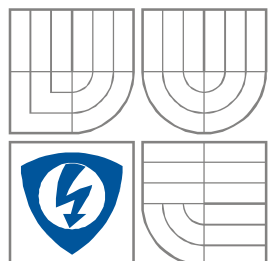


**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



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

**FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

# **ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU**

ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**  
MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

**Bc. KAROL ŠKRTEL**

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

**prof. Ing. IVO PROVAZNÍK, Ph.D.**

**BRNO, 2008**

# LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

## 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Karol Škrtel  
Bytem: Rozkvet 2033/71, 017 01 Považská Bystrica, Slovensko  
Narozen/a (datum a místo): 21. mája 1984, Považská Bystrica

(dále jen „autor“)

a

## 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 244/53, 602 00Brno 2  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Ing. Jiří Jan,CSc, předseda rady oboru Biomedicíncké a ekologické inženýrství  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
  - diplomová práce
  - bakalářská práce
  - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Analýza variability srdečního rytmu

Vedoucí/ školitel VŠKP: prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: 9. - 10. 6. 2008

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ihned po uzavření této smlouvy
  - 1 rok po uzavření této smlouvy
  - 3 roky po uzavření této smlouvy
  - 5 let po uzavření této smlouvy
  - 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

## **ABSTRAKT**

Projekt se věnuje popisu metod vhodných pro sledování změn srdečního rytmu v záznamu EKG signálu. Variabilita srdečního rytmu (HRV) je parametr, který sleduje proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami a zpravidla se vynáší jako závislost okamžitého srdečního pulsu nebo časových intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase. Může být hodnocená buď v časové anebo ve frekvenční oblasti. V prostředí Matlab byl naprogramován algoritmus, realizovaný jako funkce, který počítá parametry variability srdečního rytmu pro sadu EKG signálů. Analýza v časové oblasti poukazuje na vysokou korelaci jednotlivých parametrů navzájem, a taktéž na korelaci parametrů se signálem HRV. Výsledky ve frekvenční oblasti poukazují na podobnost výkonových spekter počítaných dvěma různými způsoby (z interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV). Funkčnost algoritmu byla ověřena na každém signálu, a výsledky projektu mají význam pro vývoj metod analýzy EKG signálu se zaměřením na sledování patologických změn ve jeho rytmu.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Variabilita srdečního rytmu, EKG signál, časová oblast, frekvenční oblast, analýza, Matlab, NN interval

## **ABSTRACT**

The project describes the methods useful for observe changes of heart rate in ECG signal. Heart rate variability become (HRV) the conventionally accepted term to describe variations of NN intervals between consecutive heart beats and generally it is function of instantaneous heart rate or NN interval on time. HRV may be evaluated by time domain or frequency domain measures. In Matlab was developed algorithm, realized like function, which counts HRV parameters from ECG signal series. Analysis in time domain adverts to high correlation between statistic and geometric parameters and similarly with signal HRV. Results of frequency domain analysis shows similarity of power spectral density, which was calculated by two different ways (from interpolated and no interpolated signal HRV). Functionality of developed algorithm was verified on each signal. Project results have signification in progress of analysis ECG signal methods with a view to observe pathological changes in heart rate.

## **KEYWORDS**

Heart rate variability, ECG signal, time domain, frequency domain, analysis, Matlab, NN interval

**BIBLIOGRAFICKÁ CITACE:**

ŠKRTEL, K. *Analýza 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.

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Analýza variability srdečního rytmu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....  
podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce Prof. Ing. Ivo Provazníkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 30. května 2008

.....  
podpis autora

# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE</b> .....	<b>13</b>
2.1	Funkční charakteristika srdce .....	13
2.2	Vznik a vedení srdečního vzruchu .....	13
2.3	Regulace srdeční činnosti .....	14
<b>3</b>	<b>ELEKTROKARDIOGRAM – EKG</b> .....	<b>16</b>
3.1	Snímání elektrické aktivity srdce .....	16
3.2	Elektrokardiografické svody .....	16
3.3	Základní tvar elektrokardiogramu .....	17
3.4	Technické požadavky na elektrokardiograf .....	19
3.5	Obvody elektrokardiografu .....	19
<b>4</b>	<b>VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU</b> .....	<b>21</b>
4.1	Úvod .....	21
4.2	Definice .....	21
4.3	Metody měření HRV .....	23
4.3.1	Metody v časové oblasti .....	23
4.3.1.1	Statistické metody .....	23
4.3.1.2	Geometrické metody .....	24
4.3.1.3	Shrnutí a doporučení .....	25
4.3.2	Metody ve frekvenční oblasti .....	26
4.3.2.1	Spektrální složky krátkodobých záznamů .....	26
4.3.2.2	Spektrální složky dlouhodobých záznamů .....	27
4.3.2.3	Technické požadavky a doporučení .....	28
4.3.2.4	Standarty algoritmů a doporučení .....	29
4.3.3	Normální hodnoty standardních parametrů HRV .....	31
4.4	Výběr optimálního způsobu analýzy HRV .....	31
4.5	Požadavky na zařízení sloužící k analýze HRV .....	32
4.6	Klinický význam HRV .....	33
<b>5</b>	<b>ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA EKG SIGNÁLU V PROSTŘEDÍ MATLAB</b> .....	<b>34</b>
5.1	Konverze signálů .....	35
5.2	Filtrace EKG signálů .....	36
5.3	Detekce QRS komplexů .....	37
5.4	Výpočet NN intervalů .....	39
5.5	Analýza v časové oblasti .....	41
5.6	Analýza ve frekvenční oblasti .....	43
<b>6</b>	<b>VÝSLEDNÁ FUNKCE A JEJÍ POUŽITÍ</b> .....	<b>47</b>
<b>7</b>	<b>VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ</b> .....	<b>49</b>
7.1	Vyhodnocení výsledků analýzy v časové oblasti .....	49
7.2	Vyhodnocení výsledků HRV .....	51
7.3	Vyhodnocení výsledků analýzy ve frekvenční oblasti .....	53
<b>8</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>58</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b> .....	<b>60</b>
	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ</b> .....	<b>61</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b> .....	<b>63</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2.1	<i>Převodový systém srdce</i> .....	13
Obr. 2.2	<i>Klidový a akční potenciál</i> .....	14
Obr. 3.1	<i>Svody I, II, III. – bipolární končetinové svody</i> .....	16
Obr. 3.2	<i>Svody aVR, aVL, aVF – unipolární končetinové svody</i> .....	17
Obr. 3.3	<i>Svody V<sub>1</sub> až V<sub>6</sub> – unipolární hrudní svody</i> .....	17
Obr. 3.4	<i>Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých intervalů křivky EKG</i> .....	19
Obr. 3.5	<i>Blokové schéma jednokanálového elektrokardiografu</i> .....	20
Obr. 4.1	<i>Vliv emocí na HRV</i> .....	22
Obr. 4.2	<i>Příklad geometrického parametru</i> .....	24
Obr. 4.3	<i>Porovnání spektrální analýzy (autoregresivní model, 12. řád)</i> .....	27
Obr. 4.4	<i>Příklad odhadu výkonové spektrální hustoty</i> .....	28
Obr. 4.5	<i>Spektrální analýza</i> .....	30
Obr. 4.6	<i>Blokové schéma za účelem získat data pro analýzu HRV</i> .....	32
Obr. 5.1	<i>Rušení signálu EKG</i> .....	36
Obr. 5.2	<i>Porovnání EKG signálu před a po filtraci, signál 301</i> .....	37
Obr. 5.3	<i>Blokové schéma detekce QRS komplexů</i> .....	38
Obr. 5.4	<i>Detekované QRS komplexy, signál 301</i> .....	39
Obr. 5.5	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 301</i> .....	40
Obr. 5.6	<i>Detail variability srdečního rytmu, signál 301</i> .....	41
Obr. 5.7	<i>Hustota distribuce NN intervalů, signál 301</i> .....	42
Obr. 5.8	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 301</i> .....	44
Obr. 5.9	<i>Detail výkonového spektrum HRV, signál 301</i> .....	45
Obr. 6.1	<i>Definice funkce HRV</i> .....	47
Obr. 6.2	<i>Příklad použití funkce HRV s následným výpisem parametrů</i> .....	48
Obr. 7.1	<i>Tvarová změna EKG signálu, signál 300</i> .....	52
Obr. 7.2	<i>Chybná detekce QRS komplexů, signál 304</i> .....	53
Obr. 300 a	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 300</i> .....	65
Obr. 300 b	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 300</i> .....	65
Obr. 301 a	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 301</i> .....	67
Obr. 301 b	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 301</i> .....	67
Obr. 304 a	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 304</i> .....	69
Obr. 304 b	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 304</i> .....	69
Obr. 306 a	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 306</i> .....	71
Obr. 306 b	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 306</i> .....	71
Obr. 307 a	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 307</i> .....	73
Obr. 307 b	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 307</i> .....	73
Obr. 309 a	<i>Variabilita srdečního rytmu, signál 309</i> .....	75
Obr. 309 b	<i>Výkonové spektrum HRV, signál 309</i> .....	75

## SEZNAM TABULEK

Tab. 4.1	<i>Vybrané parametry HRV v časové oblasti</i> .....	25
Tab. 4.2	<i>Vybrané parametry HRV ve frekvenční oblasti</i> .....	28
Tab. 4.3	<i>Normální hodnoty standardních parametrů HRV</i> .....	31
Tab. 7.1	<i>Hodnoty normalizovaných výkonů a jejich porovnání</i> .....	54
Tab. 7.2	<i>Hodnoty parametru LF/HF a jejich porovnání</i> .....	55
Tab. 7.3	<i>Hodnoty frekvence maxima v pásmu HF</i> .....	55
Tab. 300 a	<i>Parametry HRV v časové oblasti, signál 300</i> .....	64
Tab. 300 b	<i>Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 300</i> .....	64
Tab. 301 a	<i>Parametry HRV v časové oblasti, signál 301</i> .....	66
Tab. 301 b	<i>Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 301</i> .....	66
Tab. 304 a	<i>Parametry HRV v časové oblasti, signál 304</i> .....	68
Tab. 304 b	<i>Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 304</i> .....	68
Tab. 306 a	<i>Parametry HRV v časové oblasti, signál 306</i> .....	70
Tab. 306 b	<i>Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 306</i> .....	70
Tab. 307 a	<i>Parametry HRV v časové oblasti, signál 307</i> .....	72
Tab. 307 b	<i>Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 307</i> .....	72
Tab. 309 a	<i>Parametry HRV v časové oblasti, signál 309</i> .....	74
Tab. 309 b	<i>Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 309</i> .....	74

# 1 ÚVOD

Diplomová práce je tématicky rozdělena na dvě části. První část je věnována teoretickému rozboru dané problematiky, konkrétně diskusi obecných charakteristik srdečního rytmu, vzniku elektrické aktivity v srdci a její grafickému záznamu – elektrokardiogramu (EKG). Velká pozornost je věnována zejména variabilitě srdečního rytmu (heart rate variability – HRV). Je uvedena přesná definice HRV, podrobně rozebrány metody měření a analýzy HRV, výběr správného typu analýzy a klinický význam HRV.

Druhá část práce se věnuje praktické realizaci. Zabývá se zpracováním, analýzou a vyhodnocením HRV ze záznamů reálných signálů. Pro ověření vybraných metod vhodných pro sledování změn srdečního rytmu v záznamu EKG bylo nutné naprogramovat funkční algoritmus. Algoritmus byl navrhnut v prostředí Matlab, v kterém byly nejdříve reálné signály vhodně zpracovány, a následně analyzovány. Konečným produktem byla samostatná funkce v prostředí Matlab, která analyzovala HRV v časové a ve frekvenční oblasti. V závěru byly vyhodnoceny získané výsledky a jednotlivé metody porovnány. Výsledky projektu mají význam pro další vývoj metod analýzy EKG signálů se zaměřením na sledování patologických změn ve jeho rytmu.

## 2 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

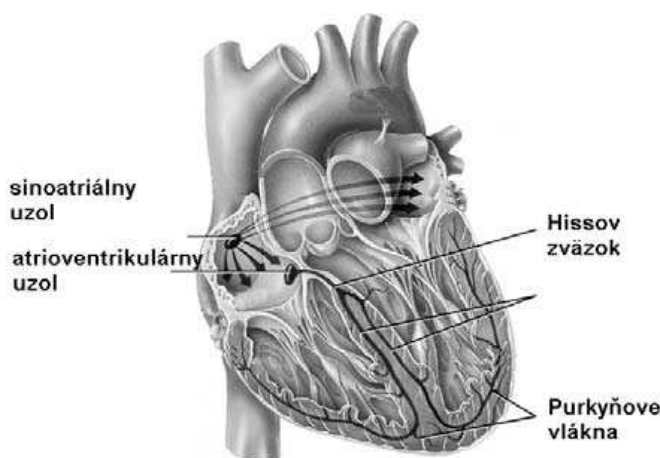
### 2.1 Funkční charakteristika srdce

Srdce je orgán schopný reagovat na podněty, které vznikají přímo v něm nebo na podněty z vnějšího prostředí. Na podráždění srdce reaguje kontrakcí. Srdce reaguje jen na prahové a nadprahové podněty. Tyto vyvolávají maximální kontrakci. Je to rozdíl od kosterních svalů, které se mohou kontrahovat s různou intenzitou. Srdeční sval reaguje maximálním stáhnutím[1].

Srdce stejně jako všechny vnitřní orgány, je inervované vegetativními nervi (sympatikus a parasympatikus). Sympatikus zvyšuje výkonnost srdce, parasympatikus působí opačně.

Podněty k vlastní kontrakci myokardu však vznikají ve vlastní svalovině, ve zvláštním vodivém tkanivu, které tvoří převodový systém srdce. Toto tkanivo se stavbou podobá svalovému tkanivu a funkčně nervovému tkanivu. Svým metabolismem má schopnost vyvolávat tvorbu elektrických vzruchů způsobujících kontrakci.

Převodový systém srdce začíná na začátku pravé síně v sinoatriálním uzlu (SA uzel), který je tzv. pacemaker srdce. Odtud se šíří podráždění myokardem síně k atrioventrikulárnímu uzlu, který leží v přepážce mezi síněmi. Dále pokračuje Hisovým svazkem, který se dělí na pravé a levé ramínko (Tawarové ramínka). Obě ramínka směřují k hrotu srdce a rozvětvují se do sítě Purkyněho vláken, která přenášejí podráždění na pracovní myokard[2].



Obr. 2.1 Převodový systém srdce

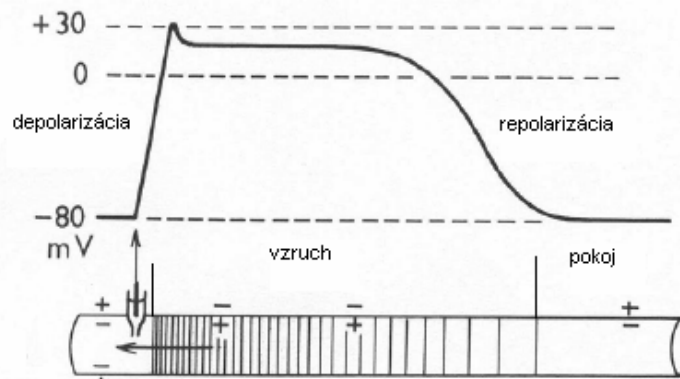
### 2.2 Vznik a vedení srdečního vzruchu

Obecně platí, že napětí na srdečních buňkách závisí na vodivosti membrány pro ionty K, Na a Ca, které jsou nerovnoměrně rozloženy na vnější a vnitřní straně membrány. Existuje tedy elektrický a koncentrační gradient na membráně – sodík je vně, draslík je uvnitř buňky[2].

V době klidového membránového napětí je membrána vodivá pro draslík, který vystupuje z buňky vlivem koncentračního gradientu, a proto zůstane na povrchu membrány pozitivní potenciál. Jde o polarizaci membrány. Jakmile nastane nadprahové

podráždění, otevře se sodíkový kanál, sodík putuje do buňky, a proto na povrchu membrány zůstane negativní potenciál. Jde o depolarizaci membrány. Otevře-li se vápníkový kanál je membrána rovněž depolarizovaná, trvání tzv. akčního potenciálu (AP) se prodlužuje, hovoříme o jeho plató. Obnova klidového potenciálu se nazývá repolarizace a je způsobena obnovením vodivosti membrány pro draslík.

Pravě plató zabezpečuje rytmickou činnost srdce. Protože v době plató jsou buňky nedráždivé a nemohou reagovat na žádný další podnět. Tímto se srdeční buňky odlišují od kosterních svalů.



**Obr. 2.2 Klidový a akční potenciál**

Buňky SA uzlu nemají konstantní klidové napětí na membráně. Po každé repolarizaci začíná ihned pomalá depolarizace a po dosažení určité prahové hodnoty vzniká podráždění, které se nazývá akční potenciál. O tom, jaký bude interval mezi AP buněk SA uzlu, a teda jaká bude srdeční frekvence, rozhoduje rychlost depolarizace a maximální diastolický potenciál.

## 2.3 Regulace srdeční činnosti

Srdeční výdej se přizpůsobuje potřebám organismu změnami tepového objemu a tepové frekvence. Tepový objem závisí na plnění srdce a na stažlivosti (kontraktilitě) srdeční. V řízení těchto veličin se uplatňuje řada mechanismů, z nichž některé jsou dány vlastnostmi srdce – to je autoregulace, jiné jsou zprostředkovány nervovým a humorálním systémem[2].

### a) Heterometrická autoregulace – Starlingův mechanismus

Síla stahu myokardu je tím větší, čím více jsou svalová vlákna prodloužena. Je to způsobeno tím, že aktinová vlákna se částečně překrývají a v místě překrytí nemůže dojít k vazbě aktinu a myosinu. Při prodlužování svalového vlákna se toto překryvání zmenšuje a počet vazných míst mezi aktinem a myosinem roste. Tímto mechanismem se srdce plynule přizpůsobuje změnám venózního návratu, tedy tzv. preloadu (např. při nádechu a výdechu), změnám tlaku ve velkých tepnách (tzv. afterloadu), udržuje se rovnováha výdeje pravého a levého srdce, zvýhodňují se oslabená místa.

### b) Homeometrická autoregulace – frekvenční efekt

Čím větší je frekvence srdce, tím větší je síla stahů (to platí pro určité fyziologické rozmezí tepové frekvence). Zvyšování kontraktility s rostoucí srdeční frekvencí souvisí s množstvím vápníku: vápník se hromadí v plazmě srdečních buněk se zvyšujícím se počtem otevírání vápníkových kanálů za jednotku času a se zkracováním diastoly, během které se vápník z cytoplasmy odčerpává. Síla kontrakce závisí kromě toho na trvání daného srdečního intervalu, protože schopnost stahu mezi dvěma tepe narůstá během

intervalu. A tak např. objeví-li se extrasystola (předčasný stah), je síla stahu snížena. Následující stah je naopak silnější (postextrasystolická potenciace kontraktility).

c) Neurohumorální regulace

Srdce je pod neustálým vlivem nervů. V klidu převažuje vliv parasympatického nervového systému (nervus vagus), který snižuje tepovou frekvenci. Působení vagu zprostředkuje jeho mediátor acetylcholin. Účinek acetylcholinu lze blokovat atropinem. Při zátěži je srdce pod vlivem sympatiku a hormonu dřeně nadledvin adrenalinu, které zvyšují frekvenci srdce, ale kromě toho zvyšují i sílu stahů, rychlost vedení i dráždivost. Mediátorem sympatiku je noradrenalin.

Obecně lze říci, že oba systémy, sympatikus a parasympatikus, uvádějí organismus do stavů, které jsou nejvýhodnější buď pro stádání či udržování energie (převaha parasympatiku), nebo pro zvýšený a rychlý výdej energie, čili pro přípravu na boj, nebo útek, čili pro schopnost reagovat na stres (převaha sympatiku). Sympatikus je tedy v zásadě excitační systém, zatímco parasympatikus je v zásadě inhibiční systém. Na činnost autonomního nervstva má vliv také emocionální stav osoby.

Příklady působení parasympatiku a sympatiku[3]:

a) Činnost parasympatiku: čočka zaostřuje na blízko a zornice se zužují, slinné žlázy produkují řídké sliny, trachea (průdušnice) a bronchy (průdušky) se stahují, srdeční frekvence a síla kontrakce (krevní tlak) se snižuje, krevní oběh se zpomaluje, trávicí trakt má zvýšenou aktivitu a produkci trávicích enzymů a inzulínu, játra ukládají glukózu, svěrač močového měchýře povoluje, pohlavní orgány přijímají vzruchy (erekce, zvlhčení).

b) Činnost sympatiku: čočka zaostřuje na dálku a zornice dilatují (viz např. zornice rozšířené strachem), slinné žlázy produkují husté viskózní sliny, trachea (průdušnice), bronchy (průdušky), koronární tepny a plicní cévy se rozšiřují, srdeční frekvence a síla kontrakce (krevní tlak) se zvyšuje, krevní oběh se zrychluje, nadledvinky produkují stresové hormony (adrenalin a noradrenalin), trávicí trakt utlumuje aktivitu, játra uvolňují do krve glukózu, ledviny snižují produkci moči, svěrač močového měchýře se stahuje, v kůži na periferiích se stahují kapiláry, chlupy vstávají a otevírají se potní póry, vnitřní krevní cévy zásobující svaly se rozšiřují.

## 3 ELEKTROKARDIOGRAM – EKG

### 3.1 Snímání elektrické aktivity srdce

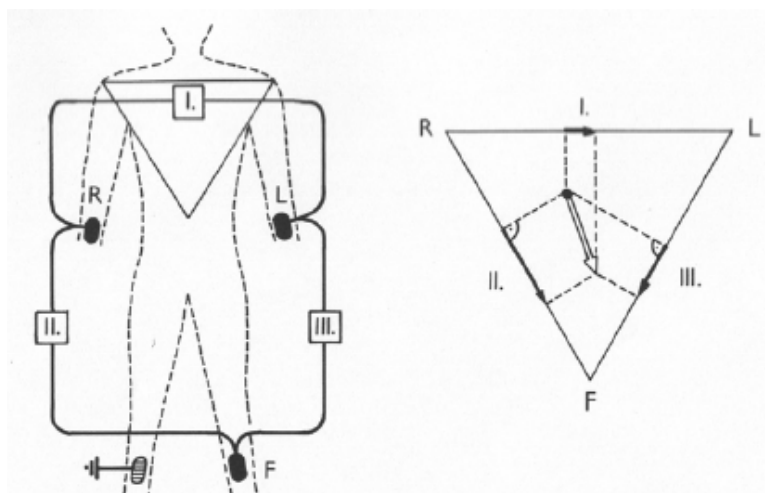
Celá činnost srdce je doprovázena vznikem elektrického signálu, jehož grafický záznam se nazývá elektrokardiogram – EKG. Nejčastěji bývá tento signál snímán pomocí elektrod umístěných na povrchu těla pacienta. Umístění elektrod, jak uvidíme dále je normalizováno. Méně častým způsobem snímání potenciálů vznikajících při činnosti srdce je snímání z jeho jednotlivých částí. Pokud dojde k poruše tvorby a vedení vzruchu, projeví se tento stav nejen v jeho mechanické činnosti, ale i změnou tvaru elektrického signálu. Vzhledem k tomu, že existuje rozsáhlý slovník průběhů s příslušnými diagnostickými výroky získaný na základě dlouholetých výzkumů, má EKG signál svoje nezastupitelné místo v diagnostice[4].

Při snímání elektrické aktivity srdce se v současné době nejvíce používá systém dvanácti elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby. Pokud jsou obě elektrody aktivní, jde o bipolární svod. Pokud je jedna elektroda aktivní a druhá leží na místě, kde se nemění napětí, jde o unipolární svod.

### 3.2 Elektrokardiografické svody

Běžně používáme 12 standardních svodů[4]:

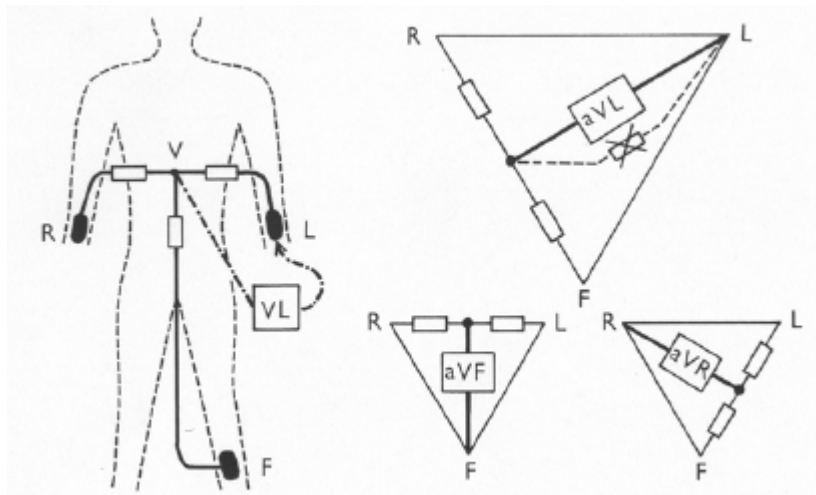
Standardní končetinové bipolární svody, které jsou tři. Tři elektrody se připevní na dorzální stranu obou předloktí a na laterální stranu levé kosti před koléní. Čtvrtá elektroda je uzemňovací a je přiložená na pravou kost před koléní. Svodová místa se označují velkými písmeny: R-pravá ruka, L-levá ruka, F-levá noha. Toto mezinárodní značení se odvodilo z anglických slov right, left, foot. Svody se označují římskými čísly (Obr. 3.1): I. svod – napětí mezi levou a pravou rukou, II. svod – pravá ruka a levá noha, III. svod – levá ruka a levá noha.



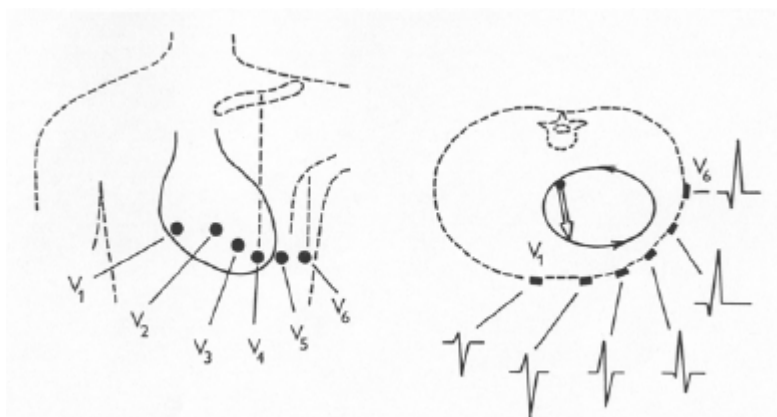
**Obr. 3.1 Svody I., II., III. – bipolární končetinové svody; vpravo je znázorněna elektrická osa srdeční (elektrický vektor v době maximální výchylky komplexu QRS)**

Unipolární končetinové svody, které jsou tři. Napětí na některé končetinové elektrodě (R, L, F) se měří proti tzv. ústřední neboli Wilsonově svorce V, ve které je napětí nulové, protože je spojena přes stejné odpory (asi  $5k\Omega$ ) se všemi třemi končetinami, takže se na ní končetinové potenciály podle Kirchhoffových zákonů navzájem ruší. Příslušné svody se pak označují VR, VL, VF; svod VL například vyjadřuje napětí mezi levou rukou a ústřední svorkou. Goldberg navrhnul, aby se odpojil odpor vedoucí k aktivní elektrodě, čímž se zaznamenávané napětí zvětší asi o polovinu (Obr. 3.2). Takto modifikované zvětšené (angl. augmented) unipolární svody se pak označují aVR, aVL, aVF (Goldbergovy unipolární svody).

Hrudní svody, kterých je šest. Na přesnou diagnostiku a lokalizaci poruch při srdečních chorobách musíme snímat potenciály z blízkosti srdce, tj. především z povrchu hrudníku. Nejčastěji se používají unipolární hrudní Wilsonovy svody, značené jak  $V_1$  až  $V_6$ . Elektrody se přisají na přesně definovaná místa na hrudníku (Obr. 3.3). Napětí na těchto šesti elektrodách se měří proti již uvedené Wilsonově centrální svorce.



