. Tyto léky však způsobují řadu vedlejších účinků, a tak se v dnešní době lékaři přiklání k tomu, aby pacient podstoupil zákrok zvaný katétrizační ablace. Cílem takového výkonu je odstranit místo vzniku arytmie pomocí katétru, který v místě vzniku arytmie v srdci aplikuje radiofrekvenční energii. Pro správné nalezení nejčasnější aktivace dané arytmie je třeba využít dostupné konvenční a komplexní metody. Takovou komplexní metodou je i metoda dominantní frekvence. V dosavadních výzkumech bylo zjištěno, že čím blíže je katétr k místu nejčasnější aktivace arytmie, tím se bude nejvyšší pík v amplitudovém spektru posouvat do vyšších frekvencí. V současné době zatím nebyl vytvořen žádný algoritmus, který by tuto metodu uvedl do praxe.

Teoretická část semestrální práce pojednává o problematice aktivačního mapování při elektrofyziologických výkonech. Obsahuje popis mechanismu vzniku arytmii, pojednává o různých metodách mapování srdečních arytmii, také zahrnuje orientační výčet hlavního technického vybavení na elektrofyziologických sálech. Nejdůležitější kapitolou je návrh realizace metody, která popisuje metodu dominantní frekvence. Tuto metodu lze zařadit mezi praktické komplexní metody aktivačního mapování.

Praktická část obsahuje navržený algoritmus pro určení dominantní frekvence signálu a nalezení místa nejčasnější aktivace. Součástí praktické části je také zhodnocení úspěšnosti realizované metody.

Téma práce vzniklo při absolvování praxe ve Fakultní nemocnici u svaté Anny v Brně na elektrofyziologických sálech I. Interní kardioangiologické kliniky, kde se tyto výkony provádí.

2 SRDCE

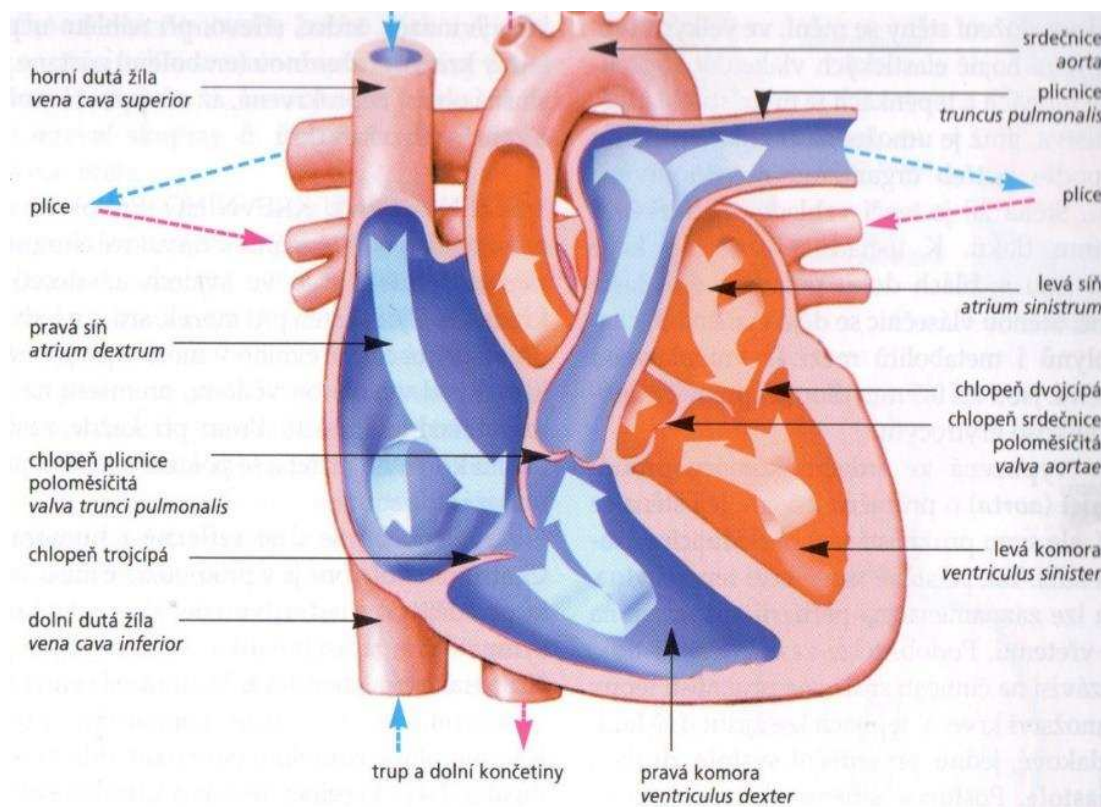
2.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý nepárový orgán kardiovaskulárního systému. Nachází se ve středním dolním mediastinu a je uloženo za hrudní kostí v rozsahu své 1/3 vpravo a 2/3 vlevo od střední čáry. Srdce se skládá ze čtyř srdečních dutin oddělených přepážkami a chlopněmi. Klinicky a funkčně jej lze dělit na pravé a levé srdce. Srdeční osa spojuje ústí horní duté žíly se srdečním hrotem a směřuje šikmo doleva, dopředu a dolů. [6], [7]

Osrdečník neboli perikard je nepružný vakovitý obal složený ze dvou listů, mezi kterými se nachází serózní tekutina, ta usnadňuje pohyb srdce. [8]

Do pravé síně ústí obě duté žíly a žíly ze stěny srdeční. Krev z pravé síně se dostává stahem svaloviny do pravé komory přes trikuspidální chlopeň. Po systole pravé komory se chlopeň uzavře a krev je vypuzena do plicnice. Krev se do srdce vrací 4 plicními žilami do levé síně, odtud přes mitrální chlopeň do levé komory, a nakonec aortou do celého těla. Princip průchodu krve srdečními oddíly i samotnou anatomii srdce lze vidět na obrázku č.1.

Srdce jako pumpa zajišťuje přečerpávání krve a pracuje nepřetržitě po celý život jedince. Za minutu v klidu vypudí 5-6 litrů krve. [6], [7], [10]



Obrázek 1: Schéma stavby srdce, šipky naznačují směr proudy krve, převzato z [6]

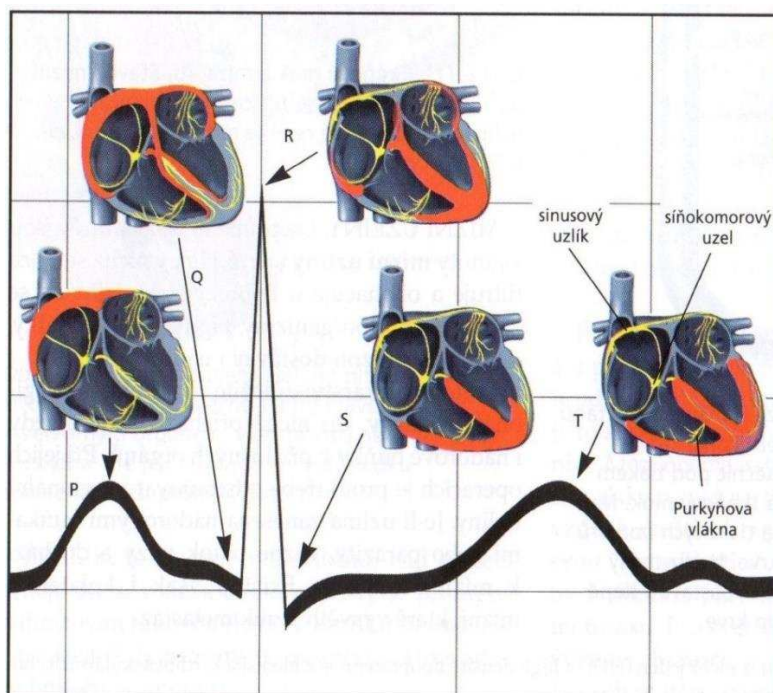
2.2 Převodní systém srdeční

Vodivá srdeční soustava zajišťuje regulaci srdeční frekvence, vznik a převod vzruchu. Zdravé buňky pracovního myokardu jsou schopné pouze převádět elektrický impuls, který vychází z řídicího centra převodní soustavy, a buňky převodní srdeční soustavy, tzv. vzrušivé buňky, jsou schopny jak vést elektrické podněty, tak je i vytvářet.

Šíření vzruchu začíná sinoatriálním uzlem (SA), tzv. srdečním pacemakerem. Ten se nachází v místě vyústění horní duté žíly do pravé síně. Jeho tkáň je tvořena specializovanými buňkami, které jsou schopné spontánně automaticky vytvářet podněty a plní tak funkci udavatele srdečního rytmu. U zdravých jedinců se rozvádí vzruch z SA uzlu srdečními síněmi rovnoměrně a všechny podněty se sbíhají a koncentrují do jednoho místa mezi síněmi a komorami do atrioventrikulárního uzlu.

Atrioventrikulární (AV) uzel je jediné místo, kde by se měl převádět vzruch ze síní na komory. Dochází zde ke zpomalení převodu vzruchu tak, aby se mohlo uskutečnit optimální plnění srdečních komor po předchozím stahu síní.

Plynulým pokračováním dolní části AV uzlu je Hisův svazek, který prochází elektricky nevodivým vazivovým skeletem do mezikomorového septa. Nachází se v podstatě již v srdeční komoře. Následně se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Tato raménka tvoří kompaktní provazec vláken probíhajících v přední části komorové přepážky. Levé raménko se později rozděluje na dvě silné větve. Tawarova raménka se dále dělí na Purkyňova vlákna, která následně plynule přecházejí do vláken pracovního myokardu. Na obrázku č. 2 je naznačen směr převodu vzruchu srdcem. [3], [6], [10]



Obrázek 2: Převodní systém srdeční, převzato z [6]

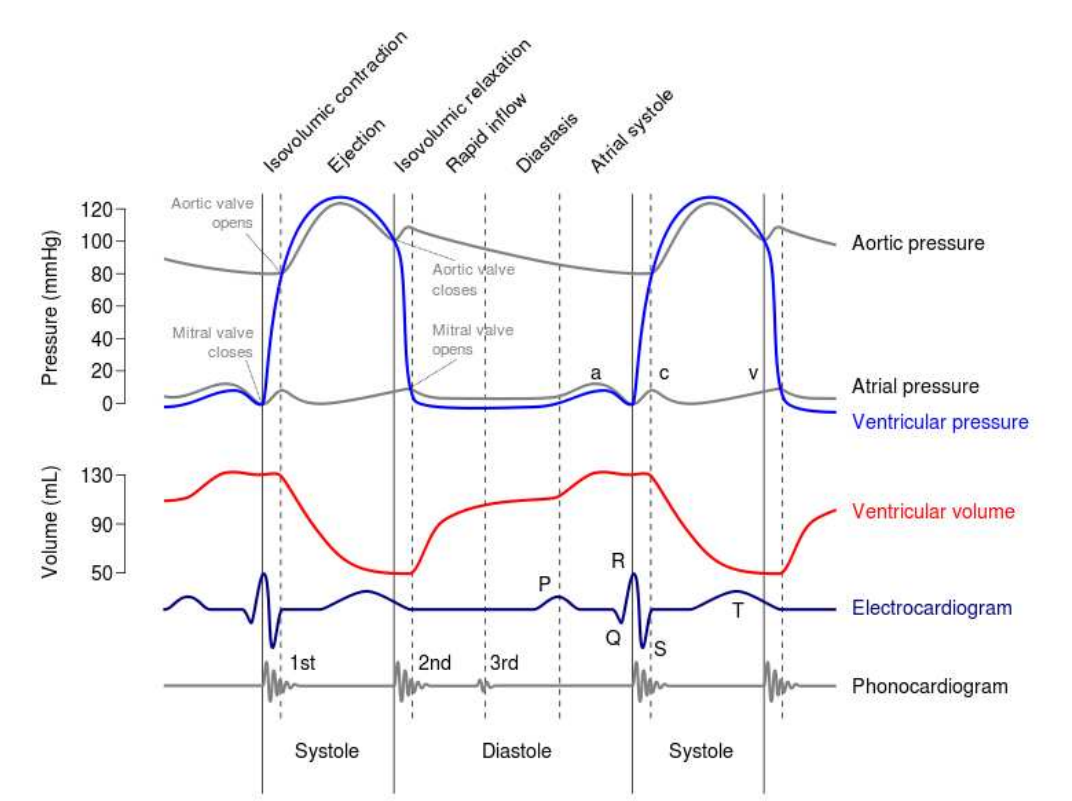
2.3 Srdeční signály

K posouzení správné činnosti srdce a jeho patologie nám velmi dobře slouží záznam jednotlivých srdečních signálů. Lze je dělit na povrchové a intrakardiální.

2.3.1 Hodnocení EKG záznamu

Elektrokardiogram je záznam změny elektrického potenciálu srdeční aktivity. Tato metoda zobrazuje průběh vzruchů v srdci jako jednotlivé EKG křivky.

Jeden srdeční cyklus se na EKG rozděluje na několik segmentů a popisuje jednotlivé části srdeční práce. P vlna charakterizuje depolarizaci síní, vzruch se touto dobou nachází v SA uzlu. Následuje PQ interval, který značí dobu trvání převodu vzruchu ze síní na komory. Dalším velmi výrazným segmentem EKG křivky je QRS komplex. Tento komplex opisuje průběh depolarizace komor. Amplituda QRS komplexu je vyšší než amplituda vlny P, protože svalovina komor je mnohem mohutnější než svalovina síní. Poslední část křivky patří vlně T. Ta je obrazem repolarizace komor před dalším srdečním stahem. Existuje také vlna U, jejíž původ není plně znám, nejspíše je však výsledkem repolarizace některých oblastí komory nebo Purkyňových vláken. EKG křivka a také záznamy dalších pohybů a funkcí srdce jsou zobrazeny na obrázku č. 3. [3]



Obrázek 3: Srdeční funkce probíhající během jednoho cyklu, převzato z [19]

2.3.2 Dvanáctisvodové EKG

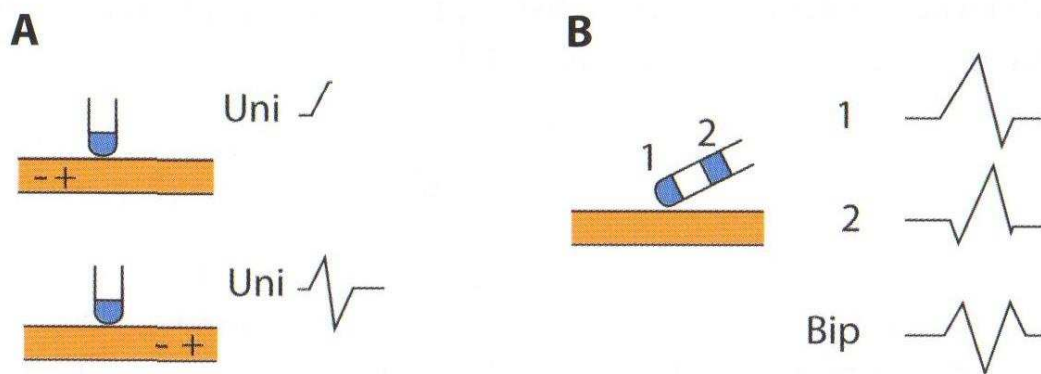
Dvanácti svodů je používáno k získání 12 pohledů na elektrickou činnost srdce. 12 - svodové EKG sestává ze 3 bipolárních svodů (I, II, III), 3 unipolárních zesílených svodů (aVL, aVR, aVF) a 6 unipolárních hrudních svodů (V1 - V6).

Bipolární svody srovnávají napětí mezi dvěma rovnocennými elektrodami. Svodná místa jsou na končetině a dávají tzv. Einthovenův trojúhelník. U unipolárních svodů je napětí na elektrodě měřeno proti tzv. centrální svorce s nulovým potenciálem. V případě, že se šíří depolarizace směrem k elektrodě umístěné na povrchu těla, je v EKG přístroji zaznamenána výchylka pozitivní. Pokud se naopak depolarizační vlna šíří směrem od elektrody, zaznamenáváme na této elektrodě výchylku negativní. [10], [11]

2.3.3 Intrakardiální signály

Intrakardiální elektrogram je záznam místní elektrické aktivity v některé ze srdečních dutin.

Elektrická aktivita se zaznamenává buď bipolárně nebo unipolárně. Bipolární signál vzniká jako rozdíl potenciálů mezi dvěma sousedními elektrodami na diagnostickém katéttru a tím lze získat elektrickou aktivitu z malé oblasti srdeční tkáně. Unipolární signál se zaznamenává jako rozdíl potenciálů mezi jednou elektrodou katéttru a další virtuální svorkou, která je tvořena ze všech intrakardiálních a povrchových elektrod. Tyto dva signály lze porovnat na obrázku č. 4. Při elektrofyziologických výkonech se většinou snímají oba typy signálů. [1]



Obrázek 4: A – unipolární signál, B – bipolární signál, převzato z [1]

2.4 Elektrofyzilogické vyšetření

Před elektrofyzilogickým vyšetřením se obvykle pacientovi vysadí antiarytmická léčba a je třeba upravit antikoagulační terapii. Při samotném výkonu se nejprve zavedou katétry žilní cestou přes femorální žílu za použití Seldingerovy metody. Žilním přístupem se volně zasouvají do pravé síně, na trikuspidální prstenec, na Hisův svazek, do pravé komory a do koronárního sinu. Po transseptální punkci se také zavádějí do levé síně a levé komory.

