



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU POMOCÍ KORELAČNÍCH DIMENZÍ

CORRELATION DIMENSION ANALYSIS FOR HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

ONDŘEJ PTÁČEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. OTO JANOUŠEK

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Ondřej Ptáček

ID: 125000

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Analýza variability srdečního rytmu pomocí korelačních dimenzí

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti analýzy variability srdečního rytmu (HRV). Zaměřte se na analýzu HRV v časové oblasti a pomocí korelačních dimenzí. 2) Navrhněte optimální metodiku vyhodnocení změn HRV způsobených globální ischemií jak v časové oblasti, tak pomocí korelačních dimenzí. 3) Srovnajte vzájemně oba přístupy. Pro data z knihovny UBMI vytvořte příslušné tachogramy. 4) V programovém prostředí LabView nebo Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu HRV pomocí korelačních dimenzí a v časové oblasti a vyhodnoťte změny HRV způsobené globální ischemií. 5) Proveďte diskusi získaných výsledků a srovnajte schopnost obou přístupů detekovat změny způsobené ischemií.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KANTZ, H. a SCHREIBER T. Nonlinear time series analysis. 1. vyd. Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1999. ISBN 05-216-5387-8.

[2] MALIK, M. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. Circulation. 1996, roč. 93, s. 1034-1065. DOI: 10.1161/01.CIR.93.5.1043. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/93/5/1043.full>

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

Konzultanti bakalářské práce:

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

Bakalářská práce se zabývá analýzou variability srdečního rytmu (HRV). Zaměřením se na analýzu HRV v časové oblasti a především pomocí korelačních dimenzí. Dále je nutné navržením metodiky vyhodnocení změn HRV u těchto dat za pomoci obou technik analýzy a následné srovnání obou přístupů. Následně vytvořením aplikaci v programovém prostředí MatLab pro analýzu HRV, která dokáže vyhodnotit změny HRV způsobené působením ischemie. V poslední části je nutné provést diskuzi dosažených výsledků a následné srovnání obou přístupů pro detekci změn vyvolané ischemií.

Klíčová slova

Analýza, srdeční rytmus, HRV, ischemie, korelační dimenze, CD, EKG

Abstract

Bachelor thesis deals with the analysis of heart rate variability (HRV). By focusing on the analysis of HRV in the time domain and mainly using correlation dimension. It is necessary to propose a methodology for evaluating changes in HRV data using these two techniques of analysis and the comparison of the two approaches. Subsequently create an application in MATLAB for analysis of HRV, which is able to evaluate the effect of changes in HRV caused by ischemia. In the last section it is necessary to discuss the results and the comparison of the two approaches to detect changes induced by ischemia.

Keywords

Analysis, cardiac rhythm, HRV, ischemia, correlation dimension, CD, EKG

Bibliografická citace:

PTÁČEK, O. *Analýza variability srdečního rytmu pomocí korelačních dimenzí*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 48 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

Prohlášení

Prohlašuji, že bakalářskou práci na téma Analýza variability srdečního rytmu pomocí korelačních dimenzí jsem vypracoval 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si 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. 40/2009Sb.

V Brně dne

Podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Oto Janouškovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Experimentální část této bakalářské práce byla podpořena v rámci projektu Evropského fondu pro regionální rozvoj FNUSA-ICRC CZ.1.05/1.1.00/02.0123.

V Brně dne

Podpis autora

Obsah

Úvod.....	9
1. Srdce.....	10
1.1. Vlivy na srdeční frekvenci	10
1.1.1. Vliv parasympatiku.....	11
1.1.2. Vliv sympatiku	13
1.1.3. Vliv reflexního řízení.....	13
1.2. Ischemie	14
1.2.1. Globální ischemie	15
2. Variabilita srdečního rytmu (HRV).....	15
2.1. Předzpracování HRV	16
3. Metody analýzy HRV.....	18
3.1. Analýza v časové oblasti.....	18
3.1.1. Statistické metody.....	18
3.1.2. Geometrické metody.....	20
3.2. Korelační dimenze	21
3.2.1. Grassberger-Procaccia algoritmus	22
3.2.2. Výpočet pomocí vzorců z Kubios HRV	23
3.3. Srovnání metod.....	25
4. Uživatelské rozhraní.....	26
5. Zpracování analýzy HRV v prostředí Matlab	27
5.1. Hodnocené data	27
5.2. Výpočet RR intervalů	27

5.3. Výpočet analýzy v časové oblasti.....	28
5.4. Výpočet pomocí korelačních dimenzí	30
5.5. Statistické vyhodnocení	31
6. Vyhodnocení dosažených výsledků	32
6.1. Vyhodnocení analýza v časové oblasti	32
6.2. Analýza pomocí korelačních dimenzí.....	36
Závěr	38
Použitá literatura.....	40
Seznam použitých zkratk.....	41
Seznam příloh.....	42
Příloha 1	43

Seznam obrázků

Obr. 1-1 - Lidské srdce - 1. Horní dutá žíla - 2.Plicní tepna - 3.Plicní žíla - 4.Mitrální chlopeň - 5.Aortální chlopeň - 6.Levá komora - 7.Pravá komora - 8.Levá síň - 9.Pravá síň - 10.Aorta - 11.Plicní chlopeň - 12.Trojčipá chlopeň - 13.Dolní dutá žíla	10
Obr. 1-2 - Efekt parasympatiku a sympatiku na srdeční tepovou frekvenci	11
Obr. 1-3 - Mechanismus účinku sympatiku a parasympatiku na srdeční tepovou frekvenci ovlivněním rychlosti spontánní diastolické depolarizace	12
Obr. 1-4 - Vliv Bainbridgeova reflexu a baroreceptorového reflexu na tepové frekvenci .	14
Obr. 2-1 - Variace RR intervalů	16
Obr. 2-2 - Ukázka HRV signál a jeho zpracování: RR intervalů (vrchní část), tachogram (prostřední část) a interpolace RR intervalu (spodní část).....	17
Obr. 3-1 - Příklad výpočtu trojúhelníkového indexu HRV	21
Obr. 0-1 - Ukázka chování vstupních hodnot u korelační metody	23
Obr. 4-1 - Grafické rozhraní.....	26
Obr. 5-1 - Vývojový diagram programu	27
Obr. 5-2 - Variabilita srdečního rytmu (1. záznam - kontrolní vzorek).....	28
Obr. 5-3 - Distribuce RR intervalů v signálu 1 (F2 ischemie)	29
Obr. 5-4 - K-W test a jeho zobrazení pro parametr SDNN.....	31
Obr. 6-1 - Vícenásobné porovnávání u korelačních dimenzí.....	37
Obr. 0-1 - Vícenásobné porovnání řad u parametru RMSSD	43
Obr. 0-2 - Vícenásobné porovnání řad u parametru SDNN	44
Obr. 0-3 - Vícenásobné porovnání řad u parametru SENN	44
Obr. 0-4 - Vícenásobné porovnání řad u parametru NN50	45
Obr. 0-5 - Vícenásobné porovnání řad u trojúhelníkového indexu HRV	46
Obr. 0-7 - Ukázka algoritmu pro KW test.....	Chyba! Záložka není definována.

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Srovnání obou metod.....	25
Tabulka 2 - Hodnoty průměrů RR intervalů [ms]	33
Tabulka 3 - Standardní odchylka všech NN intervalů (SDNN)	33
Tabulka 4 - Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD)	34
Tabulka 5 - Počet NN intervalů lišících se o více než 50 ms (NN50).....	35
Tabulka 6 - Trojúhelníkový index HRV	36
Tabulka 7 - Výpočet korelačních dimenzí	36
Tabulka 8 - Pravděpodobnostní hodnoty z Kruskal-Wallisova testu	36
Tabulka 9 - Průměrné pozice u mnohonásobně srovnávacího testu.....	37
Tabulka 10 - Získané hodnoty SENN.....	43
Tabulka 11 - Procentuální zastoupení NN50 v celkovém počtu NN intervalů	45
Tabulka 12 - Závislost χ^2 kvadrátu na p-hodnotě.....	46

Úvod

Práce se zabývá problematikou analýzy variability srdečního rytmu (HRV), kde budu využívat dvě techniky analýzy. Jedná se o analýzu v časové oblasti a analýzu pomocí korelačních dimenzí. Úkolem je navržení optimální metodiky vyhodnocení změn HRV způsobených ischemií u obou těchto postupů. Vzájemným srovnáním obou těchto přístupů nám bude umožněno zjistit, jak stav ischemie mění dané parametry.

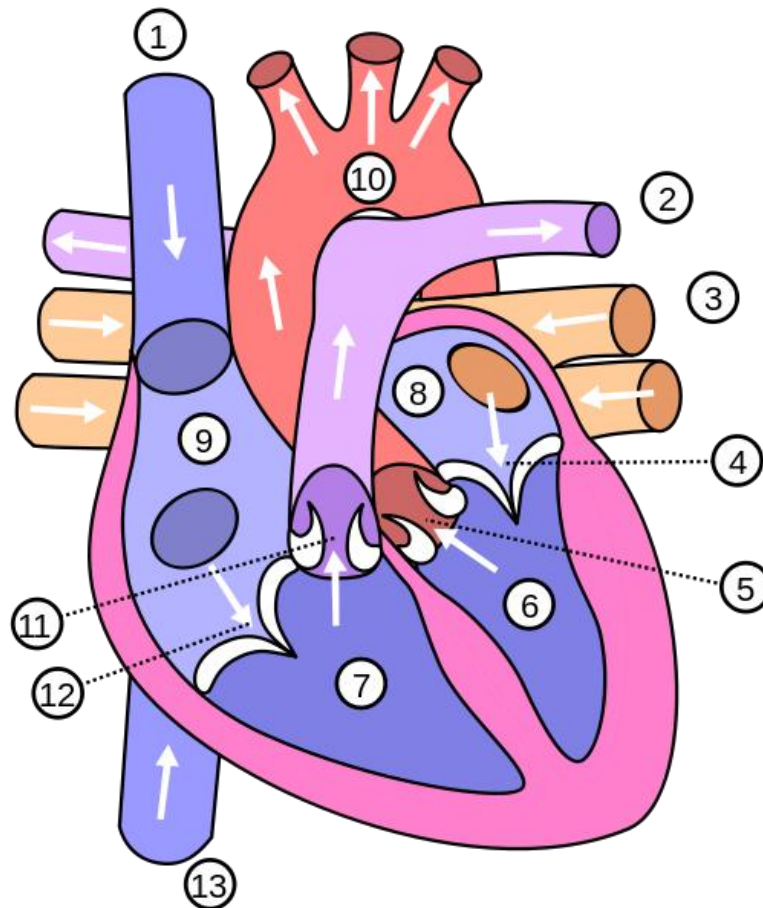
V první části práce se snažím přiblížit některé základní faktory ovlivňující srdeční frekvenci a vysvětlení pojmu ischemie. Posléze se zaměřím na předzpracovávání signálu díky, kterému jsme schopni pracovat dále s daty a analyzovat je, poté se zaměřím již na analýzu. Analýza v časové oblasti se řadí mezi lineární metody, kde jsme si představili několik metod výpočtů, díky kterým jsme schopni analyzovat RR intervaly. Následně jsme si představili korelační dimenze, které řadí mezi nelineární metody. V průběhu asi 30 let začala tato metoda čím dál více využívat převážně pro její přesnost. Nutné bylo srovnání obou přístupů a to převážně pro jejich odlišné možnosti.

V druhé části jsem se již zabýval realizací analýzy HRV v programovém prostředí Matlab. Zde bylo nutné nejdříve vytvoření příslušných tachogramů pro zobrazení daného signálu. Pro ověření vybraných metod bylo nutné sestavit funkční algoritmus, který obsahuje oba přístupy analýzy. Daný program obsahuje tedy analýzu HRV v časové oblasti, tak analýzu HRV pomocí korelačních dimenzí.

V závěru práce jsou vyhodnoceny výsledky obou metod analýz a jejich vzájemné srovnání pro schopnost detekovat změny způsobené ischemií.

1. Srdce

Srdce (lat. cor) je dutý svalový orgán skládající se ze čtyř dutin (dvě síně a dvě komory), které jsou odděleny chlopněmi (viz. Obr. 1-1 body 4 a 12). Tento druh svalstva je ovládán autonomním nervstvem a nepodléhá naší vůli. Srdce můžeme popsat jako svalovou pumpu, která svými pravidelnými stahy zajišťuje krevní oběh, ale také přenos živin, odpadních látek či dýchacích plynů.



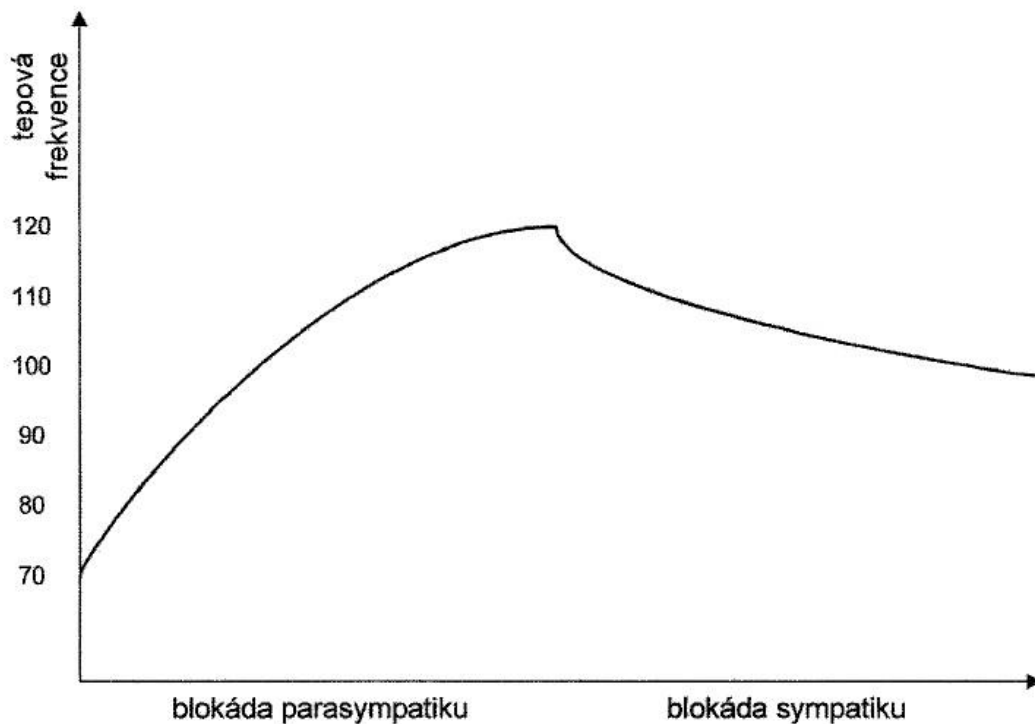
Obr. 1-1 - Lidské srdce - 1. Horní dutá žíla - 2. Plicní tepna - 3. Plicní žíla - 4. Mitrální chlopeň - 5. Aortální chlopeň - 6. Levá komora - 7. Pravá komora - 8. Levá síň - 9. Pravá síň - 10. Aorta - 11. Plicní chlopeň - 12. Trojčípá chlopeň - 13. Dolní dutá žíla

1.1. Vlivy na srdeční frekvenci

Řízení srdeční frekvence je téměř výlučně nervové. Zásadně je třeba především chápat, že SA uzel, který je normálně za srdeční frekvenci zodpovědný, je pod neustálým tonickým vlivem vegetativního nervového systému. [3]

Proto mají opravdu velký vliv na srdeční frekvenci nervy, které do tohoto systému patří, což je sympatikus a parasympatikus. Sympatické a parasympatické nervstvo působí navzájem

antagonisticky. Sympatikus zrychluje srdeční frekvenci a parasympatikus srdeční frekvenci zase zpomalí. Za klidových podmínek u zdravého jedince převažuje vliv parasympatiku.



