

# 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

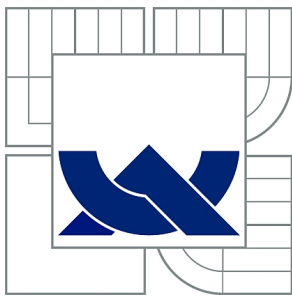
POROVNÁNÍ VHODNOSTI ZPŮSOBU VYJÁDŘENÍ VARIABILITY  
SRDEČNÍHO RYTMU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

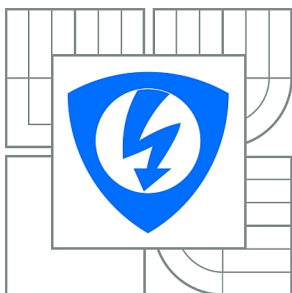
ROMAN HRÁČEK

BRNO 2013



**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

## **POROVNÁNÍ VHODNOSTI ZPŮSOBU VYJÁDŘENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU**

COMPARISON OF THE APPROPRIATENESS OF FORMAL EXPRESSION OF HEART RATE  
VARIABILITY

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**ROMAN HRÁČEK**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. ALENA DRKOŠOVÁ**

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Student:** Roman Hráček

**ID:** 133992

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2012/2013

## NÁZEV TÉMATU:

**Porovnání vhodnosti způsobu vyjádření variability srdečního rytmu**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Provedte literární rešerši v oblasti variability srdečního rytmu (Heart rate variability). Soustředte se na způsoby jejího vyjádření intervalovou funkcí (nebo inverzní intervalovou funkcí), filtrované série událostí (lowpass event series) a signálem srdečního časování (heart timing signal). 2) Stručně se seznamte také s problematikou simulace signálů variability srdečního rytmu pomocí generátoru IPFM. 3) Popište algoritmus IPFM generátoru a vybraných metod znázornění variability srdečního rytmu. 4) Realizujte generátor IPFM a uvedené metody. 5) Porovnejte efektivnost znázornění variability srdeční frekvence pomocí jednotlivých metod.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. European heart journal. 1996, roč. 17, č. 3, s. 354-381. ISSN 0195-668X.

[2] SO

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 31.5.2013

**Vedoucí práce:** Ing. Alena Drkošová

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

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

## **Abstrakt**

Práce je zaměřena na studii variability srdečního rytmu (VFS) a popisu způsobů jejího vyjádření. Cílem práce je realizace generátoru IPFM a metod vyjádření VFS, zadané v pokynech pro vypracování práce. Generátor IPFM simuluje srdeční tep, který je pomocí vypracovaných metod analyzován a zpracováván. Jednotlivé metody jsou nakonec navzájem porovnány k posouzení efektivnosti znázornění VFS.

## **Klíčová slova**

Variabilita srdečního rytmu, IPFM model, intervalová funkce, filtrované série událostí, signál srdečního časování

## **Abstract**

The thesis is focused on the study of heart rate variability (HRV) and description of its modes of expression. Aim of this work is the realization of the generator IPFM and methods of expression HRV specific in the guidelines for the preparation work. IPFM generátor simulates a heartbeat, which is produced using methods analyzed and processed. Individual methods are ultimately mutually compared to assess the effectiveness of the representation of HRV.

## **Keywords**

Heart rate variability, IPFM model, interval series representation, lowpass event series, heart timing signal

**Bibliografická citace:**

Hráček, R. *Porovnání vhodnosti způsobu vyjádření variability srdečního rytmu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 60 s.  
Vedoucí bakalářské práce Ing. Alena Drkošová.

## Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Porovnání vhodnosti způsobu vyjádření variability srdečního rytmu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 30. května 2013

.....

podpis autora

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat vedoucí mé bakalářské práce Ing. Aleně Drkošové za poskytnutí odborných rad, za čas strávený konzultacemi, za její pomoc a ochotu při vypracovávání práce.

