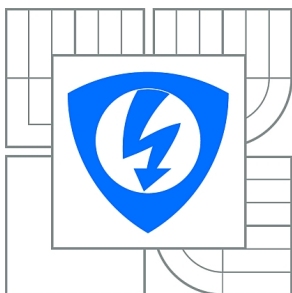




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU KRÁTKODOBOU FOURIEROVOU TRANSFORMACÍ

SHORT TIME FOURIER TRANSFORM FOR HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

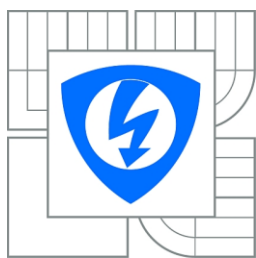
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

KRISTÝNA OSIČKOVÁ

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

Studentka: Kristýna Osičková

ID: 136484

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Analýza variability srdečního rytmu krátkodobou Fourierovou transformací

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proved'te literární rešerši v oblasti analýzy variability srdečního rytmu (HRV). Zaměřte se na analýzu HRV v časové oblasti a pomocí krátkodobé Fourierovy transformace. 2) Navrhněte optimální metodiku vyhodnocení změn HRV způsobených globální ischemií jak v časové oblasti, tak pomocí krátkodobé Fourierovy transformace. 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 krátkodobé Fourierovy transformace a v časové oblasti a vyhodnoťte změny HRV způsobené globální ischemií. 5) Proved'te diskusi získaných výsledků a srovnajte schopnost obou přístupů detekovat změny způsobené ischemií.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] RAJENDRA, A. U. 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>

[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

Práce popisuje variabilitu srdečního rytmu, její fyziologický a klinický význam a způsoby analýzy. Jsou zde rozebrány metody vyhodnocení změn variability srdečního rytmu v časové oblasti a pomocí krátkodobé Fourierovy transformace. Tyto dvě metodiky srovnává podle vyhodnocení změn HRV zapříčiněných globální ischemií. V praktické části je popis vytvořené aplikace v programu Matlab pro analýzu HRV v časové oblasti a pomocí krátkodobé Fourierovy transformace. Výsledky byly získány z poloh R vln EG signálu izolovaných srdcí králíků.

KLÍČOVÁ SLOVA

Variabilita srdečního rytmu, elektrogram, RR interval, krátkodobá Fourierova transformace

ABSTRACT

The thesis describes the heart rate variability (HRV), its physiological and clinical significance and the means of its analysis. It includes a thorough dissection of the methods applied in the process of HRV evaluation in a time domain and using the short-time Fourier transform. The thesis compare both of the methodologies regarding changes of HRV caused by global ischaemia. The practical part describes the application created in Matlab for analysis in the time domain and using short-time Fourier transform. The results were calculated from the positions R wave EG signal isolated rabbit hearts.

KEYWORDS

Heart rate variability, electrogram, RR interval, short-time Fourier transform

OSIČKOVÁ, K. *Analýza variability srdečního rytmu krátkodobou Fourierovou transformací: bakalářská práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 59 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Analýza variability srdečního rytmu krátkodobou Fourierovou transformací 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této 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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. 5. 2013

.....

Podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Velké poděkování patří mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Oto Janouškovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování této práce.

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 31. 5. 2013

.....

Podpis autorky

Obsah

Úvod	11
1 Variabilita srdečního rytmu	12
1.1 Definice HRV	12
1.2 Historické pozadí	12
1.3 Fyziologický význam HRV	13
1.4 Výhody a nevýhody HRV analýzy	14
1.5 Záznam dat	15
2 Záznam a předzpracování HRV	16
2.1 Zpracování signálu	16
2.2 Detekce QRS	16
2.3 Odvození časových řad HRV	17
2.4 HRV artefakty.....	17
3 Metody analýzy HRV	19
3.1 Metody analýzy HRV v časové oblasti	19
3.1.1 Shrnutí a doporučení	22
3.2 Krátkodobá Fourierova transformace	23
3.2.1 Nejpoužívanější typy váhovacích oken.....	24
3.2.2 Shrnutí STFT	26
4 Vliv ischemie na HRV	27
4.1 Zhodnocení a porovnání analýzy HRV v časové oblasti a STFT.....	30
5 Zpracování a analýza signálu HRV	32
5.1 Analýza a zpracování signálu	32
5.2 Grafické uživatelské prostředí (GUI)	36
6 Výsledky analýzy HRV a jejich vyhodnocení	38
6.1 Výsledky analýzy HRV v časové oblasti a jejich vyhodnocení	38
6.1.1 Vyhodnocení výsledků v časové oblasti	42

6.2	Výsledky analýzy HRV v časově-frekvenční oblasti a jejich vyhodnocení.....	44
6.2.1	Vyhodnocení výsledků v časově-frekvenční oblasti.....	52
Závěr		54
Seznam použité literatury		55
Seznam použitých zkratk		58

Seznam obrázků

Obr. 1.1: Grafické zobrazení RR intervalů. [10].....	12
Obr. 1.2: Elektrofyzilogie srdce. Obrázek dává do souvislosti průběhy akčního napětí zaznamenaného v jednotlivých částech převodního srdečního systému a elektrogramu, který vznikne sumací těchto průběhů. [9].....	14
Obr. 1.3: Langendorffův perfuzní systém: v levé části lze vidět celý perfuzní systém, vpravo pak detail lázně s izolovaným srdcem. [13].....	15
Obr. 2.1: Odvození RR intervalů z EKG; tachogram RR intervalů (uprostřed) a série interpolovaných RR intervalů (dole). [8]	18
Obr. 3.1: Hustota distribuce NN intervalů. [1].....	21
Obr. 3.2: Ukázka plovoucího okna vybírající část signálu. [18].....	24
Obr. 3.3: Tvar nepoužívanějších oken a jejich spektra.	25
Obr. 4.1: Spektrogram HRV u zdravého pacienta bez autonomní dysfunkce. [19].....	27
Obr. 4.2: Příklad odhadu výkonové spektrální hustoty (PSD) z celého dlouhodobého 24 hodinového Holterova záznamu.....	28
Obr. 4.3: Krabicové diagramy jednotlivých parametrů v jednotlivých fázích. [22]	29
Obr. 4.4: Vlevo je znázorněno snížení a zvýšení HRV před a po ischemické příhodě. Obrázek vpravo ukazuje změny tepové frekvence před a po ischemické příhodě. Zkratka bpm (z angl. beats per minute) označuje počet tepů za minutu. [21].....	29
Obr. 5.1: Tachogram části signálu f2_ischemie1_spoj02.	32
Obr. 5.2: Srovnání detrendovaného a nedetrendovaného tachogramu, použitý signál f2_ischemie1_spoj02.....	33
Obr. 5.3: Tachogram a korespondující spektrogramy s různými parametry. Použitý signál f4_ischemie2_spoj03.	34
Obr. 5.4: Spektrogramy signálu f2_ischemie1_spoj03 s různými parametry.	35
Obr. 5.5: Spektrogramy signálu f6_ischemie3_spoj03 s různými parametry.	35
Obr. 5.6: Vzhled vytvořeného grafického uživatelského prostředí.....	37
Obr. 6.1: Krabicový graf průměrné tepové frekvence v jednotlivých fázích.....	39
Obr. 6.2: Krabicový graf délky průměrného intervalu v jednotlivých fázích.	39
Obr. 6.3: Krabicový graf parametru SDNN - jednotlivé fáze.	40

Obr. 6.4: Krabicový graf parametru u RMSSD - jednotlivé fáze.	41
Obr. 6.5: Krabicový graf parametru NN21 - jednotlivé fáze.	41
Obr. 6.6: Krabicový graf parametru pNN21 - jednotlivé fáze.	42
Obr. 6.7: Spektrogramy – kontrolní fáze. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	45
Obr. 6.8: Spektrogramy – fáze ischemie 1. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	46
Obr. 6.9: Spektrogramy – fáze reperfuze 1. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	47
Obr. 6.10: Spektrogramy – fáze ischemie 2. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	48
Obr. 6.11: Spektrogramy – fáze reperfuze 2. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	49
Obr. 6.12: Spektrogramy – fáze ischemie 3. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	50
Obr. 6.13: Spektrogramy – fáze reperfuze 3. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.	51
Obr. 6.14: Ukázka vybraného pásma pro součet energií.....	52
Obr. 6.15: Krabicový graf součtů energií v částích spektrogramů.....	53

Seznam tabulek

Tab. 3.1: Přehled základních parametrů časové oblasti	22
Tab. 6.1: Tabulka hodnot průměrné tepové frekvence.....	38
Tab. 6.2: Tabulka hodnot průměrné délky NN intervalů.	39
Tab. 6.3: Tabulka hodnot parametru SDNN.	40
Tab. 6.4: Tabulka hodnot parametru RMSSD.....	40
Tab. 6.5: Tabulka hodnot parametru NN21.	41
Tab. 6.6: Tabulka hodnot parametru pNN21.	42
Tab. 6.7: Výsledky testování dat jednotlivých závislých skupin ($p < 0,05$)	43
Tab. 6.8: Součty energií z vybraných pásem spektrogramů.	52
Tab. 6.9: Výsledky testování energií jednotlivých skupin signálů při hl. významnosti 5%. ...	53

Úvod

Tématem práce je analýza variability srdečního rytmu krátkodobou Fourierovou transformací. Analýza variability srdečního rytmu (HRV) se řadí mezi moderní diagnostické, neinvazivní metody. HRV je parametr sledující proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami. Je výborným ukazatelem zdravotních potíží a napomáhá lékařům predikovat kardiovaskulární onemocnění.

V práci je provedena literární rešerše v oblasti analýzy HRV. Je zde popsána metoda analýzy HRV v časové oblasti a poté pomocí krátkodobé Fourierovy transformace. Cílem práce je srovnání metodik vyhodnocení změn HRV způsobených globální ischemií v obou zmíněných oblastech.

Text práce je členěn do 6 částí. První kapitola představuje detailní popis HRV. Kromě definice variability srdeční frekvence jsou zde uvedeny informace o historickém pozadí HRV a fyziologickém významu HRV v lékařství. Na konci první kapitoly je popsána Langendorffova perfuzní metoda, pomocí které byla získána data pro analýzu.

Druhá kapitola popisuje záznam a předzpracování HRV signálu od zpracování signálu, přes detekci QRS komplexů, až po samotné vytvoření tachogramů.

Třetí kapitola popisuje metody analýzy variability srdečního rytmu. Nejprve jsou podrobně rozebrány všechny statistické a geometrické parametry časové oblasti a poté se práce zabývá metodou krátkodobé Fourierovy transformace.

Čtvrtá kapitola popisuje poznatky o vlivu ischemie na HRV a obsahuje shrnutí metod časové oblasti a krátkodobé Fourierovy transformace.

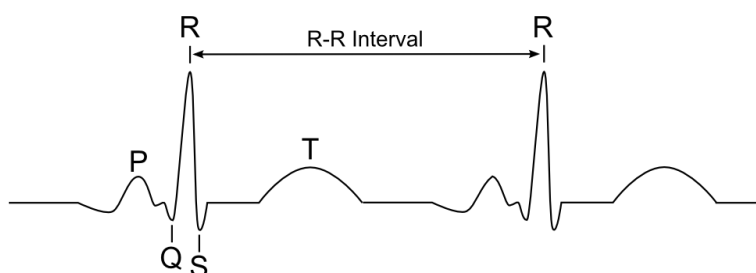
Pátá kapitola je věnována zpracování a analýze signálů HRV v prostředí Matlab. Je zde popsáno vytvořené grafické prostředí, které je jedním z hlavních výstupů práce.

V poslední kapitole, kapitole šesté, je závěrečné shrnutí všech výsledků a poznatků vycházejících z práce. Nejdříve jsou uvedeny výsledky parametrů časové oblasti, poté je vyhodnocena analýza pomocí spektrogramů krátkodobé Fourierovy transformace. Je provedena také statistická analýza.

1 Variabilita srdečního rytmu

1.1 Definice HRV

„Variabilita srdečního rytmu“ označuje termín pro popis kolísání jak okamžitého srdečního tepu, tak RR intervalů, jak zobrazuje Obr. 1.1. Pro oscilaci intervalů mezi po sobě následujícími srdečními stahy můžeme v literatuře nalézt mnoho termínů, jako například variabilita délky cyklu, variabilita srdeční doby, variabilita srdeční frekvence, RR variabilita, tachogram RR intervalů, variabilita srdečních period. V praxi se však nejčastěji užívá zkratka HRV (z anglického heart rate variability). [1]



Obr. 1.1: Grafické zobrazení RR intervalů. [10]

1.2 Historické pozadí

Fakt, že srdeční rytmus není za fyziologických podmínek zcela pravidelný, je známý už delší dobu. Přesto nebyl těmto přirozeným změnám srdečního rytmu až donedávna přikládán větší význam. Bylo však dokázáno, že naprosto pravidelný sinusový rytmus představuje negativní prognostický faktor. [12]

Klinický význam HRV byl poprvé oceněn v roce 1965, kdy Hon a Lee zjistili, že nebezpečí poškození plodu předcházely ještě před očekávanými změnami tepové frekvence změny její variability [1]. Mnoho let se využívá monitorování variability fetálního srdečního rytmu k fyziologickému vedení porodu [12].

Během 1970, Ewing a kol. vymysleli řadu jednoduchých testů krátkodobých RR rozdílů, vedoucí k odhalení autonomní neuropatie u diabetiků [1]. V 70. letech byl také uveden vztah mezi zvýšeným rizikem mortality po infarktu myokardu a redukovanou HRV [11].

V roce 1981 Akselrod a kol. jako první použili pro kvantitativní vyhodnocení kardiovaskulární regulace metodu spektrální analýzy HRV [1]. Tyto frekvenční analýzy přispěly k chápání autonomního pozadí kolísání RR intervalu v záznamu tepové frekvence [1]. Vymizení HRV po podání atropinu bylo navrženo jako neinvazivní ukazatel mozkové

smrti a řada neurologických a psychologických studií využívala vyšetření HRV k sledování vlivu emocí, stresu a pracovního prostředí na autonomní nervový systém [12].

Všechny zmíněné poznatky o HRV daly lékařům a vědcům podnět k tomu, aby změnám variability srdečního rytmu přikládali větší význam. Tím se dostala analýza HRV do popředí zájmu a byly vyvinuty metody, umožňující HRV klasifikovat a následně přiblížit vliv změn HRV na zdravotní stav pacienta.

1.3 Fyziologický význam HRV

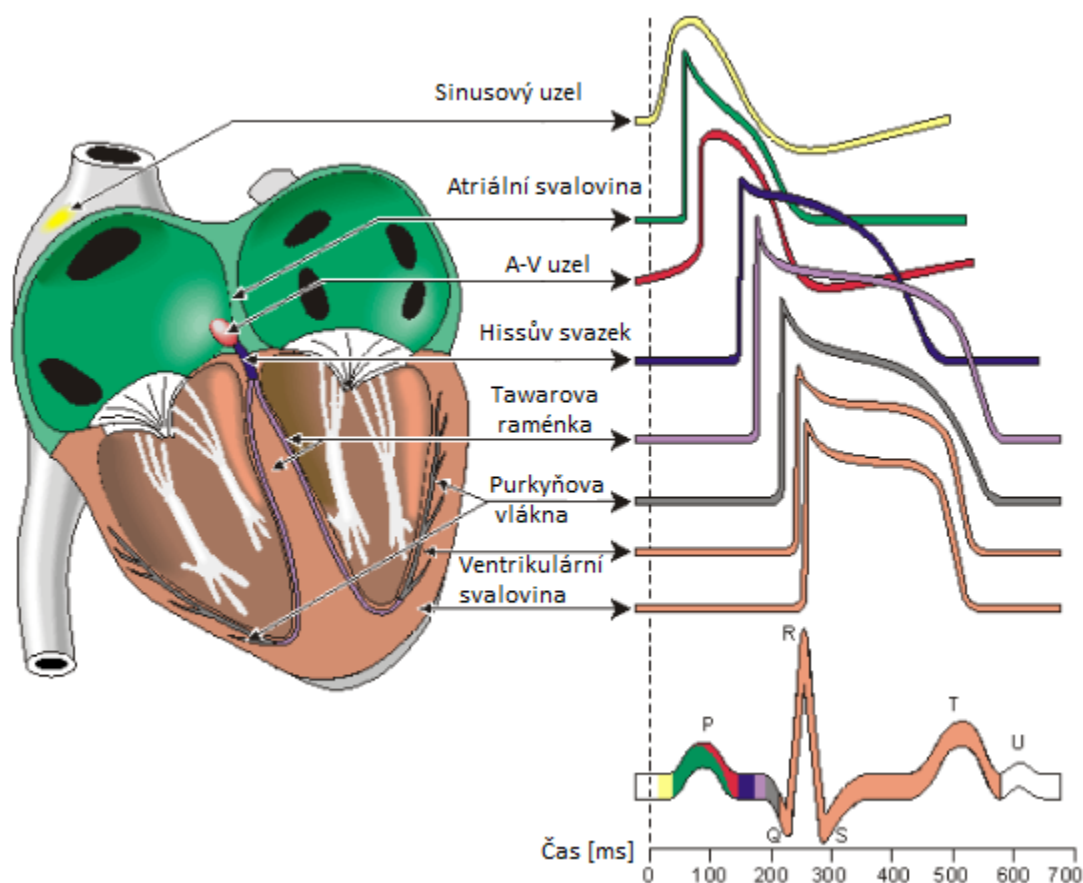
Srdce je autonomní orgán, jehož charakteristickou vlastností je automacie a rytmicita. Přesto dochází k nervově řízené modulaci rytmu. Autonomní nervový systém (ANS) ovládá četné tělesné interní funkce. Srdeční rytmus je dán dvěma udavači rytmu, tzv. “pacemakery“, ve fyziologickém stavu je dán sinoatriálním (SA) a v patologickém stavu atrioventrikulárním (AV) uzlem (Obr. 1.2), kteří jsou za srdeční rytmus zodpovědní [3]. SA uzel, který je normálně za srdeční frekvenci zodpovědný, je pod neustálým tonickým vlivem vegetativního nervového systému [6].

Variabilita srdečního rytmu (HRV) je spolehlivým ukazatelem mnoha fyziologických faktorů modulujících normální srdeční rytmus. Je účinným nástrojem sledování souhry sympatické a parasympatické části nervové soustavy.

Sympatická stimulace, k níž dochází v reakci na stres, během cvičení a při srdečních chorobách způsobuje zvýšení tepové frekvence a zvýšení činnosti pacemakerových buněk v sinoatriálním uzlu. Sympatikus na srdce působí: pozitivně chronotropně (zvyšuje srdeční frekvenci), pozitivně inotropně (zvyšuje sílu srdeční kontrakce), pozitivně dromotropně (zvyšuje síňokomorový převod), pozitivně bathmotropně (zvyšuje vzrušivost myokardu). [6]

Parasympatická aktivita, především ovlivňující funkci vnitřních orgánů, snižuje rychlost činnosti pacemakerových buněk a tepové frekvence. [1] U zdravého jedince převažuje za klidových podmínek vliv parasympatiku: medikamentózní blokáda parasympatiku tepovou frekvenci zvýší, blokáda sympatiku naopak sníží [6]. Parasympatikus působí obecně na srdeční činnost: negativně chronotropně (zpomaluje srdeční frekvenci), negativně inotropně (snižuje sílu srdeční kontrakce), negativně dromotropně (zpomaluje síňokomorový převod), negativně bathmotropně (snižuje vzrušivost myokardu). [6]

Sympatická aktivita je spojena s nízkou frekvencí HRV (LF = 0,04-0,15 Hz), zatímco parasympatická činnost je spojena s vyšší frekvencí HRV (HF = 0,15-0,4 Hz). Tento rozdíl v kmitočtových pásmech umožňuje oddělit sympatické a parasympatické příspěvky k variabilitě srdečního rytmu.



