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 VLNKOVOU TRANSFORMACÍ

WAVELET TRANSFORM FOR HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE IVANA LIBERDOVÁ
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. OTO JANOUŠEK
SUPERVISOR

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:	Ivana Liberdová	***ID:***	136480
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Analýza variability srdečního rytmu vlnkovou transformací

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti analýzy variability srdečního rytmu (HRV). Zaměřte se na analýzu HRV v časové oblasti a pomocí vlnkové transformace. 2) Navrhněte optimální metodiku vyhodnocení změn HRV způsobených globální ischemií jak v časové oblasti, tak pomocí vlnkové transformace. 3) Srovnejte vzájemně oba přístupy. 4) Pro data z knihovny UBMI vytvořte příslušné tachogramy. 5) V programovém prostředí LabView nebo Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu HRV pomocí vlnkové transformace a v časové oblasti a vyhodnoťte změny HRV způsobené globální ischemií. 6) Proveďte diskusi získaných výsledků a srovnejte schopnost obou přístupů detekovat změny způsobené ischemií.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MALLAT, Stéphane. A wavelet tour of signal processing: the sparse way. 3rd ed. Boston: Academic Press, 2009, 805 s. ISBN 978-0-12-374370-1.
[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.

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 je zaměřena na popis HRV a jeho význam, a jeho změny v souvislosti s ischemií. Práce se dále zabývá metodami analýzy HRV v časové oblasti a pomocí vlnkové transformace a následným porovnáním těchto metod

Klíčová slova

- Variabilita srdečního rytmu, časové metody, vlnková transformace, ischemie

ABSTRACT

Bachelor thesis is focused on the HRV description and its changes in relation to ischemia. This project si also focused on methods of HRV analysis, specifically time domain methods and wavelet transform. These methods are compared at the end of this Bachelor thesis.

Keywords

- Heart Rate Variability, Time Domain Methods, Wavelet Transformation, Ischaemia

Bibliografická citace

LIBERDOVÁ, I. *Analýza variability srdečního rytmu vlnkovou transformací.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 63 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svůj svou bakalářskou práci na téma Analýza variability srdečního rytmu vlnkovou 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce, Ing. Otu Janouškovi, za vedení práce, poskytnutí cenných rad při psaní práce, vstřícnost a čas. Dále děkuji docentu RNDr. Jaromíru Baštinci,CSc. za pomoc při statistickém hodnocení výsledků.

V Brně dne podpis autora

Obsah

Seznam obrázků viii
Seznam tabulek ix
Úvod 1
1 Variabilita srdečního rytmu 2
1.1 Diagnostický význam HRV 2
1.2 Vlivy autonomního nervového systému na HRV 2
1.3 Výhody a nevýhody HRV 3
1.4 Měření HRV 3
2 Metody analýzy HRV 7
2.1 Frekvenční metody 7
2.2 Nelineární metody 7
3 Časové metody 8
3.1 Statistické metody 8
3.2 Geometrické metody 9
3.3 Výhody a nevýhody časových metod 10
3.4 Aplikace časových metod 11
3.4.1 Aplikace v souvislosti s ischémií 11
4 Vlnková transformace 12
4.1 Úvod 12
4.1.1 Historie 12
4.1.2 Výhody a nevýhody 12
4.1.3 Aplikace 13
4.2 Matematický popis 13
4.2.1 Spojitá vlnková transformace 13
4.2.2 Diskrétní vlnková transformace 15
4.2.3 Zobrazení 16
4.2.4 Vlnky 17
4.3 Aplikace vlnkové transformace při analýze HRV 17
5 Aplikace pro analýzu 21
5.1 Tvorba aplikace 21

5.2 Funkce a výstupy aplikace ... 23
6 Zhodnocení výsledků ... 26
6.1 Biostatistické testy ... 26
6.1.1 Krabicový graf ... 26
6.1.2 Wilcoxnův test ... 27
6.2 Zhodnocení statistických parametrů ... 27
6.3 Zhodnocení výsledků vlnkovou transformací ... 35
6.4 Srovnání metod ... 48
7 Obecné zhodnocení metod ... 50
8 Závěr ... 51
Seznam použité literatury ... 52
Seznam použitých zkratek ... 53
Přílohy ... 54

Seznam obrázků

Obrázek 1 RR intervaly [3] 5
Obrázek 2 Tachogram [3] 5
Obrázek 3 Způsoby interpolace [3] 5
Obrázek 4 Ukázka mateřské vlnky, závislost změny na parametrech [11] 14
Obrázek 5 Postup CWT [7] 15
Obrázek 6 Ukázka škálogramu 16
Obrázek 7 HRV normální části EKG, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10] 18
Obrázek 8 HRV na začátku ischemické epizody, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10] 19
Obrázek 9 HRV v průběhu ischemické epizody, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10] 19
Obrázek 10 HRV na konci ischemické epizody, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10] 20
Obrázek 11 Vývojový diagram aplikace 23
Obrázek 12 Rozložení prvků v aplikaci 24
Obrázek 13 Ukázka aplikace 25
Obrázek 14 Krabicový graf 26
Obrázek 15 Krabicové grafy pro SDNN 30
Obrázek 16 Krabicové grafy pro RR 30
Obrázek 17 Krabicové grafy pro HR 31
Obrázek 18 Krabicové grafy pro RMSSD 32
Obrázek 19 Krabicové grafy pro NN21 32
Obrázek 20 Krabicové grafy pro pNN21 33
Obrázek 21Škálogramy kontrol pro jednotlivé králíky 36
Obrázek 22 Škálogramy ischemií 1 pro jednotlivé králíky 37
Obrázek 23 Škálogramy reperfuzí 1 pro jednotlivé králíky 38
Obrázek 24 Škálogramy ischemií 2 pro jednotlivé králíky 39
Obrázek 25 Škálogramy reperfuzí 2 pro jednotlivé králíky 40
Obrázek 26 Škálogramy ischemií 3 pro jednotlivé králíky 41
Obrázek 27 Škálogramy reperfuzí 3 pro jednotlivé králíky 42

Seznam tabulek

Tabulka 1 Parametry časové analýzy 10
Tabulka 2 Hodnoty SDNN 28
Tabulka 3 Hodnoty RR 28
Tabulka 4 Hodnoty HR 28
Tabulka 5 Hodnoty RMSSD 29
Tabulka 6 Hodnoty NN21 29
Tabulka 7 Hodnoty pNN21 29
Tabulka 8 Statistické hodnocení časových parametrů 34
Tabulka 9 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 1-20 na měřítku a 43
Tabulka 10 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 20-40 na měřítku a 44
Tabulka 11 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 40-60 na měřítku a 44
Tabulka 12 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 60-80 na měřítku a 44
Tabulka 13 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 80-100 na měřítku a 45
Tabulka 14 Statistická významnost analýzy vlnkovou transformací 45
Tabulka 15 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 1 do 60 na měřítku a 46
Tabulka 16 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 60 do 120 na měřítku a 46
Tabulka 17 Statistické hodnocení poměrových hodnot energií 47
Tabulka 18 Srovnání p-hodnot časových metod a vlnkové transformace 48

Úvod

Cílem této práce je uvedení do problematiky analýzy HRV za použití časových metod a vlnkové transformace a vzájemné srovnání těchto metod.

Analýza HRV je poměrně novou metodou, která by mohla být využita i v klinické praxi. Za tímto účelem je nutné objasnit vliv určitých nemocí, v této práci vliv ischemie, na HRV. Proto je potřeba se nejprve zabývat variabilitou srdečního rytmu, která je popsána v první části.

V práci jsou uvedeny časové metody a metody vlnkové transformace. Tyto jsou následně popsány. V této práci jsou zároveň uvedeny i jejich aplikace v dalších studiích.

Tato práce se zabývá objasněním vlivu ischemie na HRV. HRV analýzy byly provedeny na záznamech elektrické aktivity srdce. Na záznamech byly pozorovány změny jednotlivých parametrů časových metod a koeficientů vlnkové transformace ve fázích kontroly, ischemie a reperfuze.

Výsledky metody vlnkové transformace a parametry časových metod jsou následně popsány a dále jsou statisticky vyhodnocovány a vzájemně porovnány.

1 Variabilita srdečního rytmu

V posledních dvou desetiletích bylo provedeno několik studií, zabývajících se vztahem mezi autonomním nervovým systémem a nemocemi kardiovaskulárního systému, popř. i náhlými srdečními úmrtími [1]. Pro komplexnější definování tohoto vztahu byly vytvořeny metody zpracování záznamů funkce autonomního nervového systému.

Jednou z metod, jež se zabývá tímto problémem a jeho následným zpracováním, je variabilita srdečního rytmu (HRV, z angličtiny heart rate variability) HRV je kvantifikátorem proměnlivosti časových intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami [2]. HRV kvantitativně vyjadřuje regulační vlivy autonomního nervového systému. Metoda je v současné době rozšířená v experimentální praxi a každým rokem jsou nacházeny nové poznatky a uplatnění této metody pro diagnostiku rozdílných typů nemocí [1].

1.1 Diagnostický význam HRV

Pomocí HRV analýzy lze posuzovat změny fyziologických stavů. Např. lze odhalit řadu dysfunkcí organismu, především srdečních, a následně lze pomocí HRV sledovat změnu stavu v průběhu léčby a predikovat její účinnost. Pomocí HRV lze pozorovat úrovně fyzického i psychického zatížení organismu. HRV je rovněž indikátorem stáří srdce. Obecně lze říct, že tato variabilita srdečního rytmu je závislá na věku, kondici, stresu, a celkově stavu organismu. Čím je variabilita vyšší, tím je člověk zdravější.

1.2 Vlivy autonomního nervového systému na HRV

Hodnota intervalu mezi jednotlivými srdečními systolami se mění v závislosti na stavu autonomního nervového systému, především sympatiku a parasympatiku. Sympatická a parasympatická aktivita ovlivňuje frekvenci vzniku akčních potenciálů v sinoatriálním uzlu, čímž se podílí na udržování fyziologické funkce srdce. Působením sympatiku se zvyšuje srdeční frekvence a současně i výkon srdce, avšak odezva srdce na sympatikus je pomalá a pohybuje se v řádu sekund. Naopak odezva srdce na parasympatikus je rychlejší (v intervalu 0,2s-0,6s) a snižuje srdeční frekvenci.

Je známo, že ukazatele kardiovaskulárních funkcí oscilují současně v různých rytmech, které mají z fyziologického hlediska svůj význam. Jednotlivé frekvence, na nichž k této oscilaci dochází, lze rozdělit do tří spektrálních složek:

- vysokofrekvenční složka (0,15-0,4Hz), převážně parasympatického původu, nazvaná respirační sinusová arytmie, nebo také koherence srdečního rytmu. Tato složka vyjadřuje vliv dýchání.
- nízkofrekvenční složka (0,04-0,15Hz), převážně sympatického původu, obsahující Mayerovy vlny. Míra zastoupení této složky závisí na podmínkách měření, např. na poloze těla.
- složka velmi nízkých (0,003-0,04Hz) a ultra nízkých (0-0,003Hz) frekvencí. Tyto nízkofrekvenční fluktuace jsou pro HRV charakteristické a jsou připisovány např. vlivům termoregulačních procesů či systému renin-angiotensin.

1.3 Výhody a nevýhody HRV

HRV analýza je populární kvůli několika výhodám. Nejvýznamnější je neinvazivnost této metody a dostupnost záznamových zařízení. V současnosti existují i komerční zařízení poskytující automatizované měření HRV, proto je experimentátorům poskytnut zdánlivě jednoduchý nástroj pro výzkum a studie HRV. Další výhodou je snadné zpracování zaznamenaných dat pomocí HRV.

Nicméně při předzpracování dat, tedy záznamu RR intervalů, mohou vzniknout chyby či nepřesnosti (např. kvůli neopodstatněným a nadměrným interpolacím), což může představovat nevýhodu metody. Z toho důvodu je vhodné záznamy nejprve ručně zkontrolovat a předzpracovat. Předzpracování EG, vyžadované pro následnou analýzu HRV, je však náchylné k chybám vzniklých nekorektní detekcí.

1.4 Měření HRV

Signál HRV je možno získat za využití záznamu pulzní vlny s využitím pletysmografického optického senzoru. Měření z pulzní vlny je jednodušší, ovšem tato měření nejsou tak přesná.

Dalším, a zároveň nejčastějším způsobem, je určení HRV z EG signálu. Výhodou tohoto typu biosignálu je měření součtu akčních potenciálů přímo z povrchu srdce.

HRV analýza prověřuje sinusový rytmus způsobený autonomním nervovým systémem. Tedy je nutné detekovat čas, kdy se vyskytne aktivita nervového systému v sinoatriálním uzlu. Aktivita odpovídá P-vlně, která je způsobena arteriální depolarizací. Nicméně P-vlnu také nelze dobře detekovat, jelikož je při záznamu zakryta silným

komplexem QRS, způsobeným komorovou depolarizací. Z tohoto důvodu není interval srdečních úderů hodnocen jako časový rozdíl mezi P-vlnami, nýbrž mezi QRS komplexy, které jsou lépe detekovatelné. K detekci QRS komplexů slouží detektor.

Detektor komplexů QRS

Typický Detektor obvykle obsahuje pásmovou propust pro redukci šumu, který vznikl např. superponováním síťového brumu k užitečnému signálu, popř. svalovou aktivitou. Pásmová propust je obvykle nastavena na 5-30Hz, tyto frekvence pokrývají většinu frekvenčních složek komplexu QRS. Tato část je rovněž doplněna o rozhodující pravidlo, které rozhoduje, zda se v daném časovém úseku záznamu vyskytl QRS komplex. QRS detektor pracuje tím způsobem, že je nastaven práh amplitudy R vlny. Práh se upravuje adaptivně k postupující detekci a zachycuje R-vlny QRS komplexů. Výstupem detektoru jsou časy odpovídající pozici R vln. Proto také lze říct, že variabilita srdečního rytmu je změna délky R-R intervalů, tedy časových úseků mezi jednotlivými R-vlnami. V detekční části QRS detektoru může dojít k chybám předzpracování, způsobeném špatným nastavením vzorkovací frekvence, která se má pohybovat v rozmezí asi 500-1000Hz [3]. Jestliže je nastavena pod 500Hz, mohou se objevit chyby v detekci výskytu R-vlny a tato chyba výrazně ovlivní korektnost HRV parametrů [3]. Tyto chyby a nepřesnosti lze dostatečně eliminovat interpolačními metodami, např. kubickým splajnem.

Odvození časové řady

Poté, co je detekován QRS komplex, následuje odvození časové řady HRV, která je složena ze všech dostupných RR intervalů. Požadované RR intervaly můžeme zapsat jako diference mezi po sobě jdoucími R-vlnami. To znamená, že n-tý interval je získán jako rozdíl časových výskytů R-vln [3]:

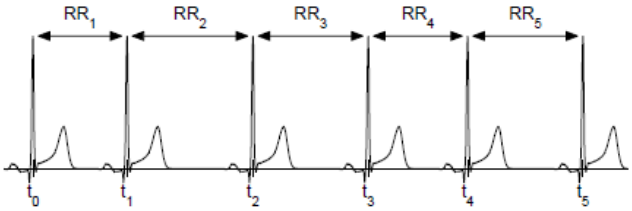
$$RR_n = t_n - t_{n-1}, \tag{1.1}$$

kde RRn představuje n-tý interval, t_n označuje čas n-té R-vlny a tn-1 označuje časový výskyt R vlny před n-tou R-vlnou.

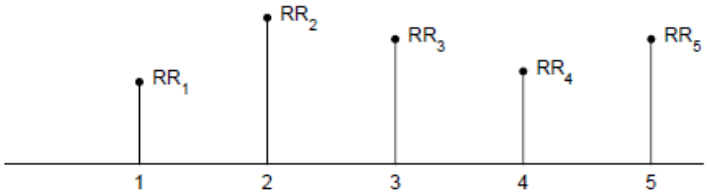
Časová řada je vzorkována neekvidistantně a je prezentována jako časová funkce, tj. každý bod časové řady je určen svou pozicí a hodnotou (t_n, RR_n)[3].

Toto neekvidistantní vzorkování je třeba vzít v potaz při zpracovávání časově frekvenční analýzou. K řešení tohoto problému se používají 3 postupy [3]:

1. První postup předpokládá ekvidistantní vzorkování a počítá spektrum přímo z tachogramu RR intervalů. Při tomto postupu může následně vzniknout zkreslení spektra.

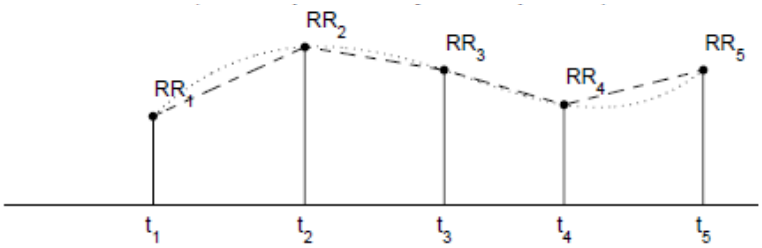


Obrázek 1 RR intervaly [3]



Obrázek 2 Tachogram [3]

2. Druhý postup užívá interpolačních metod na převod neekvidistantního vzorkování časové řady RR intervalů na vzorkování ekvidistantní. Příkladem metod interpolace je kubický splajn. Po interpolaci mohou být použity metody pravidelného odhadu spektra.