# Obsah

Obsah.....	5
1. Úvod .....	10
2. Srdce.....	11
2.1 Rozměření EKG křivky.....	11
2.2 Převodní systém srdce .....	12
2.3 Nervová regulace činnosti srdce .....	13
2.3.1 Autonomní nervový systém .....	13
3. Variabilita frekvence srdce (VFS) a její změny.....	14
3.1 Historie .....	14
3.2 Vlivy na VFS .....	15
3.2.1 Respirační sinusová arytmie.....	15
3.2.2 Změna polohy těla, teploty a psychického stavu .....	16
3.2.3 Vliv věku a pohlaví na VFS .....	17
3.3 Patologické VFS .....	18
3.3.1 VFS a infarkt myokardu .....	18
3.3.2 VFS a diabetes .....	18
3.3.3 VFS a alkohol .....	19
4. Standardní metody měření VFS.....	20
4.1 Metody časových domén .....	20
4.1.1 Statistické metody.....	20
4.1.2 Geometrické metody.....	21
4.2 Metody frekvenční oblasti.....	23
4.3 Nelineární metody.....	24
5. Metody vyjádření VFS .....	25
5.1 Vyjádření VFS intervalovou funkcí.....	25
5.2 Filtrované série událostí .....	28
5.3 Reprezentace srdečního časování .....	30
6. Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) model .....	35
7. Algoritmy .....	38
7.1 Vyjádření VFS intervalovou funkcí.....	38
7.2 Vyjádření VFS filtrovanými sériemi událostí.....	39
7.3 Vyjádření VFS reprezentací srdečního časování.....	40

8.	Porovnání efektivnosti znázornění VFS pomocí jednotlivých metod.....	41
8.1	IPFM model .....	41
8.2	Vyjádření VFS intervalovou funkcí.....	41
8.3	Vyjádření VFS filtrovanými sériemi událostí.....	44
8.4	Vyjádření VFS metodou reprezentace srdečního časování.....	47
8.5	Číselné vyjádření podobnosti signálů jednotlivých metod.....	49
9.	Závěr .....	52
10.	Použitá literatura.....	53
	Seznam použitých zkratk a symbolů .....	55
	Seznam obrázků .....	57
	Seznam tabulek .....	59

# 1. Úvod

Variabilita frekvence srdce (VFS), neboli heart rate variability (HRV), slouží k analýze a vyhodnocení stavu autonomního nervového systému. V práci se ve stručnosti seznámíme s tvarem a rozměření EKG křivky, převodním systémem srdce, který je zodpovědný za výsledný tvar EKG křivky, dále bude pojednáno o funkci a aktivitě autonomního nervového systému a také o historii měření VFS. Dále jsou v práci popsány vlivy na VFS a to jak fyziologické, tak patologické. Hlavní část práce je věnována metodám měření a vyjádření VFS. Konkrétně je největší pozornost věnována metodám Vyjádření VFS intervalovou funkcí, Filtrované série událostí a Repräsentace srdečního časování. Dále je pojednáno o IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) modelu sloužící ke generování umělé série událostí. Uvedené metody jsou realizovány z vytvořených algoritmů a testovány pomocí IPFM modelu v prostředí Matlab a Simulink.

## 2. Srdce

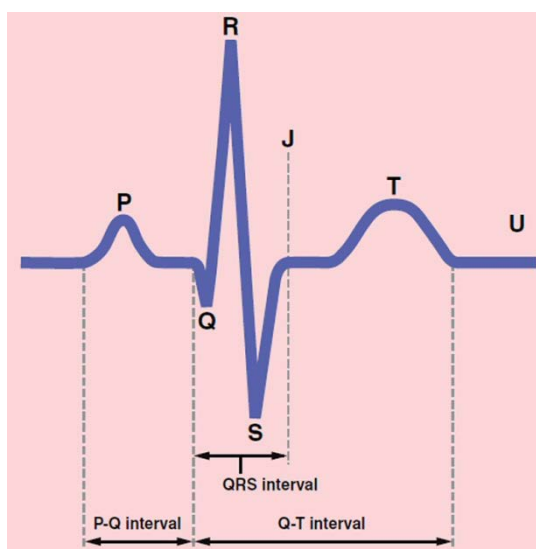
Srdce představuje v lidském těle mechanickou pumpu, složenou ze dvou samostatných jednotek – pravé a levé, která pumpuje krev do krevních oběhů a rozvádí ji po celém těle. Srdce je řízeno řadou kontrolních a regulačních systémů, zajišťujících jak vzájemnou synchronizaci pravé a levé části, tak přizpůsobení srdce měnícím se požadavkům organismu. Řízení jeho aktivity a tím také frekvence srdce na požadavky organismu je zprostředkováno vzájemným působením sympatiku (excitační vliv na srdce) a parasympatiku (inhibiční vliv na srdce) autonomního nervového systému.[1]

### 2.1 Rozměření EKG křivky

EKG křivka (obr. 2.1) má typizovaný průběh a každá odchylka od něj je cenou diagnostickou veličinou.