Obr. 1.2: Elektrofyziologie srdce. Obrázek dává do souvislosti průběhy akčního napětí zaznamenaného v jednotlivých částech převodního srdečního systému a elektrogramu, který vznikne sumací těchto průběhů. [9]

1.4 Výhody a nevýhody HRV analýzy

Tepová frekvence je nestacionární signál, jehož odchylka může indikovat aktuální onemocnění srdce nebo zvýšený stav ohrožení srdce. Ukazatele onemocnění srdce mohou být přítomné v každém okamžiku, nebo se mohou objevit náhodně v určitých intervalech během dne. Studovat a určit abnormality v objemných datech, shromážděných v průběhu několika hodin, je však velice namáhavé a časově náročné. Proto je analýza variability srdečního rytmu velice populárním nástrojem pro posuzování činnosti autonomního nervového systému. [1]

Analýza HRV umožňuje posuzovat integritu a funkce nejrůznějších fyziologických mechanismů. Metoda může být použita jako indikátor stavu kardiorespiračního řídicího systému. Má značný potenciál pro posouzení role výkyvů autonomního nervového systému u normálních zdravých jedinců a pacientů s různými kardiovaskulárními a nekardiovaskulárními poruchami [2]. Poskytuje informace o sympaticko-parasympatické

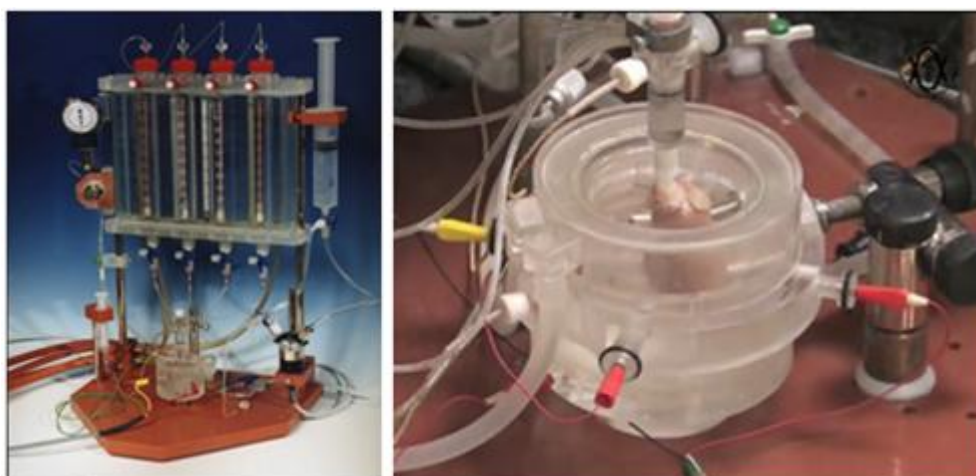
autonomní rovnováže a tedy riziku náhlé srdeční zástavy [1].

Velkou výhodou HRV analýzy je snadnost provedení záznamů, záznamy jsou neinvazivní a navíc je metoda dobře reprodukovatelná. Nevýhodou je například skutečnost, že při 24 hodinovém vyšetření (tzv. Holterovo monitorování) nemusí být HRV dostatečně citlivé k extrasystolám a vlivem průměrování hodnot může dojít k nekorektní interpretaci výsledků.

1.5 Záznam dat

Časové řady RR-intervalů byly získány ze záznamu elektrické aktivity izolovaného savčího srdce, perfundovaného podle Langendorffa. Srdce pocházela z dospělých samic králíka. Před samotným chirurgickým výkonem byla provedena přiměřeně dlouhá a dostatečně hluboká anestezie. [4] Po vyjmutí bylo srdce upevněno do perfuzního systému (schéma systému viz Obr. 1.3). Před samotným upevněním jsou z preparátu postupně odstříhány zbytky plicního parenchymu, bronchů a perikardu. Pahýl aorty byl zavěšen na kanylu perfuzního přístroje a pevně přivázán. [4] Poté se srdce umístilo do lázně perfuzního systému naplněného Krebs-Henseleitovým (K-H) roztokem. Jako perfúzi označujeme průtok roztoku koronárním systémem izolovaného srdce. [5]. Perfúze zajišťuje zásobování srdeční tkáně důležitými látkami jako je kyslík, vápník atd., které jsou obsaženy v roztoku [5]. Srdce bylo perfundováno podle Langendorffa v režimu konstantního perfuzního tlaku (85mmHg). Po obvodu nádoby, v níž bylo srdce umístěno, bylo umístěno šest ortogonálně situovaných Ag-AgCl elektrod, sloužících k registraci elektrogramu. [13] Vždy po dobu 5 minut jsou srdce stabilizována (kontrolní fáze) a poté následují 3 opakování ischemie+reperfuze (každá fáze 5 minut).

Získané signály jsou rozděleny do jednotlivých fází experimentu v programu MATLAB.



Obr. 1.3: Langendorffův perfuzní systém: v levé části lze vidět celý perfuzní systém, vpravo pak detail lázně s izolovaným srdcem. [13]

2 Záznam a předzpracování HRV

Variabilita srdečního rytmu může být měřena a vyhodnocována z mnoha biologických signálů, které srdeční činnost buď přímo odrážejí, nebo ji doprovázejí. Jde o EKG signál (u něhož je nutné detekovat R vlny), fonokardiogram (FKG) nebo pletysmografický signál (pulzní vlna snímaná například na prstu). Nejčastěji je však HRV vyhodnocována z dlouhodobých 24 hodinových nebo krátkodobých 5 minutových záznamů EKG. Důvodem je snadné snímání EKG signálu, reproducibilita a rozšířenost EKG záznamových zařízení v klinické i experimentální praxi. [25]

2.1 Zpracování signálu

Pro analýzu HRV se používají časové řady typu RR nebo NN. Označení NN (normal-to-normal) interval se používá pro po sobě jdoucí komplexy QRS, před kterými se vyskytuje P vlna, vyplývající z depolarizace SA uzlu. Cílem HRV analýzy je zkoumat sinusový rytmus modulovaný autonomním nervovým systémem. Pro korektní analýzu by se měl proto detekovat okamžik výskytu akčních potenciálů SA uzlu. Časově nejbližší pozorovaná aktivita v EKG v záznamu spojená s aktivitou SA uzlu je P vlna vyplývající ze síňové depolarizace. Poměr signál-šum u P vlny je však zřetelně nižší než u komplexu QRS, který je následkem depolarizace komor. Z tohoto důvodu je srdeční tep běžně hodnocen jako časový rozdíl mezi snadno detekovatelnými QRS komplexy (tedy R vlnami). [8] Předpokládá se, že srdeční tep je doba obecně definovaná jako časový rozdíl mezi dvěma po sobě jdoucími P vlnami.

2.2 Detekce QRS

Typický QRS detektor se skládá ze dvou částí. V první části je signál předzpracován a v další části jsou aplikována rozhodovací pravidla pro detekci R vlny. Předzpracování signálu obvykle zahrnuje odstranění rušivých komponent. Ty lze odstranit filtrací signálu pásmovou propustí s rozsahem 5-30 Hz, což zahrnuje většinu frekvenčního rozsahu QRS komplexu. Rozhodovací pravidla obvykle zahrnují adaptabilní práh, který se upravuje v konkrétním časovém okně podle aktuální velikosti R vln. Při rozhodování se také bere zřetel na průměrnou tepovou frekvenci. Extrasystoly vyskytující se v EKG záznamu mají interval mezi po sobě jdoucími R vlnami výrazně nižší, než je průměrná tepová frekvence, a jsou detektorem odstraněny.

Je vyžadována maximální přesnost detekce výskytů R vln (1-2 ms), toho lze dosáhnout při použití vzorkovací frekvence 500-1000 Hz. Pokud je vzorkovací frekvence menší než 500 Hz, mohou chybně detekované pozice R vln způsobit kritické zkreslení HRV, které se projeví

zejména ve spektrální oblasti. Zkreslení spektra je ještě větší v případě, že celková variabilita srdeční frekvence je jen malá. Přesnost detekce však může být zlepšena interpolací tachogramu (Obr. 2.1), např. interpolací kubickými splajny. [8]

2.3 Odvození časových řad HRV

Ze série detekovaných R vln jsou odvozeny časové řady HRV. Intervaly jsou získány jako rozdíl mezi po sobě jdoucími R vlnami. To znamená, že n -tý RR interval se získá jako rozdíl mezi časovými výskyty R vln [8]

$$RRn = t_n - t_{n-1} , \quad (1)$$

kde t_n je časový výskyt R vlny.

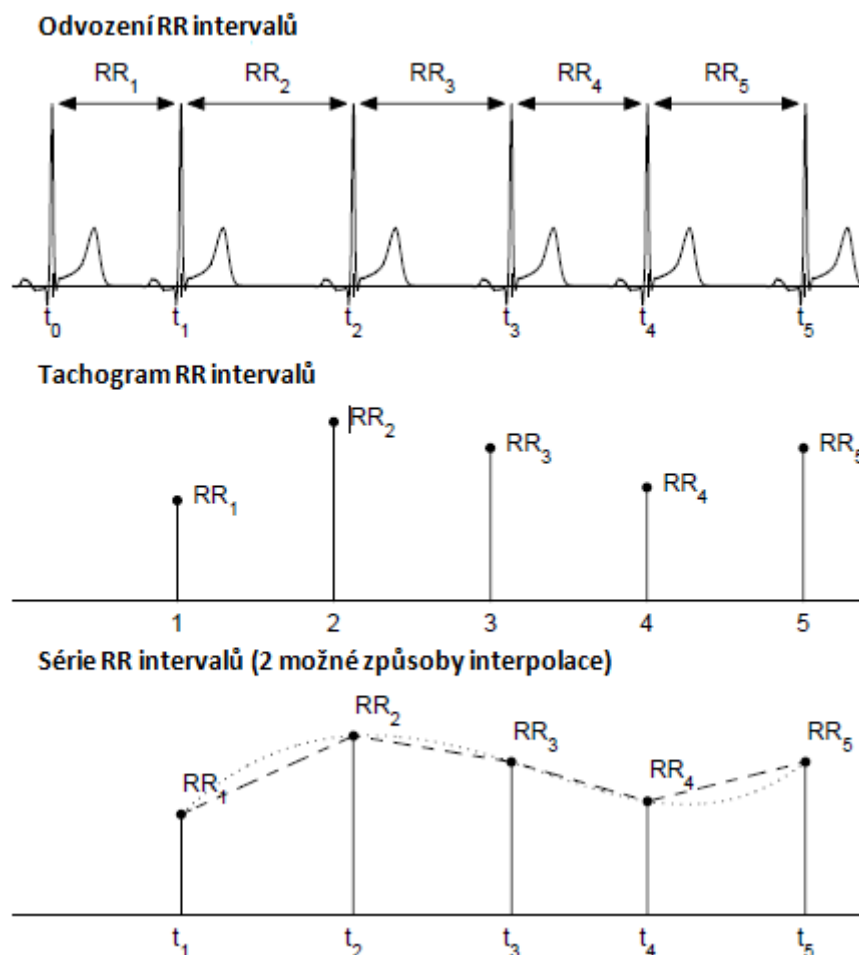
Časové intervaly jsou získány ze všech dostupných RR intervalů, přirozeně ne ekvidistantně vzorkovaných, ale musí být uvedeny jako funkce času, tj. jako hodnoty (t_n, RRn) . Tuto skutečnost je třeba zaznamenat před analýzou frekvenční oblasti. Obecně byly k řešení tohoto problému různé přístupy. Nejjednodušší přístup je předpokládat, ekvidistanční vzorkování a vypočítat spektrum z tachogramu RR intervalů (RR intervaly jako funkce počtu tepů). Dalším přístupem je použití interpolační metody pro převod neekvidistantně vzorkovaných časových RR intervalů na ekvidistantně vzorkované, např. pomocí metody kubického splajnu. Po interpolaci mohou být použity standardní metody odhadu spektra. Tachogram a způsoby interpolace jsou znázorněny na Obr. 2.1.

2.4 HRV artefakty

Každý artefakt v RR intervalu může ovlivnit analýzu signálů. Artefakty v HRV signálech lze rozdělit na artefakty technické a fyziologické. Technické artefakty mohou zahrnovat chybějící nebo naopak přebývajících QRS komplexy a chybné časové výskyty R vln. Tyto artefakty mohou vzniknout v důsledku měření nebo výpočetních algoritmů. Na rozdíl od technických, fyziologické artefakty zahrnují nesprávnou polohu tepů a výskyt arytmií. Pro odstranění artefaktů by měl být odpovídající interval EKG záznamu vždy ručně kontrolován a v samotné analýze by měly být obsaženy pouze úseky bez artefaktů. Případně, pokud je úseků bez artefaktů nedostatek, mohou být ke snížení těchto artefaktů použity vhodné interpolační metody. [8]

Další jevy, jež mohou podstatně ovlivnit výsledky analýzy, jsou pomalé lineární nebo složitější trendy analyzovaných časových intervalů. Tyto pomalé nestacionarity jsou pro HRV signály charakteristické a měly by být odstraněny před analýzou. Pro odstranění pomalých nestacionarit bylo navrženo několik metod. Jednou z možností je analýza pouze stacionárních

segmentů HRV. Reprezentativnost těchto segmentů v porovnání s celým HRV signálem byla ale v některých publikacích zpochybněna [20]. Jiné metody se snaží pomalé nestacionární trendy z HRV signálu odstranit. Metody odstranění trendu jsou obvykle založeny na polynomiálním modelu. Tento postup je založen na metodě nazvané smoothness detrending priors [8].



Obr. 2.1: Odvození RR intervalů z EKG; tachogram RR intervalů (uprostřed) a série interpolovaných RR intervalů (dole). [8]

3 Metody analýzy HRV

Variabilita srdečního rytmu může být hodnocena několika metodami. Metody jsou rozděleny do dvou základních kategorií, na metody lineární a nelineární. Lineární metody se dále dělí na metody v časové oblasti a metody ve frekvenční oblasti. V další části práce budou blíže rozebrány metody analýzy v časové oblasti a poté bude popsána metoda analýzy v časově-frekvenční oblasti.

3.1 Metody analýzy HRV v časové oblasti

Časové metody jsou nejjednodušší na provedení analýzy. Mohou být rozděleny na metody statistické a metody geometrické.

a) statistické metody

Ze série okamžitých srdečních frekvencí nebo časových cyklů, zejména těch, které se zaznamenávají delší dobu, tradičně 24 hodin, lze vypočítat komplexní statistická měření časové oblasti. Ty mohou být rozděleny do dvou tříd [1]:

- (1) proměnné odvozené od přímého měření NN intervalů nebo od okamžité tepové frekvence,
- (2) proměnné odvozené z rozdílů mezi intervaly NN.

Parametry odvozené od přímého měření NN intervalů jsou:

- **SDNN** – standardní odchylka NN intervalů. Je to nejjednodušší parametr pro výpočet. SDNN je definována jako

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^N (NN_j - \overline{NN})^2}, \quad (2)$$

kde NN_j označuje hodnotu j -tého NN intervalu a N je celkový počet po sobě jdoucích intervalů. $\overline{NN}$ je průměrná hodnota NN intervalů, odpovídající průměrné tepové frekvenci. SDNN tedy odráží celkové (krátkodobé a dlouhodobé) změny uvnitř série NN intervalů. Je nutné podotknout, že celkový rozptyl HRV roste s délkou analyzovaného záznamu. Z toho vyplývá, že pro náhodně vybrané signály EG s různou délkou záznamu není SDNN dostatečně definovaným parametrem (právě kvůli své závislosti na délce záznamu). V praxi tedy nemá význam porovnávat parametr SDNN ze záznamů různě dlouhých signálů. Naopak, délka doby záznamu by měla být standardizována. Jako vhodné alternativy se zdají být krátkodobé 5 minutové nebo 24 hodinové záznamy. [1]

- **SDANN** – standardní odchylka průměru NN intervalů. Počítá se z kratšího signálu, obvykle z 5 minutového záznamu, což je odhad změn srdeční frekvence v delších časových intervalech než 5 minut.
- **SDNN index** – průměr standardních odchylek z 5 minutových úseků NN intervalů vypočtený za 24 hodin, který měří variabilitu srdečních cyklů kratších než 5 minut. [1]

Nejběžněji užívané parametry odvozené z rozdílu intervalů jsou:

- **SDSD** – standardní odchylka po sobě jdoucích rozdílů NN intervalů. Oproti SDNN je SDDSD používána k měření krátkodobé variability. Je definována jako

$$SDSD = \sqrt{E\{\Delta NN_j^2\} - E\{\Delta NN_j\}^2}, \quad (3)$$

kde, $E\{\Delta NN_j\}$ je střední hodnota rozdílu NN intervalů.

- **RMSSD** – druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů. Je definována jako

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^{N-1} (NN_{j+1} - NN_j)^2}, \quad (4)$$

kde NN_j označuje hodnotu j -tého NN intervalu a N je celkový počet po sobě jdoucích intervalů.

- **NN50** – parametr vypočítaný také z po sobě jdoucích NN intervalů. Jedná se o takový počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms.
- **pNN50** – vypočtený jako poměr parametru NN50 k celkovému počtu NN intervalů.

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

kde N je celkový počet po sobě jdoucích intervalů.

b) geometrické metody

NN intervaly mohou být převedeny do geometrických vzorů (hustota distribuce délky NN intervalů neboli histogramy).

- (1) Histogramy NN intervalů.
- (2) Histogramy diferencí mezi sousedními NN intervaly.

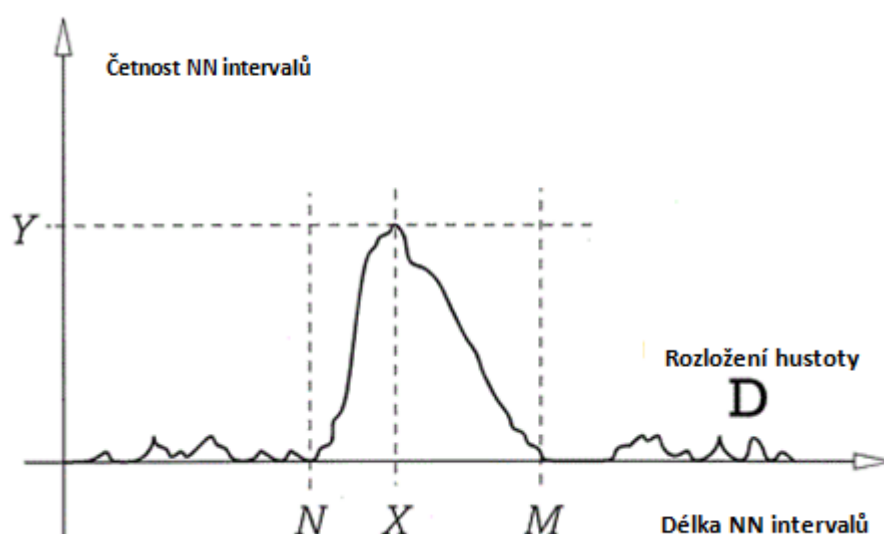
U histogramů se posuzuje šířka histogramu nad určitým prahem a tvar aproximovaného histogramu. Stanovuje se

- **HRV trojúhelníkový index** definovaný jako

$$HRV index = \frac{\text{celkový počet NN intervalů}}{Y}, \quad (6)$$

kde Y je maximum píku histogramu. Na Obr. 3.1 je rozložení hustoty D , které přiřazuje počtům stejně dlouhých NN intervalů pozici na vodorovné ose.