Obrázek 3 Způsoby interpolace [3]

3. Třetí přístup vychází z metody IPFM (z angličtiny integral pulse frequence modulator).

Předzpracování časové řady HRV

Po získání časové řady je potřeba tuto řadu předzpracovat.

Při předzpracování časové řady je nutno odstranit tzv. artefakty, které se v analýze HRV vyskytují. Tyto artefakty lze rozdělit na technické a fyziologické. Technické artefakty vznikají při měření, popř. chybou ve výpočetním algoritmu. Zahrnují i chybějící nebo nadbytečnou detekci HRV. Mezi artefakty fyziologické řadíme např. arytmii.

Před zpracováním by měla být časová řada kontrolována pro případné artefakty, které mohou zkreslit celkový výsledek, by měly být odstraněny. Proto jsou většinou tyto artefakty vyčleňovány ze souboru měření a v případě nedostatečných dat se dále užívá interpolačních metod.

Dále mohou výrazně ovlivnit HRV analýzu nestacionarity v analyzované řadě. Jejich původ však není znám. Pro omezení jejich vlivu se používají dvě metody. První z nich HRV data systematicky testuje na přítomnost nestacionárních úseků signálu a v případě jejich přítomnosti se tyto úseky vynechají v analýze. Tento způsob byl ale zpochybněn [3]. Jinou metodou řešící problém nestacionarit je detrending. Je založen na 1. nebo i vyšších řádech polynomického modelu.

2 Metody analýzy HRV

HRV může být analyzováno třemi analytickými metodami:

- metody analýzy HRV ve spektrální oblasti
- nelineární metody analýzy HRV
- metody analýzy HRV v časové oblasti.

2.1 Frekvenční metody

Ve frekvenční analýze se počítá spektrální hustota řady RR, zkratkou PSD. PSD je analyzována na základě výkonu a maximální frekvence v různých frekvenčních pásmech. Metody pro výpočet odhadu PSD se dělí do dvou skupin, a to neparametrické a parametrické. Parametrické jsou populárnější, jelikož parametrické spektrum se dá rozdělit na jednotlivé části a výpočet je tudíž jednodušší. Nevýhodou frekvenčních metod je jejich náchylnost k nepravidelnému vzorkování časové řady. Když je signál vzorkovaný nepravidelně, dochází ke vzniku nových nadbytečných harmonických složek.

2.2 Nelineární metody

Časové řady obsahují také nelineární složky z důvodu složitých regulačních mechanismů, které HRV řídí.

Jedna z jednodušších nelineárních metod HRV analýzy je tzv. Poincarého zobrazení. Je to grafické znázornění korelace mezi postupnými RR intervaly. Prvním parametrem Poincarého zobrazení je směrodatná odchylka bodů na hlavní diagonále elipsy ohraničující fluktuaci hodnot RR intervalů, tzv. SD1. Popisuje krátkodobou variabilitu, která je ovlivněna sinusovou arytmií. Existuje i směrodatná odchylka bodů kolmá na hlavní diagonálu, tzv.SD2, ta pak popisuje dlouhodobou variabilitu.

3 Časové metody

Jsou nejpoužívanější díky snadné aplikaci. Ze signálu EKG lze totiž snadno získat a spočítat časové proměnné. Tedy snadno určíme časovou polohu komplexu QRS ze signálu a také následně zjistíme RR intervaly, popř. NN intervaly (normal to normal), průměr těchto intervalů, průměrnou srdeční frekvenci a v neposlední řadě i rozdíly mezi největším a nejmenším intervalem RR. Tyto parametry závisí na mnoha faktorech, jedním z nich je i dýchání.

Časové metody mají ovšem také svoje dělení, a to na statistické a geometrické.

3.1 Statistické metody

Obecně se doporučuje pro statistické metody delší trvání či nahrávky EKG signálu, aby byla data komplexnější. Tyto statistické metody mohou vycházet buďto z přímo měřených RR intervalů či z okamžitých frekvencí srdečních, nebo pak z již odvozených rozdílů RR intervalů.

Mezi metody vycházející z prvního případu, tedy z přímo měřených RR intervalů, se řadí tyto: SDNN, SDANN.

SDNN je standardní odchylka RR intervalů a je definována jako

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{j=1}^{N}\left(RR_j - \overline{RR}\right)^2} \tag{3.1}$$

tedy druhá odmocnina rozptylu, kde RR_j označuje hodnotu j-tého intervalu, $\overline{RR}$ je průměrná hodnota RR intervalů a N je celkový počet intervalů [3]. Musíme však říci, že tato standardní odchylka NN intervalů není ideální, vzhledem k tomu že závisí na délce pořízeného záznamu. Obecně platí závislost, že s narůstající délkou signálu se zvětšuje i celkový rozptyl HRV. Z tohoto důvodu se nedá srovnávat SDNN různě dlouhých záznamů.

Další zmíněnou statistickou metodou je SDANN. Tato zkratka označuje standardní odchylku průměrného RR intervalu. Pro tuto metodu stačí pouze kratší signál.

Lze spočítat i tzv. SDNN index, který měří variabilitu srdečních cyklů v 5 minutových úsecích. Zjednodušeně je to průměr standardních odchylek z těchto krátkých částí dlouhodobějšího záznamu.

Metody vycházející z druhého případu, konkrétně z rozdílů intervalů RR, jsou např. SDSD, RMSSD, NN50 a pNN50. Metoda SDSD je ve zkratce také standardní odchylka, stejně jako SDNN, ale s tím rozdílem, že SDSD je standardní odchylkou postupných rozdílů intervalů RR. Další odlišností mezi těmito 2 odchylkami je, že SDSD slouží pouze na měření krátkodobé variability. SDNN pak odráží celkovou variaci (tedy jak záznamů dlouhodobých, tak i krátkodobých) uvnitř řady intervalů RR [3]. SDSD je definována jako

$$SDSD = \sqrt{E\{\Delta RR_j^2\} - E\{\Delta RR_j\}^2}, \tag{3.2}$$

kde SDSD je standardní odchylka, RR_j označuje hodnotu j-tého intervalu.

Pro stacionární RR řadu $E\{\Delta RR_j\} = E\{RR_{j+1}\} - \{RR_j\} = 0$ se SDSD může rovnat RMSSD (z angličtiny rootmean square of succesivedifferences), tedy čtverci postupných diferencí [3]:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{j=1}^{N-1}\left(RR_j - \overline{RR}\right)^2}, \tag{3.3}$$

Kde N je celkový počet intervalů, $\overline{RR}$ je průměrná hodnota RR intervalů a RR_j je hodnota j-tého intervalu.

Další způsob výpočtu diferencí postupných intervalů RR je NN50, což je počet postupných intervalů lišících se o více než 50 ms nebo odpovídající relativnímu počtu [3]:

$$pNN50 = \frac{NN50}{N-1} \times 100\% \tag{3.4}$$

Kde NN50 je Počet postupných intervalů lišících se o více než 50 ms a N je celkový počet intervalů.

3.2 Geometrické metody

Jak je výše zmíněno, kromě statistických časových metod existují ještě geometrické časové metody. Ovšem aby byly tyto metody dostatečně přesné, je zde patrná potřeba dostatečného množství intervalů RR. Geometrické metody vycházejí z histogramu RR intervalů a z převedení RR intervalů do geometrických vzorů. Nejznámějšími z této oblasti jsou trojúhelníkový index a TINN. Trojúhelníkový index HRV je získán integrací histogramu (tj. celkového počtu RR intervalů) děleného jeho výškou [3]. TINN je geometrická metoda, kde je základní šířka histogramu hodnocena přes trojúhelníkovou interpolaci [3].

Shrnutí parametrů časové analýzy v tabulce [3]:

Parametry časové analýzy		
Parametr	Jednotka	Popis
$\overline{RR}$	[ms]	Průměr RR intervalů
SDNN	[ms]	Standardní odchylka RR intervalů
$\overline{HR}$	1/min	Průměrná srdeční frekvence
SDSD	1/min	Standardní odchylka postupných rozdílů RR intervalů
RMSSD	[ms]	Čtverec průměrných druhých mocnin rozdílů postupných RR intervalů
NN50		Počet postupných intervalů lišících se o více než 50 ms
pNN50	%	NN50 vydělený celkovým počtem RR intervalů
trojúhelníkový index HRV		Integrál z histogramu RR intervalů děleného výškou histogramu
TINN	[ms]	Základní šířka histogramu RR intervalů

Tabulka 1 Parametry časové analýzy

3.3 Výhody a nevýhody časových metod

Mezi hlavní výhody časových metod patří především snadný výpočet některých parametrů. Další jejich výhodou je, že zde není potřeba interpolovat nepravidelně vzorkovaný signál na pravidelně vzorkovaný, jak tomu je např. u frekvenčních metod. V časové oblasti je také snáze pozorovatelný vztah mezi parametry časové oblasti a stavem analyzovaného srdce, zvláště v případě výskytu ischemie. V případě krátkodobějších záznamů jsou parametry vypočtené v časové oblasti méně přesné, což řadíme mezi nevýhody. Proto se v těchto případech používá spíše frekvenčních analýz. Další nevýhodou u časových metod je, že podle cíle musíme volit správnou metodu, což vidíme např. u hodnocení celkového HRV (nemůžeme zaměňovat metody zpracovávající dlouhodobé a krátkodobé záznamy). Dále pak se nedají dobře srovnávat různě dlouhé záznamy, protože některé z parametrů časové oblasti jsou závislé na čase - např. při delším záznamu můžeme vypočítat větší SDNN. Řešením by byla standardizace délky záznamu, která zde chybí.

3.4 Aplikace časových metod

Pomocí časových metod srovnávat a najít rozdíly parametrů mezi skupinou zdravých a nemocných lidí. Takto pak lze predikovat různá onemocnění. Pomocí HRV parametrů lze pozorovat zvýšení či snížení sympatické a parasympatické aktivity. Např. zjištěná zvýšená aktivita sympatiku může být spojena s vývojem komorových tachyarytmií, což je spojeno s vysokým rizikem náhlé smrti.

3.4.1 Aplikace v souvislosti s ischémií

Ischémie je definována jako nedokrevnost tkání a orgánů. Obecně může být způsobena snížením obsahu kyslíku v krvi, popř. neprůchodností krve koronárními artériemi. U ischemie je i zvýšené riziko náhlé smrti pacientů [4]. Aby se předešlo těmto důsledkům, je potřeba včas ischemii diagnostikovat. Ischemii lze detekovat pomocí frekvenčních i časových metod.

Pomocí časových metod lze měřit osm časových parametrů a porovnávat jejich hodnoty v ischemické fázi a ve fázi kontrolní.

Souvislost časových parametrů HRV a ischemie se nachází i ve studii HRV a úmrtnosti u náhlých srdečních selhání [5]. V této studii bylo analyzováno HRV 524 pacientů, z nichž 76% trpěla ischemickou chorobou srdeční. Studií se zjistilo, že statistický parametr SDNN je jednoznačně spjat s úmrtností – u přeživších pacientů byla hodnota parametru 116±39,3 ms a 93,4±48,1 msu pacientů, kteří zemřeli. Hodnoty parametrů sNN50 a rMSSD byly podobné jak u pacientů přeživších (sNN50 – 2,93±0,6 a rMMSSD – 22±12 ms), tak u pacientů zemřelých (sNN50 – 2,85±0,6 a rMMSSD – 19±8 ms).

Lze z tohoto vyvodit, že snížení SDNN je nejvýznamnějším prediktorem rizika úmrtí v důsledku progresivního srdečního selhání. Lze to vidět i z výsledků roční úmrtnosti, kde 5,5% zemřelých mělo větší SDNN než 100 ms, 12,7% mělo parametr SDNN v rozmezí 50-100ms, a největší procento zemřelých, tedy 51,4% mělo parametr SDNN menší než 50ms.

4 Vlnková transformace

4.1 Úvod

Vlnková transformace je integrální transformace umožňující časově frekvenční popis signálu. To znamená, že je schopna identifikovat časovou lokalizaci událostí v získaném spektru.

Vlnková transformace, WT (z angličtiny Wavelet transformation) se řadí do skupiny nástrojů MRA (z anglického Multi Resolution Analysis)sloužících nejčastěji ke zpracování nestacionárních signálů.

Pojem vlnková transformace zahrnuje více transformací lišících se tvarem dané vlnky, podle které je tato transformace pojmenována. Tato vlnka představuje tzv. bázovou funkci transformace. (Příkladem vlnky mohou být Meyerova vlna, Haarova vlna či vlnka Morletova.)

4.1.1 Historie

Přestože idea vlnkové transformace je poměrně nového data, tedy z 90. let 20. století, její základy sahají do přelomu 18. a 19. století [6]. V té době Fourier položil základy frekvenčnímu zpracovávání signálů, které se používá dodnes. Vlnková transformace vychází z transformace Fourierovy, konkrétně z krátkodobé Fourierovy transformace, STFT (Short Time Fourier Transformation). Oproti Fourierově transformaci má vlnková transformace značné výhody.

4.1.2 Výhody a nevýhody

Výhoda vlnkové transformace spočívají ve vysoké časové i frekvenční rozlišovací schopnosti. Rozlišovací schopnost vlnkové transformace je však limitována Heisenbergovým principem neurčitosti. To znamená, že čím lepší je získána informace o časovém výskytu, tím je horší získané frekvenční rozlišení a naopak.

Další výhodou vlnkové transformace je skutečnost, že umožňuje zjistit časový výskyt událostí v získaném spektru. Vlnková transformace využívá mateřské vlnky, která má zpravidla nenulové hodnoty jen na daném intervalu (tedy kromě vlnky Haarovy). Proto

při pohledu na kteroukoli hodnotu spektra, u níž je využita tato vlnka, lze vidět, že je ovlivněna pouze odpovídajícím úsekem daného analyzovaného signálu a zpětně tak může být událost vztahující se k této hodnotě časově lokalizována [7]. Toto představuje další výhodu oproti jiným transformacím, u nichž tohoto využít nelze.

Nevýhodou je, že je nutné zvolit správně vlnku podle cíle zpracování dat nebo signálu, popř. podle typu dat. Nevhodný výběr může způsobit zkreslení výsledků a získání nekorektních hodnot zkoumaných parametrů.

Další nevýhodou je vznik artefaktů a zkreslení spektra při zpracování konečné části daného signálu. Tato nevýhoda může být částečně eliminována použitím sofistikovaných postupů předzpracování signálu.

4.1.3 Aplikace

Metoda WT má širokou oblast využití. Obecně je aplikována v nejrůznějších oblastech jako je např. biomedicína (detekce QRS komplexů), telekomunikace, seismika, a dalších. Slouží především ke zpracování a analýze signálů či dat. V této oblasti ji lze využít k rozkladu signálu na základní části, popř. k jeho rozměření či kompresi. Dále pak je využívána ke zjištění polohy a délky daného jevu a detekci nespojitosti signálu.

4.2 Matematický popis

Jelikož se vlnkové transformace obecně dají rozdělit do dvou skupin, spojité vlnkové transformace a diskrétní vlnkové transformace, je nutno definovat matematicky obě skupiny.

4.2.1 Spojitá vlnková transformace

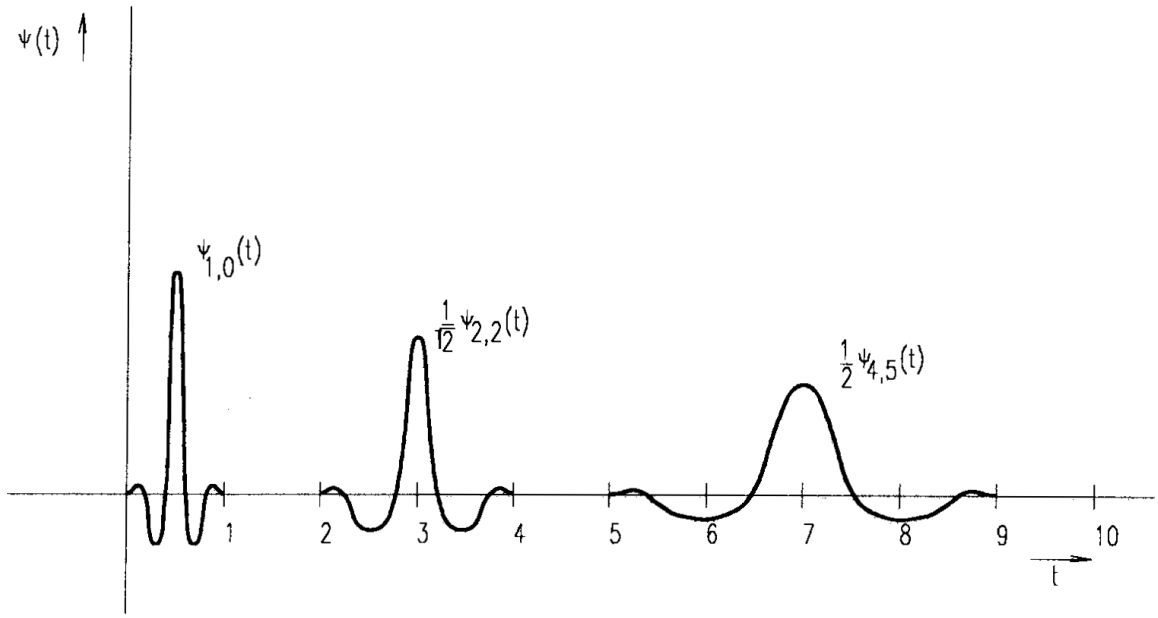
Základním definičním vztahem pro spojitou vlnkovou transformaci (CWT, z angličtiny Continuous Wavelet Transformation) je rovnice využívající korelační integrál mezi signálem s(t) a bázovou funkcí $\Psi(.)$, která představuje základní předpis vlnky:

$$S(a,\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\frac{1}{\sqrt{a}}\Psi(\frac{t}{a}-\tau)dt, \tag{4.1}$$

kde $\Psi(.)$ je bázová funkce, *s(t)* je signál, a je měřítko časové dilatace a τ je časový posun vlnky.