Poté jsou snímány intrakardiální signály z daných částí srdce, popřípadě je stimulováno za účelem vyvolání arytmie. Následně je určen druh, závažnost, místo vzniku a směr arytmie. Nakonec je aplikován vysokofrekvenční proud s tepelnými účinky do místa vzniku dané arytmie, čímž je arytmie ve většině případů přerušena. [1], [8]

3 SRDEČNÍ ARYTMIE

Sinusový rytmus je základní rytmus, kterým se řídí činnost srdce a nachází se ve frekvenčním rozmezí 60-90 tepů za minutu v klidu. Jakýkoli frekvenčně nepřiměřený vzruch vznikající mimo oblast SA uzlu se považuje za arytmiu. Stejně tak lze za arytmiu považovat kteroukoli poruchu v systému srdeční automacie (porucha AV uzlu aj.). [9]

3.1.1 Klasifikace arytmii

Arytmie lze rozdělovat podle mnoha kritérií. Jedno z nejčastějších rozdělení je podle počtu tepů za minutu na tachyarytmie (nad 100 tepů/min) a bradyarytmie (pod 50 tepů/min). V elektrofyzilogii se však léčí zejména tachykardie. Z hlediska vzniku je můžeme rozdělit na supraventrikulární arytmiu, které vznikají v síních či na úrovni atrioventrikulární junkce nad Hisovým svazkem, a komorové arytmiu vznikající ve svalovině komor.

3.1.2 Mechanismus vzniku arytmii

Reentry

Při arytmiu typu reentry dochází ke kroužení vzruchu po definované dráze okolo anatomické nebo funkční bariéry. Anatomická bariéra je oblast, která je nevodivá dlouhodobě. Jedná se především o jizvy nebo srdeční chlopně. Funkční bariéra je krátkodobá a objevuje se pouze v určitých situacích, jako je přítomnost ischemie, podání léků ovlivňující vodivost tkáně nebo při iontové dysbalanci. V podstatě se jedná o patologickou smyčku, která je rychlejší než SA uzel, a proto ji nahrazuje.

Arytmiemi na podkladě reentry jsou zejména flutter síní, AV reentry tachykardie a AV nodální reentry tachykardie a většina komorových tachykardií provázejících organické onemocnění srdce. [1]

Abnormální automacie

Při normální funkci srdce se vzruch vytváří pouze v sinoatriálním a atrioventrikulárním uzlu (AV uzel vzruch pouze převádí, v případě poruchy SA uzlu však může AV uzel zastat funkci pacemakeru a generovat vzruchy o frekvenci cca 30 tepů/minutu). Při abnormální automacii se dosáhne prahového potenciálu časně i ve tkáni, která obsahuje pouze pracovní buňky. Tuto automacii lze očekávat při hypokalémii nebo při zvýšeném tonu sympatiku.

Tímto způsobem se mohou vytvořit arytmiu jako jsou některé síňové tachykardie, popřípadě idiopatické komorové tachykardie. [1], [8]

3.1.3 Mapování arytmii

Mapování se provádí za účelem zjištění přesného místa vzniku arytmie v srdeční tkáni, pro potvrzení mechanismu tachykardie a určení přesného místa, ve kterém by měla být aplikována radiofrekvenční energie. [1]

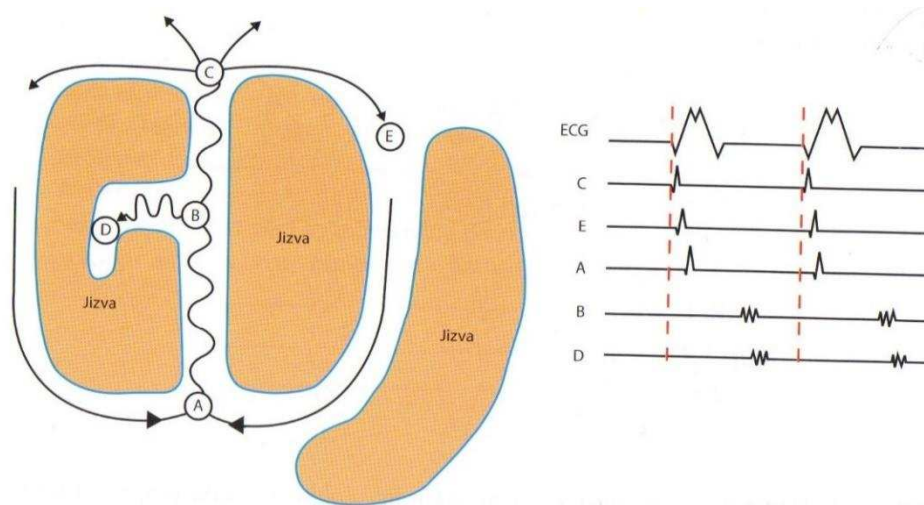
Aktivační mapování

Při aktivačním mapování se snímá elektrická aktivita na různých místech vyšetřované srdeční dutiny během běžící tachykardie. Posuzuje se časový vztah zaznamenaného signálu vůči stanovenému referenčnímu bodu, který je umístěn na povrchovém EKG nebo na příslušném intrakardiálním elektrogramu. U fokálních tachykardií se snažíme nalézt záznam, jež bude předcházet všem ostatním signálům, které byly v dané srdeční dutině zaznamenány. Je také velmi žádané nalézt unipolární elektrogram, který v místě fokusu vykazuje negativní výchylku na počátku komplexu následující po nulové izolínii.

Mapováním arytmii typu reentry vznikne několik elektrogramů, které jsou charakteristické vzájemným zpožděním díky šíření vzruchu mapovanou dutinou. Dále pak se tímto způsobem vyhledává kritické místo, po jehož ablaci se arytmie přeruší.

Nejčastějším modelem je komorová tachykardie způsobená reentry okruhem tvaru osmičky, jejíž mechanismus lze vidět na obrázku č. 5. Podkladem jsou alespoň dvě bariéry, okolo kterých krouží dvě aktivační vlny. Impulz vstupuje v oblasti entry do centrální zóny a následně vychází v místě exitu, v některých případech se zde může také nacházet slepé rameno, které sice není součástí okruhu, ale ze kterého lze arytmii uchvátit.

Při aktivačním mapování může dojít ke vzniku tachykardií a extrasystol způsobených pohybem katétru poblíž okruhu. Tyto pak mohou být nesprávně považovány za ložiska klinické tachykardie. [1]



Obrázek 5: Aktivační mapování komorové tachykardie na podkladě reentry ve tvaru osmičky, vzruch vstupuje v místě A do zóny B a opouští ji v místě C, převzato z [1]

Pacemapping

Pacemappingem rozumíme stimulaci na různých místech srdeční dutiny při sinusovém rytmu. Porovnáváme zde morfologii stimulovaného QRS komplexu s morfologií při tachykardii. Kvůli špatné zhodnotitelnosti P vln na 12 - svodovém EKG se pacemapping používá především pro mapování komorových tachykardií. Čím blíže je mapovací katétr ke zdroji tachykardie anebo čím blíže je výstupu pomalého vedení, tím je větší podobnost mezi stimulovaným rytmem a klinickou tachykardií.

Pacemapping idiopatických komorových arytmií se vyznačuje tím, že QRS komplex okamžitě následuje stimulační artefakt a stimulovaný rytmus se velmi podobá přítomné tachykardii. Pacemapping reentry tachykardií způsobené strukturálním onemocněním bude ovlivněn tím, v jaké části okruhu se katétr bude nacházet – ve výstupní oblasti bude záznam připomínat elektrogram idiopatických komorových tachykardií. V oblasti vstupní a centrální zóny bude stejná morfologie QRS komplexu, avšak čím dál budeme od výstupní oblasti, tím delší bude interval od stimulu k počátku QRS komplexu.

Tato metoda je správnou volbou pro mapování nesetrválých tachyarytmií nebo jednotlivých extrasystol. Velikost shody v procentech se určuje podobností všech svodů 12 – svodového EKG záznamu, kde je viditelná podobnost v morfologii. [1]

Entrainment mapping

Entrainment mapping je metoda, kdy se při běžící arytmií stimuluje sérií impulzů, jejichž délka cyklu je o 10-15 ms kratší, než je délka cyklu mapované tachykardie. V okamžiku uchvácení arytmie se stimulace přeruší. Tato metoda se používá pro dokázání reentry okruhu a ověření umístění katétru v centru tohoto okruhu. Také se stanovuje post – pacing interval (PPI), což je čas mezi posledním stimulem a následnou depolarizací, která se měří na elektrogramu stimulační elektrody. Optimální poměr PPI je maximálně o 30 ms více či méně, než je délka cyklu (CL). Pokud je katétr umístěn daleko od okruhu, pak PPI interval dosahuje vysokých hodnot.

Při zkoumání, zda katétr leží v místě pomalého vedení, se sleduje morfologie tachykardie v intrakardiálních svodech. Klasický entrainment je fúzí tachykardie a stimulovaného rytmu a mluvíme tak o entrainmentu s manifestní fúzí. V případě, že stimulujeme v oblasti pomalého vedení, bude se impuls šířit pouze v této oblasti a depolarizace okolní tkáně proběhne až po průchodu stimulu do vnějšího okruhu. Tomuto typu entrainmentu říkáme skrytý. [1]

Všechny druhy mechanismu vzniku různých arytmií a také možnosti mapování arytmie je pro přehlednost shrnuto v tabulce č.1.

Trojrozměrné elektroanatomické mapování

Touto metodou se nejprve vytvoří anatomická 3D struktura vyšetřované srdeční dutiny, ve které lze zobrazit šíření elektrické aktivity. Nyní je nejčastěji využíváno systému EnSite Velocity nebo Precision, jenž je popsán v kapitole 4.2.2 a systému CARTO.

Systém CARTO 3 od firmy Biosense Webster, Inc. využívá nehomogenní elektromagnetické pole, které generují tři magnetické cívky uložené pod vyšetřovacím stolem. Díky magnetickému senzoru v hrotu katétru lze určovat polohu daného katétru a vytvářet tak anatomickou mapu. Mezi další druhy nejvíce používaných druhů map patří kromě jiných také voltážová mapa umožňující odlišit pomocí barev oblasti zdravé tkáně od jizevnaté. Dále pak aktivační mapa, jež ukazuje šíření elektrického impulzu v srdeční tkáni a v neposlední řadě propagační mapa sledující propagaci aktivační vlny v čase. [1]

Tabulka 1: Celkový přehled srdečních arytmií a jejich mapování

Klasifikace	Typ tachykardie		Mechanismus vzniku			Mapování			
			Reentry	Abnormální automacie	Spouštěná aktivita	Aktivační mapování	Pacemapping	Entrainment mapping	3D mapování
Síňové tachykardie	Flutter	Typický	✓			✓		✓	
		Atypický	✓			✓		✓	✓
		Fokální		✓		✓	✓		✓
	Fibrilace síní		✓		✓				✓
	AVNRT		✓			✓			
	AVRT		✓			✓			
Komorové tachykardie	Při strukturálním onemocnění	Chronická ICHS	✓			✓	✓	✓	✓
		DKMP	✓			✓	✓	✓	✓
		HKMP	✓			✓	✓	✓	✓
		Arytmogenní KMP RV	✓			✓	✓	✓	✓
		Raménková reentry tachykardie	✓			✓	✓	✓	✓
	Idiopatické	Z RVOT, LVOT		✓		✓	✓		✓
		Fascikulární komorové tachykardie	✓			✓	✓	✓	✓

4 VYBAVENÍ

ELEKTROFYZIOLOGICKÉHO SÁLU PRO RADIOFREKVENČNÍ ABLACI

V této kapitole je popsáno hlavní vybavení sálu pro elektrofyzilogické výkony. První část se věnuje hardwarovému vybavení jako je například generátor radiofrekvenční energie nebo elektrofyzilogickým katétrům. Druhá část je zaměřena na softwarové vybavení sálu, kde lze zmínit třeba systém Ensité Velocity, který pomáhá lékařům se lépe orientovat v levé síni pomocí 3D modelu.

4.1 Hardware

Zde budou popsány nejdůležitější hardwarové součásti sálového vybavení. Tyto komponenty jsou nedílnou součástí elektrofyzilogického výkonu.

4.1.1 Generátor radiofrekvenční energie

Generátor RF energie, tzv. ablátor, je zdrojem střídavého proudu o frekvencích 500 - 1000 kHz, který je aplikován během radiofrekvenční ablace z hrotu ablačního katétru do tkáně pacienta. Jeden z typů generátoru lze vidět na obrázku č. 6. Obvykle se využívá unipolárního zapojení, kde jednou elektrodou je hrot ablačního katétru, zatímco druhá elektroda s velkou kontaktní plochou je přilepena na záda pacienta.

Generátor pracuje v teplotním nebo výkonovém režimu. Při teplotním režimu se nastaví teplota ve °C a systém si sám reguluje hodnotu energie tak, aby dosáhl požadované teploty. U výkonového režimu je nastavena požadovaná hodnota energie ve Watech a také je nutné zde nastavit i nejvyšší dovolenou teplotu ve stupních Celsia z důvodu ochrany před nežádoucím poškozením tkáně.

Generátor také snímá impedanci mezi hrotem ablačního katétru a indiferentní elektrodou, která nás informuje, zda nedošlo k poruše signálu či k aplikaci energie v místě, kde by došlo k výraznému poškození tkáně. [1]



Obrázek 6: Generátor radiofrekvenční energie

4.1.2 Stimulátor

Stimulátor slouží jako zdroj elektrických impulzů, u kterých lze nastavit jak šířku, tak i jejich amplitudu. Přístroj zvládá sériové stimulační v širokém rozsahu stimulačních frekvencí a generuje také jednotlivé extrastimuly. [1]

4.1.3 Rentgenový přístroj

Tento přístroj slouží ke kontrole polohy katétrů v srdečních dutinách. Systém umožňuje také pulzní skioskopii, což sníží aplikovanou dávku záření o téměř 70 %. Nejvyužívanější typ rentgenového přístroje na elektrofyzilogických sálech je C – rameno, které lze vidět na obrázku č. 7.

Nejčastěji se využívají tři základní skioskopické projekce srdce – předozadní, pravá šikmá a levá šikmá. [1]



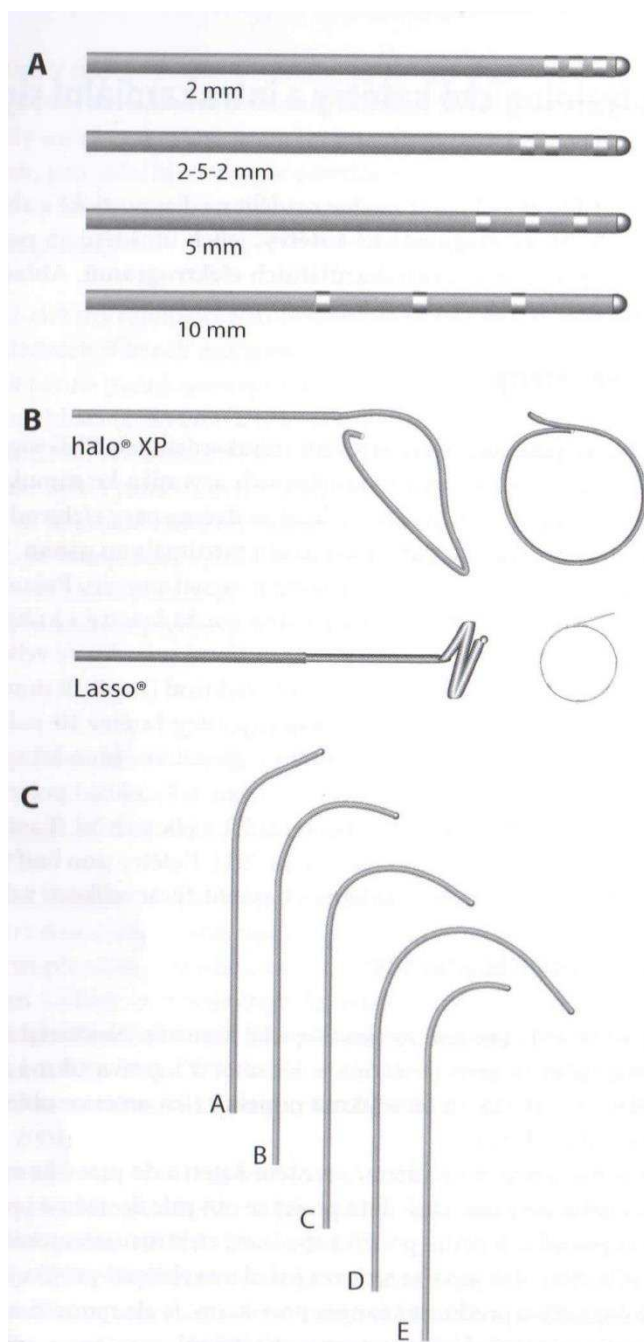
Obrázek 7: Elektrofyzilogický sál s rentgenovým přístrojem, C – rameno lze vidět vlevo

4.1.4 Elektrofyzilogické katétry

Diagnostické katétry

Tyto katétry se používají k registraci intrakardiálních EKG signálů v srdeční dutině, k mapování komplexních arytmií a ke stimulaci.