Určí se nejčastěji se vyskytující délka NN intervalu X , kde $Y=D(X)$ odpovídá maximu rozložení hustoty D . [1]



Obr. 3.1: Hustota distribuce NN intervalů. [1]

- Dále se určuje **TINN** – hodnota parametru odpovídá délce základny nejlepší trojúhelníkové aproximace histogramu. Je definován jako

$$TINN = M - N. \quad (7)$$

Hodnoty M a N se určí na vodorovné časové ose a použije se lineárně interpolovaná funkce q s předpisem: $q(t) = 0$ pro $t \leq N$ a $t \geq M$ a $q(X) = Y$. TINN je vyjádřen v milisekundách. [1]

Hlavní výhoda geometrických metod spočívá v jejich relativní necitlivosti k absolutním hodnotám časové řady NN intervalů. Nevýhodou je potřeba vysokého počtu NN intervalů ke konstrukci geometrického tvaru. V praxi se používají minimálně 20 minutové záznamy (ale nejlépe 24 hodinové). Z toho vyplývá, že geometrické metody jsou nevhodné k posouzení

krátkodobých změn v HRV. [1]

3.1.1 Shrnutí a doporučení

Přestože mnoho parametrů úzce koreluje s ostatními, je doporučeno používat k odhadu HRV následující parametry: SDNN (odhad celkové HRV), trojúhelníkový index HRV (odhad celkové HRV), SDANN (odhad dlouhodobých složek HRV) a RMSSD (odhad krátkodobých složek HRV) [1]. Parametr RMSSD má lepší statistické vlastnosti než pNN50 a NN50, a proto bývá upřednostňován [1].

Parametry počítané z celého rozsahu tachogramu nelze vzájemně zaměňovat s parametry počítanými z jeho úseků. Přehled jednotlivých parametrů shrnuje následující tabulka.

Tab. 3.1: Přehled základních parametrů časové oblasti

Parametr	Jednotka	Popis parametru
Statické parametry		
SDNN	ms	Standardní odchylka všech NN intervalů
SDANN	ms	Standardní odchylka průměrů NN intervalů všech 5 minutových segmentů celého záznamu
RMSSD	ms	Odmocnina průměru umocněných rozdílů mezi sousedními NN intervaly
SDNN index	ms	Průměr standardních odchylek všech NN intervalů pro všechny 5 minutové segmenty z celého záznamu
SDSD	1/min	Standardní odchylka rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů
NN50	-	Počet intervalů, ve kterých je rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů větší než 50 ms
pNN50	%	NN50 podělený celkovým počtem NN intervalů
Geometrické parametry		
HRV trojúhelníkový index	-	Celkový počet NN intervalů podělený maximálním počtem četností délky NN intervalu (Obr. 3.1)
TINN	ms	Šířka pásma minima umocněného rozdílu trojúhelníkové interpolace maxima histogramu všech NN intervalů

3.2 Krátkodobá Fourierova transformace

Další metoda je krátkodobá Fourierova transformace (z angl. Short-Time Fourier Transform, STFT). Transformace umožňuje časově-frekvenční analýzu, poskytuje tedy informace o tom, jak se frekvenční obsah signálu mění v čase. Transformace se aplikuje na tachogram rozdělený na krátké úseky, vybírané pomocí symetrického okna. Proto bývá nazývána jako „krátkodobá“ Fourierova transformace (STFT), jinde můžeme najít také označení Fourierova transformace v časovém okně (z angl. Windowed Fourier Transform, WFT).

Základem metody je diskrétní Fourierova transformace (z angl. discrete Fourier transform, DFT), jelikož pracujeme s již navzorkovaným signálem (tj. diskrétní reprezentací signálu $x[n]$ s počtem N vzorků) [14].

STFT je vhodná pro analýzu nestacionárních signálů, tj. takových signálů, kde se parametry mění v čase. Základním principem STFT je rozdělení signálu na dostatečně malé úseky, čímž je nestacionarita podstatně snížena. U takovýchto signálů se pak dá stacionarita předpokládat.

STFT pracuje tak, že se zvolené časové okno (Obr. 3.2) posouvá v čase a vybíraný úsek signálu je vynásoben se symetrickým oknem. Na každém výřezu je poté provedena rychlá Fourierova transformace (z angl. Fast Fourier Transform, FFT). Integrál definující STFT je

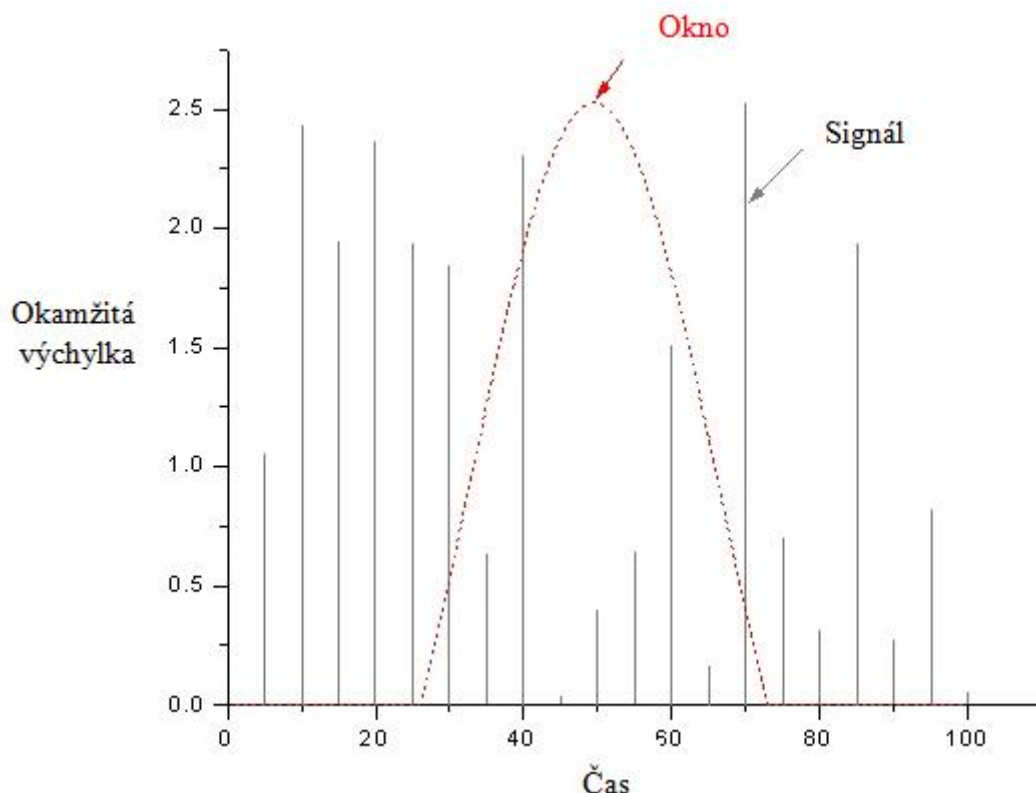
$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot g^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi f t} \cdot dt, \quad (8)$$

kde g je okenní funkce, $*$ představuje komplexní konvoluci, τ časové posunutí okénka, $x(t)$ je časová reprezentace signálu a $STFT(\tau, f)$ je jeho časově-frekvenční reprezentace. [14]

STFT spektrum je obecně komplexní funkce dvou reálných proměnných. Pro grafické znázornění vývoje spektra v čase se používá tzv. *spektrogram*, což je kvadrát absolutní hodnoty STFT spektra:

$$S_x(\tau, f) = |STFT(\tau, f)|^2, \quad (9)$$

kde $STFT(\tau, f)$ je časově-frekvenční reprezentace signálu.



Obr. 3.2: Ukázka plovoucího okna vybírající část signálu. [18]

3.2.1 Nejpoužívanější typy váhovacích oken

Při výpočtu Fourierovy transformace reálného signálu je nutno použít některou z váhovacích funkcí, čímž se omezí zkreslení ve frekvenční oblasti, někdy nazývané jako přelévání spektra (prosakování spektra). Existuje mnoho typů oken a každé má jinou specifickou filtrační vlastnost. Především se jedná o šířku hlavního laloku a potlačení tzv. postranních laloků.

Nejčastěji užívané okno je okno obdélníkové, Hannovo, Hammingovo a Blackmanovo-Harrisovo. Vyobrazení jednotlivých oken a jejich spekter je na Obr. 3.3.

Obdélníkové okno je nejjednodušším typem okna. Vyjadřuje obecnou funkci, která nemění hodnoty v segmentu signálu (funkce je v určeném intervalu rovna 1, čímž ponechává signál v původním stavu). Vyjadřuje se vztahem

$$g(t) = 1. \quad (10)$$

Pro aplikace Fourierovy transformace je vhodné pouze v případě, když je zaručeno, že se délka segmentu rovná celočíselnému násobku period analyzovaných frekvencí.

Obdélníkové okno není tak vhodné pro signály s velkými rozdíly v amplitudách. Tato vlastnost se označuje jako tzv. *slabý dynamický rozsah*. [15]

Hannovo okno je často používaná okenní funkce s dobrým kompromisem mezi ostrostí

spektra a potlačení falešných frekvencí. Má úzký hlavní lalok a malé postranní laloky.

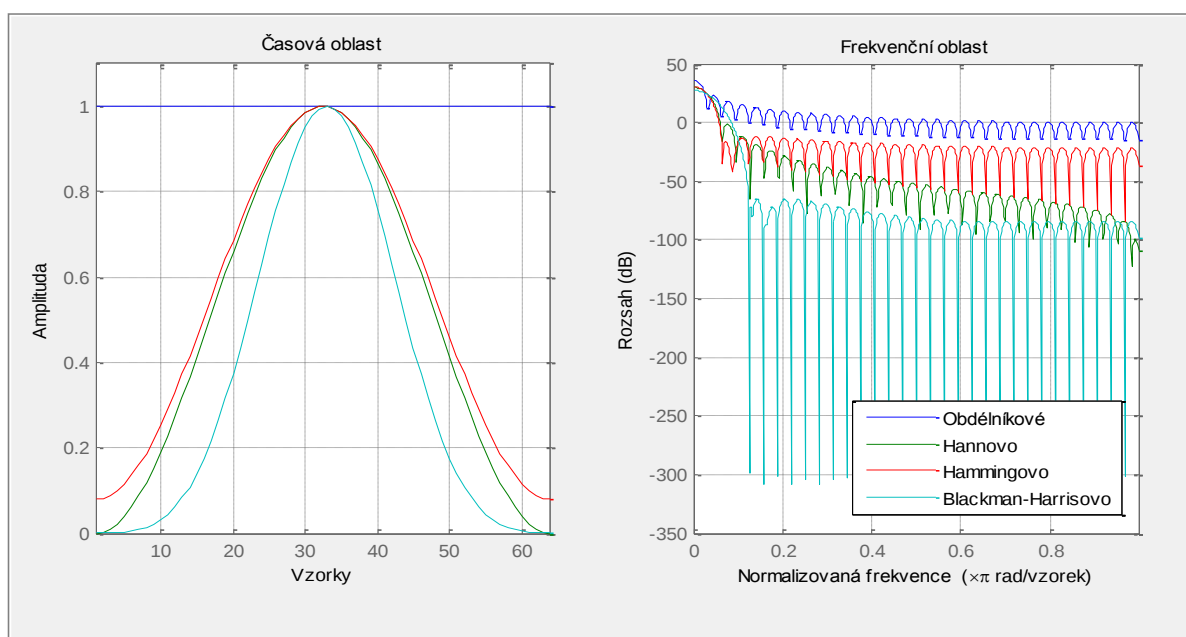
Hammingovo okno je modifikací okna Hannova. Má také podobné vlastnosti. Používá se v krátkodobé analýze při použití techniky sčítání přesahů s 50% přesahem, kde vykazuje nejnižší zvlnění signálu po rekonstrukci. Vyjadřuje se vztahem

$$g(t) = 0,54 - 0,46 \cos\left(2\pi \frac{t}{N-1}\right), \quad \text{pro } 0 \leq t \leq N-1 \quad (11)$$

kde N je délka okna.

Ve srovnání s obdélníkovým oknem má výhodnější charakteristiku při rozpoznávání blízkých frekvencí a amplitudově rozdílných signálů. Na druhou stranu toto okno snižuje rozlišovací schopnost rozšířením spektrálního vrcholu. [15]

Blackman-Harrisovo okno má širší hlavní lalok a zajišťuje vyšší potlačení falešných frekvencí. Jeho spektrum je však méně „ostré“. Používá se v krátkodobé analýze při použití techniky sčítání přesahů s přesahem 75%.



Obr. 3.3: Tvar nejpoužívanějších oken a jejich spektra.

3.2.2 Shrnutí STFT

STFT je nejběžněji užívaným způsobem časově-frekvenční transformace. Univerzálnost této transformace je její největší výhodou. [16]

Velkou nevýhodou této metody je skutečnost, že je potřeba řešit kompromis mezi časovým a frekvenčním rozlišením. Rozlišení spektrogramu záleží vždy na délce úseku, na kterém se provádí FFT (tzn. délce okna). Jestliže volíme okno příliš dlouhé, ztrácíme tím na časovém rozlišení. Bylo by tedy vhodnější volit okno kratší. Tím se však zhoršuje naopak rozlišení ve frekvenční oblasti, protože toto rozlišení (minimální vzdálenost dvou spektrálních čar) je nepřímo úměrné délce okna. Je tedy nutné volit kompromis. [6]

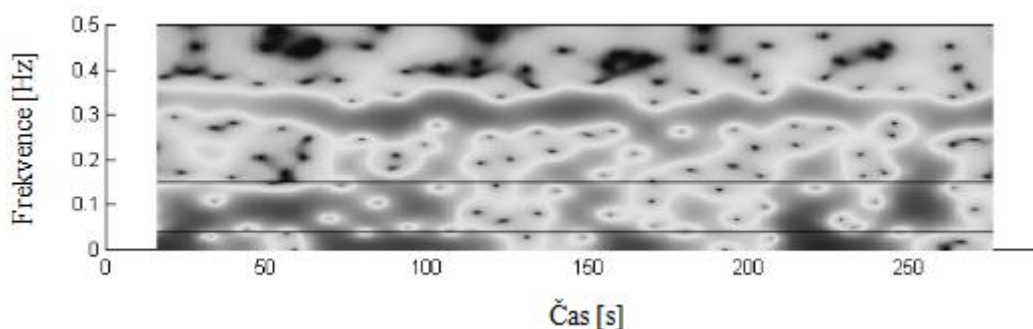
Pro časově-frekvenční analýzu bude v této práci použito Hammingovo okno. Co se týče vlivu výběru okna na frekvenční spektrum signálu, podle [17] platí, že čím menší je postranní lalok, tím dojde k nižšímu prosakování spektra a čím širší je hlavní lalok, tím větší je ztráta rozlišovací schopnosti. Další důležitý parametr, který musí být nastaven, je překryv oken. Jednotlivé úseky signálu se musejí překrývat, aby nebyla ztracena informace z potlačených okrajů úseku [17].

4 Vliv ischemie na HRV

Výkonové spektrum je běžně rozděleno do tří skupin: VLF (velmi nízká frekvence 0,003-0,04 Hz), LF (nízká frekvence 0,04-0,15 Hz) a HF (vysoká frekvence 0,15 až 0,4 Hz), pro některé výzkumy je užitečné pásmo VHF (velmi vysoká frekvence 0,4-1 Hz) a jinde ULF (ultra nízká frekvence 0-0,003 Hz). Jednotlivá pásma jsou zobrazena na Obr. 4.2.

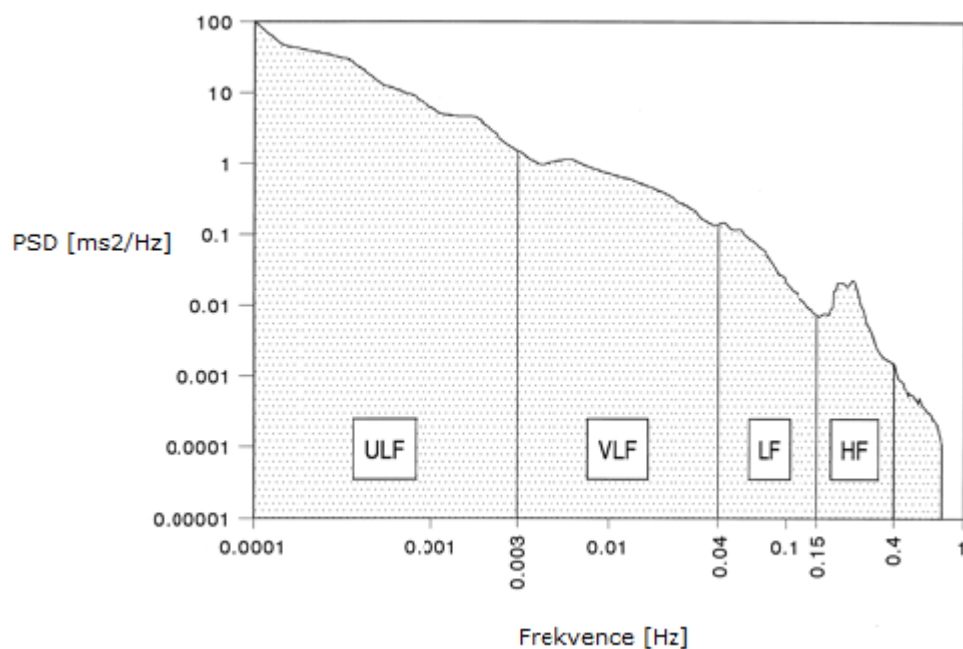
Spektrální analýza umožňuje oddělit frekvenční pásma týkající se sympatické a parasympatické činnosti nervového systému. Výkon každého pásma se vypočítá na základě plochy pod křivkou a poměr mezi nimi indikuje sympaticko-parasympatickou rovnováhu v segmentu signálu. Podstatné je, že LF a HF pásmo souvisí s parasympatickou činností. Absolutní výkon obsažený v LF a HF pásmech a poměr LF/HF jsou dobrými indikátory pro detekci změn v nervovém systému chování. Tyto změny jsou spojeny s patologickými stavy (např. vysoký krevní tlak, HIV, ischemická onemocnění). Tyto techniky výkonů pásma však neodhalí, jak složky signálu reagují v závislosti na čase. [19] To nám zajistí STFT. Časově-frekvenční analýza poskytuje HRV spektrogram, který umožňuje sledovat, jak se sympatická a parasympatická činnost mění v čase.