Obr. 1-2 - Efekt parasympatiku a sympatiku na srdeční tepovou frekvenci

Na obrázku (Obr. 1-2) můžeme vidět, že při blokáde parasympatiku tepová frekvence poroste, naopak blokádu sympatiku zajistíme snížení tepové frekvence. Při zablokování sympatiku i parasympatiku se bude tepová frekvence pohybovat kolem 100 tepů za minutu, což tato hodnota je poněkud vyšší, než by byla při plné funkčnosti vegetativního nervstva.

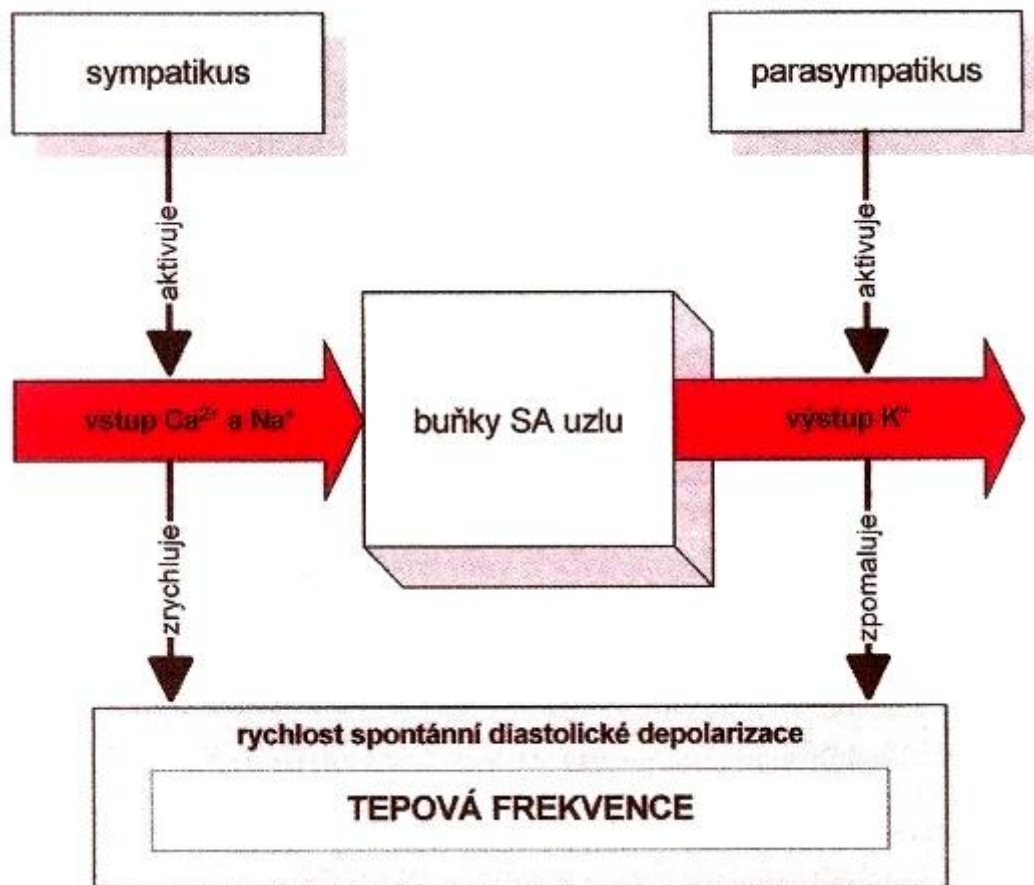
1.1.1. Vliv parasympatiku

Parasympatikus má na srdeční činnost obecně tyto čtyři vlivy:

- zpomalení srdeční frekvence
- snížení srdeční kontrakce
- zpomalení síňokomorového převodu
- snížení vzrušivosti myokardu

Účinek parasympatiku je zprostředkován pomocí acetylcholinu, který se uvolňuje ze zakončení postgangliových vláken a v srdeční tkáni na něj odpovídají cholinergní receptory muskarinového typu (tedy blokováné atropinem).[3]

Zvýšení podráždění těchto receptorů povede k aktivaci specifických K^+ kanálů (Obr. 1-3) a zpomalení průběhu spontánní diastolické depolarizace. V SA uzlu dochází ke zpomalení srdeční frekvence.



Obr. 1-3 - Mechanismus účinku sympatiku a parasympatiku na srdeční tepovou frekvenci ovlivněním rychlosti spontánní diastolické depolarizace

V AV uzlu dochází poté ke zpomalení převodu vzruchu ze síní na komory. Při silné stimulaci může dojít, že některé vzruchy z SA uzlu na komory vůbec neprojdou, což vznikne buď to částečné či úplná blokáda AV vedení. Snížená vzrušivost myokardu spočívá v útlumu aktivity membránové $Na^+ - K^+$ ATP-ázy.

Zde je pro nás důležité zjištění v jakých frekvencích hledat parasympatickou autonomní aktivitu u QRS komplexu v EKG. Parasympatická aktivita je spojena s frekvencí (0,15 - 0,4 Hz).

1.1.2. Vliv sympatiku

Sympatikus má na srdeční činnost opačný účinek:

- zrychluje srdeční frekvenci
- zvyšuje sílu srdeční kontrakce
- zrychluje síňokomorový převod
- zvyšuje vzrušivost myokardu

Účinek sympatiku zprostředkovává jeho postgangliový mediátor noradrenalin, který působí v srdečních buňkách aktivací α -adrenergních receptorů. Výsledkem je snížení proudu K^+ iontů z buněk a současná stimulace sodíkového kanálu a tedy proud Na^+ iontů do buněk. Tímto mechanismem sympatikus zrychluje spontánní diastolickou depolarizaci a zvyšuje srdeční frekvenci (viz Obr. 1-3)[3].

Sympatikus zvyšuje vzrušivost myokardu tak, že hodnotu klidového membránového napětí přibližuje k hodnotě prahu podráždění. Toto zajišťuje zvýšená aktivita membránové Na^+-K^+ ATP-ázy. Sympatikus zvyšuje klidový membránový potenciál a stimulací rychlého sodíkového kanálu zrychluje proud Na^+ iontů do buněk uzlu. Kromě toho i účinek na spontánní diastolickou depolarizaci má vliv na vedení vzruchu. Sympatikus, tedy převod vzruchu zrychluje i urychlením spontánní diastolické depolarizace. [3]

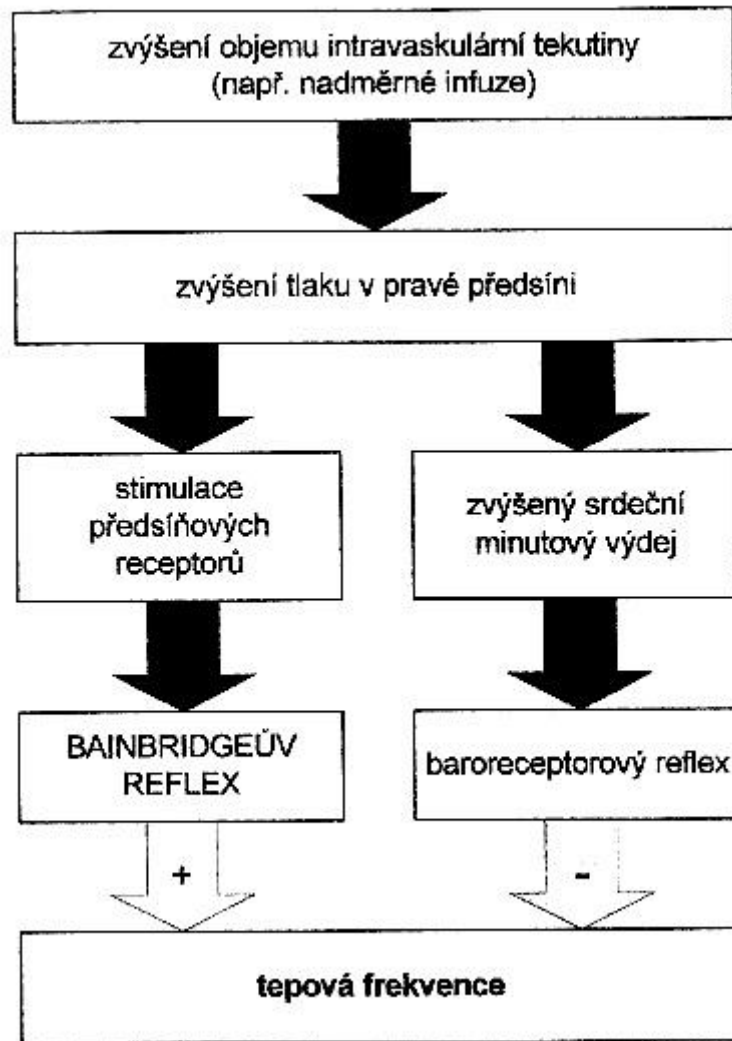
U sympatiku je také jako u parasympatiku důležité zjistit frekvenci pro sympatickou aktivitu, která se na rozdíl od parasympatiku pohybuje v nižších frekvencích (0,04 - 0,15 Hz).

1.1.3. Vliv reflexního řízení

Srdeční tepová frekvence bývá někdy ovlivněna změnou tlaku krve. Změnu tlaku krve zprostředkovávají baroreceptorové reflexy, které při zvýšení tlaku krve tlumí sympatikus, což má za následek pokles tepové frekvence.

Bainbridgeův reflex je zprostředkován předsíňovými baroreceptory. Dochází k němu ke zvětšení objemu intravaskulární tekutiny následně, také ke zvýšení tepové frekvence, které nezávisí na velikosti tlaku krve.

Zvýšení tepové frekvence jako odpověď na zvýšení objemu intravaskulární tekutiny je sice poměrně typické, ale zejména při vyšší tepové frekvenci se nemusí vždy objevit. To je způsobeno tím, že zvýšení objemu intravaskulární tekutiny může aktivovat také baroreceptorový reflex, který má opačný efekt a konečný výsledek je pak závislý na interakci obou reflexních dějů. [3] (Obr. 1-4)



Obr. 1-4 - Vliv Bainbridgeova reflexu a baroreceptorového reflexu na tepové frekvenci

1.2. Ischemie

Jedná se o onemocnění, kdy srdce je v důsledku sníženého průtoku krve v srdečním svalu nedokrvené. Tento stav se dá také vysvětlit jako nepoměr mezi dodávkou a spotřebou kyslíku. Ischemie může být způsobena třemi způsoby, které jsou komprese, obstrukce a spasmus. Komprese tedy stlačení tepny, které může být vyvoláno nádorem, ustříknutím nebo podvazem. Známějším způsobem je obstrukce, kdy dochází k ucpání tepny. Ve většině případů se jedná o jednu z těchto tří způsobů: trombóza, embolie nebo arterosklerotický plát. Posledním z uvedených způsobů je spasmus, neboli křeč, kdy dojde k dočasnému ucpání tepny.

Příčinou spazmu a vzniku trombóz je převážně arteroskleróza, při které dochází k ukládání tukových látek do stěn tepen a dochází k zúžení cév, které mají za následek jednu z těchto

příčin. U embolie je tomu trochu jinak, zde dochází sice k ucpání tepen, ale díky připravení pomocí krevního řečiště z jiné části organismu.

1.2.1. Globální ischemie

Nejčastěji nastává při zástavách krevního oběhu, hypotenzi, při šokových stavech, po úrazech nebo arytmiích. Rozsah postižení záleží na řadě různých okolností: délce trvání ischemické epizody, stavu cév, věku postiženého nebo tělesné teplotě.

Následkem bývají stavy amnesie, kortikální slepota, motorické postižení a další různě hrubé nervové poruchy. Podkladem těchto změn jsou mnohočetná malatická ložiska, vlivem reperfúze často hemorrhagického charakteru. Rozsah a distribuce těchto ložisek se různí.

Nejtěžším následkem globální ischemie je tzv. mozková smrt. Je to stav, kdy dojde k těžkému, zpravidla celkovému ischemickému postižení mozku, následovanému mozkovým edémem. Následkem edému dojde ke vzrůstu nitrolebního tlaku (intrakraniální tlak může být vyšší než je tlak systolický) a dalšímu omezení krevního průtoku mozkem.