**Obr. 3.2 Svody aVR, aVL, aVF – unipolární končetinové svody**



**Obr. 3.3 Svody  $V_1$  až  $V_6$  – unipolární hrudní svody; vpravo příčný průřez hrudníkem a fyziologické tvary komplexu QRS v jednotlivých hrudních svodech**

### 3.3 Základní tvar elektrokardiogramu

Elektrickou aktivitu srdce registrujeme jako elektrokardiogram – EKG. Přístroj na měření EKG se nazývá elektrokardiograf. Při umístění snímacích elektrod tak, aby jejich spojnice procházela přibližně v podélném směru osy srdce (svod II.), má

elektrokardiogram tvar znázorněný na Obr. 3. 4. Jednotlivé části EKG mají tyto vlastnosti[4]:

#### P – vlna (pozitivní výchylka)

Vzniká při činnosti SA uzlu a je projevem elektrické depolarizace síní. Normální P-vlna má různý tvar od plochého do ostřejší špičky s amplitudou od 0 do 0,3mV, s dobou trvání do 100ms.

#### P-R nebo (P-Q) interval

Začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor. Normální doba trvání je od 120 do 200ms. Délka intervalu závisí i na věku a tepové frekvenci.

#### Q – vlna

Je to první negativní výchylka komplexu QRS. Amplituda je v rozsahu 0 až 25% vlny R. Normální doba trvání je menší než 30ms. Není to standardní výchylka.

#### R – vlna

Je to pozitivní výchylka následující po vlně Q. Amplituda je závislá na místě snímání, pro svod II. zhruba 1mV. Normální doba trvání je 100ms.

#### S – vlna

Je to druhá negativní výchylka následující po vlně R. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0,8mV a dobu trvání do 50ms, není standardní výskyt.

#### QRS komplex

Je to v podstatě trojúhelníkovitý kmit doprovázející depolarizaci komor. Doba normálního komplexu QRS je od 50 do 110ms.

#### S-T segment

Ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T.

#### Q-T interval

Reprezentuje elektrickou systolu, tedy trvání elektrické aktivity komor. Je měřen od začátku QRS komplexu po konec vlny T. Průměrná doba trvání je od 200 do 400ms.

#### T – vlna

Zobrazuje repolarizaci komorové svaloviny. Má proměnlivý rozsah amplitud. Doba trvání normální vlny T je od 100 do 250ms. Je konkordantní (souhlasně výkyvná) s QRS komplexem, tedy většinou jde o pozitivní výchylku. Je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny.

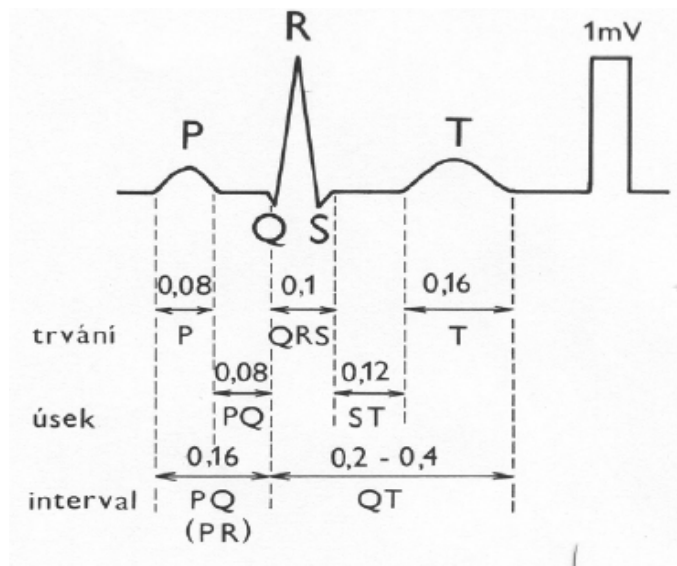
#### U – vlna

Je to malá pozitivní výchylka, která je někdy zaznamenána po vlně T.

#### R-R interval (pulsový interval)

Udává tepovou frekvenci, tedy jej reciproční hodnotu, která je normálně  $72\text{min}^{-1}$ , tj.  $1,2\text{s}^{-1}$  odpovídá intervalu 0,83s.

Shrme-li výše uvedené údaje je možno říci, že EKG je komplexně vypovídající diagnostickou metodou nezastupitelnou při získávání informací o stavu tvorby vzruchů, převodního systému, funkčních a morfologických změnách srdečního svalu. Nejrychleji se amplituda mění u QRS komplexu, zatímco změny dalších částí EKG jsou pomalejší.



**Obr. 3.4 Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých intervalů křivky EKG**

### 3.4 Technické požadavky na elektrokardiograf

Napěťový zisk zesilovače typického elektrokardiografu je 1000. Pro zobrazení EKG signálu je nutno dodržet vždy standardní podmínky, tj. napěťové a časové měřítko v záznamu. Při záznamu EKG se bere standardní citlivost 10 mm výchylky záznamové stopy pro 1 mV vstupního signálu ( $10 \text{ mm/mV}$ ). Časové měřítko je definováno posuvnou rychlostí záznamového materiálu, která je při EKG 25 nebo 50 mm/s.

Z hlediska požadavku na šířku přenášeného pásma kmitočtu se volí jistý kompromis. Došlo se k závěru, že kompromisní řešení, tj. kmitočtový rozsah 0,05 až 100Hz, který přenáší většina současných elektrokardiografů, je dobrým kompromisem, protože zachovává diagnostickou hodnotu signálu se současným omezením nežádoucích rušení. Tímto nežádoucím rušením je stejnosměrná složka vznikající přiložením elektrod a signály svalů.

Vstupní odpor současných elektrokardiografů bývá běžně 10 M $\Omega$ . Principiálně by vyhovělo řádově 300 k $\Omega$ , ale je nutné dosáhnout toho, aby se neuplatnil přechodový odpor elektrod při nežádoucím rušení síťovým kmitočtem, proto je vstupní odpor tak vysoký. S ohledem na používané svodové systémy je nutno v přístroji vytvořit Wilsonovu svorku, která je realizovaná pomocí odporové sítě. Aby se tato síť neuplatnila na velikosti vstupního odporu přístroje, je nutno ji zařadit až za předzesilovací stupně, které ji oddělí od vstupních svorek přístroje.

### 3.5 Obvody elektrokardiografu

Současné elektrokardiografy se vyrábějí s různým počtem kanálů (kanálem se rozumí jeden přenosový řetězec schopný zajistit záznam jednoho signálu). Jednakanálové přístroje jsou z nich nejjednodušší a slouží pouze k informativnímu snímání signálů[4].

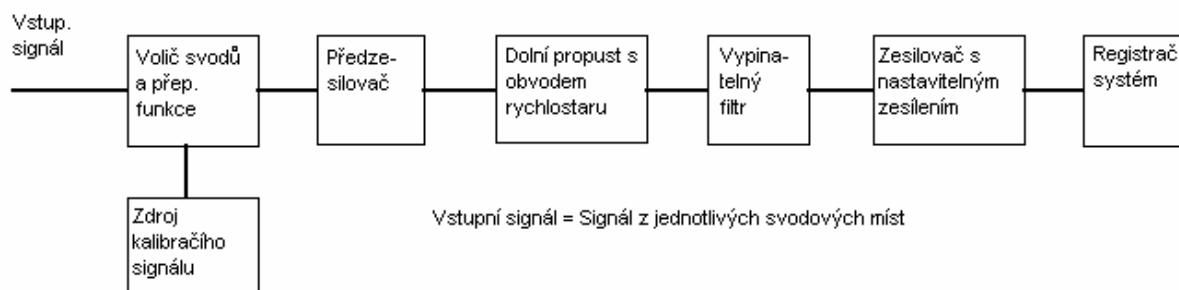
Nejjednodušší jednobaný elektrokardiograf obsahuje tyto části:

1) Volič svodu – jeho součástí jsou impedanční transformátory oddělující signál z jednotlivých elektrod od odporové sítě tvořící Wilsonovu svorku.

2) Předzesilovač s obvodem rychlostartu – předzesilovač je diferenční. Za ním bývá zařazen filtr typu horní propust, jeho dolní mezní kmitočet je  $0,05 \text{ Hz}$ , čemuž odpovídá časová konstanta  $\tau = 3,18 \text{ s}$ . Obvod rychlostartu vykonává funkci, že po příchodu nežádoucího rušení zmenší na okamžik časovou konstantu filtru a tím urychlí obnovení ustáleného stavu přístroje.

3) Kalibrační obvod – je zdroj signálu (buďto napěťového skoku nebo impulsů) s amplitudou  $1 \text{ mV}$ . Slouží k přesnému nastavení citlivosti přístroje.

4) Vypínatelný filtr – slouží k omezení nežádoucího rušení, které se občas vyskytuje při snímání. Způsobuje zkreslení, proto by měl být použit jen v nezbytných případech.



**Obr. 3.5** *Blokové schéma jednobaného elektrokardiografu*

5) Zesilovač s plynule nastavitelným filtrem – jeho funkcí je nastavení citlivosti elektrokardiografu na hodnotu  $10 \text{ mm/mV}$  výchylky záznamové stopy.

6) Výkonový zesilovač – souvisí s použitým zapisovacím systémem. Vyšší výkony jsou požadovány pro zápis elektromechanickým rychlozapisovačem.

7) Zapisovací systém – je důležitou součástí přístroje protože umožňuje vytvořit grafický záznam snímaného signálu. Nejrozšířenějším způsobem záznamu EKG je zápis na teplocitlivý papír.

## 4 VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU

### 4.1 Úvod

V posledních dvou desetiletích došlo k zjištění významného vztahu mezi autonomním nervovým systémem a srdeční úmrtností, zahrnující náhlou srdeční smrt (infarkt). Experimentální údaje ukazující vztah mezi sklonem k smrtícím arytmiím a znaky buď zvětšeného sympatiku nebo redukce parasympatiku (tzv. nervu vagal), povzbuzovaly vývoj kvantitativních ukazatelů autonomní aktivity[5].

Jedním z nejslibnějších takových ukazatelů je variabilita srdečního rytmu (heart rate variability, HRV). Je zřejmé, že snadné odvození této míry popularizovalo její použití. Nyní poskytuje automatizované měření HRV velmi mnoho komerčních zařízení, takže kardiologům byl poskytnut zdánlivě jednoduchý nástroj pro výzkum i klinickou studii. Nicméně smysl a význam mnoha různých měření HRV je více komplexní nežli obecné hodnocení, kde je větší pravděpodobnost pro chybné závěry a nepřiměřené nebo nepodložené vyvozování.

Rozpoznávání těchto problémů vedlo Evropskou Kardiologickou společnost a Severoamerickou společnost pro elektrofyziologii k založení úkolového uskupení zodpovědného za rozvíjení a stanovení vhodných standardů měření. Specifický cíl tohoto úkolového uskupení byl: standardizovat označení a vytvořit definice z podmínek, specifikovat standardní metody měření, definovat fyziologické a patofyziologické vztahy, charakterizovat aktuálně vhodné klinické aplikace a určit oblasti pro budoucí výzkum. Za účelem dosažení těchto cílů, byli členové úkolového uskupení vybráni z oblastí matematiky, inženýrství, fyziologie a klinické medicíny.

### 4.2 Definice

Variabilita srdečního rytmu (heart rate variability, HRV) je parametr, který sleduje proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami. HRV je možné měřit a vyhodnocovat z mnoha biologických veličin, které činnost srdce přímo určují nebo doprovázejí. Jedná se o elektrický signál EKG (ve kterém je třeba detekovat R vlny), akustický signál fonokardiogram (FKG) nebo pletysmografický signál (pulsní vlna snímaná např. na prstu). Nejčastěji však bývá vyhodnocována z dlouhodobých (24 hodinových) nebo krátkodobých (5 minutových) záznamů EKG. Variabilita srdečního rytmu se zpravidla vynáší jako závislost okamžitého srdečního pulsu (heart rate, HR) nebo časových intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase[3].

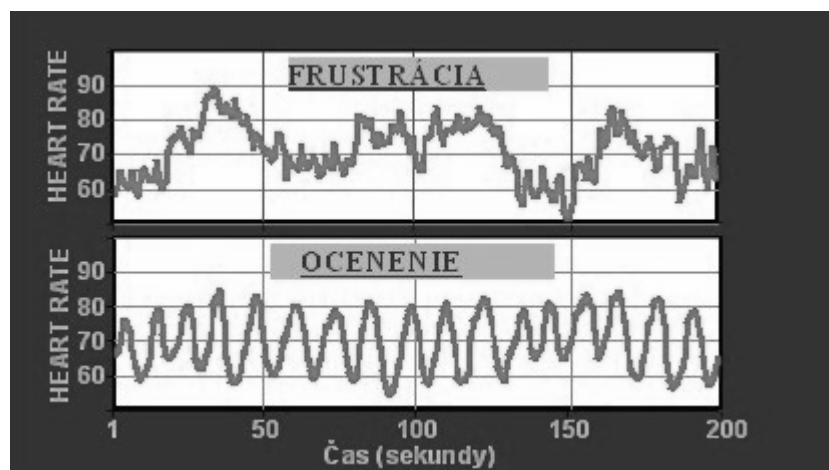
Ve variabilitě srdečního rytmu se odráží aktivace složek autonomního nervového systému, fyziologický a emocionální stav, aktivita a útlum během dne, věk a tempo životního stylu. HRV ukazuje, jakým způsobem je srdce schopné reagovat na nervové impulzy sympatiku a parasympatiku ovlivňujících srdeční rytmus (sympatikus zvyšuje, parasympatikus snižuje srdeční tempo). Větší HRV znamená lepší adaptivitu srdce na okolní podmínky, menší HRV znamená, že nervový systém a srdeční sval nereagují snadno na vnější změny. Menší HRV se objevuje s rostoucím věkem, dále u lidí vedoucích neaktivní způsob života (málo pohybu), u koronárních srdečních nemocí, při hypertenzi, u diabetické neuropatie. Dále se objevuje při úzkostnosti (při dlouhodobém vystavování se stresu) a při panických, neurotických a fóbických poruchách.

U zdravého nestresovaného člověka je přímá spojitost mezi variabilitou srdečního rytmu a dýcháním, přičemž okamžité srdeční tempo roste při každém nádechu a klesá při každém výdechu. Tento jev souvisí se změnami tlaku uvnitř hrudní dutiny při dýchání a

jeho působením na srdce, na krevní řečiště, a s tlakem krve působícím na baroreceptory v aortě a krční tepně. Srdeční rytmus je primárně pod kontrolou parasymptiku, který zastupuje pouze nervus vagus, přičemž při nádechu se jeho aktivita utlumuje, a tím se srdeční frekvence zvyšuje.

Jak již bylo uvedeno, u zdravého jedince při vyvážené aktivaci sympatiku a parasymptiku (tedy při normálním nestresovém, ale ani ne příliš utlumeném stavu organismu) by mělo srdeční tempo kolísat v souladu s dechovým rytmem (nádech – růst HR, výdech – pokles HR). Tento jev se nazývá koherence srdečního rytmu (coherent heart rate patterns) nebo častěji respirační sinusová arytmie (respiratory sinus arrhythmia, RSA), a je projevem vyváženého stavu autonomního nervového systému.

Jak již bylo zmíněno, HRV se mění mimo jiné i v závislosti na emocích, které člověk prožívá. Ukázalo se, že při zlosti, úzkosti a frustraci, kdy dominuje v autonomním nervovém systému sympatikus, je průběh HRV v čase (např. několika minut) velice neuspořádaný, chaotický. Naopak tam, kde člověk prožívá kladné emoce – lásku, pochvalu jako projev uznání a kde převládá činnost parasymptiku, vytváří graf průběhu srdečního rytmu v čase velice sourodý vzor – např. vlnovitou sinusovku. Na obrázku 4. 1 je vidět křivku variability srdeční frekvence v situaci frustrace, vyznačují se velkou nepravidelností, ve srovnání s dolní rytmickou křivkou charakteristickou pro pozitivní emoce, jakými jsou ocenění nebo pochvala.



**Obr. 4.1 Vliv emocí na HRV**

V ideálním případě by frekvence kolísání srdečního rytmu (HRV) měla být 0,1 Hz, tj. 6 cyklů za minutu (některé ruské prameny uvádí 8 cyklů/min), což znamená, že by člověk měl dýchat právě šesti nádechy a výdechy za minutu. Běžný stav je kolem 16–20 vdechů/min, přičemž zmíněného ideálního stavu je možné dosáhnout nácvikem správného bráničního (nikoliv pouze hrudního) dýchání.

Hodnocení variability srdeční frekvence patří v současnosti mezi běžné neinvazivní vyšetřovací metody k posouzení vlivu autonomního nervstva na kardiovaskulární systém. K výpočtu se používá časová a/nebo spektrální analýza. Vyšetření variability srdeční frekvence se etablovalo především v kardiologii, ale i jiných oborech medicíny, kde byla prokázána korelace mezi poklesem variací intervalů R-R a vznikem některých onemocnění, např. hypertenze nebo diabetu, progresí ischemické choroby srdeční a srdečního selhání či zvýšením rizika náhlé smrti[6].

## 4.3 Metody měření HRV

### 4.3.1 Metody v časové oblasti

Změny srdečního rytmu mohou být hodnoceny několika způsoby. Pravděpodobně nejjednodušší jsou metody v časové oblasti. V těchto metodách je určena buď srdeční frekvence v každém časovém okamžiku, nebo intervaly mezi detekovanými komplexy. V spojitém záznamu elektrokardiografu (EKG) je detekovaný každý QRS komplex, poté jsou určeny všechny intervaly mezi sousedními QRS komplexy vzniklými síňovou depolarizací komor, nazývané také NN (normal-to-normal) intervaly, nebo je určena okamžitá hodnota srdeční frekvence. Jednoduché parametry časové oblasti, které mohou být vypočteny, jsou např. průměrný NN interval, průměrná srdeční frekvence, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem nebo rozdíl srdeční frekvence ve dne a v noci. V dalších metodách časové oblasti mohou být použity parametry popisující vztah okamžité srdeční frekvence a dýchání, nebo tzv. Valsalvův manévr, při kterém dochází k násilnému vdechování proti zavřenému nosu a ústům, což slouží jako test srdeční funkce. Tyto proměnné můžeme popisovat buď jako rozdíly v srdeční frekvenci nebo v délce cyklu[5].

#### 4.3.1.1 Statistické metody

Ze série okamžitých srdečních frekvencí nebo časových intervalů, zvláště jsou-li delšího trvání, obvykle 24 hodin, je možné vykonávat komplexnější statistická měření v časové oblasti. Tato měření jsou rozdělena do dvou tříd[5]:

- (a) měření, která jsou odvozena z přímých měření NN intervalů nebo z okamžitých srdečních frekvencí
- (b) měření, která jsou odvozena z rozdílů mezi NN intervaly

Tyto proměnné mohou být odvozeny z analýzy celého EKG záznamu nebo mohou být vypočteny při použití kratších EKG záznamu. Druhá metoda umožňuje srovnávání HRV v různých fyzických stavech, jako např. sport, spánek, odpočinek atd.

Nejjednodušší parametr pro výpočet je standardní odchylka NN intervalů (standard deviation of the NN interval, SDNN) tedy druhá odmocnina rozptylu. Protože rozptyl je matematicky roven celkovému výkonu spektrální analýzy, SDNN odráží všechny cyklické složky zodpovědné za proměnlivost v časovém intervalu záznamu EKG. V mnoha studiích je SDNN vypočítán z 24 hodinového záznamu, proto zahrnuje jak krátkodobé vysokofrekvenční složky, tak nejnižší kmitočtové složky. Čím se doba monitorování snižuje, tím SDNN odhaduje kratší cyklické úseky. Proto je známo, že celkový rozptyl HRV narůstá s délkou analyzovaného signálu. Z toho plyne, že pro libovolné signály EKG různého trvání SDNN není dostatečně kvalitní statistický parametr, protože je závislý na délce zaznamenávaného signálu EKG. V praxi je proto irelevantní porovnávat parametr SDNN získaný z různých délek záznamu signálu. Nicméně doba trvání záznamu signálu určeného k výpočtu SDNN by měla být standardizovaná. Vhodné jsou např. krátkodobé 5 minutové nebo nominální 24 hodinové záznamy.

Jiné běžně používané statistické parametry vypočtené z celého úseku zaznamenaného signálu, jsou standardní odchylka průměru NN intervalu (standard deviation of the average NN interval, SDANN) počítaná z kratšího signálu, obvykle z 5 minutového záznamu, což je odhad změn srdečního rytmu v delších časových intervalech jako 5 minut a SDNN index, průměr standardních odchylek z 5minutových úseků intervalů NN vypočtený za 24 hodin, jenž měří proměnlivost srdečních cyklů kratších než 5 minut.

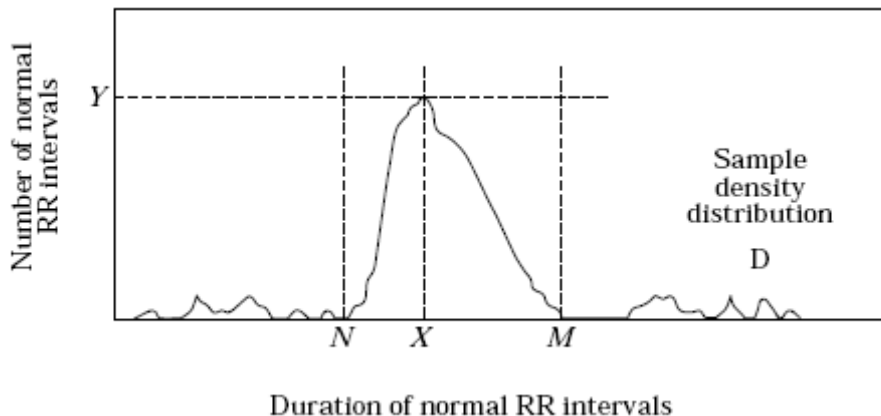
Nejběžněji užívanými parametry odvozenými z rozdílu intervalů jsou druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů (the square root of the mean squared differences of successive NN intervals, RMSSD), dále NN50 – počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms, a pNN50, vypočtený jako poměr parametru NN50 k celkovému počtu NN intervalů. Všechny tyto parametry krátkodobých rozdílů odhadují vysokofrekvenční změny srdečního rytmu, a proto jsou vysoce korelované.

#### 4.3.1.2 Geometrické metody

Série NN intervalů mohou být převedeny také do geometrických vzorů jako vzor hustoty distribuce délky NN intervalu, vzor hustoty distribuce rozdílů délek sousedních NN intervalů, Lorenzova křivka NN intervalů nebo R-R intervalů atd. K hodnocení variability je použito jednoduché pravidlo založené na geometrických a/nebo grafických vlastnostech výsledného vzoru. V geometrických metodách jsou používány obecně tři postupy[5]:

- základní měření geometrických vzorů (např. šířka distribuovaného histogramu v určité úrovni) je převedeno do rozsahu HRV
- geometrický vzor se interpoluje matematicky definovaným tvarem (např. aproximace distribuovaného histogramu trojúhelníkem nebo aproximace diferenčního histogramu exponenciální křivkou), a pak jsou používány parametry těchto matematických tvarů
- geometrický tvar se roztrídí do několika kategorií vzorů, které reprezentují různé třídy HRV (např. eliptické, lineární, trojúhelníkové tvary Lorenzovy křivky)

Většina geometrických metod vyžaduje sekvenci RR nebo NN intervalů, které se měří, nebo převádějí na diskretní stupnici, která není příliš jemná nebo příliš hrubá, a která povolí tvorbu vyhlazených histogramů.



**Obr. 4.2** *Příklad geometrického parametru, hustota distribuce NN intervalů  $D$  je sestrojena pomocí histogramu NN intervalů, tedy závislost četností NN intervalů na jejich délce. Nejčastěji vyskytovaná délka  $X$  definuje maximum četností  $Y=D(X)$ . Trojúhelníkový index HRV je poměr celé hustoty distribuce  $D$  a maxima  $Y$ . Při výpočtu parametru  $TINN$  jsou hodnoty  $N$  a  $M$  stanoveny na časové ose a  $TINN$  je vyjádřen v ms podle vztahu  $TINN=M-N$*

Trojúhelníkový index HRV (HRV triangular index) je celá hustota distribuce (počet všech NN intervalů) podělená maximem hustotní distribuce. K měření NN intervalů na diskretní stupnici se používá aproximovaná hodnota

(celkový počet NN intervalů) / (počet intervalů v zásobníku paměti)

kteřá je závislá na délce zásobníku, tedy na stupni přesnosti měření na diskretní stupnici. Trojúhelníková interpolace histogramu NN intervalů (the triangular interpolation of NN interval histogram, TINN) je základní šířka aproximované distribuce NN intervalů, měřená na základě trojúhelníka. Detaily počítání HRV trojúhelníkového indexu a TINN jsou zobrazeny na obrázku 4. 2. Oba tyto parametry vyjadřují celkovou HRV měřenou během 24 hodin, a jsou ovlivněny spíše nižšími frekvencemi. Ostatní geometrické metody jsou ve stádiu výzkumu.

Hlavní výhoda geometrických metod spočívá v jejich necitlivosti k analytické kvalitě NN intervalů. Hlavní nevýhodou je potřeba přiměřeného množství NN intervalů ke konstrukci geometrických vzorů. K zabezpečení správných výsledků geometrických metod by měly být použity záznamy přinejmenším 20 minutové (ale nejlépe 24 hodinové), aktuální geometrické metody jsou nevhodné k hodnocení krátkodobých změn HRV.

#### 4.3.1.3 Shrnutí a doporučení

Různorodost metod v časové oblasti k měření HRV je shrnuta v tabulce 4. 1. Ačkoliv mnoho parametrů koreluje navzájem, doporučuje se používat k odhadu HRV v časové oblasti těchto čtyř parametrů: SDNN (odhad celkové HRV), trojúhelníkový index HRV (odhad celkové HRV), SDANN (odhad dlouhodobých součástí HRV) a RMSSD (odhad krátkodobých součástí HRV). Jsou doporučeny dva odhady celkové HRV, protože trojúhelníkový index HRV dovoluje pouze neurčitě předzpracování EKG signálu. RMSSD metoda je preferována před pNN50 a NN50, protože má lepší statistické vlastnosti[5].

Metody vyjadřující celkovou HRV a její dlouhodobé a krátkodobé součásti se nemohou navzájem vyměnit. Vybraná metoda by měla odpovídat cíli každého studia. Rozdíl by měl být udělán mezi parametry odvozenými z přímých měření NN intervalů (nebo okamžité srdeční frekvence), a parametry odvozenými z rozdílů NN intervalů. Je irelevantní srovnávat parametry časové oblasti, zvláště ty, které vyjadřují celkovou HRV, a jenž jsou získány z různých dob trvání.

**Tab. 4.1 Vybrané parametry HRV v časové oblasti**

Parametr	Jednotka	Popis
<b>Statistické parametry</b>		
SDNN	ms	Standardní odchylka všech NN intervalů.
SDANN	ms	Standardní odchylka průměrů NN intervalů všech 5 minutových segmentů z celého záznamu.
RMSSD	ms	Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů.
SDNN index	ms	Průměr standardních odchylek všech NN intervalů všech 5 minutových segmentů z celého záznamu.
SDSD	ms	Standardní odchylka rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů.
NN50 count		Počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms.
pNN50	%	Parametr NN50 podělený celkovým počtem NN intervalů.
<b>Geometrické parametry</b>		
Trojúhelníkový index HRV		Celkový počet NN intervalů podělený maximem četností délky NN intervalu.
TINN	ms	Šířka pásma minima umocněného rozdílu trojúhelníkové interpolace maxima histogramu všech NN intervalů.
Diferenciální index	ms	Rozdíl mezi šířkami histogramu rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů měřených na vybrané hladině.

### 4.3.2 Metody ve frekvenční oblasti

Různé spektrální metody analýzy srdečního rytmu byly aplikovány od roku 1960. Analýza výkonové spektrální hustoty (power spectral density, PSD) poskytuje základní informace o tom, jak je distribuovaný výkon rozdělen v závislosti na kmitočtu. Nezávisle na použité metodě, správný odhad PSD ze signálů může být získán pouze správnými matematickými algoritmy[5].

Metody pro výpočet PSD mohou být obecně klasifikovány jako neparametrické nebo parametrické. Ve většině případů oba typy metod poskytují porovnatelné výsledky.