Ve [19] byla STFT využita ke sledování rovnováhy sympatických a parasympatických vlivů na srdeční rytmus ve spektrogramu. Původně 5 minutové okno bylo nahrazeno kratším 30 sekundovým oknem (bylo využito Hammingovo a Hannovo okno). Okno při každém posunutí vypočítává výkonové spektrum. Zjistilo se, že parasympatická složka (HF pásmo) je silná a je přítomná v celém signálu, zatímco sympatická složka (LF pásmo) se v některých částech signálu snižuje, což je vidět na Obr. 4.1.



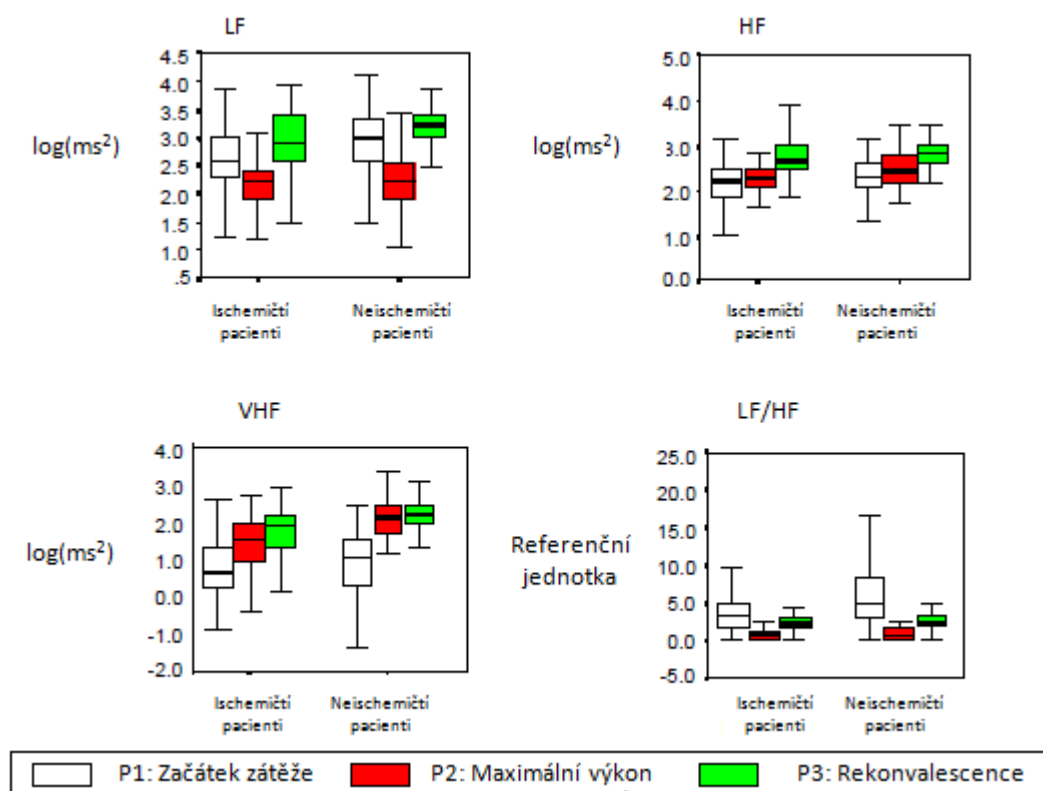
Obr. 4.1: Spektrogram HRV u zdravého pacienta bez autonomní dysfunkce. [19]

Kromě [19] neexistují jiné práce, které by se zabývaly přímým použitím metody STFT na HRV signál. Vliv ischemie však byl sledován ve studiích výkonové spektrální hustoty (PSD) HRV signálu. Charakteristické projevy ischemie v HRV signálu tak lze sledovat v dlouhodobých záznamech HRV a na základě toho odvodit projevy v STFT.



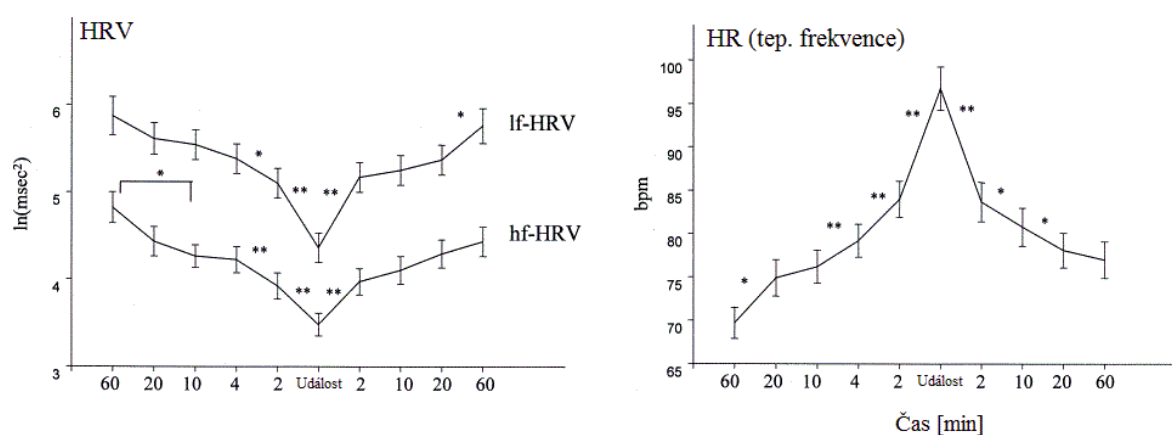
Obr. 4.2: Příklad odhadu výkonové spektrální hustoty (PSD) z celého dlouhodobého 24 hodinového Holterova záznamu.

Vliv fyzické zátěže u ischemických pacientů byl sledován například v [22]. Byly porovnávány změny ve frekvenční oblasti ve třech fázích (Obr. 4.3): období začátku zátěže, období maximálního výkonu, období rekonvalescence. Výsledky ukázaly, že poměr LF/HF se výrazně snížil ve fázi maximálního výkonu a zvýšil v období rekonvalescence. HF a VHF se oproti období začínající zátěže ve fázi maximálního výkonu snížil a ve fázi rekonvalescence se znovu zvýšil. Poměr LF/HF byl výrazně vyšší u neischemických pacientů, což naznačuje vyšší ton sympatiku a nižší vagový ton ve srovnání s ischemickou populací.



Obr. 4.3: Krabicové diagramy jednotlivých parametrů v jednotlivých fázích. [22]

Ve [21] analyzovali křivku HRV hodinu před a po výskytu ischemické příhody. Z Obr. 4.4 je patrný výrazný pokles v HF a LF pásmu HRV v období před ischemií. Výzkum dále prokázal, že HF složky HRV odráží především vagový tón, LF složky HRV a poměr LF/HF jsou ukazatele sympaticko-parasympatické rovnováhy.



Obr. 4.4: Vlevo je znázorněno snížení a zvýšení HRV před a po ischemické příhodě. Obrázek vpravo ukazuje změny tepové frekvence před a po ischemické příhodě. Zkratka bpm (z angl. beats per minute) označuje počet tepů za minutu. [21]

Studie [24] dokázala, že všechny parametry frekvenční oblasti HRV jsou nižší u pacientů se zbytkovou ischemií myokardu v porovnání s těmi, kteří jí netrpěli.

4.1 Zhodnocení a porovnání analýzy HRV v časové oblasti a STFT

Variabilita srdečního rytmu může být hodnocena obecně dvěma způsoby, tj. v časové a frekvenční oblasti. Cílem práce je však analyzovat HRV v časové oblasti a pomocí tzv. krátkodobé Fourierovy transformace (STFT), což je metoda časově-frekvenční oblasti. Jelikož je STFT ve většině případů nahrazena dokonalejší a pro analýzu HRV kvalitnější metodou – vlnkovou transformací, v odborných publikacích se zmínka o HRV v souvislosti STFT objevuje minimálně a aplikace STFT na HRV signál se prakticky, až na malé výjimky, v odborných výzkumech nevyskytuje. Proto je kapitola 4 zaměřená na porovnání analýzy HRV v časové oblasti oproti metodám oblasti frekvenční, která má k časově-frekvenční oblasti nejbližší.

V časové oblasti je možné k analýze HRV použít statistické a geometrické metody. Nejužívanějšími parametry časové oblasti jsou SDNN, SDANN, RMSSD, NN50 a trojúhelníkový index HRV (viz kapitola 3.1). Nejužívanějšími parametry ve frekvenční oblasti jsou VLF (0,003 – 0,04 Hz), LF (0,04 – 0,15 Hz), HF (0,15 – 0,4 Hz) a poměr LF/HF.

Výhodou parametrů HRV v časové oblasti je možnost analýzy dlouhodobých záznamů. U dlouhodobých záznamů dochází vlivem dlouhodobých změn a kolísání trendu časové řady NN intervalů ke vzniku arteficiálních frekvencí, způsobujících nepřesnosti ve frekvenční analýze. Podstatná část dlouhodobých záznamů HRV je způsobena rozdíly mezi dnem a nocí. Kvůli tomu by měly dlouhodobé záznamy analyzované parametry časové oblasti obsahovat alespoň 18 hodinový záznam zahrnující denní i noční snímání. [23]

Nevýhodou parametrů HRV v časové oblasti je jejich závislost na délce záznamu. Délka záznamu závisí na povaze každého vyšetření. Z toho důvodu je potřeba parametry v časové oblasti standardizovat. Standardizace je nutná, zejména ve studiích zkoumajících fyziologický a klinický význam HRV.

Výhodou parametrů HRV ve frekvenční oblasti je jejich snadná fyziologická interpretace. Frekvenční metody poskytují obvykle snáze interpretovatelné hodnocení fyziologických regulací. Při vyšetřování krátkodobých záznamů by měly být upřednostňovány parametry frekvenční oblasti před parametry časové oblasti. Další výhodou je možnost analýzy krátkodobých záznamů. Fyziologická interpretace spektrálních komponent počítaných z 24 hodinových záznamů je obtížná, a proto se využívají krátkodobé záznamy (většinou 5 minutové). Pro získání HF složek signálu je nutný záznam délky alespoň jedné minuty, pro určení LF složky je nutný záznam přibližně dvouminutový. [23]

Protože cílem práce je sledovat v signálech změny v ischemických úsecích signálu, předpokladem je, že bude nejspíše vhodnější použití metody krátkodobé Fourierovy transformace. Časové metody hodnotí celý signál a tím se nemusí lokální změny frekvence ve výsledku projevit. Zatímco STFT, díky oknu určité délky, takové změny v signálu odhalí. Je ale nutností, řešit kompromis v délce okna.

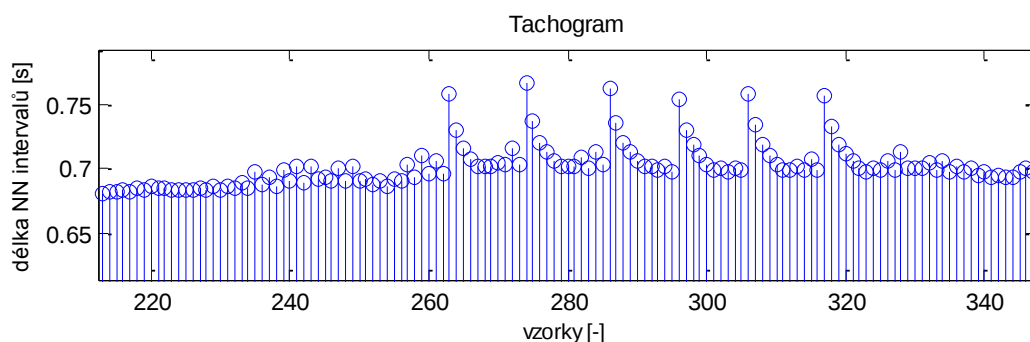
5 Zpracování a analýza signálu HRV

V této kapitole je popsáno zpracování a analýza signálu HRV získaného z laboratorních zvířat. Součástí kapitoly je popis vytvořeného grafického uživatelského prostředí, realizovaného v programovém prostředí Matlab.

5.1 Analýza a zpracování signálu

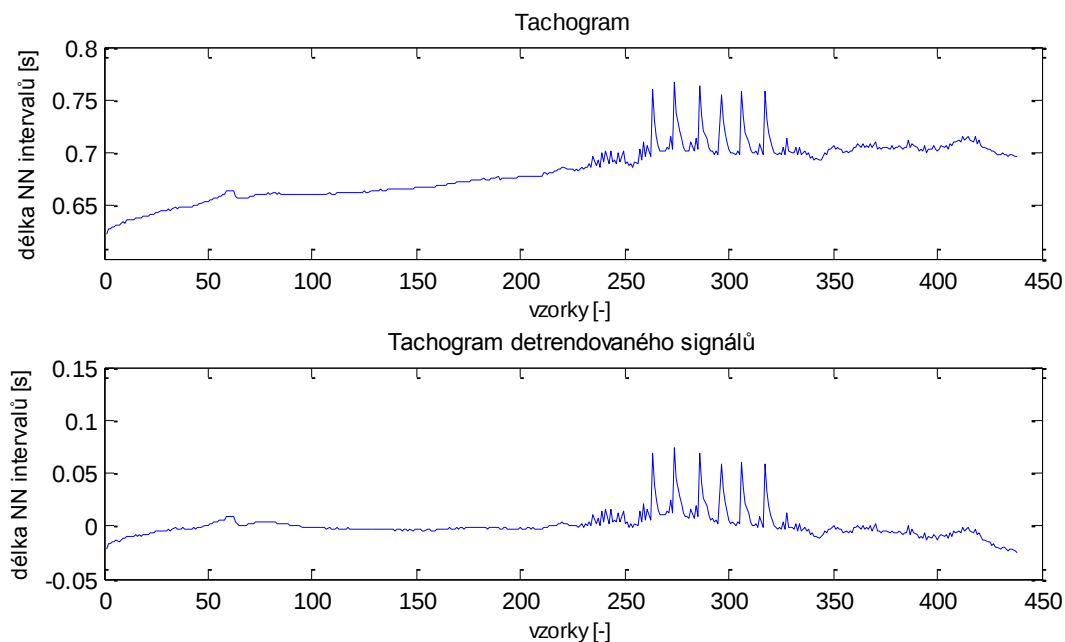
Pro analýzu byla využita data od 6 různých králíků. Všechna data byla rozdělena na sedm úseků, odpovídajících fázím měření, popsanych v kapitole 1.5.

Jedním z cílů práce bylo vytvořit z poskytnutých dat tachogramy. Tachogramy byly vytvořeny příkazem `x = diff(data)` a ukázka tachogramu je zobrazena na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Tachogram části signálu f2_ischemie1_spoj02.

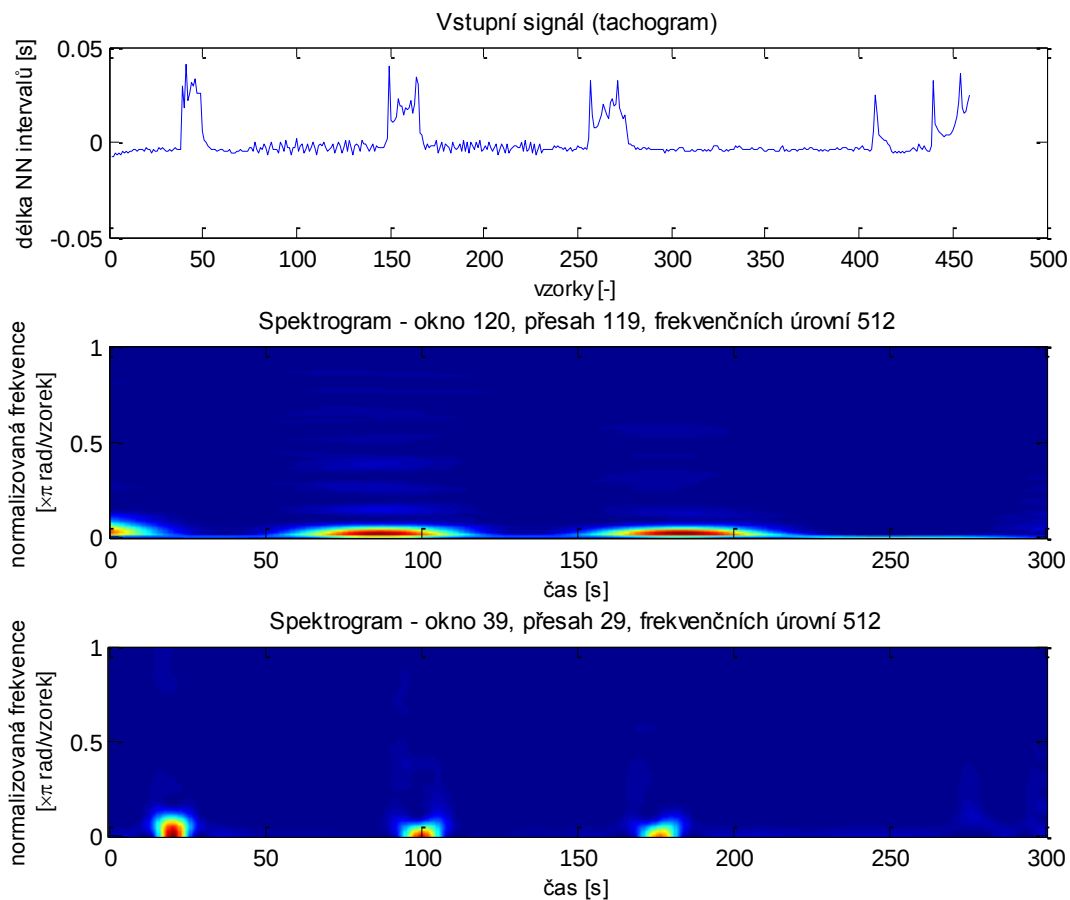
Protože tato data obsahovala složky způsobující nežádoucí kolísání trendu, byl na ně aplikován detrending pomocí příkazu `detrend` v Matlabu. Srovnání původního tachogramu a tachogramu detrendovaného je na Obr. 5.2.



Obr. 5.2: Srovnání detrendovaného a nedetrendovaného tachogramu, použitý signál f2_ischemie1_spoj02.