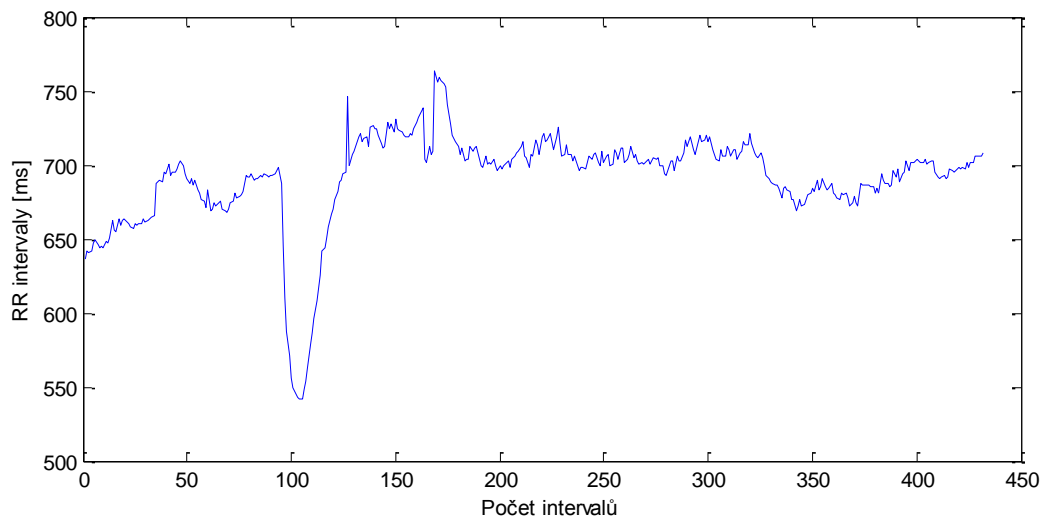
Omezení krevního průtoku je angiograficky prokazatelné a využívá se k průkazu mozkové smrti pro účely orgánové transplantace. V dalším vývoji dochází k částečnému obnovení krevní reperfúze, avšak ischemické změny jsou již ireverzibilní a rozvíjí se autolytické pochody, charakterizované povšechným změknutím mozkové tkáně. Pokud se daří udržet krevní oběh (zpravidla za pomoci přístrojů), může tento stav trvat i delší dobu. Jedná se o nám známý stav - respirátorový mozek.

2. Variabilita srdečního rytmu (HRV)

V předešlé kapitole jsme si vysvětlili možné vlivy na variabilitu srdečního rytmu. Jednotlivé rytmické příspěvky od sympatické a parasympatické autonomní činnosti moduluji intervaly tepové frekvence QRS komplexu v elektrokardiogramu (EKG) při různých frekvencích. Hodnoty aktivačních frekvencí sympatiku a parasympatiku jsou, jak jsem již zmínil odlišné. Tento rozdíl v kmitočtových pásmech umožňuje HRV analýze evidentně oddělit sympatické a parasympatické příspěvky [2].

V průběhu posledních desetiletí bylo HRV velmi intenzivně studováno. Během této doby bylo zveřejněno velké množství odborných článků, které se shodly pouze ve dvou klinických aplikacích praktického využití HRV. Jedná se o použití HRV jako prediktora rizika po infarktu myokardu nebo jako časný varovný signál diabetické neuropatie. Také bylo zjištěno, že HRV koreluje s věkem, fyzickým a duševním stresem.

Cílem u HRV analýzy je zkoumání sinusového rytmu modulovaného pomocí autonomního nervového systému. Proto by se technicky detekoval výskyt časů na SA uzlu akčních potenciálů. Toto je však prakticky nemožné a tak naváděcí body pro tlukot srdce jsou obvykle určeny z EKG záznamu. [4]



Obr. 2-1 - Variace RR intervalů

Srdeční rytmus je obecně definována jako časová diference mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami P. U vyhodnocování srdečního rytmu pomocí P vlny dochází k velkému šumu a to protože nabývá výrazně nižších hodnot. Srdeční rytmus tudíž vyhodnocujeme u zřetelnějšího záznamu. Tím pádem je srdeční rytmus běžně vyhodnocen jako časová diference mezi snadno zjištěnými QRS komplexy [4]. Ukázka HRV průběhu na Obr. 2-1.

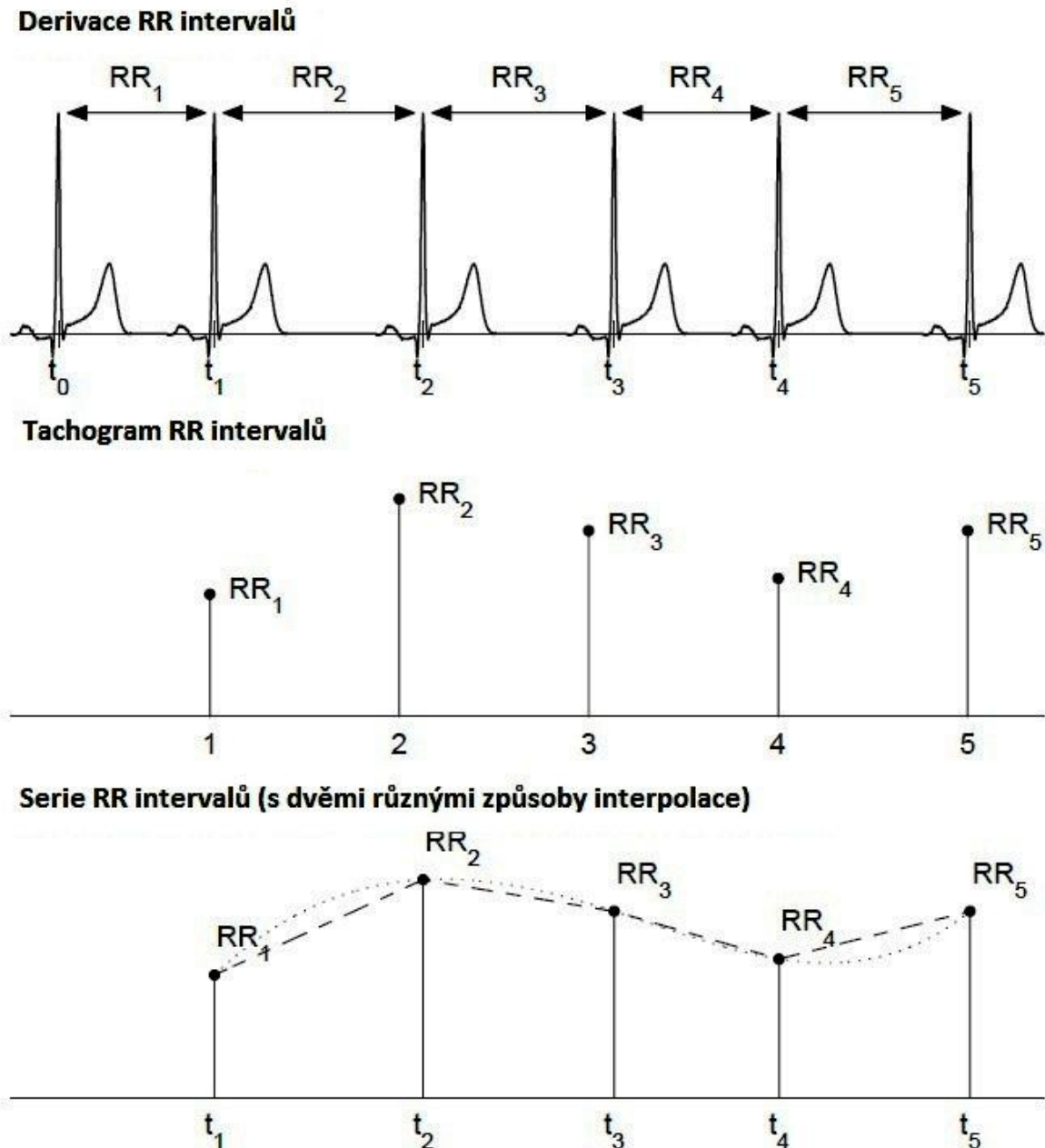
Pro nás nejdůležitějšími částí QRS komplexu pro zpracování je R vlna, tedy spíše časový údaj dvou po sobě jdoucích R vln. Proto jsou jako naváděcí body vybrány R vlny a její odpovídající časové konstanty. Odhad časového výskytu R vlny odpovídá rozmezí 1-2 ms a také vzorkovací frekvence EKG by měla být minimálně v rozsahu 500 - 1000 Hz. Pokud by tato vzorkovací frekvence byla nižší než 500 Hz, mohli by chyby u výskytu R vln vést ke zkreslení výsledků HRV analýzy a to zejména u odhadu spektra.

2.1. Předzpracování HRV

Z R-R intervalů jsme schopni vytvořit časovou řadu, kterou je nutné udávat jako funkci času (t_n , RR_n), ve vrchní části (Obr. 2-2). Tuto skutečnost je třeba vzít v úvahu, předtím než frekvenční doménu analyzujeme [4]. Tento problém bylo třeba vyřešit, proto byly použity tři

různé způsoby. Nejjednodušším přístupem bylo ekvidistantní vzorkování a výpočet spektra přímo z RR intervalů tachogramu [4]. Ukázka RR intervalů tachogramu (Obr. 2-2).

Během zpracování RR intervalů může docházet ke vzniku artefaktů. Ty neblaze ovlivňují analýzu těchto intervalů i celých HRV signálů. V rámci HRV signálů artefakty rozdělujeme na technické a fyziologické. Technické artefakty mohou být způsobeny při měření artefaktů nebo pomocí výpočetního algoritmu [4].



Obr. 2-2 - Ukázka HRV signál a jeho zpracování: RR intervalů (vrchní část), tachogram (prostřední část) a interpolace RR intervalu (spodní část)

Ve většině případů obsahují dodatečné či chybějící QRS komplexy a chyby u detekce výskytu R vlny. Fyziologické artefakty bývají způsobeny z převážné většiny arytmiickými ději a mimoděložními údery. Nejlepším možným zabráněním těchto artefaktů je ruční kontrola a vybrání záznamu neobsahující artefakty. Následné použití těchto záznamů v analýze. Pokud ovšem množství dat bez artefaktů je nedostačující, bude nutné použít vhodné interpolační metody ke snížení vlivu artefaktů na analýzu (viz. Obr. 2-2).

Další společný rys, který významně mění analýzu, je trend. Trendy dělíme v rámci analyzované časové řady na pomalé lineární a složitější. Pomalé nestacionarity by měly být vzaty v úvahu před analýzou, jelikož jsou charakteristické pro signály HRV [4]. V článku [5] je uvedeno, že pouze stacionární části signálu byly použity pro další analýzu. Další metody se snaží odstranit pomalé nestacionární trendy z HRV signálu, již před analýzou. Takovou metodou je detrending, který je založen na principu analýzy pomocí polynomu a to prvního nebo vyššího řádu.

3. Metody analýzy HRV

3.1. Analýza v časové oblasti

Nejjednodušší metody pro hodnocení změn srdečního rytmu jsou metody v časové oblasti. Mezi nejjednodušší parametry těchto analýz patří průměrný NN interval, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem či průměrná srdeční frekvence.

V dalších metodách časové oblasti mohou být použity parametry popisující vztah okamžité srdeční frekvence na dýchání, nebo tzv. Valsalvův manévr, při kterém dochází k násilnému vdechování proti zavřenému nosu a ústům, což slouží jako test srdeční funkce. Tyto proměnné můžeme popisovat buď jako rozdíly v srdeční frekvenci nebo v délce cyklu.

3.1.1. Statistické metody

Při této analýze rozlišujeme dva typy HRV indexů, kterými jsou STV a LTV indexy. STV indexy nebo také beat-to-beat představují krátkodobé změny, tedy rychlé výkyvy v oblasti variability. Naproti tomu LTV indexy jsou dlouhodobé (pomalejší) výkyvy. Oba typy indexů se vypočítávají z R-R intervalů vyskytujících se ve zvoleném časovém intervalu (obvykle v rozmezí 0,5 - 5 minut) [2]. Dále se uvádí NN interval, což znamená normal-to-normal interval, který odpovídá RR intervalu. Tato měření můžeme rozdělit do dvou tříd a to měření, která jsou odvozena přímo z NN intervalů nebo měření, která jsou odvozena z rozdílů mezi NN intervaly.

U časové analýzy získáváme z původních RR intervalů několik parametrů:

- SDNN - směrodatná odchylka NN intervalů
- SENN - standardní chyba průměru NN intervalů

Měření odvozená z rozdílů mezi NN intervaly:

- SDSD - standardní odchylka rozdílů mezi sousedními RR intervaly
- RMSSD - střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalech
- NN50 - počet po sobě jdoucích NN intervalů lišících se o více než 50 ms
- pNN50 - procentuální zastoupení NN50 v celkovém záznamu

Směrodatná odchylka RR intervalů je definována jako

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (1)$$

kde RR_j označuje hodnotu j -tého RR intervalu, N je celkový počet následných intervalů a \overline{RR} je průměrná hodnota RR intervalů. SDNN nám odráží celkovou variaci v rámci série RR intervalů [4].

Standardní chyba průměru neboli známější výraz směrodatná odchylka. SENN se odhaduje na základě směrodatná odchylky (SDNN) dělené druhou odmocninou velikosti vzorku (N).

Proto následný vzorec může být definován takto

$$SENN = \frac{SDNN}{\sqrt{N}}. \quad (2)$$

Zatímco SDSD se používá jako měřítko pro krátkodobou variabilitu. Je dána jako

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D_i - D_{mean})^2}, \quad (3)$$

kde hodnota D_i odpovídá vztahu $D_i = RR_{i+1} - RR_i$ a D_{mean} je průměrná hodnota těchto rozdílů. Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD) je dána vztahem

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} D_i^2}. \quad (4)$$

Další možností výpočtu může být výpočet NN50, který vypočítává rozdíl z po sobě jdoucích RR intervalů. Slouží nám k výpočtu pNN50, který udává procentuální zastoupení těchto RR intervalů. Je vyjádřeno jako

$$pNN50 = \frac{NN50}{N-1} \times 100 \%, \quad (5)$$

kde NN50 je hodnota počtu následných RR intervalů lišících se o více než 50 ms a N je celkový počet následných intervalů.