Nejčastěji se používají katétry kvadropolární (2 páry elektrod – 4 elektrody), jež umožňují stimulaci distálním párem a zároveň snímání proximálním. Velmi používané jsou však také dekapolární (10 elektrod) k zaznamenávání signálů z koronárního sinu a duodekapolární (20 elektrod, tzv. HALO a LASSO katétry), které mapují velkou část pravé i levé síně. Rozdíly ve tvaru a počtu elektrod diagnostických katétrů lze pozorovat na obrázku č. 8. [1]



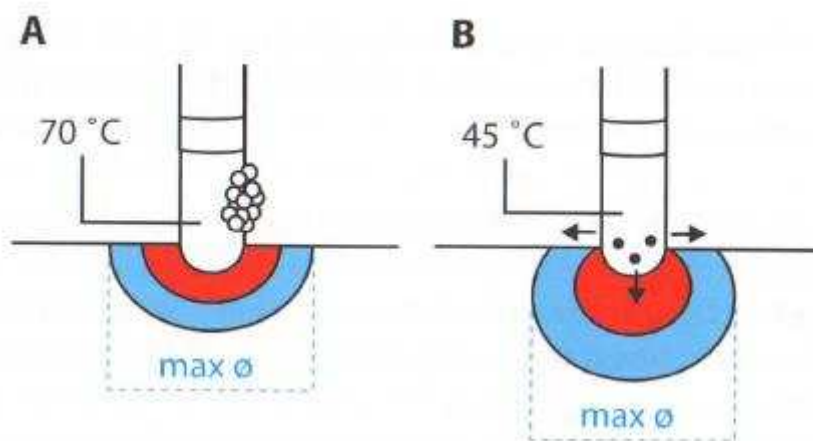
Obrázek 8: Elektrofyzilogické katétry, A – kvadrupolární katétry s různou velikostí mezi elektrodami, B – HALO katétr k mapování trikuspidálního prstence a LASSO k mapování plicních žil, C – různé velikosti zakřivení katétru, převzato z [1]

Ablační katétr

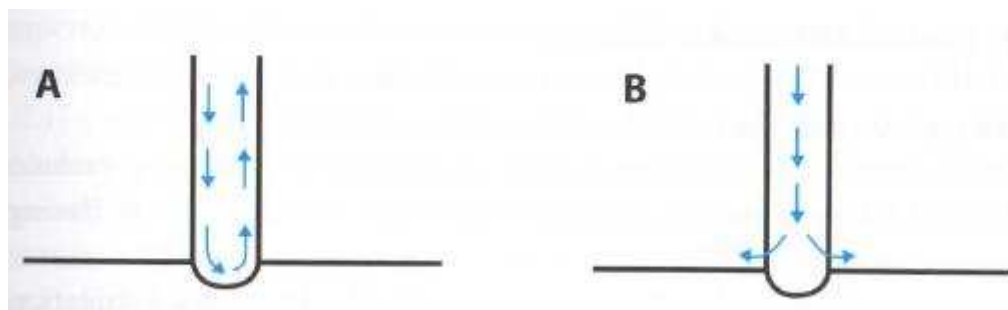
Tento druh katétru dodává do tkáně radiofrekvenční energii. Hrot katétru je vyroben ze slitiny platiny a iridia. Velikost léze závisí na velikosti ablační elektrody, a proto se vyrábí kromě 4 mm také 8 mm elektrody.

Pokud chceme dosáhnout většího objemu ablační léze, musíme použít katétr s aktivním chlazením. To znamená, že hrot katétru je ochlazován chladným roztokem. Díky tomu pak můžeme použít větší výkon, a přitom teplota hrotu bude stále dostatečně nízká, aby nedošlo k poškození okolní tkáně.

Existují dva druhy chlazených katétrů – uzavřený a otevřený. Rozdíly lze porovnávat na obrázcích č. 9 a 10. Uvnitř katétru s uzavřeným systémem jsou dva duté prostory, kterými protéká chladicí roztok. Jedním prostorem roztok vtéká k hrotu katétru a druhým se vrací zpět. V katétru s otevřeným systémem jsou otvory kolem ablační elektrody, kudy roztok vytéká do těla pacienta a chladí tak ablační elektrodu i protékající krev. Díky tomu lze vytvořit lézi, jejíž maximální průměr sahá více do hloubky ablované tkáně, než je její průměr na povrchu. [1]



Obrázek 9: A – standardní katétr, B – chlazený katétr, převzato z [1]



Obrázek 10: A – uzavřený systém chlazených katétrů, B – otevřený systém, převzato z [1]

4.2 Software

Tato kapitola pojednává o hlavních softwarových komponentách elektrofyziologického sálu, které velmi ulehčují práci lékařům při těchto výkonech.

4.2.1 BARD LabSystem Pro

Nahrávací elektrofyziologický záznamový systém BARD LabSystem Pro je počítačová a softwarově řízená platforma disponující množstvím rozhraní. Umožňuje komplexní sběr a analýzu signálů, obrazů a událostí potřebných pro elektrofyziologické vyšetření, zákroky a výkony, jejich zpracování v reálném čase, editaci a archivaci.

Při výběru hraje velkou roli kvalita zobrazeného signálu, proto je signál nejprve zesílen, filtrován a po jeho zpracování nakonec zobrazen na „real-time“ monitoru. Systém je také vybaven dalším monitorem pro off-line hodnocení výsledků vyšetření. [1]

4.2.2 Ensight Velocity/ Precision

Systém Ensight Velocity/ Precision, jehož obrazovku lze pozorovat na obrázku č. 11, využívá elektrické pole generované v oblasti hrudníku třemi páry plošných elektrod nalepených na kůži pacienta ve třech na sebe kolmých osách (předozadní, levoprává, kraniokaudální). Mezi těmito páry elektrod je poté aplikován střídavý elektrický proud o nízké intenzitě a vysoké frekvenci (5,6 kHz). Systém registruje distorzi tohoto pole, které je narušeno katétry uvnitř srdce a systém tudíž přesně ví, kde se katétry nachází. Systém je schopen registrovat až 8 standardních diagnostických či ablačních katétrů anebo až 64 elektrod.

Trojrozměrné mapování se provádí postupným pohybem jednoho z katétrů uvnitř příslušné srdeční dutiny. V průběhu pohybu katétru systém zaznamenává jeho polohu v reálném čase a zobrazuje ji na monitoru ve formě trojrozměrného anatomického modelu. Výsledná anatomická mapa je pak interpolací mezi jednotlivými polohami katétru v průběhu mapování. Kromě anatomické mapy lze obdržet i mapu voltážovou, aktivační, CFAE atd. [1]



Obrázek 11: 3D mapování pomocí systému Ensight Precision

5 HARDWAROVÁ KONFIGURACE

Signály, jež jsou předmětem našeho výzkumu, je třeba převést z nahrávacího elektrofyziologického záznamového systému BARD LabSystem Pro do počítačového programu LabVIEW. Tento převod je realizován záznamovou kartou NI USB 6259, která tuto konverzi umožňuje.

Pro propojení záznamového systému BARD a záznamové karty NI USB 6259 slouží speciální propojovací kabel. Pořizovací cena originálního kabelu značky National Instruments je však velmi vysoká, proto bude naším úkolem pokusit se o jeho výrobu.

Výstupem ze záznamového systému BARD LabSystem Pro je kontakt pro zavedení konektoru jack 6,3mm a vstup do modulu NI USB 6259 zajišťuje koaxiální konektor typu BNC. Nakonec výstup typu USB vedoucí ze záznamové karty NI USB 6259 zajišťuje snadné a univerzální propojení s počítačem.

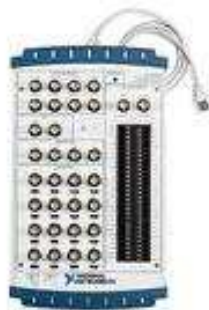
V počítači zpracujeme signály v programovacím prostředí LabVIEW, jenž je produktem firmy National Instruments stejně jako záznamová karta NI USB 6259.

Naším úkolem bude ověřit, zda námi vyrobený kabel má stejně vlastnosti jako originální kabel značky National Instruments.

5.1 Záznamová karta NI USB 6259 BNC

NI USB 6259 BNC je vysokorychlostní záznamová karta pro zaznamenávání dat. Její fotografie je na obrázku č. 12. Poskytuje 16 analogových vstupů, 4 analogové výstupy a 8 digitálních vstupů a výstupů, vše typu BNC. Disponuje také dalšími digitálními vstupy, které slouží přímo pro zapojení vodičů. Pro naši metodu však budou potřeba pouze analogové vstupy typu BNC. [13]

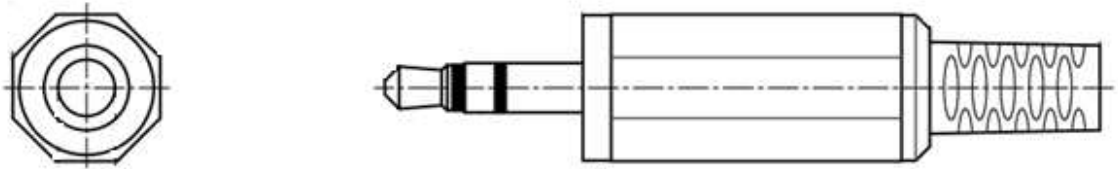
Tento modul je k dispozici na pracovišti elektrofyziologických sálů I. Interní kardiologické kliniky ve Fakultní nemocnici u svaté Anny.



Obrázek 12: Záznamová karta NI USB 6259, převzato z [13]

5.2 Konektor jack 6,3mm

Tento typ konektoru je velmi rozšířený a používá se zejména pro analogové signály. Konektor, jak lze vidět z obrázku č. 13, je válcovitého tvaru a vyrábí se většinou v tříkontaktním provedení. Kontakt nejbližší krytu je zem, prostřední kontakt odpovídá pravému kanálu a špička konektoru je určena pro levý kanál.

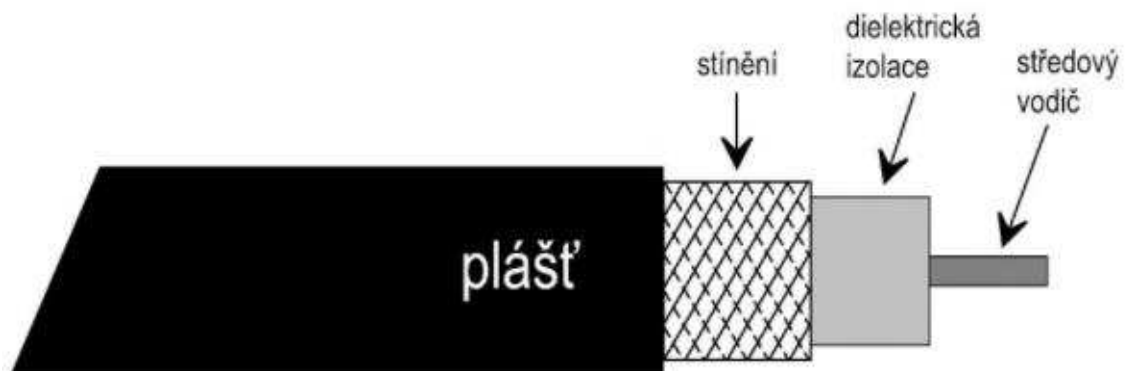


Obrázek 13: Náčrtek konektoru jack 6,3 mm, převzato z [14]

5.3 BNC konektor

BNC konektor je vysokofrekvenční konektor pro koaxiální kabely. V našem případě budeme používat male konektor. Jeho frekvenční rozsah je až 4 GHz. BNC konektory se vyrábí ze dvou nebo ze tří kusů a rozdělují se také podle impedance od 50 do 75 Ω . Jsou vyráběné pro našroubování, lisování nebo pájení.

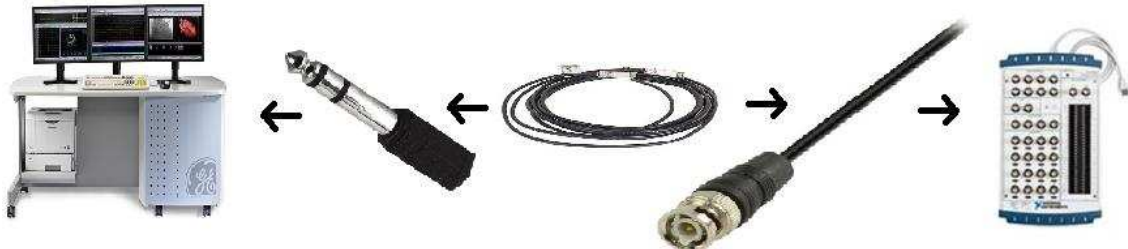
Koaxiální kabel tvoří vnitřní vodič, kolem něj je nanесena izolující vrstva dielektrika a na této vrstvě je navíc nanесeno vodivé opletení, které je překryto vnějším pláštěm. Toto vodivé opletení má za úkol především stínit vnitřní vodič od vlivu vnějšího rušení. Uspořádání je vyobrazeno na obrázku č. 14. [12]



Obrázek 14: Konektor typu BNC, převzato z [12]

5.4 Schéma zapojení

Na obrázku níže je předvedeno zapojení jednotlivých komponent tak, aby bylo možné požadovaný signál převést ze systému BARD Labsystem Pro přes záznamovou kartu do počítače a dále zpracovat.



Obrázek 15: Schéma návrhu propojení jednotlivých komponent, převzato z [14], [16], [17]

5.5 Programové a vývojové prostředí LabVIEW

Zkratku v anglické jazyce lze vysvětlit jako Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench.

LabVIEW je grafické programové prostředí, které je vhodné k programování systémů pro měření a analýzu signálů. Pomocí jednotlivých grafických komponent lze složit funkční bloky. Pomocí těchto bloků lze složit celý virtuální přístroj zvaný VI. Tyto virtuální přístroje se skládají ze dvou částí – čelního panelu (Front Panel) a blokového diagramu (Block Diagram).

Front Panel obsahuje různé ovládací prvky. Díky těmto tlačítkům můžeme měnit parametry, a také zde zobrazujeme výsledky. V Block Diagram se jednotlivé prvky propojují a vytváří se tak samotný virtuální přístroj. [18]

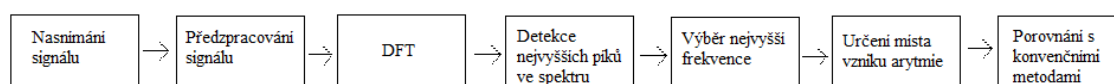
6 NÁVRH REALIZACE METODY DOMINANTNÍ FREKVENCE

6.1 Frekvenční mapování

Nejdůležitějším aspektem úspěšné ablace a zrušení arytmie je nalezení místa, odkud se arytmie šíří. Metoda nalezení dominantní frekvence je jedna z více komplexních metod, kterými lze místo vzniku zjišťovat. Tato metoda je po jednotlivých krocích popsána v následujícím oddíle.

6.2 Blokové schéma

Blokové schéma na obrázku 16 ukazuje, jakým způsobem budeme postupovat při řešení dané metody.



Obrázek 16 - Schéma návrhu realizace metody

6.3 Získání signálu

Intrakardiální elektrogram, se kterým budeme pracovat, bude nasnímán ablačním katétre. Ablační katétr budeme směřovat do několika míst nejčastějšího průchodu dané arytmie, kde předpokládáme místo vzniku arytmie. Z těchto oblastí nasnímáme signál, ten pak dále zpracujeme. Místa snímání signálu budeme navrhovat podle toho, jakým druhem arytmie pacient trpí. Z každého místa naměříme záznam o délce 5, 10 a 20 sekund. U těchto signálů budeme analyzovat, o jaké délce je signál po převodu do frekvenčního spektra nejlépe zhodnotitelný, a s tímto pak budeme pracovat. [2], [4]

6.4 Předzpracování signálu

Signály z jednotlivých částí srdce budou nahrávány systémem BARD Labsystem Pro popsaným výše. Výrobce tohoto systému neudává, zda signál, který obdržíme, bude již předzpracovaný. Proto nejprve otestujeme několik testovacích signálů, které převedeme do frekvenční oblasti a zjistíme, zda již signál byl filtrován.

V případě, že signál nebude upraven, zahájíme filtraci signálu. Pokud bude signál předzpracovaný daným programem, pak se dále budeme zabývat pouze jeho spektrem, které zpracujeme dle postupu metody.

6.5 Frekvenční spektrum

Signál je vždy popsán svým časovým průběhem. Pro zpracování metody dominantní frekvence je však nutné převést signál do frekvenční domény.

Nejvyžívanější metodou převodu signálu na spektrum je výpočet diskrétní Fourierovy transformace (DFT – Discrete Fourier Transform). Každému vzorku transformace přiřadí stejně dlouhou posloupnost ve frekvenční oblasti. Definiční vztah DFT je:

$$DFT\{f_n\} = \{F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n \cdot e^{-jkn\frac{2\pi}{N}}\}, \quad (1)$$

kde k je pořadový index spektrálního koeficientu, n je index vzorku v časové oblasti a N je počet vzorků. [5] Rovnici můžeme zjednodušit na tvar:

$$DFT\{k\Omega\} = \{F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f(nT) \cdot e^{-jk\Omega nT}\}, \quad (2)$$

kde Ω je vzorkovací perioda ve frekvenční oblasti a T je vzorkovací perioda v časové oblasti. [5]

Fourierova transformace je založena na tom, že každý signál se skládá z nekonečně mnoha harmonických složek typu sinus a cosinus o určité amplitudě a fázi. Pokud signál převedeme do spektrální oblasti, získáme takový graf, kde jednotlivé spektrální čáry leží vždy na frekvenci dané harmonické složky.

Frekvenční spektrum obsahuje spektrum amplitudové a fázové. Zásadní roli pro zpracovávanou metodu bude mít amplitudové spektrum, které udává amplitudu jednotlivých složek na frekvenční ose. Toho dosáhneme tím, že aplikujeme absolutní hodnotu na jednotlivé vzorky právě vzniklého spektra.

Velmi oblíbená metoda, která se odvíjí od diskrétní Fourierovy transformace, se nazývá rychlá Fourierova transformace (FFT – Fast Fourier Transform). U této metody se používá více transformací o menším počtu vzorků. Signál se rozloží na několik signálů o menším počtu vzorků a takto jednotlivě prochází diskrétní Fourierovou transformací. Následně se výsledky zkombinují a vznikne opět frekvenční spektrum celého původního signálu. [5]

6.6 Prahování a výběr požadovaného signálu

Po vytvoření amplitudových spekter jednotlivých signálů potřebujeme z každého spektra zjistit dominantní frekvenci. Taková frekvence má ze všech spekter nejvyšší pík. Analýza dominantní frekvence bipolárního signálu síňové aktivity při dané arytmmii ve frekvenční doméně poskytuje objektivní charakteristiku prostorového rozložení dané frekvence. [2], [4]

Ve všech spektrech signálů, které jsme nasníмали v místech výskytu dané arytmie, detekujeme největší hodnotu amplitudy. Tato amplituda náleží určité frekvenci ve spektru. Poté porovnáme jednotlivé frekvence, u kterých jsme detekovali nejvyšší pík, ty mezi sebou také porovnáme a vybereme pík s nejvyšší frekvencí. Místo, ve kterém byl signál s nejvyšší frekvencí nasnímán, budeme považovat za místo vzniku dané arytmie.