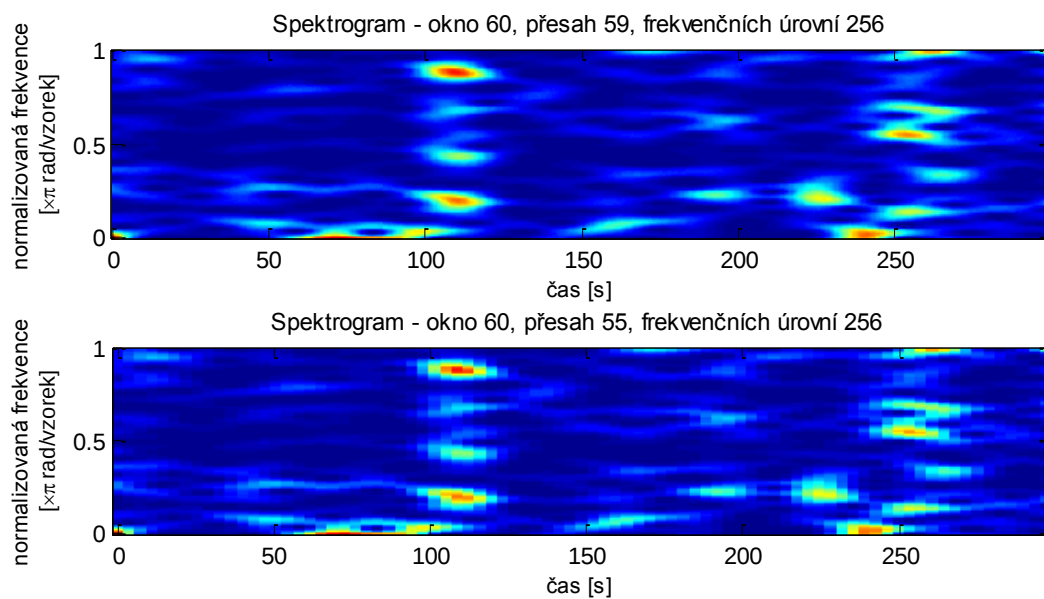
Časově frekvenční analýza byla realizována pomocí funkce $S = \text{spectrogram}(x, \text{WINDOW}, \text{NOVERLAP}, \text{NFFT}, F_s)$. Funkce má 5 vstupních proměnných a jeden výstup S a vrací matici koeficientů krátkodobé Fourierovy transformace vstupního signálu (vektoru x). Parametr $\text{WINDOW} = \text{hamming}(\text{LENGTH_W})$ značí typ použitého okna (v tomto případě Hammingovo okno) o zvolené délce. LENGTH_W značí délku okna, které může mít maximálně délku tolika vzorků, kolik má analyzovaný signál. NOVERLAP je překryv oken, tj. počet vzorků, které se překrývají s oknem následujícím. NOVERLAP musí být celé číslo menší než délka samotného okna. NFFT určuje počet frekvenčních hladin (úrovní) ve spektrogramu, počet úrovní je vypočítán vždy jako $\text{NFFT}/2+1$. F_s je vzorkovací frekvence nastavená na rozsah od 0 do 1 – normalizovaná frekvence [$\times \pi$ rad/vzorek]. Pro vytvoření spektrogramů se vykreslí druhá mocnina absolutních hodnot jednotlivých prvků matice S (viz kapitola 3.2.).

Ukázka časově-frekvenční analýzy je na Obr. 5.3. Jedná o spektrogram korespondující s tachogramem s různou délkou okna (120 a 30 vzorků). Je patrné, že pro kratší okno (prostřední obrázek) je dosaženo lepšího časové rozlišení, než pro delší okno. To je patrné u výchylek v signálu, které jsou v druhém případě lépe lokalizovány v čase. Pro kratší okno je dosaženo naopak horšího frekvenčního rozlišení. Oba spektrogramy byly vykresleny s maximálním přesahem – délka přesahu byla v obou případech o jeden vzorek menší než samotné okno.

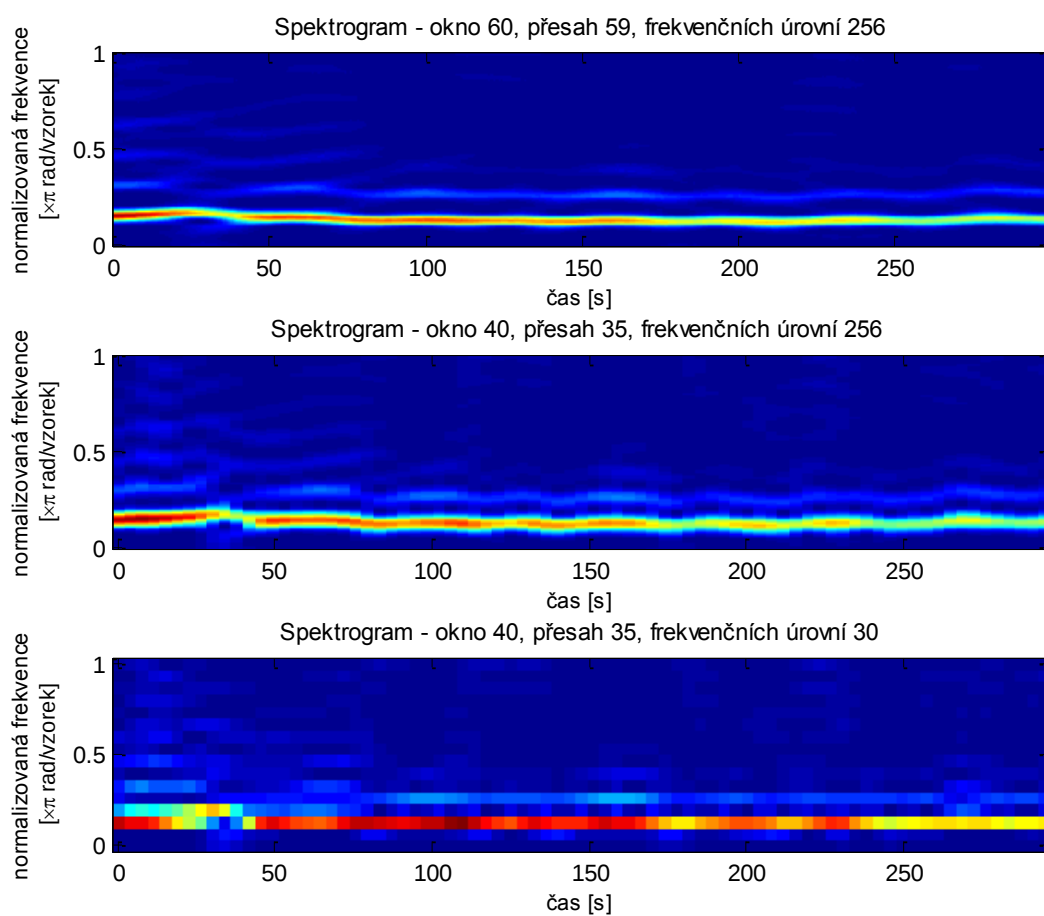


Obr. 5.3: Tachogram a korespondující spektrogramy s různými parametry. Použitý signál f4_ischemie2_spoj03.

Pokud je však přesah oken zmenšen, rozlišení spektrogramů je horší. Také při nastavení nižšího počtu frekvenčních hladin se rozlišení podstatně zhorší. Podle [8] ovlivňuje časovou a frekvenční rozlišovací schopnost spektrogramu především délka okna, zatímco přesah oken a počet frekvenčních hladin ovlivňuje celkové rozlišení. Zmíněné vlastnosti parametrů jsou znázorněny na Obr. 5.4 a Obr. 5.5. Na Obr. 5.6 bylo pro vykreslení horního spektrogramu použité dlouhé okno s maximálním přesahem, díky čemuž má spektrogram dobré frekvenční rozlišení. U prostředního spektrogramu je použito kratší okno, ale menší přesah, což způsobuje zhoršené rozlišení. Na posledním spektrogramu je kromě menšího přesahu oken použito navíc podstatně menšího počtu frekvenčních úrovní, což zapříčinilo ještě horší rozlišení.



Obr. 5.4: Spektrogramy signálu f2_ischemie1_spoj03 s různými parametry.



Obr. 5.5: Spektrogramy signálu f6_ischemie3_spoj03 s různými parametry.

5.2 Grafické uživatelské prostředí (GUI)

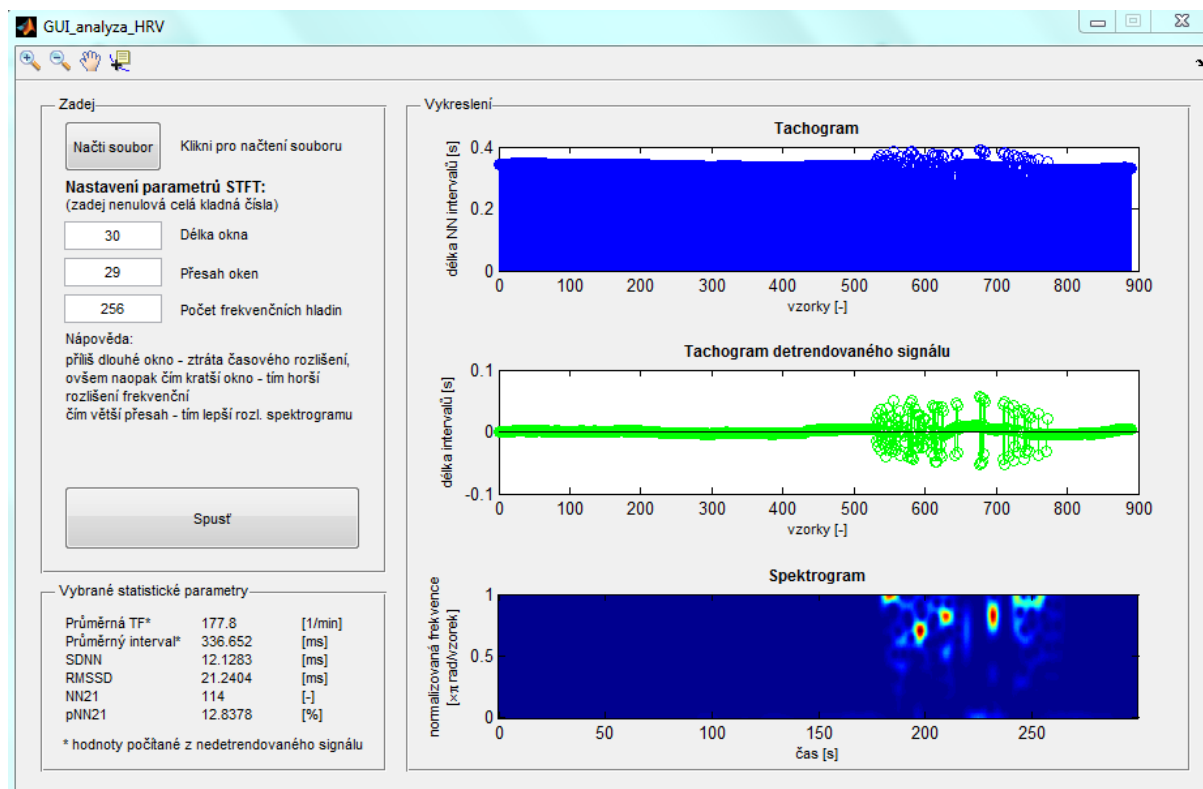
Pro usnadnění analýzy bylo vytvořeno GUI (z angl. Graphical User Interface) – grafické uživatelské prostředí. GUI bylo vytvořeno pomocí nástroje GUIDE (z angl. Graphical User Interface Development Environment).

Při spuštění souboru *GUI_analyza_HRV.m* se zobrazí okno, které můžeme vidět na Obr. 5.6. Na první pohled je vidět, že je členěné do tří oddílů – panel *Zadej*, *Vykreslení* a *Vybrané statistické parametry*. Před spuštěním analýzy jsou panely *Vykreslení* a *Vybrané statistické parametry* prázdné. Teprve po spuštění jsou vyplněny hodnotami a příslušnými grafy. Panel *Zadej*, slouží pro načtení signálu a nastavení základních parametrů. Načtení souboru se provede kliknutím na tlačítko *Načti soubor* a jednoduchým výběrem z nabídky signálů. Názvy signálů k analýze jsou ponechány původně, např. *f6_ischemie3_spoj24*, na konci je však přídavek *spoj*, což značí, že jde o signál spojený (5 minutový z původních 1 minutových) a poslední dvojčíslí, např. 24, určuje, o kterého králíka jde (20061124).

Dále je potřeba nastavit požadované hodnoty parametru pro výpočet STFT. Pro uživatele je pod editačními okny nápověda, popisující vliv zadaných hodnot na vykreslení spektrogramu. Tlačítkem *Spust'* se spustí samotná analýza. Nad tlačítkem *Spust'* je volné místo, které slouží pro chybové hlášení. Pokud uživatel zadá špatné parametry, které nevyhovují vstupním podmínkám (viz kapitola 5.1), objeví se ve volném prostoru nad tlačítkem chybová hláška.

Panel *Vybrané statistické parametry* slouží pouze pro výpis některých spočtených parametrů, jejichž bližší popis je uveden v kapitole 3.1.

Poslední panel *Vykreslení* slouží k zobrazení výsledných tachogramů a spektrogramu. Nahoře nad panely je nástrojová lišta, kde je možné po kliknutí a výběru požadovaného nástroje obrázek zvětšit, zmenšit, posunout či zobrazit parametry grafu (např. osové souřadnice).



Obr. 5.6: Vzhled vytvořeného grafického uživatelské prostředí.

6 Výsledky analýzy HRV a jejich vyhodnocení

Tato kapitola shrnuje výsledky jednotlivých analýz a jejich vyhodnocení.

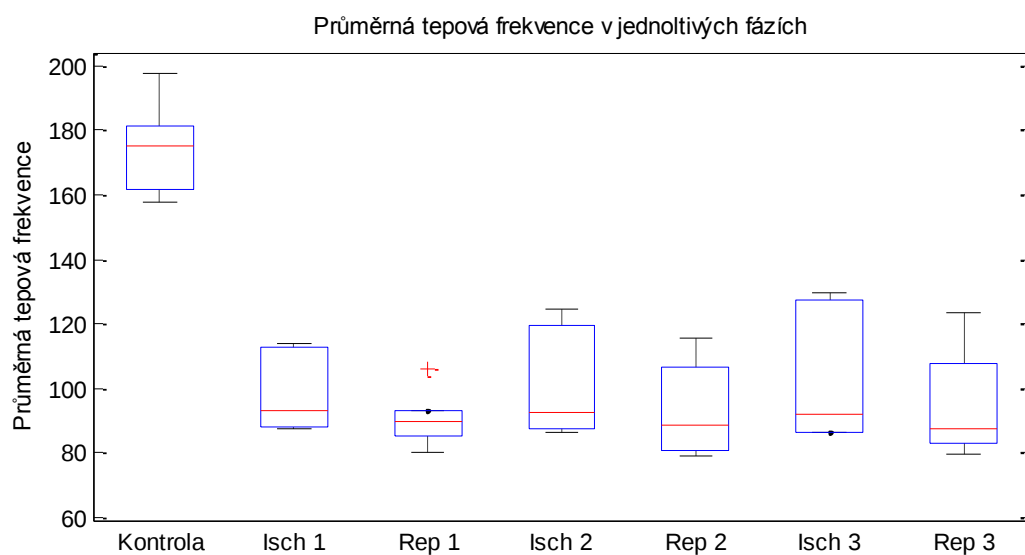
6.1 Výsledky analýzy HRV v časové oblasti a jejich vyhodnocení

Níže jsou uvedeny veškeré tabulky výsledných hodnot jednotlivých parametrů a korespondující grafy. Podrobný popis parametrů byl uveden v kapitole 3.1.

Pro přehlednost byly parametry časové oblasti vykresleny ve formě krabicových grafů. Na prvním místě je vykreslena kontrolní fáze, poté následuje třikrát opakování ischemie a reperfuze (v grafech pouze zkratky Isch 1, Rep 1 apod.).

Tab. 6.1: Tabulka hodnot průměrné tepové frekvence.

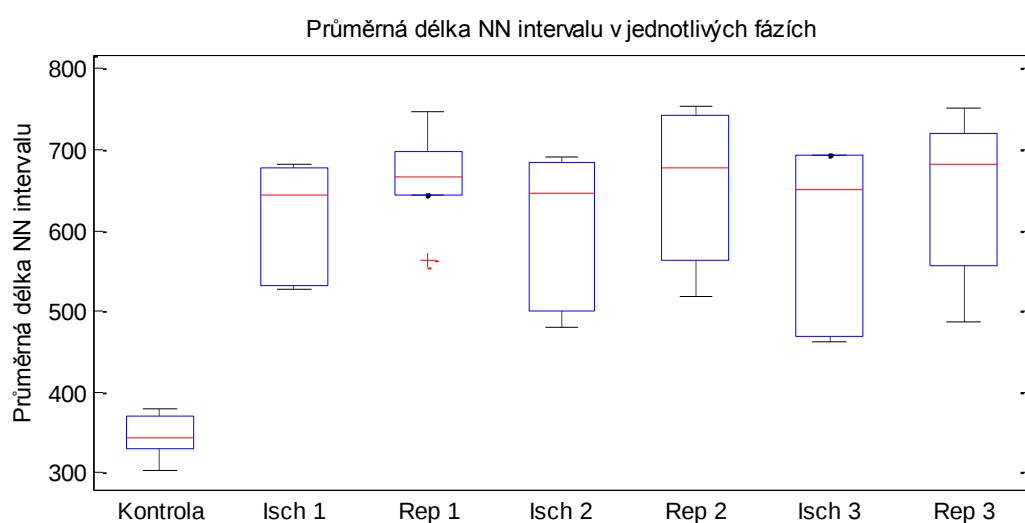
Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	Průměrná tepová frekvence [ms]						
20061201	197,2	88	89,8	93	85	96	88
20061124	177,8	112,6	92,8	124,4	106,2	129,6	107,4
20061123	157,4	91	85,6	86,4	80,4	86,2	79,6
20061114	171,6	113,6	106	119,4	115,6	127,4	123
20060503	181,2	94,2	89,6	91,8	92	86,2	87,2
20060502	161,6	87	80	87,2	79	88	22,3



Obr. 6.1: Krabicový graf průměrné tepové frekvence v jednotlivých fázích.

Tab. 6.2: Tabulka hodnot průměrné délky NN intervalů.

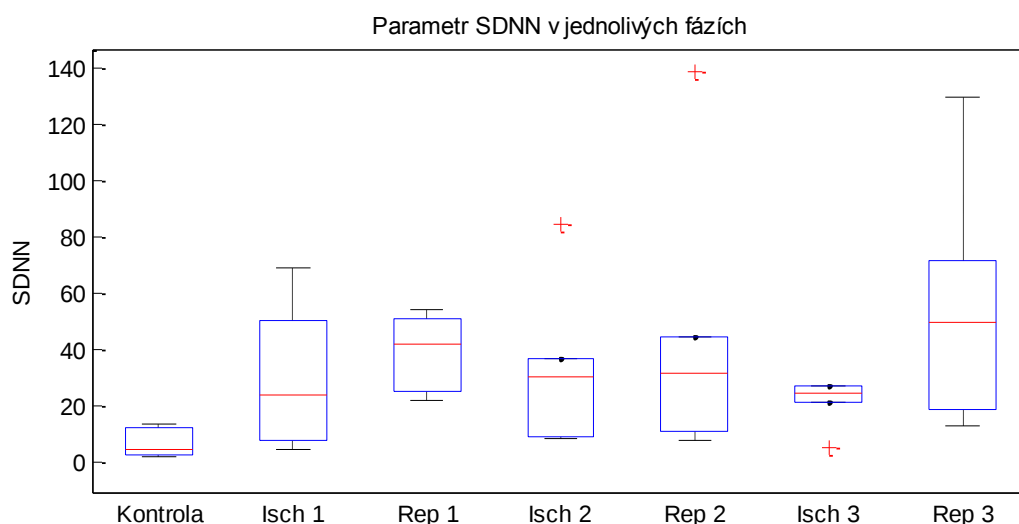
Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	Průměrná tepová frekvence [tepů/min]						
20061201	303,546	678,018	665,801	641,388	704,092	621,462	678,43
20061124	336,652	531,741	644,175	480,995	563,482	461,391	557,187
20061123	379,952	657,037	696,799	691,118	742,025	692,797	751,872
20061114	348,728	526,426	563,815	500,794	517,176	469,571	486,528
20060503	330,224	631,368	666,7	651,051	649,138	694,196	685,478
20060502	370,499	682,788	747,268	684,081	754,901	679,26	720,129



Obr. 6.2: Krabicový graf délky průměrného intervalu v jednotlivých fázích.