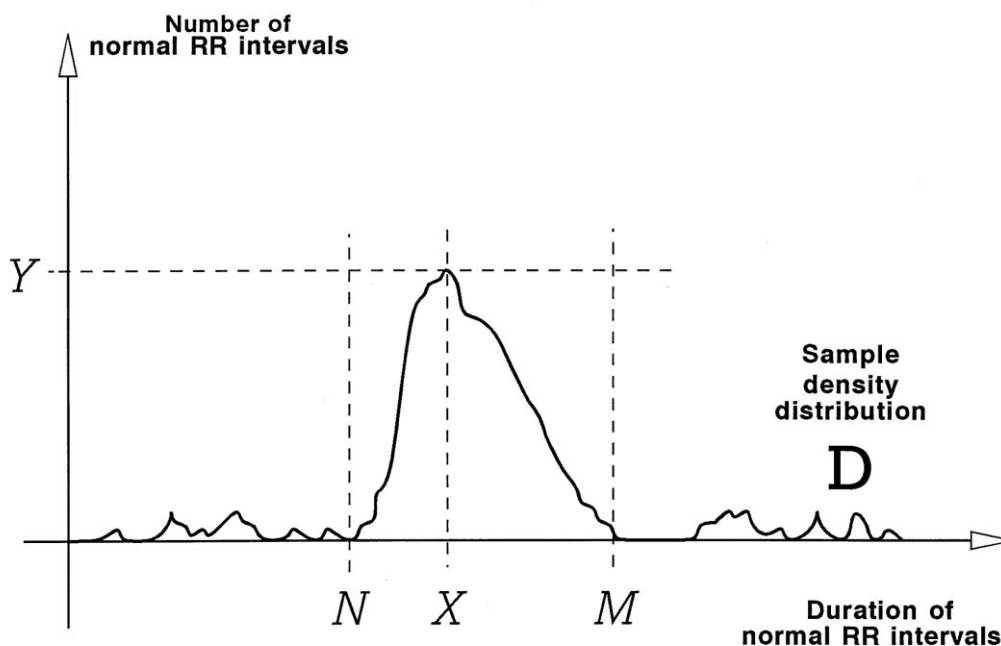
Veškeré tyto parametry patří mezi lineární metody. Pro statistické parametry SDNN, SDDSD, RMSSD a pNN50 bylo zjištěno, že mají velkou vypovídající hodnotu pro děje jako extrasystola (PVC), dysfunkce sinusového uzlu (SSS) a fibrilaci síní (AF) v důsledku vyšší variability RR intervalů. To značí, že při těchto dějích budou hodnoty těchto parametrů vyšší. Naproti tomu u pomalu se měnícího se signálu budou tyto parametry nižší a to z důvodu menšího kolísání RR intervalů. Pomalu měnící se signál může být způsoben kompletním srdečním blokem (CHB), blok levého Tawarova raménka (LBBB) a ischemickou/dilatační kardiomyopatií.[2]

3.1.2. Geometrické metody

Série NN intervalů mohou být převedeny také do geometrických vzorů jako vzor hustoty distribuce délky NN intervalu, vzor hustoty distribuce rozdílů délek sousedních NN intervalů, Lorenzova křivka NN intervalů nebo R-R intervalů atd. K hodnocení variability je použito jednoduché pravidlo založené na geometrických a/nebo grafických vlastnostech výsledného vzoru.[9]

Nás bude zajímat pouze výpočet trojúhelníkové indexu HRV (HRV triangular index). Jedná se výpočet, kdy celkový počet NN intervalů se vydělí maximem hustotní distribuce. Tento parametr je velice závislý na zvolené jemnosti, protože čím větší jemnost se zvolí, tím větší tento parametr bude. Pro nás bude optimální jemnost zvolena jako 1/128 s tedy pro nás to je hodnota 7,8125 ms. Tato jemnost byla doporučena v [4].

Na Obr. 3-1 můžete vidět optimální rozložení distribuce RR intervalů. TIHRV se vypočítá jako poměr celé distribuce D a maxima Y, kde nejčastěji vyskytovaná délka X definuje maximum četností $Y=D(X)$.



Obr. 3-1 - Příklad výpočtu trojúhelníkového indexu HRV

3.2. Korelační dimenze

Korelační dimenze neboli CD patří mezi nelineární metody analýzy. Vývoj v této teorii vydláždil cestu pro analýzu signálů generovaných z nelineárních živých systémů [2]. Nelineární techniky jsou schopny účinnějším způsobem popsat procesy, které jsou generovány biologickými systémy.

Úsilí bylo vynaloženo při určování nelineárních parametrů, jako je CD pro patologické signály a bylo prokázáno, že jsou užitečnými ukazateli onemocnění. Metody založené na teorii chaosu byly použity při sledování HRV signálů a predikci nástupu události jako je komorová tachykardie pro odhalení městnavého srdečního selhání. Technika byla rozšířena, tak aby identifikovala abnormality různých typů. [2]

CD je jedním z nejvíce používaných opatření fraktální dimenze. Korelační dimenze můžeme vypočítat vzdálenosti mezi každou dvojicí bodů v souboru N čísel, $\rho(i, j) = |X_i - X_j|$. [6]

Korelační dimenze může být vyjádřena jako

$$CD = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log r}, \quad (6)$$

kde $C(r)$ je korelační suma, která je v podstatě pravděpodobnost, že dva body sady jsou ve stejné buňce.

3.2.1. Grassberger-Procaccia algoritmus

Petr Grassberger a Itamar Procaccia představili tuto techniku v článku Measuring the strangeness of strange attractors v roce 1983. Grassberger-Procaccia algoritmus je založen na následující aproximaci: Pravděpodobnost, že dva body množiny jsou ve stejné buňce o velikosti r , je přibližně stejná jako pravděpodobnost, že dva body množiny jsou od sebe vzdáleny ρ menší nebo rovna než velikost r . [8]

Korelační funkce $C(r)$, která se přibližně vypočítá jako

$$C(r) \approx \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{i < j} \Theta(r - \rho(\vec{x}_i, \vec{x}_j))}{\frac{1}{2} N(N-1)} \quad (7)$$

kde x_i, x_j jsou body trajektorie ve fázovém posunu, N je počet intervalů ve fázovém posunu, r je radiální vzdálenost kolem každého referenčního bodu X_i a Θ je Heavisideova funkce odpovídající

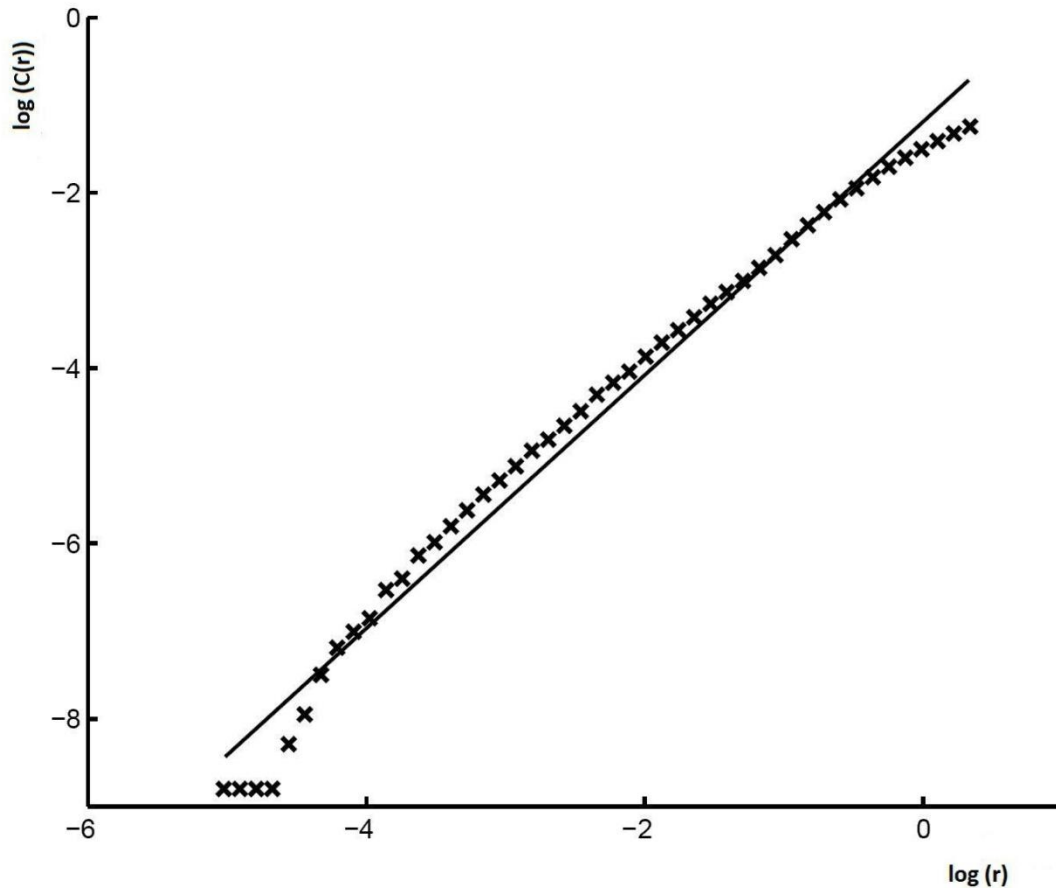
$$\Theta(s) = \begin{cases} 0, & s \leq 0 \\ 1, & s > 0 \end{cases} \quad (8)$$

Aproximace v rovnici (7) je přesně v limitu $N \rightarrow \infty$, nicméně, ale tuto hranice není možné uskutečnit v praktických aplikacích. Limita $r \rightarrow 0$ použitá v rovnici (6), také není možné v praxi použít. Místo toho, Procaccia a Grassberger navrhli (přibližně) hodnocení $C(r)$ v rozmezí hodnot r a poté vyvodit CD od sklonu přímky. [8] Nejvhodnějším prostředkem je pro toto lineární škálování v oblasti vymezené pomocí $\log C(r)$ a $\log r$.

Nejběžnější metrickým opatřením k měření vzdálenosti ρ v rovnici (7) je Euklidovská vzdálenost,

$$\rho(\vec{x}_i, \vec{x}_j) = \sqrt{\sum_{k=1}^m (x_i(k) - x_j(k))^2} \quad (9)$$

Nicméně, jiná metrická opatření byli vzaty také v úvahu. V každém případě by neměla mít volba metrického výpočtu vliv na nastavení měřítka korelační sumy s konstantou r . [8] Na Obr. 0-1 může vidět ukázkou vyhodnocení CD, která je znázorněna pomocí závislosti dvou logaritmů ($\log C(r)$, $\log r$). V Obr. 0-1 je zobrazena tučnou čarou regresní přímka jejíž sklon nám udává hodnotu CD.



Obr. 0-1 - Ukázka chování vstupních hodnot u korelační metody

Přesnost nelineární analýzy časových řad leží ve výběru optimálního vnoření dimenzí [6]. CD je větší pro normální sinusový rytmus a snižuje se pro různé srdeční choroby [2]. Korelační dimenze rozlišují normální a abnormální případy u kardiovaskulárních signálů, ale hlavním důvodem vzniku je právě detekce abnormálních případů.

3.2.2. Výpočet pomocí vzorců z Kubios HRV

Pro měření komplexnosti nebo podivnosti časové řady se využívá korelační dimenze. Algoritmus navržený na univerzitě v Kuopio ve Finsku vychází z GP algoritmu probraného v předešlé kapitole a několika malými odlišnostmi.

Od korelační dimenze se očekává, že poskytne informace o minimálním počtu dynamických proměnných potřebných pro modelování základního systému a může být získán následujících způsobem[4].

Pro vektor u_j délky m odpovídá následující:

$$u_j = (RR_j, RR_{j+1}, \dots, RR_{j+m-1}), \quad j = 1, 2, \dots, N - m + 1 \quad (10)$$

a posléze vypočítat počet vektorů u_k , pro které platí následující podmínka $d(u_j, u_k) \leq r$, který odpovídá následujícímu vzorci

$$C_j^m(r) = \frac{\text{nbr of } \{u_k | d(u_j, u_k) \leq r\}}{N - m + 1} \quad \forall k \quad (11)$$

kde vzdálenostní funkce $d(u_j, u_k)$ je Euklidovská vzdálenost, která je definována jako

$$d(u_j, u_k) = \sqrt{\sum_{l=1}^m (u_j(l) - u_k(l))^2}. \quad (12)$$

Dále je nutné zjištění průměru $C_j^m(r)$, který je vypočítán následujícím vzorcem

$$C^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{j=1}^{N-m+1} C_j^m(r) \quad (13)$$

Tento výpočet je takzvaný korelační integrál. Korelační dimenze je definována jako mezní hodnota

$$D_2(m) = \lim_{r \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{\log C^m(r)}{\log r} \quad (14)$$

Jak již bylo zmíněno v praxi je hodnota D_2 zaokrouhleným sklonem regresní křivky z grafu $(\log r, \log C^m(r))$. Pro tento výpočet se pouze vybírá část grafu, která má lineární charakter.

3.3. Srovnání metod

Analýza v časové oblasti naskýtá několik problémů, které vyřešil právě nástup korelačních dimenzí. U těchto metod dochází k ovlivnění vznikem artefaktů či ojedinělých extrémů. Kvůli těmto faktorům není analýza tolik přesná. Hlavní nevýhodou analýzy v časové oblasti je problém při dlouhých záznamech, které mají být analyzovány. Jako příklad uvádím Holterovské 24 hodinové měření EKG, kdy při těchto dlouhých záznamech může docházet ke vzniku ojedinělých extrémů v záznamu, kdy extrémy v takto dlouhém záznamu zaniknou. Extrémy jsou pro nás v těchto analýzách důležité, jelikož nám mohou poukázat na daná onemocnění. Analýzu v časové oblasti tedy volíme převážně pro krátké záznamy, kdy vznik extrémů není tolik pravděpodobný. Také nezohledňuje fyziologické jevy, které mohou být důležité při analýze. Hlavní výhodou jsou jednoduchost výpočtů a jejich rychlost.

Oproti tomu CD má mnoho výhod, ale také jednu velkou nevýhodu. Korelační dimenze jsou vhodnější pro analýzu delších záznamů než u druhé analýzy. Přesto není pro CD nutné mít velké množství dat, jelikož jsou schopny pracovat s malým množstvím dat.