Na křivce rozlišujeme:

- 1) **vlny:** P – depolarizace síní, T – repolarizace komor, U – neznámá příčina
- 2) **kmity:** Q, R, S – depolarizace komor
- 3) **interval:** P-Q – doba od začátku vlny P po začátek kmitu Q, QT – elektrická systola
- 4) **segment:** S-T – komory jsou depolarizovány [2]

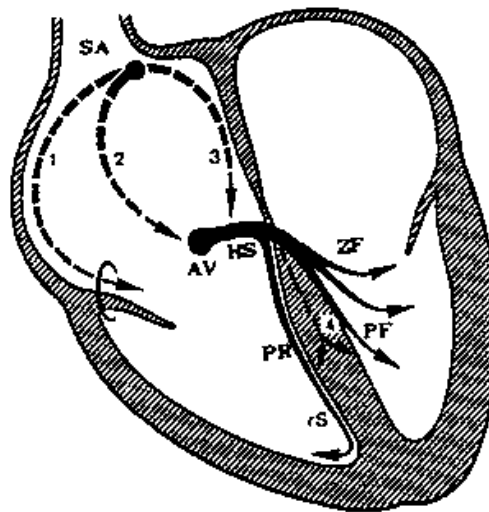


Obr 2.1 Normální EKG křivka [3]

## 2.2 Převodní systém srdce

Srdce je tvořeno dvěma základními typy buněk. 1) pracovní buňky zajišťující kontrakci srdce, 2) buňky, jež mají schopnost vytvářet a rychle rozvádět nervové vzruchy celým svalem srdce – tvořící převodní systém srdce (obr. 2.2).

Činnost srdce je řízena elektrickými impulsy tak, aby srdeční systola a diastola mohla plnit srdeční dutiny a následně tak bylo dosaženo potřebného krevního výdeje. Impuls vzniká v pacemakerových buňkách sinoatriálního uzlu (SA) a odtud se šíří svalovinou síní všemi směry, především ale preferenčními síňovými dráhami (Thorelův, Wenckebachův, Jamesův a Bachmanův svazek) k atrioventrikulárnímu uzlu (AV). [4] Zde dochází ke zpomalení impulsu, čímž se dosáhne požadovaného odstupu mezi stahem síní a komor. Z AV uzlu se impuls dále šíří přes Hissův svazek na Tawarova raménka, kdy levá komora obsahuje dvě a pravá jedno raménko. Po rozdělení se levé raménko rozdělí na zadní fascikulus (svazek nervových vláken) a přední fascikulus. Koncová vlákna, na která přichází impuls z Tawarových ramének, se nazývají Purkyňova vlákna. Tyto vlákna přenášejí impulzy na myokard komor.[5]



**Obr. 2.2** Převodní systém srdce. 1-Thorelův svazek; 2-Wenckebachův svazek; 3-Jamesův svazek; 4-Mahaimova vlákna; SA-sinoatriální uzel; AV-atrioventrikulární uzel; HS-Hissův svazek; PR-pravé Tawarovo raménko, PL-levé Tawarovo raménko; PF-přední fascikulus levého Tawarova raménka, PI-zadní fascikulus levého Tawarova raménka[4]

## 2.3 Nervová regulace činnosti srdce

### 2.3.1 Autonomní nervový systém

Autonomní nervový systém (ANS) je složitý nervový systém nepodléhající vědomé kontrole, jež se podílí na řízení činnosti vnitřních orgánů (např. srdce) a systémů lidského těla a tím udržuje homeostázy organismu. ANS se dělí na část **afferentní** a **eferentní**, systém **sympatiku** a **parasympatiku** (jednotlivé části budou popsány vzhledem k činnosti srdce).

**Aferentní** (dostředivá) vlákna slouží k vedení vzruchů ze srdce směrem do centrální nervové soustavy (CNS). Mezi tyto vzruchy patří např. bolest, informace o roztažení struktur srdce pomocí baroreceptorů, aktuální chemické složení nebo síle stahu srdce.

**Eferentní** (odstředivá) vlákna slouží k vedení vzruchů z CNS do srdce. Dráha je zprostředkována vlákny sympatiku (nn. cardiaci) a parasympatiku (ramicardiaci n. vagi).