6.7 Porovnání s konvenčními a komplexními metodami

Na závěr celé práce zhodnotíme úspěšnost metody dominantní frekvence tak, že výsledky z této metody porovnáme s výsledky konvenčního a komplexního mapování při elektrofyziologickém výkonu. Lékař pomocí aktivačního mapování, pacemappingu, entrainment mapování či 3D mapování určí místo, odkud se arytmie šíří, a v tomto místě bude aplikovat radiofrekvenční energii. Pokud ablace bude úspěšná, pak místo aplikace porovnáme s místem vzniku arytmie vyhodnoceným naší metodou. Tak zjistíme, nakolik je určování místa vzniku arytmie metodou dominantní frekvence úspěšná.

7 REALIZACE PROGRAMU V LABVIEW

Velmi důležitým mezníkem v realizaci dané metody je její zpracování v programovém prostředí Labview. Tento grafický programový jazyk umožňuje velmi přehledně vytvořit program podle zadaných požadavků a zpracovat signály tak, abychom mohli vyhodnotit účinnost dané metody.

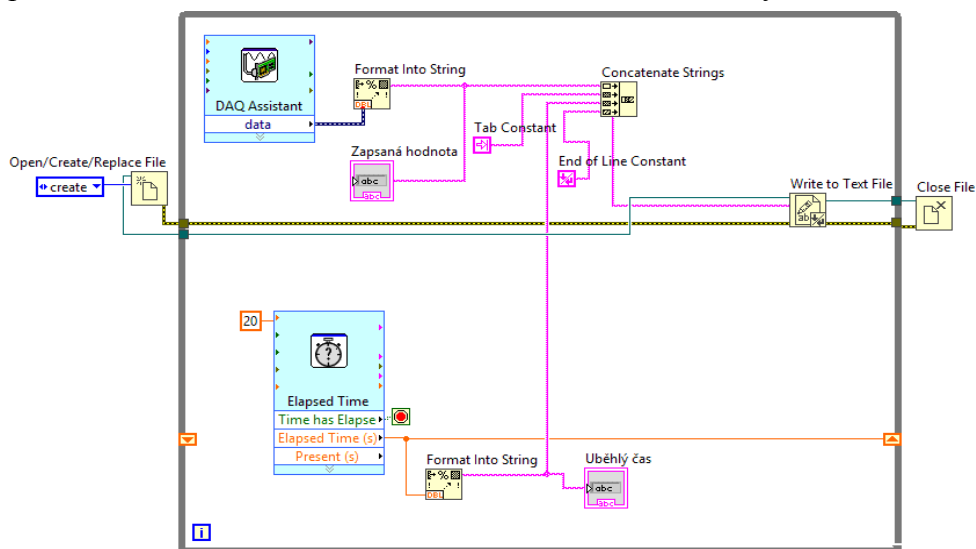
Program byl vytvořen ve verzi Labview 17.0 od společnosti National Instruments. Pro funkčnost programu bylo potřeba nainstalovat software pro propojení záznamové karty s programem pomocí NI-DAQmx 17.0.0. [20]

Samotný program sestává ze dvou na sebe navazujících částí. První část se týká nahrávání signálu a druhá má za úkol tento signál zpracovat. V rámci popisu jsou zde vysvětleny odděleně. Pro potřeby elektrofyzilogického pracoviště jsou obě části sloučeny do jedné, pro potřeby offline analýzy se spouští odděleně.

7.1 Záznam signálu do formátu .txt

Prvním krokem ke zpracování dané metody je záznam signálu do textového souboru pomocí námi vytvořeného programu. Výsledkem jsou dva sloupce o zhruba 20 000 řádcích, což odpovídá záznamu 10 s při vzorkovací frekvenci 2 000 Hz. Sloupce jsou odděleny mezerou. První sloupec odpovídá hodnotám amplitudy napětí v časový okamžik a v druhém jsou zapsány dané časové okamžiky.

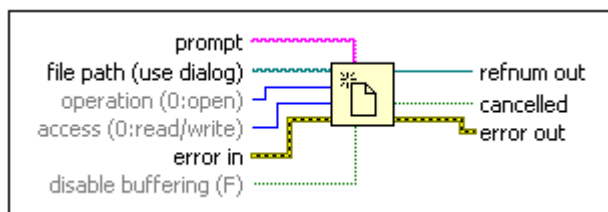
Program po spuštění vybědne uživatele k pojmenování nového textového souboru, do kterého budou následně hodnoty vloženy. Poté program zapisuje po dobu 10 sekund a nakonec soubor uloží a zavře. Po zavření textového souboru je program ihned možné použít k nahrávání nových hodnot.



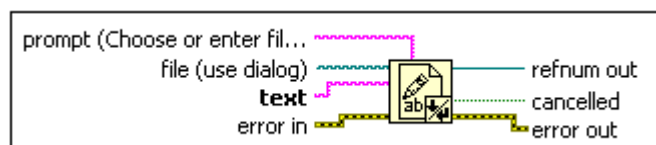
Obrázek 17- Program na vytvoření textového souboru

7.1.1 Vytvoření .txt formátu

Zde byl použit blok Open/Create/Replace File, který vytvoří prázdný soubor, do kterého lze zapisovat jednotlivé hodnoty. Je potřeba tomuto bloku upřesnit, jakou operaci má se souborem provést. V našem případě zadáme podmínku Create File. Tento soubor následně vstupuje do While Loop smyčky, která umožní zapisovat hodnoty jednu po druhé díky bloku Write to Text File. Nakonec textový soubor zaplněný hodnotami vystupuje z While smyčky a dojde k jeho uzavření blokem Close File.



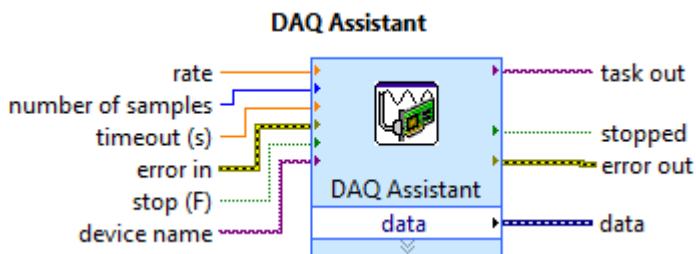
Obrázek 18 - Blok Open/Create/replace File, převzato z [21]



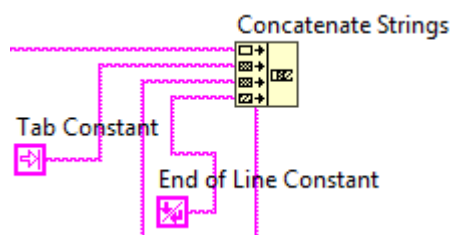
Obrázek 19 - Blok Write To Text File, převzato z [22]

7.1.2 Blok DAQ Assistant

Blok DAQ Assistant umožňuje komunikaci mezi záznamovou kartou NI USB 6259 a vytvořeným programem. Navzorkovaný signál ze záznamové karty přichází po jednom vzorku na vstup bloku Format to String, který danou hodnotu typu Dynamic data převede na hodnotu typu String. Následně je tato hodnota pomocí bloku Concatenate Strings zapsána na nový řádek prvního sloupce textového souboru. Současně s ní je na stejný řádek druhého sloupce zapsána i jeho časová posloupnost. Tato časová hodnota přichází ze smyčky Elapsed Time.



Obrázek 20 - Blok MyDAQ Assistant

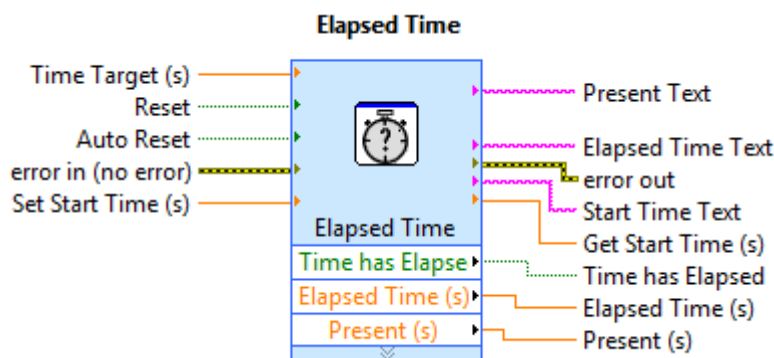


Obrázek 21 - Blok Concatenate Strings s tabulátory

7.1.3 Smyčka Elapsed Time

V tomto programu smyčka Elapsed Time udává, jak dlouho se budou hodnoty přicházející ze záznamové karty zapisovat. Podmínka Time Target udává, kolik času musí uběhnout, než se program zastaví. Zde zadáme hodnotu času v sekundách podle toho, jak dlouhý chceme mít signál. V našem případě se jedná o 10 s záznam.

Výstupem této smyčky je vždy jedna časová hodnota za jeden průběh cyklu, která udává čas zapsání hodnoty napětí.



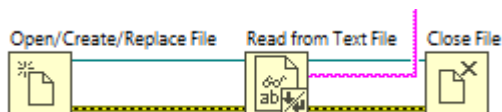
Obrázek 22 - Blok Elapsed Time

7.2 Vyhodnocení signálu programem

Tento program, který lze kvůli své rozsáhlosti vidět v Příloze, provádí celkovou analýzu nahraného signálu. Cílem metody dominantní frekvence je určit správně signál, který byl nasnímán nejbližší zdroji arytmie na základě porovnávání nejvyšších frekvencí nejvyšších píků v nahraných signálech. Program má za úkol registrovat všechny signály nasnímané u jednoho pacienta, předzpracovat je, převést na spektra a následně je dle metody porovnat. Výsledkem je pak číslo signálu, jenž byl místu vzniku arytmie nejbližší. Čísla signálů jsou určena podle pořadí nahrání signálů do programu.

7.2.1 Otevření textového souboru

Pomocí bloků na obrázku č.23 Open/Create/Replace File, Read From Text File a Close File se vybere daný textový soubor ze složky, načtou se jeho data do programu, a nakonec se soubor zavře. Data formátu String dále pokračují do bloku Spreadsheet String To Array s ukázkou na obrázku č.24. Zde jsou blokem delimiter (Tab) smazány časové hodnoty. Je to z toho důvodu, že k analýze tyto hodnoty nepotřebujeme. Navíc nám to usnadní práci, protože budeme dále pracovat s vektorem místo matice. Blok Spreadsheet String To Array také převede data typu String na typ Array, což nám umožní pracovat s daty jako s čísly.



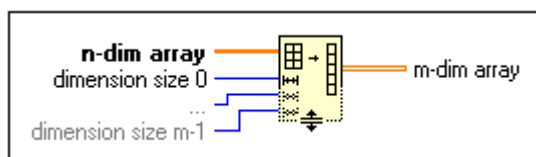
Obrázek 23 - Otevření/ Zavření textového souboru



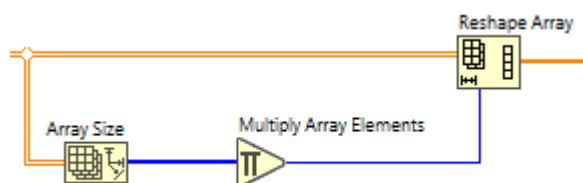
Obrázek 24 - Blok Spreadsheet String To Array, převzato z [31]

7.2.2 Převod z matice na vektor

Vzhledem k tomu, že máme nyní matici o rozměrech 1 x délka signálu, bude jednodušší pracovat s těmito daty jako s vektorem hodnot. Následující soubor bloků má proto funkci převodníku. Blok Array Size určí délku signálu a jde na vstup bloku Reshape Array, který data transformuje na typ vektor (neboli 1D array). Tuto funkci můžeme vidět na obrázku 25 a 26.



Obrázek 25 - Blok Reshape Array, převzato z [26]

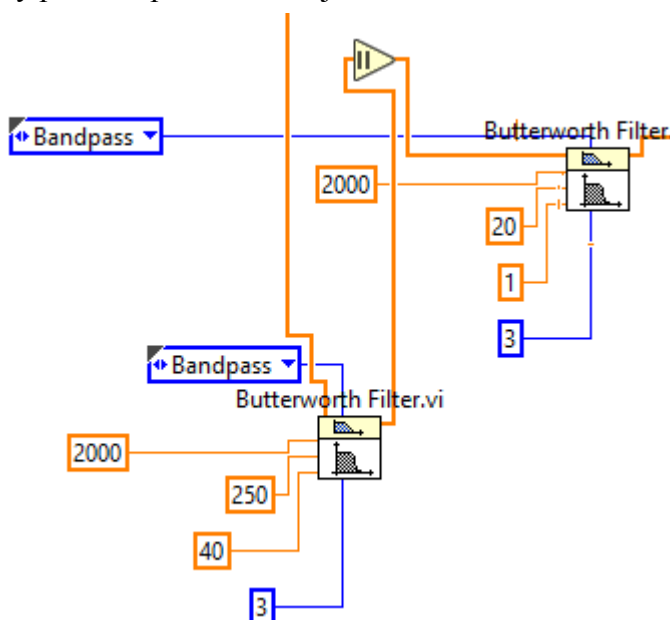


Obrázek 26 - Převod z matice na vektor

7.2.3 Filtrace signálu

Po těchto transformacích už lze signál předzpracovat. Byl použit Butterworthův filtr o řádu 3 ve frekvenčním pásmu od 40 Hz do 250 Hz podle článku Lazar et col. Následně signál rektifikujeme neboli aplikujeme absolutní hodnotu. Poté je aplikována pásmová propust na frekvencích 1 Hz až 20 Hz. Toto rozložení filtrů je fyziologicky opodstatněno. Je nemožné předpokládat, že rychlost lokální aktivace síní nastane s vyšší frekvencí než 20 Hz, proto je zbytečné zahrnout frekvence vyšší než 20 Hz. 20 Hz odpovídá délce cyklu 50 ms. Dolní mezní frekvence je nastavena na 1 Hz záměrně proto, abychom odstranili stejnosměrnou složku.[26]

Program využívá blok Butterworth filter.vi, jenž je známý svou strmou charakteristikou. Do něj vstupují koeficienty nutné k vytvoření správně fungujícího filtru. Celý průběh aplikace filtrů je ukázán na obrázku č. 27.



Obrázek 27 - Ukázka použitých filtrů

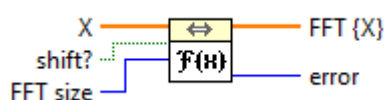
7.2.4 Fourierova transformace

Důležitým krokem v analýze je převod filtrovaného signálu na spektrum. Tuto funkci zastává blok s názvem FFT.vi zobrazený níže na obrázku č. 28. Tento blok provede rychlou Fourierovu transformaci se všemi vzorky signálu. Po úspěšném provedení DFT data vstupují do bloku Complex To Polar, kde dochází k výběru pouze reálných hodnot spektra.

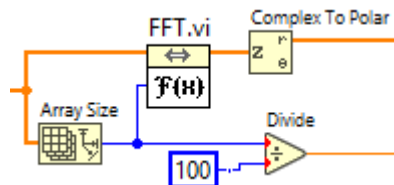
Je třeba také odstranit prvních několik vzorků. Z důvodu zpoždění filtru jsou na počátku filtrovaného signálu viditelné zákmity, které zavádí chybu do konečného

výsledku. To se pak může negativně projevit v amplitudovém spektru. K tomu slouží blok Delete From Array, jenž odstraní námi indexované prvky z vektoru.

Celý proces je dále začleněn do větší struktury bloků, díky nimž je pak do grafu vykreslena jen část spektra. Tato struktura byla do programu zahrnuta z důvodu jednoduššího okulometrického hledání nejvyššího píku ve spektru. Hlavní komponentou této funkce je blok Array Subset. Jeho vstupem je počet prvků zjištěný blokem Array Size a dále vydělený číslem 100. Tento postup má své logické opodstatnění v tom, že amplitudové spektrum se zrcadlí podle Nyquistova kmitočtu, což je v našem případě 1000 Hz. Navíc také daný signál filtrujeme do 20 Hz, proto pro vykreslení nejvýznamnější části spektra potřebujeme jen hodnoty od 0 po 20 Hz.



Obrázek 28 - FFT.vi

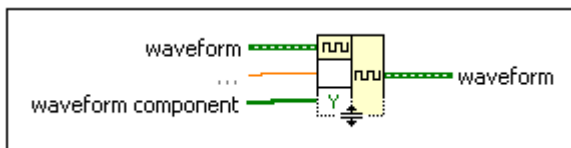


Obrázek 29 - Vykreslení části spektra

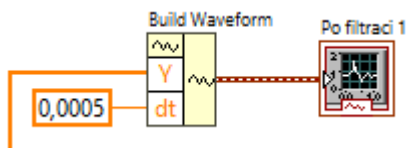
7.2.5 Vykreslení grafů

Abychom si byli jistí, že program funguje správně, můžeme si průběžné výsledky ověřit vykreslením signálu či spektra do grafu ve Front Panelu, který je vykreslen na obrázku 32. Vykreslení grafů zajišťuje blok Waveform Graphs. Při vykreslení signálu je na x - ové ose vyjádřen čas v sekundách, na y - ové ose hodnota napětí. Při vykreslení spektra je na x-ové ose zadána hodnota frekvence v jednotkách Hertz a na y – ové ose amplituda v milivoltech.