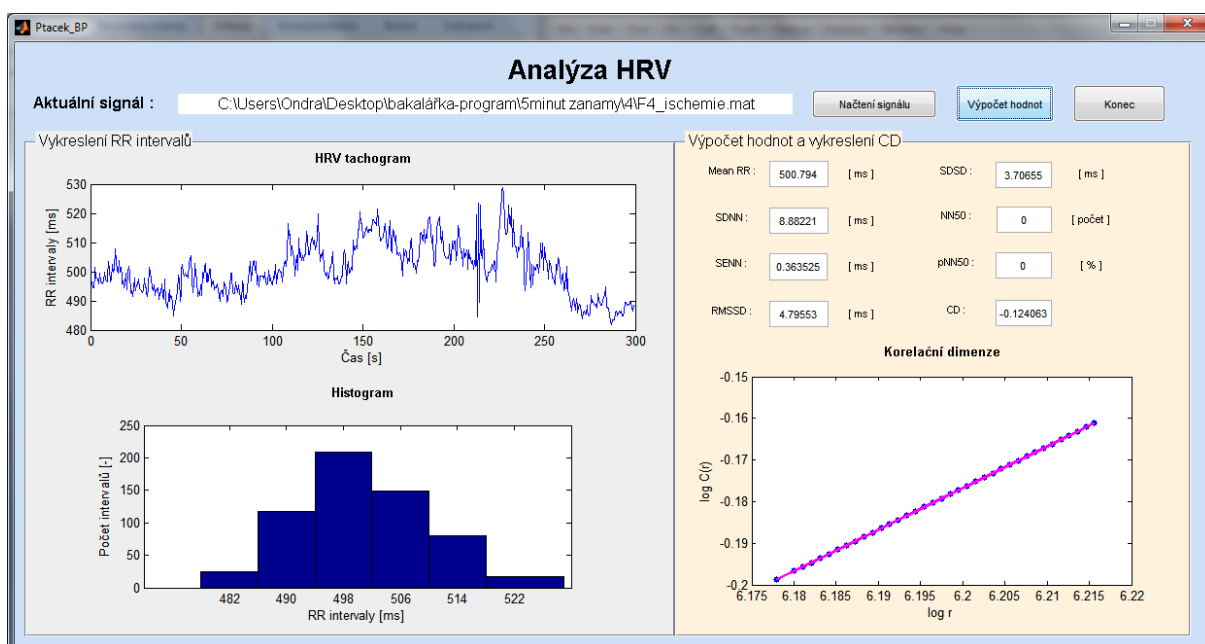
	Výhody	Nevýhody
Korelační dimenze	<ul style="list-style-type: none">• přesnost• malé nároky na paměť	<ul style="list-style-type: none">• čas výpočtu
Analýza v časové oblast	<ul style="list-style-type: none">• jednoduchost výpočtů• krátké záznamy	<ul style="list-style-type: none">• dlouhé záznamy• ztráta fyziologických parametrů

Tabulka 1 - Srovnání obou metod

CD mají velkou výhodu v přesnosti analýzy a malými nároky na paměť. Korelační dimenze naopak vyždímá z dat více informací [7]. Hlavní nevýhodou je čas pro výpočet těchto hodnot, jelikož roste s druhou mocninou hodnocených bodů.

4. Uživatelské rozhraní

V programovém prostředí Matlab bylo za úkol vytvořit grafické rozhraní, které bude vhodné pro analýzu HRV. V Matlabu je možné vytvoření grafického rozhraní pomocí části nazývané Guide. Pomocí tlačítka "Načtení signálu" se otevře vyskakovací okno pro načtení souboru. Zde je nutné načítat pouze data s příponou -mat. Po načtení souboru se pro lepší přehlednost v textovém poli vypíše umístění souboru s jeho názvem a následně se automaticky vykreslí grafy v levé části programu. Jedná se o graf pro zobrazení průběhu RR intervalů a histogram znázorňující zastoupení daných velikostí RR intervalů. Po stisknutí tlačítka "Výpočet hodnot" se vypočítají všechny žádané hodnoty, které jsou v šedém panelu na pravé straně programu.



Obr. 4-1 - Grafické rozhraní

Na Obr. 4-1 jde vidět ukázka vytvořeného grafického rozhraní v celkovém náhledu. Dále vám postupně popíši části grafického rozhraní. V levé horní části pole analýzy signálu je umístěn HRV tachogram, který nám zobrazuje průběh chování signálu pomocí závislosti počtu intervalů na velikosti RR intervalu v jednotkách milisekund. V pravé horní části stejného pole je zobrazen histogram, kterým nám zobrazuje velikost zastoupení daných RR intervalů v signálu. V levé dolní části je ukázka závislosti dvou hodnot, které jsou klíčové pro výpočet korelačních dimenzí a to $\log r$, $\log C(r)$. V pravém dolním rohu je šedý panel s názvem Výpočet hodnot, který slouží jako výstupní místo pro matematické operace. Hodnoty obsažené v tomto panelu jsou Mean RR, SDNN, SENN, RMSSD, NN50, pNN50 a CD.

5. Zpracování analýzy HRV v prostředí Matlab

V této kapitole práce bude popsán realizovaný program pro analýzu variability srdečního rytmu v časové oblasti, tak pomocí korelačních dimenzí. Postupně popíši algoritmy použité v programu a několik grafických ukázek z programu. Hlavním úkolem je ověření funkčnosti a správnosti naprogramovaných metod analýzy. Pro tuto práci byla poskytnuta sada signálů o celkové délce 35 minut, které jsou rozdělené do sedmi fází po pěti jednodominutových úsecích.

Na Obr. 5-1 můžete vidět vývojový diagram vyhotoveného programu. Nejprve dochází k načtení poskytnutých signálů, kde posléze následuje výpočet RR intervalů s jejím vykreslením. Poté jsou z vypočítaných RR intervalů nebo rozdílů RR intervalů počítány statistické parametry. Předposledním krokem je samotný výpočet korelačních dimenzí. Posledním krokem je vyhotovení grafického výstupu korelačních dimenzí, kde bylo nutné použití polynomiální křivky.



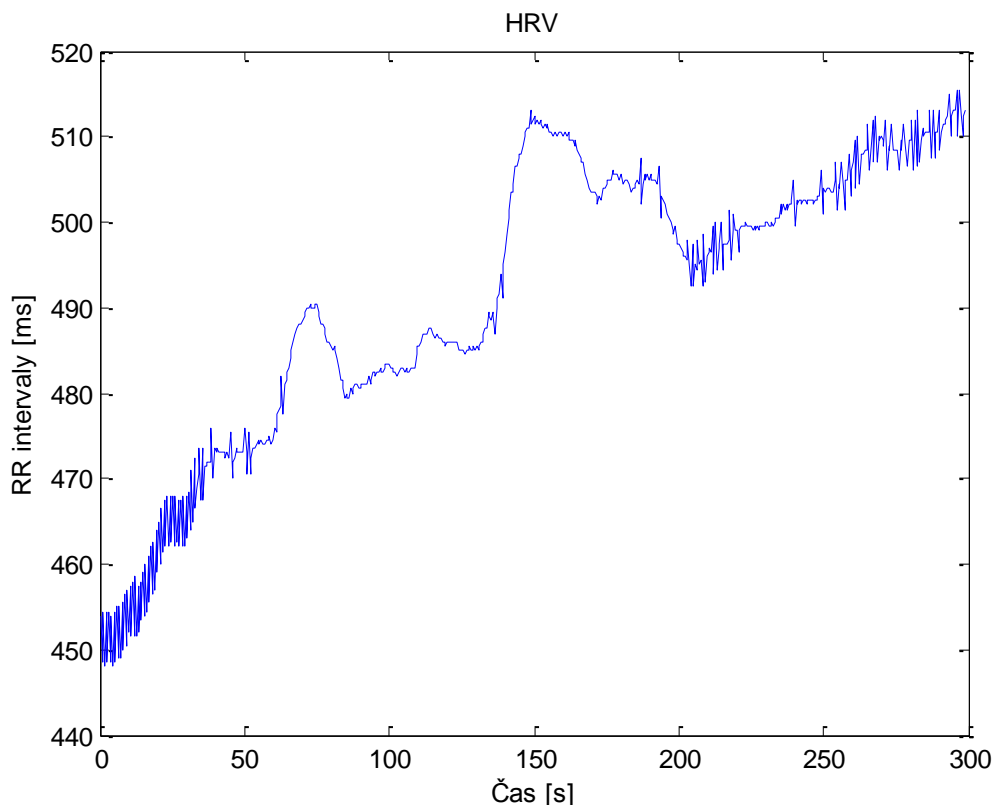
Obr. 5-1 - Vývojový diagram programu

5.1. Hodnocené data

V první části programu byla nutná úprava dat, které mi k této práci byly poskytnuty. Data obsahovala sedm samostatných měření. Každý z těchto záznamů obsahovalo sedm různých stavů, které byly rozděleny po pěti jednodominutových úsecích. Následně jsem rozhodnul tyto minutové úseky spojit a následně pracovat v každém signálu se sedmi pěti minutovými úseky. Signál vždy obsahuje kontrolní vzorek a po třech fázích ischemie a reperfúze.

5.2. Výpočet RR intervalů

Následný výpočet RR intervalů byl již jednoduchý. Nejdříve bylo nutné zjištění délky vstupních dat. Následně pomocí cyklu *for* vypočítám diferenci časových okamžiků výskytu QRS komplexů. Každý z těchto RR intervalů je uložen do prvního okamžiku výskytu QRS komplexu a proto výsledný počet RR intervalů je o jeden menší než počet detekovaných QRS komplexů. RR intervaly bylo nutné převést na milisekundy, jelikož původně byly zaznamenávány v sekundách.

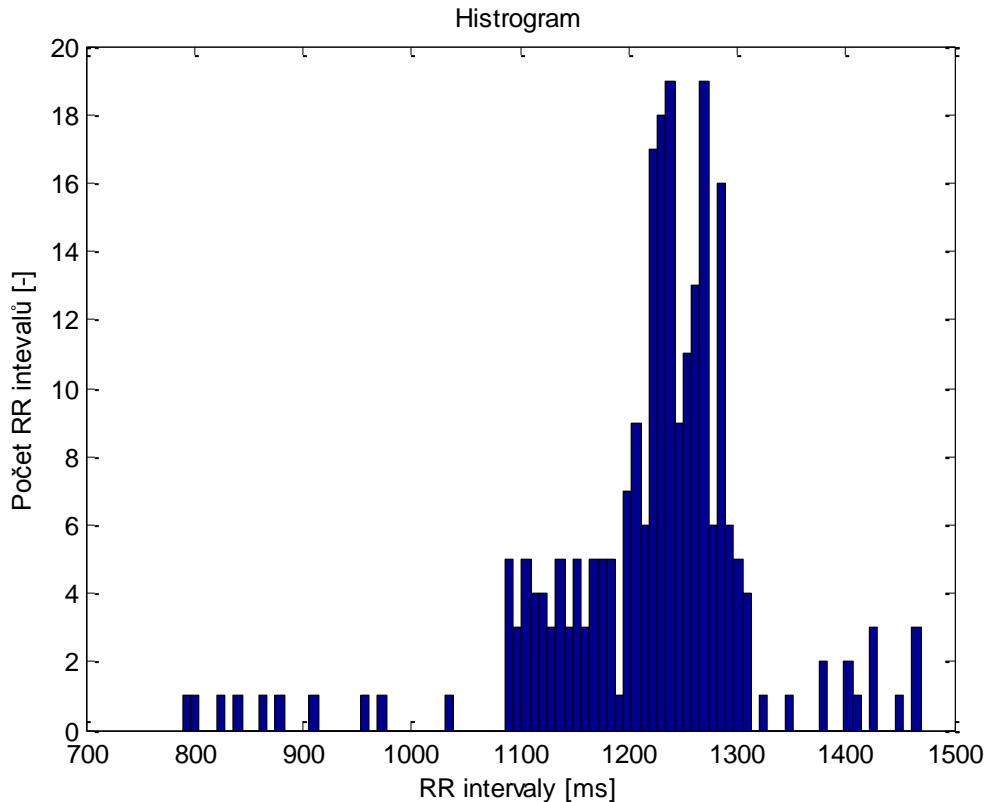


Obr. 5-2 - Variabilita srdečního rytmu (1. záznam - kontrolní vzorek)

Výsledkem tohoto výpočtu RR intervalů je závislost RR intervalů mezi každými po sobě jdoucími R vlnami na počtu vzorků. Ukázkou závislosti RR intervalů na čase můžete vidět na Obr. 5-2. Z těchto vypočítaných RR intervalů také můžeme vykreslit pomocí příkazu *hist* distribuci daných velikostí RR intervalů v signálu, kde jsem upravil osu x aby její členění bylo po kroku 10 ms. Při zastoupení podobných velikostí R intervalů se to jeví jako zbytečně velká hodnota, ale při zobrazení jakéhokoliv ischemického signálu se jeví tento parametr jako vhodný. Ukázkou takového histogramu můžete vidět na Obr. 5-3.

5.3. Výpočet analýzy v časové oblasti

Pro hodnocení HRV v časové oblasti slouží mnoho parametrů, které jsem již popsal v kapitole 3 s podnázvem Analýza v časové oblasti. Veškeré parametry jsou počítány na základě hodnot NN intervalů nebo případně rozdílů NN intervalů. Výpočet těchto NN intervalů je popsán v předchozí podkapitole Výpočet NN intervalů. V první řadě jsem vypočítal jednoduché parametry časové oblasti jako průměr NN intervalů, minimální hodnota NN intervalu, maximální hodnota NN intervalu a rozptyl NN intervalů. Hodnoty byly počítány z celých pětiminutových úseků záznamů.



Obr. 5-3 - Distribuce RR intervalů v signálu 1 (F2 ischemie)

Následně jsem v programu použil tyto parametry:

- SDNN [ms] - Standardní odchylka všech NN intervalů, což je druhá odmocnina rozptylu. K výpočtu SDNN jsem použil funkci *std* (Standard deviation), kdy její hodnota se zapisuje do proměnné SDNN.
- SENN [ms] - Standardní chyba průměru se odhaduje na základě směrodatné odchylky (SDNN) dělené druhou odmocninou velikosti vzorku (N). Hodnota je zapsaná v proměnné SENN.
- RMSSD [ms] - Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů byla vypočtena pomocí cyklu *for*. V tomto cyklu jsem nejdříve získal rozdíly všech RR intervalů, které bylo nutné během výpočtu umocnit a posléze dopočtena druhá odmocnina jejich průměrů, kde její hodnota je zapsaná v proměnné RMSSD.
- SDDSD [ms] - Jedná se standardní odchylku rozdílů mezi sousedními RR intervaly. Nejprve bylo nutné pomocí cyklu *for* vypočítat rozdíly RR intervalů, pak určit jejich průměrnou hodnotu, kterou bylo nutné získat pro další výpočet parametru. Pomocí dalšího cyklu *for* jsem od získaného rozdílu RR intervalu odečítal jejich průměrnou hodnotu a následně umocnil tuto hodnotu. Poslední krokem bylo

pomocí sumy získat součet těchto hodnot a následně dopočítat druhou odmocninu jejich průměrů. Hodnota zapsaná v proměnné SDSD.