$\Psi(.)$ je bázová funkce a je definována pro vektory *(a,τ)*, parametr a představuje měřítko časové dilatace, jinými slovy délku vlnky. Pro $a > 1$ je vlnka natažena a-krát. Koeficient $\frac{1}{\sqrt{a}}$ slouží pro zachování energie při změnách měřítka. Druhý parametr τ představuje časový posun vlnky. Umožňuje posunout vlnku v celém rozsahu zpracovávaného úseku signálu.

Pro dosažení optimálního poměru rozlišitelnosti v čase a frekvence, je nutné zvolit správnou šířku mateřské vlnky. Ideálně pro nízké frekvence se volí širší vlnky a pro vyšší frekvence vlnky užší [8]. Musí být tedy zvolen správný parametr časové dilatace, konkrétně parametr a.



Obrázek 4 Ukázka mateřské vlnky, závislost změny na parametrech [11]

Mezi další požadavky na volbu bázové vlnky vlny patří nulová střední hodnota a vhodný frekvenční rozsah.

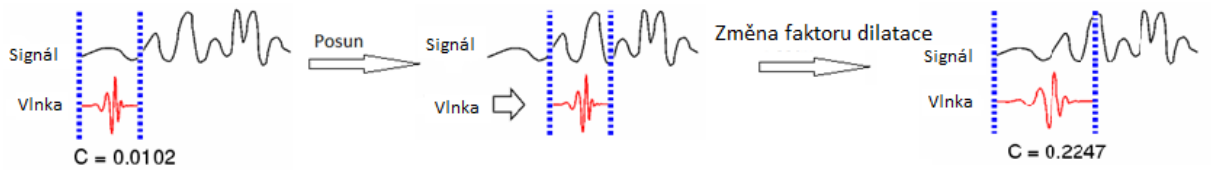
Mezi základní vlastnosti CWT řadíme linearitu, invarianci v čase, a dilataci.

Obecný postup CWT:

Postup CWT může být zobecněn následující sérií úkonů [7]:

1. zvolení vhodné vlnky a počátečních podmínek (parametry a, τ, meze signálu)
2. výpočet transformace pro všechny posuny τ
3. změna faktoru dilatace a (od nejmenšího k největšímu) a opakování bodu 2
4. opakování bodu 3 dokud není dosaženo požadované dilatace

Postup je zobrazen názorně na obrázku (Obrázek 5 Postup CWT).



Obrázek 5 Postup CWT [7]

4.2.2 Diskrétní vlnková transformace

Diskrétní vlnková transformace (DWT, Discrete Wavelet Transformation) je speciálně vzorkovaná CWT, která splňuje podmínky[8]:

- vzorkování časově měřítkového prostoru musí probíhat na dvojkové mřížce
- vlnka má kompaktní nosič
- vlnka vytváří ortonormální bázi

Nejčastěji se užívá tzv. dyadického vzorkování, jelikož je z něj možná zpětná rekonstrukce originální signálové posloupnosti.

Při dyadickém vzorkování jsou parametry dány

$$a = 2^j \tag{4.2}$$

$$\tau = k2^j = ka \tag{4.3}$$

pro j,k celé a $j \geq 1$, kde j, k jsou koeficienty nahrazující a. Platí zde, že s klesající hustotou vzorkování roste měřítko a. Je to proto, že např. kratším vlnkám stačí kratší čas vytvoření pravděpodobnostního koeficientu $S_{CWT}(2^j, k2^j)$.

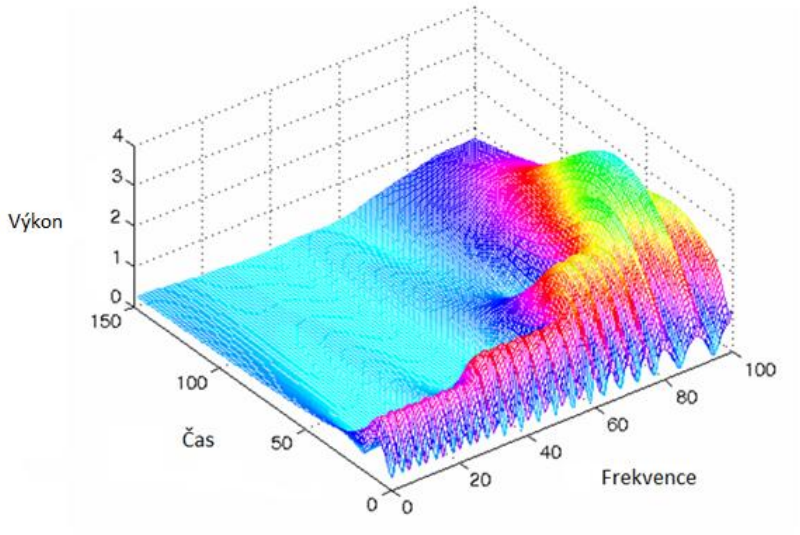
Diskrétní transformace je z důvodu vzorkování definována s využitím sumy, místo integrálu v případě spojité vlnkové transformace. DWT je tedy definována jako [7]:

$$S_{DWT}(j,k) = \sum_{n=0}^{N-1} s_{n\ j,k} w_n, \tag{4.4}$$

kde j, k jsou koeficienty nahrazující a a τ, $s_n(nT)$ vzorkovaný signál, ${}_{j,k}w_n$ n-tý vzorek k-té posunuté verze.

4.2.3 Zobrazení

Výsledek vlnkové transformace může být znázorněn v tzv. škálogramu, neboli také vlnkové mapě. Škálogram je vlastně grafické vyjádření koeficientů vlnkové transformace v rovině [8]. Škálogram zobrazuje hustotu energie na daném měřítku a na pozici τ vlnky. Osa měřítka a bývá často logaritmická a je orientovaná obráceně než frekvence. Tedy měřítko je nepřímo úměrné frekvenci. Toto zároveň představuje odlišnost oproti spektrogramu, který vzniká Fourierovou transformací. Proto, aby se dal spektrogram srovnat se škálogramem, převádí se škálogram ze závislosti na měřítku na závislost na frekvenci.



Obrázek 6 Ukázka škálogramu

4.2.4 Vlnky

Pro WT je velmi důležitý výběr vlnky. Každá vlnka je totiž vhodná pro jiný typ dat. Obecně je možno říci, že např. asymetrické vlnky jsou vhodné k detekci změny gradientu. Čistě reálné vlnky s nízkým počtem oscilací jsou vhodné na detekci špiček a singularit v signálu. Nejčastěji se pro WT užívají tyto čtyři vlnky[8]:

- MexicanHat – symetrická, vhodná pro CWT, nemá kompaktní nosič
- Meyerova vlnka – symetrická, vhodná pro CWT i DWT, nemá kompaktní nosič
- Haarova vlnka – symetrická, má kompaktní nosič, je nespojitá, což je její výhodou
- Morletova vlnka – symetrická, nemá kompaktní nosič, vhodná pro CWT, je komplexní (tzn. Je vhodná na detekci oscilací, amplitudy a fáze)

4.3 Aplikace vlnkové transformace při analýze HRV

Vlnková transformace, jakožto časově frekvenční metoda, se dá s výhodou aplikovat na biologické signály, tedy i naHRV signál. Vlnkovou transformaci využili pro analýzu HRV L. G. Gamero a J. Vila [9] a v další studii J. Souza Neto, JoaoLuiz A. de Carvalho [10].

Analýzou HRV pomocí WT může být sledován rozdíl mezi zdravou skupinou lidí a skupinou lidí s nemocí. Rozdíly mezi oběma skupinami se projevují ve složkách – vysokofrekvenčních (HF), nízkofrekvenčních (LF) a složek o velmi nízkých frekvencích (VLF).

V studii [9] byl analyzován vliv ischemie na akutní změny elektrického srdečního signálu. Bylo změřeno 14 pacientů ve věku 40-64 let. Jejich EKG záznamy pochází z Evropské EKG ST-T databáze (ESDB).

HRV signály pacientů byly následně analyzovány pomocí vlnkové transformace.

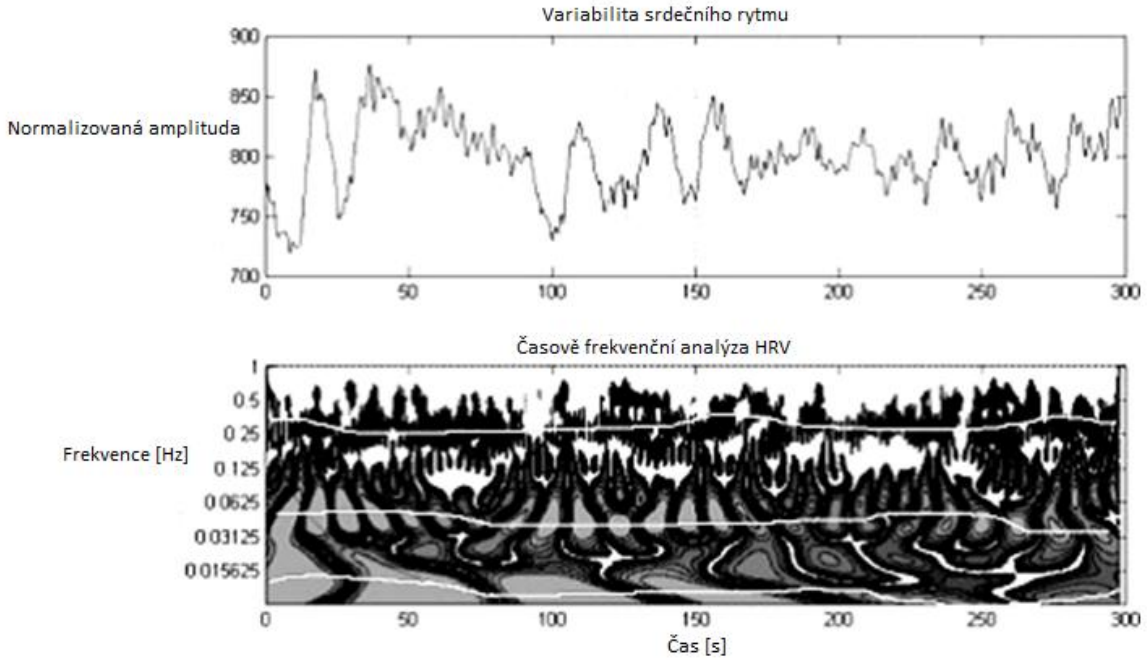
Ze získaných výsledků je patrná existence významných odchylek ve výkonu různých frekvenčních pásem mezi různými časovými intervaly. Významná zvýšení byla nalezena ve všech pásmech ischemické oblasti. Tyto výsledky podporují hypotézu, že akutní ischemické srdeční příhody jsou patrné v HRV.

Výsledky porovnání zóny normality oproti ischemické epizodě ve stejném záznamu jsou v LF ($0{,}0112 \pm 0{,}0101$ proti $0{,}0175 \pm 0{,}0208$ s^2 Hz^{-1}; $p < 0{,}1$), v HF ($0{,}0011 \pm 0{,}0008$ proti $0{,}0017 \pm 0{,}0020$ $s^2 Hz^{-1}$; $p < 0{,}05$).

Tedy výsledkem je možno říci, že vlnková analýza poskytuje užitečné informace pro posouzení dynamických změn a vzorů HRV během ischemie myokardu. Zároveň ze studie vyplývá, že HRV může být dobrým indikátorem ischemie.

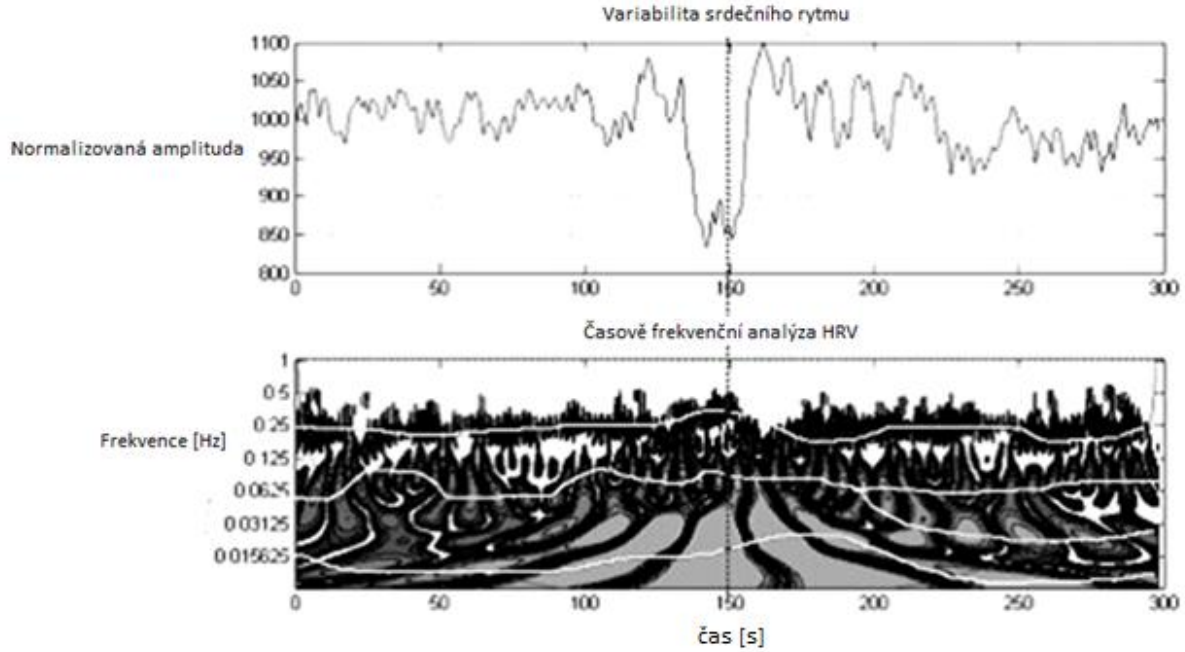
Podobný výsledek lze pozorovat i ve studii [10]. Studie ukazuje trajektorie VLF, LF, HF spektrálních shluků HRV signálu před, během a po ischemických epizodách. Tyto trajektorie byly odvozeny ze škálogramu, tedy časově-spektrální analýzy za pomocí vlnkové transformace. Potřebná data byla opět získána z ESDB, jak tomu bylo v předchozí studii.

Výsledkem daných měření jsou škálogramy, které jsou následně porovnávány. Na prvním lze vidět, že trajektorie hlavních spektrálních shluků VLF, LF, HF v normální neischemické části jsou téměř lineární a horizontální.