Výhody neparametrických metod jsou:

- a) jednoduchost použitého algoritmu (fast Fourier transform – FFT – ve většině případů)
- b) vysoká rychlost zpracování

Výhody parametrických metod jsou:

- a) hladší spektrální složky, které lze rozeznávat nezávisle na předvoleném kmitočtovém pásmu
- b) snadné dodatečné zpracování spektra pomocí automatického výpočtu nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních výkonových složek a jednoduchá identifikace střední frekvence každé složky
- c) přesný odhad PSD na malém množství vzorků, na kterých se signál ustálí

Hlavní nevýhodou parametrických metod je nutnost ověřit vhodnost vybraného modelu a pořadí modelu.

#### 4.3.2.1 Spektrální složky krátkodobých záznamů

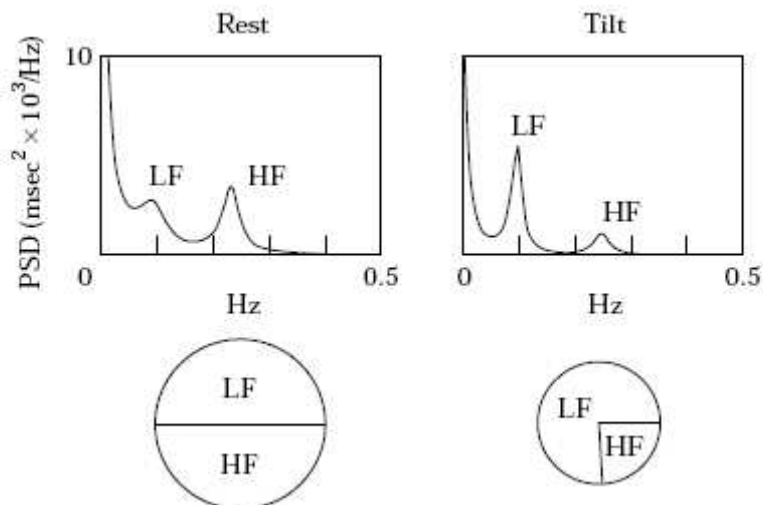
Ve vypočteném spektru krátkodobého záznamu (přibližně 2 až 5 minutového) se rozeznávají tři základní spektrální složky[5]:

- a) složky velmi nízkých kmitočtů (VLF < 0,04 Hz)
- b) složky nízkých kmitočtů (LF = 0,04 – 0,15 Hz)
- c) složky vysokých kmitočtů (HF = 0,15 – 0,4 Hz)

Distribuce výkonu a střední kmitočty LF a HF nejsou pevné, mohou se lišit, pokud dochází ke změnám autonomních modulací srdeční periody nervovým systémem. Distribuce LF a HF složek reprezentuje chování obou větví tohoto systému – sympatické i parasympatické. HF-komponenta odráží především vagovou modulaci srdečního rytmu (parasympatikus), LF-komponenta pak především sympatickou, ale částečně také vagovou modulaci srdečního rytmu. Fyziologické vysvětlení VLF složek má nejasný význam a existence specifického fyziologického procesu charakterizovaného těmito srdečními kmity může být dokonce zpochybněná. Neharmonické složky, které nemají související vlastnosti a jsou ovlivňované algoritmem základny, jsou obvykle považovány za hlavní příčinu vzniku VLF. Tyto VLF složky odhadované z krátkodobých záznamů jsou zpochybnitelným parametrem a neměly by se brát v úvahu při interpretaci PSD z krátkodobých signálů EKG.

Měření výkonových složek VLF, LF, HF je obvykle uskutečňováno v absolutních hodnotách výkonu ( $\text{ms}^2$ ), ale LF a HF mohou být také měřeny v normalizovaných jednotkách (n. u.), které reprezentují relativní hodnotu každé výkonové složky v poměru k celkovému výkonu bez VLF složky. Reprezentace LF a HF v normalizovaných jednotkách zvýrazňuje regulované a vyvážené fungování dvou větví autonomního nervového systému. Navíc normalizace směřuje k minimalizaci vlivu změn v celkovém výkonu na hodnoty LF a HF složek (obrázek 4. 3). Nicméně normalizované jednotky by

měly být vždy spojené s absolutními hodnotami LF a HF výkonu za účelem popisu celkové distribuce výkonu v spektrálních složkách.



**Obr. 4.3 Porovnání spektrální analýzy (autoregresivní model, 12. řád) variability RR intervalů u zdravého subjektu během lehu a během předklonu o 90° stupňů. V lehu jsou detekovány dvě hlavní složky přibližně stejného výkonu na nízkých a vysokých kmitočtech. Během předklonu, se LF složka stává dominantní, ale jak je celkový rozptyl redukován, absolutní výkon LF se jeví nezměněný ve srovnání s odpočinkem. Normalizační procedura vede k převládajícím LF a menším HF složkám, což je důsledek změny spektrálních složek kvůli předklonění. Kruhový diagram ukazuje relativní distribuci s absolutním výkonem dvou složek reprezentovanými plochami. Během lehu byl celkový rozptyl spektra 1201 ms<sup>2</sup> a jeho VLF, LF, HF složky byly 586 ms<sup>2</sup>; 310 ms<sup>2</sup>; 302 ms<sup>2</sup>. Vyjádřeno v normalizovaných jednotkách, LF a HF byly 48,95 n. u. a 47,78 n. u. Poměr LF/HF byl 1,02. Během předklonu byl celkový rozptyl 671 ms<sup>2</sup> a jeho VLF, LF a HF složky byly 265 ms<sup>2</sup>; 308 ms<sup>2</sup>; 95 ms<sup>2</sup>. Vyjádřené v normalizovaných jednotkách, LF a HF byli 75,96 n. u. A 23,48 n. u. Poměr LF/HF byl 3,34. Je vidět, že například absolutní výkon LF složky byl mírně snížen během předklonu, zatímco normalizované jednotky LF byly podstatně zvětšeny.**

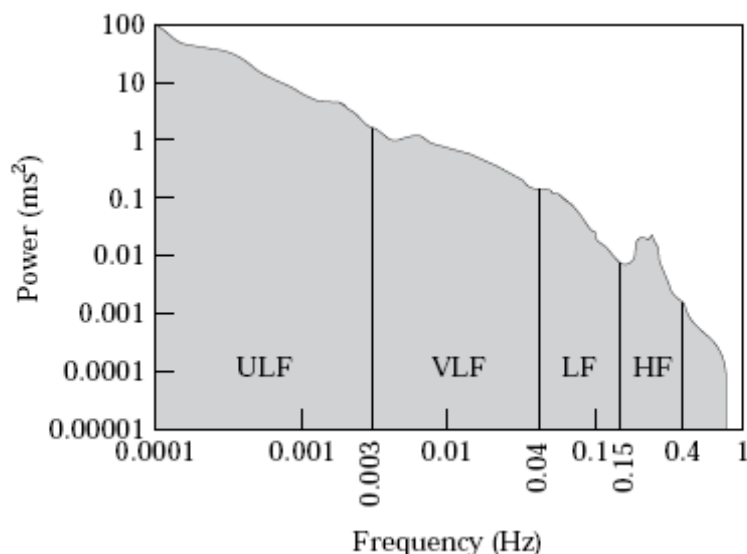
#### 4.3.2.2 Spektrální složky dlouhodobých záznamů

Spektrální analýza může být použita také k analýze sekvence NN intervalů v celém 24 hodinovém záznamu. Výsledek pak obsahuje navíc kromě VLF, LF, HF složek také složky ultranízkých kmitočtů (ULF < 0,0033 Hz). Sklon 24 hodinového spektra může být stanoven také na stupnici log-log s lineárním dělením spektrálních hodnot. V tabulce 4. 2 jsou uvedeny vybrané parametry ve frekvenční oblasti[5].

Často diskutovanou otázkou u dlouhodobých záznamů je problém stacionarity. Jestliže mechanismy odpovědné za modulace srdečního cyklu jsou neměnné na určitém kmitočtu během celé doby záznamu, potom odpovídající kmitočtová složka HRV může být použita jako parametr těchto modulací. Jestliže modulace nejsou stabilní, interpretace výsledků frekvenční analýzy není tak dobře definována. Zvláště fyziologické mechanismy modulací srdeční periody zodpovědné za výkonové složky LF a HF nemohou být považovány za stacionární během 24 hodinového záznamu. Proto spektrální analýza 24 hodinového záznamu, stejně jako spektrální výsledky kratších úseků (např. 5 minutových) zprůměrovaných přes celých 24 hodin, poskytuje průměry modulací přisuzované k LF a HF složkám (obrázek 4. 4).

**Tab. 4.2 Vybrané parametry HRV ve frekvenční oblasti**

Parametr	Jednotky	Popis	Frekvenční rozsah
Analýza krátkodobých záznamů (5minut)			
5 min celkový výkon	ms <sup>2</sup>	Změna NN intervalů během časového úseku.	přibližně ≤0,4Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Výkon na velmi nízkých kmitočtech.	≤0,04Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Výkon na nízkých kmitočtech.	0,04-0,15Hz
LF norm	n. u.	Výkon LF v normalizovaných jednotkách. LF/(Celkový výkon-VLF)x100	
HF	ms <sup>2</sup>	Výkon na vysokých kmitočtech.	0,15-0,4Hz
HF norm	n. u.	Výkon HF v normalizovaných jednotkách. HF/(Celkový výkon-VLF)x100	
LF/HF		Poměr LF[ms <sup>2</sup> ]/HF[ms <sup>2</sup> ].	
Analýza dlouhodobých záznamů (24hodin)			
Celkový výkon	ms <sup>2</sup>	Změna všech NN intervalů.	přibližně ≤0,4Hz
ULF	ms <sup>2</sup>	Výkon na ultra nízkých kmitočtech.	≤0,0033Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Výkon na velmi nízkých kmitočtech.	0,0033-0,04Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Výkon na nízkých kmitočtech.	0,04Hz-0,15Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Výkon na vysokých kmitočtech.	0,15-0,4Hz
α		Sklon lineární interpolace spektra na stupnici log-log.	přibližně ≤0,4Hz



**Obr. 4.4 Příklad odhadu výkonové spektrální hustoty získaný z celého dlouhodobého 24 hodinového Holterova záznamu. Jenom LF a HF složky odpovídají vrcholům spektra, zatímco VLF a ULF mohou být aproximovány čarou s logaritmickým měřítkem na obou osách (v tomto obrázku). Sklon takové čáry α je parametr HRV.**

#### 4.3.2.3 Technické požadavky a doporučení

Protože se vyskytují značné rozdíly ve výsledcích spektrální analýzy krátkodobých a dlouhodobých elektrokardiogramů, měly by být tyto analýzy vždy striktně rozlišovány, viz tabulka 4. 2.

Za účelem získat správný spektrální odhad by měl analyzovaný signál EKG splňovat několik požadavků. Každá odchylka z následujících požadavků může vést

k nereprodukovatelnosti výsledků, které jsou složité pro interpretaci. Za účelem přisuzovat jednotlivé spektrální složky k jasně definovaným fyziologickým mechanismům, by se neměly takové mechanismy modulující srdeční rytmus během záznamu měnit. Přechodné fyziologické jevy by mohly být analyzovány specifickými metodami, které jsou ale v současné době předmětem výzkumu, a které jsou zatím nepoužitelné v aplikovaném výzkumu. Ke kontrole stability jistých spektrálních složek signálu se využívají klasické statistické testy[5].

Vzorkovací kmitočet musí být správně zvolený. Nízká vzorkovací frekvence může mít za následek chvění v odhadu východiskového bodu R vlny, čímž se značně změní spektrum. Optimální vzorkovací frekvence je v rozsahu 250 – 500 MHz, případně ještě vyšší, zatímco nižší vzorkovací frekvence (100Hz) může fungovat uspokojivě jen tehdy, jeli použit algoritmus interpolace (např. parabolický) ke zdokonalení východiskového bodu R vlny.

Filtrace kolísání základní izolinie může ovlivnit nižší složky ve spektru. Je vhodné kontrolovat frekvenční odezvu filtru nebo funkčnost regresivního algoritmu a ověřit, zda spektrální složky nejsou významně ovlivněny.

Výběr východiskového bodu QRS může být kritický. Je nezbytné použít dobře ověřený algoritmus (tj. derivační, vzorková, korelační metoda atd.) za účelem lokalizace stabilního východiskového bodu nezávislého od šumu. Východiskový bod lokalizovaný daleko uvnitř QRS komplexu může být také ovlivněn změnami poruch ve ventrikulárním vedení.

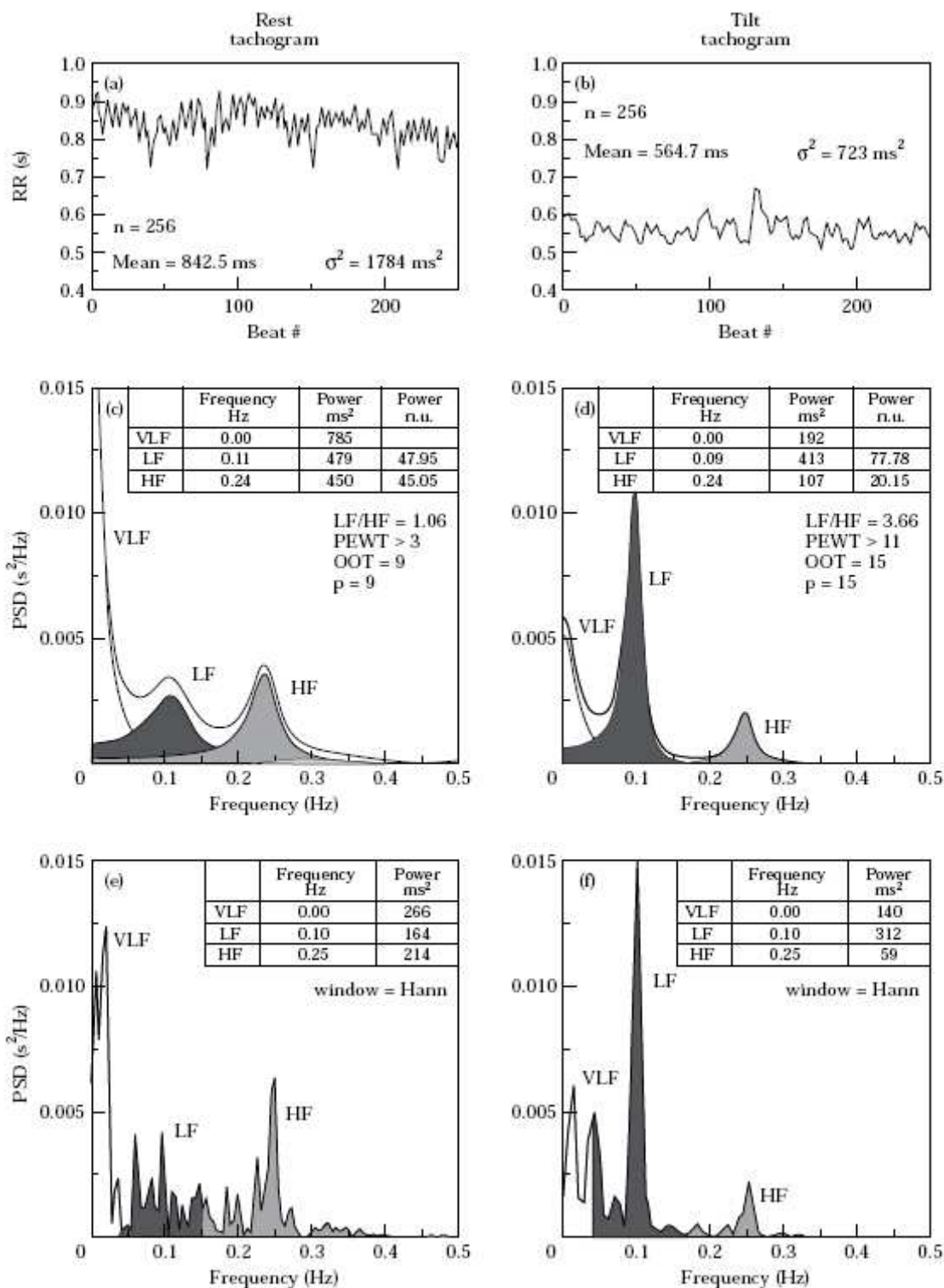
Neobvyklé srdeční stahy, arytmie, chybějící data a šumové efekty mohou změnit odhad PSD z HRV. Vhodná interpolace (nebo lineární regrese nebo podobný algoritmus) na předcházející/následný srdeční cyklus může redukovat chybu v signálech HRV nebo v její autokorelační funkci. Výhodnější je používat krátkodobé záznamy, které jsou bez posunutí, bez chybějících dat a bez šumu.

#### **4.3.2.4 Standardy algoritmů a doporučení**

Data určená k spektrální analýze mohou být získána různými způsoby. Užitečná ilustrovaná reprezentace dat je diskrétní série výsledků (DES – discrete event series), jde o graf závislosti intervalů  $R_i - R_{i-1}$  na čase (indikovaný ve výskytu  $R_i$ ), který je nepravidelně navzorkovaný. Nicméně spektrální analýza z pořadí okamžitých srdečních cyklů je užívána v mnoha studiích[5].

Spektrum signálu HRV je obecně vypočteno buď z tachogramu RR intervalu (graf závislosti trvání R-R intervalů na počtu srdečních cyklů - viz. Obrázek 4. 5) nebo z interpolací DES, čili získání spojitého signálu jako funkce času. Nebo lze počítat spektra z množství jednotlivých pulsů jako funkce času odpovídající každému rozpoznávanému QRS komplexu. Taková volba může mít důsledky na morfologii měřené jednotky ze spektra a na měření významných spektrálních parametrů. Za účelem standardizovat metody se používá tachogram RR intervalu s parametrickou metodou, nebo je navržena pravidelně vzorkovaná interpolace DES s neparametrickou metodou, která může být vhodná i pro parametrickou metodu. Vzorkovací frekvence interpolace DES musí být dostatečně vysoká, takže Nyquistova frekvence spektra není uvnitř kmitočtového rozsahu.

Standardy neparametrických metod (založených na algoritmu FFT) by měly obsahovat hodnoty uvedené v tabulce 4. 2, formulaci DES interpolace, vzorkovací frekvenci DES interpolace, počet vzorků použitých k spektrálnímu výpočtu a použité spektrální okno (Hann, Hamming a nejčastěji používané trojúhelníkové okno). Způsob výpočtu výkonu vzhledem k oknu by měl být také uveden.



**Obr. 4.5** Spektrální analýza, záznam tachogramů, 256 po sobě jdoucích RR intervalů u normálního subjektu během lehu (vlevo) a během předklonu (vpravo). Spektra na obrázcích jsou vypočtena pomocí parametrického autoregresivního modelu (c, d) a pomocí FFT založené na neparametrickém algoritmu (e, f). Pro (c) a (d), střední frekvence VLF, LF, HF, absolutní výkon a výkon v normalizovaných jednotkách jsou uvedeny společně s řádem modelu (p) a minimálními hodnotami PEWT a OOT u uspokoivého testu. Pro (e) a (f) špičkové kmitočty a výkon VLF, LF, HF jsou vypočteny integrací PSD v definovaných kmitočtových pásmech. Použité okno je také uvedeno.

Standardy parametrických metod by měly zahrnovat hodnoty obsažené v tabulce 4. 2 použitý typ modelu, počet vzorků, střední frekvence pro každou spektrální složku (LF a HF) a význam řádu modelů (množství parametrů). Mimoto musí být vypočteny statistické údaje za účelem testování spolehlivosti modelu. Předpokládaná chybová čistota testu (prediction error whiteness test, PEWT) poskytuje informace o kvalitě modelu, zatímco test optimálního řádu (optimal order test, OOT) kontroluje vhodnost používaného řádu modelu. Jsou různé možnosti vykonávání OOT, které zahrnují konečnou předpovídanou chybu. Výběr řádu p autoregresivního modelu by měl být navrhnout podle platného kritéria: řád by měl být v rozsahu 8–20, splňující PEWT test a vyhovující testu OOT ( $p \sim \min(\text{OOT})$ ).

### 4.3.3 Normální hodnoty standardních parametrů HRV

Žádná komplexní vyšetření všech parametrů HRV u velké skupiny normálního obyvatelstva ještě nebyla vykonaná, některé normální hodnoty parametrů uvedených v tabulce 4. 3 byly získány ze studie zahrnující malý počet subjektů. Proto by měly být uvedené hodnoty považovány za přibližné a žádné konečné klinické závěry by neměly být na nich založené. Úprava normálních limitů pro různý věk, pohlaví a životní prostředí zde byly vynechány kvůli omezeným zdrojům dat[5].

**Tab. 4.3 Normální hodnoty standardních parametrů HRV**

Parametr	Jednotky	Normální hodnota (průměr ± SD)
Časová analýza nominálního 24 hodinového záznamu		
SDNN	ms	141 ± 39
SDANN	ms	127 ± 35
RMSSD	ms	27 ± 12
Trojúhelníkový index HRV		37 ± 15
Spektrální analýza stabilního 5 minutového záznamu		
Celkový výkon	ms <sup>2</sup>	3466 ± 1018
LF	ms <sup>2</sup>	1170 ± 416
HF	ms <sup>2</sup>	975 ± 203
LF	n. u.	54 ± 4
HF	n. u.	29 ± 3
Poměr LF/HF		1,5 – 2,0

### 4.4 Výběr optimálního způsobu analýzy HRV

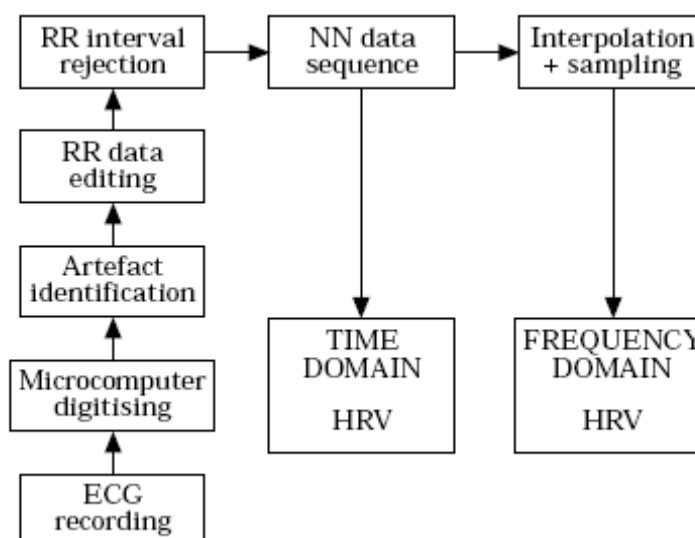
Stále je cítit potřeba standardizace měření HRV, neboť u mnoha doposud provedených studií nelze tyto srovnat, jelikož byly provedeny za rozdílných podmínek i rozdílným způsobem měření. Při výběru způsobu měření HRV by měla být především brána v úvahu plánovaná délka záznamu EKG a podmínky, za kterých má být záznam získán. Počet měřených hodnot pomocí geometrických metod (time domain analysis) narůstá s délkou záznamu a fyziologická platnost LF a HF komponent závisí na stabilitě autonomních modulací. Proto musí být oba způsoby měření pečlivě rozlišovány. Ke studii fyziologických detailů autonomního stavu srdce nejlépe slouží spektrální analýza krátkého záznamu (nejlépe 5minutového) provedeného za stabilních podmínek, což jsou podmínky, během nichž fyziologické procesy regulující srdeční rytmus jsou ve stabilizovaném stavu. Na druhé straně, optimální hodnocení odpovědi kardiální autonomie na okolní prostředí je založeno na dlouhodobém 24\_hodinovém záznamu, který obsahuje nejméně 18 hodin hodnotitelného záznamu, zahrnujícího reprezentativní část denního i nočního EKG. Tyto dlouhodobé záznamy by měly být preferenčně hodnoceny geometrickou metodou (time domain), i když sekvence R – R intervalů mohou být hodnoceny z dlouhodobého záznamu i metodou spektrální analýzy (frequency

domain), přitom se předpokládá stabilita regulačních mechanismů během této sekvence. Z uvedeného vyplývá, že není vhodné srovnávat komponenty HRV získané z krátkodobého záznamu pomocí spektrální analýzy v rozdílných podmínkách, jako je lež a stoj (noc a den), podobně jako není vhodné srovnávat výsledky HRV z dlouhodobého záznamu u skupiny hospitalizovaných proti skupině plně ambulantní[7].

#### 4.5 Požadavky na zařízení sloužící k analýze HRV

Komerční zařízení navrhnuté k analýze krátkodobých HRV by mělo zahrnovat neparametrickou a hlavně parametrickou spektrální analýzu. Za účelem minimalizace možných rušení vzniklých při záznamu složek srdečního rytmu (základní analýzy časově-frekvenčních složek), by měly být nabídnuty ve všech případech analýzy založené na pravidelném vzorkování tachogramů. Neparametrická spektrální analýza 5 minutových záznamů by měla používat přinejmenším 512, ale raději 1024 bodů[5].

Zařízení navrhnuté k analýze HRV v dlouhodobých záznamech by mělo realizovat metody v časové oblasti zahrnující všechny čtyři standardní parametry (SDNN, SDANN, RMSSD a trojúhelníkový index HRV). Navíc frekvenční analýza by měla být vykonána v 5 minutových segmentech, používající stejné přesnosti jako u analýzy krátkodobého EKG. Při vykonávání spektrální analýzy celkového nominálního 24 hodinového záznamu za účelem vypočítat celý rozsah HF, LF, VLF a ULF složek by měla být vykonána analýza se stejnou přesností vzorkování tachogramu tak, jak je navrhnutá pro krátkodobou analýzu. Strategie získávání dat pro analýzu HRV by měla odpovídat návrhu blokového schématu na obrázku 4. 6.



**Obr. 4.6** *Blokové schéma shrnující jednotlivé kroky používané k záznamu a zpracování EKG signálu za účelem získat data pro analýzu HRV.*

Za účelem minimalizovat chyby způsobené nesprávně navrženými nebo nesprávně používanými technikami jsou doporučeny následující body:

Zařízení pro měření EKG by mělo splňovat současné průmyslové standardy ve smyslu odstupu signálu od šumu, šířky pásma atd. Používané elektrické záznamníky by měly dovolit rekonstrukci signálu bez rozkmitu a fázového posunu. Za účelem standardizovat fyziologické a klinické studie by měly být vždy používány dva druhy záznamů:

- a) 5 minutové krátkodobé záznamy vykonané během fyziologicky stabilních podmínek zpracované metodami ve frekvenční oblasti
- b) 24 hodinové nominální záznamy zpracované metodami v časové oblasti

Při používání dlouhodobých EKG v klinických studiích by měly být jednotlivé subjekty změřené za stejných podmínek a ve stejných prostředích. Při použití statistických metod v časové nebo ve frekvenční oblasti by měl být kompletní signál pečlivě editován pomocí optických kontrol a ručních korekcí jednotlivých R – R intervalů a QRS komplexů.

#### **4.6 Klinický význam HRV**

Snížená HRV ukazuje ztrátu nebo snížení fyziologické periodické fluktuace sinusového rytmu, což může být způsobeno mnoha rozdílnými vlivy a nutně nemusí představovat pouze změnu v autonomní modulaci. Hodnocení HRV má praktický význam nejen pro hodnocení kardiovaskulárního rizika, ale také pro časnou diagnostiku neuropatie, která je často přítomna především u diabetiků. HRV je snížena po infarktu myokardu a reflektuje zvýšený tonus sympatické aktivity, který ovlivňuje srdeční rytmus. Převaha sympatické aktivity zvyšuje elektrickou nestabilitu srdce. Rozsáhlé studie potvrdily, že snížená HRV z 24 hodinového záznamu je silným prediktorem rizika smrti u nemocných po prodělaném infarktu myokardu, a to nezávisle na demografických vlivech, funkční klasifikaci, ejekční frakci levé komory a komorové ektopii. Prediktivní přesnost snížené HRV je jen mírná, ale v kombinaci s ostatními rizikovými prediktory se stává účinným parametrem stratifikace vysoce rizikových nemocných po infarktu myokardu. Navíc kombinace s různými rizikovými prediktory se zdá být schopna odlišit od sebe nemocné náchylné k smrti z důvodu arytmiické události a nearytmiické události. Snížená ejekční frakce levé komory ukazuje na náchylnost k srdeční smrti a pravděpodobně odhaluje nemocné v riziku smrti, nikoli však náhlé. Na druhé straně snížená HRV ukazuje na selhávání autonomní ochrany proti komorovým arytmiím, a proto spíše identifikuje nemocné ve vysokém riziku náhlé smrti nebo výskytu komorových maligních arytmií[7].