- NN50 [-] - Počet po sobě jdoucích RR intervalů lišících se o více než 50 ms. Pomocí vytvořeného cyklu *for*, který prochází celý vektor RR intervalů a pomocí podmínky *if* hodnotí, zda rozdíl po sobě jdoucích RR intervalů je větší než 50 ms. Pokud je podmínka, tak se pomocí jednoduchého počítadla vypočítá počet takových RR intervalů. Výsledná hodnota počtu takových RR intervalů je zapsaná v proměnné NN50.
- pNN50 [%] - Procentuální zastoupení RR intervalů lišících se o více než 50 ms vydělený celkovým počtem RR intervalů. Hodnota je udávána v procentech a zapsaná v proměnné pNN50.
- TIHRV [ms] - Jedná se o výpočet celkového počtu RR intervalů dělený maximem četností délky RR intervalů. Tento index závisí na zvolené velikosti jemnosti histogramu, protože s čím větší přesností bude histogram počítán, tak tím větší bude tento index. Na Obr. 5-3 můžeme vidět, že hodnota jemnosti 7,8125 byla zvolena, tak aby se výsledná distribuce podobala co nejvíce distribuci na obrázku.

U zmíněných dvou parametrů Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů a standardní odchylku rozdílů mezi sousedními RR intervaly budou hodnoty velice podobné, jelikož v případě, že se jedná o stacionární signál, tak se hodnota SDSD rovná hodnotě RMSSD.

5.4. Výpočet pomocí korelačních dimenzí

Pro výpočet korelačních dimenzí jsem z probíraných přístupů v podkapitole Korelační dimenze vybral výpočet pomocí vzorců z Kubios HRV. Nejdříve bylo nutné přiřadit všechny RR intervaly do vektoru uj . Následně bylo třeba pomocí cyklu *for* zjistit hodnoty uj menší nebo rovny od průměru RR intervalů ($RRmean$). Pro každou hodnotu vektoru uj , která danou podmínku splňuje je vypočítána hodnota Cmj na základě vzorce (11) a zapsána do proměnné Cmj . Pro lepší finální vykreslení z vytvořené proměnné Cmj vyberu pouze data větší než nula. Následně si do vektoru uk převedu hodnoty uj , které splnili danou podmínku. Pro vykreslení dále používám dosažené hodnoty v proměnné Cmj a vektor uk . Obě tyto proměnné zlogaritmují a vykreslím závislost $\log uk$ a $\log Cmj$. Pro výpočet korelační dimenze, pak je nutné určit průměr proměnné Cmj , což vypočítám pomocí příkazu $mean(Cmj)$. Následný výpočet korelační dimenze provedu pomocí vzorce (6), kde průměrná hodnota Cmj je v proměnné CM a hodnota r se rovná průměru RR intervalů.

Pro zvýraznění daných bodů jsem použil vykreslení pomocí polynomiální křivky prvního řádu. Vstupními daty jsou právě hodnoty zlogaritmovaných proměnných uk a Cmj . V tomto případě používáme polynomiální křivku prvního řádu.

5.5. Statistické vyhodnocení

Nejprve bylo nutné získané hodnoty přenést SDNN,SENN,RMSSD,NN50, trojúhelníkový index HRV a korelační dimenze do `-.mat` souborů, které podporuje prostředí Matlab. Z tabulek jsem postupně přenášel do vektorů hodnoty kontroly, ischemie a reperfuze.

Zde jsem vytvořil sedm vektorů, které následně uložil jako `mat` soubor pro daný hodnotící parametr třeba `KWT_SDNN.mat`. Tento `mat` soubor jsem ve skriptu `KWT` otevřel a hodnoty v nich postupně zapsal do jednoho vektoru `Vysledky_SDNN`. Dále bylo nutné rozlišit nějak hodnoty ve výsledném vektoru. Jelikož v každém vektoru je shodný počet hodnot, tak jsem každým z těchto hodnot přiřadil název. Následně jsem pomocí Kruskal-Wallisova testu takto zapsané hodnoty použil v příkazu `kruskalwallis`. Výstupem této funkce jsou *p-hodnota*, buňka *t* s výsledky, které jsou jako výstup a struktura `st`, kterou dále používám pro mnohonásobný porovnávací test. Mnohonásobný porovnávací test se volá pomocí příkazu `multcompare` a vstupní hodnotou je struktura `st`, kterou získám z Kruskal-Wallisova testu. Ukázka výpočetní tabulky u K-W testu je na Obr. 5-4 a několik ukázek grafického vyhodnocení mnohonásobného v příloze (např. Obr. 0-2).

Kruskal-Wallis ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	Chi-sq	Prob>Chi-sq
Groups	3433.71	6	572.286	16.82	0.01
Error	6366.29	42	151.578		
Total	9800	48			

Obr. 5-4 - K-W test a jeho zobrazení pro parametr SDNN

6. Vyhodnocení dosažených výsledků

V této kapitole shrnu veškeré dosažené jednotlivých analýz a také provedu jejich vyhodnocení. Jak je uvedeno, tak analýza proběhla v časové oblasti a pomocí korelačních dimenzí.

Pro vyhodnocení bylo nutné získat výsledky z analyzovaných signálů. To bylo dosaženo pomocí postupného načítání signálů v grafickém prostředí Matlabu a následným zapsáním hodnot do tabulek v Excelu. Takto jsem postupoval pro všechny poskytnuté signály. Postupně zde budu signály vyhodnocovat a porovnávat hodnoty biologických rozdílných jevů ischemie a reperfúze.

Dále budu vyhodnocovat s pomocí Kruskal-Wallisova testu jejich statistickou významnost. Výstupem Kruskal-Wallisova testu jsou hodnoty p , která nám ukazuje statistickou významnost daných hodnot. U p -hodnoty rozmezí hodnot $(0.05, 0.00010)$ je považováno za statistickou významnost. Oproti tomu hodnoty $(\infty, 0.05)$ vyznačují statistickou nevýznamnost hodnot. V Tabulka 12 ukazují závislost velikosti χ^2 kvadrátu vs. p - hodnotě a rozložení daných hodnot pravděpodobnosti na statistické významnosti.

6.1. Vyhodnocení analýza v časové oblasti

U hodnocených signálů se předpokládá, že byli pořízeny při stejných podmínkách a proto jsou hodnoceny po daných fyziologických stavech obsažených v signálech. V každém ze signálů je obsažen kontrolní vzorek a následné střídání ischemického a reperfúzního stavu. Analýza v časové oblasti by nám měla tedy dát odpověď na rozdílné chování srdce při stavech ischemie a reperfúze. Cílem je porovnávání stavů získaných za různých fyziologických podmínek a také vytvoření algoritmu, který bude spolehlivě počítat tyto hodnoty.

Průměrné hodnoty RR intervalu můžete vidět v Tabulka 2, kde výsledné hodnoty jsou udávány v ms. U prvního signálů jde vidět, že hodnoty průměrných RR intervalů jsou více než dvojnásobné oproti ostatním signálům. Jedná se vlastně o prodlužování intervalů mezi každou po sobě jdoucí R vlnou. To může mít za následek srdce, které se špatně vyrovnává se změnami fyziologických stavu ischemie a reperfúze.

Za prodlužování RR intervalů nese zodpovědnost jedna z nemocí srdce, a to buď sinusová arytmie či fibrilace síní. Hodnoty průměrů ischemie jsou většinou případů menší od reperfúze z důsledku, že během měření je navozen stav ischemie, kdy se v signálu projeví rychlým nárůstem velikosti RR intervalů a v reperfúzi dochází k pozvolnému klesání velikostí RR intervalů. V tomto důsledku mají fáze reperfúze vyšší hodnoty oproti ischemii.

Tabulka 2 - Hodnoty průměrů RR intervalů [ms]

	kontrola	I 1	R 1	I 2	R 2	I 3	R 3
1. signál	490,95	1219,40	1300,20	991,80	1847,43	1848,38	1745,09
2. signál	370,50	682,79	747,27	684,08	754,90	679,26	720,13
3. signál	330,22	631,37	666,70	651,05	649,14	694,20	685,48
4. signál	348,73	526,43	563,82	500,79	517,18	469,57	486,53
5. signál	379,95	657,04	696,80	691,12	742,03	692,80	751,87
6. signál	336,65	531,74	644,18	481,00	563,48	461,39	557,19
7. signál	303,55	678,02	665,80	641,39	704,09	621,46	678,43

Standardní odchylka všech NN intervalů, též známa jako SDNN je hodnota závislá na délce hodnotícího záznamu. Parametr SDNN hodnotí míru disperze NN intervalů, což vypovídá o tom, jak moc se od sebe hodnotící NN intervaly liší. Pokud je disperze malá jedná se o NN intervaly, které si jsou velice podobné a v opačném případě velký parametr SDNN odhaluje velkou vzájemnou odlišnost NN intervalů. Standardní odchylka všech NN intervalů je nepoužívanější a také nejznámější míra variability.

Tabulka 3 - Standardní odchylka všech NN intervalů (SDNN)

	kontrola[ms]	I 1 [ms]	R 1 [ms]	I 2 [ms]	R 2 [ms]	I 3 [ms]	R 3 [ms]
1. signál	16,850	99,246	102,346	93,862	518,962	316,503	618,908
2. signál	6,576	25,031	68,156	57,039	222,806	41,821	193,616
3. signál	1,970	5,452	21,803	9,226	10,896	26,905	18,755
4. signál	3,360	8,205	34,616	8,882	17,385	6,912	16,684
5. signál	5,853	58,988	118,001	32,390	103,024	31,915	74,815
6. signál	13,035	75,507	88,959	39,960	42,967	25,726	85,266
7. signál	15,913	69,079	182,351	152,770	104,007	56,384	58,480

Dosažené výsledky pouze potvrzují zmíněné fakty. Je možné si všimnout, že hodnota SDNN u kontrolního vzorku je velmi nízká. Jedná se o vzorek, kdy si jsou NN intervaly velice podobné. Oproti tomu hodnoty u ischemií či reperfúzi jsou vysoké a to z důvodu proměnlivosti signálů. Dále je nutné statistické vyhodnocení pomocí Kruskal-Wallisova testu, kde zjistím, které skupiny fyziologických jevů se od sebe významně liší. Graf potřebný k tomuto je v příloze 1. Z Obr. 1-1 je jasné, že průměrné hodnoty kontroly proti všem reperfúzím se od sebe významně liší, což je patrné z tabulky těchto hodnot. Hodnota $p=0,01$ značí statistickou významnost těchto dat.

SENN neboli standardní chyba průměru úzce koreluje s hodnotou SDNN, jelikož se vypočítává jako poměr SDNN a druhé odmocniny počtu NN intervalů. Hodnoty jsou

doloženy v příloze Tabulka 10. Korelace hodnot SENN a SDNN je jasné viditelná na Obr. 0-2 a Obr. 0-3.

Tabulka 10 - Získané hodnoty SENN

	kontrola	I 1	R 1	I 2	R 2	I 3	R 3
1. signál	0,683	6,341	6,763	5,419	40,900	24,944	47,468
2. signál	0,231	1,196	3,408	2,732	11,211	1,252	9,516
3. signál	0,065	0,251	1,030	0,431	0,508	1,296	0,898
4. signál	0,115	0,344	1,504	0,364	0,723	0,274	0,673
5. signál	0,209	2,765	5,704	1,558	5,138	1,537	3,750
6. signál	0,437	3,182	4,130	1,602	1,865	1,011	3,679
7. signál	0,507	3,293	8,606	7,085	5,045	2,574	2,788

Standardní odchylka rozdílů mezi sousedními RR intervaly (SDSD) u stacionárních signálů se rovná hodnotě RMSSD. SDSD používá jako měřítko pro krátkodobou variabilitu. Souvislost SDSD a RMSSD jsme si během měření ověřili a došli k závěru, že statistické vyhodnocování obou těchto hodnot nemá smysl z důvodů nabývání stejných hodnot v těchto parametrech. Následkem tohoto usuzuji, že není nutné ji uvádět a mohu přejít k hodnocení RMSSD.

Hodnota RMSSD neboli střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů se počítá z rozdílů RR intervalů. Chování signálů v daných fyziologických fázích můžete vidět v Tabulka 4. Nízká hodnota tohoto parametru značí velkou podobnost rozdílů RR intervalů. U většiny naměřených hodnot můžeme konstatovat, že si jsou dost podobné. To se, ale nedá říct o hodnotách u reperfúze 2, ischemie 3 a reperfúze 3 v prvním signálů, kde tyto hodnoty jsou značně velké. Pomocí statistického hodnocení můžeme na Obr. 0-1 vidět, že hodnota reperfúze 3 se od kontroly významně liší. Pro ostatní skupiny hodnot se už významně neliší.

Tabulka 4 - Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD)

	kontrola[ms]	I 1 [ms]	R 1 [ms]	I 2 [ms]	R 2 [ms]	I 3 [ms]	R 3 [ms]
1. signál	2,76	24,88	21,83	39,02	371,30	148,55	279,31
2. signál	3,37	8,73	50,96	6,36	16,28	1,25	14,07
3. signál	2,16	5,92	18,62	5,32	6,80	21,38	19,97
4. signál	5,43	3,78	8,99	4,80	7,11	6,43	9,63
5. signál	0,57	18,58	34,95	7,37	26,52	8,45	33,62
6. signál	21,24	11,39	43,49	11,16	3,84	15,46	89,51
7. signál	23,26	46,53	35,06	36,46	2,43	1,76	51,10

Standardní chyba průměru NN intervalů se vypočítá ze standardní odchylky NN intervalů dělené odmocninou počtu NN intervalů. Jelikož standardní chyba průměru NN intervalů vychází ze standardní odchylky NN intervalů, tak předpokládáme stejné chování u statistického zhodnocení průměrných hodnot.

Tabulka 5 - Počet NN intervalů lišících se o více než 50 ms (NN50)

	kontrola	I 1	R 1	I 2	R 2	I 3	R 3
1. signál	0	9	7	13	99	50	91
2. signál	0	6	42	1	17	0	11
3. signál	0	0	17	0	0	24	24
4. signál	0	0	1	0	0	0	1
5. signál	0	3	33	2	36	2	37
6. signál	54	2	5	7	0	2	27
7. signál	8	7	7	19	0	0	6

Dalším hodnoceným parametrem, který je analyzován, je NN50. Jedná se o počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms. Parametr ukazuje, jak si jsou vzdáleny jednotlivé NN intervaly.

U signálu, který je více proměnlivý, je tento parametr vyšší na rozdíl od signálů, u kterých je tato proměnlivost malá, tak i hodnota tohoto parametru bude velmi malá ne-li nulová. Což můžeme vidět v Tabulka 5, kde vidíme, že průměrné hodnoty reperfúze budou pravděpodobně vyšší než hodnoty ischemie. To můžeme už s jistotou říct na Obr. 0-4. Z obrázku je patrné, že žádný ze stavů se významně neliší.