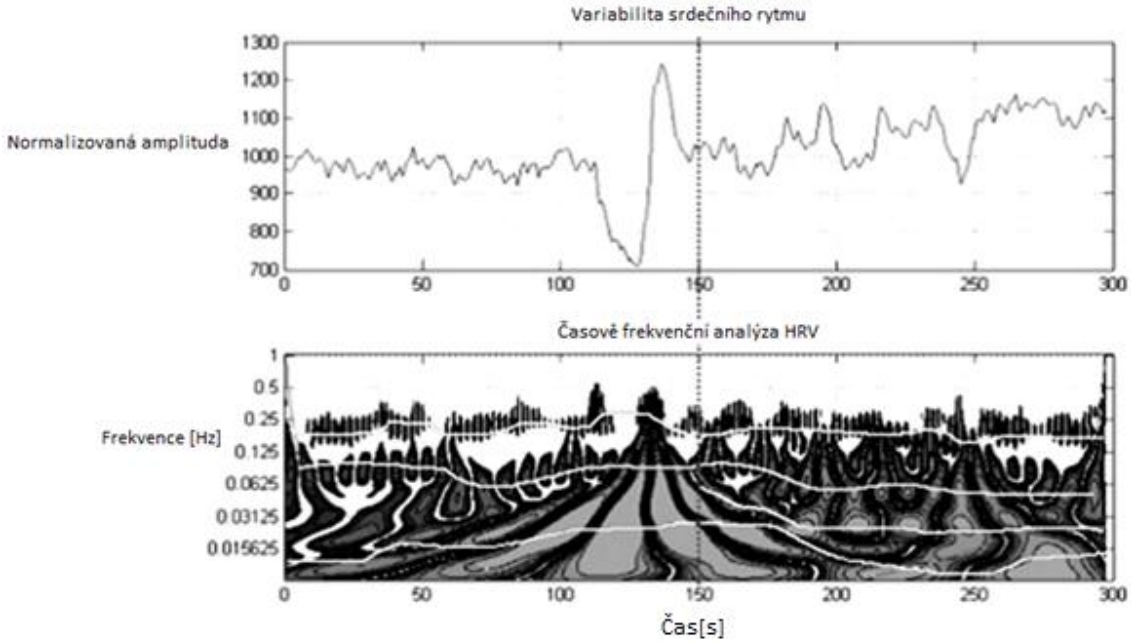


Obrázek 7 HRV normální části EKG, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10]

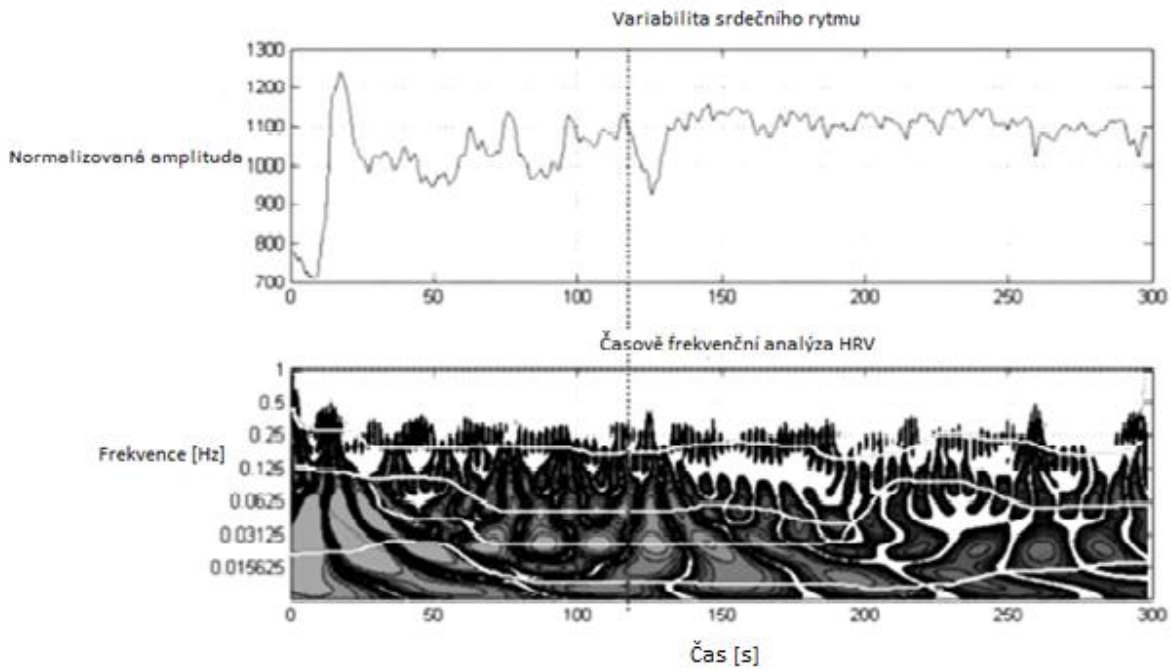
Další obrázky ukazují změny těchto trajektorií na počátku, během a na konci ischemické epizody ST poklesu. Na prvním z těchto tří škálogramů vidíme zvyšování energie LF a VLF. Vzestupu těchto částí, tedy LF a VLF si můžeme všimnout i na obrázku zobrazující škálogram během ischemické epizody ST poklesu. Poslední obrázek znázorňuje trajektorie hlavních spektrálních uskupení na konci ischemické epizody poklesu ST. Před koncem ischemického působení jsou jasně vidět 4 spektrální shluky. Po skončení epizody se dvě složky slučují do jediného komponentu. Zároveň jde vidět, že složka VLF je silnější než intenzita složky LF nebo HF.



Obrázek 8 HRV na začátku ischemické epizody, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10]



Obrázek 9 HRV v průběhu ischemické epizody, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10]



Obrázek 10 HRV na konci ischemické epizody, nahoře časová, dole škálogram s trajektoriemi VLF, LF a HF spektrálních shluků [10]

Obecně z těchto výsledků lze říci, že ischemické změny škálogramu doprovází rychlý nárůst komponent LF v HRV výkonovém spektru. Toto zjištění naznačuje zvýšení sympatické aktivity bezprostředně před akutním zásahem ischemie. Konec ischemické epizody se shoduje s výskytem převládajícího prvku LF. Na konci této epizody se také může objevit velmi malý HF prvek. Ten označuje zotavení parasympatické modulace.

Tato studie dále naznačuje, že studie HRV v časově-frekvenční doméně je perspektivní technika sledování srdeční ischemie.

5 Aplikace pro analýzu

V rámci praktické části bakalářské práce byla vytvořena aplikaci pro snadné zpracování a analýzu získaných a zpracovávaných dat. Aplikace byla vytvořena v programu Matlab. Data byla předem naměřena na králičích srdcích ve třech experimentálních podmínkách, tedy ve fázi kontroly, reperfuze a ischemie.

5.1 Tvorba aplikace

Program pro zpracovávání zadaných dat, v tomto případě RR intervalů zahrnuje několik základních částí, a to načtení dat, tvorba tachogramů ze zadaných dat, následný detrending dat, výpočet statistických parametrů, výpočet a zobrazení vlnkovou transformací a uložení výsledných dat.

První část, načtení dat je dána cyklem pro získání dat ze souboru, tedy

```
global file_input
[file_input,PathName] = uigetfile('*.mat','Select mat file');
if file_input==0
    return
end
```

Další částí je tvorba tachogramů ze získaných dat RR intervalů. V této aplikaci lze zobrazit tachogram přímo načtených dat, dále tachogram za pomocí interpolace kubickým splinem a tachogram dat detrendovaných. Aplikace dále vychází z těchto detrendovaných dat pro výpočet statistických parametrů a taktéž pro výpočet analýzy vlnkovou transformací.

Velikosti RR intervalů pro tachogramy jsou získány jednoduchým for cyklem, v programu

```
for i=1:(N-1)
    x(i)= data2(i+1)-data2(i);
end
```

Interpolace kubickým splinem je provedena příkazem

```
yy1 = spline(vektor,x,xx);
```

Detrendovaná data jsou pak získána z dat velikostí RR intervalů pomocí funkce detrendnonlin.mat [12]. Tato funkce odstraňuje trend v datech po nelineární křivce a proto je tato funkce přesnější.

Z detrendovaných dat jsou vypočítány statistické parametry RR, HR, SDNN, RMSSD, NN21, pNN21. Tyto parametry již jsou popsány v předchozí kapitole danými vzorci ((3.1),(3.3) ,(3.4)), které jsou následně přepsány do podoby pro zápis v Matlabu. Vypočítané parametry jsou následně zobrazeny v tabulce.

Pomocí tlačítek přepínačů vedle tabulky je možno získat nápovědu o daném parametru. Je to zajištěno pomocí příkazů

```
if get(handles.question_1,'Value')==1
   set(handles.edit2,'String','průměr RR intervalů')
   …
end
```

které nám zobrazí nápovědu.

Pro výpočet koeficientů vlnkové transformace je použita spojitá vlnková transformace, tedy v Matlabu příkaz cwt

```
COEFS_1=cwt(detrend_data,1:128,'morl','plot'),
```

kde `'morl'` znamená za použití Morletovy vlnky. V Aplikaci je možno využít i vlnky Maxican Hat pomocí `'mexh'` a Meyerovy vlnky pomocí `'meyr'`, které jsou volitelné v popupmenu4. Příkazem pro výpočet koeficientů proběhne zároveň jejich zobrazení ve škálogramu v axes3.

Program dále obsahuje tlačítko pro uložení získaných dat formou struktury do uživatelem vybrané složky.

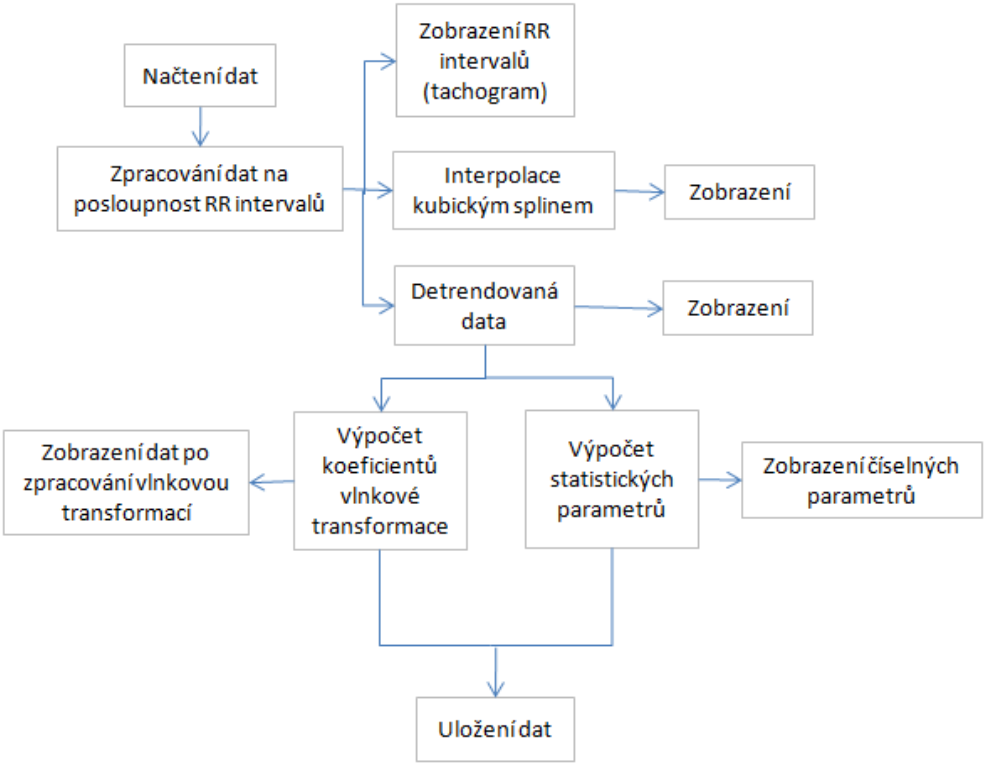
```
global file
[file,path] = uiputfile('*.mat','Save Workspace As');
if file==0
    return;
end

save([path file],'vysledek')
```

Pro případnou potřebu aplikace dále obsahuje i převedení používaných proměnných do Workspace v Matlabu pomocí příkazu

```
assignin('base','COEFS_1',COEFS_1)
```

Pro větší názornost algoritmu je zde přiložen i vývojový diagram aplikace (Obrázek 11 Vývojový diagram aplikace).



Obrázek 11 Vývojový diagram aplikace

5.2 Funkce a výstupy aplikace

Pro popis uživatelského prostředí slouží následující obrázek, který ukazuje rozložení funkčních bloků v programu Matlab (Obrázek 12 Rozložení prvků v aplikaci). Na obrázku lze vidět několik panelů. První se týká načítání souboru, v němž je tlačítko pro výběr signálu a následně zobrazen adresář vybraných dat.

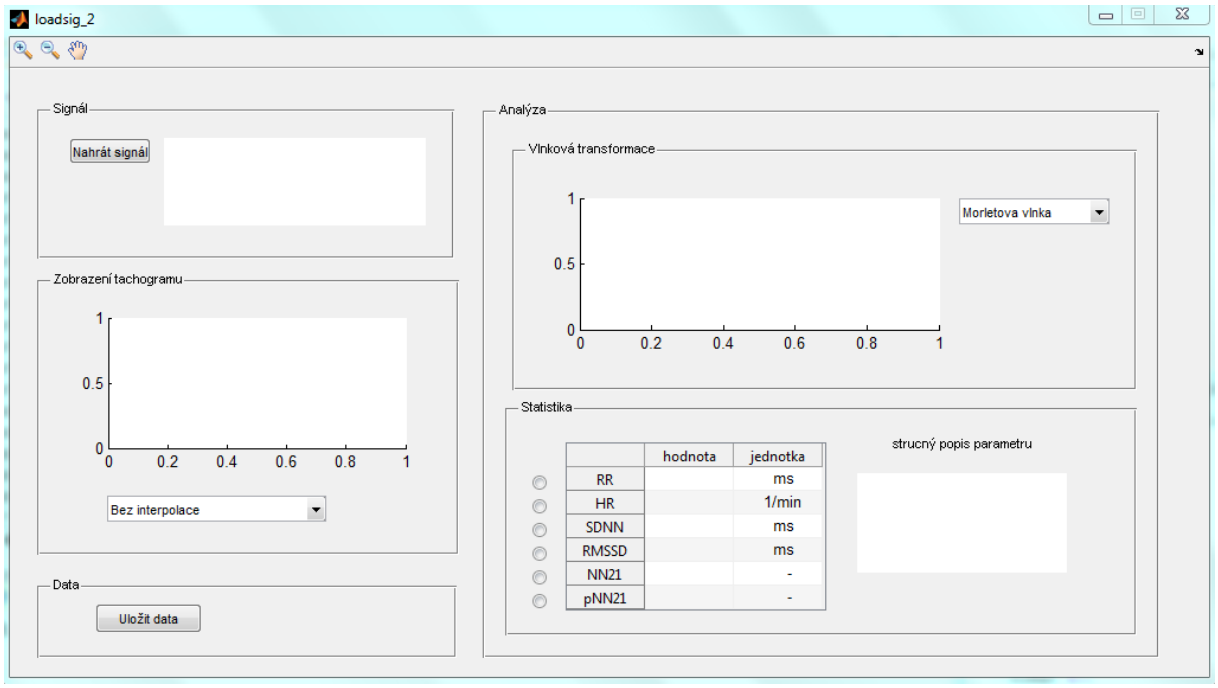
V panelu Zobrazení tachogramu se vybraná data zobrazí. Lze vybrat ze tří možností zobrazení, tedy obyčejný tachogram dat, tachogram interpolovaný kubickým splinem a zobrazením dat po detrendingu. Data jsou zobrazena v grafu, kde osa x znamená počet vzorků a na ose y je nanášen čas RR intervalů.

V panelu Analýza probíhá statistická analýza a analýza vlkovou transformací. Pro analýzu vlnkovou transformací jsou zde tři možnosti. Je možno vybrat pro analýzu tři vlnky – Morletovu, Meyerovu a vlnku Maxican hat. Pro každou tuto volbu je zobrazen

škálogram, kde na ose x je čas v minutách a na ose y je měřítko. Ke každému škálogramu je přiložena i barevná mapa.

Panel Analýza obsahuje pouze tabulku pro zobrazení vypočtených statistických parametr. Pro uživatele je zde i nápověda pro popis parametrů.

Blok Data nacházející se vlevo dole obsahuje tlačítko pro uložení dat.

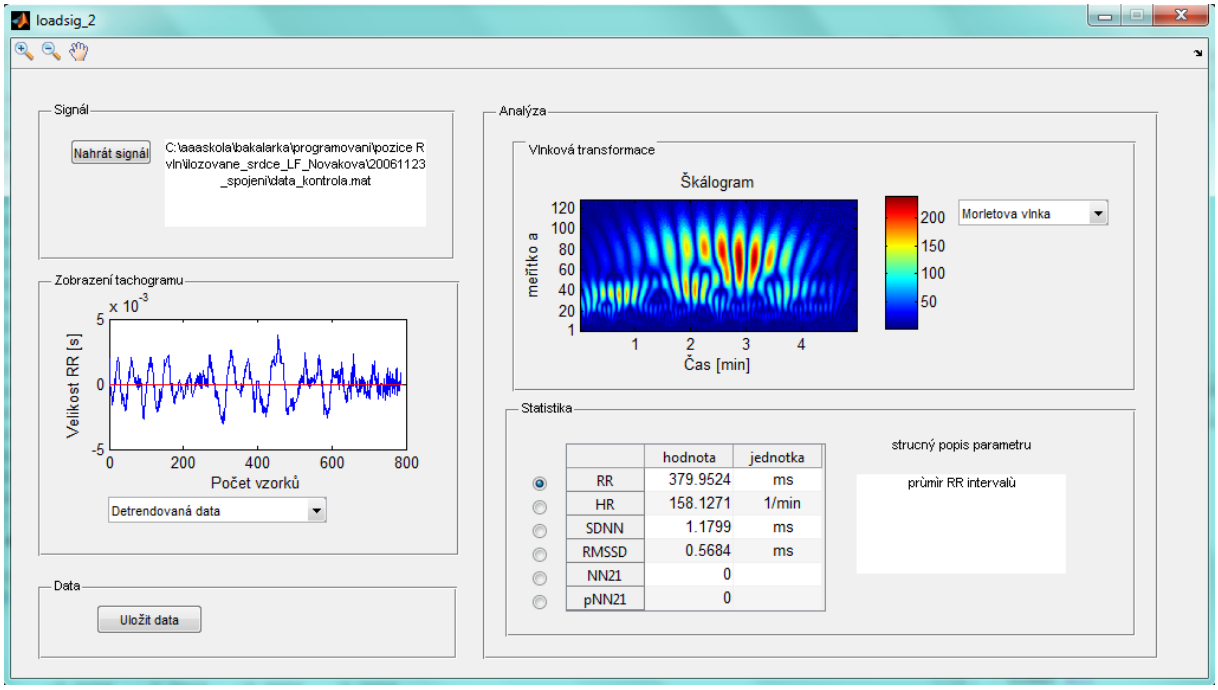


Obrázek 12 Rozložení prvků v aplikaci

Pro užívání dané aplikace je nutno znát formát dat, jež se do aplikace zadávají. Tato data musejí být ve formátu „*.mat“ a musí obsahovat časovou posloupnost R vln. Tato data se následně mohou dále zpracovat.

Po zadání dat jsou vypočteny jak koeficienty vlnkové transformace, tak i statistické parametry a následně zobrazeny, např. (Obrázek 13 Ukázka aplikace).

Tyto statistické parametry a koeficienty vlnkové transformace jsou zároveň hlavními výstupy aplikace. Získaná data je možno si uložit ve formě struktury do libovolné složky a to ve formátu „*.mat“. Struktura obsahuje původní data, zpracovaný signál, detrendovaný signál, koeficienty vlnkové transformace vlnky Morletovy, Meyerovy a Maxican Hat, parametry časových metod.