## 5 ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA EKG SIGNÁLU V PROSTŘEDÍ MATLAB

Tato kapitola se zabývá zpracováním a analýzou dat v prostředí Matlab. Hlavním úkolem bylo ověřit funkčnost a správnost naprogramovaných metod analýzy variability srdečního rytmu na reálných signálech. Byla zpracována sada dlouhodobých signálů dostupných ve veřejné databázi dostupné na internetu. V kapitole 4. bylo uvedeno, že standardní doba trvání dlouhodobých signálů je 24 hodin a krátkodobých je 5 minut. Vzhledem k způsobu analýzy HRV v projektu, byly použité pětiminutové signály považovány za dlouhodobé. Zpracování a analýza dat v Matlabu se držela standardů a doporučení uvedených v kapitole 4., byla provedená jak analýza v časové oblasti, tak analýza ve frekvenční oblasti.

K dopracování se správných výsledků bylo nezbytné se seznámit s metodami odhadu srdeční frekvence (SF), resp. NN intervalů z rozměřeného signálu EKG s uvážením možných rušení. V podstatě jde o určení srdeční frekvence/NN intervalu v každém možném časovém okamžiku, tedy jejich postupný vývoj v čase. K jejich určení je nutné mít záznam EKG signálu, který je správně rozměřen, to znamená, že jsou určeny všechny jeho části, především však QRS komplex. Je zřejmé, že nejmenší časový interval záznamu EKG, ze kterého je možné vypočítat srdeční frekvenci, je rozdíl dvou po sobě jdoucích QRS komplexů, tedy jeden NN interval. To znamená, že jakmile jsou známy první dva QRS komplexy EKG záznamu, určí se NN interval jako jejich časový rozdíl, z něho se pak vypočte srdeční frekvence a tyto hodnoty jsou přiřazeny na časové ose do okamžiku prvního QRS komplexu. To samé se bude opakovat pro všechny QRS komplexy. Takto bude získaná závislost aktuální hodnoty srdeční frekvence/NN intervalu na čase. V případě analýzy ve frekvenční oblasti jsou navíc tyto hodnoty ještě interpolovány, to znamená, že jsou vypočteny dílčí "neexistující" hodnoty těchto parametrů mezi již existujícími hodnotami srdeční frekvence/NN intervalů. Tento krok je nezbytný pro správný výpočet spektra signálu HRV, protože neinterpolovaný signál HRV je nepravidelně navzorkovaný, což je nevyhovující podmínka pro FFT. Úplně na začátku je nevyhnutné získaný EKG signál vhodně zpracovat, protože obsahuje různá rušení.

EKG signály dostupné ve veřejné databázi byly konvertovány do formátu, který lze dále používat v prostředí Matlab. Takto získané 300 sekundové signály byly následně zpracovány a analyzovány a jako výsledek byla vypočtena jejich variabilita srdečního rytmu. To znamená, že v prostředí Matlab se načetly signály jednotlivě, které se nejdříve zpracovaly vhodnou filtrací. Poté byla na signály aplikována detekce QRS komplexů. Po získání všech QRS komplexů jako funkce času se použila jejich časová hodnota k výpočtu všech NN intervalů. Výsledkem bylo grafické znázornění variability srdečního rytmu (HRV), tedy závislost okamžité hodnoty NN intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase. Následovala analýza v časové oblasti, kde byly vypočteny jednotlivé statistické a geometrické parametry. Na závěr proběhla analýza ve frekvenční oblasti, ve které byla vypočtena výkonová spektrální hustota HRV signálu a všechny podstatné frekvenční parametry.

Zpracování dat v prostředí Matlab je možné rozdělit na tyto části:

- 1) Konverze signálů
- 2) Filtrace EKG signálů
- 3) Detekce QRS komplexů
- 4) Výpočet NN intervalů
- 5) Analýza v časové oblasti
- 6) Analýza ve frekvenční oblasti

Získané výsledky poskytují přesné informace o fyziologickém stavu srdce, určená je aktivace sympatiku resp. parasympatiku, tedy složek autonomního nervového systému, které významně ovlivňují činnost srdce. Jelikož analyzované signály pocházejí ze zátěžových testů, výsledky také nesou informaci o tom, jak srdce reaguje na fyzickou zátěž. Ve výsledcích variability srdečního rytmu je možné pozorovat i fyziologický a emocionální stav.

## 5.1 Konverze signálů

Na webových stránkách <http://www.physionet.org/physiobank/database/> se nachází veřejně dostupná databáze, kde je možné získat různé typy biologických signálů. V projektu byly použity konkrétní signály z databáze: The MIT-BIH ST Change Database, dostupné na stránce <http://www.physionet.org/physiobank/database/stdb/>. V této databázi se nachází 28 EKG signálů různé délky, většina z nich je měřená v průběhu zátěžového testu a signály vykazují depresi ST segmentu. Výsledný tvar EKG signálu, hlavně QRS komplex, ovšem zůstává zachovaný, to znamená, že deprese ST segmentu nijak neovlivní analýzu a výsledky projektu[8].

Při výběru způsobu měření HRV by měla být především brána v úvahu plánovaná délka záznamu EKG a podmínky, za kterých má být záznam získán. Proto je velice důležité vybrat k odpovídající analýze vhodné signály tak, aby výsledky poskytovaly relevantní hodnoty. Z uvedené databáze bylo v projektu použito šest signálů, konkrétně signály 300, 301, 304, 306, 307 a 309. Z každého signálu byl vybrán 300 sekundový úsek, měřený od začátku signálu. Signály byly vzorkovány frekvencí 360 Hz, pro 300 sekundový signál je to tedy 108000 vzorků. Takto bylo dosaženo vhodného výběru signálů pro analýzu. Signály jsou vhodné pro časovou analýzu, protože všechny trvají stejnou dobu, tedy v časové analýze půjde hlavně o posouzení odpovědi kardiální autonomie na fyzickou zátěž. Signály jsou také vhodné pro frekvenční analýzu, protože jsou všechny měřeny za stabilních podmínek (v průběhu fyzické zátěže), což jsou podmínky, během nichž fyziologické procesy regulující srdeční rytmus jsou ve stabilizovaném stavu. Výsledky analýzy ve frekvenční oblasti tedy poskytují fyziologické detaily autonomního stavu srdce.

Jelikož formát dat (.atr, .dat, .hea) signálů uvedených v databázi nebylo možné přímo zpracovávat v prostředí Matlab, bylo nevyhnutné dané signály nejdříve konvertovat do formátu, ve kterém mohly být dále zpracovány. K tomu slouží m.file *rddata.m*, dostupný na stránkách databáze[8]. Tento m.file konvertuje data ze specifického formátu (.atr, .dat, .hea) do formátu vhodného pro Matlab (.mat). Tento m.file byl ještě upraven tak, aby z každého signálu byla získaná na výstupu jak složka časová, tak složka signálová. Pro každý signál byl tedy takto upravený m.file pojmenován a uložen jako *konvertor\_30X.m* a jeho výstupy, složka časová uložená jako *T\_30X.mat*, složka signálová jako *S\_30X.mat*, kde symbol *X* označuje konkrétní signál. Všechny tyto soubory (.atr, .dat, .hea, .mat) jsou uloženy v pracovním adresáři a budou součástí práce.

Ve výsledné funkci, která je realizovaná jako m.file, se na začátku načítá signál, který je uložen v pracovním adresáři ve formátu .mat, získaný konverzí původních dat. Takže vstupní parametry funkce jsou jenom časová a signálová složka příslušného signálu. Dále probíhá zpracování a analýza signálů, uvedeno v dalších podkapitolách.

## 5.2 Filtrace EKG signálů

Při měření EKG signálu v praxi je možné se setkat s různými typy rušení (Obr. 5.1). Proto je nevyhnutné rušení odstranit vhodnou filtrací, aby bylo možné dále signál vyhodnocovat. Navíc k tomu přistupuje skutečnost, že signál EKG může vykazovat významné tvarové změny, které souvisejí se stavem pacienta. V závislosti na svodových místech se mění i velikost snímaného signálu. Za těchto okolností se problém zpracování signálu EKG komplikuje[9].

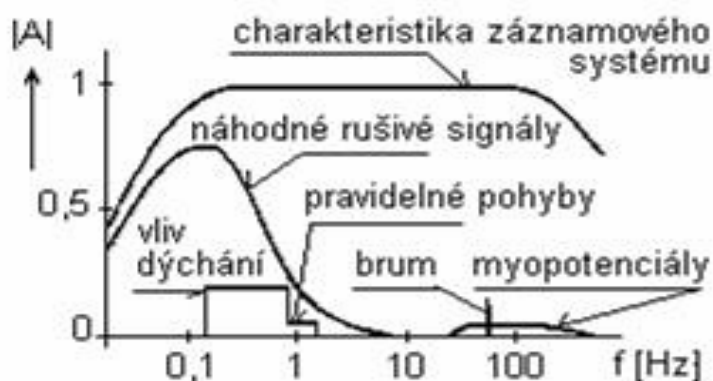
Typy rušení rozdělujeme:

### 1) Úzkopásmové rušení

- kolísání (drift) základní izoelektrické linie – způsobuje ho hlavně pomalé elektrochemické děje na rozhraní elektroda pokožka, dýchání pacienta (do 0,8Hz) a taktéž pomalé pohyby pacienta (do 1,5Hz)
- síťové rušení (50 Hz, 60 Hz)

### 2) Širokopásmové rušení

- myopotenciály – způsobují ho zejména svalové kontrakce a pohyby pacienta, víceméně mají náhodný charakter a frekvencí vyšší jako 35Hz
- rychlé (skokové) změny izoliny
- impulsní rušení



Obr. 5.1 Rušení signálu EKG

Filtrace je zpravidla formulována jako zpracování, sloužící k výběru jistých složek ze směsi více signálů a k potlačení jiných. Obecněji lze chápat filtraci jako prostředek umožňující měnit vlastnosti jednotlivých složek, např. jejich poměrné zastoupení nebo vzájemné časové vztahy ve výsledném signálu[10].

Filtry FIR jsou nerekurzivní filtry s konečnou odezvou. Filtrace pomocí FIR filtrů je výhodná, protože tyto filtry umožňují navrhnout lineární fázovou charakteristiku, tj. filtry nezkracují signál. Pro dosažení strmosti se musí použít vysokého řádu filtru. Filtry FIR jsou vždy stabilní, protože všechny póly přenosu mají v rovině Z rovny nule.

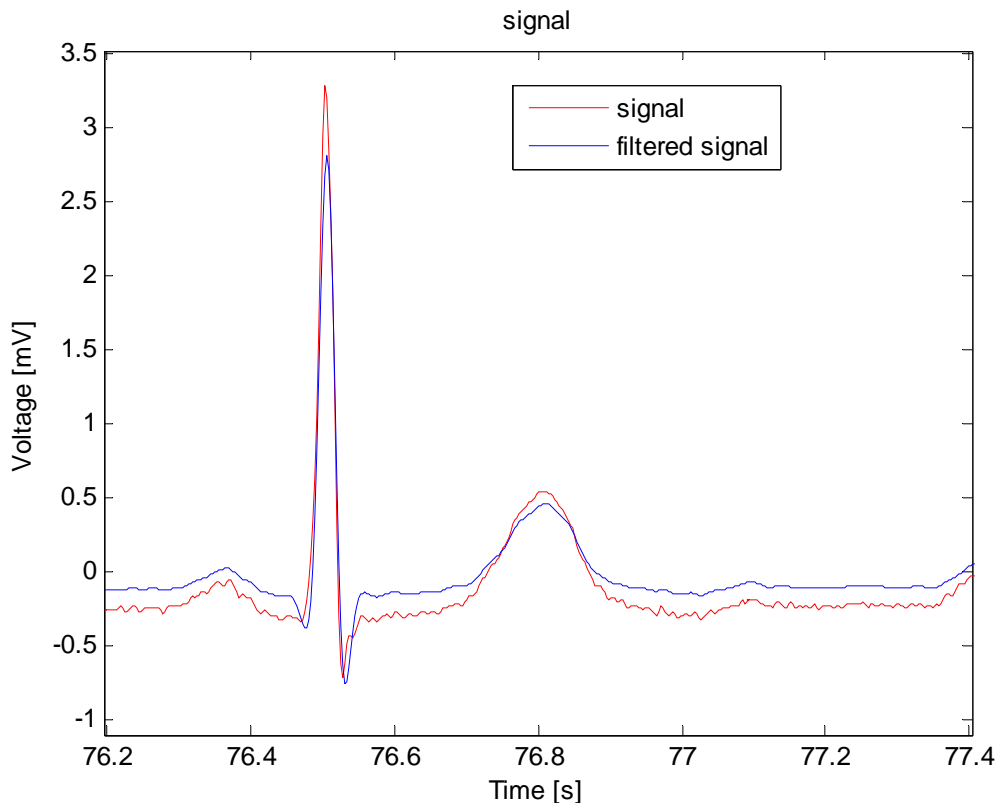
Jak již bylo uvedeno, signál EKG je ovlivňován různými typy rušení, které je nutné odstranit vhodnou filtrací. Signál použitý v projektu je nejvíc rušen myopotenciály a kolísáním nulové izoliny. Tyto artefakty bylo nutné odstranit.

Odstranění rušení ve výsledné funkci probíhalo následovně. Nejdřív byla odstraněna stejnosměrná složka vynulováním první harmonické složky. Poté byla použita pásmová propust 21. řádu. Dolní mezní frekvence byla zvolena 14 Hz, horní 24 Hz. Tato

propust by měla filtrovat jak myopotenciály, které jsou charakteristické vyššími frekvencemi, tak kolísání nulové izolácie, které se vyskytuje na nízkých frekvencích.

Řád filtru je zvolen optimálně tak, aby filtrovaný signál zachoval tvar původního signálu a zároveň aby se zbavil rušivých složek. Čím je vyšší řád filtru, tím je přechod strmější na mezní frekvenci, ale tím jsou také větší přemity signálu. Je proto nutné najít vhodný kompromis mezi těmito dvěma parametry, aby vyfiltrovaný signál splnil požadované kritérium.

Příklad filtrace je zobrazen na obr. 5.2, který ukazuje signál před a po filtraci. Jde o signál 301. Je vidět, že po filtraci zmizely hlavně malé výchyly s vysokou frekvencí.



**Obr. 5.2 Porovnání EKG signálu před a po filtraci, signál 301**

Filtrovaný signál bylo nutné správně časově posunout, protože filtrace zavádí časové zpoždění, v tomto případě 0,0278 sekundy. Ve funkci se vykresluje filtrovaný signál spolu s původním signálem do grafu číslo 1.

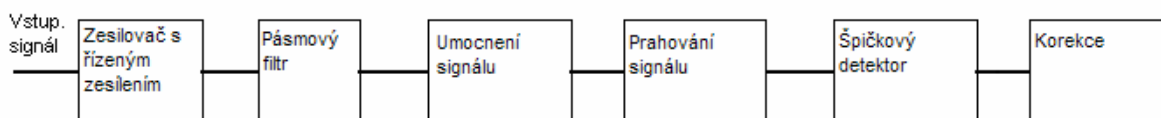
### 5.3 Detekce QRS komplexů

Velmi důležitá při zpracování EKG signálu je detekce QRS komplexu (R vlny), která se využívá při velkém množství měření. Detektor QRS komplexu má za úkol signalizovat výskyt každého QRS komplexu, například impulsem. Pokud by tuto úlohu měl plnit pro normální signál EKG získaný za klidových podmínek bez vnějšího rušení, nebylo by to nic obtížného. Celý problém spočívá ovšem v tom, že v převážné většině případů musí, pokud možno bezchybně, plnit svoji funkci i v případech, kdy signál obsahuje nežádoucí rušení. Navíc jeho funkce nesmí záviset na změně polarity signálu. Z hlediska zpracování signálu je úloha částečně zjednodušená tím, že se určuje pouze výskyt QRS komplexu a nemusí se zachovávat plná diagnostická hodnota signálu EKG[9].

Nejobvyklejší postup při detekci R-vlny je:

- 1) potlačení nežádoucího rušení – vhodným pásmovým filtrem
- 2) vyloučení vlivu polarity signálu – umocněním
- 3) zbavení redundantních údajů – prahováním signálu
- 4) výběr R-vlny – aplikováním špičkového detektoru

Načtený signál prochází pásmovým filtrem, který slouží k odstranění nežádoucích artefaktů. Další blok umocňuje signál, tak aby se zvýšil rozdíl amplitudy QRS komplexů proti ostatním složkám signálu, a taktéž aby se vyloučil vliv polarity. Pak nastává prahování signálu, kterým se signál zbaví redundantních údajů. Pro nalezení lokálních maxim se aplikuje špičkový detektor.



**Obr. 5.3 Blokové schéma detekce QRS komplexů**

Potlačení nežádoucího rušení vhodným pásmovým filtrem bylo popsáno v předchozí podkapitole, vyfiltrovaný signál je zobrazen na Obr. 5. 2. Následně byl tento signál umocněn, čímž byly získány pouze kladné hodnoty signálu EKG.

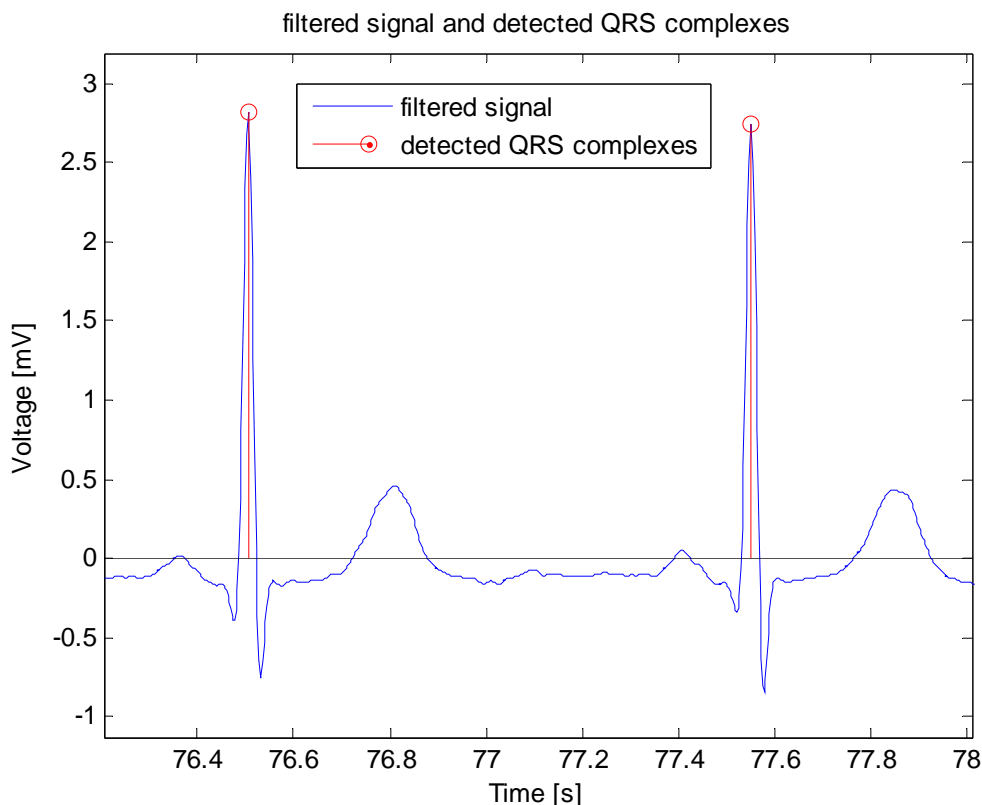
V následujícím kroku byl signál prahován, za účelem zbavení se redundantních údajů. Nejdříve byl vytvořen cyklus *for*, který hledal maximum signálu pro každých 100 vzorků. V případě, že v daných 100 vzorcích se nenacházel žádný QRS komplex, bylo takto nalezené maximum vynulováno, tedy ve výsledních maximech byly hodnoty jenom z QRS komplexů. Následně byla určena střední hodnota maxim, tedy medián, a nastavena hodnota prahu detektoru na 2/3 hodnoty mediánu. Na základě prahu byl vytvořen další cyklus *for*, který procházel celý umocněný signál po jednom vzorku a každý vzorek porovnával s hodnotou prahu. V případě, že byla hodnota vzorku menší jako hodnota prahu, byla hodnota vzorku vynulována, v opačném případě se hodnota vzorku neměnila.

Nakonec byl aplikován špičkový detektor, který měl za funkci vyhledat QRS komplexy a označit je značkou. K této funkci byl vytvořen opět cyklus *for*, který procházel celý signál po jednom vzorku a hledal vzorek, který je z obou stran větší, tedy který splňoval podmínku:

$$(( FF(i) > FF(i+1)) \& ( FF (i) > FF (i-1))) \quad (5.1)$$

kde  $FF (i)$  je  $i$ -tý vzorek signálu.

Tuto podmínku splňují jenom QRS komplexy, tedy vzorky s lokálním maximem. Každý takto nalezený vzorek byl označen impulsem v příslušném časovém okamžiku. Na obr. 5. 4 je zobrazen filtrovaný signál a v něm detekované QRS komplexy. Jedná se opět o signál 301.



**Obr. 5.4 Detekované QRS komplexy, signál 301**

Na výstupu detektoru QRS komplexů byly získány impulsy, které časově odpovídají okamžiku výskytu R vlny. Takto získané časové hodnoty QRS komplexů slouží k výpočtu NN intervalů a následně k výpočtu variability srdečního rytmu.

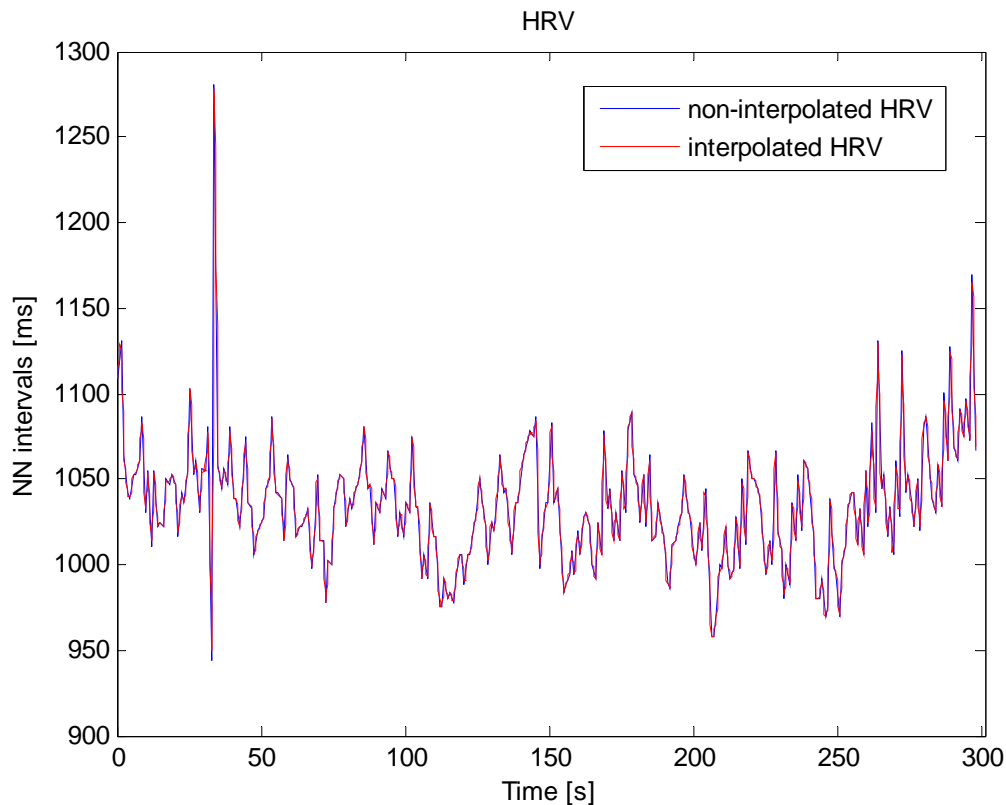
## 5.4 Výpočet NN intervalů

Výpočet NN intervalů již vychází ze zpracovaného signálu, kdy jsou známy všechny QRS komplexy a jejich lokalizace v čase (na obr. 5. 4 je známá časová hodnota impulsů označujících QRS komplexy).

Samotný výpočet NN intervalů byl velmi jednoduchý, byla použita funkce *diff*, která počítá diference vstupního parametru, v tomto případě diference časových okamžiků výskytu QRS komplexů. Každý takto vypočtený NN interval byl přiřazen na časové osy do okamžiku výskytu prvního QRS komplexu, z kterého byl interval počítán. NN intervaly byly převedeny na milisekundy a jejich počet byl o jedna menší jako počet detekovaných QRS komplexů. Výsledkem je tedy závislost okamžitých hodnot NN intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase, tedy variabilita srdečního rytmu (HRV).

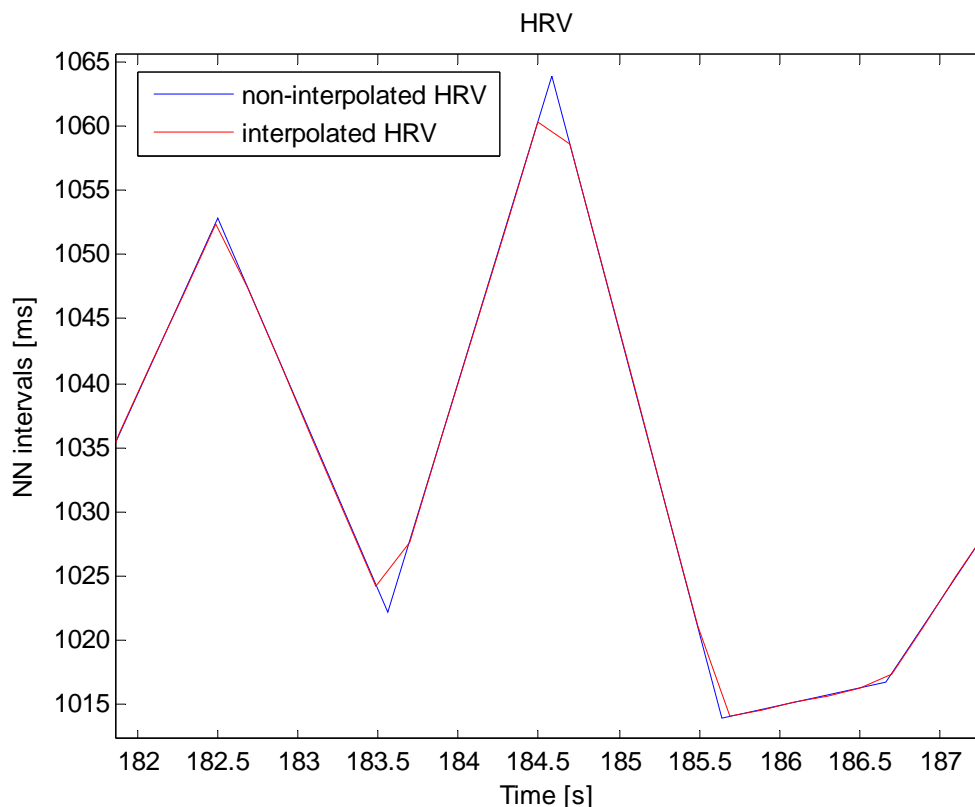
Takto získaná závislost je však nepravidelně navzorkovaná, proto je nutné ji vhodně interpolovat a získat tak pravidelně vzorkovaný signál; to kvůli analýze ve frekvenční oblasti, aby tato vyhovovala podmínkám FFT pro správný výpočet spektra. Nejdříve byla zvolena vzorkovací frekvence HRV na 5 Hz, a pomocí ní pak vypočteny všechny časové okamžiky, ve kterých bylo požadováno dopočítání hodnot HRV, dále označováno jako interpolovaný čas. Tedy od okamžiku prvního QRS komplexu/prvního NN intervalu do okamžiku předposledního QRS komplexu/posledního NN intervalu s krokem převrácená hodnota vzorkování frekvence HRV. K interpolaci HRV signálu byla

použita funkce *interp1*, jejíž vstupní parametry jsou: čas NN intervalů, hodnota NN intervalů, interpolovaný čas. Výstupní parametr funkce jsou hodnoty NN intervalů v interpolovaném čase, dále označováno jako interpolované NN intervaly. Takto byla získána interpolovaná HRV, tedy závislost interpolovaných hodnot NN intervalů na interpolovaném čase, která je pravidelně navzorkovaná. Byla použita lineární interpolace.