Tab. 6.3: Tabulka hodnot parametru SDNN.

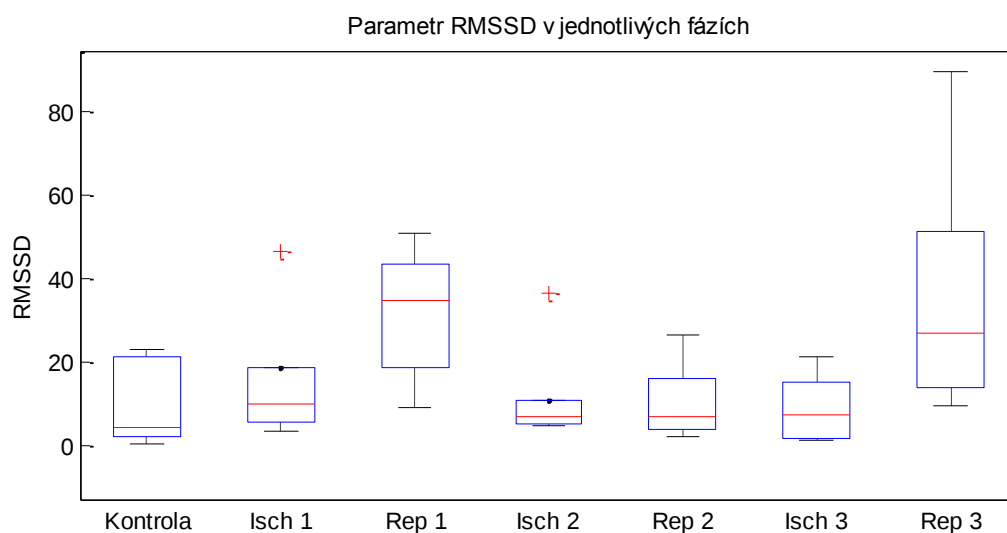
Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	SDNN [ms]						
20061201	13,3057	69,0667	48,3985	84,7428	41,6687	25,9598	46,1776
20061124	12,1283	50,3351	50,7569	36,7236	22,1732	23,3276	71,4171
20061123	2,68587	35,7474	54,1402	30,8387	44,2888	21,0145	53,5011
20061114	3,14619	7,79688	25,2055	8,87549	8,03043	5,3731	12,8897
20060503	1,7807	4,45861	21,8029	8,69971	10,8245	26,8993	18,7353
20060502	6,522258	11,7885	34,8471	29,6594	138,98	26,8647	129,506



Obr. 6.3: Krabicový graf parametru SDNN - jednotlivé fáze.

Tab. 6.4: Tabulka hodnot parametru RMSSD.

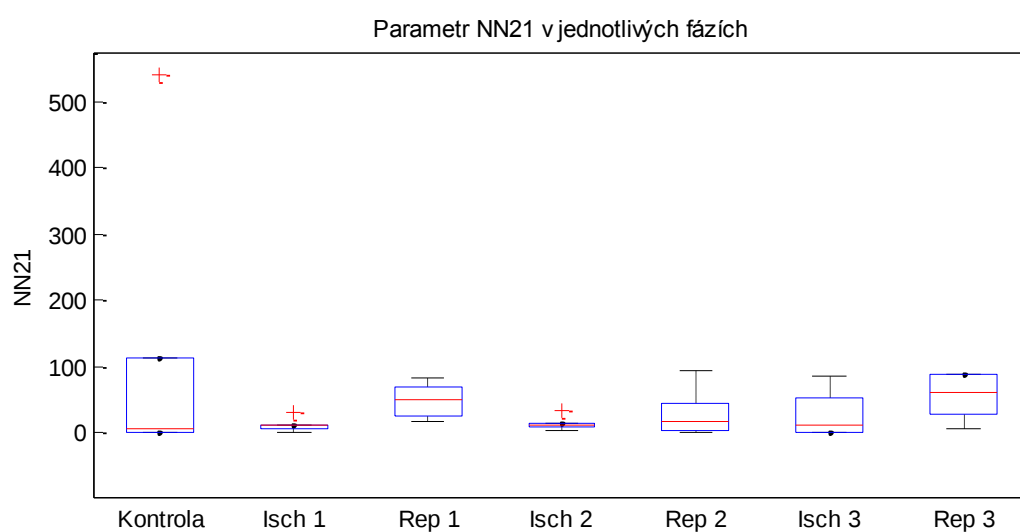
Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	RMSSD [ms]						
20061201	23,2554	46,5339	35,0478	36,4406	2,3448	1,71636	51,0978
20061124	21,2404	11,3794	43,4866	11,1571	3,83955	15,4634	89,5701
20061123	0,55846	18,5736	34,9469	7,36565	26,5115	8,44777	33,6186
20061114	5,42857	3,77104	8,9931	4,79553	7,11465	6,43176	9,63416
20060503	2,16298	5,92474	18,621	5,32057	6,8001	21,3841	19,9666
20060502	3,37064	8,71989	50,9637	6,35277	16,1708	1,22654	14,0296



Obr. 6.4: Krabicový graf parametru u RMSSD - jednotlivé fáze.

Tab. 6.5: Tabulka hodnot parametru NN21.

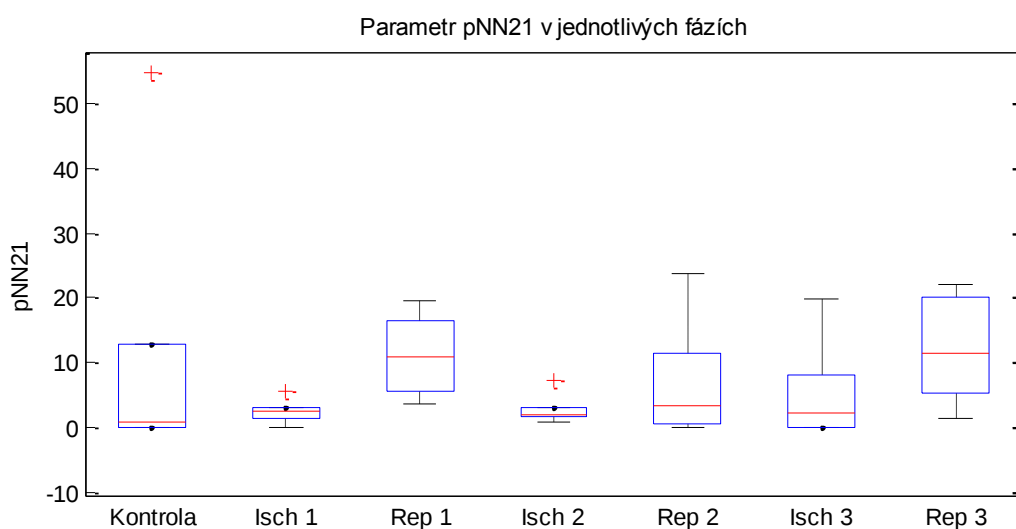
Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	NN21 [-]						
20061201	541	13	25	33	0	0	6
20061124	114	32	17	14	3	52	87
20061123	0	10	83	8	95	8	88
20061114	14	0	36	4	23	16	33
20060503	0	6	68	8	12	85	87
20060502	0	12	66	13	45	0	27



Obr. 6.5: Krabicový graf parametru NN21 - jednotlivé fáze.

Tab. 6.6: Tabulka hodnot parametru pNN21.

Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	pNN21 [%]						
20061201	54,9239	2,96128	5,58036	7,11207	0	0	1,36674
20061124	12,8378	5,69395	3,67171	2,25443	0,566038	8,03709	16,2313
20061123	0	2,20264	19,4379	1,85615	23,6908	1,86047	22,1662
20061114	1,63361	0	6,80529	0,671141	3,98614	2,51572	5,37459
20060503	0	1,27119	15,2125	1,74672	2,61438	19,7674	20
20060502	0	2,746	16,5414	2,98851	11,4213	0	6,53753



Obr. 6.6: Krabicový graf parametru pNN21 - jednotlivé fáze.

6.1.1 Vyhodnocení výsledků v časové oblasti

Získaná data parametrů časové oblasti byla otestována také statisticky. Pro analýzu byl využit Wilcoxonův párový test. Test se řadí do neparametrických metod, u kterých nevíme, jaké je přesné rozložení hodnot. Tento test se používá pro hodnocení párových pokusů, kdy sledovaná veličina neodpovídá normálnímu (Gaussovu) rozložení. Výpočet testu vychází z párových hodnot dvou měření na jednom výběrovém souboru, obvykle měření před a po pokusném zásahu (což odpovídá našemu případu – ta samá data, ale ve fázi ischemie, reperfuze atd.).

U většiny statistických testů vycházíme z nulové hypotézy (H_0), kterou předběžně považujeme za platnou. Zamítneme-li nulovou hypotézu, pak musíme přijmout novou, kterou stavíme proti ní, tzv. alternativní hypotézu (H_A). U Wilcoxonova testu se hypotézy týkají

mediánu rozdílů (medián rozdílu je nulový – medián rozdílu je různý od nuly). V našem případě: H_0 – testované hodnoty jsou náhodné, neexistuje mezi nimi vztah a H_A – hodnoty nejsou náhodné, existuje mezi nimi vztah.

Pro testování byl použit program Statistica při hladině významnosti 5% ($p < 0,05$). Byla testována vždy fáze kontroly se všemi ischemickými fázemi, poté se všemi reperfuzními fázemi a na to vždy v páru první ischemie a reperfuze, druhá ischemie a reperfuze atd. Výsledky testování jsou uvedeny v Tab. 6.7. Hodnoty vyznačené červeně jsou nižší než kritická hodnota a v těchto případech zamítáme nulovou hypotézu a přijímáme hypotézu alternativní, tj. že hodnoty nejsou náhodné a existuje mezi nimi určitý vztah.

Tab. 6.7: Výsledky testování dat jednotlivých závislých skupin ($p < 0,05$)

Fáze / parametry	prum_TF	prum_INT	SDNN	RMSSD	NN21	pNN21
Kontrola + Isch 1	0,027709	0,027709	0,027709	0,248865	0,345448	0,600180
Kontrola + Isch 2	0,027709	0,027709	0,027709	0,027709	0,916512	0,600180
Kontrola + Isch 3	0,027709	0,027709	0,027709	0,345448	0,463072	0,753153
Kontrola + Rep 1	0,027709	0,027709	0,027709	0,753153	0,916512	0,892738
Kontrola + Rep 2	0,027709	0,027709	0,027709	0,916512	0,892738	0,916512
Kontrola + Rep 3	0,027709	0,027709	0,027709	0,027709	0,674987	0,345448
Isch 1 + Rep 1	0,046400	0,046400	0,248865	0,074736	0,074736	0,046400
Isch 2 + Rep 2	0,046400	0,046400	0,916512	0,753153	0,463072	0,345448
Isch 3 + Rep 3	0,046400	0,046400	0,074736	0,046400	0,027709	0,027709

To se nejvíce projevilo u průměrné tepové frekvence a průměrné délky intervalu. Parametry průměrné tepové frekvence a průměrné délky intervalu jsou statisticky významné. To, že se kontrolní fáze oproti ostatním podstatně liší, je patrné už z krabicových grafů. Na Obr. 6.1 je vidět, že se průměrná tepová frekvence (TF) v ischemických a reperfuzních fázích podstatně snížila oproti fázi kontrolní. Normální tepová frekvence je u králíčích srdcí v kontrolní fázi kolem 175 tepů/min a v dalších fázích se snížila až k hodnotě 85 tepů/min. Snížení TF se dalo očekávat. Naopak průměrná délka NN intervalů Obr. 6.2 se v ischemických a reperfuzních fázích zvýšila. Dle mediánů se dá určit, že v kontrolní fázi byla délka NN intervalů okolo 350 ms, zatímco v dalších fázích se zvýšila až na hodnotu kolem 660 ms.

Také většina p-hodnot SDNN (kontrolní fáze oproti jednotlivým ischemickým a reperfuzním fázím) vyšla $< 0,05$, z čehož se dá určit, že parametr SDNN je také statisticky významný. Ačkoli v krabicových grafech není rozdíl fází tak patrný jako u průměrné tepové frekvence a průměrné délky intervalu.

Nejen u parametru SDNN, ale také u RMSSD, NN21 a pNN21 není rozdíl ischemických a reperfuzních fází z krabicových grafů od fáze kontroly jasný. Různé jsou mediány i rozpětí hodnot. U SDNN Obr. 6.3 se vyskytují odlehle hodnoty u fáze Isch 2, Rep 2 a Isch 3. U

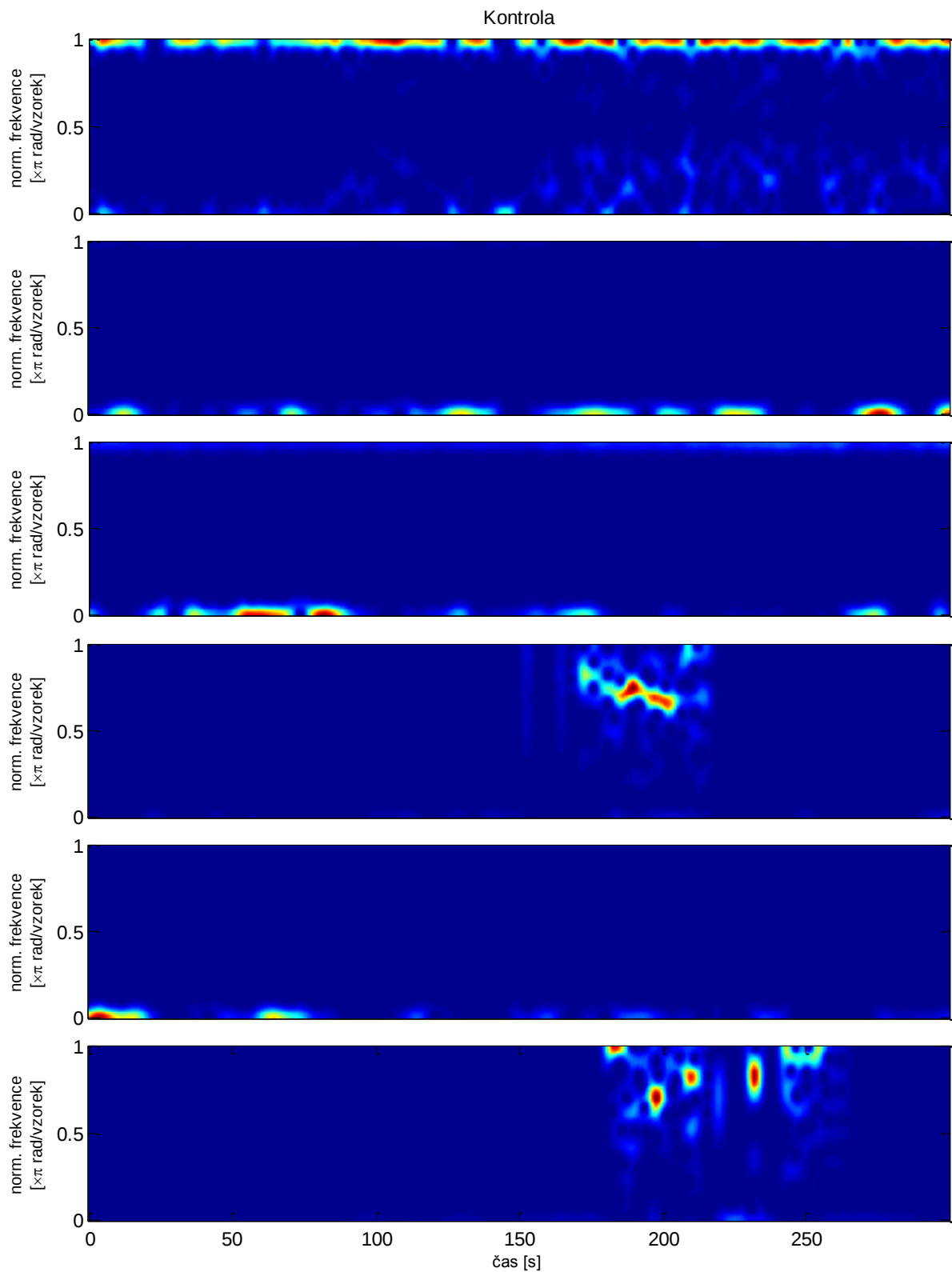
parametru RMSSD je odlehlá hodnota ve fázi Isch 1 a Isch 2 (Obr. 6.4). U RMSSD jsou si ischemické fáze velice podobné, co se mediánů a rozptylu hodnot týče, reperfuze fáze už tolik podobné nejsou. Podobnost ischemických a reperfuze fází je vidět také u průměrné tepové frekvence a průměrné délky intervalů (Obr. 6.1, Obr. 6.2).

Jelikož p-hodnota u většiny hodnot parametru RMSSD, NN21 a pNN21 vyšla vyšší než hladina významnosti 0,05, nejsou pro nás tyto parametry statisticky významné.