Obrázek 13 Ukázka aplikace

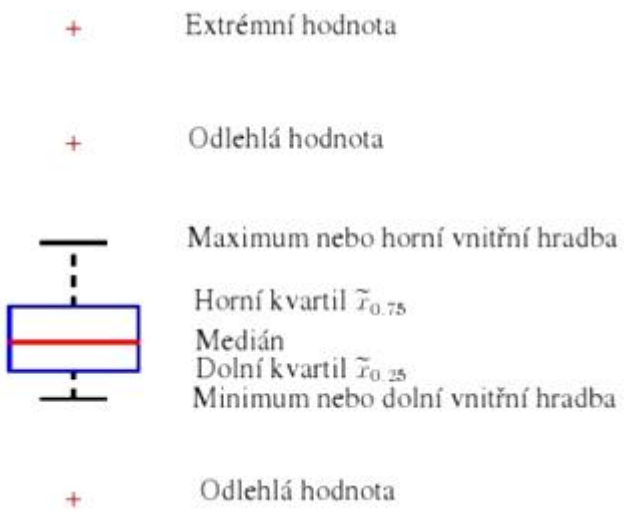
6 Zhodnocení výsledků

Intervaly RR králičích srdcí jsou zpracovány pomocí výše uvedené aplikace a výsledky se hodnotí biostatistickými testy.

6.1 Biostatistické testy

6.1.1 Krabicový graf

Pro hodnocení se používají krabicové grafy. Krabicové grafy se používají především v popisné statistice. Lze z nich odhadnout rozložení hodnot a zároveň porovnat hodnoty jednotlivých parametrů. Krabicové grafy dávají informaci o extrémní hodnotě, hodnotě odlehlé, maximu nebo minimu, dále horním a dolním kvartilu a především mediánu. Popis krabicového grafu je ukázán na následujícím obrázku (Obrázek 14 Krabicový graf).



Obrázek 14 Krabicový graf

6.1.2 Wilcoxnův test

Pro hodnocení rozdílů časových parametrů a koeficientů vlnkové transformace jednotlivých fází kontroly, ischemie a reperfuze v této práci byl použit Wilcoxonův párový test dvou závislých vzorků.

Wilcoxonův test se řadí mezi testy neparametrické a týká se mediánů rozdílů. Při tomto testu se stanovují dvě hypotézy – nulová a alternativní. Nulová hypotéza znamená, že medián rozdílů je nulový a hodnoty jsou náhodné. Při alternativní hypotéze je medián rozdílů dat různý od nuly. Lze tedy říci, že hodnoty nejsou náhodně a existuje určitý vztah mezi skupinami dat.

Zda platí nulová či alternativní hypotéza se zjistí výpočtem a výsledek, tedy p-hodnota, je porovnávána při dané hladině významnosti o hodnotě 0,05. Pokud je výsledná p-hodnota menší než 0,05, je přijímána alternativní hypotéza.

Wilcoxnův test je používán pro obě z analýz, pro časovou i pro analýzu vlnkovou transformací. Hodnoceny jsou vždy tyto páry: kontrola x ischemie1, kontrola x ischemie2, kontrola x ischemie3, kontrola x reperfuze1, kontrola x reperfuze2, kontrola x reperfuze3, ischemie1 x reperfuze1, ischemie2 x reperfuze2, ischemie3 x reperfuze3.

6.2 Zhodnocení statistických parametrů

Parametry časových metod, jež byly získány aplikací výše, jsou zapsány v následujících tabulkách (Tabulka 2 Hodnoty SDNN, Tabulka 3 Hodnoty RR, Tabulka 4 Hodnoty HR, Tabulka 5 Hodnoty RMSSD, Tabulka 6 Hodnoty NN21, Tabulka 7 Hodnoty pNN21), kde pro každý parametr jsou uvedeny fáze kontroly, ischemie a reperfuze pro každého z králíků. Z těchto dat se nadále vychází pro hodnocení biostatistickým testem. Hodnotí se již výše zmíněné parametry SDNN, RR, HR, RMSSD. Parametr NN50 nemůže být použit u králíků. Místo něj se zde užívá parametr NN21. Důvodem je přibližně 2x větší průměrná hodnota RR intervalu u lidí než u králíků.

Tabulka 2 Hodnoty SDNN

	SDNN [ms]						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík							
20060502	3,5345	0,0015	28,4369	6,3908	9,6669	2,0326	15
20060503	1,19	11,6239	19,2414	6,4514	5,3468	26,6615	15,6856
20061114	3,0544	3,2168	7,3152	4,9686	5,6767	3,9863	9,2621
20061123	1,1799	13,6876	26,9034	17,7184	3,769	8,4269	30,0177
20061124	11,7937	10,8428	31,5664	9,5554	3,769	12,5013	58,9926
20061201	12,9186	56,9905	25,6775	32,6642	4,0565	2,8195	30,3272

Tabulka 3 Hodnoty RR

	RR [ms]						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík							
20060502	370,499	682,7877	747,2675	684,0814	754,9013	679,2602	720,1292
20060503	330,224	631,3679	666,6998	651,0512	649,138	694,1961	685,4782
20061114	348,728	526,4261	563,8151	500,794	517,1756	469,5714	486,5285
20061123	379,952	657,9524	696,7991	691,1181	563,4821	692,797	751,8719
20061124	336,652	531,7407	644,1746	480,9952	563,4821	461,3912	557,1872
20061201	303,546	678,0182	665,8007	641,3882	704,0918	621,4625	678,4295

Tabulka 4 Hodnoty HR

	HR [1/min]						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík							
20060502	162,341	88,0936	80,4682	87,9866	79,7315	88,495	83,557
20060503	182,007	95,1171	90,1003	92,3077	92,5084	86,689	87,6923
20061114	172,375	114,1806	106,5552	120	116,1873	128,0268	123,612
20061123	158,127	91,505	86,3758	86,8896	106,7559	86,689	80,0669
20061124	178,595	113,1773	93,311	125,0167	106,7559	130,2341	107,9599
20061201	198,06	88,7919	90,301	93,8255	85,4849	96,8456	88,495

Tabulka 5 Hodnoty RMSSD

	RMSSD [ms]						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík							
20060502	3,3746	8,7101	50,9492	6,3244	15,2577	1,1231	12,463
20060503	2,1629	5,9147	18,6119	5,3015	6,7725	21,3942	19,8993
20061114	5,4286	3,7594	8,9736	4,7934	7,1121	6,4304	9,6245
20061123	0,5684	18,5767	34,9046	8,4269	3,692	8,4269	33,3576
20061124	21,2402	10,7585	43,4374	11,1454	3,692	15,4604	89,5366
20061201	23,2557	46,616	34,921	36,3641	2,2249	1,5737	51,1108

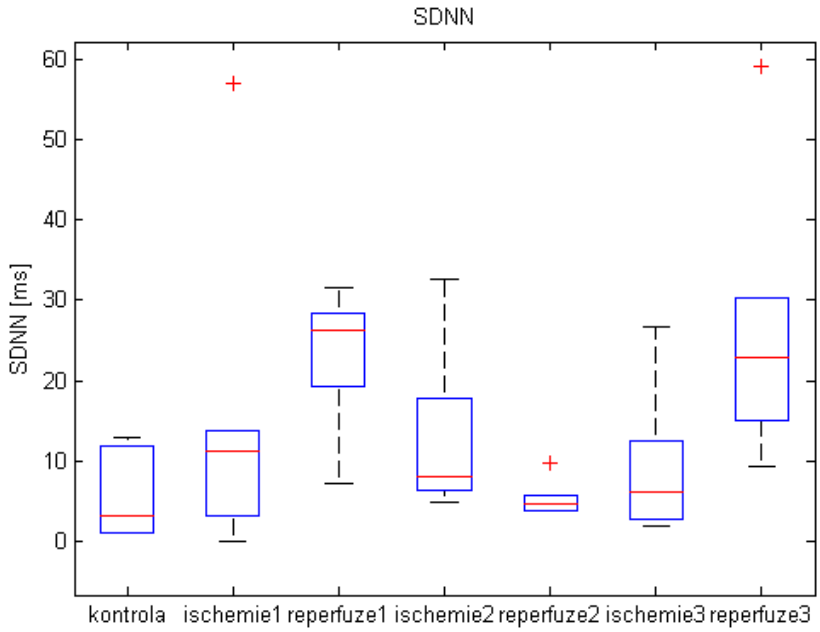
Tabulka 6 Hodnoty NN21

	NN50						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík							
20060502	0	12	67	12	49	0	27
20060503	0	6	67	8	15	84	86
20061114	14	0	36	4	23	16	34
20061123	0	10	84	7	95	8	82
20061124	114	33	15	14	4	52	90
20061201	541	20	25	31	0	0	6

Tabulka 7 Hodnoty pNN21

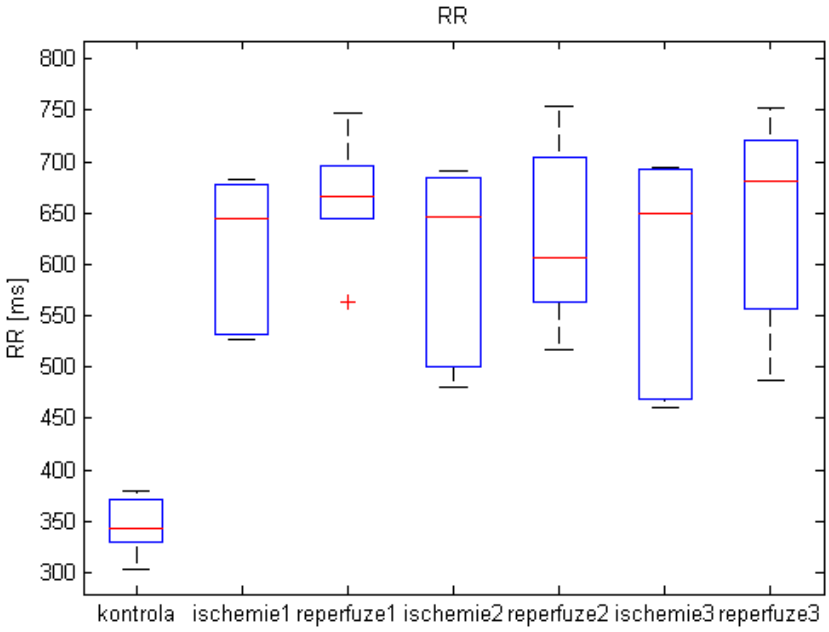
	pNN50						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík							
20060502	0	2,746	16,792	2,7586	12,4365	0	6,65375
20060503	0	1,2712	14,9888	1,7467	3,268	19,5349	19,7701
20061114	1,6336	0	0,8053	0,6711	3,9861	2,5157	5,5375
20061123	0	2,2026	19,672	1,6241	23,6908	1,8605	20,6549
20061124	12,8378	5,8719	3,2397	2,2544	0,7547	8,0375	16,791
20061201	54,9239	4,5558	5,5804	6,681	0	0	1,3667

Pro větší přehlednost jsou jednotlivé parametry zobrazeny formou krabicových grafů. Z krabicových grafů lze lépe hodnotit změny parametrů vyvolané jednotlivými fázemi a zároveň je lépe porovnat.



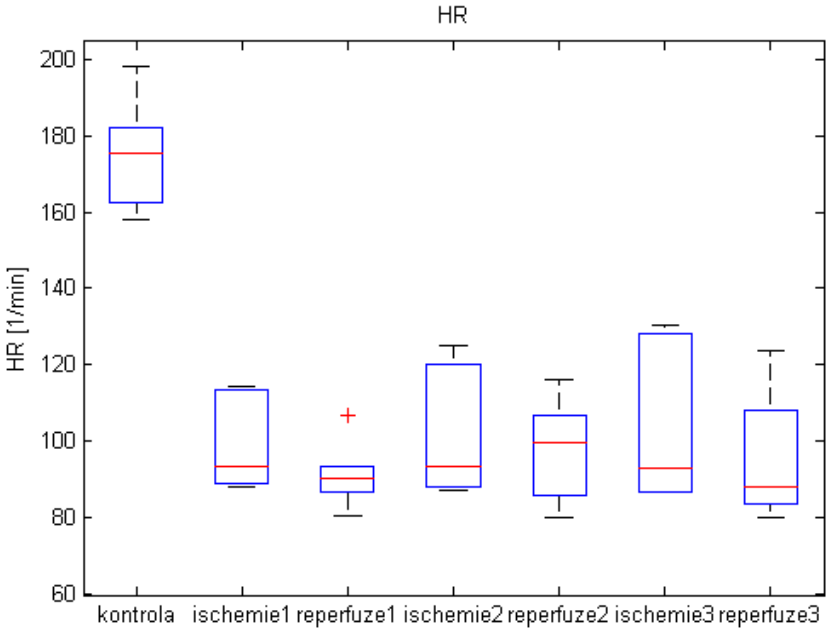
Obrázek 15 Krabicové grafy pro SDNN

Při hodnocení prvního krabicového grafu (Obrázek 15 Krabicové grafy pro SDNN) pro parametr SDNN lze odhadnout, že nejvíce se bude lišit svými hodnotami fáze – reperfuze1 a reperfuze3. Hodnoty ve zbylých fázích jsou srovnatelné.



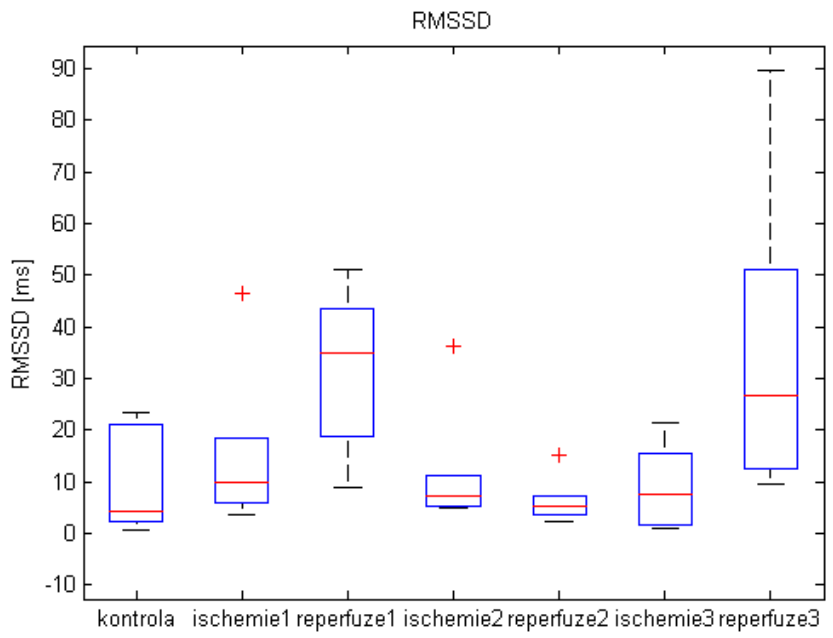
Obrázek 16 Krabicové grafy pro RR

Při hodnocení krabicového grafu pro RR (Obrázek 16 Krabicové grafy pro RR) lze říci, že kontrolní data se velmi liší od dat v ostatních fázích přibližně o hodnoty 300 ms. Proto lze čekat určitou statistickou významnost pro tento parametr.



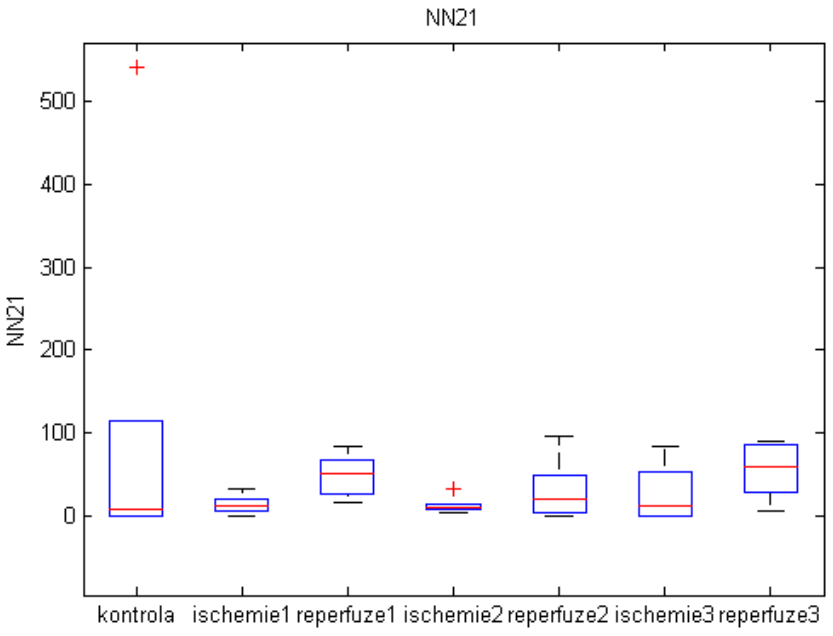
Obrázek 17 Krabicové grafy pro HR

U parametru HR lze rovněž čekat statistickou významnost, jelikož hodnoty kontrolní fáze se liší o 90 1/min oproti ostatním fázím, jak tomu lze vidět na grafu (Obrázek 17 Krabicové grafy pro HR).