**Obr. 5.5 Variabilita srdečního rytmu, signál 301**

Výsledné závislosti celého signálu 301 jsou zobrazeny na obrázku 5. 5. Rozdíl mezi oběma signály je velice malý, v podstatě interpolovaná HRV kopíruje tvar neinterpolované s malými rozdíly. To je velmi dobrá vlastnost, protože je zachován původní tvar HRV, a tedy výsledky ve frekvenční oblasti budou odpovídat přibližně původní HRV. Navíc je interpolovaná HRV pravidelně navzorkovaná, takže výpočet spektra bude správný. Interpolovaná HRV je pouze jemněji vzorkována, při pohledu na detail (Obr. 5. 6) je vidět rozdíly, které jsou hlavně v okolí bodů NN intervalů.



**Obr. 5.6 Detail variability srdečního rytmu, signál 301**

Frekvenční analýza proběhne na interpolovaném signálu HRV, který je vzorkován s frekvencí 5 Hz. Je splněna podmínka, že vzorkovací frekvence interpolace musí být dostatečně vysoká, takže Nyquistova frekvence spektra není uvnitř kmitočtového rozsahu. Frekvenční analýza proběhne také na neinterpolovaném signálu HRV, kde bude vzorkovací frekvence přibližně aproximovaná převrácenou hodnotou průměrného NN intervalu. V další kapitole budou pak porovnány obě metody a vyhodnoceny jejich výsledky.

## 5.5 Analýza v časové oblasti

K hodnocení variability srdečního rytmu v časové oblasti slouží mnoho statistických a geometrických parametrů popsaných v kapitole o HRV. Všechny tyto parametry jsou vypočteny na základě známých hodnot NN intervalů nebo jejich rozdílů. Výpočet NN intervalů je popsán v předchozí podkapitole. Nejdříve byly vypočteny jednoduché parametry časové oblasti, a to nejmenší a největší NN interval, průměrný NN interval a rozptyl NN intervalů, a to z celého úseku analyzovaného signálu. Pro analýzu byly použity tyto parametry[9]:

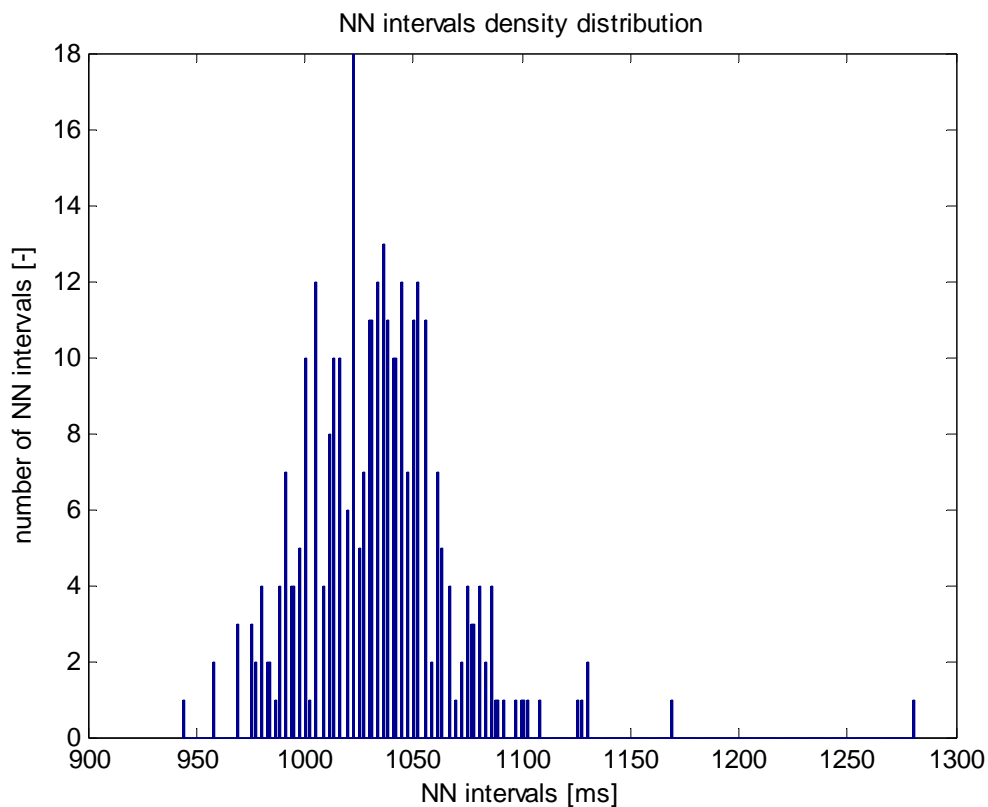
**SDNN [ms]** – Standardní odchylka všech NN intervalů z celého záznamu, tedy druhá odmocnina rozptylu. K jejímu výpočtu byla použita funkce standardní odchylka *STD* (Standard deviation). Její hodnota je zapsána do proměnné *SDNN*.

**RMSSD [ms]** – Druhá odmocnina průměru umocněných rozdílů po sobě jdoucích NN intervalů. Tato hodnota byla vypočtena postupně, nejdříve byly získány rozdíly všech NN intervalů, pak vypočteny difference umocněných těchto rozdílů, a nakonec dopočtena druhá odmocnina jejich průměrů. Výsledná hodnota je zapsána v proměnné *RMSSD*.

NN50 [-] – Počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms. Byl vytvořen cyklus *for*, který procházel celý vektor NN intervalů a který hledal rozdíly po sobě jdoucích NN intervalů větších než 50 ms. V případě, že daná podmínka byla splněna, inkrementoval se výstupní vektor. Jeho délka odpovídá parametru NN50, který je zapsán v proměnné *NN50*.

*pNN50* [%] – Parametr NN50 podělený celkovým počtem NN intervalů. Jelikož jde o relativní hodnotu, udává se v procentech. Informuje o procentuálním zastoupení parametru NN50 mezi všemi NN intervaly a je zapsán v proměnné *pNN50*.

Trojúhelníkový index HRV [-] – Celkový počet NN intervalů podělený maximem četností délky NN intervalů. Tento geometrický parametr je závislý na přesnosti měření hustoty distribuce NN intervalů. To znamená, že s čím větší přesností bude počítán histogram NN intervalů, tím bude větší hodnota indexu. Jelikož bude důležité, aby distribuce NN intervalů byla co nejméně podobná spojitě funkci (Obr. 4.2), bude nutné počítat histogram NN intervalů s co největší jemností. Kvůli tomu byla zvolena přesnost na 1 ms a distribuce byla vypočtena pomocí funkce *hist*. Následně byla určena nejvyšší četnost histogramu, kterou pak byl vydělen celkový počet NN intervalů. Výsledná hodnota je uložena v proměnné *TIHRV*. Příklad histogramu NN intervalů sloužícího k výpočtu trojúhelníkového indexu HRV je zobrazen na obrázku 5. 7.



**Obr. 5.7 Hustota distribuce NN intervalů, signál 301**

TINN [ms] – Trojúhelníková interpolace histogramu NN intervalů je základní šířka aproximované distribuce NN intervalů měřená na základě trojúhelníka. V prostředí Matlab byly vypočteny přibližné body trojúhelníka aproximované distribuce NN intervalů tak, že od nejvyšší četnosti histogramu byla odečtena jak desetina průměrného NN intervalu, tak přičtena desetina průměrného NN intervalu. Rozdíl těchto hodnot je zapsán v proměnné *TINN*. Tento jednoduchý výpočet poskytuje jenom přibližný odhad parametru a je vysoce závislý na průběhu signálu.

## 5.6 Analýza ve frekvenční oblasti

Analýza výkonové spektrální hustoty (power spectral density, PSD) poskytuje základní informace o tom, jak je distribuovaný výkon rozdělen v závislosti na kmitočtu. Matematicky je PSD definovaná jako Fourierova transformace autokorelační sekvence časových intervalů. Ekvivalentní definice PSD je: umocněné moduly Fourierove transformace časových intervalů, cejchované konstantním krokem[11].

Jako bylo uvedeno, tak metody pro výpočet PSD mohou být obecně klasifikovány jako neparametrické nebo parametrické. V projektu byla použita neparametrická metoda, která počítá spektrum pomocí algoritmu FFT.

Při úvahách nad spektrální analýzou jednotlivých procesů je první volbou počítat spektra pomocí algoritmu FFT pro každý zaznamenaný úsek a ze všech úseků pak vypočítat průměr. Výsledek takto počítaného spektra však konverguje k nule. Při podobných výpočtech se proto neprůměrují spektra klasická, ale tzv. výkonová spektra. Výkonové spektrum stacionárního náhodného procesu se počítá podle vztahu 5.2:

$$S_{SS}(\omega) = E\left\{\frac{1}{N} \cdot S_w(\omega) \cdot S_w^*(\omega)\right\} = E\left\{\frac{1}{N} \cdot |S_w(\omega)|^2\right\} \approx \frac{1}{M} \cdot \sum_{w=w_1}^{w_M} \frac{1}{N} \cdot |S_{w_i}(\omega)|^2 \quad (5.2)$$

kde  $S(\omega)$  je spektrum jedné realizace náhodného procesu  $s_w(n)$ . Vztah (5.2) je tzv. souborovou střední hodnotou  $E$  kvadrátu amplitudového spektra. Poslední výraz v (5.2) je uvozen symbolem  $\approx$ , neboť vyjadřuje odhad souborové střední hodnoty z konečného počtu  $M$  realizací. Vezme se tedy signál (jedna realizace náhodného procesu), vypočte se jeho komplexní spektrum, dále jeho modul (absolutní hodnoty), ten se pak umocní na druhou, podělí počtem vzorků a provede součet takových vektorů pro každou zaznamenanou realizaci signálu. Po podělení počtem realizací  $M$  je získán odhad souborové střední hodnoty. Slovo odhad je namísto, neboť skutečná střední hodnota by byla získána z nekonečného počtu realizací. Čím bude počet realizací  $M$  větší, tím bude výsledná chyba menší. Signál HRV, který je analyzován je ergodický, takže postačí pouze jediná, dostatečně dlouhá realizace signálu[12].

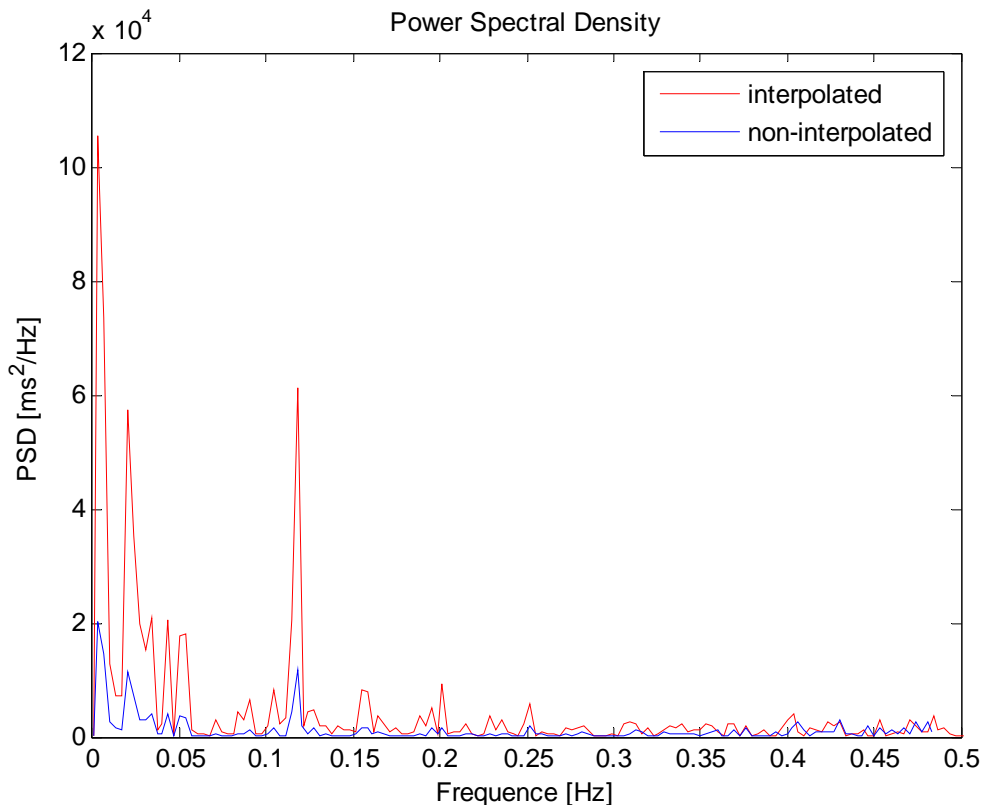
Při počítání výkonového spektra signálu HRV pomocí FFT, je nutné odstranit ještě stejnosměrnou složku. Jak již bylo uvedeno, frekvenční analýza byla vykonaná pro jednak interpolovaný signál HRV, který je vzorkován s frekvencí 5 Hz, a jednak pro neinterpolovaný signál HRV, kde bude vzorkovací frekvence přibližně aproximovaná převrácenou hodnotou průměrného NN intervalu. Ve výsledcích budou obě metody porovnány.

V prostředí Matlab byla nejdříve určena délka (počet vzorků) obou signálů. Pomocí této hodnoty a pomocí známé vzorkovací frekvence HRV signálu byl vypočten frekvenční rozsah výsledného spektra. Největší detail, jaký bude možné ve výsledném spektru rozlišit, je možné vypočíst pomocí vztahu 5.3:

$$\text{det } \text{ail} = \frac{f_{vzHRV}}{t \cdot f_{vzHRV}} \quad (5.3)$$

kde  $t$  je rovno délce trvání signálu HRV a  $f_{vzHRV}$  je vzorkovací frekvence HRV signálu. V projektu jsou použity 300 sekundové signály EKG, tedy i signál HRV má 300 sekund, a proto největší detail bude v obou případech 0,0033 Hz. Ten závisí pouze na délce záznamu, resp. na poměru vzorkovací frekvence a počtu vzorků, ze kterých je počítaná HRV. Jak při interpolovaném, tak při neinterpolovaném signálu HRV, je tento poměr stejný, takže bude stejný i detail ve spektru.

V následujícím kroku bylo pomocí funkce *fft* vypočteno komplexní spektrum signálu HRV, vynulovaná jeho první spektrální složka; dále z něj vypočteno modulové spektrum (funkce *abs*), které bylo následně umocněno na druhou a v posledním kroku poděleno počtem vzorků. Tímto způsobem bylo získáno výkonové spektrum HRV, které je uloženo v proměnné *WSPE*. Toto spektrum se analyzuje pouze asi do 0,4 Hz. Na obrázku 5.8 je vykresleno výsledné výkonové spektrum HRV, jak pro interpolovaný tak pro neinterpolovaný signál HRV. Opět jde o signál 301.



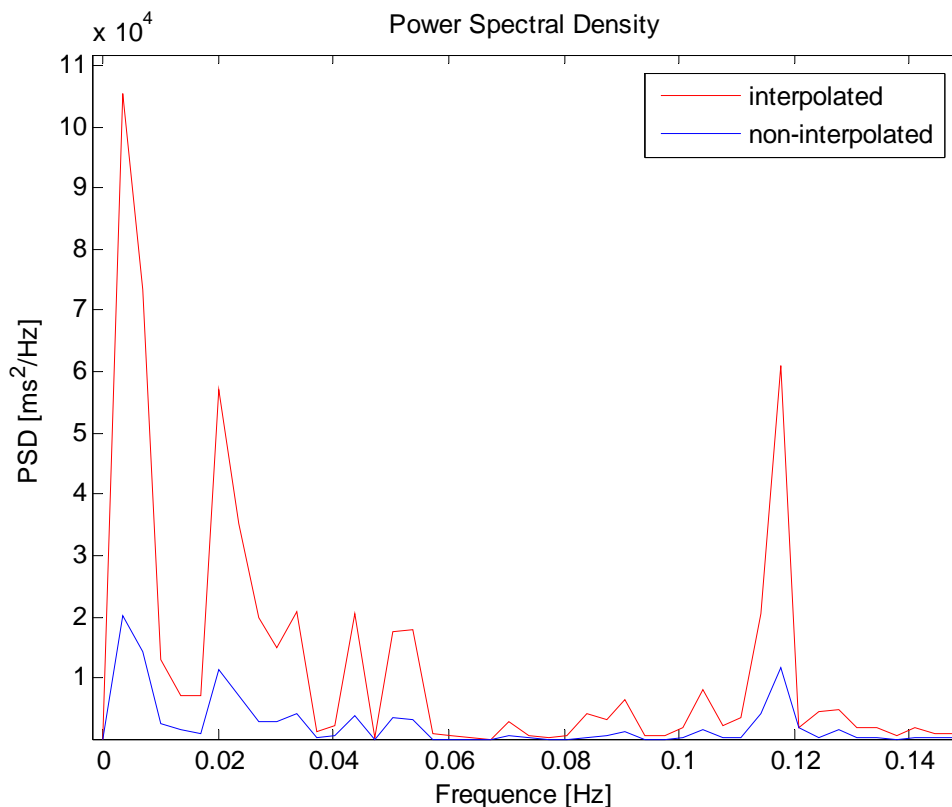
**Obr. 5.8 Výkonové spektrum HRV, signál 301**

Při detailním pohledu na výsledná spektra je vidět, že obě spektra jsou si velice podobná co do tvaru, rozdíl je jenom v amplitudě. Tento rozdíl je způsoben různým počtem vzorků, ze kterých je počítána FFT, kdy dochází k rozdílu velikosti amplitud ve spektru. Propočtem na výkonové spektrum se dále tyto rozdíly ještě zvětšují. Detail obrázku 5.8 je zobrazen na obrázku 5.9, kde je vidět podobnost tvarů spekter a odlišnost amplitud.

Jak již bylo načrtnuto, v získaném spektru se analyzují pásma VLF, LF a HF. Při analýze nás zajímá jednak v jakém pásmu (na jaké frekvenci) se nachází úplné maximum výkonu, a jednak kde (na kterých frekvencích) se nacházejí maxima výkonů v jednotlivých pásmech. Bylo již uvedeno, že optimální stav je ten, kdy maximum výkonu se nachází na frekvenci 0,1 Hz, tj. v pásmu LF, které odpovídá vyvážené aktivaci obou složek autonomního nervstva.

Při počítání jednotlivých výkonů a frekvencí se postupovalo následovně, jak je uvedeno pro příklad LF pásma. Nejdříve se definovaly frekvence pásma, dolní frekvence  $f_{LF\_d}=0,04$  ( $f$  jako frekvence,  $LF$  jako pásmo LF,  $d$  jako dolní) a horní frekvence  $f_{LF\_h}=0,15$  stejným způsobem. Pak se tyto hodnoty frekvencí přepočítaly na vzorky tak, že číselná hodnota frekvence byla vydělena vzorkovací frekvencí, vynásobená počtem vzorků signálu HRV a případně zaokrouhlena. Tak byly získány hodnoty dolní a

horní frekvence ve vzorcích, které byly uloženy jako  $v_{LF\_d}$ , resp.  $v_{LF\_h}$  (označení je stejné jako v předchozím případě, písmeno  $v$  značí, že jde o vzorky). V dalším kroku se vypočítal spektrální výkon v tomto pásmu tak, že pomocí funkce  $sum$  se sečetly všechny spektrální složky výkonového spektra  $WSPE$  určené dolní a horní frekvencí ( $v_{LF\_d}$ ,  $v_{LF\_h}$ ) a tato hodnota se vynásobila frekvenčním krokem (poměr vzorkovací frekvence HRV a počtu vzorků signálu). Takto získaný výkon se udává v  $ms^2$  a je uložen v proměnné  $power\_LF$ . Následně pomocí funkce  $max$  se získá pořadové číslo vzorku, na kterém leží maximum výkonu v daném frekvenčním pásmu. Tato hodnota se pak převede pomocí známého frekvenčního kroku na hodnotu frekvence udávanou v Hz a uloží se do proměnné  $peak\_LF$ . Celý tento proces výpočtu výkonu a frekvence maxima byl použit pro všechna analyzovaná pásma, VLF, LF, HF, celé pásmo (0 – 0,4Hz), interpolovaného i neinterpolovaného signálu.



**Obr. 5.9 Detail výkonového spektrum HRV, signál 301**

Měření výkonových složek VLF, LF, HF je obvykle uskutečňováno v absolutních hodnotách výkonu ( $ms^2$ ), ale LF a HF mohou být také měřeny v normalizovaných jednotkách (n. u.), které reprezentují relativní hodnotu každé výkonové složky v poměru k celkovému výkonu bez VLF složky. Proto byly v Matlabu vypočteny také normalizované výkony podle vztahů[5]:

$$LFnorm = \left( \frac{LF}{(TP - VLF)} \right) * 100 \quad (5.4)$$

$$HFnorm = \left( \frac{HF}{(TP - VLF)} \right) * 100 \quad (5.5)$$

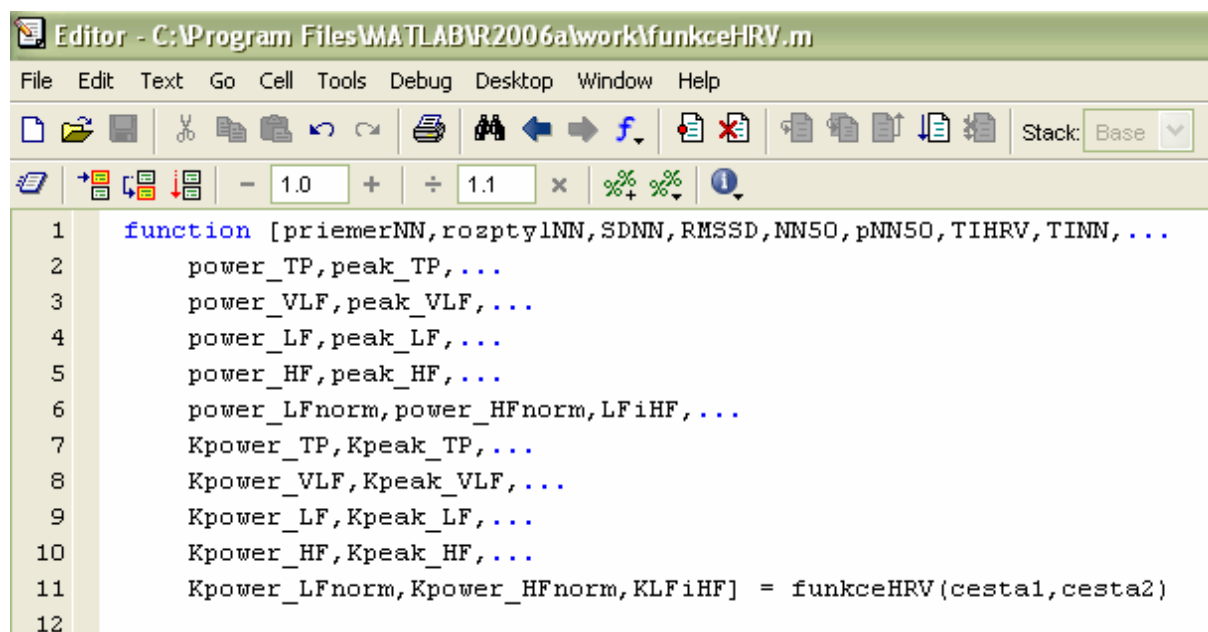
Takto vypočtené normalizované výkony jsou uloženy v proměnných  $power\_LFnorm$ , resp.  $power\_HFnorm$ . Poslední udávanou veličinou při spektrální analýze je poměr výkonů LF/HF. Tato bezrozměrná veličina je uložena jako  $LFiHF$ .

Frekvenční analýza byla uskutečněna pro interpolovaný a pro neinterpolovaný signál HRV. Bylo vypočteno výkonové spektrum obou signálů, které je pro porovnání vykresleno v jednom obrázku (Obr. 5.8, Obr. 5.9). Následně byly vypočteny výkony ve všech pásmech (VLF, LF, HF) a určena frekvence maximálního výkonu v těchto pásmech. Z celého analyzovaného pásma (0 – 0,4Hz) byl také spočítán celkový výkon a frekvence maxima v celém pásmu. Nakonec byly doloženy normalizované výkony pro pásma LF a HF a určen poměr výkonu LF/HF. Všechny parametry a proměnné uvedené v kapitole platí pro interpolovaný signál HRV, pro neinterpolovaný signál HRV jsou označovány stejně, pouze na začátku obsahují písmeno *K*.

## 6 VÝSLEDNÁ FUNKCE A JEJÍ POUŽITÍ

Jak již bylo uvedeno, součástí práce je více datových souborů a více souborů vytvořených v prostředí Matlab. Všechny tyto soubory jsou uloženy v pracovním adresáři a jsou k dispozici v digitální podobě spolu s prací. Shrňme-li, tak pro každý analyzovaný signál jsou k dispozici jeho datové soubory (*30X.atr*, *30X.dat*, *30X.hea*), dále *m.file*, který je konvertuje do formátu vhodného pro Matlab (*konvertor\_30X.m*) a nakonec výsledné časové a signálové soubory ve formátu použitelném pro Matlab (*T\_30X.mat*, *S\_30X.mat*). Symbol *X* označuje příslušný signál, tedy *X* nabývá hodnot 0, 1, 4, 6, 7 a 9.

Výsledný produkt projektu je funkce, která je realizovaná jako *m.file* a která je pojmenovaná a uložena jako *funkceHRV*. V úvodu funkce je její definice, tedy její výstupní parametry, název a vstupní parametry (Obr. 6.1). Výstupních parametrů je poměrně dost, jsou to všechny důležité veličiny charakterizující HRV, které se po proběhnutí funkce vypisují do příkazového okna. Všechny byly v předchozích podkapitolách definovány. Vstupní parametry jsou dva, časová a signálová složka signálu EKG, které se volají v Matlabu v příkazovém řádku.



```
1 function [priemerNN, rozptylNN, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, TIHRV, TINN, ...
2 power_TP, peak_TP, ...
3 power_VLF, peak_VLF, ...
4 power_LF, peak_LF, ...
5 power_HF, peak_HF, ...
6 power_LFnorm, power_HFnorm, LFiHF, ...
7 Kpower_TP, Kpeak_TP, ...
8 Kpower_VLF, Kpeak_VLF, ...
9 Kpower_LF, Kpeak_LF, ...
10 Kpower_HF, Kpeak_HF, ...
11 Kpower_LFnorm, Kpower_HFnorm, KLFiHF] = funkceHRV(cesta1, cesta2)
12
```

**Obr. 6.1 Definice funkce HRV**

Použití funkce je velice jednoduché. V příkazovém řádku v Matlabu je nutné zadat funkci ve tvaru například, *funkceHRV('T\_301', 'S\_301')*; v tomto případě jde o signál 301. Pro jiné signály stačí jenom změnit vstupní parametry funkce. Avšak všechny tyto vstupní parametry (signály) musí být uloženy v pracovním adresáři. Po spuštění funkce začne Matlab počítat funkci a postupně se začnou vykreslovat jednotlivé grafy v samostatných oknech (figure 1–7). Taktéž se postupně začnou vypisovat do příkazového řádku všechny výstupní parametry, kterých je dohromady 30. Příklad použití funkce s následným výpisem výstupních parametrů je uveden na obrázku 6.2, kdy byl volán signál 301.