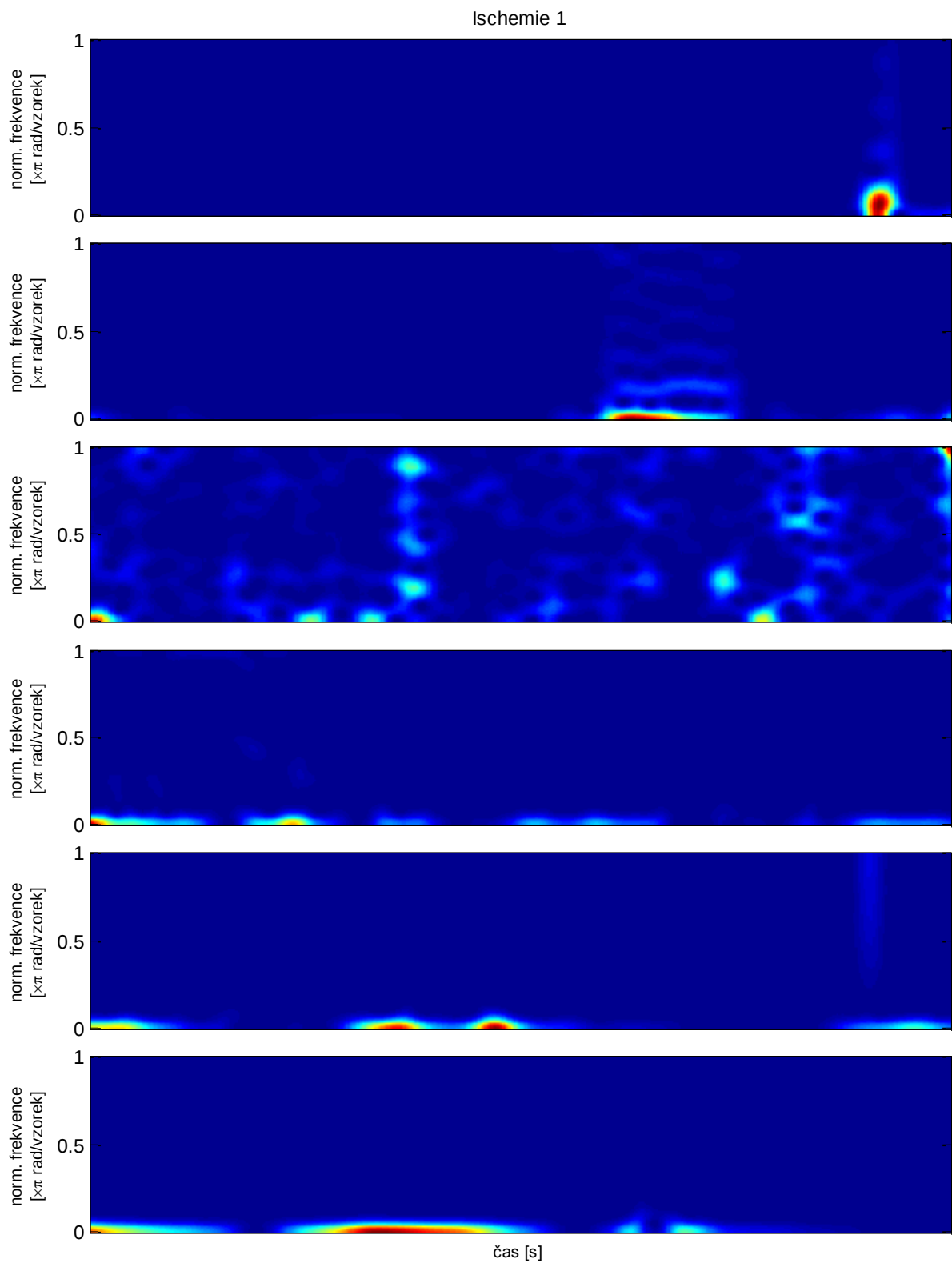
Parametr NN21 a pNN21 byly odvozeny od parametru NN50. Tento parametr udává počet intervalů, jejichž rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms. To však platí u člověka. Tepová frekvence králíka se od lidské tepové frekvence liší. Proto byl parametr NN50 přepočten na parametr NN21. Průměrná tepová frekvence u člověka je asi 72 tepů/min, tzn., že jeden NN interval trvá přibližně 0,83 s. Délka průměrného intervalu u králíka byla získána jako střední hodnota právě průměrné délky NN intervalů kontrolních fází králíků (vypočítáno na 345 ms). 0,83 sekund u člověka tedy odpovídá hodnotě 50 a pro králíka 0,345 sekund odpovídá hodnotě 0,21 s.

6.2 Výsledky analýzy HRV v časově-frekvenční oblasti a jejich vyhodnocení

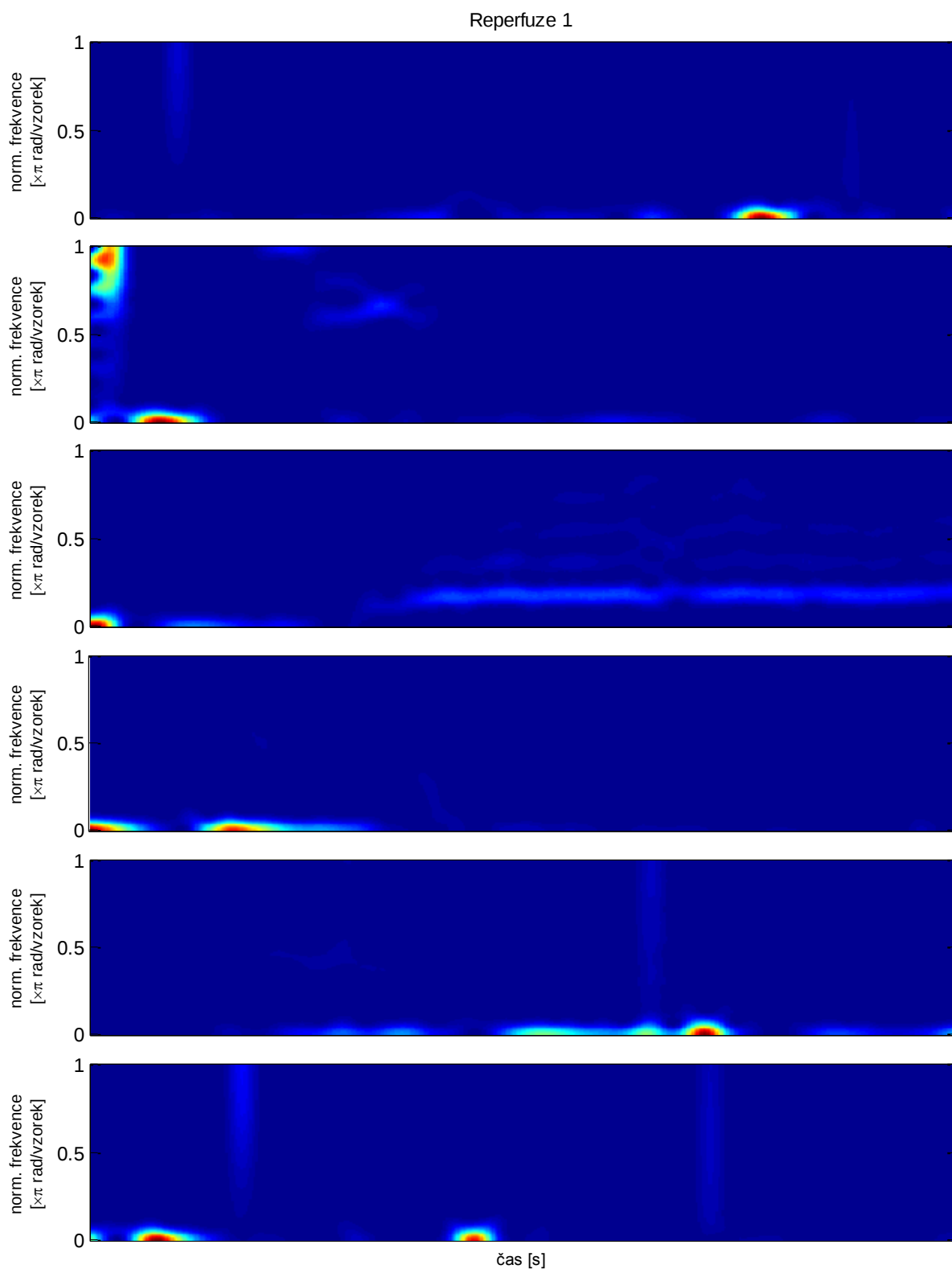
Na následujících stranách jsou vykresleny výsledné spektrogramy rozdělené podle fází. Na každé straně je 6 spektrogramů, které jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat – 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124. Pro vykreslení byly použity tyto parametry: okno délky 30 vzorků, přesah oken 29 vzorků a 256 frekvenčních úrovní.



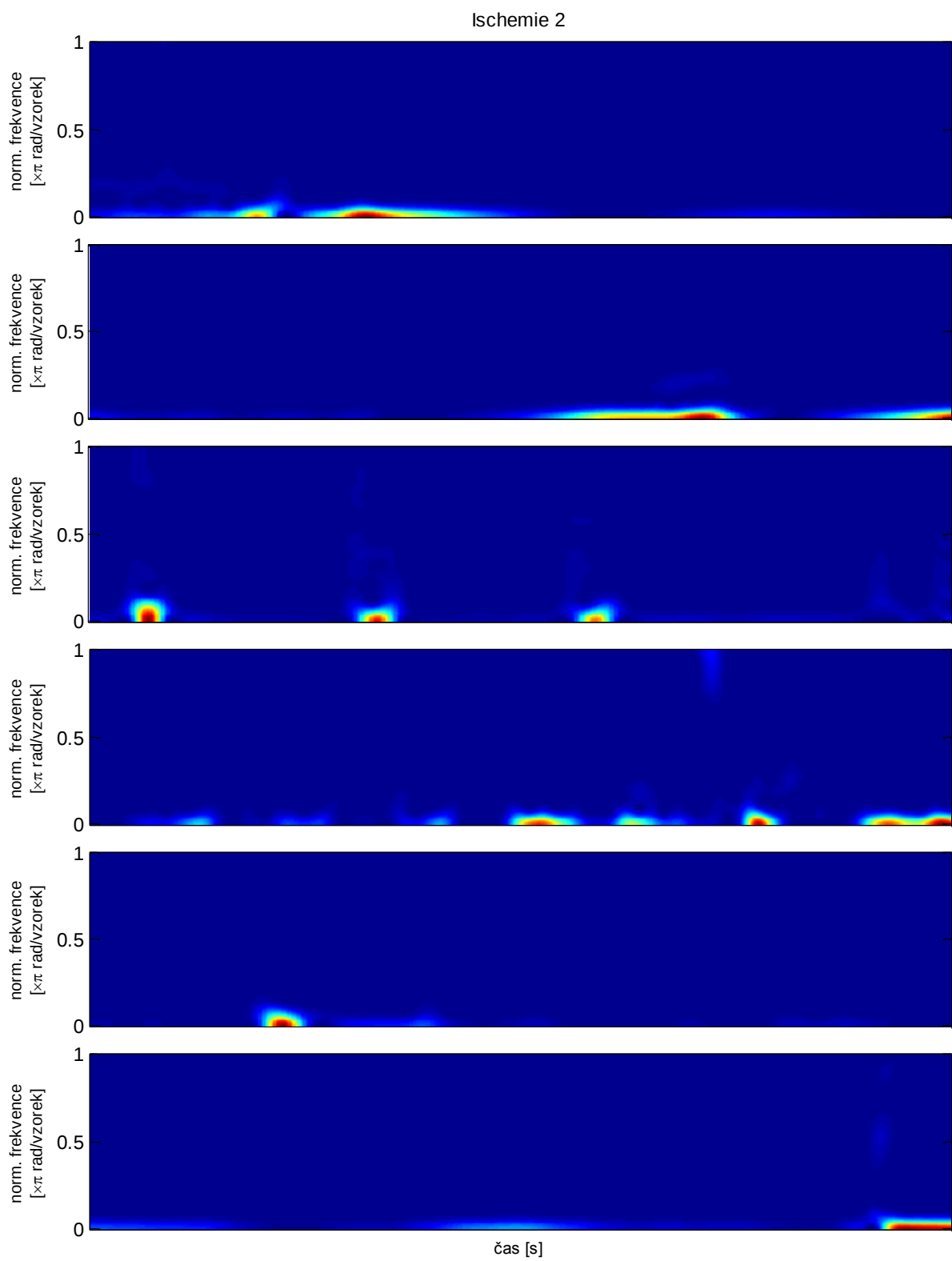
Obr. 6.7: Spektrogramy – kontrolní fáze. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.



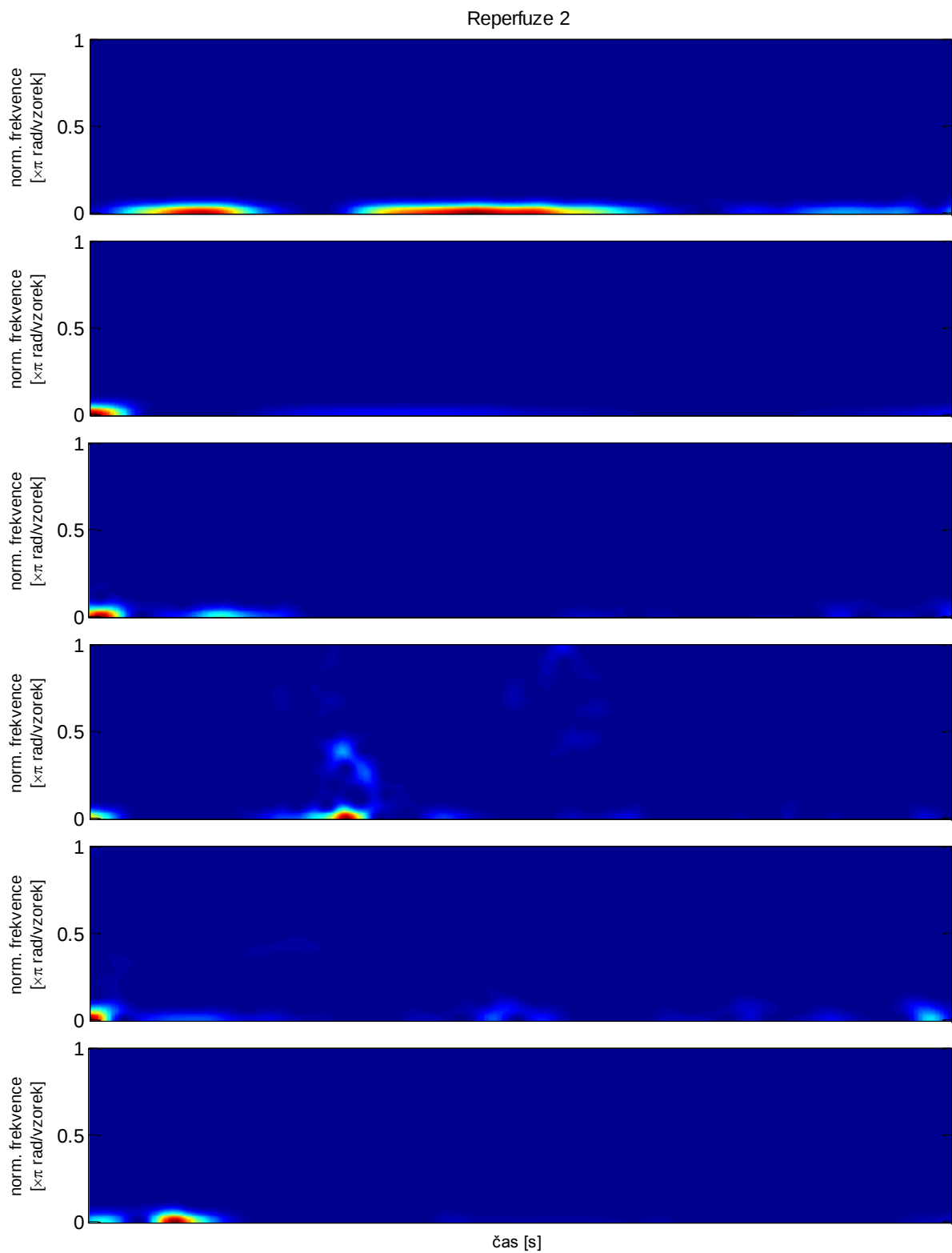
Obr. 6.8: Spektrogramy – fáze ischemie 1. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.



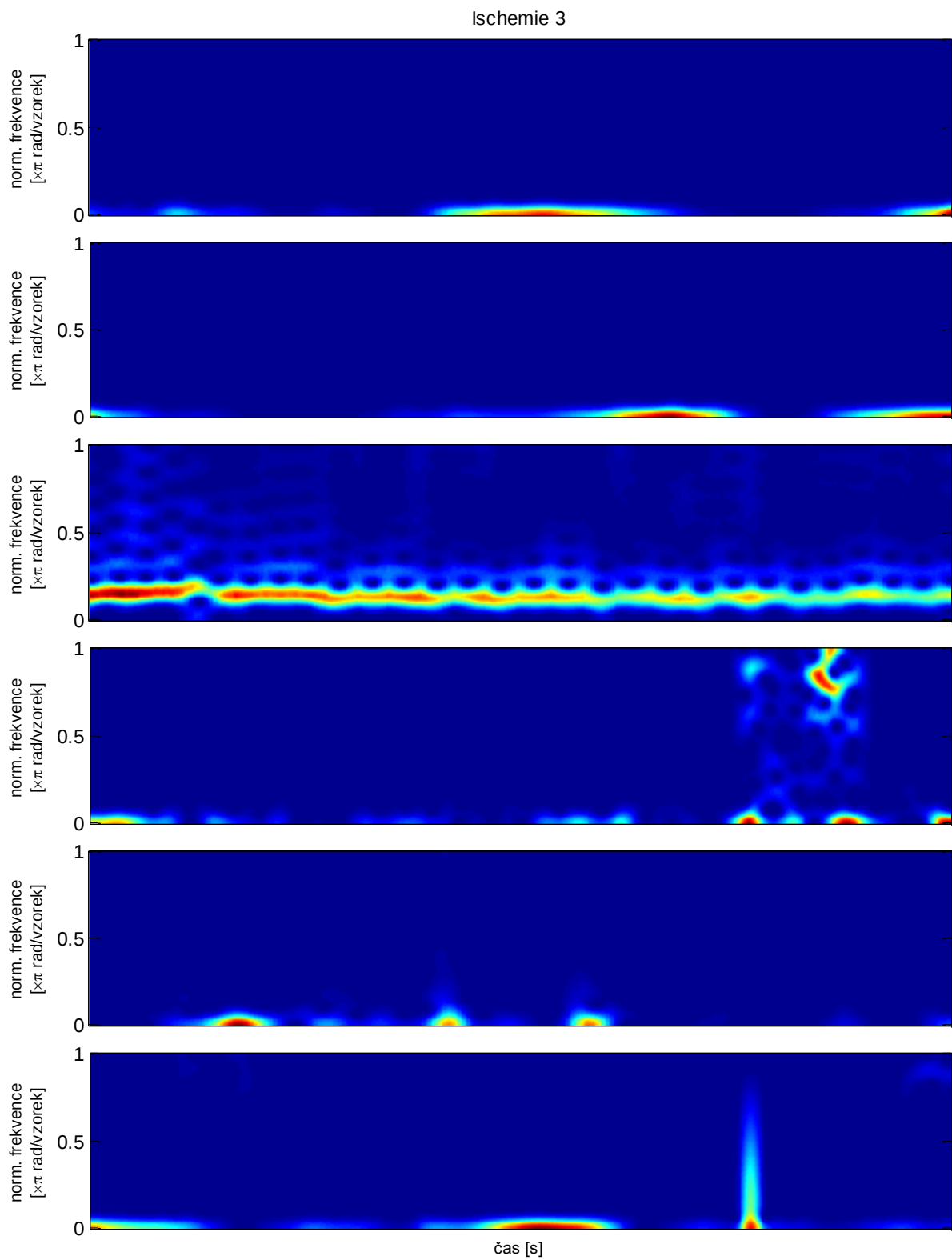
Obr. 6.9: Spektrogramy – fáze reperfuze 1. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.