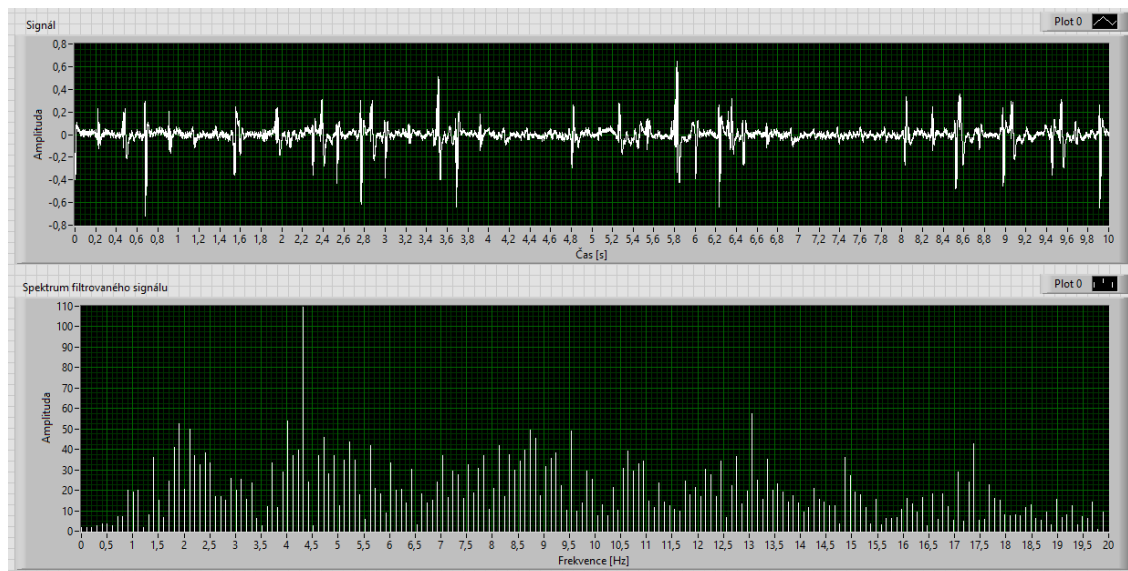
Pro správné nastavení x-ové osy je potřeba připojit před blok Waveform Graphs ještě blok Built Waveform, který správně rozloží časové či frekvenční zastoupení v grafu. Jeho názorná ukázka je na obrázku č. 30. Podmínkou je pouze správně zadat hodnotu časového intervalu mezi dvěma vzorky v grafu.



Obrázek 30 - Blok Built a waveform, převzato z [25]



Obrázek 31 - Blok Build a waveform v programu



Obrázek 32 - Ukázka původního signálu a jeho výsledného spektra ve Front Panelu

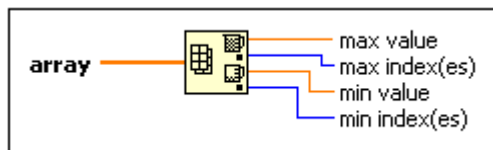
7.2.6 Detekce nejvyššího píku v signálu

V této části programu je velmi důležitý blok Array Max & Min, který ukazuje obrázek č. 33. Jeho úkolem je vybrat ze vstupujících dat spektra maximální hodnotu amplitudy. Následně se blokem Threshold 1D Array určí pořadí spektrální čáry, kterou pík ve spektru zaujímá. Tento blok je pro názornost ukázán na obrázku č. 34. Pro převod této spektrální čáry na hodnotu frekvence je nutný převod pomocí vzorečku:

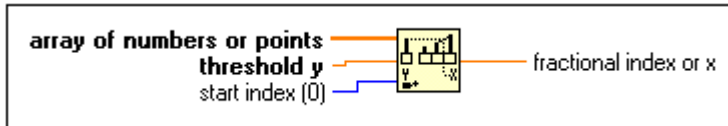
$$f_{\text{aktual}} = \frac{i * f_{vz}}{N}, \quad (1)$$

kde i je pořadí spektrální čáry, f_{vz} je vzorkovací frekvence a N určuje počet vzorků spektra.

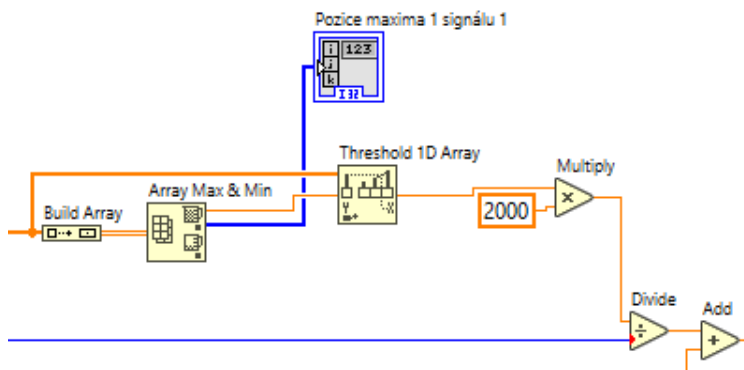
Vzhledem k tomu, že blok Array Max & Min je určen pouze pro data typu Array (matice), je potřeba nejprve převést vektor zpět na matici. To provedeme blokem Build Array.



Obrázek 33 - Blok Array Max & Min, převzato z [23]



Obrázek 34 - Blok Threshold 1D Array, převzato z [24]



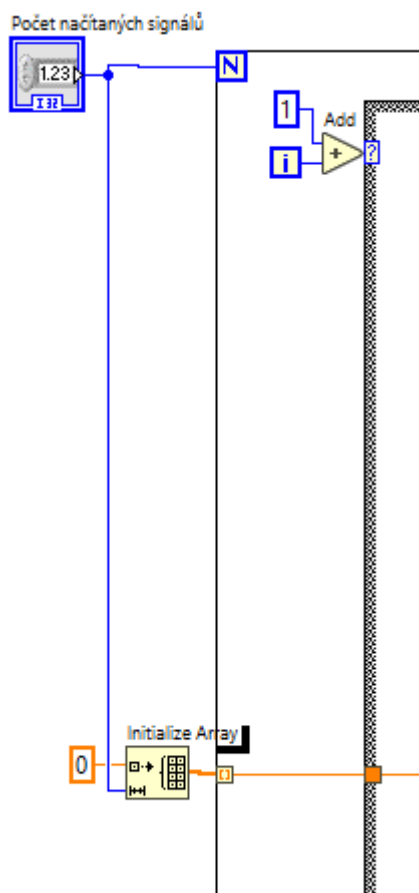
Obrázek 35 - Soubor bloků určující dominantní frekvenci signálu

7.2.7 Smyčka For Loop a Case Structure

Pro načítání a zpracování více signálů je potřeba vložit celý program do smyčky For Loop. Je pouze nutné zadat počet signálů, které budeme zpracovávat. V každé iteraci se načte a zpracuje jeden signál. Po proběhnutí cyklu se zapíše do matice výsledná hodnota dominantní frekvence pro daný signál a program následně nahrává další signál. Po dokončení zadaného počtu iterací je v matici zapsáno stejný počet hodnot dominantních frekvencí z každého signálu.

Smyčka Case Structure se zde objevuje kvůli vykreslování signálů ve Front Panelu, pokud chceme vizuálně srovnat jednotlivé nahrávané signály v grafech. S každou iterací se mění i hodnota této struktury, takže se signál vykresluje pokaždé do nového grafu.

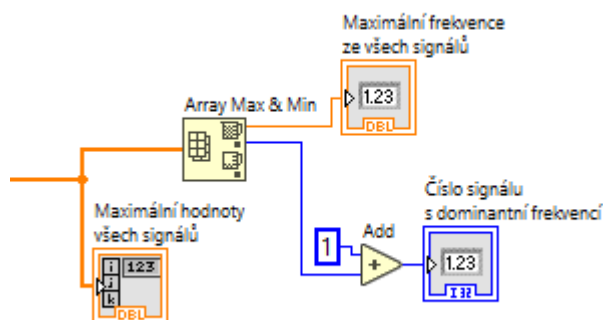
Obě smyčky a jejich společná komunikace je ukázána na obrázku č. 36.



Obrázek 36 - Ukázka načítání signálů, vlevo smyčka For Loop, vpravo Case Structure

7.2.8 Určení hledaného signálu

Jakmile jsou dominantní frekvence všech signálů zapsané v matici, vystupuje tato matice ven z cyklů a započne se stejný proces jako při hledání maxima v jednom signálu. Z matice se vybere nejvyšší hodnota frekvence pomocí bloku Array Max & Min a zároveň pořadí tohoto maxima v matici. Toto číslo také udává číslo signálu, s dominantní frekvencí. Princip lze vidět na obrázku 37.



Obrázek 37 - Hledání dominantní frekvence ze všech signálů

8 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem měření je zjistit, zda je metoda dominantní frekvence použitelná pro různé druhy arytmie. Dalším cílem je porovnat účinnost běžně se používajících konvenčních a komplexních metod s metodou dominantní frekvence.

Naše práce se zaměřuje především na tři v populaci velmi rozšířené arytmie, a to typický flutter, atypický flutter a paroxysmální fibrilace síní.

Data byla nasnímana na elektrofyziologických sálech ve spolupráci s Mezinárodním centrem klinického výzkumu (ICRC), které sídlí ve Fakultní nemocnici u svaté Anny v Brně.

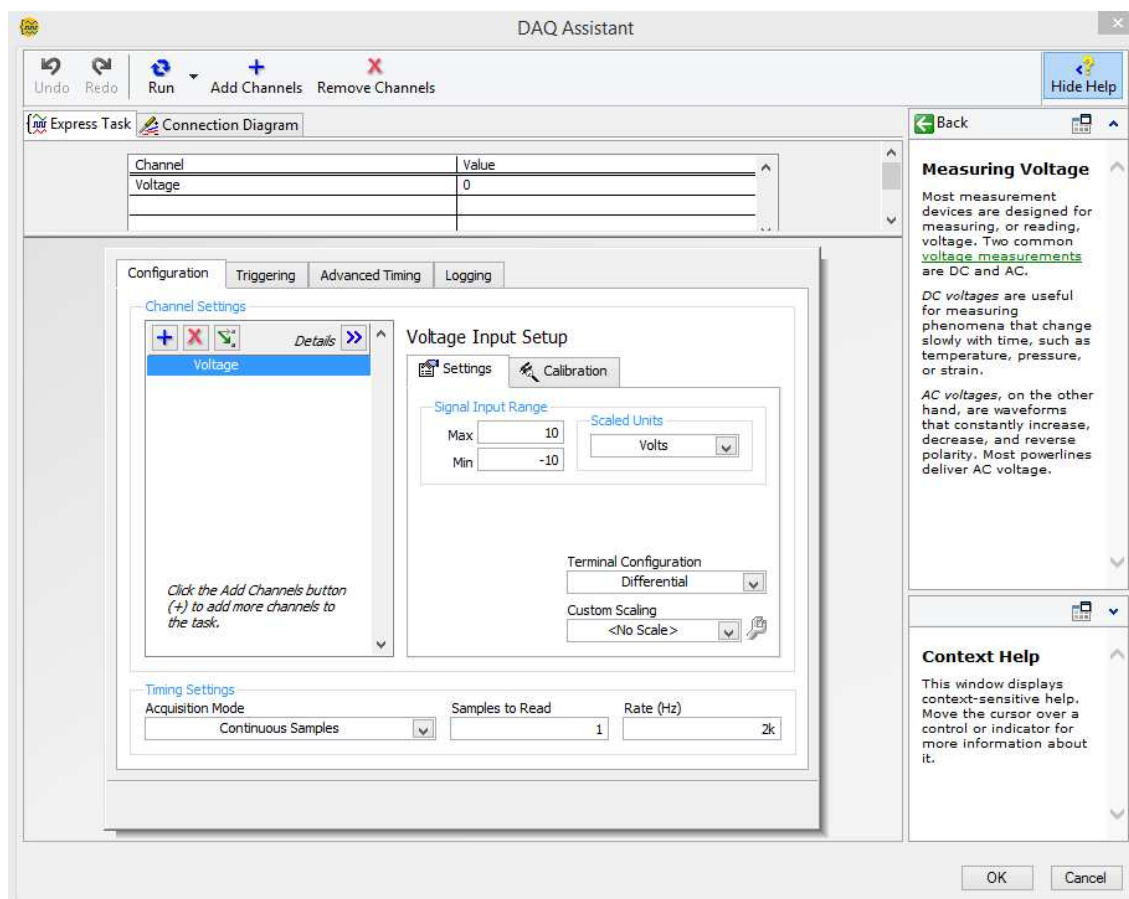
8.1 Použitý materiál

Pro nasnímaní signálu byly použity katétry stejného druhu od dvou různých firem. Jedná se o chlazený ablační katétr typu THERMOCOOL® F od firmy Biosense Webster a TactiCath™ Quartz od firmy Abbott. Tyto katétry mají 4 elektrody, které snímají signál bipolárně. Pro naše měření jsme využili signál z elektrod na hrotu – Abl1/2. Oba druhy katétrů mají stejnou funkčnost a nijak neovlivňují dané měření.

8.2 Postup měření

Hlavní komponentou pro získání záznamů z ablačního katétru je program vytvořený v programovém prostředí LabVIEW. Tento je popsán v kapitole 7. Dále je potřeba správně nastavit hardwarovou konfiguraci. K systému BARD Lab System Pro připojíme pomocí námi vyrobeného kabelu záznamovou kartu NI USB 6295. Kartu následně pomocí USB vstupu připojíme do počítače. Propojení jednotlivých komponent lze vidět v kapitole 5.4.

Po zapnutí všech přístrojů je potřeba propojit záznamovou kartu s programem v LabVIEW dvojitým klikem na blok MyDAQ. Následně v tabulce nastavíme hodnoty tak, jak je zobrazeno na obrázku č. 38. Po tomto kroku je již vše připraveno k samotnému nahrávání hodnot do textového souboru.



Obrázek 38 - Nastavení měřicí karty pro propojení s LabVIEW

8.3 Podmínky měření

Signály jsou nahrávány z míst v srdečních síních, kde bylo stimulováno na entrainment o délce 5, 10 a 20 sekund. Během měření musí být ablační katétr ve stálé poloze, nesmí být pomocí něj stimulováno ani nemůže v době měření aplikovat radiofrekvenční energii.

8.4 Úprava signálu

Design našeho měření byl zkonstruován na základě více studií zabývajících se metodou dominantní frekvence. Bylo čerpáno hlavně z knihy autorů Zipes et Jalife [2], kteří dokazují, že existuje určitý frekvenční gradient v závislosti na vzdálenosti od místa zdroje arytmie. Nastavení filtrů pro zpracování signálů v programovém prostředí LabVIEW bylo převzato z článku Botteron et Smith [27] a upraveno podle článku Lazar et col. [26]

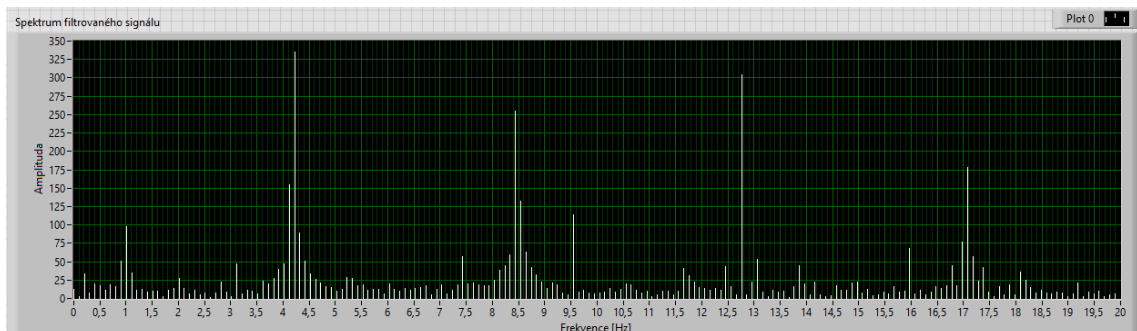
8.5 Poznatky z měření

Během měření bylo zjištěno, že neoptimálnější délka nahrávaného signálu je 10 sekund. Při délce 5 sekund by nebylo dostatečné rozlišení ve spektrální oblasti. Pokud je délka signálu 20 sekund, zbytečně se prodlužuje doba elektrofyziologického výkonu.

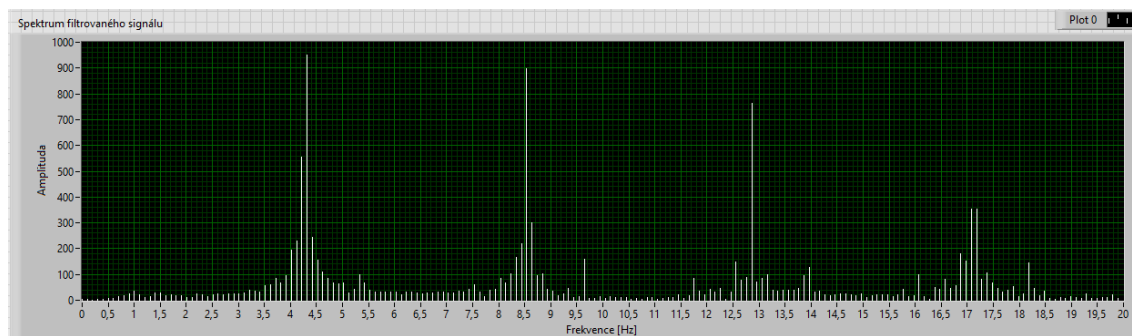
Ve spektru signálu, který nebyl předzpracován v LabVIEW, se občas objevují velmi vysoké píky na hodnotách odpovídajících násobkům 100. Jedná se o nedostatečnou funkci kabelu, který se chová jako anténa a zahrnuje do signálu i frekvence spínaných zdrojů. Důvodem tohoto rušení je příliš velká délka kabelu mezi výstupem z BARD Lab System Pro a záznamovou kartou. Vzhledem k tomu, že následně signál projde filtrací typu pásmová propust na frekvencích 1 – 20 Hz, toto rušení výsledné spektrum nijak neovlivní.