Jednotlivé vykreslené grafy jsou:

- 1) Figure 1 – původní a filtrovaný signál EKG
- 2) Figure 2 – umocněný signál EKG
- 3) Figure 3 – detekované QRS komplexy (spojitý umocněný signál)

- 4) Figure 4 – filtrovaný signál EKG a v něm zobrazené detekované QRS komplexy
- 5) Figure 5 – interpolovaný a neinterpolovaný signál HRV
- 6) Figure 6 – hustota distribuce NN intervalů
- 7) Figure 7 – výkonová spektrální hustota interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV

Command Window	Command Window	Command Window	Command Window
>> funkceHRV('T_301','S_301');	TINN =	peak_HF =	Kpower_LF =
priemerMN =	206.7070	0.2015	134.1070
1.0335e+003	power_TP =	power_LFnorm =	Kpeak_LF =
rozptylMN =	2.2571e+003	63.0932	0.1172
1.2273e+003	peak_TP =	power_HFnorm =	Kpower_HF =
SDNN =	0.0034	37.6594	127.3070
35.0324	power_VLF =	LFiHF =	Kpeak_HF =
RMSSD =	1.1944e+003	1.6754	0.2511
42.2163	peak_VLF =	Kpower_TP =	Kpower_LFnorm =
NN50 =	0.0034	490.9842	51.7390
27	power_LF =	Kpeak_TP =	Kpower_HFnorm =
pNN50 =	670.4715	0.0033	49.1156
9.3426	peak_LF =	Kpower_VLF =	KLFiHF =
TIHRV =	0.1175	231.7852	1.0534
16.0556	power_HF =	Kpeak_VLF =	
	400.1944	0.0033	

**Obr. 6.2** *Příklad použití funkce HRV s následným výpisem parametrů*

## 7 VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

V této kapitole budou shrnuty všechny výsledky jednotlivých analýz a také jejich vyhodnocení. Jak již bylo uvedeno, analýza proběhla v časové i ve frekvenční oblasti. Celý postup získání výsledků v prostředí Matlab je uveden v předchozích kapitolách.

Před vyhodnocením bylo nezbytné získat výsledky ze všech analyzovaných signálů. Tento proces proběhl tak, že se v příkazovém řádku postupně volala funkce HRV pro všechny signály. Jakmile proběhla analýza jednoho signálu, všechny výsledky byly zapsány do přehledné tabulky, následně proběhla analýza dalšího signálu s opětovným zapsáním výsledků do tabulky. Tak to šlo až po poslední signál. Vzhledem k velkému množství získaných dat jsou všechny výsledky přehledně shrnuty až v příloze 1 a ne v této kapitole. V této příloze je definován každý signál. Pro každý signál jsou uvedeny všechny soubory potřebné k jeho analýze, dále jsou uvedené informace charakterizující daný signál (název, měřený svod, vzorkovací frekvence EKG signálu, celkový počet vzorků), ve dvou tabulkách jsou dále uvedeny všechny výstupní parametry funkce HRV, a nakonec jsou vykresleny dva grafy (graf HRV a graf výkonového spektra).

### 7.1 Vyhodnocení výsledků analýzy v časové oblasti

Jelikož není znám průběh zátěžových testů, ze kterých byly získané signály, je irelevantní srovnávat výsledky jednotlivých signálů v časové oblasti. Podmínky zátěžových testů se mohou lišit, proto je nutné přistupovat k vyhodnocení výsledků jednotlivě.

Jak již bylo uvedeno, tak časová analýza signálů získaných ze zátěžových testů poskytuje odpověď kardiální autonomie na vnější podmínky, v tomto případě na fyzickou zátěž. Zjednodušeně řečeno nám poskytuje informace o tom, jak srdce reaguje na fyzickou zátěž[7].

Dalším velmi důležitým faktem je to, že se časová analýza provádí standardně z dlouhodobého signálu (nejčastěji 24 hodinový záznam). Může se také provádět i z kratších záznamů (např. 5 minutových), tehdy se porovnává časová analýza při různých podmínkách (např. leh x stoj, zátěž x odpočinek atd.). V projektu byly použity jenom signály 5 minutové a jenom signály ze zátěžových testů, proto je vyhodnocení výsledků v časové oblasti značně omezené. Cílem analýzy v časové oblasti nebylo analyzovat 24 hodinové signály, ani porovnávat signály získané za různých podmínek, nýbrž vytvoření algoritmu, který bude spolehlivě počítat HRV v časové oblasti z reálných zátěžových signálů a ověřit jeho funkčnost. Všechny výsledky časové analýzy jsou uvedeny v příloze 1. Zde je možné najít všechny statistické a geometrické parametry HRV (v tabulkách 30Xa) a také výsledné grafy HRV pro interpolovaný a neinterpolovaný signál (v obrázcích 30Xa). Symbol X opět charakterizuje konkrétní signál.

Průměrná hodnota NN intervalu se v signálech pohybovala v rozmezí od 585 – 1143 ms, což odpovídá přibližně srdeční frekvenci 52,49 – 102,56 BPM (beats per minute – úderů za minutu). Vzhledem k tomu, že jde o signály získané ze zátěžových testů, je frekvence 52,49 BPM velmi nízká, ekvivalentní přibližně klidové hodnotě. Naopak frekvence 102,56 BPM odpovídá mírnému stupni fyzické zátěže.

Standardní odchylka všech NN intervalů SDNN odráží všechny cyklické složky zodpovědné za proměnlivost v časovém intervalu záznamu EKG. Hodnota SDNN je závislá na délce záznamu EKG, ze kterého je vypočtena. Čím se doba monitorování snižuje, tím SDNN odhaduje kratší cyklické úseky. Tedy čím kratší délka analyzovaného signálu, tím klesá celkový rozptyl HRV. Statisticky určuje SDNN míru disperze NN

intervalů, zhruba řečeno vypovídá o tom, jak moc se od sebe navzájem liší typické případy v souboru zkoumaných hodnot. Je-li disperze malá, jsou si NN intervaly většinou navzájem podobné, a naopak velká SDNN signalizuje velké vzájemné odlišnosti. SDNN je nejužívanější míra variability.

Výsledky jenom potvrzují zmíněné fakty. Je možné si všimnout, že při signálech kde HRV velmi kolísá (velká proměnlivost NN intervalů), jsou hodnoty SDNN vyšší jako při signálech, kde HRV kolísá méně. Tedy v signálech 306, 307, 309, je vidět výrazné kolísání HRV (Obr. 306a, 307a, 309a), a proto rovněž hodnota SDNN je vysoká 62,60 – 78,52 ms. Naproti tomu signály 300, 301, které mají průběh HRV do značné míry méně proměnný (Obr. 300a, 301a), tak mají hodnoty parametru SDNN nižší, konkrétně 41,86 ms resp. 35,03 ms. Signál 304 má nejvyšší hodnotu parametru SDNN 94,60 ms, avšak HRV kolísá jen mírně. Proto pravděpodobně došlo k chybě při detekci QRS komplexů, některé QRS komplexy nebyly zaznamenány, a tak dva NN intervaly mají hodnotu přesahující 2000 ms (Obr. 304a), což způsobilo chybně vysokou hodnotu SDNN tohoto signálu.

Teoreticky by měla být SDNN největší při nulové zátěži, kdy se srdeční rytmus mění nejvíc, protože je ovlivněn jenom dýcháním a psychickým stavem. To znamená, že jednotlivé NN intervaly mají velký rozptyl, liší se od sebe výrazně. Jakmile však dojde k fyzickému zatížení, srdce je nuceno zvyšovat svůj výkon zvyšováním srdeční frekvence, dochází ke zkracování NN intervalů, které se postupně začínají k sobě přibližovat, a postupně klesá jejich disperze. Při vyšší fyzické zátěži je srdeční rytmus ovlivněn hlavně fyzickou námahou, a proto se NN intervaly ještě více zkracují a navzájem podobají, jejich disperze ještě více klesá[9].

Podle tabulky 4. 3, která zobrazuje normální hodnoty parametrů HRV, by měla být hodnota SDNN zhruba  $141 \pm 39$  ms. Tato hodnota je však určena vzhledem k nominálnímu 24 hodinovému záznamu a postupně se zmenšuje s kratším záznamem. V experimentu byly použity pouze pětiminutové záznamy, proto vypočtené hodnoty SDNN nejsou nesprávné, i když jsou výrazně menší než uváděná hodnota.

Dalším vyhodnocovaným parametrem je RMSSD. Tento parametr se již nepočítá přímo z NN intervalů, nýbrž z rozdílu mezi NN intervaly. Výsledné vypočítané hodnoty jsou v rozmezí od 25,73 ms – 57,35 ms. V porovnání s normální hodnotou ( $27 \pm 12$  ms) uvedenou v tabulce 4.3, tento parametr přibližně odpovídá standardním hodnotám. Jenom u signálu 304 byl tento parametr výrazně odlišný, a to přesně 130,57 ms. Jde pravděpodobně opět o chybu, která je způsobená nepřesnou detekcí QRS komplexů.

Dalším parametrem, který byl analyzován, je NN50 tj. počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms. Parametr vypovídá kvantitativně o tom, jak jsou navzájem vzdáleny jednotlivé po sobě jdoucí NN intervaly, tedy jejich časový rozdíl. Parametr úzce koreluje s aktuální srdeční frekvencí, resp. aktuální hodnotou NN intervalu. Je to pěkně vidět ve výsledcích, jak číselné hodnoty NN50 korelují s grafem HRV. Opět u signálů 306, 307, 309 nabývá tento parametr vysokých hodnot, konkrétně 32 – 64, což je způsobeno tím, že HRV signál je velmi proměnlivý a aktuální hodnota NN intervalů se prudce mění (Obr. 306a, 307a, 309a). Proto je více NN intervalů s rozdílem 50 ms. Na druhé straně signály, které mají relativně malou proměnlivost HRV, mají tento parametr výrazně menší, u signálu 300 je to jenom 3, u signálu 304 je to 6. U signálu 301 je hodnota parametru NN50 někde uprostřed, konkrétně 27, což odpovídá grafu HRV tohoto signálu (Obr. 301a).

Teoreticky by měla hodnota tohoto parametru postupně klesat při zátěži. V klidu by měla být největší, protože rozdíly po sobě jdoucích NN intervalů jsou ještě značné, srdeční rytmus se mění vlivem dýchání a psychického stavu. Při fyzické zátěži by měl parametr relativně prudce klesat až k hodnotám blízkým nule. Protože při zátěži je vysoká srdeční frekvence, jednotlivé NN intervaly mají krátkou dobu trvání, a proto se

zmenšuje také rozdíl mezi jednotlivými po sobě jdoucími NN intervaly. A při vysokých frekvencích je rozdíl 50 ms již málo pravděpodobný[9].

Parametr pNN50 je počítaný jako poměr parametru NN50 a celkového počtu NN intervalů, vyjádřený procentuálně. Proto jeho hodnoty vysoce korelují s parametrem NN50. Nejvyšších hodnot nabýval při signálech 306, 307 (15,92%, resp. 22,34%), naopak nejnižších hodnot nabýval u signálů 300 a 304 (0,59%, resp. 2,29%), což přesně odpovídá již zmiňovaným vlastnostem jednotlivých signálů HRV. U signálu 301 je to přesně 9,34%.

Jako první ze dvou geometrických parametrů byl hodnocen trojúhelníkový index HRV. Z definice plyne, že je to celkový počet NN intervalů podělený maximem četností délky NN intervalu. Tento parametr závisí na délce zásobníku, která určuje stupeň přesnosti měření na diskrétní stupnici. V experimentu byla použita přesnost 1 ms, tedy všechny NN intervaly byly přiřazeny do odpovídajícího 1 ms intervalu a výsledná četnost v tomto intervalu byla dána součtem všech NN intervalů sem přiřazených. Délka zásobníku byla nastavena proto na tak malou hodnotu, aby výsledná distribuce NN intervalů se co nejvíce podobala spojitě funkci zobrazené na obrázku 4. 2. I ve výsledcích tohoto parametru je možné najít korelaci s již vyhodnocenými parametry a také s průběhem signálu HRV. U signálů 306, 307, 309 se pohybuje hodnota parametru v rozmezí 30,27 až 35,50, kdežto u signálů 300, 301, 304 v rozmezí 14,19 až 18,71. Tyto hodnoty odpovídají již zmiňovaným skutečnostem. S narůstající proměnlivostí HRV se zvyšuje disperze NN intervalů, a tak dochází ke snižování maximální četnosti délky NN intervalů, což má vliv na zvyšování trojúhelníkového indexu HRV. Teoreticky by měla hodnota tohoto parametru postupně klesat se stoupající fyzickou zátěží. Navíc standardní hodnoty tohoto indexu jsou podle tabulky 4.3 přibližně  $37 \pm 15$ , a tedy vypočtené trojúhelníkové indexy zhruba odpovídají těmto mezím.

Druhý hodnocený geometrický parametr je trojúhelníková interpolace histogramu NN intervalů (TINN), též označovaná jako základní šířka distribuce měřená na základě trojúhelníka. Tento parametr byl vypočten velmi jednoduchou aproximační metodou, a proto vypočtené hodnoty jsou pouze přibližné. Hodnoty TINN se pohybovaly v rozmezí od 117,04 (signál 300) do 228,65 (signál 304).

Po vyhodnocení výsledků analýzy v časové oblasti, je možné potvrdit, že naprogramovaný algoritmus pracuje spolehlivě pro signály ze zátěžových testů. Algoritmus počítá v časové oblasti tyto statistické a geometrické parametry: průměr NN intervalů, rozptyl NN intervalů, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, trojúhelníkový index HRV a TINN. Všechny hodnoty těchto parametrů pro každý signál jsou uvedeny přehledně v příloze 1. Vyhodnocení parametrů, které je uvedeno v této podkapitole, poukazuje na vysokou korelaci jednotlivých parametrů navzájem, a taktéž na korelaci parametrů se signálem HRV. Navíc vypočtené hodnoty těchto parametrů přibližně odpovídají standardním hodnotám, které jsou uvedeny v tabulce 4. 3. Funkčnost algoritmu byla ověřena na každém signálu a výsledky potvrzují správnost naprogramovaného algoritmu.

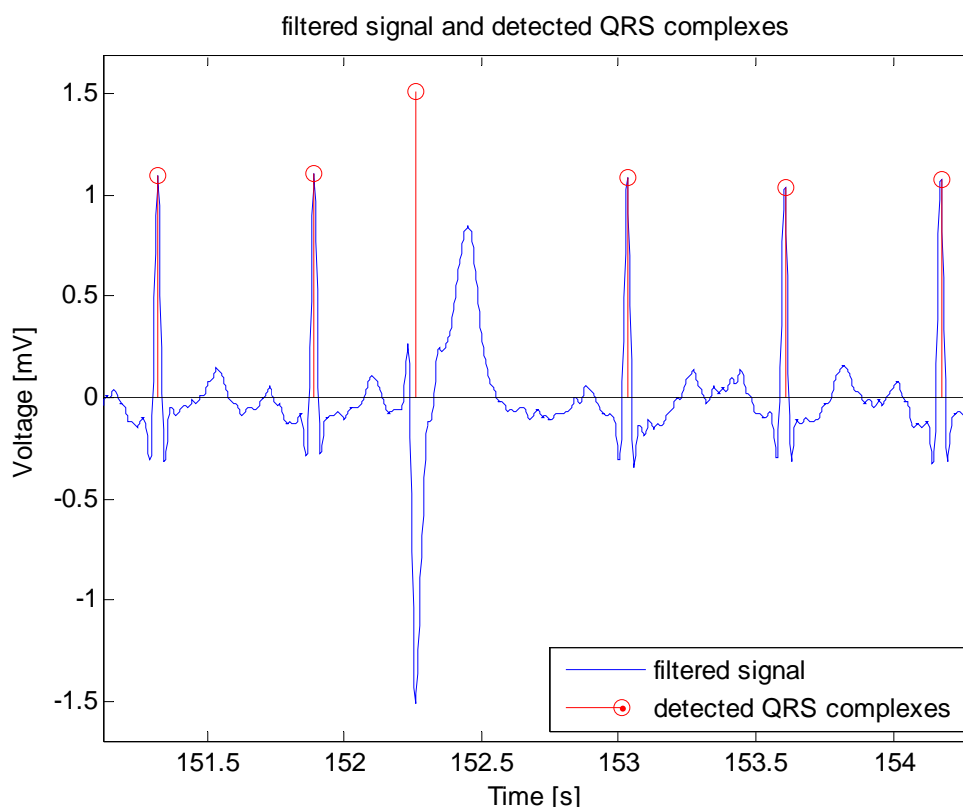
## 7.2 Vyhodnocení výsledků HRV

Při pohledu na výsledné grafy HRV (závislost okamžité hodnoty NN intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase) je možné si všimnout určité charakteristiky každého signálu.

U signálu 300 (Obr. 300a) je vidět, že hodnota NN intervalů se postupně snižuje přibližně z 650 ms na 550 ms (nárůst srdeční frekvence z 92 BPM na 109 BPM), což odpovídá průběhu mírné fyzické zátěže. Zhruba uprostřed signálu je jedna velmi vysoká a jedna velmi nízká hodnota NN intervalu, což je způsobeno tvarovou změnou EKG

signálu (Obr. 7. 1), který má v tomto bodě jeden rychlý, záporný QRS komplex, za kterým plyne dlouhá T-vlna se zvýšenou amplitudou. Proto následující QRS komplex přichází až po asi 800 ms, což je pěkně vidět ve výsledném grafu HRV. Příčina této změny není známa.

HRV signálu 301 (Obr. 301a) má přibližně normální tvar v klidovém stavu. Jak je vidět, tak hodnota NN intervalů se v průběhu pěti minutového záznamu globálně nemění, mění se jen lokálně, což je s největší pravděpodobností způsobeno dýcháním. Proto je těžké odhadnout, o jaký typ zátěžového testu šlo. Kolem 34. sekundy je možné si všimnout dvou vyčnívajících NN intervalů, první je asi o 100 ms kratší a druhý asi o 200 ms delší oproti ostatním. Při detailním pohledu na detekované komplexy v tomto čase je vidět, že jde o zcela normální fungování srdce, kdy jedna R vlna přichází o něco dříve.



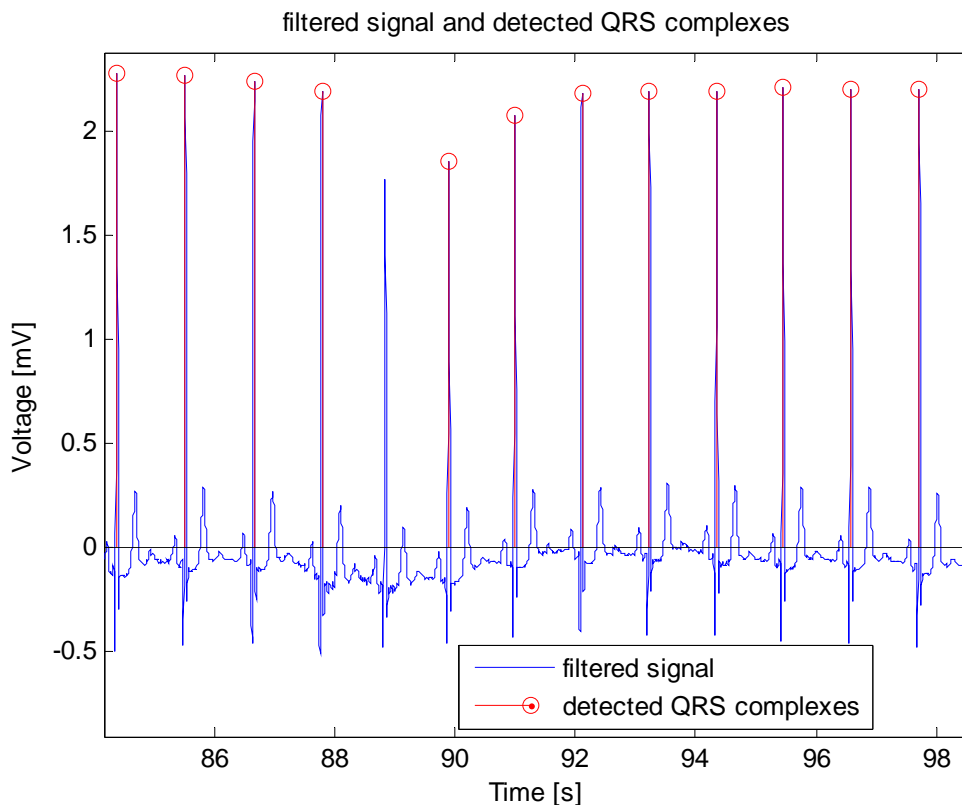
**Obr. 7.1 Tvarová změna EKG signálu, signál 300**

Průběh HRV u signálu 304 (Obr. 304a) je ovlivněn chybnou detekcí QRS komplexů. Dva komplexy nebyly detekovány (89 s, 270 s), a proto v grafu HRV jsou v těchto časech téměř dvojnásobné hodnoty NN intervalů. Tato chyba je způsobená nedokonalostí detektoru QRS, který nezachytil R vlny s nízkou amplitudou (Obr. 7. 2). Samotný průběh HRV vykazuje téměř neměnné hodnoty NN intervalů v průběhu celých pěti minut.

Co se týče HRV u signálu 306 (Obr. 306a), tak je možné pozorovat, že HRV výrazně kolísá v souladu s dechovým tempem, ale také, že hodnoty NN intervalů se postupně zmenšují. Na začátku měření byla jejich hodnota kolem 950 ms (63 BPM), na konci asi 850 ms (71 BPM). Není to velký pokles, ale trend signálu HRV má klesající tendenci.

Největší kolísání HRV je možné pozorovat u signálu 307 (Obr. 307a). Hodnoty NN intervalů pravidelně oscilují v rozmezí 900 ms – 1200 ms. Celkově se však srdeční

rytmus nemění výrazně, zachovává si přibližně stejnou hodnotu srdeční frekvence, asi 55 BPM, což je hodnota, která neodpovídá zátěžovému testu.



**Obr. 7.2 Chybná detekce QRS komplexů, signál 304**

U posledního signálu 309 (Obr. 309a) je opět vidět relativně velké kolísání HRV. Hodnoty NN intervalů na začátku a na konci signálu se liší jenom velice málo, v průběhu signálu nabývají hodnot v rozmezí od 900 ms – 600 ms.

Teoretický průběh signálu HRV v zátěžovém testu by měl být následující. V úvodu, tedy při normálním, nestresovém, ale ani ne příliš utlumeném stavu organismu, by mělo srdeční tempo kolísat v souladu s dechovým rytmem, v ideálním případě by měla mít závislost tvar funkce sinus. Při postupném zvyšování fyzické zátěže by se měly NN intervaly postupně zkracovat až na určitou kritickou hodnotu, která se pohybuje kolem 300 ms (200 BPM). Čím větší fyzická zátěž, tím větší počet srdečních stahů, vyšší srdeční frekvence, větší počet NN intervalů, kratší doba trvání NN intervalů.

### 7.3 Vyhodnocení výsledků analýzy ve frekvenční oblasti

Hlavní cíl vyhodnocení výsledků ve frekvenční oblasti bude porovnání dvou metod, které byly použity při výpočtu výkonového spektra signálu HRV. Jedná se o metody, které počítají spektrum z interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV. Interpolovaný signál je vzorkován s frekvencí 5 Hz, to znamená, že se spektrum počítá přibližně z 1500 vzorků (300 sekund \* 5 Hz). Naopak neinterpolovaný signál je vzorkován převrácenou hodnotou průměrného NN intervalu, to znamená, že u každého signálu bude počet vzorků pro výpočet spektra odlišný, závislý na průměrné hodnotě NN intervalu resp. na počtu NN intervalů v každém signálu.

Dalším cílem bude zhodnotit každý signál z hlediska, jak je distribuovaný výkon

rozdělený v závislosti na kmitočtu. To znamená posouzení aktivace složek autonomního nervového systému, distribuce LF odráží především činnost sympatiku, HF pak činnost parasympatiku. Výsledky analýzy ve frekvenční oblasti tedy poskytují fyziologické detaily autonomního stavu srdce[5].

Opět však třeba opomenout fakt, že není znám průběh zátěžových testů, a tak není možné srovnávat jednotlivé signály navzájem, nýbrž je třeba hodnotit je jednotlivě, jak tomu bylo u časové analýzy. Důležité je to, že byla splněna podmínka pro frekvenční analýzu, a to, že signály byly měřeny za stabilních podmínek.

Je tedy možné shrnout, že k dosažení stanovených cílů bylo nutné vytvořit algoritmus, který spolehlivě počítá HRV ve frekvenční oblasti z reálných zátěžových signálů, a ověřit jeho funkčnost. Výsledky frekvenční analýzy jsou uvedeny v příloze 1. Nacházejí se tady všechny vypočtené parametry HRV (v tabulkách 30Xb) a také výsledné grafy výkonového spektra signálu HRV, interpolovaného a neinterpolovaného (v obrázcích 30Xb). Symbol X opět charakterizuje konkrétní signál.

Při porovnávání výkonového spektra obou metod se bude vycházet z porovnání výsledného grafu PSD, dále pak z normalizovaných hodnot výkonu LF a HF a taktéž z frekvencí, na kterých dochází k maximu výkonu v daném frekvenčním pásmu. Jak již bylo uvedeno v podkapitole věnované frekvenční analýze, tak výsledné grafy výkonového spektra interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV jsou si velice podobné. Po detailním prozkoumání všech výkonových spekter je možné vyvodit následující závěr: tvar výkonových spekter je téměř identický, liší se jenom rozdílnou amplitudou. Amplituda je u interpolovaného signálu větší z toho důvodu, že je pro výpočet spektra použitý větší počet vzorků. Je to dáno vlastností FFT, která počítá spektrum ze všech vzorků. Následně se při propočtu na výkonové spektrum tento rozdíl ještě zvětší. Na obrázcích 30Xb je možné tento závěr pozorovat, spektrum neinterpolovaného signálu (modrá barva) přesně kopíruje tvar spektra interpolovaného signálu (červená barva), pouze má menší jednotlivé amplitudy.

Kvalitativně je možné tuto podobnost měřit pomocí výkonu v LF a HF pásmu, resp. jejich normalizovaných hodnot, a pomocí frekvencí, na kterých se nachází maximum výkonu v jednotlivých pásmech. V tabulce 7.1 jsou uvedeny hodnoty normalizovaných výkonů obou signálů a jejich porovnání. Absolutní rozdíl ukazuje, jak se liší normalizované výkony interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV. Je vidět, že u signálů 300, 306, 307, 309 je absolutní rozdíl LF i HF menší než 7 n. u., což značí, že výkony v těchto pásmech se velice podobají. To opět potvrzuje fakt, že výkonová spektra obou signálů jsou velmi podobná. Při pohledu na poměry výkonů těchto signálů je zřejmé, že normalizovaný výkon LF je pro interpolovaný i neinterpolovaný signál téměř stejný (hodnoty 0,99 – 1,05), a že normalizovaný výkon HF se liší maximálně o poměr 0,76. Jelikož hodnoty výkonu HF mají mnohem menší hodnoty jako hodnoty LF, tak i tento poměr svědčí o vzájemné podobnosti spekter. U signálu 301 je situace zajímavá, výkon LF při neinterpolovaném signálu poklesl asi o 11 n. u., naopak výkon HF při

**Tab. 7.1 Hodnoty normalizovaných výkonů a jejich porovnání**

signál	Interpolovaný signál HRV		Neinterpolovaný signál HRV		Absolutní rozdíl		Poměr	
	LF	HF	LF	HF	LF	HF	LF	HF
	[n. u.]	[n. u.]	[n. u.]	[n. u.]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[-]
300	80,21	21,75	81,39	28,36	1,18	6,61	0,99	0,77
301	63,09	37,66	51,74	49,12	11,35	11,46	1,22	0,77
304	61,79	40,06	33,76	66,59	28,03	26,53	1,83	0,60
306	86,47	15,31	83,71	18,77	2,76	3,46	1,03	0,82
307	90,88	10,89	87,60	14,27	3,28	3,38	1,04	0,76
309	80,43	20,66	76,73	25,20	3,70	4,54	1,05	0,82

neinterpolovaném signálu narost asi o stejnou hodnotu. O tom svědčí i poměry LF – 1,22 a HF – 0,77. O tomto signálu je tedy možné prohlásit, že dochází přece jenom k určité změně ve výkonovém spektru, tedy k přesunu určité energie mezi pásmy. Obdobně jako signál 301 je na tom též signál 304, u kterého je tato změna velmi vysoká, což je vidět na obrázku 304b. Pravděpodobně je tato chyba způsobena chybnou detekcí QRS komplexů, která se přenesla až do výsledného spektra.