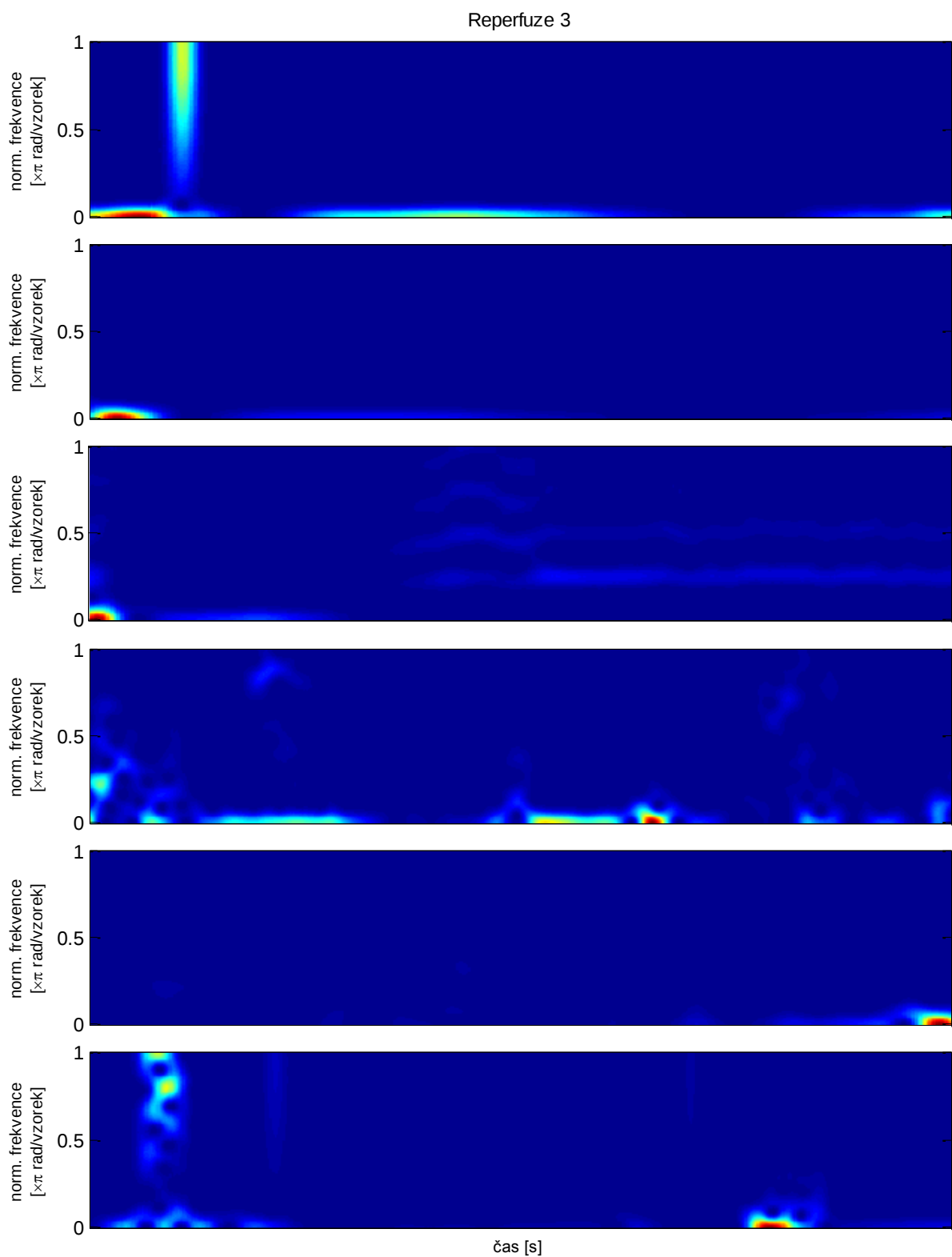
Obr. 6.10: Spektrogramy – fáze ischemie 2. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.



Obr. 6.11: Spektrogramy – fáze reperfuze 2. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.



Obr. 6.12: Spektrogramy – fáze ischemie 3. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.



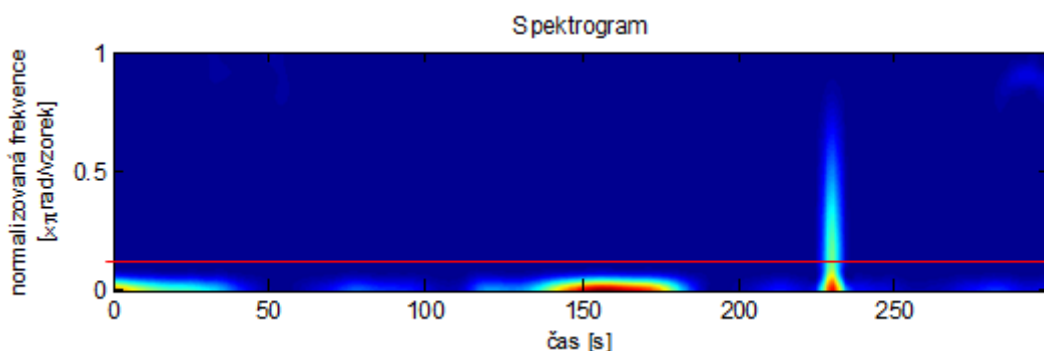
Obr. 6.13: Spektrogramy – fáze reperfuze 3. Spektrogramy jsou zobrazeny shora dolů v tomto pořadí analyzovaných dat: 20061201, 20060502, 20060503, 20061114, 20061123, 20061124.

6.2.1 Vyhodnocení výsledků v časově-frekvenční oblasti

Záměrem bylo vysledovat společný znak na výsledných spektrogramech v každé z fází, nebo alespoň rozdíly oproti fázi kontrolní. Vzhledem k velké variabilitě spektrogramů nelze hlavní společný znak určit.

Společným znakem je, že se při dolních okrajích spektrogramu objevují různě velká energetická centra. V ischemických fázích (Obr. 6.8, Obr. 6.10, Obr. 6.12) se tato centra vyskytují více než u fází reperfuzních (Obr. 6.9, Obr. 6.11, Obr. 6.13). V reperfuzních fázích většiny spektrogramů, je velmi podobný malý výskyt energií v levém dolním rohu spektrogramu. Další rozdílný znak mezi ischemickými a reperfuzními fázemi je ten, že v ischemických fázích jsou energetická centra u spodní hrany po celé délce spektrogramů, zatímco u reperfuzních fází jsou to povětšinou jen jeden či dva energetické shluky.

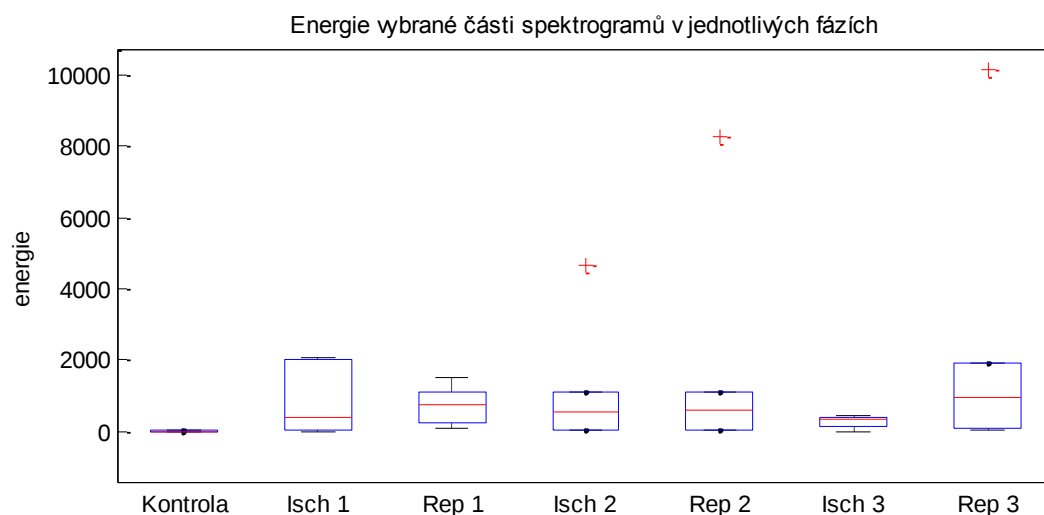
Protože jiný společný znak, než výskyt energií u spodního okraje spektrogramů nebyl nalezen, byl proveden součet spodního frekvenčního pásma energií (Obr. 6.14). Vyindexováním hodnot z výsledné matice (1. až 18. řádek) a jejich součtem byly získány výsledky, které jsou vyneseny v Tab. 6.8. Z hodnot je poté vynesen krabicový graf a výsledné p-hodnoty statistického testu jsou uvedeny v Tab. 6.9.



Obr. 6.14: Ukázka vybraného pásma pro součet energií.

Tab. 6.8: Součty energií z vybraných pásem spektrogramů.

Zvíře/Fáze	Kontrola	Isch 1	Rep 1	Isch 2	Rep 2	Isch 3	Rep 3
	Součty energií						
20061201	31,0208	2009,1309	1086,6703	4677,7566	1113,4514	434,2997	759,9494
20060502	48,2631	48,687	224,9117	496,5503	8269,7361	415,5789	10144,951
20060503	2,7051	2,714	77,3658	36,15	58,4039	137,2754	57,1152
20061114	0,7601	40,7408	412,31	59,1574	28,9235	12,9472	94,0516
20061123	8,0805	754,3251	1495,3171	597,2234	822,0317	252,4015	1162,5872
20061124	13,3791	2093,7253	1114,777	1112,7152	379,0218	399,7367	1926,4664



Obr. 6.15: Krabicový graf součtů energií v částích spektrogramů.

Také výsledky součtů energií z vybraného pásma spektrogramů byly zpracovány neparametrickým Wilcoxonovým testem. Testování bylo provedeno opět v programu Statistica při hladině významnosti 5%. Testovány byly stejně jako při analýze parametrů časové oblasti vždy fáze kontroly oproti fázím ischemickým a reperfuzním a poté párové hodnoty ischemie a reperfuze, jak je uvedeno v Tab. 6.9. P-hodnota u většiny skupin testovaných fází vyšla nižší než hladina významnosti 0,05. Lze tvrdit, že testované hodnoty nejsou náhodné a že mezi nimi existuje vztah. Hodnoty energie v tomto pásmu spektrogramů jsou statisticky významné mezi kontrolou a ostatními částmi experimentu, zatímco nejsou statisticky významné mezi ischemií a reperfuzí.

Tab. 6.9: Výsledky testování energií jednotlivých skupin signálů při hl. významnosti 5%.

Fáze	p-hodnota
Kontrola + Isch 1	0,027709
Kontrola + Rep 1	0,027709
Kontrola + Isch 2	0,027709
Kontrola + Rep2	0,027709
Kontrola + Isch 3	0,027709
Kontrola + Rep 3	0,027709
Isch 1 + Rep 1	0,916512
Isch 2 + Rep 2	0,916512
Isch 3 + Rep 3	0,046400

Závěr

Cílem práce bylo prostudovat problematiku variability srdečního rytmu (HRV) a navrhnout optimální metodiku vyhodnocení změn HRV způsobených globální ischemií jak v časové oblasti, tak pomocí krátkodobé Fourierovy transformace.

Práce vyhodnocuje HRV v časové oblasti a pomocí krátkodobé Fourierovy transformace (STFT) v časově-frekvenční oblasti.

V prostředí Matlab byl naprogramován algoritmus, který počítá parametry HRV v časové oblasti. Jde o průměrnou tepovou frekvenci, průměrnou délku NN intervalů, parametry SDNN, RMSSD, NN21 a pNN21. Funkčnost algoritmu bylo ověřeno a z výsledných hodnot je možné potvrdit, že navržený algoritmus počítá spolehlivě. Následně byla provedena statistická analýza. Výsledné hodnoty byly otestovány neparametrickým Wilcoxonovým testem, ze kterého plyne, že parametry průměrné tepové frekvence, průměrné délky intervalu a ve většině testovaných fází i parametr SDNN jsou pro nás, ve smyslu hodnocení globální ischemie, statisticky významné.

Dále byly v prostředí Matlab vytvořeny spektrogramy, u kterých se očekávalo, že se v každé z fází objeví významný společný znak, který bude později možné kvalifikovat. Porovnáním spektrogramů byla zjištěna velká variabilita, což souvisí se skutečností, že výrazné společné znaky, které by se daly interpretovat, nelze nalézt. Hodnoty energie ve vybraném pásmu spektrogramů Wilcoxonův test vyhodnotil jako statisticky významné mezi kontrolou a ostatními částmi experimentu, ale mezi ischemií a reperfuzí ne. STFT je tedy také možné z části použít při určování globální ischemie v signálech.

Seznam použité literatury

- [1] RAJENDRA ACHARYA, U., K. PAUL JOSEPH, N. KANNATHAL, Choo Min LIM a Jasjit S. SURI. Heart rate variability: a review. *Medical* [online]. 2006, vol. 44, issue 12, s. 1031-1051 [cit. 2013-05-21]. DOI: 10.1007/s11517-006-0119-0. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-006-0119-0>
- [2] MALIK, M. 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>
- [3] NOVOTNÝ, M. Centrum duševního zdraví: HRV. [online]. [cit. 2012-10-24]. Dostupné z: <http://www.cdzjesenik.cz/html/hrv.php>
- [4] FIALOVÁ, K. *Izolované srdce podle Langendorffa*. [online]. 2009, 27.10.2011 [cit. 2012-11-29]. Dostupné z: <http://portal.med.muni.cz/pg-search?q=Langendorff>
- [5] HANÁK, P. *Měření a zpracování elektrogramů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 43 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Oto Janoušek.
- [6] KOZUMPLÍK, J., R. KOLÁŘ a J. JAN. *Číslíkové zpracování signálů v prostředí Matlab*. 1. vyd. Brno: VUT, 2001, 72 s. ISBN 80-214-1964-4.
- [7] TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, s. 229-231. ISBN 8024705125.
- [8] SELESNICK, I. CONEXIONS: *Short Time Fourier Transform*. [online]. 9.8. 2005 [cit. 2013-05-19]. Dostupné z: <http://cnx.org/content/m10570/latest/#LRfigure>
- [9] TARVAINEN, M. P., J-P. NISKANEN. Kubios HRV: *USER'S GUIDE*. [online]. 2012, s.44[cit.2012-10-24]. Dostupné z: http://kubios.uku.fi/media/Kubios_HRV_2.1_Users_Guide.pdf
- [10] BURKE, T. Biomedical Engineering - ECG Assignment: *Heart Rate and Heart Rate Variability*. [online]. © 2006. [cit. 2012-11-21]. Dostupné z: <http://eleceng.dit.ie/tburke/biomed/assignment1.html>
- [11] STEJSKAL, P., J. SALINGER.: *Spektrální analýza variability srdeční frekvence. Základní metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití*. Med Sport Boh Slov, 1996 (2), 33 – 42.
- [12] KAUTZNER, J. a spol.: *Variabilita srdečního rytmu a její klinická použitelnost*, I.část. Cor Vasa, 1998; 40 (4), str. 182 – 187.
- [13] JANOUŠEK, O., J. KOLÁŘOVÁ, M. NOVÁKOVÁ a I. PROVAZNÍK: *REVIEW: Three-Dimensional Electrogram in Spherical Coordinates: Application to Ischemia Analysis* [online]. Brno, 2010 [cit. 2012-11-23].
- [14] HLADIL, L. *Aplikace časové a frekvenční analýzy v systému MATLAB*. Brno: Vysoké učení

technické Brno, Ústav automatizace a informatiky. Fakulta strojního inženýrství, Brno 2004

- [15] HOLČÍK, L. *Spektrální analýza hudební skladby* [online]. 2010 [cit. 2012-11-30]. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Fakulta informatiky. Vedoucí práce Rudolf Růžička. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/98977/fi_m/.
- [16] SVAČINOVÁ, J. *Časově-frekvenční transformace odezvy kardiiovaskulárního systému na podráždění* [online]. 2009 [cit. 2012-11-25]. Bakalářská práce. Masaryk University, Faculty of Science. Vedoucí práce Jiří Holčík. Dostupné z: <http://theses.cz/id/kewvec/>.
- [17] DOLEŽAL, A: *Programové vybavení pro frekvenční analýzu zvukového signálu*, bakalářská práce, Univerzita Tomáše Bati, Zlín, 2006 Dostupné z http://dspace.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/1144/dole%C5%BEal_2006_bp.pdf?sequence=1
- [18] Signal processing: *Short-Time Fourier Transform (STFT)*. OriginLab: Data Analysis and Graphing Software [online]. 2012 [cit. 2012-11-30]. Dostupné z: <http://www.originlab.com/index.aspx?go=Products/Origin/DataAnalysis/SignalProcessing/STFT>
- [19] CARVALHO1, J. L. A., A. F. ROCHA, L. F. JUNQUEIRA JR, J. SOUZA NETO, I. SANTOS a F. A. O. NASCIMENTO. *A Tool for Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability*. [online]. ©2003 IEEE [cit. 2012-12-02]. Dostupné z: http://www.pgea.unb.br/~joaoluiz/pdf/embs2003_timefreq.pdf
- [20] GROSMAN, P. *Breathing rhythms of the heart in Word of no steady state: a cement on Weber, Molenaar, and van der Molen*. Psychophysiol, 29(1):66-72, January 1992.
- [21] KOP, W. J, R. J VERDINO, J. S GOTTDIENER, S. T O'LEARY, C. N. B. MERZ a D. S KRANTZ. *Changes in heart rate and heart rate variability before ambulatory ischemic events*. Journal of the American College of Cardiology [online]. 2001, roč. 38, č. 3, s. 742-749 [cit. 2012-12-10]. ISSN 07351097. DOI: 10.1016/S0735-1097(01)01451-6. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735109701014516>
- [22] MATEO, J, P. SERRANO, R BAILÓN, J. GARCÍA, A. FERREIRA, J. FERREIRA a P. LAGUNA. *Heart rate variability measurements during exercise tes may improve the diagnosis of ischemic heart disease*. [online]. [cit. 2012-12-10]. Dostupné z: <http://diac.unizar.es/~laguna/personal/publicaciones/ieee01-hrv.pdf>
- [23] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. European Heart Journal, 17, 1996, pp. 354-381.[cit. 2012-12-09]. Dostupné z: http://www.escardio.org/guidelinesurveys/escguidelines/Scientific_Statements/Documents/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf
- [24] QUINTANA, M., K. LINDVALL, N. STORCK, S. T OLEARY, C.N. BAIREY MERZ a D. S KRANTZ. *The Association Between Residual Myocardial Ischemia and Heart Rate Variability Early After Acute Myocardial Infarction*. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* [online]. 1998, roč. 3, č. 4, s. 288-297 [cit. 2012-12-10]. ISSN 1082-720x. DOI: 10.1111/j.1542-474X.1998.tb00036.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1542-474X.1998.tb00036.x>

- [25] ŠKRTEL, K. Analyza variability srdečního rytmu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 75 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Seznam použitých zkratek

HRV	Heart Rate Variability, variabilita srdečního rytmu
R	Vlna R
P	Vlna P
RR	RR interval
NN	Normal-to-Normal Interval, NN interval
QRS	Komplex QRS
ANS	Autonomní nervový systém
SA	Sinoatriální uzel
AV	Atrioventrikulární uzel
EKG	Elektrokardiogram
FKG	Fonokardiogram
HR	Heart Rate, tepová frekvence
TF	Tepová frekvence
Ag	Argentum, stříbro
Cl	Chlorum, chlór
STFT	Short Time Fourier Transform, krátkodobá fourierova transformace
SDNN	Standardní odchylka NN intervalů
SDANN	Standardní odchylka po sobě jdoucích NN intervalů
SDSD	Standardní odchylka po sobě jdou rozdílů NN intervalů
RMSSD	Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů
NN50	Parametr HRV v časové oblasti
pNN50	Parametr HRV v časové oblasti
TINN	The triangular interpolation of NN interval histogram, Parametr HRV v časové oblasti
WFT	Windowed Fourier Transform, Fourierova transformace v časovém okně
DFT	Discrete Fourier Transform, diskrétní Fourierova transformace
FFT	Fast Fourier Transform, rychlá Fourierova transformace

ULF	Ultra Low Frequency, ultra nízka frekvence
VLf	Very Low Frequency, velmi nízka frekvence
LF	Low Frequency, nízka frekvence
HF	High Frequency, vysoká frekvence
VHF	Very High Frequency, velmi vysoká frekvence
PSD	Power Spectral Density, výkonová spektrální hustota