Procentuální zastoupení NN50 v signálu se vypočítá jako poměr NN50 a celkového počtu NN intervalů. U prvního signálu ve stavech reperfúze 2 a reperfúze 3 dosahuje procentuální zastoupení těchto stavů přes 50%. Tabulka s výslednými hodnotami je uvedena v příloze. Statistické vyhodnocení není nutné, jelikož hodnoty se ve všech směrech budou shodovat s hodnotami NN50.

Geometrický parametr byl hodnocen pomocí trojúhelníkového indexu HRV. TIHRV bychom mohli vyjádřit jako celkový počet NN intervalů podělený maximem četností délky NN intervalu. Přesnost tohoto parametru závisí na volbě velikosti zásobníku. V tomto experimentu byla použita přesnost $1/128 \text{ s} = 7,8125 \text{ ms}$. Hodnota byla volena, tak aby výsledný histogram se co nejvíce podobal spojitě funkci na Obr. 3-1. Trojúhelníkový index HRV bere také v úvahu proměnlivost HRV. V případě, že proměnlivost signálů roste tak narůstá disperze signálů a dochází ke snižování maximální četnosti délky NN intervalů a právě to má za následek zvýšení trojúhelníkového indexu.

Tabulka 6 - Trojúhelníkový index HRV

TIHRV	kontrola [ms]	I 1 [ms]	R 1 [ms]	I 2 [ms]	R 2 [ms]	I 3 [ms]	R 3 [ms]
1. signál	3,8302	12,8947	9,9565	15,7895	40,2500	20,1250	42,5000
2. signál	2,6065	4,5625	7,8431	9,9091	6,0769	7,4576	7,3929
3. signál	1,4404	1,9228	2,9281	1,7453	2,6286	2,9122	4,0000
4. signál	1,4276	2,8400	5,1456	2,8841	4,4806	2,3593	4,2123
5. signál	2,0231	4,6907	13,3750	4,8539	16,7500	5,2561	7,1071
6. signál	2,3770	6,3258	11,0476	4,4748	6,3214	5,2683	4,6696
7. signál	5,3297	5,2381	14,9667	7,8814	6,9672	5,2174	4,4898

6.2. Analýza pomocí korelačních dimenzí

Budu tomu 30 let, kdy přišli Peter Grassberger a Itamar Procaccia s touto technikou. Pomocí výpočtu, který jsem vysvětlil v kapitole 5.4, kdy jsem vypočítal hodnoty korelačních dimenzí tyto hodnoty můžete vidět v Tabulka 7. Díky těmto výpočtům jsme schopni dále zpracovávat hodnoty a s určitostí říct jestli pro biologické jevy je vhodnější měření pomocí korelačních dimenzí či pomocí analýzy v časové oblasti.

Tabulka 7 - Výpočet korelačních dimenzí

	kontrola	I 1	R 1	I 2	R 2	I 3	R 3
1. signál	-0,0374	0,0220	0,2406	0,1686	0,3005	0,3113	0,2822
2. signál	-0,1326	0,0663	0,0882	0,0589	0,0770	0,0590	0,0670
3. signál	-0,1731	0,0468	0,0611	0,0560	-0,0194	0,0725	0,0697
4. signál	-0,1528	-0,0118	0,0063	-0,0280	-0,0194	-0,0490	-0,0398
5. signál	-0,1226	0,0401	0,0540	0,0687	0,0786	0,0674	0,0898
6. signál	-0,1698	-0,0260	0,0381	-0,0469	0,0037	-0,0612	-0,0080
7. signál	-0,2113	0,0615	0,0247	-0,0154	0,0643	0,0335	0,0630

V Tabulka 7 můžete vidět chování hodnot pro určité děje v srdci. Tyto hodnoty posléze bylo nutné pomocí Kruskal - Wallisova testu vyhodnotit, abych získal hodnotu pravděpodobnosti, která mi ukáže, jak jsou tyto data pro dané měření významné. Jak jde vidět v Tabulka 12, čím menší bude číslo p- hodnoty, tím budou hodnoty statisticky významnější. Porovnání p-hodnot pro dané parametry analýzy v časové oblasti a korelačních dimenzí. Jak můžete vidět v Tabulka 8 největší statistickou významnost, tedy nejmenší p-hodnotu mají korelační dimenze.

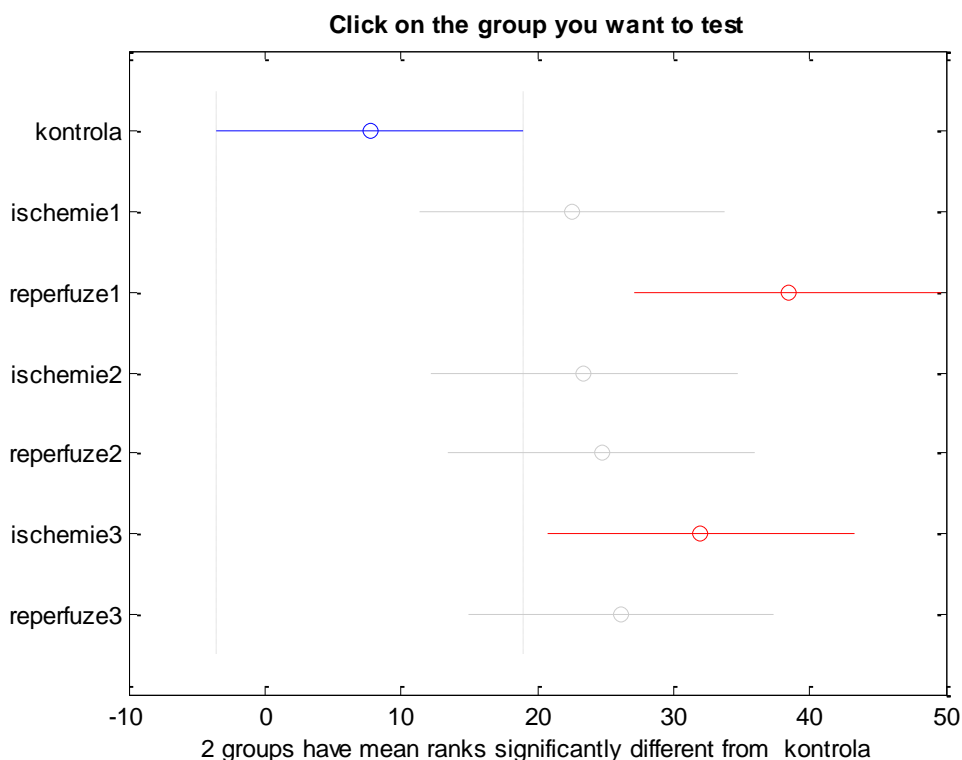
Tabulka 8 - Pravděpodobnostní hodnoty z Kruskal-Wallisova testu

	SDNN	RMSSD	SENN	NN50	TIHRV	KD
p - hodnota	0,01	0,0378	0,071	0,1658	0,0432	0,0051

U parametru standardní chyba průměru (SENN) vyšla p- hodnota nad mez významnosti 0,05, tedy z toho usuzujeme, že pro nás není příliš vhodná pro hodnocení daných fyziologických změn, přestože úzce koreluje s hodnotou SDNN. Tento výsledek platí také pro počet po sobě jdoucích RR intervalů, které se liší a více než 50ms (NN50), kde p- hodnota tohoto parametru je 0,1658, což dle Tabulka 12 poukazuje na statistickou nevýznamnost těchto výpočtů.

Tabulka 9 - Průměrné pozice u mnohonásobně srovnávacího testu

Průměrné pozice							
	kontrola	I 1	R 1	I 2	R 2	I 3	R 3
SDNN [ms]	7,00	23,14	33,14	24,43	32,29	23,57	31,43
RMSSD [ms]	13,57	24,43	35,14	22,43	22,71	20,57	36,14
SENN [ms]	6,43	23,43	33,57	25,14	31,71	23,00	31,71
NN50 [ms]	17,36	21,64	32,21	22,71	23,21	22,00	35,86
TIHRV [ms]	9,43	22,29	34,57	25,14	30,71	25,86	27,00
KD	4,57	24,14	30,43	25,29	30,43	27,71	32,43



Obr. 6-1 - Vícenásobné porovnávání u korelačních dimenzí

Z celkového pohledu na tyto hodnoty můžeme usoudit, že pro nejlepší statistickou významnost bych použil hodnoty z korelačních dimenzí a hodnotu SDNN. Důležitým výstupem již zmíněného testu byli získané průměrné hodnoty. Tyto hodnoty se poté používaly při mnohonásobném srovnávacím testu, jehož ukázkou můžete vidět na Obr. 6-1 Průměrné hodnoty pozic nám graficky ukazují, které stavy se od sebe liší. V Tabulka 9 pro přehlednost uvádím tyto hodnoty pro všechny hodnotící parametry.

Závěr

Cílem bakalářské práce popsaní analýzy variability srdečního rytmu v časové oblasti a pomocí korelačních dimenzí a jejich následné schopnosti detekovat změny HRV způsobené ischemií. Obě tyto analýzy měli být posléze zrealizovány v programovém prostředí Matlab. Vytvořená aplikace v prostředí Matlab měla poukazovat na změny variability srdečního rytmu při rozdílných podmínkách (ischemie x reperfúze).

Parametr variabilita srdečního rytmu sleduje diferenci časových intervalů mezi jednotlivými R vlnami. Většinou se vynáší jako časový interval mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase.

Variabilita srdečního rytmu jev této práci hodnocena dvěma způsoby. Jedná se o analýzu v časové oblasti a analýzu pomocí korelačních dimenzí. U analýzy v časové oblasti se jedná o hodnocení pomocí statistických a geometrických parametrů. U těchto metod je nutné z časových intervalů, kdy byla detekována R vlna určit velikost časových intervalů mezi každou po sobě jdoucí dvojicí R vln. Takový časový úsek se nazývá RR interval nebo NN interval. Mezi nejužívanější parametry pro analýzu HRV v časové oblasti patří SDNN, RMSSD, NN50 a trojúhelníkový index HRV. Práci jsem ovšem rozšířil o parametr SDSD a SENN. Parametr SDSD jsem bral pouze jako kontrolu pro parametr RMSSD, jelikož u stacionárních signálů mají být shodné. V případě SENN jsem chtěl pouze zjistit jeho velikost, jelikož se vypočítá pomocí SDNN, tak výsledné hodnoty korelují s hodnotami SDNN.

U korelačních dimenzí se jednalo o výpočet, taktéž z RR intervalů. Výsledné hodnoty, které po statistickém zhodnocení měli poukázat na to, která z analýz je vhodnější. Dle předpokladů je korelační dimenze vhodnější pro hodnocení fyziologických změn u srdce. Toto bylo ověřeno porovnáním p- hodnot u všech výpočtů. Korelační dimenze měla tuto hodnotu v oblasti 0,0051, kdežto zbylé parametry v časové oblasti se nedostali pod tuto hodnotu. Nejbližším představitelem analýzy v časové oblasti byl parametr SDNN. Můžeme tedy říct, že analýza pomocí korelačních dimenzí je vhodnější pro detekci změn způsobené ischemií či jinými onemocněními, které mají vliv na variabilitu srdečního rytmu. V případě, že analýza korelační dimenzí není možná, tak bych volil parametr SDNN pro hodnocení fyziologických změn

Použitá literatura

- [1].MALIK, Marek. *Circulation. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use.* 1996, č. 93, s. 1034-1065. DOI: doi: 10.1161/01.CIR.93.5.1043. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/93/5/1043.full>
- [2].RAJENDRA ACHARYA, U., K. PAUL JOSEPH, N. KANNATHAL, Choo Min LIM a Jasjit S. SURI. Heart rate variability: a review. *Medical.* 2006, roč. 44, č. 12, s. 1031-1051. ISSN 0140-0118. DOI: 10.1007/s11517-006-0119-0. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s11517-006-0119-0>
- [3].TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie.* 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [4].TARVAINEN, Mika P. , Ph.D. a Juha-Pekka, M.Sc. NISKANEN. *Kubios HRV: User's guide.* Kuopio (Finland), 2012.
- [5].BECKERS, F. Aging and nonlinear heart rate control in a healthy population. *AJP: Heart and Circulatory Physiology.* 2006-06-01, roč. 290, č. 6, H2560-H2570. ISSN 0363-6135. DOI: 10.1152/ajpheart.00903.2005. Dostupné z: <http://ajpheart.physiology.org/cgi/doi/10.1152/ajpheart.00903.2005>
- [6].NATARAJAN, Kannathal, Rajendra ACHARYA U, Fadhilah ALIAS, Thelma TIBOLENG a Sadasivan K PUTHUSSERYPADY. *BioMedical Engineering OnLine.* roč. 3, č. 1, s. 7-. ISSN 1475925x. DOI: 10.1186/1475-925X-3-7. Dostupné z: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/7>
- [7].RYPKA, Miroslav. *Techniky výpočtu fraktálních dimenzí.* Olomouc, 2008. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce RNDr. Jiří Fišer, Ph.D.
- [8].METIN AKAY, Ph.D. *Nonlinear biomedical signal processing: Dynamic analysis and modeling.* Volume 2. New York: IEEE Press, 2001, 341 s. ISBN 07-803-6012-5. Dostupné z: http://bib.convdocs.org/docs/1/716/conv_1/file1.pdf
- [9].Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation.* 1996-03-01, vol. 93, issue 5, s. 1043-1065. DOI: 10.1161/01.CIR.93.5.1043. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.93.5.1043>

Seznam použitých zkratk

HRV	heart rate variability
NN	normal-to-normal interval
RR	interval mezi každou dvojicí po sobě jdoucích R vln