Další parametr, který je vhodný pro porovnání výkonových spekter, je poměr LF/HF. Tento parametr dává do poměru absolutní hodnoty výkonů v pásmech LF a HF. Výsledky jsou zapsány v tabulce 7.2 a je vidět, že u signálů 300, 306, 307, 309 je poměr interpolovaného a neinterpolovaného LF/HF v rozmezí od 1,27 do 1,36. Z toho plyne, že se poměr LF/HF u neinterpolovaného signálu zmenšil maximálně o 1,36-násobek. Naopak u signálu 301 je tento poměr 1,60, což svědčí již o určité změně parametru LF/HF, a u signálu je dokonce 3,02, což značí velkou změnu tohoto parametru. Výsledky korelují s výsledky normalizovaných výkonů, tedy že u signálu 300, 306, 307, 309 se výkonové spektrum interpolovaného a neinterpolovaného signálu velmi podobá, u signálu 301 je už patrná změna spektra (posun energie mezi LF a HF) a u signálu 304 má výkonové spektrum výrazné tvarové změny.

**Tab. 7.2 Hodnoty parametru LF/HF a jejich porovnání**

signál	Interpolovaný signál HRV	Neinterpolovaný signál HRV	Absolutní rozdíl	Poměr
	LF/HF	LF/HF	LF/HF	LF/HF
	[-]	[-]	[-]	[-]
300	3,69	2,87	0,82	1,29
301	1,68	1,05	0,63	1,60
304	1,54	0,51	1,03	3,02
306	5,65	4,46	1,19	1,27
307	8,35	6,14	2,21	1,36
309	3,89	3,05	0,84	1,28

Nakonec je možné ještě porovnat výkonová spektra pomocí frekvence maxima výkonu v každém pásmu. Při analýze celého pásma (0 – 0,4 Hz) je patrné, že frekvence maxima je stejná pro interpolovaný i pro neinterpolovaný signál u všech signálů kromě signálu 304. Už bylo víckrát opomenuto, že u tohoto signálu je odlišný tvar spekter. Co se týče pásma VHF (0 – 0,04 Hz), tak dokonce platí, že maximální frekvence je identická pro všechny signály. V pásmu LF (0,04 – 0,15 Hz) je tato frekvence maxima odlišná jenom u signálu 307, pro interpolovaný signál platí hodnota 0,0604 Hz, pro neinterpolovaný 0,0468 Hz. Ale u všech zbylých signálů je tato frekvence totožná, což znamená, že maximum výkonu je na stejné frekvenci u obou signálů. Až v posledním analyzovaném pásmu HF (0,15 – 0,4 Hz) jsou vidět podstatnější rozdíly ve frekvenci maxima, což dokazuje tabulka 7. 3. Nejvýraznější rozdíl je u signálu 307, a to přesně 0,1934 Hz.

**Tab. 7.3 Hodnoty frekvence maxima v pásmu HF**

signál	Interpolovaný signál HRV	Neinterpolovaný signál HRV	Absolutní rozdíl
	HF max	HF max	HF max
	[Hz]	[Hz]	[Hz]
300	0,1641	0,1471	0,0170
301	0,2015	0,2511	0,0496
304	0,1877	0,2103	0,0226
306	0,1542	0,1605	0,0063
307	0,1477	0,3411	0,1934
309	0,1541	0,1570	0,0029

Na základě výše uvedených skutečností je možné potvrdit závěr, že výkonové spektrum interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV má velmi podobný tvar u všech analyzovaných signálů kromě signálu 304. Porovnání normalizovaných výkonů HF, LF a porovnání poměru LF/HF dokazují skutečnost, že jenom u signálu 301 došlo k mírnému posunutí výkonu mezi pásmy. Při analýze frekvence maxima v HF pásmu se zjistilo, že jenom u signálu 307 přišlo k posunu této frekvence přibližně o 0,2 Hz. Obecně ale platí, že způsob výpočtu výkonového spektra nemá zásadní vliv na jeho tvar a vlastnosti.

Při analýze jednotlivých výkonových spekter je důležité v jakém pásmu (na jaké frekvenci) se nachází celkové maximum výkonu, a jednak na jakých frekvencích se nacházejí maxima výkonu v jednotlivých pásmech. Již známé fakty jsou, že parasympatikus snižuje srdeční tempo a jeho složky leží hlavně v pásmu HF, ale také částečně v pásmu LF. V pásmu LF leží hlavně složky sympatiku, který zvyšuje srdeční tempo. Při analýze PSD z krátkodobých záznamu by se neměly brát v úvahu složky odhadované v pásmu VLF, protože nemají známý původ a jsou zpochybnitelným parametrem.

Výkonové spektrum signálu 300 (Obr. 300b) je velmi ovlivněno VLF složkami. Převládá aktivace sympatiku, protože větší výkon ( $289 \text{ ms}^2$ ) leží v pásmu LF s maximem na frekvenci 0,0502 Hz. U signálu 301 (Obr. 301b) nastává skoro optimální stav, protože výkony LF a HF jsou téměř stejné a maximum výkonu leží na frekvenci 0,1175 Hz, nepočítá-li se první spektrální složka. Poměr LF/HF také poukazuje na vyváženost výkonů, pro interpolovaný signál je 1,68 a pro neinterpolovaný signál je 1,05. Také při pohledu na HRV tohoto signálu (Obr. 301a) je vidět, že NN intervaly mají vysoké hodnoty (okolo 1000 ms), kolísají pravidelně, takže i zde se dá potvrdit vyváženost obou větví nervového systému. Navíc hodnoty výkonů, normalizovaných výkonů a poměru LF/HF u tohoto signálu se nejvíc podobají standardním hodnotám, které jsou uvedeny v tabulce 4. 3.

Pro signál 304 platí, že jeho výkonová spektra (Obr. 304b) se podobají jen málo, což již bylo dokázáno. Proto je velice těžké vyhodnocovat tento signál. Výkonové spektrum interpolovaného signálu má klesající tendenci, největší část výkonu leží v LF pásmu (poměr LF/HR je 1,54), a naopak u neinterpolovaného signálu má spektrum stagující trend s největším výkonem v HF pásmu (poměr LF/HR je 0,51).

U signálu 306 (Obr. 306b) je největší výkon v pásmu LF a maximum leží na frekvenci 0,056 Hz. Normalizované hodnoty výkonu LF jsou u obou signálů větší jako 80 n. u., naopak HF výkon obou signálů je menší jako 20 n. u., což potvrzuje převahu aktivace sympatiku. To stejné platí i u signálu 307 (Obr. 307b), pouze je vidět ještě větší dominanci LF složek, poměry LF/HF jsou 8,35 resp. 6,14, což jasně dokazuje, že téměř celý výkon je soustředěn v LF pásmu. Nakonec poslední signál 309 (Obr. 309b), má nejvíce výkonu v pásmech VLF a LF, naopak velmi málo v pásmu HF, takže opět převládá aktivace sympatiku.

Navržený algoritmus počítá ve frekvenční oblasti výkony ve všech definovaných pásmech a také frekvenci, na které se nachází maximum výkonu v těchto pásmech. Dále kalkuluje normalizované výkony v pásmech LF, HF a také poměr LF/HF. Tyto parametry počítá jak pro interpolovaný, tak pro neinterpolovaný signál HRV. Všechny hodnoty těchto parametrů pro každý signál jsou uvedeny v příloze 1. Je tedy možné přehledně porovnat obě metody. V této podkapitole byla dokázána podobnost výkonových spekter počítaných dvěma různými způsoby, lišily se jenom v amplitudě, tvar měly většinou velmi podobný. Byl také věnován prostor k posouzení fyziologických detailů autonomního stavu srdce u každého signálu, tedy jak je výkon rozdělen v jednotlivých pásmech, která určují aktivaci příslušné složky nervového systému. Funkčnost algoritmů byla ověřena na každém signálu, a kromě signálu 304, je výpočet správný pro všechny signály. Po vyhodnocení je tedy možné konstatovat, že naprogramovaný algoritmus pracuje pro

signály ze zátěžových testů spolehlivě.

## 8 ZÁVĚR

Cílem projektu bylo prostudovat principy vzniku elektrického vzruchu v srdci, princip jeho funkce a elektrofyziologie a dále popsat vybrané metody vhodné pro sledování změn srdečního rytmu v záznamu EKG signálu, tedy variabilitu srdečního rytmu (HRV). Vybrané metody pak měly být realizovány v prostředí Matlab. Dalším úkolem bylo ověřit funkčnost naprogramovaných metod na reálných signálech, zpracovat sadu EKG signálů a výsledky vyhodnotit.

Variabilita srdečního rytmu je parametrem, který sleduje proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami a zpravidla se vynáší jako závislost okamžitého srdečního pulsu nebo časových intervalů mezi každými dvěma po sobě jdoucími R vlnami na čase.

Variabilita srdečního rytmu může být obecně hodnocena dvěma způsoby. V časové oblasti se jedná o statistické a geometrické metody. V těchto metodách je určená srdeční frekvence v každém časovém okamžiku, nebo jsou určeny časové intervaly mezi detekovanými QRS komplexy, nazývané NN intervaly. Nejužívanější parametry v časové oblasti, které popisují variabilitu srdečního rytmu, jsou označovány SDNN, SDANN, RMSSD, NN50 a trojúhelníkový index HRV (viz kapitola 4). Ve frekvenční oblasti se pak jedná o analýzu výkonové spektrální hustoty, která poskytuje informace o tom, jak je výkon rozdělený v závislosti na kmitočtu. Ve vypočteném výkonovém spektru se rozeznávají tři základní složky: velmi nízkých, nízkých a vysokých kmitočtů. Standardizovaná délka záznamu EKG pro výpočet variability je 5 minut (u krátkodobých) nebo 24 hodin (u dlouhodobých).

V prostředí pro vědecko-technické výpočty Matlab byl naprogramován algoritmus, realizovaný jako funkce, který počítá parametr HRV v časové a ve frekvenční oblasti. Volně dostupné zátěžové EKG signály byly nejdříve konvertovány do formátu vhodného pro prostředí Matlab. Následně proběhlo zpracování vhodnou filtrací, detekce QRS komplexů, výpočet NN intervalů a analýza v časové a ve frekvenční oblasti.

Po vyhodnocení výsledků analýzy v časové oblasti, je možné potvrdit, že naprogramovaný algoritmus pracuje spolehlivě pro signály ze zátěžových testů. Algoritmus počítá v časové oblasti tyto statistické a geometrické parametry: průměr NN intervalů, rozptyl NN intervalů, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, trojúhelníkový index HRV a TINN. Všechny hodnoty těchto parametrů pro každý testovaný signál jsou uvedeny přehledně v příloze 1. Vyhodnocení parametrů poukazuje na vysokou korelaci jednotlivých parametrů navzájem, a taktéž na korelaci parametrů se signálem HRV. Navíc vypočtené hodnoty těchto parametrů přibližně odpovídají standardním hodnotám. Funkčnost algoritmu byla ověřena na každém signálu, a výsledky potvrzují správnost naprogramovaného algoritmu.

Navržený a realizovaný algoritmus počítá ve frekvenční oblasti výkony ve všech definovaných pásmech, a také frekvence, na kterých se nachází maximum výkonu v těchto pásmech. Dále vyhodnocuje normalizované výkony v pásmech LF, HF a taky poměr výkonů LF/HF. Všechny hodnoty těchto parametrů pro každý signál jsou uvedeny v příloze 1. Na základě výsledků byla dokázaná podobnost výkonových spekter počítaných dvěma různými způsoby (z interpolovaného a neinterpolovaného signálu HRV), lišily se pouze v amplitudě, tvar měly velmi podobný. Byl také věnován prostor k posouzení fyziologických detailů autonomního stavu srdce u každého signálu, tedy jak je výkon rozdělen v jednotlivých pásmech, které určují aktivaci příslušné složky nervového systému. Funkčnost algoritmů byla ověřena na všech signálech z dané knihovny, a kromě jednoho signálu byl výpočet správný.

Výsledky projektu mají význam pro vývoj metod analýzy EKG signálu se zaměřením na sledování patologických změn ve jeho rytmu.

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] TROJAN, S. a kolektiv : *FYZIOLOGIA 1*. Vydavatelství Osveta, 1992
- [2] HONZÍKOVÁ, N.; HONZÍK, P. : *Biologie člověka*. Vysoké učení technické v Brně, Nakladatelství VUTIUM, 2000
- [3] ČVUT FBMI Kladno: *Laboratorní úloha 8 – GSR & Polygraf & EKG - HRV*, Dostupné na WWW: <<http://www.fbmi.cvut.cz/predmety/330bbbs/>>
- [4] CHMELAR, M. : *Lékařská přístrojová technika*. Vysoké učení technické v Brně, Akademické nakladatelství CERM, 1995
- [5] -, *Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use*. European Heart Journal č.17, s. 354 – 381, 1996
- [6] FRÁŇA, P.; SOUČEK, M.; ŘIHÁČEK, I.; BARTOŠÍKOVÁ, L.; FRÁŇOVÁ, J. : *Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění*. Farmakoterapie č. 4, s. 375 - 377, 2005, Dostupné na WWW: <<http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zcsk/1881.pdf>>
- [7] HEINC, P. : *Vyšetřování srdeční stability*. Kardiologická revue č. 4, s. 156 - 158, 2006, Dostupné na WWW: <[http://www.kardiologickarevue.cz/pdf/kr\\_06\\_04\\_03.pdf](http://www.kardiologickarevue.cz/pdf/kr_06_04_03.pdf)>
- [8] -, *The MIT-BIH ST Change Database* Dostupné na WWW: < <http://www.physionet.org/physiobank/database/stdb/>>
- [9] ŠKRTEL, K. : *Analýza variability srdečního rytmu: Semestrální projekt 2*. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. 46 s.
- [10] JAN, J. : *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vysoké učení technické v Brně, Nakladatelství VUTIUM, 2002
- [11] GASTIGLIONI, P. : *Glossary of terms used in time series analysis of cardiovascular data*. Dostupné na WWW: <<http://www.cbi.dongnocchi.it/glossary/PowerSpectralDensity.html>>
- [12] ZAPLATÍLEK, K.; DOŇAR, B. : *MATLAB začínáme se signály*. Nakladatelství BEN, 2006

# SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

## A

AP – Akční potenciál

aVF – Označení unipolárního končetinového svodu levé nohy

aVL – Označení unipolárního končetinového svodu levé ruky

aVR – Označení unipolárního končetinového svodu pravé nohy

## B

BPM – Beats Per Minute

## C

Ca – Calcium

## D

DES – Discrete Event Series

## E

EKG – Elektrokardiogram

## F

FFT – Fast Fourier Transform

FIR – Final Impulse Response

FKG – Fonokardiogram

## H

HF – High Frequency

HR – Heart Rate

HRV – Heart Rate Variability

## I

I. – Označení prvního bipolárního hlavního svodu

II. – Označení druhého bipolárního hlavního svodu

III. – Označení třetího bipolárního hlavního svodu

## K

K – Kalium

## L

LF – Low Frequency

log-log – Logaritmická stupnice na obou osách

## N

Na – Natrium

NN – Normal-to-Normal Interval

NN50 – Parametr HRV v časové oblasti

OOT – Optimal Order Test **O**

**P**  
P – Vlna P  
PEWT – Prediction Error Whiteness Test  
pNN50 – Parametr HRV v časové oblasti  
P-R – Interval EKG signálů  
PSD – Power Spectral Density

**Q**  
Q – Vlna Q  
QRS – Komplex QRS  
Q-T – Interval EKG signálů

**R**  
R – Vlna R  
RMSSD – The square root of the mean squared differences of successive NN intervals  
R-R – Interval EKG signálů  
RSA – Respiratory Sinus Arrhythmia

**S**  
SA – Sinoatriální uzel  
SDANN – Standard deviation of the average NN interval  
SDNN – Standard deviation of the NN interval  
SF – Srdeční Frekvence  
S-T – Interval EKG signálů  
STD – Standard Deviation

**T**  
T – Vlna T  
TINN – The triangular interpolation of NN interval histogram

**U**  
U – Vlna U  
ULF – Ultra Low Frequency

**V**  
V – Vlna V  
V1 – Označení prvního hrudního svodu  
V2 – Označení druhého hrudního svodu  
V3 – Označení třetího hrudního svodu  
V4 – Označení čtvrtého hrudního svodu  
V5 – Označení pátého hrudního svodu  
V6 – Označení šestého hrudního svodu  
VLF – Very Low Frequency

# SEZNAM PŘÍLOH

<b>PŘÍLOHA 1.....</b>	<b>64</b>
-----------------------	-----------

# PŘÍLOHA 1

**Zdroj:** <http://www.physionet.org/physiobank/database/stdb/>

**Databáze:** The MIT-BIH ST Change Database

**Popis:** Databáze obsahuje 28 EKG signálů různé délky, většina z nich je měřená v průběhu zátěžového testu a signály vykazují depresi ST segmentu. V projektu je použito 6 signálů z této databáze. Pro každý signál jsou uvedeny všechny soubory potřebné k jeho analýze, dále jsou uvedené informace charakterizující daný signál (název, měřený svod, vzorkovací frekvence EKG signálu, celkový počet vzorků), ve dvou tabulkách jsou dále uvedeny všechny výstupní parametry funkce HRV, a nakonec jsou vykresleny dva grafy (graf HRV a graf výkonového spektra).

## signál 300:

soubory (300.atr, 300.dat, 300.hear, T\_300.mat, S\_300.mat)

informace (300 2 360 536976)

300.dat 212 296 12 0 40 3141 0 record 300, signal 0

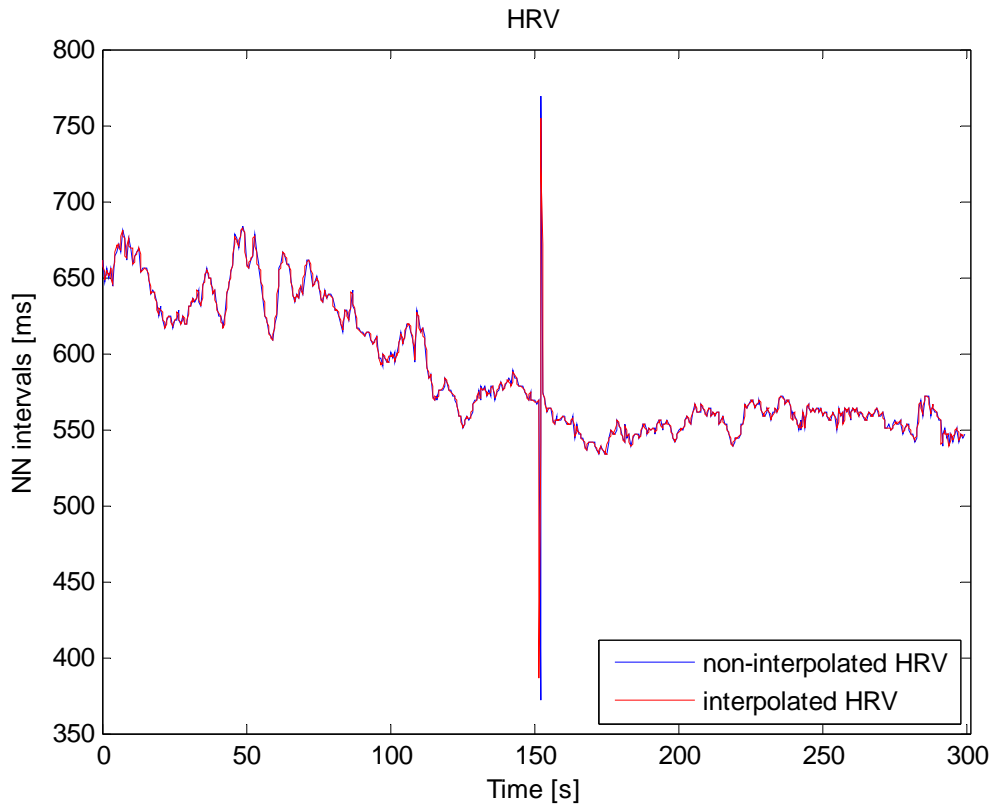
300.dat 212 300 12 0 -5 427 0 record 300, signal 1

**Tab. 300 a Parametry HRV v časové oblasti, signál 300**

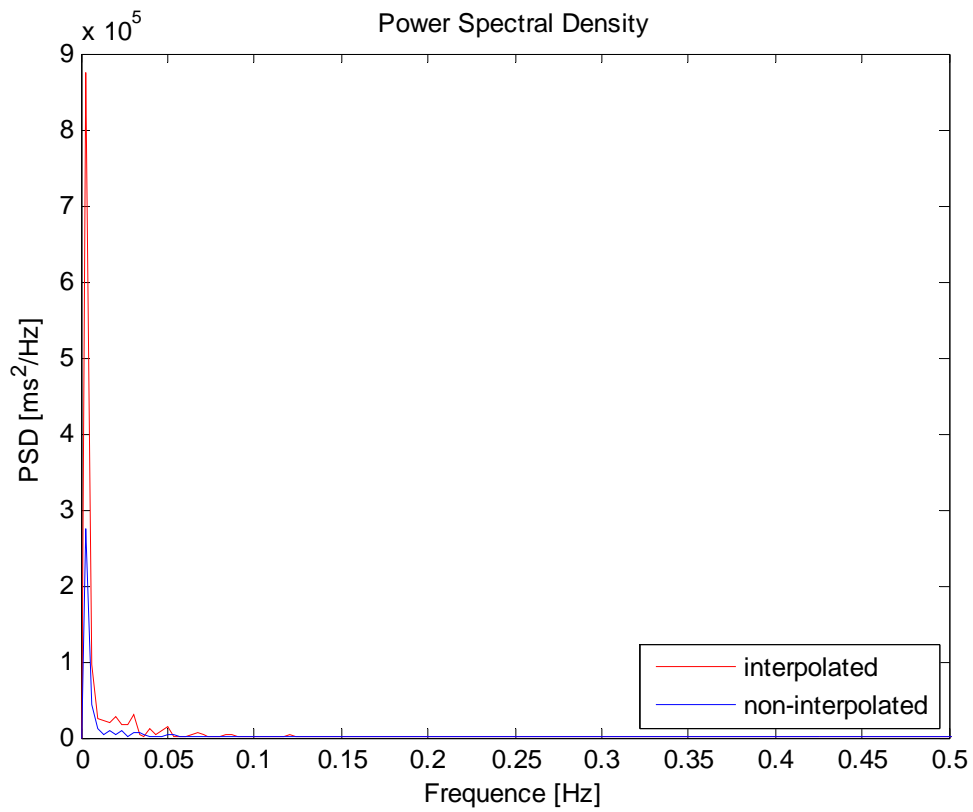
průměr NN	rozptyl	SDNN	RMSSD	NN50	pNN50	TIHRV	TINN
[ms]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms]	[ms]	[-]	[%]	[-]	[ms]
585	1752	41,86	25,73	3	0,59	14,19	117,04

**Tab. 300 b Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 300**

Interpolovaný signál HRV=f(t)			Neinterpolovaný signál HRV=f(N)		
celkový výkon TP		TP max	celkový výkon TP		TP max
[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]	[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]
4178		0,0033	1374		0,0033
VLF výkon	LF výkon	HF výkon	VLF výkon	LF výkon	HF výkon
[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]
3818	289	78	1247	103	36
VLF max	LF max	HF max	VLF max	LF max	HF max
[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]
0,0033	0,0502	0,1641	0,0033	0,0502	0,1471
LF/HF	LF výkon	HF výkon	LF/HF	LF výkon	HF výkon
[-]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[n. u.]	[n. u.]
3,69	80,21	21,75	2,87	81,39	28,36



**Obr. 300 a Variabilita srdečního rytmu, signál 300**



**Obr. 300 b Výkonové spektrum HRV, signál 300**

**signál 301:**

soubory (301.atr, 301.dat, 301.hea, T\_301.mat, S\_301.mat)

informace (301 2 360 700426)

301.dat 212 295 12 0 -83 -7736 0 record 301, signal 0

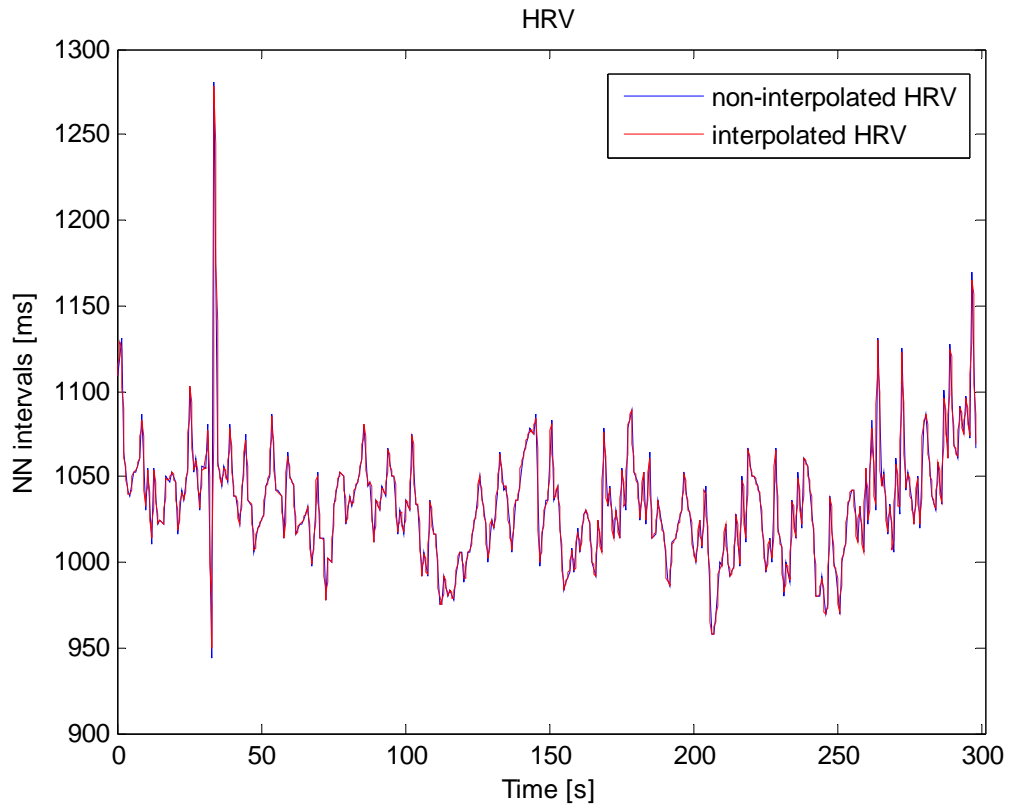
301.dat 212 300 12 0 -14 14261 0 record 301, signal 1

**Tab. 301 a Parametry HRV v časové oblasti, signál 301**

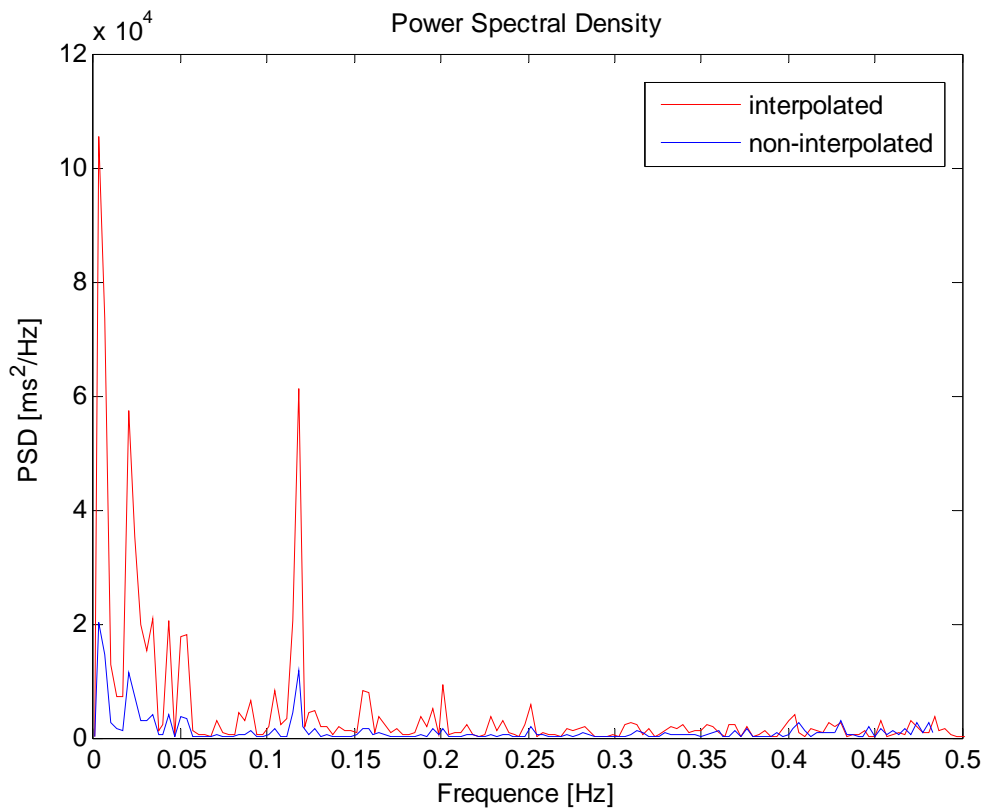
průměr NN	rozptyl	SDNN	RMSSD	NN50	pNN50	TIHRV	TINN
[ms]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms]	[ms]	[-]	[%]	[-]	[ms]
1034	1227	35,03	42,22	27	9,34	16,06	206,71