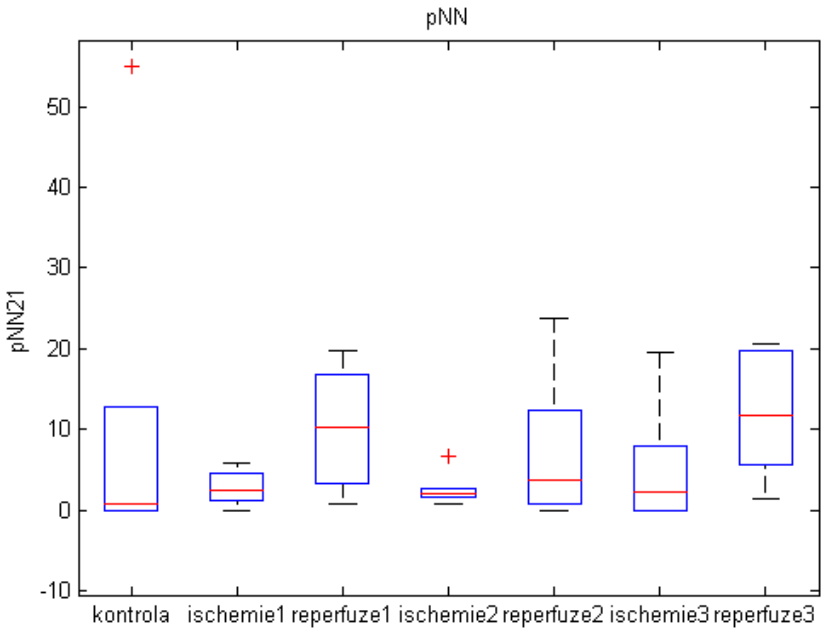


Obrázek 18 Krabicové grafy pro RMSSD

Na grafu pro parametr RMSSD (Obrázek 18 Krabicové grafy pro RMSSD) se mírně liší pouze reperfuze1 a reperfuze3 oproti ostatním fázím.



Obrázek 19 Krabicové grafy pro NN21



Obrázek 20 Krabicové grafy pro pNN21

Na dalších grafech pro NN21 a pNN21 (Obrázek 19 Krabicové grafy pro NN21,Obrázek 20 Krabicové grafy pro pNN21) nejsou vidět žádné podstatné změny v jednotlivých fázích.

Pro objektivní hodnocení rozdílů daných parametrů se používá v tomto případě již výše zmíněný Wilcoxonův test.

Wilcoxonův test je prováděn v programu Statistica 10. Výsledné p-hodnoty jsou zapsány v tabulce (Tabulka 8 Statistické hodnocení časových parametrů).

Tabulka 8 Statistické hodnocení časových parametrů

Statistické hodnocení						
	SDNN	RR	HR	RMSSD	NN21	pNN21
	p-hodnota	p-hodnota	p-hodnota	p-hodnota	p-hodnota	p-hodnota
kontrola-ischemie1	0,2488647	0,0277086	0,0277086	0,2488647	0,345448	0,600180
kontrola-reperfuze1	0,0277086	0,0277086	0,0277086	0,0277086	0,916512	0,753153
kontrola-ischemie2	0,0747364	0,0277086	0,0277086	0,3454482	0,463072	0,753153
kontrola-reperfuze2	0,916512	0,0277086	0,0277086	0,916512	0,916512	0,753153
kontrola-ischemie3	0,6001799	0,0277086	0,0277086	0,916512	0,892738	0,892738
kontrola-reperfuze3	0,0277086	0,0277086	0,3454482	0,0277086	0,600180	0,345448
ischemie1-reperfuze1	0,3454482	0,0464003	0,046400	0,074736	0,074736	0,115852
ischemie2-reperfuze2	0,1729559	0,4630716	0,463072	0,600180	0,345448	0,248865
ischemie3-reperfuze3	0,0747364	0,0464003	0,046400	0,046400	0,027709	0,027709

Hodnoty označené červeně jsou statisticky významné, tedy jejich p-hodnota je menší než 0,05. Na základě tohoto hodnocení lze říci, že nejvíce významné pro studii vlivu ischemie na HRV jsou z časových parametrů RR a HR, kde jsou významné téměř všechny testované stavy. U SDNN a RMSSD jsou také statisticky významné hodnoty a to u obou parametrů v testu kontrola-reperfuze1 a kontrola-reperfuze3. Dále pak při testování ischemie3 x reperfuze3 jsou statisticky významné všechny parametry kromě SDNN. Toto se dá chápat tak, že více repetic globální okluze živného roztoku, způsobující ischemii, má větší vliv na HRV.

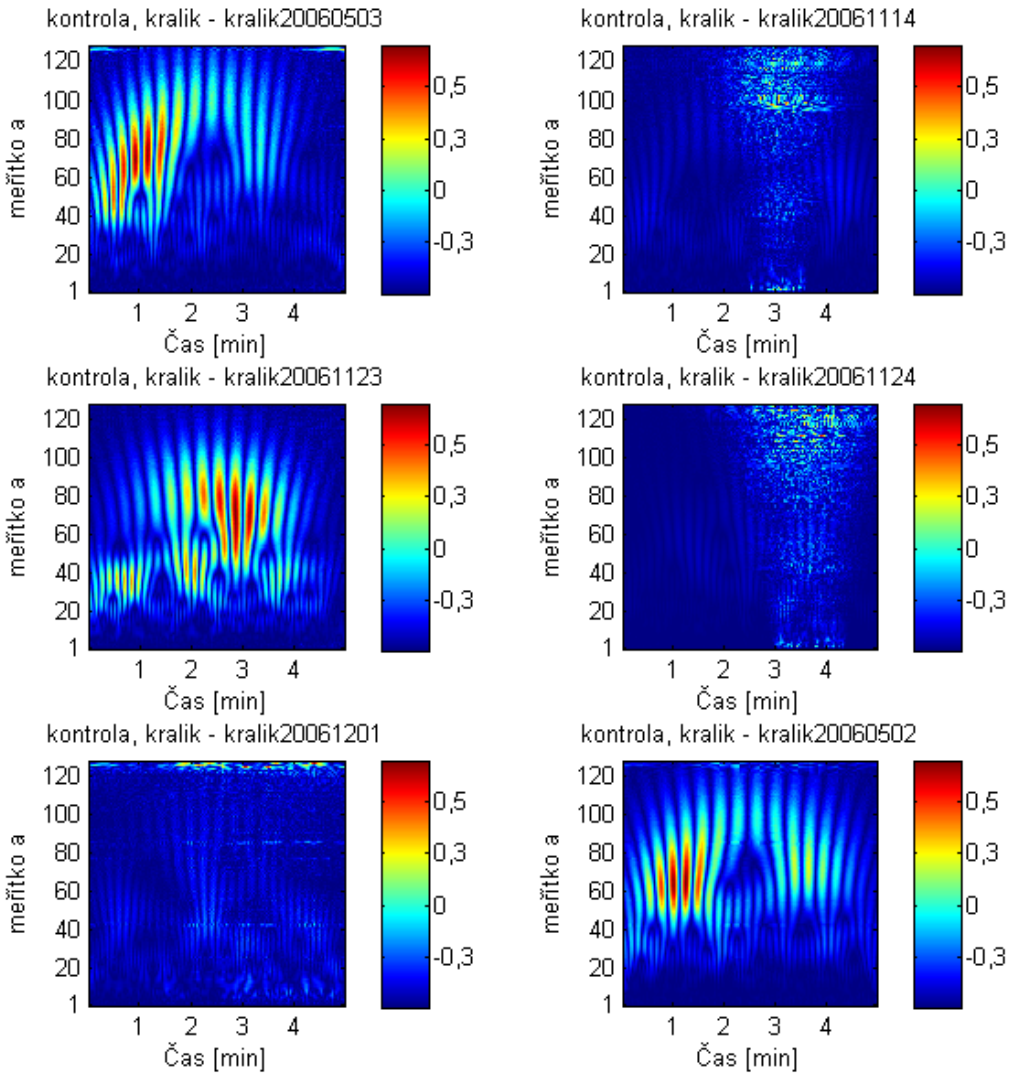
Obecně lze z výsledků usoudit, že při studii vlivu ischemie na HRV je nejcitlivějším indikátorem parametr RR a HR. Dle výsledků podle Wilcoxonova testu u těchto parametrů existuje vztah mezi ischemií a kontrolní fází a hodnoty proto nejsou náhodné. Proto lze říct, že ischemie má vliv na HRV.

6.3 Zhodnocení výsledků vlnkovou transformací

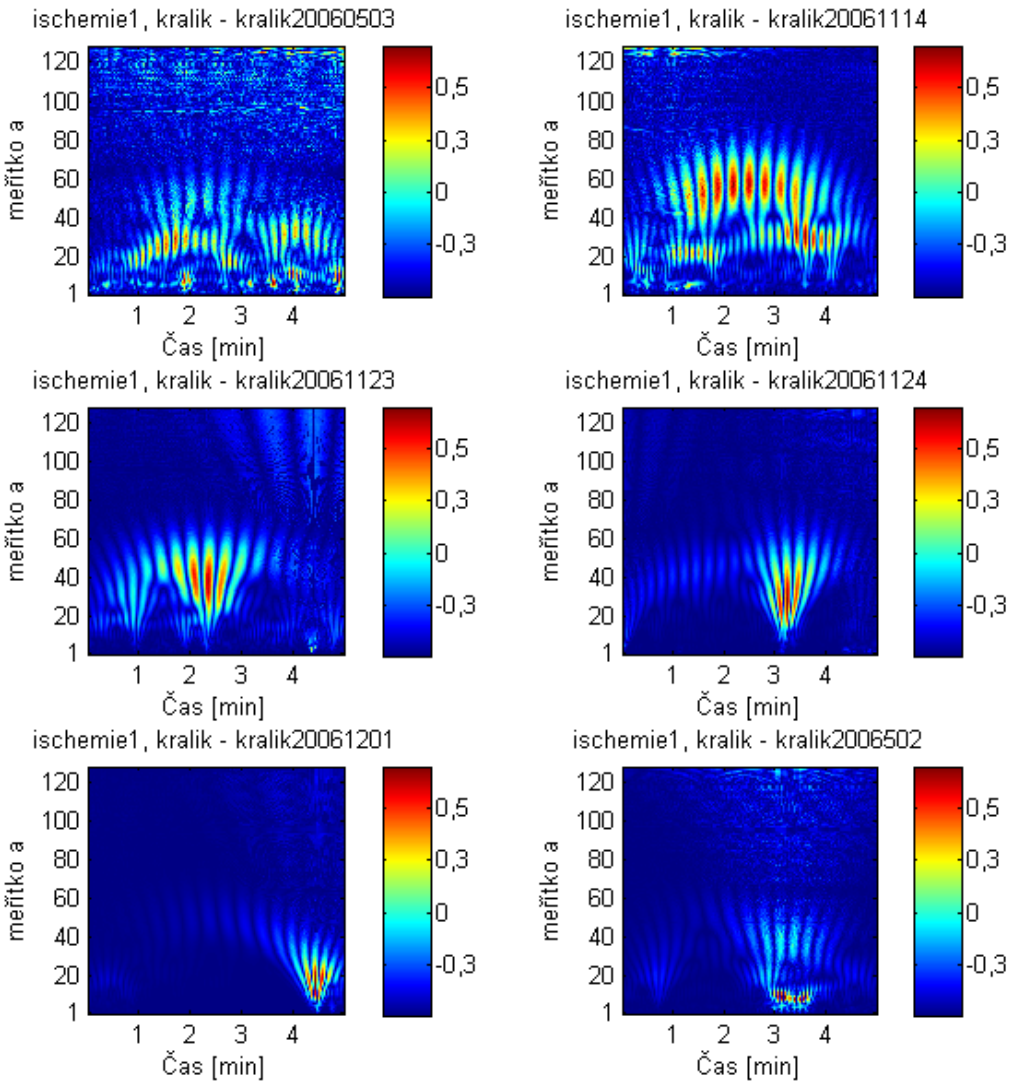
Při hodnocení analýzy vlnkovou transformací se využívá škálogramů, grafů, pomocí nichž můžeme vizuálně hodnotit výsledky. Krom škálogramů se hodnotí také číselné koeficienty vlnkové transformace vyjadřující hustotu energie na daném měřítku.

Pro analýzu vlnkovou transformaci byla vybrána vlnka Morletova, jež se zdá být nejvhodnější. Vlnka byla rovněž použita i v dalších experimentech, které již byly zmíněny výše.

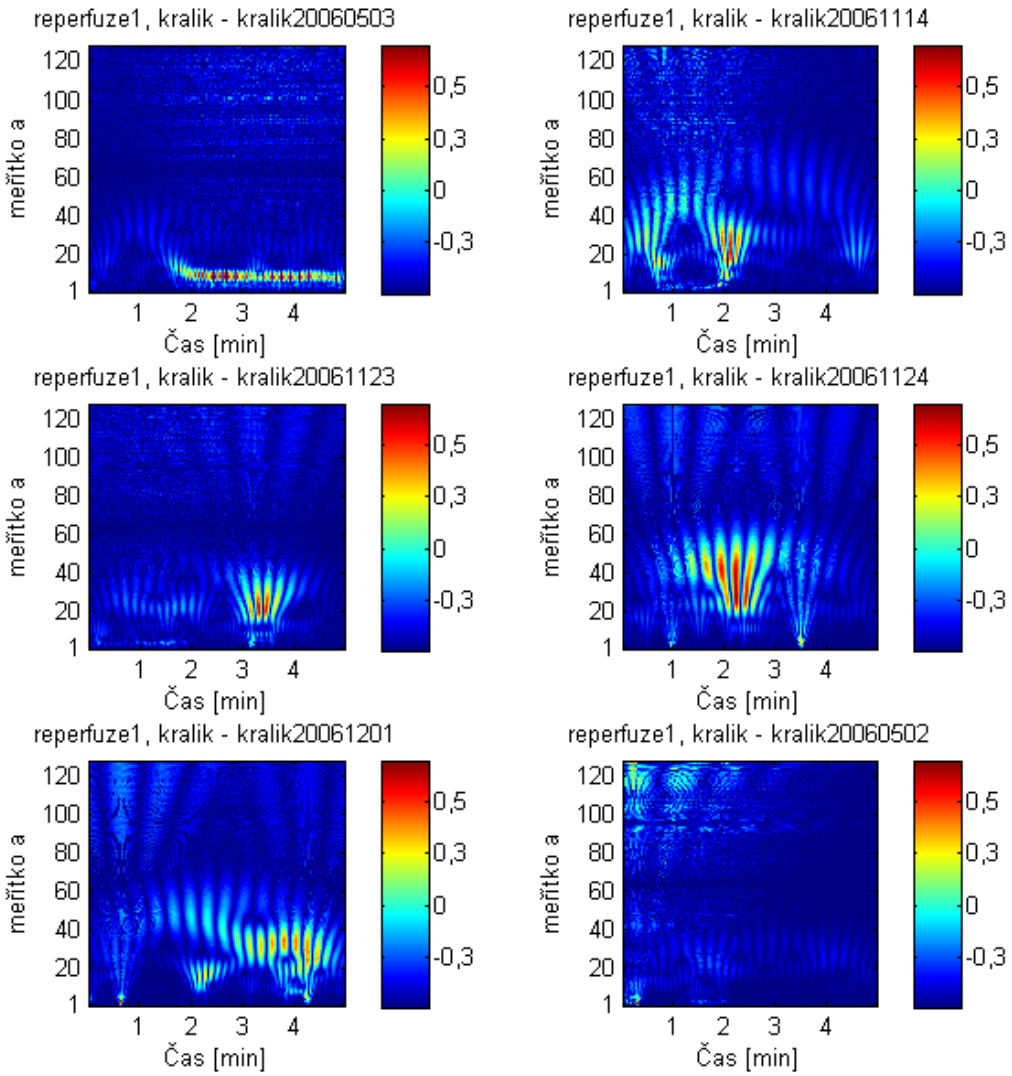
Získaná a zpracovaná data byla zpracována pomocí aplikace popsané výše. Výsledné grafy vlnkových transformací dat jsou zobrazeny na následujících obrázcích (Obrázek 21Škálogramy kontrol pro jednotlivé králíky, Obrázek 22 Škálogramy ischemií 1 pro jednotlivé králíky, Obrázek 23 Škálogramy reperfuzí 1 pro jednotlivé králíky, Obrázek 24 Škálogramy ischemií 2 pro jednotlivé králíky, Obrázek 25 Škálogramy reperfuzí 2 pro jednotlivé králíky, Obrázek 26 Škálogramy ischemií 3 pro jednotlivé králíky, Obrázek 27 Škálogramy reperfuzí 3 pro jednotlivé králíky).