Jedním z prvních úkolů zpracování dané metody bylo zjistit, zda signál po průchodu systémem BARD Lab System Pro vystupuje jakkoli předzpracovaný či nikoli. Bylo zjištěno, že signál je systémem filtrován pomocí Notch filtru, což odstraňuje síťový brum na frekvenci 50 Hz. Opět ale vzhledem k tomu, že spektrum našeho zájmu se pohybuje v pásmu 1-20 Hz, tento Notch filtr výsledky žádným způsobem neovlivňuje. Tento filtr lze softwarově odepnout, avšak i toto je důvodem prodlužování doby výkonu, proto s touto možností dále pracovat nebudeme.

Při použití filtru podle článku autorů Botteron a Smith [27] se ve spektru objevují harmonické frekvence odpovídající násobkům dominantní frekvence v obou směrech od tohoto píku. Při použití jiného nastavení filtrů se tyto komponenty neobjevují. I přesto však nastavení filtrů podle Botterona a Smitha vrací nejlépe zhodnotitelné výsledky.



Obrázek 39 - Ukázka spektra po filtraci PP 1-20 Hz a rektifikace



Obrázek 40 - Ukázka spektra po filtraci PP 20-450 Hz, rektifikace a následně PP 1-20 Hz

9 VYHODNOCENÍ JEDNOTLIVÝCH MĚŘENÍ

V rámci bakalářské práce bylo provedeno 23 měření na jedincích s arytmiemi typu typický flutter, atypický flutter a paroxysmální fibrilace síní. Pacienti byli ve věku 33 - 70 let. Data byla analyzována v programu LabVIEW 17.0.

9.1 Hypotézy

Pro tuto bakalářskou práci a zpracování elektrofyziologických dat byly stanoveny následující hypotézy:

H1 = Metodu dominantní frekvence lze použít jako další způsob hledání místa nejčasnější aktivace arytmie při elektrofyziologickém výkonu.

H2 = Metodu lze se stejnou účinností použít na typické i atypické fluttery.

H3 = Metodu lze použít stejně na všechny tři druhy analyzovaných arytmií.

9.2 Princip metody dominantní frekvence

Pro správné pochopení významu určování místa nejčasnější aktivace arytmie pomocí dominantní frekvence je potřeba vysvětlit vztah mezi frekvencí a délkou jednoho cyklu běžící arytmie.

Každá arytmie se aktivuje v určitém rozmezí periody. Pokud známe délku jednoho cyklu právě běžící arytmie, dokážeme odtud odvodit frekvenci, která by měla být nejvíce zastoupena ve spektru. Tento vztah mezi frekvencí a délkou jednoho cyklu (CL) lze zapsat jako:

$$f = \frac{1}{CL} * 1000 \text{ [Hz]}, \quad (3)$$

kde f je frekvence arytmie, CL značí délka jednoho cyklu. [29]

Pro určení počtu tepů za 1 minutu lze aplikovat následující vzorec:

$$beat = 60 * f \text{ [tepů/min]}, \quad (4)$$

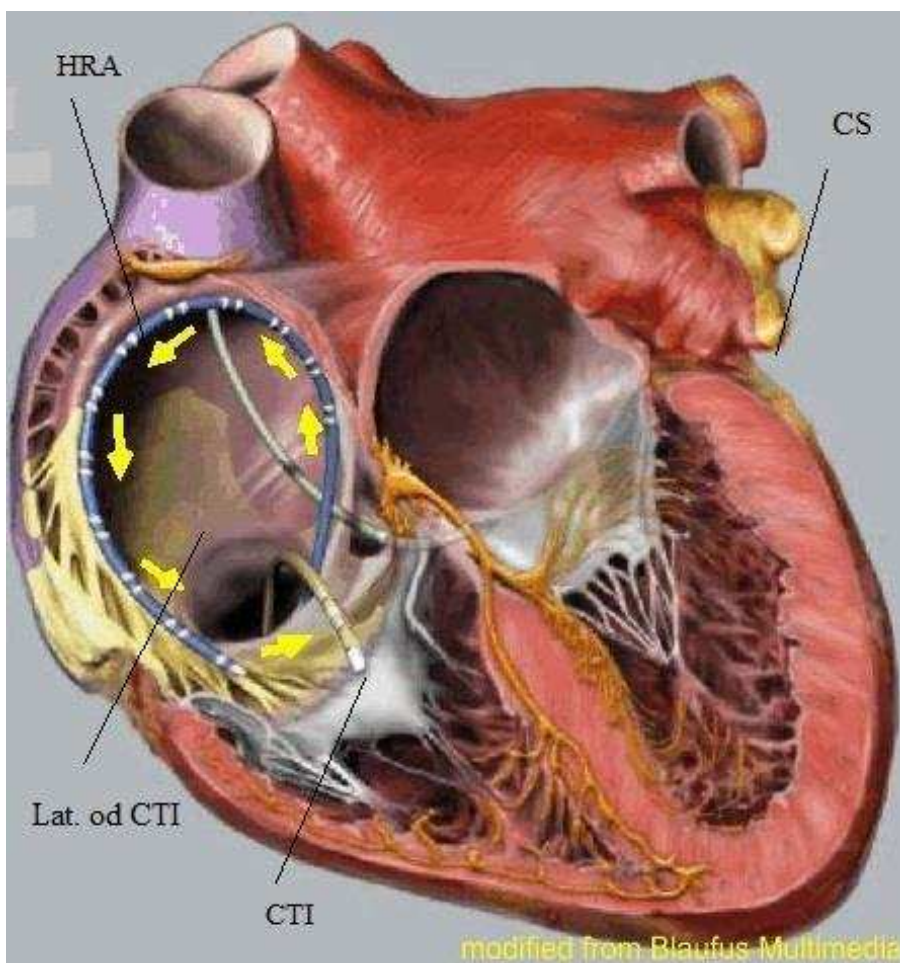
kde beat odpovídá počtu tepů za minutu a f značí frekvenci. [29]

Z těchto výpočtů si pak lehce můžeme odvodit, že pokud ve spektru najdeme dominantní frekvenci na hodnotě okolo 1 Hz, lze předpokládat, že se jedná o sinusový rytmus, když srdeční tep vychází zhruba 60 tepů za minutu. Pokud zaznameneáme vysoký pík na frekvenci 4 Hz, pak lze říci, že jsme naměřili signál při běžící arytmií, kdy se síně stahují 250/min.

9.3 Typický flutter

Flutter síní je pravosíňová tachyarytmie typu reentry v souvislosti s přítomností pomalého vedení. Je charakterizován pravidelnou depolarizací síní s frekvencí 250 - 350/min. Tyto hodnoty mohou být avšak velmi subjektivní. Výsledná komorová frekvence se pohybuje kolem 140 - 150/min. Existují dva typy typického flutteru síní, a to clockwise flutter šířící se po směru hodinových ručiček a counterclockwise flutter běžící proti směru hodinových ručiček. Oba druhy jsou zde zahrnuty společně. [9][28]

Byly naměřeny signály od tří pacientů trpících typickým flutterem síní. U této arytmie bylo stimulováno na entrainment v oblasti kavotrikuspidálního isthmu (CTI), laterálně od CTI, ústí koronárního sinu (ústí CS) a horní pravé síní (HRA).



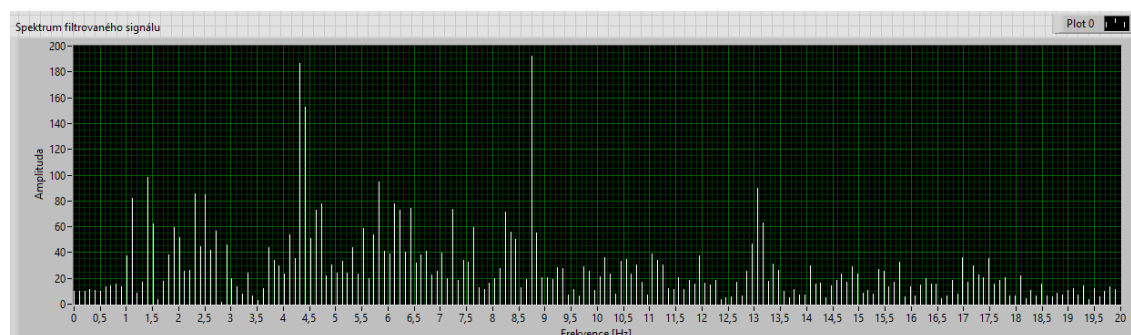
Obrázek 41 - Anatomie pravé síně, šipky ukazují směr šíření typického flutteru, převzato z [30]

Pacient č.1

Proband č.1 je muž, 66 let. Frekvence běžící arytmie byla 275/min. Tep na začátku elektrofyzilogického výkonu byl naměřen na 72 tepů za minutu.

Tabulka 2 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů

Místo měření signálu	CTI	Lat. od CTI	HRA	Ústí CS
Hodnota frekvence [Hz]	8,73012	4,31554	4,26929	4,31489



Obrázek 42 - Pacient č.1, spektrum na CTI

Ze spektra signálu měřeného na kavotrikuspidálním isthmu je patrné, že hodnota dominantní frekvence značně převyšuje frekvence ostatních signálů. Dominantní frekvence spekter signálů z dolní i horní části pravé síně a z ústí CS se pohybují ve velmi sobě podobných hodnotách, a to mírně nad 4 Hz. Hodnota frekvence na kavotrikuspidálním isthmu byla programem vyhodnocena přibližně na 8,7 Hz.

Frekvence běžícího flutteru byla během výkonu 275/min, což odpovídá spíše hodnotě prvního píku s vysokou amplitudou než píku, který byl programem vyhodnocen jako dominantní frekvence.

Úspěch vyhodnocení je u pacienta č.1 sporný. Lze říci, že program vyhodnotil signály správně, protože podle literatury a také podle popisu lékaře byl jako místo nejčasnější aktivace zvolen kavotrikuspidální isthmus. Avšak hodnota dominantní frekvence u signálu v místě nejčasnější aktivace, vzhledem k hodnotě běžící arytmie během výkonu (275/min), by se měla pohybovat mírně nad 4,5 Hz.

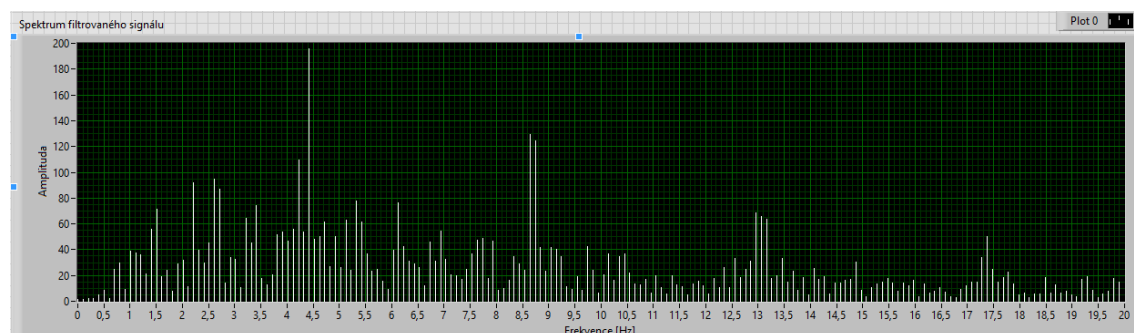
Hodnota 8,7 Hz je dána tím, že tento signál je nasnímán jako fúze síní a komor. Tento jev se může na CTI vyskytnout velmi často.

Pacient č.2

Proband č.2 je muž, jeho věk je 63 let. Běžící flutter měl frekvenci 260/min. Tep na počátku výkonu byl 75 tepů za minutu.

Tabulka 3 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů

Místo měření signálu	CTI	Lat. od CTI	HRA	Ústí CS
Hodnota frekvence [Hz]	4,31402	4,31445	4,31424	4,31467



Obrázek 43 - Pacient č.2, spektrum na CTI

Hodnota 4 Hz odpovídá i frekvenci běžící arytmie. Lze říci, že po provedení výpočtů dominantní frekvence pomocí délky cyklu hodnoty odpovídají vzorci (3) v kapitole 9.2.

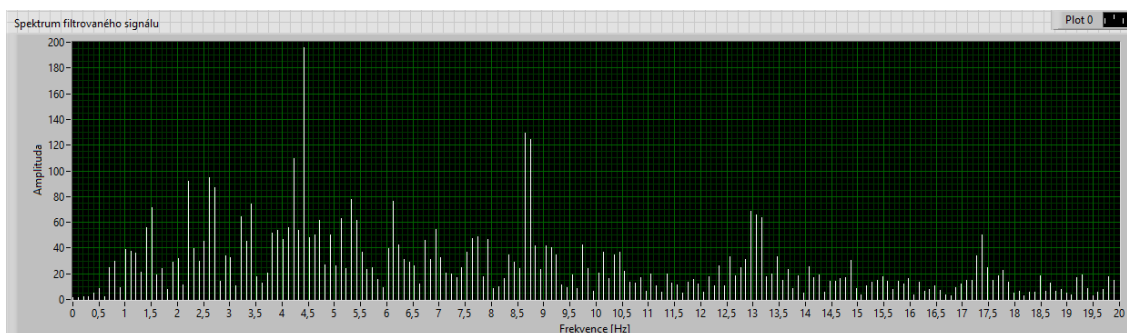
Avšak všechny čtyři dominantní frekvence jsou číselně velmi podobné, proto nelze dokázat, ve kterém místě lze najít zdroj arytmie. U probanda č. 2 je metoda dominantní frekvence neprůkazná.

Pacient č.3

Proband č. 3 je žena, věk 69 let. Ejekční frakce pacienta byla 60 %. Tepová frekvence na počátku výkonu vyšla 265/min.

Tabulka 4 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů

Místo měření signálu	CTI	Lat. od CTI	HRA	Ústí CS
Hodnota frekvence [Hz]	4,41435	4,31424	4,31489	4,31445



Obrázek 44 - Pacient č.3, spektrum na CTI

Hodnoty frekvencí opět splnily princip popsaný v kapitole 9.2. Frekvence kolem 4,4 Hz odpovídá po přepočítání podle vzorce (3) frekvenci běžící arytmie 265/min během výkonu.

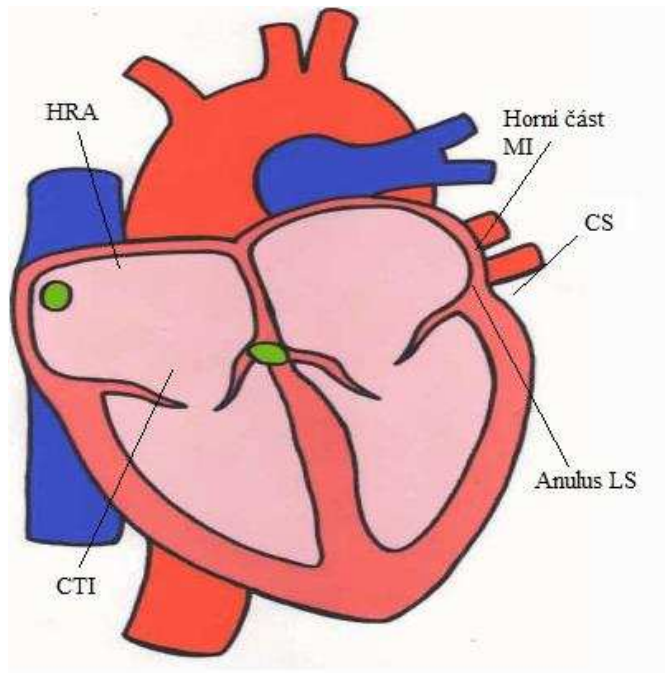
Frekvence na kavotrikuspidálním isthmu odpovídá 4,4 Hz a frekvence na ostatních místech měřených v pravé síni v koronárním sinu se pohybují kolem 4,3 Hz. Je zde viditelné lehké snížení frekvence podél pravé síně. Neboli čím dál jsem od zdroje arytmie, tím nižší bude dominantní frekvence daných signálů.

U probanda č.3 lze navíc říci, že metoda dominantní frekvence byla úspěšná.

9.4 Atypický flutter

Atypický flutter síní je charakteristický tím, že se nemusí nacházet pouze v oblasti CTI. Je tvořen obdobným reentry okruhem jako představuje typický flutter síní. [28]

Byly naměřeny signály od tří pacientů. Všichni tři pacienti trpěli perimitrálním flutterem síní, který je charakteristický tím, že prochází přes mitrální isthmus. Řídili jsme se místy, kde bylo stimulováno na entrainment, v těchto případech se stimulovalo v oblasti CTI, HRA, ústí CS, v horní části mitrálního isthmu (MI) a na mitrálním anulu.



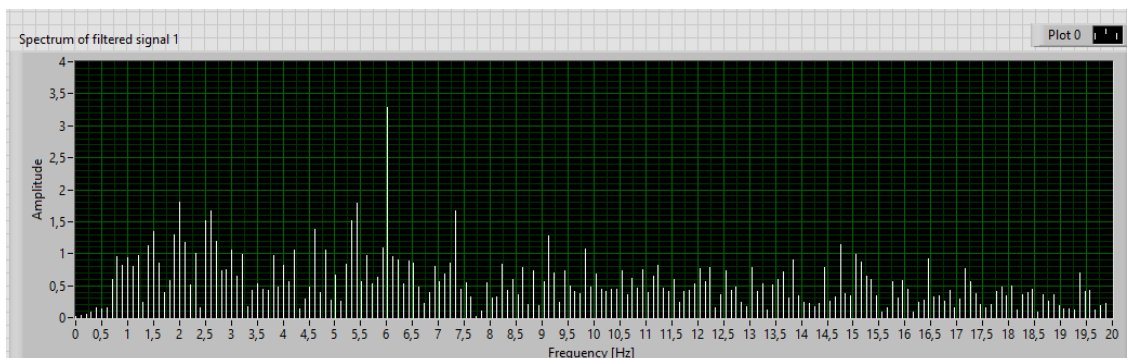
Obrázek 45 - Anatomie srdce pro názornost míst stimulace při atypickém flutteru, převzato z [33]

Pacient č.4

Proband č.4 je 66letý muž. Pacient trpí syndromem sick sinus, proto jeho tep na počátku výkonu dosahoval pouhých 46 tepů za minutu. Ejekční frakce byla 50 %. Frekvence flutteru během výkonu byla 166/min.