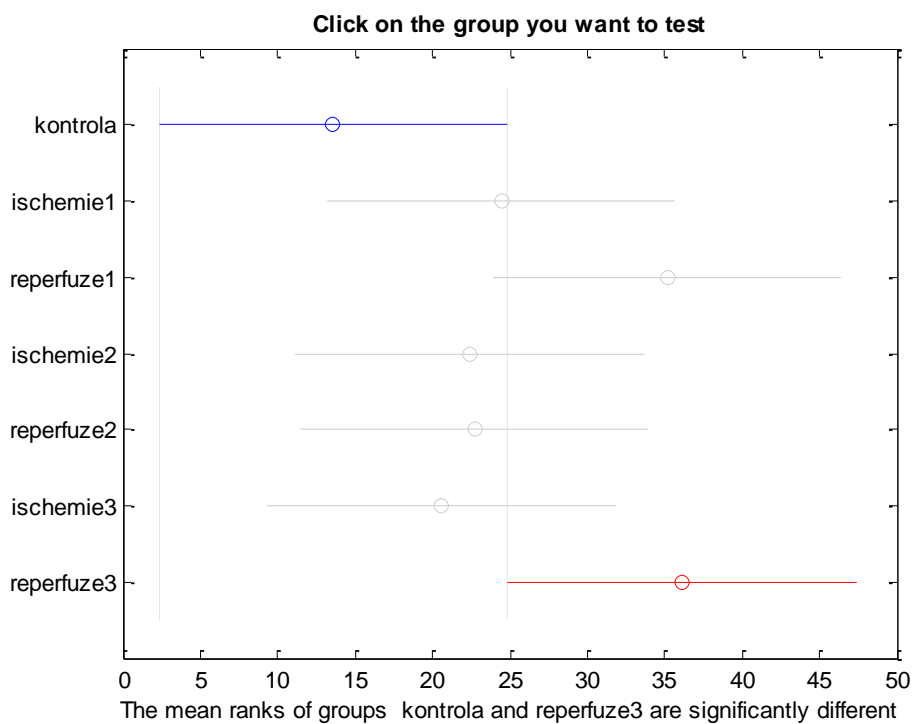
Seznam příloh

Příloha 1	43
-----------------	----

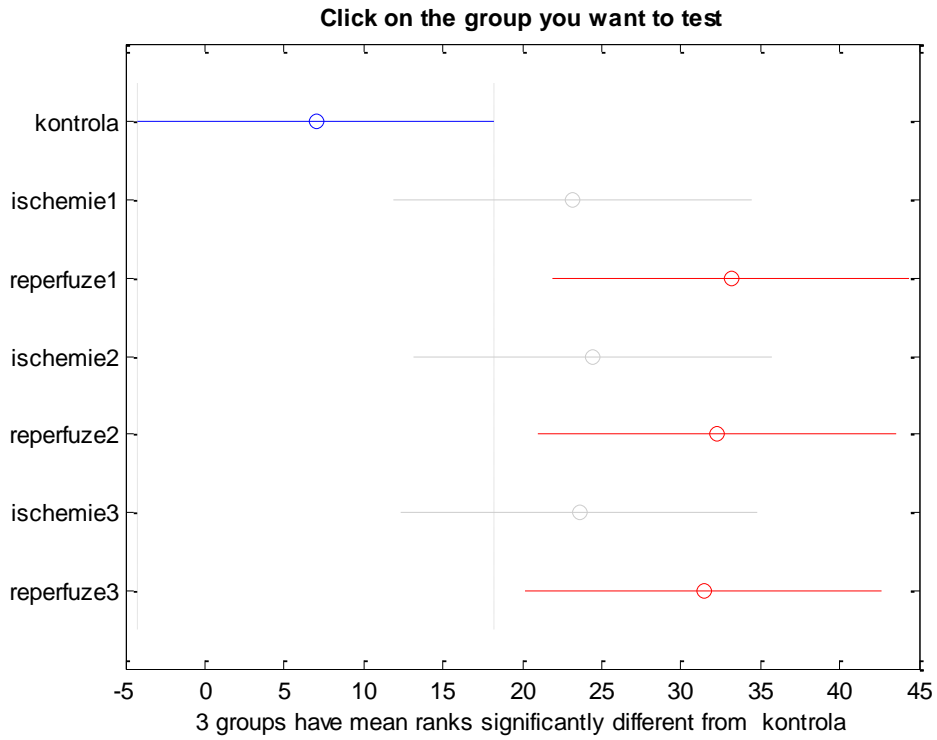
Příloha 1

Tabulka 10 - Získané hodnoty SENN

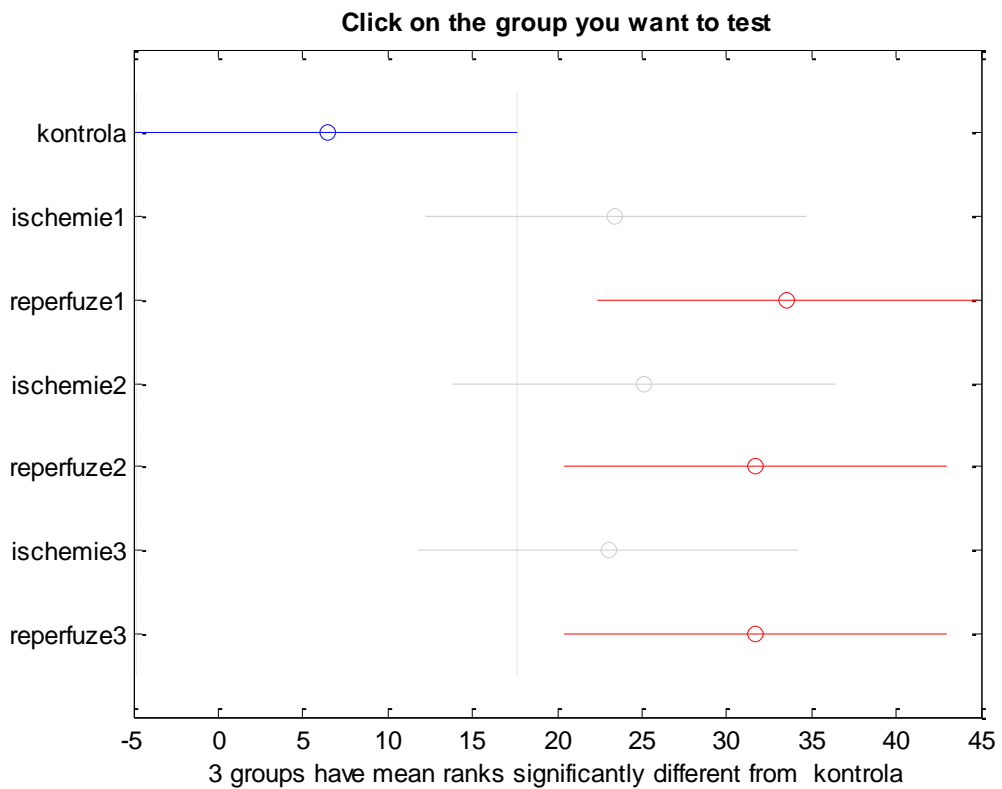
	kontrola	I 1	R 1	I 2	R 2	I 3	R 3
1. signál	0,683	6,341	6,763	5,419	40,900	24,944	47,468
2. signál	0,231	1,196	3,408	2,732	11,211	1,252	9,516
3. signál	0,065	0,251	1,030	0,431	0,508	1,296	0,898
4. signál	0,115	0,344	1,504	0,364	0,723	0,274	0,673
5. signál	0,209	2,765	5,704	1,558	5,138	1,537	3,750
6. signál	0,437	3,182	4,130	1,602	1,865	1,011	3,679
7. signál	0,507	3,293	8,606	7,085	5,045	2,574	2,788



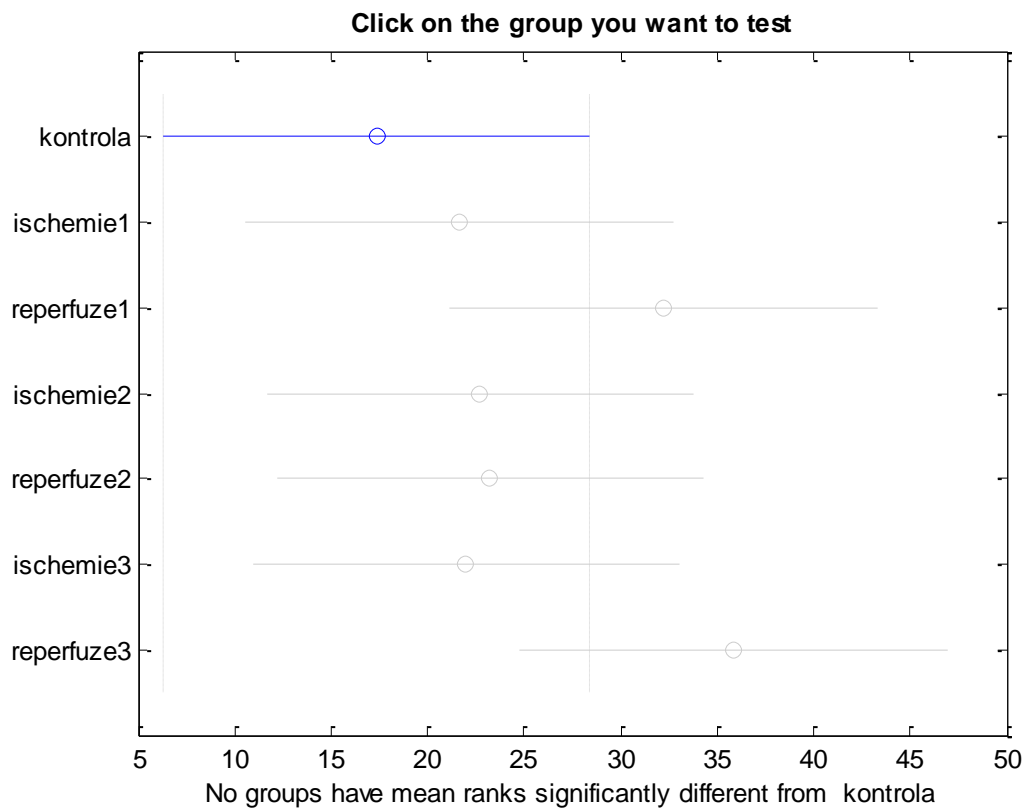
Obr. 0-1 - Vícenásobné porovnání řad u parametru RMSSD



Obr. 0-2 - Vícenásobné porovnání řad u parametru SDNN



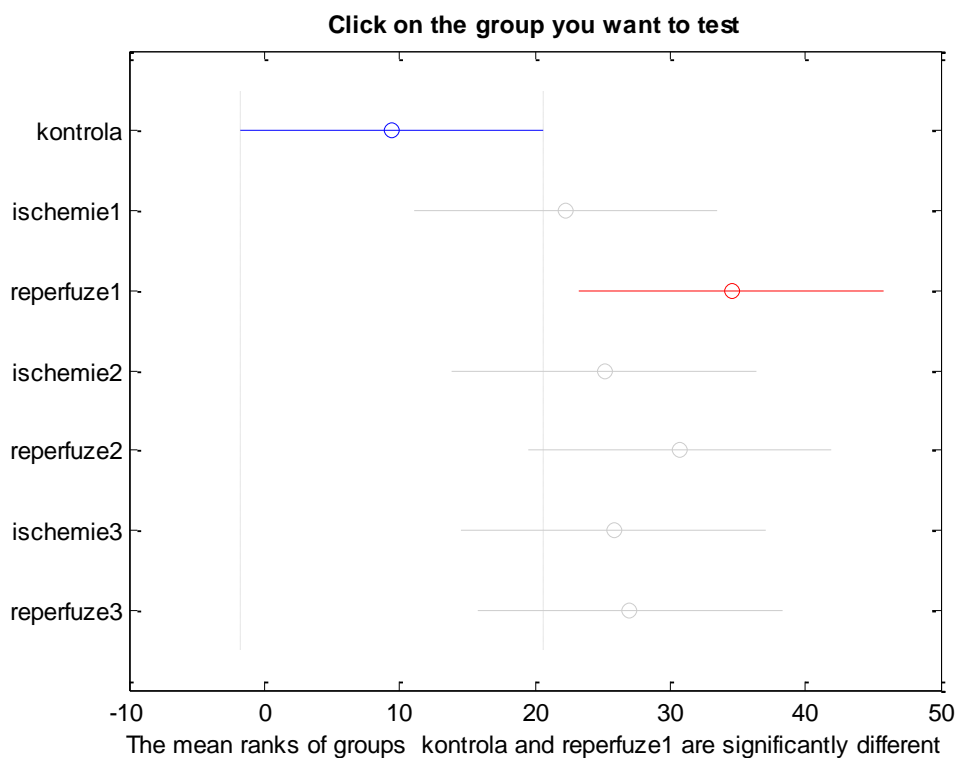
Obr. 0-3 - Vícenásobné porovnání řad u parametru SENN



Obr. 0-4 - Vícenásobné porovnaní řad u parametru NN50

Tabulka 11 - Procentuální zastoupení NN50 v celkovém počtu NN intervalů

	kontrola [%]	I 1 [%]	R 1 [%]	I 2 [%]	R 2 [%]	I 3 [%]	R 3 [%]
1. signál	0,00	3,69	3,07	4,35	61,88	31,25	53,85
2. signál	0,00	1,37	10,53	0,23	4,31	0,00	2,66
3. signál	0,00	0,00	3,80	0,00	0,00	5,58	5,52
4. signál	0,00	0,00	0,19	0,00	0,00	0,00	0,16
5. signál	0,00	0,66	7,73	0,46	8,98	0,47	9,32
6. signál	6,08	0,36	1,08	1,13	0,00	0,31	5,04
7. signál	0,81	1,59	1,56	4,09	0,00	0,00	1,37



Obr. 0-5 - Vícenásobné porovnání řad u trojúhelníkového indexu HRV

Tabulka 12 - Závislost Chí kvadrátu na p-hodnotě

Stupeň volnosti (df)	Chí kvadrát											
	1	0.004	0.02	0.06	0.15	0.46	1.7	1.64	2.71	3.84	6.64	10.83
2	0.10	0.21	0.45	0.71	1.39	2.41	3.22	4.60	5.99	9.21	13.82	
3	0.35	0.58	1.1	1.42	2.37	3.66	4.64	6.25	7.82	11.34	16.27	
4	0.71	1.6	1.65	2.20	3.36	4.88	5.99	7.78	9.49	13.28	18.47	
5	1.14	1.61	2.34	3.00	4.35	6.6	7.29	9.24	11.7	15.9	20.52	
6	1.63	2.20	3.7	3.83	5.35	7.23	8.56	10.64	12.59	16.81	22.46	
7	2.17	2.83	3.82	4.67	6.35	8.38	9.80	12.2	14.7	18.48	24.32	
8	2.73	3.49	4.59	5.53	7.34	9.52	11.3	13.36	15.51	20.9	26.12	
9	3.32	4.17	5.38	6.39	8.34	10.66	12.24	14.68	16.92	21.67	27.88	
10	3.94	4.86	6.18	7.27	9.34	11.78	13.44	15.99	18.31	23.21	29.59	
P hodnota (pravděpodobnost)	0.95	0.90	0.80	0.70	0.50	0.30	0.20	0.10	0.05	0.01	0.001	
	Nevýznamnost								Významnost			