**Tab. 301 b Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 301**

Interpolovaný signál HRV=f(t)			Neinterpolovaný signál HRV=f(N)		
celkový výkon TP		TP max	celkový výkon TP		TP max
[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]	[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]
2257		0,0034	491		0,0033
VLF výkon	LF výkon	HF výkon	VLF výkon	LF výkon	HF výkon
[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]
1194	670	400	232	134	127
VLF max	LF max	HF max	VLF max	LF max	HF max
[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]
0,0034	0,1175	0,2015	0,0033	0,1172	0,2511
LF/HF	LF výkon	HF výkon	LF/HF	LF výkon	HF výkon
[-]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[n. u.]	[n. u.]
1,68	63,09	37,66	1,05	51,74	49,12



**Obr. 301 a Variabilita srdečního rytmu, signál 301**



**Obr. 301 b Výkonové spektrum HRV, signál 301**

**signál 304:**

soubory (304.atr, 304.dat, 304.hea, T\_304.mat, S\_304.mat)

informace (304 2 360 653874)

304.dat 212 292 12 0 -48 -14372 0 ECG

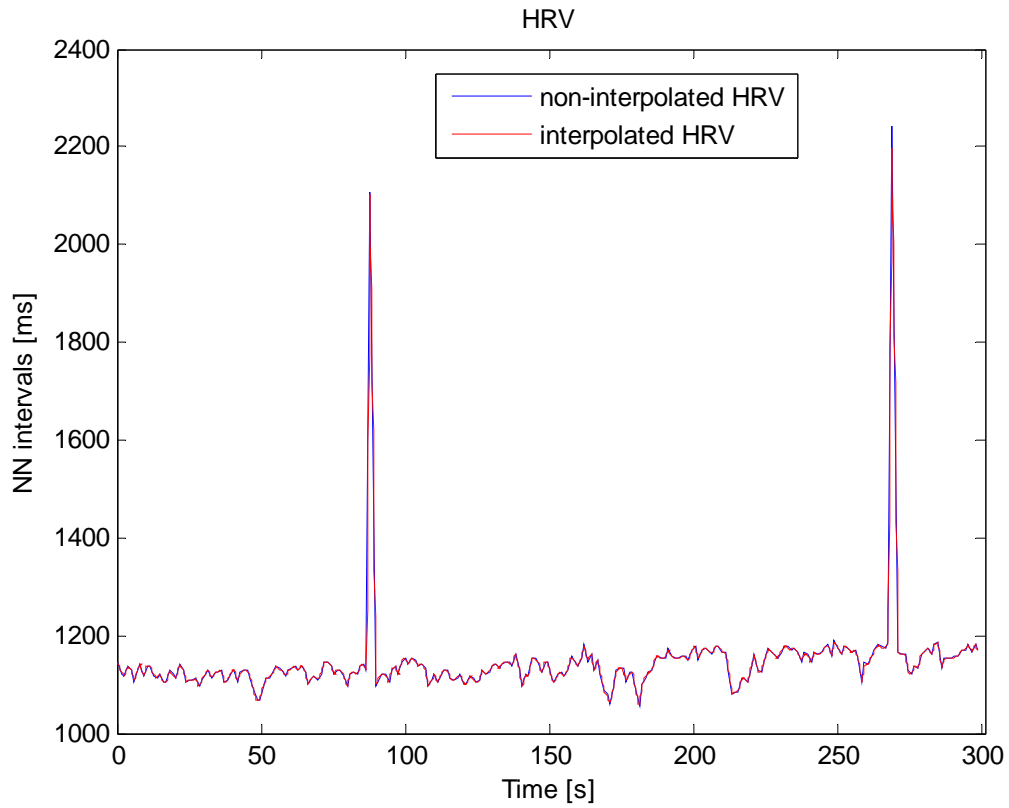
304.dat 212 320 12 0 -4 -14509 0 ECG

**Tab. 304 a Parametry HRV v časové oblasti, signál 304**

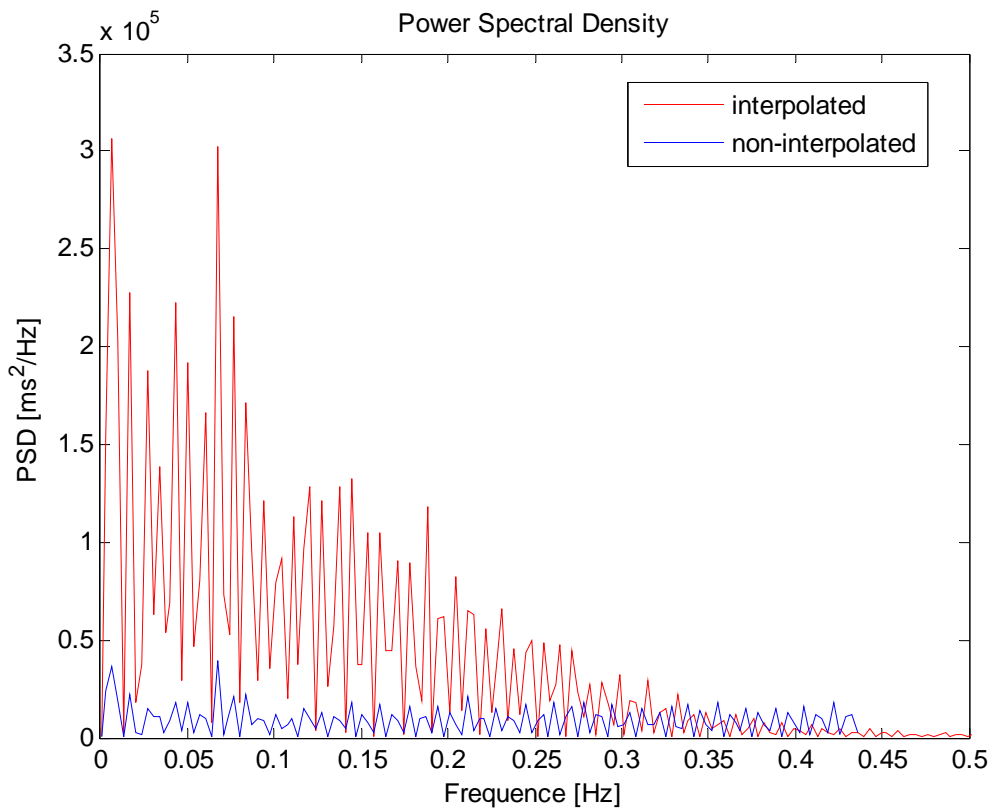
průměr NN	rozptyl	SDNN	RMSSD	NN50	pNN50	TIHRV	TINN
[ms]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms]	[ms]	[-]	[%]	[-]	[ms]
1143	8949	94,60	130,57	6	2,29	18,71	228,65

**Tab. 304 b Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 304**

Interpolovaný signál HRV=f(t)			Neinterpolovaný signál HRV=f(N)		
celkový výkon TP		TP max	celkový výkon TP		TP max
[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]	[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]
21269		0,0067	3580		0,0668
VLF výkon	LF výkon	HF výkon	VLF výkon	LF výkon	HF výkon
[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]
4679	10252	6647	478	1047	2065
VLF max	LF max	HF max	VLF max	LF max	HF max
[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]
0,0067	0,0670	0,1877	0,0067	0,0668	0,2103
LF/HF	LF výkon	HF výkon	LF/HF	LF výkon	HF výkon
[-]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[n. u.]	[n. u.]
1,54	61,79	40,06	0,51	33,76	66,59



**Obr. 304 a Variabilita srdečního rytmu, signál 304**



**Obr. 304 b Výkonové spektrum HRV, signál 304**

**signál 306:**

soubory (306.atr, 306.dat, 306.hea, T\_306.mat, S\_306.mat)

informace (306 2 360 1451857)

306.dat 212 204 12 0 -26 15943 0 ECG

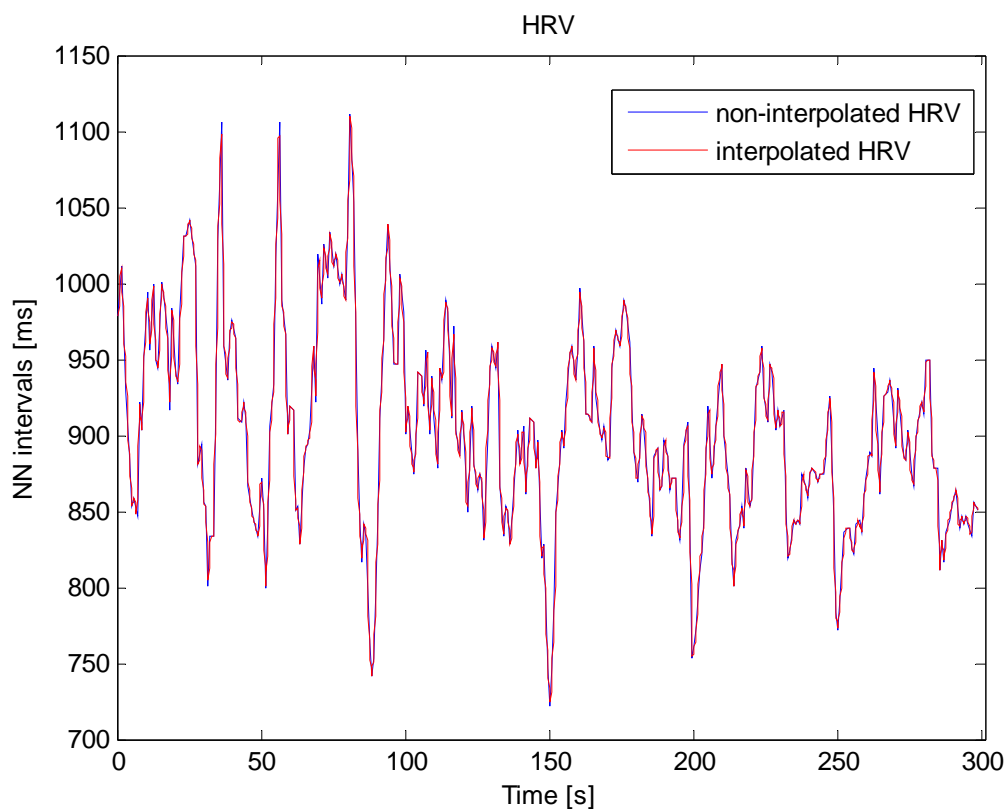
306.dat 212 229 12 0 -10 21180 0 ECG

**Tab. 306 a Parametry HRV v časové oblasti, signál 306**

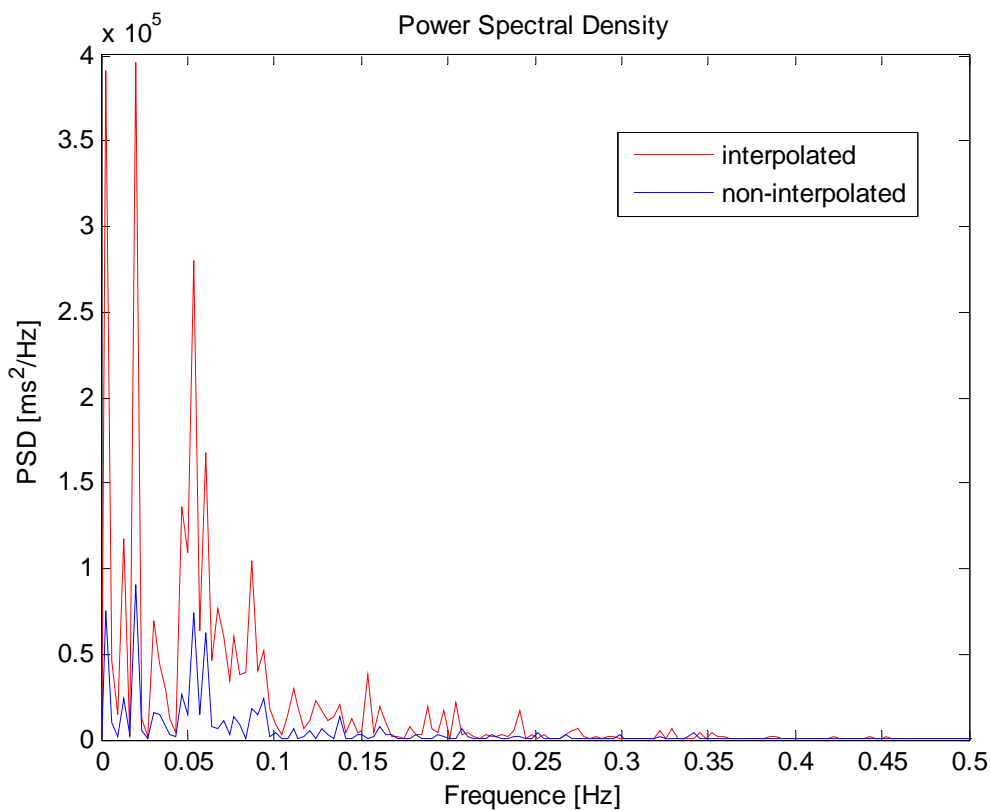
průměr NN	rozptyl	SDNN	RMSSD	NN50	pNN50	TIHRV	TINN
[ms]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms]	[ms]	[-]	[%]	[-]	[ms]
898	4179	64,64	41,69	53	15,92	30,27	179,64

**Tab. 306 b Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 306**

Interpolovaný signál HRV=f(t)			Neinterpolovaný signál HRV=f(N)		
celkový výkon TP		TP max	celkový výkon TP		TP max
[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]	[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]
9854		0,0201	2265		0,0201
VLF výkon	LF výkon	HF výkon	VLF výkon	LF výkon	HF výkon
[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]
3768	5263	932	824	1207	271
VLF max	LF max	HF max	VLF max	LF max	HF max
[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]
0,0201	0,0536	0,1542	0,0201	0,0535	0,1605
LF/HF	LF výkon	HF výkon	LF/HF	LF výkon	HF výkon
[-]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[n. u.]	[n. u.]
5,65	86,47	15,31	4,46	83,71	18,77



**Obr. 306 a Variabilita srdečního rytmu, signál 306**



**Obr. 306 b Výkonové spektrum HRV, signál 306**

**signál 307:**

soubory (307.atr, 307.dat, 307.hea, T\_307.mat, S\_307.mat)

informace (307 2 360 795564)

307.dat 212 176 12 0 -39 -8426 0 ECG

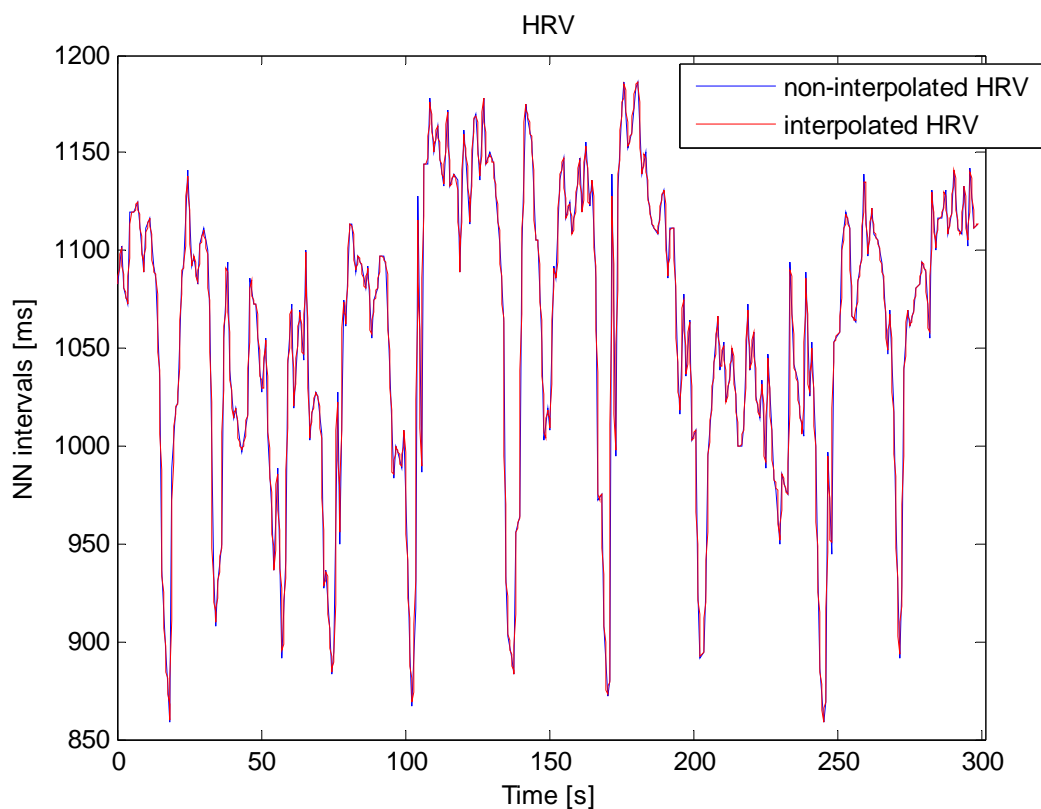
307.dat 212 182 12 0 -22 23474 0 ECG

**Tab. 307 a Parametry HRV v časové oblasti, signál 307**

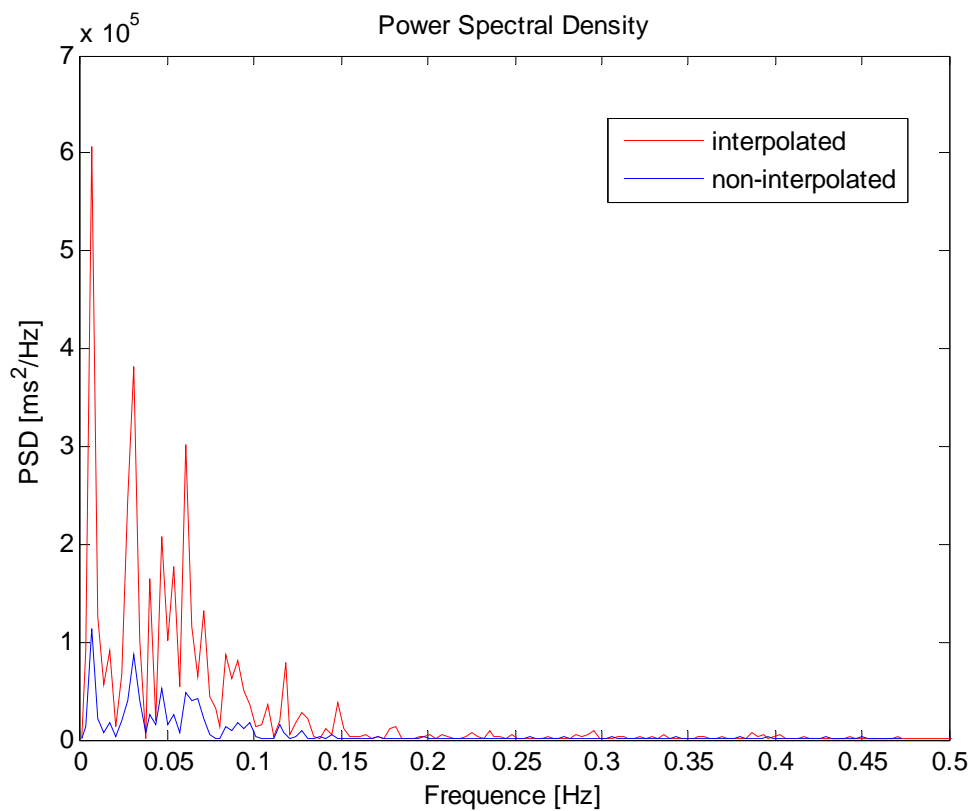
průměr NN	rozptyl	SDNN	RMSSD	NN50	pNN50	TIHRV	TINN
[ms]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms]	[ms]	[-]	[%]	[-]	[ms]
1053	6166	78,52	57,35	64	22,54	35,50	210,56

**Tab. 307 b Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 307**

Interpolovaný signál HRV=f(t)			Neinterpolovaný signál HRV=f(N)		
celkový výkon TP		TP max	celkový výkon TP		TP max
[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]	[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]
13511		0,0067	2853		0,0067
VLF výkon	LF výkon	HF výkon	VLF výkon	LF výkon	HF výkon
[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]
5984	6841	820	1232	1420	231
VLF max	LF max	HF max	VLF max	LF max	HF max
[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]
0,0067	0,0604	0,1477	0,0067	0,0468	0,3411
LF/HF	LF výkon	HF výkon	LF/HF	LF výkon	HF výkon
[-]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[n. u.]	[n. u.]
8,35	90,88	10,89	6,14	87,60	14,27



**Obr. 307 a Variabilita srdečního rytmu, signál 307**



**Obr. 307 b Výkonové spektrum HRV, signál 307**

**signál 309:**

soubory (309.atr, 309.dat, 309.hea, T\_309.mat, S\_309.mat)

informace (309 2 360 895284)

309.dat 212 206 12 0 -46 -8916 0 ECG

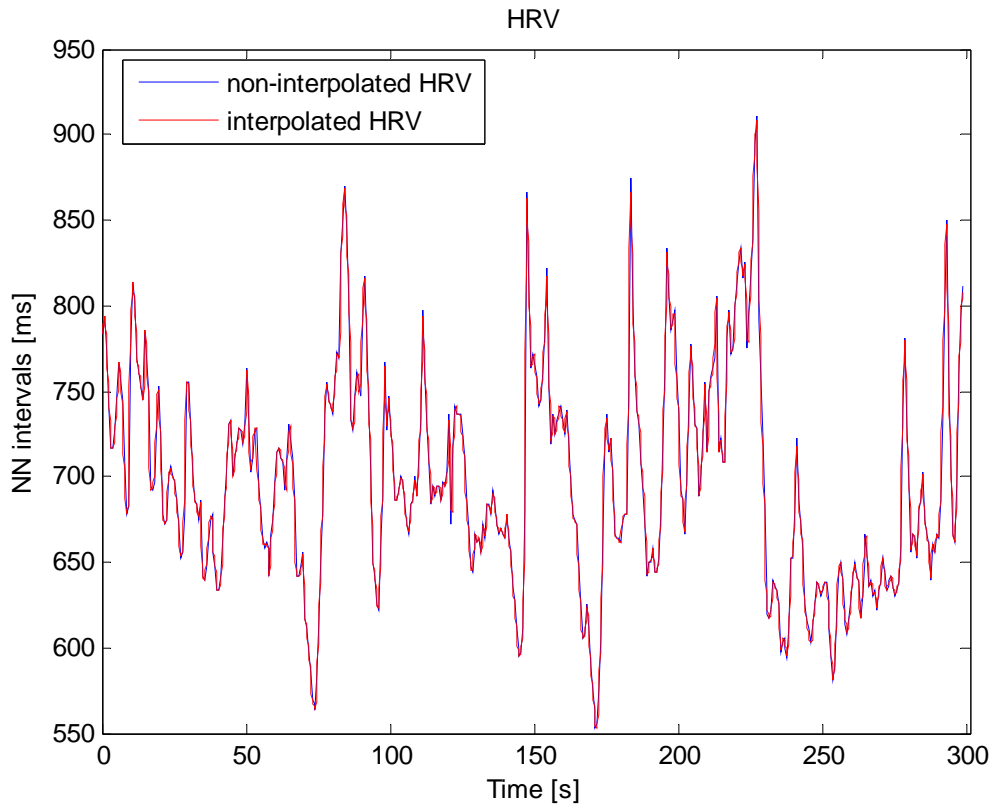
309.dat 212 275 12 0 -37 7198 0 ECG

**Tab. 309 a Parametry HRV v časové oblasti, signál 309**

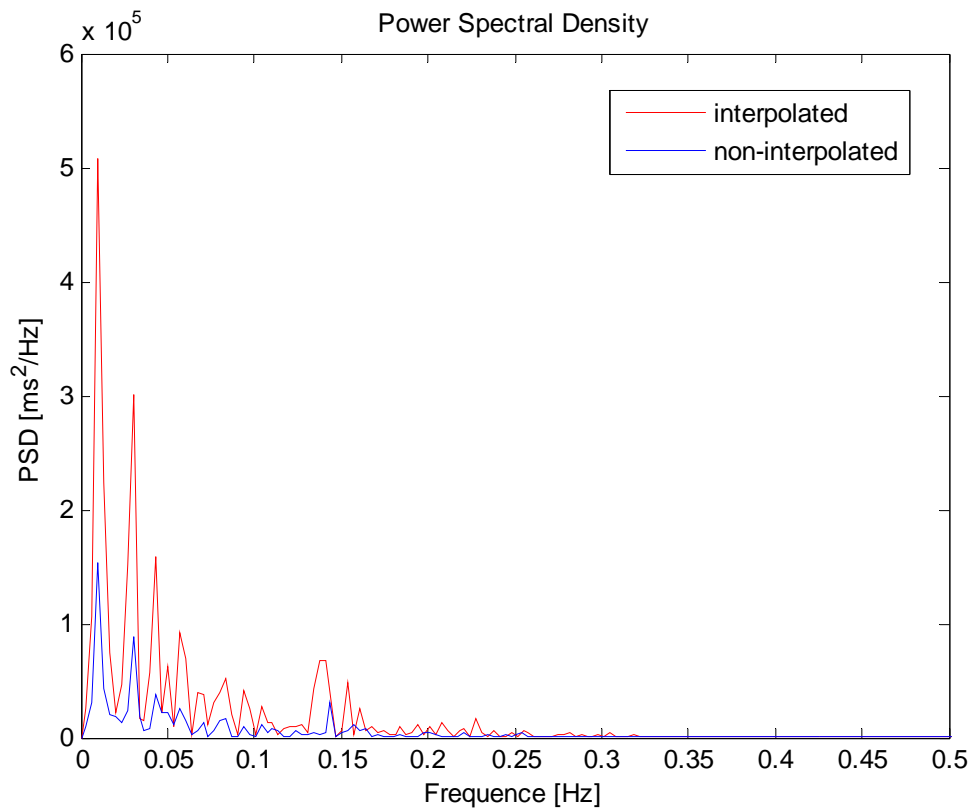
průměr NN	rozptyl	SDNN	RMSSD	NN50	pNN50	TIHRV	TINN
[ms]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms]	[ms]	[-]	[%]	[-]	[ms]
693	3918	62,60	32,01	32	7,41	30,86	138,59

**Tab. 309 b Parametry HRV ve frekvenční oblasti, signál 309**

Interpolovaný signál HRV=f(t)			Neinterpolovaný signál HRV=f(N)		
celkový výkon TP		TP max	celkový výkon TP		TP max
[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]	[ms <sup>2</sup> ]		[Hz]
9559		0,0100	2771		0,0100
VLF výkon	LF výkon	HF výkon	VLF výkon	LF výkon	HF výkon
[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]	[ms <sup>2</sup> ]
4984	3680	945	1418	1038	341
VLF max	LF max	HF max	VLF max	LF max	HF max
[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]	[Hz]
0,0100	0,0435	0,1541	0,0100	0,0434	0,1570
LF/HF	LF výkon	HF výkon	LF/HF	LF výkon	HF výkon
[-]	[n. u.]	[n. u.]	[-]	[n. u.]	[n. u.]
3,89	80,43	20,66	3,05	76,73	25,20



**Obr. 309 a Variabilita srdečního rytmu, signál 309**



**Obr. 309 b Výkonové spektrum HRV, signál 309**