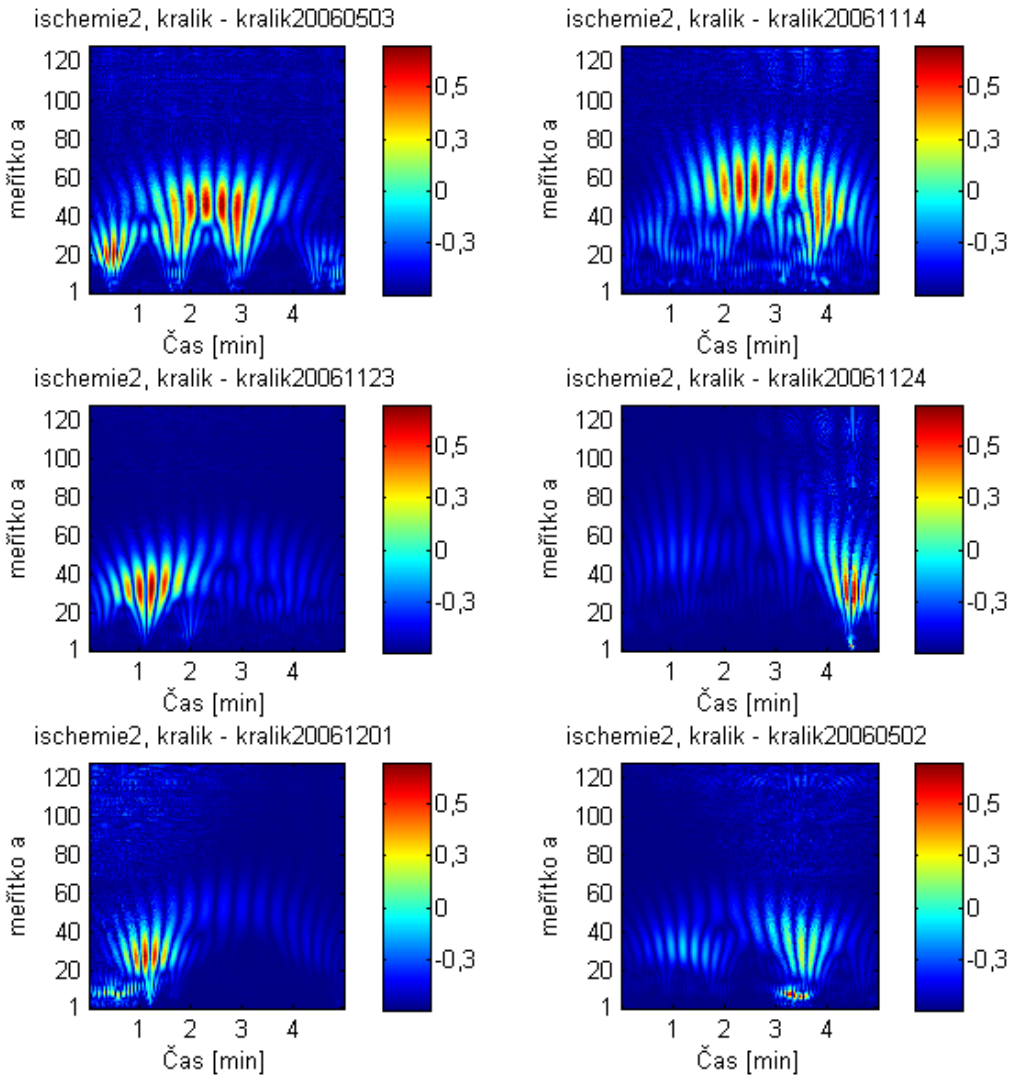
Obrázek 21Škálogramy kontrol pro jednotlivé králíky



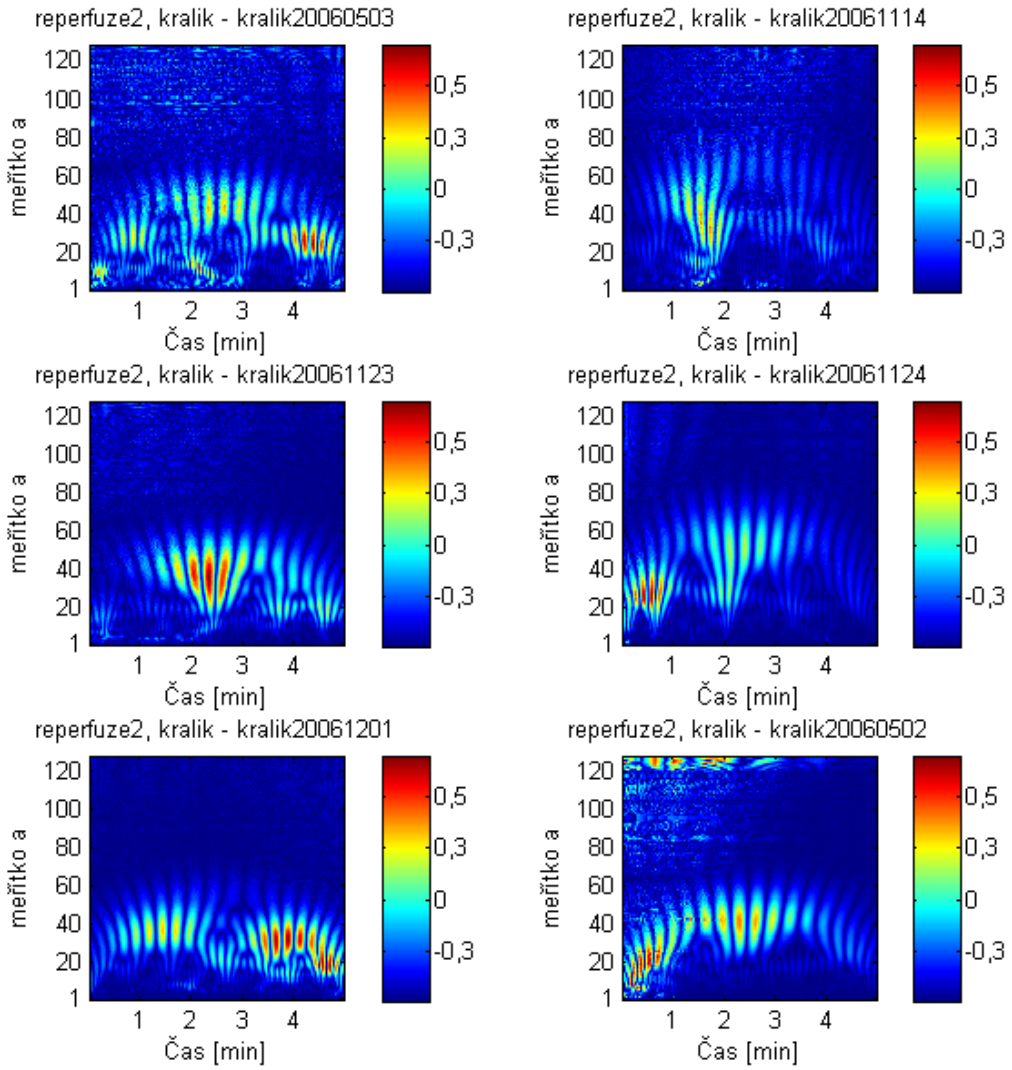
Obrázek 22 Škálogramy ischemií 1 pro jednotlivé králíky



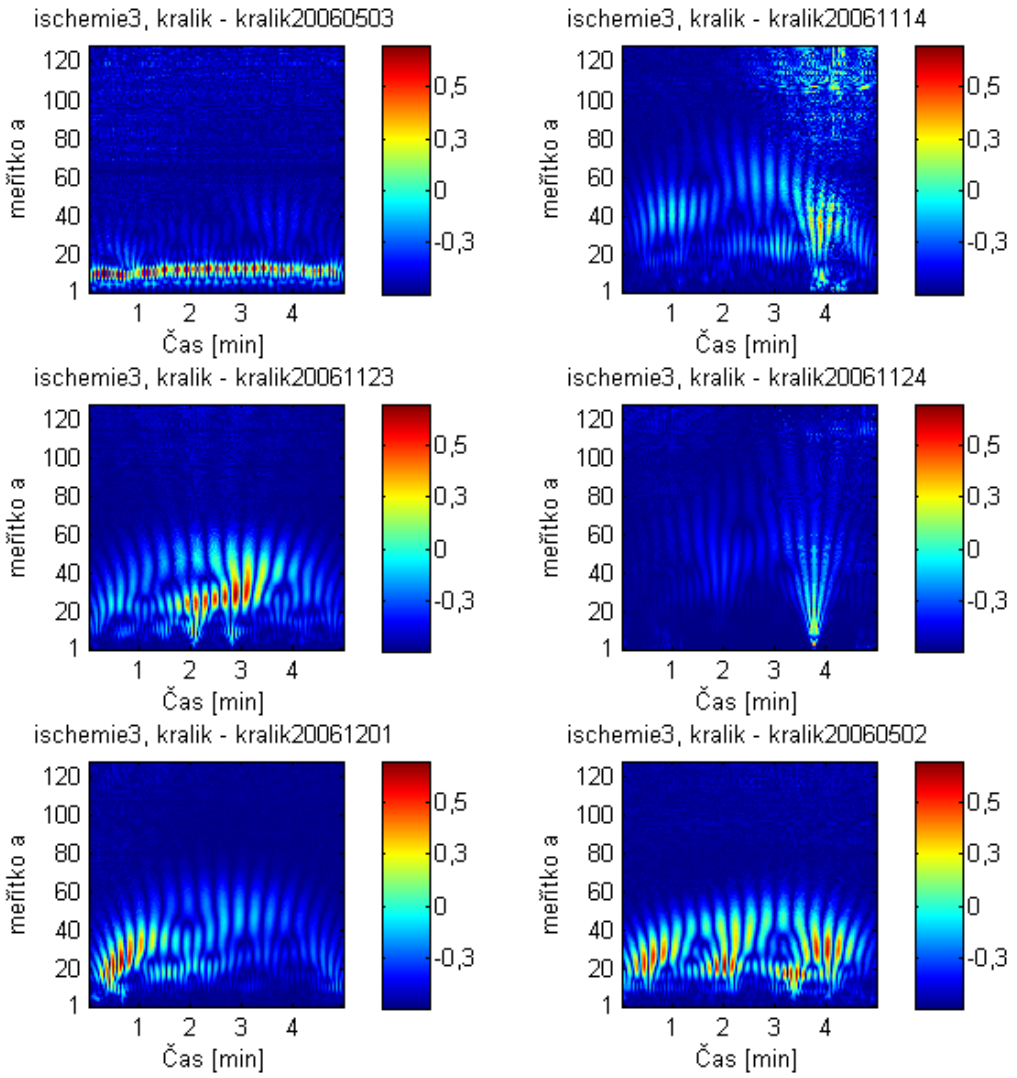
Obrázek 23 Škálogramy reperfuzí 1 pro jednotlivé králíky



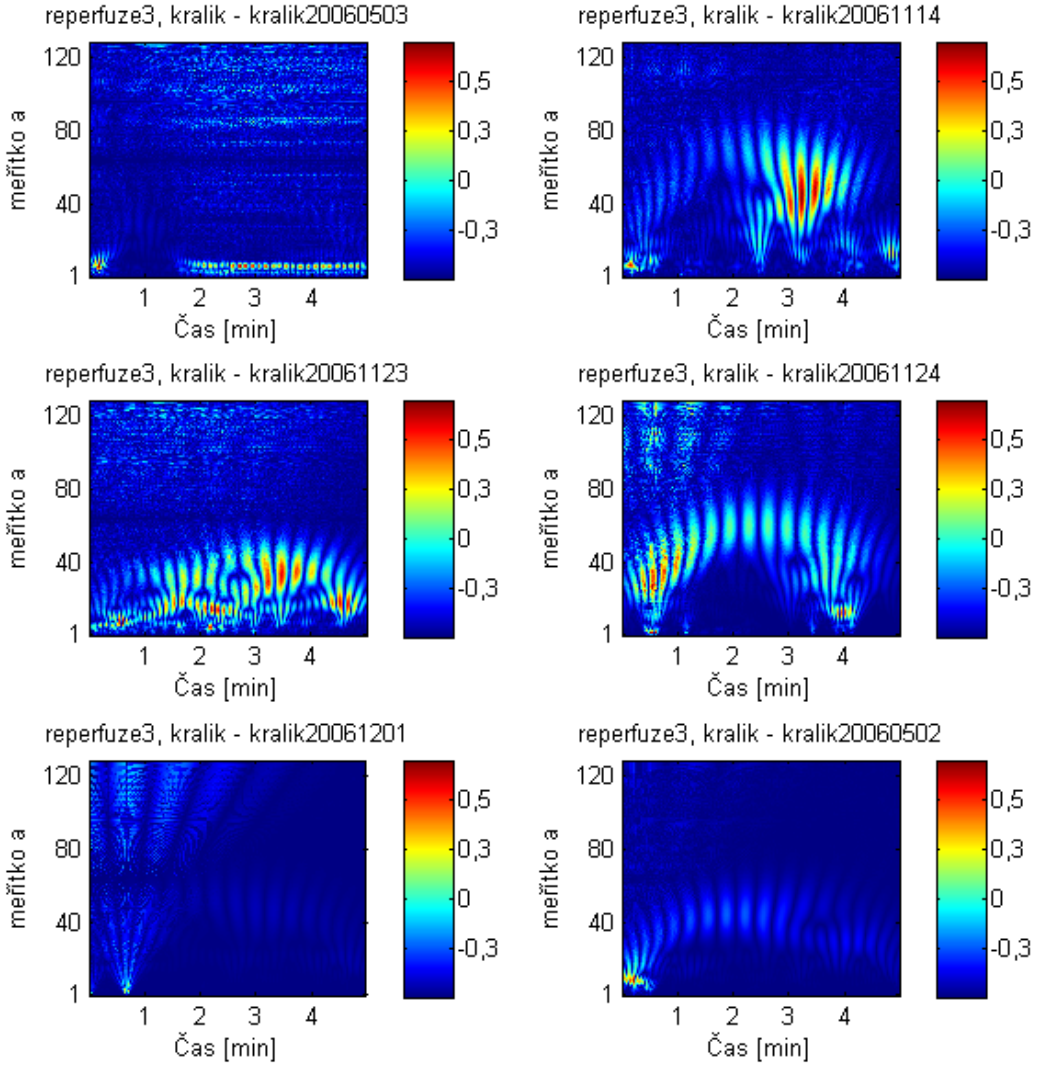
Obrázek 24 Škálogramy ischemií 2 pro jednotlivé králíky



Obrázek 25 Škálogramy reperfuzí 2 pro jednotlivé králíky



Obrázek 26 Škálogramy ischemií 3 pro jednotlivé králíky



Obrázek 27 Škálogramy reperfuzí 3 pro jednotlivé králíky

Při srovnání jednotlivých fází mezi sebou lze říci, že výsledná data jednotlivých králíků nejsou homogenní v jednotlivých fázích a v určitých případech se dost liší. Tato skutečnost je zjevná již při pohledu na kontrolní fázi, kde by se čekala podobnost škálogramů. V kontrolní fázi pro 6 zvířat je možno vidět dvě trojice odlišných dat, což může vyvolat zkreslené výsledky u následného hodnocení.

Při hodnocení první ischemické fáze vůči kontrole lze říci, že u králíka 20060503 a 20060502 došlo ke změně polohy energetických center do nižšího měřítka. U králíků 20061114 a 20061124 došlo k výraznému nárůstu energetických center. V první ischemické fázi jsou všechny škálogramy opět nehomogenní a nevykazují žádný výrazný jednotný prvek.

Podobná situace nastává pro reperfuzi 1, výsledné škálogramy vykazují pouze malou podobnost.

Jistá podobnost se nachází až ve fázi reperfuze 2, kde všechny vzorky vykazují energetická centra v pásu 40 na měřítku a.

Obecně pro vizuální popis obrázků lze říci, že energetická centra v kontrolních fázích se nachází ve vyšších částech měřítka a, u reperfuzí a ischemií dochází k obecně nižšímu umístění energetických center. Rovněž se dá říci, že energie grafu po několika fázích ischemie slábnou.

Pro objektivní hodnocení bylo vymezeno 5 pásem na měřítku a (pásma 1-20, 20-40, 40-60, 60-80, 80-100). V pásmech jsou následně sečteny koeficienty představující energie. V rámci jednoho pásma jsou pak tyto energie porovnávány v jednotlivých fázích kontroly, ischemií a reperfuzí. Hodnoty energií pro daná pásma jsou zapsány v následujících tabulkách (Tabulka 9 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 1-20 na měřítku a,

Tabulka 10 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 20-40 na měřítku a, Tabulka 11 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 40-60 na měřítku a,

Tabulka 12 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 60-80 na měřítku a,

Tabulka 13 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 80-100 na měřítku a)

Tabulka 9 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 1-20 na měřítku a

	pásmo 1-20						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
	Koeficienty vlnkové transformace						
20060503	0,025	0,002	0,140	0,009	-0,090	0,071	0,029
20061114	0,011	-0,013	-0,187	0,138	-0,106	-0,061	0,475
20061123	-0,009	0,450	-0,073	-0,385	-0,418	-0,527	-0,263
20061124	-0,004	0,246	0,492	-0,422	0,316	0,140	0,645
20061201	-0,066	-2,085	-0,106	-0,127	-0,291	-0,101	-0,161
20060502	-0,099	0,056	-0,067	-0,102	0,045	0,043	0,266

Tabulka 10 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 20-40 na měřítku a

	pásmo 20-40						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
	Koeficienty vlnkové transformace						
20060503	0,194	0,040	-0,127	0,032	0,049	-0,146	-0,037
20061114	-0,070	0,002	0,307	-0,267	0,180	0,084	-0,640
20061123	-0,155	-0,560	0,105	0,518	0,299	0,487	0,299
20061124	-0,005	-0,301	-0,771	1,065	-0,493	-0,117	-0,345
20061201	0,060	1,122	0,180	0,153	0,180	0,104	0,101
20060502	0,450	-0,055	0,100	0,136	0,044	-0,007	-0,232

Tabulka 11 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 40-60 na měřítku a

	pásmo 40-60						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
	Koeficienty vlnkové transformace						
20060503	0,194	-0,046	-0,048	-0,173	0,013	0,093	-0,019
20061114	-0,070	0,115	-0,307	0,282	-0,178	-0,066	0,345
20061123	-0,155	-0,040	0,089	-0,224	0,249	0,112	0,257
20061124	-0,005	-0,019	0,337	-1,121	0,408	-0,078	-1,323
20061201	0,060	0,940	-0,164	-0,253	0,182	-0,019	0,046
20060502	0,450	-0,005	0,076	-0,012	0,056	-0,038	-0,285

Tabulka 12 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 60-80 na měřítku a

	pásmo 60-80						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
	Koeficienty vlnkové transformace						
20060503	0,020	0,012	-0,021	-0,044	-0,025	0,025	0,016
20061114	-0,035	-0,022	0,061	-0,147	0,099	0,043	-0,141
20061123	-0,245	-0,042	0,106	-0,140	0,034	-0,042	0,146
20061124	-0,113	0,078	-0,177	0,557	-0,102	0,111	0,195
20061201	-0,019	-0,468	-0,031	-0,243	0,002	-0,012	-0,012
20060502	0,439	-0,002	0,031	0,002	0,081	0,005	-0,067

Tabulka 13 Koeficienty vlnkové transformace pro pásmo 80-100 na měřítku a

	pásmo 80-100						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
	Koeficienty vlnkové transformace						
20060503	0,227	0,000	0,013	-0,042	-0,030	0,017	-0,014
20061114	-0,040	0,076	-0,077	0,050	-0,038	-0,018	0,007
20061123	0,067	-0,177	0,113	0,032	0,039	0,090	0,263
20061124	0,120	-0,168	-0,052	-0,034	0,097	-0,151	-1,107
20061201	0,117	-0,055	0,023	-0,213	0,071	-0,023	-0,112
20060502	-0,054	-0,022	-0,054	0,043	0,071	0,003	-0,131

Hodnoty jsou testovány opět Wilcoxonovým testem tím způsobem, že porovnáváme jednotlivé fáze s kontrolní a následně páry ischemie1-reperfuze1, ischemie2-reperfuze2, ischemie3-reperfuze3 mezi sebou.