Tabulka 5 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů

Místo měření signálu	Anulus MI	Horní část MI	HRA	CTI	CS
Hodnota frekvence [Hz]	1,50527	6,02138	3,71206	3,72009	3,71281



Obrázek 46 - Pacient č.4, Spektrum v horní části MI

Pacient č.4 trpěl arytmií zvanou perimitrální flutter. Nejčasnější aktivace by měla vycházet někde z okolí mitrálního isthmu.

Zde se projevuje i frekvence okolo 1 Hz. To značí, že v signálu byla zachycena frekvence, s jakou se stahují komory. Tento signál byl naměřen na mitrálním anulu, který je na rozhraní síní a komor, proto je tento jev fyziologický a velmi častý.

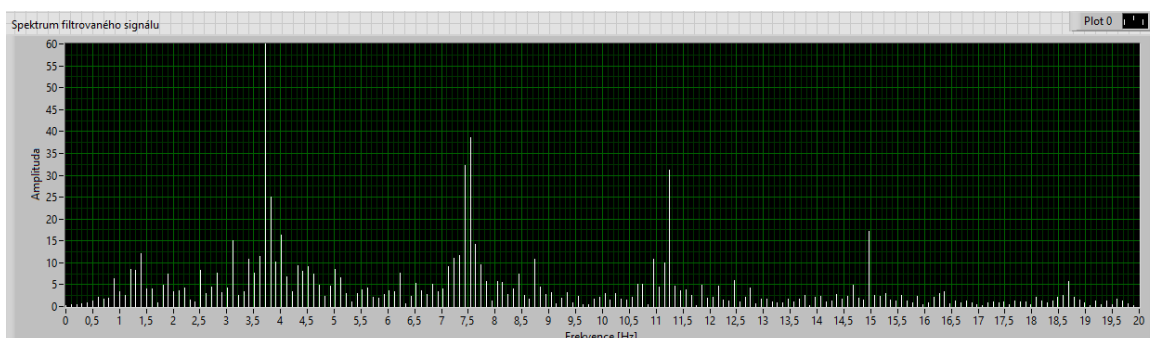
Zde můžeme vidět velký rozdíl ve frekvencích mezi horní částí mitrálního isthmu a ostatními místy, kde byly naměřeny signály. Frekvence flutteru odpovídá hodnotě frekvence ve spektru. V tomto případě můžeme metodu považovat za úspěšnou.

Pacient č.5

Proband č.5 je žena, jejíž věk je 64 let. Ejekční frakce 60 %. Frekvence flutteru během výkonu byla 172/min.

Tabulka 6 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů

Místo měření signálu	Anulus MI	Horní část MI	HRA	CTI	CS
Hodnota frekvence [Hz]	3,71244	6,22379	3,71206	3,72571	1,70794



Obrázek 47 - Pacient č.5, Spektrum na mitrálním anulu

V první řadě zde opět můžeme vidět vliv frekvence komor v signálu snímaném v koronárním sinu.

U pacienta č.5 lze vyhodnotit místo nejčasnější aktivace arytmie velmi přesně, protože jde vidět velký rozdíl mezi hodnotami v horní části mitrálního isthmu a hodnotami na jiných měřených místech. Podle lékaře bylo místo přerušení arytmie v oblasti horní části mitrálního isthmu, což metoda opět vyhodnotila správně.

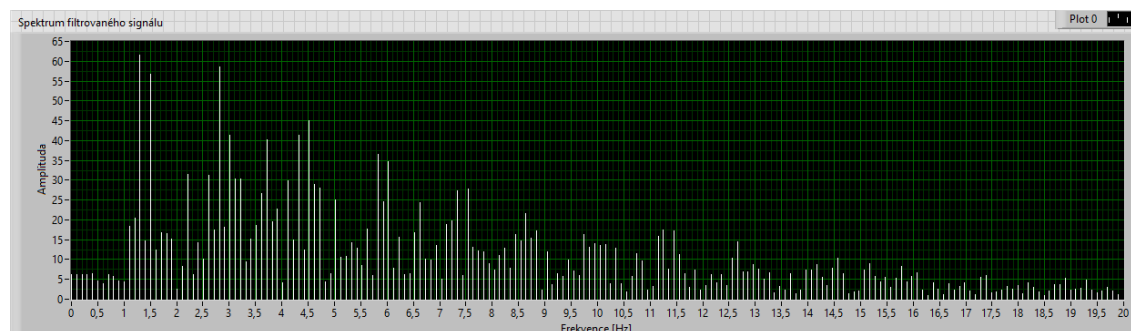
Přepočtem vzorce (3) však můžeme odvodit frekvenci běžícího flutteru či dominantní frekvence na MI. I u tohoto probanda přepočet vychází správně. Metoda se u tohoto pacienta ukázala jako úspěšná.

Pacient č.6

Proband č.6 je pohlaví mužského. Jeho věk je 67 let. Trpí ischemickou chorobou srdeční. Frekvence flutteru během výkonu je 174/min.

Tabulka 7 - Přehled dominantních frekvencí jednotlivých signálů

Místo měření signálu	Spodní část MI	Horní část MI	HRA	CTI	CS
Hodnota frekvence [Hz]	1,50527	6,42138	3,71206	3,72009	3,71281

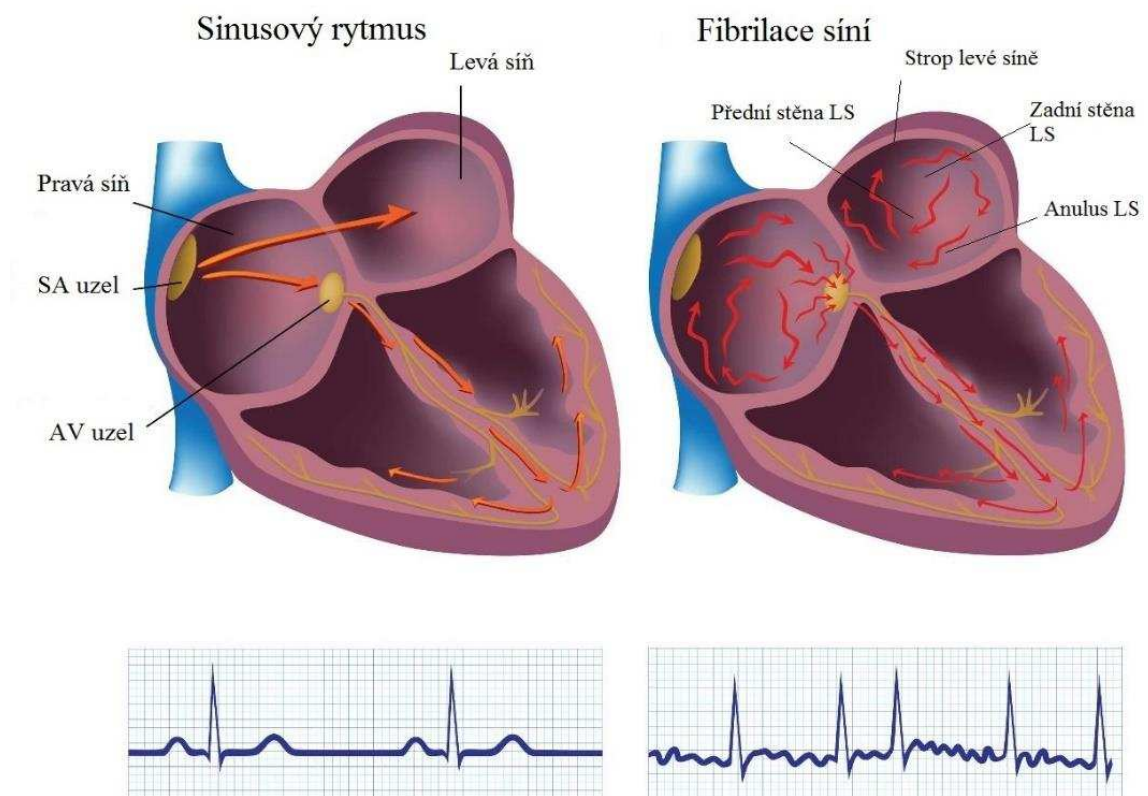


Obrázek 48 - Pacient č.6, Spektrum na mitrálním anulu

Podle zprávy lékaře bylo místo nejčasnější aktivace určen mitrální anulus. Program vyhodnotil jako místo nejčasnější aktivace horní část mitrálního isthmu. V tomto případě nelze metodu dominantní frekvence prokázat.

9.5 Paroxysmální fibrilace síní

Fibrilace síní je nejčastější klinickou tachyarytmií. Při této arytmii se nepravidelně depolarizují síně z důsledku mnohočetných ložisek ektopické aktivity nebo mnohočetných mikroreentry okruhů v síňovém myokardu, zejména v ústí plicních žil, ústí dutých žil a v koronárním sinu. Charakteristická frekvence se pohybuje mezi 300 - 600/min. AV blok je přítomen vždy, proto je komorová frekvence nižší, obvykle kolem 100-150/min. Četnost výskytu fibrilace síní u pacientů se zvyšuje s věkem. [9][28]



Obrázek 49 - Elektrofyzilogie srdce s fibrilací síní, převzato z [32]

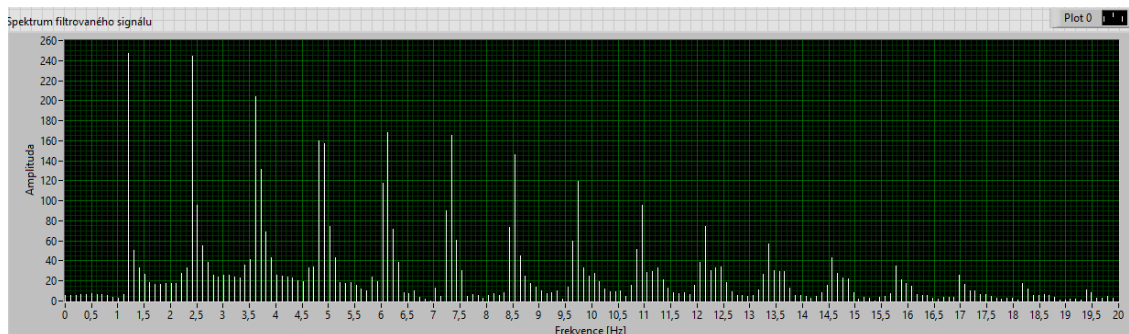
Tabulka 8 - Hodnoty frekvencí u pacientů s fibrilací síní

Pořadí pacienta	Přední stěna LS [Hz]	Zadní stěna LS [Hz]	Strop LS [Hz]	Anulus LS [Hz]
7	5,02361	4,52125	5,38358	5,22508
8	6,53004	6,53037	6,39318	6,22865
9	5,32423	4,01909	5,72605	5,12383
10	5,22456	4,62172	5,32663	4,92339
11	6,22115	6,62418	5,8192	5,01781
12	2,51193	1,20536	2,51153	1,20573
13	5,92756	6,32911	6,02803	6,33007
14	3,71729	2,41109	1,20579	1,20542
15	5,12331	4,42078	5,52931	4,82267
16	6,73265	6,53004	6,83108	6,02773
17	1,20536	1,20573	1,20536	1,20548
18	6,22896	6,53201	6,22834	5,02412
19	6,43055	6,6305	7,23364	6,22896
20	5,42686	4,72172	5,42577	4,72338
21	6,02924	6,1285	6,02954	4,5208
22	3,71747	1,20573	3,71654	4,92314
23	5,92905	6,83383	5,73325	5,62644

V tabulce č.8 jsou vyznačeny dominantní frekvence. Lze si povšimnout, že hodnoty frekvencí jsou velmi náhodné a že není možné najít jakoukoli pravidelnost či vztah mezi jednotlivými dominantními frekvencemi. Fibrilace síní se skládá z mnoha reentry okruhů a je to spíše náhoda, jaký reentry okruh katétr právě nasnímá.

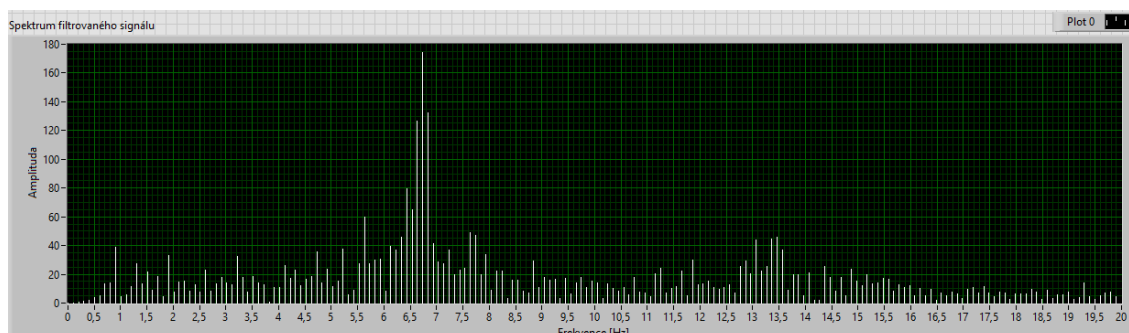
Podle článku od Schwanderlapp et col. [29] je metoda dominantní frekvence účinná jen pro vyhodnocování periodických signálů, jako je arytmie typu síňový flutter. Pro signály, u kterých se délka cyklu běžící arytmie v průběhu signálu mění o více než 20 %, je snížena použitelnost této metody. Odhady dominantní frekvence u arytmie typu fibrilace síní kvůli měnící se délce cyklu nejsou spolehlivé.

Lze pozorovat dva druhy spekter. Ostatní spektra jsou velmi podobná jednomu či druhému druhu. V prvním případě jsou ve spektru viditelné frekvence reentry okruhů, které se propagovaly v blízkosti katétru snímající daný signál.



Obrázek 50 - Ukázka spektra s mnoha píky

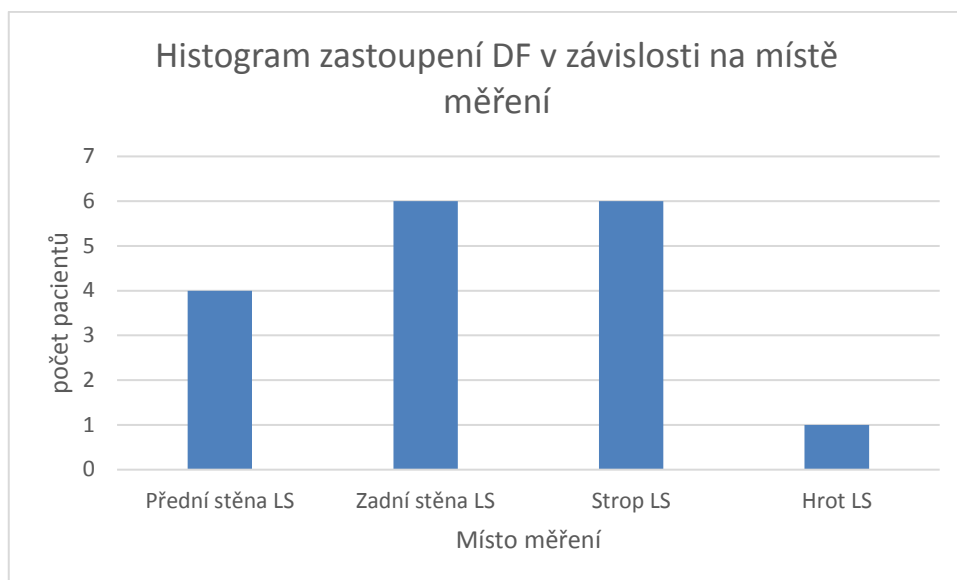
V druhém případě byl katétr velmi blízko pouze jednomu reentry okruhu.



Obrázek 51 - Ukázka spektra s jedním píkem

Pokud bychom chtěli analyzovat dominantní frekvence blíže, je třeba si spektra jednotlivě prohlédnout. Pokud je totiž za dominantní frekvenci považována frekvence okolo 1 Hz, pak jsou dvě možnosti, jakým lze místo snímání vyhodnotit. Buď spektrum vypadá podobně jako na obrázku č.50, což bude znamenat, že katétr snímá signál v okolí mnoha reentry okruhů. Nebo spektrum vypadá jako na obrázku č. 51 a katétr v tom případě snímá tepovou frekvenci člověka vyvolanou komorami. Na obrázku č. 52 je zachyceno rozložení jednotlivých dominantních frekvencí rozdělené podle místa snímání. Snímáno bylo na stropě, na anulu levé síně, na přední stěně a na zadní stěně levé síně. Z grafu můžeme lehce odvodit, že nejméně dominantních frekvencí se objevuje na anulu levé síně. To může být způsobeno tím, že bude katétr příliš blízko myokardu komor a tím pádem bude snímá také signál z levé komory. Ve spektru se tento jev projeví vysokým píkem na frekvenci okolo 1 Hz.

Výskyt dominantních frekvencí na ostatních místech se dá považovat za vyrovnaný. Na zadní stěně a na stropě se dominantní frekvence objevuje ze 35 %, na přední stěně z 24 % a na anulu levé síně z 6 %.



Obrázek 52 - Histogram zastoupení DF v závislosti na místě měření u fibrilace síní

10 DISKUZE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ

U všech pacientů bylo provedeno měření podle měřicího protokolu. Byla ověřována účinnost metody dominantní frekvence jako další způsob diagnostiky arytmií. Zejména byly analyzovány tři druhy arytmií, a to typický flutter, atypický flutter a fibrilace síní. Data byla nasnímana během elektrofyziologického výkonu pomocí měřicí karty NI USB 6295 a vyhodnocena programem, který byl vytvořen v grafickém programovacím jazyce LabVIEW.

Je třeba uvést, že se jedná o experimentální měření, jelikož nebyla nalezena žádná práce, která by posuzovala metodu dominantní frekvence jako jednu z možností hledání místa s nejčasnější aktivací dané arytmie.

Data byla snímána několik měsíců na elektrofyziologických sálech ve spolupráci s Mezinárodním centrem klinického výzkumu (ICRC), které sídlí ve Fakultní nemocnici u svaté Anny v Brně. Poměr zastoupení zpracovávaných arytmií v této práci zhruba odpovídá zastoupení daných arytmií v populaci. Tato data byla vyhodnocena pomocí případové studie z důvodu velmi malého vzorku pacientů. Větší množství signálů nebylo možno zaznamenat z důvodu obsazenosti sálu výkonů, které nebyly v naší práci využitelné.

Do studie byli zahrnuti tři pacienti trpící na typický flutter, tři pacienti trpící na atypický flutter a 17 pacientů s fibrilací síní.

V tabulce č.9 jsou shrnuty výsledky našeho měření pro fluttery. Metoda dominantní frekvence byla úspěšně vyhodnocena ve 66 % případů jak pro typické, tak pro atypické fluttery. Znamená to tedy, že se metoda osvědčila vždy ve dvou případech ze tří pro danou arytmií.

Zaznamenali jsme, že spektrum odpovídá frekvenci běžící arytmie podle vzorce (3) v pěti případech ze šesti.

Vzhledem k informacím v tabulce nám byla potvrzena hypotéza H2. Metodu dominantní frekvence lze použít se stejnou účinností pro typické i atypické fluttery.

Tabulka 9 - Výčet úspěšnosti metody u flutterů

Druh arytmie	Typický flutter	Atypický flutter
Počet pacientů správně analyzovaných metodou	1 pacient 66 %	1 pacient 66 %
Počet pacientů nesprávně analyzovaných metodou	2 pacienti 34 %	2 pacienti 34 %

U pacientů s fibrilací síní nebyla zjištěna jakákoli pravidelnost. Místo nejčasnější aktivace se se stejnou pravděpodobností nachází na všech snímaných místech. Tato arytmie je v bakalářské práci zahrnuta jako kontrola. Právě proto, že jednotlivé frekvence mezi sebou nemají žádný vztah, nám byla vyvrácena daná hypotéza H3. Metodu dominantní frekvence v souvislosti s hledáním nejčasnější aktivace arytmie nelze použít pro arytmie jako je fibrilace síní především z důvodu mnohočetných reentry okruhů, které nemají žádné specifické rozložení ve tkáni myokardu. Její využití se najde spíše v analýze frakcionovaných potenciálů.

Podle tabulky č.9 by se dalo říct, že metoda dominantní frekvence není úspěšná ve 100 %, ale i přesto je úspěšnost vysoká. Vzhledem k tomu, že jsme pracovali s velmi malým vzorkem pacientů, nelze objektivně ohodnotit hypotézu H1, která říká, že metodu dominantní frekvence lze použít jako další způsob hledání místa nejčasnější aktivace arytmie při elektrofyziologickém výkonu.

Pokud by se ukázalo, že metoda dokáže plně a účinně plnit svoji roli při hledání místa nejčasnější aktivace, pak by se dalo říci, že by se tato metoda mohla zařadit mezi již běžně používané konvenční metody pro hledání zdroje arytmie jako je stimulace na entrainment, pacemapping či aktivační mapování.

Výhoda této metody je dobrá vizuální představitelnost a zhodnotitelnost. Je nenáročná a lehce pochopitelná. Také se výsledky ve spektru dají velmi účinně ověřit pomocí vzorce (3), který udává vztah mezi délkou jednoho cyklu běžící arytmie a hodnotou dominantní frekvence.

Použití metody nijak nenarušuje průběh elektrofyziologického výkonu, ihned po nasnímání signálů vidíme výsledek na monitoru počítače.

Podle mého názoru lze metodu dominantní frekvence použít při elektrofyziologickém výkonu jako pomoc při hledání místa s nejčasnější aktivací arytmie, avšak je vhodné si výsledek metody ověřit již běžně užívanými konvenčními a komplexními metodami.

10.1 Chyby měření

Během měření mohlo dojít k chybám, které byly způsobeny technickým vybavením i lidským faktorem.

Pokud se katétr pohybuje v blízkosti myokardu komor, je velmi pravděpodobné, že bude ve spektru zachycena frekvence, s jakou se stahují komory. Je třeba větší opatrnosti ohledně místa snímání signálu. Jedna z možností, jak upravit tyto chyby, může být změna nastavení filtrů ve vytvořeném programu.

Také je důležité mít správný a dostatečný přitlak katétru k myokardu.

Velmi častou chybou bývá také nesetrvání katétru na jednom místě během snímání signálu. Z důvodu neustálého pohybu myokardu se musí s touto chybou počítat.

11 ZÁVĚR

Cílem práce bylo posoudit účinnost a využitelnost metody dominantní frekvence při elektrofyziologických výkonech. Splnění bakalářské práce zahrnovalo vypracování literární rešerše ohledně problematiky popisu srdce a jeho funkce a následně popis pracoviště elektrofyziologického sálu, kde probíhají jednotlivé katétrizační ablace.

V práci je také obsažen návrh hardwarové konfigurace pro přenos signálu přes záznamovou kartu.

V rámci bakalářské práce byla vytvořena aplikace ve vývojovém prostředí LabVIEW realizující určení nejčasnější aktivace arytmií v srdci. Je zde popsán vytvořený program a jeho jednotlivé komponenty. Součástí je i grafické znázornění jednotlivých grafických bloků pro lepší pochopení celého programu. Ukázka programu, jeho bloků i předního panelu jsou obsaženy v příloze.

Program má dvě hlavní části. Nejprve je signál nahrán a převeden do textového souboru. Následně dojde k předzpracování pomocí filtrace pásmovou zádrží 20-450 Hz, signál je rektifikován a je použita dolní propust do 20 Hz. Poté je v signálu nalezen nejvyšší pík a ten je přiřazen správné frekvenci. Tuto frekvenci lze považovat za dominantní frekvenci daného signálu. Po provedení zpracování všech nasnímaných signálů se provede porovnání dominantních frekvencí a je vybrán signál s nejvyšší hodnotou dominantní frekvence.

Po vytvoření tohoto programu byly nasnímány jednotlivé signály, které byly získány během elektrofyziologického výkonu pacienta při běžící arytmií.

Tato data byla vyhodnocena pomocí případové studie z důvodu velmi malého vzorku pacientů. Byli zde zahrnuti tři pacienti trpící arytmií zvanou typický flutter, tři pacienti trpící na atypický flutter a 17 pacientů s paroxysmální fibrilací síní.

Bylo zjištěno, že metoda dominantní frekvence je stejně účinná pro atypické i typické fluttery. Naopak metoda není použitelná pro arytmiie typu fibrilace síní z důvodu velmi chaoticky rozmístěných a nepravidelných reentry okruhů v síních.

Metodu dominantní frekvence lze použít při elektrofyziologickém výkonu jako pomoc při hledání místa s nejčasnější aktivací arytmií, avšak vždy je potřeba si výsledek metody ověřit již běžně užívanými konvenčními metodami.

Je nutné podotknout, že jde o experimentální práci. Nebyla nalezena žádná publikovaná práce, která by zpracovávala metodu dominantní frekvence jako možnost zařazení této metody mezi konvenční metody užívané při výkonech na elektrofyziologickém sále. Z tohoto důvodu nebylo možné se odkazovat na již zpracované téma či použít publikovaný způsob získání výsledku.

Výsledky mohly být ovlivněny pohybem katétru při snímání signálu, nerovnoměrným přitlakem katétru k myokardu či zaznamenání frekvence komor a tím ovlivnění spektra a vyhodnocení správné hodnoty dominantní frekvence.

Pro potvrzení závěrů práce by bylo potřeba nasnímat více pacientů ve skupinách typický a atypický flutter.

BIBLIOGRAFIE

- [1] EISENBERGER, M.; BULAVA, A.; FIALA, M.: Základy srdeční elektrofyzologie a katérových ablací. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [2] ZIPES, D. P.; JALIFE, J.: Cardiac electrophysiology: from cell to bedside. Sixth edition. ISBN 978-1-4557-2856-5.
- [3] BENNETT, David H. Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [4] SHENASA, Mohammad. Cardiac mapping. 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell, 2013. ISBN 9780470670460.
- [5] JAN, Jiří. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [6] ROSYPAL, Stanislav. Nový přehled biologie. Praha: Scientia, 2003. ISBN 80-7183-268-5.
- [7] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. Memorix anatomie. 3. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Simona FELŠŮOVÁ, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [8] ŠTEJFA, Miloš. Kardiologie. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1385-4.
- [9] KLENER, Pavel, Jaromír HRADEC a Jiří SPÁČIL. Vnitřní lékařství. Praha: Galén, c2001. Scripta. ISBN 80-7262-106-8.
- [10] ZEMAN, Karel. Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-222-1.
- [11] HAMAN, Petr. Základy klinické elektrokardiografie. Praha: MEDPRINT, 1993.
- [12] TRULOVE, James. Sítě LAN: hardware, instalace a zapojení. Praha: Grada, 2009. ISBN 8024720981.
- [13] National Instruments [online]. In: [cit. 2017-09-28]. Dostupné z: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/cs/nid/209150>
- [14] GE Healthcare [online]. [cit. 2017-11-28]. Dostupné z: http://www3.gehealthcare.co.uk/engb/products/categories/ep_recording/cardio_lab_recording_systems
- [15] [online]. [cit. 2017-11-28]. Dostupné z: <https://www.whaat.cz/vlvp01000b50-bnc-video-kabel-bnc-zastrcka-bnczastrcka-5-00-m-cerna>
- [16] Konektor jack 5mm [online]. [cit. 2017-11-28]. Dostupné z: <http://www.sleviste.cz/s/konektor+jack+redukce+jack+6+3+3+5+stereo/>

- [17] Propojovací kabel [online]. [cit. 2017-11-28]. Dostupné z:
<https://www.centralpoint.nl/netwerkkabels/hewlett-packard-enterprise/x24010g-sfp-plus-3m-dac-art-jd097c-num-4596833/>
- [18] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. Začínáme s LabVIEW. Ilustroval Viktorie VLACHOVÁ. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN 9788073002459.
- [19] CHANG, Daniel. Události probíhající v srdci během jednoho cyklu.
In: Wikipedia: the free encyclopedia[online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2017-12-26]. Dostupné z:
https://en.wikibooks.org/wiki/Biomedical_Engineering_Theory_And_Practice/Biomechanics_IV
- [20] National Instruments - MYDAQ [online]. [cit. 2018-03-15]. Dostupné z:
<http://www.ni.com/download/ni-daqmx-17.0/6624/en/>
- [21] National Instruments- Open/Create/replace [online]. [cit. 2018-03-17].
Dostupné z: [21] http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361P01/glang/open_create_replace_file/#Input2
- [22] National Instruments – Write To File [online]. [cit. 2018-03-17]. Dostupné z:
http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361H-01/glang/write_characters_to_file/
- [23] National Instruments – Max and Min [online]. [cit. 2018-03-18]. Dostupné z:
http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361H-01/glang/array_max_and_min/
- [24] National Instruments – Threshold [online]. [cit. 2018-03-18]. Dostupné z:
http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361N-01/glang/threshold_1d_array/
- [25] National Instruments – Threshold Array [online]. [cit. 2018-03-18]. Dostupné z:
http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361N-01/glang/threshold_1d_array/
- [26] Sorin Lazar, Sanjay Dixit, Francis E. Marchlinski, David J. Callans, Edward P. Gerstenfeld. Presence of Left-to-Right Atrial Frequency Gradient in Paroxysmal but Not Persistent Atrial Fibrillation in Humans. American Heart Association, 2004. DOI: <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000147279.91094.5E>. ISSN 0009-7322.
- [27] J.M. SMITH, G.W. Botteron. A technique for measurement of the extent of spatial organization of atrial activation during atrial fibrillation in the intact human heart. IEEE. 7790014, 1995, 1995(June 1995), 579 - 586. DOI: 10.1109/10.387197. ISSN 7790014.
- [28] MUDr. Jan Lukl CSc, M.J.L. (2001). Léčba fibrilace a flutteru síní. Solen, 3(1), 8-12.

- [29] Gerald Schwaderlapp et al. Definition, estimation and limitations of the dominant frequency in intracardiac electrograms. De Gruyter. De Gruyter, **2017**, 95–98. ISSN 2364-5504.
- [30] Anatomie pravé síně. Wesley Todd [online]. [cit. 2018-05-13]. Dostupné z: http://1.bp.blogspot.com/-TpI6GS448IQ/UhjHMWYpcvI/AAAAAAAAAaA/x4_HXFN0aIk/s1600/AF-Blaufuss-SVT-CD.jpg
- [31] MyDAQ Assistant. National Instruments [online]. [cit. 2018-05-14]. Dostupné z: http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361L-01/glang/spreadsheet_str_to_array/
- [32] Fibrilace síní. The Heart and Diving [online]. [cit. 2018-05-14]. Dostupné z: <https://www.diversalernetnetwork.org/health/heart/atrial-fibrillation>
- [33] Anatomie srdce. RBAIN [online]. [cit. 2018-05-19]. Dostupné z: <http://www.rbain.org.uk/TheNormalHeartRhythm.html>

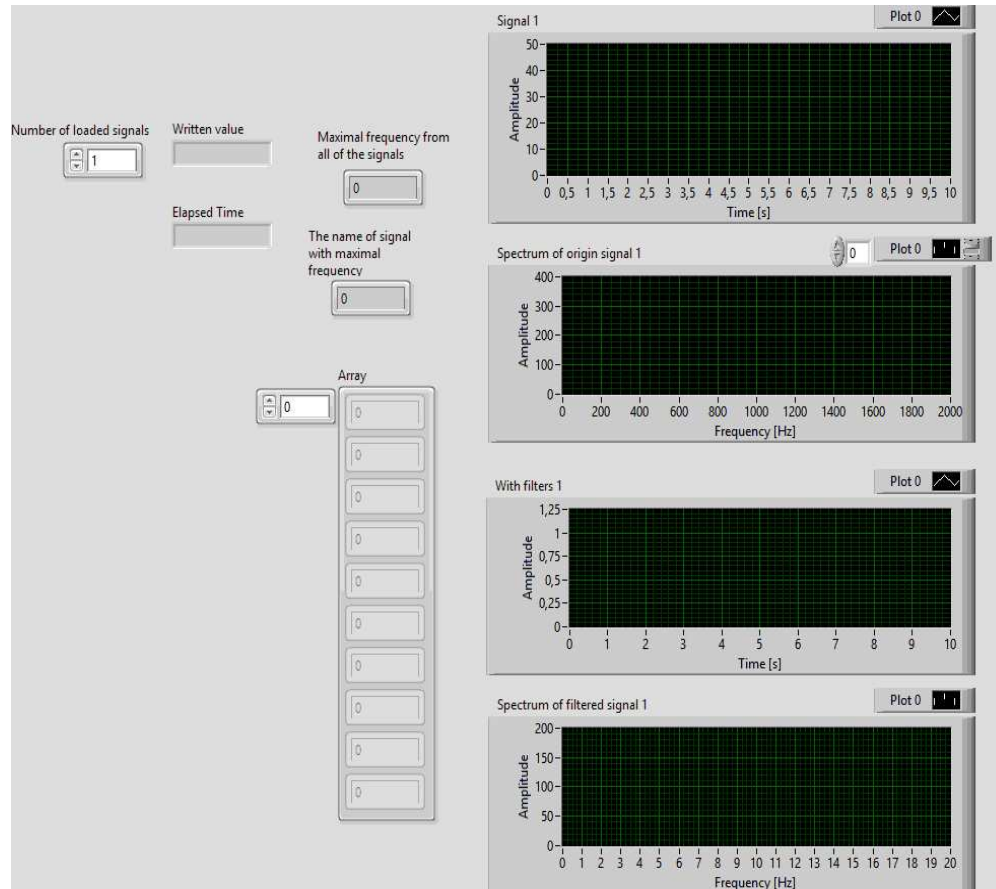
Seznam symbolů, veličin a zkratek

AV	atrioventrikulární
AVNRT	AV nodální reentry tachykardie
AVRT	AV reentry tachykardie
BNC	Bayonet Neill Concelman konektor
CL	délka jednoho srdečního cyklu (cycle length)
CFAE	komplexní frakcionovaný síňový elektrogram (complex fractionated atrial electrogram)
DFT	diskrétní Fourierova transformace (Discrete Fourier Transform)
DKMP	dilatační kardiomyopatie
EF	elektrofyzilogický
EFV	elektrofyzilogické vyšetření
EKG	elektrokardiogram
FNUSA	Fakultní nemocnice u svaté Anny
HKMP	hypertrofická kardiomyopatie
ICHS	ischemická choroba srdeční
KMP	kardiomyopatie
LabVIEW	Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench
LVOT	výtokový trakt levé komory (left ventricular outflow tract)
NI	National Instruments
PPI	poststimulační interval (post – pacing interval)
RF	radiofrekvenční
RFA	radiofrekvenční ablace
RV	pravá komora (right ventricle)
RVOT	výtokový trakt pravé komory (right ventricular outflow tract)
SA	sinoatriální
USB	univerzální sériová sběrnice (universal serial bus)
3D	trojrozměrný
Tab	tabulátor
s	sekunda (jednotka času)
Hz	Hertz (jednotka frekvence)
CTI	kavotrikuspidální isthmus
Prox. CS	proximální část koronárního sinu
Dist. CS	distální část koronárního sinu

HRA	horní část pravé síně
ICRC	Mezinárodní centrum klinického výzkumu
MI	mitrální isthmus
PP	pásmová propust

Přílohy

Front Panel zpracovaného programu v LabVIEW



Pozn: Block Diagram lze nalézt na přiloženém CD.