Výsledkem je následující tabulka p-hodnot (Tabulka 14 Statistická významnost analýzy vlnkovou transformací).

Tabulka 14 Statistická významnost analýzy vlnkovou transformací

	pásmo 1-20	pásmo 20-40	pásmo 40-60	pásmo 60-80	pásmo 80-100
	p-hodnota				
kontrola-ischemie1	0,753153	0,463072	0,916512	0,753153	0,115852
kontrola-reperfuze1	0,916512	0,600180	0,753153	0,753153	0,115852
kontrola-ischemie2	0,172956	0,753153	0,115852	0,600180	0,248865
kontrola-reperfuze2	0,600180	0,753153	0,600180	0,753153	0,345448
kontrola-ischemie3	0,916512	0,916512	0,345448	0,345448	0,345448
kontrola-reperfuze3	0,248865	0,248865	0,463072	0,916512	0,172956
ischemie1-reperfuze1	0,753153	0,753153	0,753153	0,345448	0,463072
ischemie2-reperfuze2	0,753153	0,600180	0,172956	0,345448	0,172956
ischemie3-reperfuze3	0,115852	0,074736	0,753153	0,916512	0,345448

Při hodnocení statistickým Wilcoxonovým párovým testem se zjistilo, že žádná z hodnot není statisticky významná v žádném pásmu na měřítku a. Proto se přijímá nulová hypotéza, která říká, že hodnoty jsou náhodné. Podle tohoto ischemie nemá vliv na variabilitu srdečního rytmu.

Výsledek byl nicméně očekávaný, protože všechny fáze jsou srovnávány s fází kontrolní. Při pohledu na škálogramy jednotlivých vzorků v kontrolní fázi lze zjistit, že jedna trojice se zcela liší od trojice druhé. Hodnoty se pak jeví náhodné a indikují chybu

při následném zpracovávání. Proto analýza v rámci jednotlivých pásem pro nás není významná.

Dle vizuálního hodnocení ale lze vidět, že v kontrolní fázi je energie jednotlivých králíků soustředěna výše než u ostatních fází. Proto druhou perspektivnější metodou hodnocení je porovnání poměrových hodnot energií soustředících se v první polovině a druhé polovině na měřítku a vůči celkové energii jednotlivých králíků. Důvodem je to, že každý králík je jiný a při pohledu na kontrolní fázi je vidět, že záznamy jsou velice odlišné. Poměrové hodnoty jsou uvedeny v následujících tabulkách (Tabulka 15 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 1 do 60 na měřítku a, Tabulka 16 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 60 do 120 na měřítku a).

Tabulka 15 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 1 do 60 na měřítku a

	pásmo 1-60 na měřítku a						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík	poměrové hodnoty součtů energií						
20060503,000	0,323	0,638	0,609	0,812	0,718	0,718	0,428
20061114,000	0,347	0,685	0,681	0,656	0,633	0,614	0,623
20061123,000	0,443	0,759	0,655	0,899	0,830	0,862	0,746
20061124,000	0,339	0,778	0,690	0,656	0,738	0,570	0,614
20061201,000	0,559	0,774	0,706	0,743	0,898	0,869	0,406
20060502,000	0,328	0,649	0,411	0,767	0,749	0,899	0,800

Tabulka 16 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 60 do 120 na měřítku a

	pásmo 60-120 na měřítku a						
	kontrola	ischemie1	reperfuze1	ischemie2	reperfuze2	ischemie3	reperfuze3
králík	Poměrové součty energií						
20060503	0,689	0,367	0,394	0,198	0,288	0,285	0,576
20061114	0,660	0,331	0,328	0,363	0,378	0,395	0,392
20061123	0,567	0,250	0,347	0,108	0,175	0,144	0,256
20061124	0,668	0,230	0,319	0,358	0,277	0,442	0,401
20061201	0,449	0,231	0,301	0,264	0,106	0,139	0,599
20060502	0,687	0,355	0,592	0,239	0,256	0,105	0,208

V tabulce (Tabulka 16 Poměrové hodnoty energií pro hodnoty od 60 do 120 na měřítku a) lze vidět pokles poměrových hodnot energií ve fázích ischemie a reperfuze vůči fázi kontroly.

Tabulka 17 Statistické hodnocení poměrových hodnot energií

Statistické hodnocení	
	p-hodnota
kontrola-ischemie1	0,027709
kontrola-reperfuze1	0,027709
kontrola-ischemie2	0,027709
kontrola-reperfuze2	0,027709
kontrola-ischemie3	0,027709
kontrola-reperfuze3	0,074736
ischemie1-reperfuze1	0,027709
ischemie2-reperfuze2	0,916512
ischemie3-reperfuze3	0,115852

Dle tohoto poměrového hodnocení, jenž lze vidět v tabulce (Tabulka 17 Statistické hodnocení poměrových hodnot energií), přijímáme alternativní hypotézu, ve které je řečeno, že ischemie má vliv na HRV. Statistická významnost tohoto měření byla pro hodnotu 0,05.

Na základě těchto statistických hodnocení lze říci, že vliv ischemie na HRV nelze obecně vidět na jednotlivých pásmech na měřítku a, protože musíme brát v potaz rozmanitost HRV jednotlivých králíků. Vliv ischemie na HRV lze tedy odhalit z jednotlivých poměrových hodnot energií pro dané králíky.

6.4 Srovnání metod

Jak již bylo výše zmíněno, rozdíly hodnot časových parametrů byly statisticky významné, a to především u parametrů RR a HR, na hladině významnosti 0,05. I parametr RMSSD vykazoval určité změny a statistickou významnost při 0,05 ovšem pouze při 2 testech. Na základě těchto hodnocení byla přijata alternativní hypotéza tvrdící, že hodnoty v jednotlivých fázích nejsou náhodné a tedy že ischemie má vliv na HRV.

Na základě hodnocení vlnkovou transformací se zjistilo, že ischemie je ovlivněna HRV. Tohoto bylo dokázáno z odlišnosti poměrových hodnot energií v jednotlivých fázích kontroly, ischemie a reperfuze. Data zhodnocené Wilcoxonovým testem byly statisticky významné při hladině významnosti 0,05.

Obě z metod byly hodnoceny statistickým Wilcoxonovým testem při stejné hladině významnosti, proto je můžeme srovnávat. Výsledky obou metod indikovaly, že ischemie má vliv na HRV. U metod časových se dá tento vliv rozpoznat především u parametrů RR a HR a u metody vlnkovou transformací poměrovými hodnotami energií. Srovnání p-hodnot obou metod lze vidět v tabulce (Tabulka 18 Srovnání p-hodnot časových metod a vlnkové transformace).

Tabulka 18 Srovnání p-hodnot časových metod a vlnkové transformace

Statistické hodnocení			
	Časové metody		Vlnková transformace
	RR	HR	
	p-hodnota	p-hodnota	p-hodnota
kontrola-ischemie1	0,027708557	0,027708557	0,027709
kontrola-reperfuze1	0,027708557	0,027708557	0,027709
kontrola-ischemie2	0,027708557	0,027708557	0,027709
kontrola-reperfuze2	0,027708557	0,027708557	0,027709
kontrola-ischemie3	0,027708557	0,027708557	0,027709
kontrola-reperfuze3	0,027708557	0,345448243	0,074736
ischemie1-reperfuze1	0,046400306	0,046400	0,027709
ischemie2-reperfuze2	0,463071553	0,463072	0,916512
ischemie3-reperfuze3	0,046400306	0,046400	0,115852

Z této tabulky (Tabulka 18 Srovnání p-hodnot časových metod a vlnkové transformace) lze vidět, že výsledně p-hodnoty časových metod a vlnkové transformace jednotlivých fází vzhledem k ischemii jsou přibližně srovnatelné.

Ovšem porovnání metod v této práci není zcela objektivní a výsledky nelze zobecňovat. Důvodem je malý počet vzorků. Nedostatek dat může být i příčinou možných falešných platností alternativních hypotéz u časových metod, popř. u vlnkové transformace.

7 Obecné zhodnocení metod

Tato práce je zaměřena na analýzu HRV, která porovnává především signál HRV v průběhu fází ichemických a reperfuzních a fáze kontrolní. Jelikož je signál HRV nestacionární, jsou pro jeho zpracování vhodné metody časové a metoda vlnkové transformace reprezentující metody časově frekvenční.

Tyto 2 druhy metod, časové metody a vlnková transformace, lze obecně porovnávat z různých hledisek a zjistit tak jejich výhody a nevýhody:

1. Interpolace signálu – jelikož jsou obě metody uzpůsobeny zpracovávání nestacionárních signálů, tento problém interpolace odpadává.
2. Výpočet – z hlediska výpočtu je jednodušší použít metody časové. U WT je výpočet složitější z hlediska celkového postupu.
3. Správnost metody – Pokud se hovoří o metodách časových, je nutno zvolit správnou metodu pro zpracování signálu HRV. Zde se jedná především o délku záznamu, podle níž se volí vhodná metoda, jinak by došlo ke zkreslení výsledků. Ovšem dle cíle se řídí i vlnková transformace, kde se musí vhodně zvolit mateřská vlnka.
4. Autonomní nervový systém – dle parametrů časových metod lze porovnáním parametrů zjistit celkové zvýšení či snížení sympatické či parasympatické kontroly. Avšak jelikož je WT časově frekvenční metodou, jsme schopni tuto regulaci autonomním nervovým systémem lokalizovat v jednotlivých časech. Je to dáno tím, že WT určí vyskytující se frekvence v jednotlivých časech a podle velikosti dané frekvence (nízké či vysoké) je možno rozpoznat, zda jde o vliv sympatiku či parasympatiku. Především díky této vysoké časové a frekvenční rozlišovací schopnosti je tato používána při různých studiích spojenou s analýzou HRV. WT je schopna lokalizovat patologický výskyt frekvencí v jednotlivých stádiích srdečního cyklu.
5. Průkaznost – obecně lze říci, že ve zmíněných studiích srovnání zdravých a pacientů s ischémií byla úspěšnější metoda vlnkové transformace. Ovšem v rámci této bakalářské práce byla průkaznější metoda časových parametrů. Konkrétně parametrem RR a HR se prokázal vliv ischemie na HRV a to při statistické významnosti 0,05. Metoda vlnkové transformace byla neprůkazná při hladině významnosti 0,05 ve všech pásmech. V rámci této bakalářské práce jsou obě metody, metoda vlnkové transformace i metody časové, srovnatelné na základě tabulky p-hodnot (Tabulka 18 Srovnání p-hodnot časových metod a vlnkové transformace). Oběma metodami bylo prokázáno, že hodnoty v jednotlivých fázích nejsou náhodné a že ischemie má vliv na HRV.

8 Závěr

V této práci bylo popsáno a definováno HRV a také vlivy působící na něj. Dále byly uvedeny metody analýzy HRV, tedy vlnková transformace a časové metody. Rovněž byly uvedeny studie využívající tyto metody k analýze HRV a k prokázání vztahu HRV k ischemii. Následně byly metody užity a porovnány.

Pro použití metod časových a vlnkové transformace byla vytvořena aplikace v programu Matlab. Aplikace umožňuje uživatelům snadné získání koeficientů vlnkové transformace a časových parametrů, na jejichž základě byla prováděna hodnocení.

Všechny uvedené studie zabývající se vztahem ischemie a HRV signálem byly pozitivní ve svém výsledku při vysoké statistické významnosti. V rámci této práce byl metodou vlnkové transformace rovněž potvrzen vliv ischemie na HRV a to poklesem poměrových hodnot energií ve fázích ischemie a reperfuze při pásmu 60-120 na měřítku a.

Časové metody, které při studiích nevykazovaly tak velký význam jako metoda vlnkové transformace, se v rámci této práce naopak ukázala jako velice perspektivní v hodnocení vlivu ischemie na HRV. Při hodnocení časových parametrů se ukázaly všechny hodnoty statisticky významné pro parametry RR a HR.

Z porovnání těchto dvou metod lze vyvodit, že metoda vlnkové transformace je teoreticky mnohem výhodnější, než jsou metody časové. Avšak v rámci práce bylo dosaženo z metod časových i metody vlnkové transformace srovnatelných výsledků.

Seznam použité literatury

[1] Malik, M. Circulation. HeartRate Variability: Standard sofMeasurement, PsysiologicalInterpretation, 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] Škrtel, K.: Analýza variability srdečního rytmu, rok 2008. Dostupné z: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=7144

[3] Tarvainen, M. P., Niskanen, J-P.: KubiosHRVUser´sGuide

[4] Hradec, J., Býma, S.: Doporučený diagnostický a léčebný postup pro všeobecné praktické lékaře, rok 2007. Dostupné z: http://www.svl.cz/Files/nastenka/page_4766/Version1/ICHS.pdf

[5] Nolan, J., Batin, P.D. atall.: Prospective Study of HeartRae Variability and Mortality in ChronicHeart Failure: Results of the United KingdomHeart Failure Evaluation and Assessment of Risk Trial (UK-Heart). Dostupné z: http://circ.ahajournals.org/content/98/15/1510.full

[6] Bellada, L.: Waveletová transformace, rok 2005. Dostupné z: http://num.kma.zcu.cz/galerie/MM-prace/Galerie%20MM%202006/Bellada-Waveletova%20transformace.pdf

[7] Jan, J.: Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů, rok 2002

[8] Šmíd, R.: Úvod do vlnkové transformace. Dostupné z: http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/wavelet-intro-html.html

[9] Gamero, L. G., Vila, J.: Wavelettransformanalysis of heartrate variability duringmyocardialischaemia, rok 2002. Dostupné z: http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF02347698?LI=true#page-1

[10] Neto, J. S. atall.: Trajectories of Spectral Cluster sofHRVRelated to Myocardial Ischemic Episodes. Dostupné z: http://pgea.unb.br/~joaoluiz/pdf/cbeb2002_wavelets.pdf

[11] Palko, Lukáš, Úvod do Gaborovy transformace a její srovnání s vlnkovou transformací. Dostupné z: http://www.elektrorevue.cz/clanky/06033/index.html

[12] Ingle, Atul, Detrendnonlin.mat. Dostupné z: http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35162-detrend-non-linear-data/content/detrendnonlin.m

Seznam použitých zkratek

CWT – Spojitá vlnková transformace

DWT – Diskrétní vlnková transformace

EG – Elektrogram

EKG – Elektrokardiogram

FT – Fourierova transformace

HF – Vysokofrekvenční složka

$\overline{HR}$ – Průměrná srdeční frekvence

HRV – Variabilita srdečního rytmu

IPFM – Integral Pulse FrequenceModulator

LF – Nízkofrekvenční složka

MRA – MultiResolutionAnalysis

NN50 – Počet postupných intervalů lišících se o více než 50 ms

pNN50 – NN50 vydělený celkovým počtem RR intervalů

PSD – spektrální hustota řady RR

QRS – komplex QRS

RMSSD – Čtverec průměrných druhých mocnin rozdílů postupných RR intervalů

$\overline{RR}$ - Průměr RR intervalů

SD1 – směrodatná odchylka bodů na hlavní diagonále elipsy u Poincarého zobrazení

SD2 – směrodatná odchylka bodů kolmá na hlavní diagonálu u Poincarého zobrazení

SDNN – Standardní odchylka RR intervalů

SDSD – Standardní odchylka postupných rozdílů RR intervalů

TINN – Základní šířka histogramu RR intervalů

VLF – složka o velmi nízkých frekvencích

WT – vlnková transformace

Přílohy

V příloze na CD je program pro aplikaci zpracovávající signál HRV:

- Funkce loadsig_2.mat
- Funkce loadsig_2.fig
- Funkce detrendnonlin.mat