**Sympatiková** aktivita slouží k excitaci frekvence srdce. Aktivací vláken se na jejich koncích uvolňuje především noradrenalin, který se váže na receptory  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\beta_1$ ,  $\beta_2$ , přičemž  $\beta$  receptory mají vyšší afinitu k noradrenalinu.

**Parasympatiková** aktivita slouží k inhibici frekvence srdce. Aktivací vláken se na jejich koncích uvolňuje především acetylcholin, který se váže na muskarinové receptory a funguje jako neurotransmiter (umožňuje přenos vzruchů). Jeho uvolněním se zvyšuje permeabilita membrán SA buněk pro draslík, která vyvolává hyperpolarizační proudy a tím se zpomaluje frekvence srdce. Uvolnění acetylcholinu může sloužit také inhibicí uvolňování noradrenalinu ze sympatikových zakončení.

Vlivem pomalejšího metabolismu noradrenalinu oproti acetylcholinu má sympatiková aktivita pomalejší nástup a odeznění. Parasympatiková aktivita reaguje rychleji na změny srdečního rytmu svojí aktivací a inhibicí. Při hodnocení EKG záznamu se tedy uvažuje, že nízkofrekvenční komponenty odpovídají aktivitě sympatiku a vysokofrekvenční komponenty odpovídají aktivitě parasympatiku. To ovšem není zcela pravdou, protože komponenty sympatiku i parasympatiku se vyskytují, i když menší měrou, v celém frekvenčním spektru.

Nervová regulace kardiovaskulárního systému pracuje na principu **sympaticko-vagové rovnováhy**, který říká, že působením jednoho systému dochází k inhibici druhého systému. Výsledným poměrem aktivity obou systémů v čase je dosaženo aktuální potřeby organismu.[6] [7]

# 3. Variabilita frekvence srdce (VFS) a její změny

## 3.1 Historie

Herophilos (335-280 př. n. l.) byl první kdo měřil srdeční tep pomocí vodních hodin. Galen z Pergamonu (131-200 n. l.) sepsal mnoho poznatků u pulsu a používal jej pro diagnostiku a předpovědi prognózi onemocnění. Stephen Hales (1677-1761) byl první, kdo ohlásil periodické kolísání arteriálního tlaku a srdečního tepu v závislosti na dýchání. Hales tyto poznatky zkoumal na koních. Carl Ludwig (1816-1895) se zasloužil vynalezením smoked-drum kymografu a jeho použitím k záznamu pravidelných oscilací v amplitudě a časování arteriálního tlaku, které se střídaly během dýchání. Měření byla prováděna na psovi a následně prohlásil, že tepová frekvence se zvýšila během inspirace a snížila během expirace, čímž poskytl první doložené záznamy sinusové arytmie způsobené dýcháním.[8]

Klinický význam variability srdečního rytmu byl poprvé oceněn v roce 1965, kdy Hon a Lee poznamenali, že fetálnímu selhání plodu bylo předcházeno změnami v intervalech tlukotu srdce dříve než došlo ke změně srdeční frekvence. Před dvaceti lety, Sayers a další zaměřili pozornost na existenci fyziologických rytmů zasazených ve VFS v EKG signálu. Během roku 1970, Ewing vymyslel mnoho metod měření krátkodobých rozdílů R-R k detekci autonomní neuropatie u diabetiků. Na vyšší riziko úmrtnosti po infarktu se sníženou VFS poprvé upozornil Wolf. V roce 1981 Akselrod a spol. představili výkonovou spektrální analýzu kolísání tepové frekvence pro kvantitativní vyhodnocení srdečního tepu, která by sloužila pro účely kardiovaskulární kontroly. Tyto frekvenční oblasti analýzy přispěly k pochopení autonomního pozadí kolísání R-R intervalu srdečního tepu. Klinický význam VFS se stal zřejmým již koncem 80. let, kdy bylo potvrzeno, že VFS je silným a zároveň nezávislým prediktorem mortality po akutním infarktu. S dostupností nových digitálních vysokofrekvenčních 24-h multikanálových EKG záznamníků má snímání VFS potenciál poskytnout další cenný pohled do fyziologických a patologických stavů a tím předcházet rizikovým stavům, které by mohly u pacienta nastat.[9]

Metodu snímání VFS si velmi rychle osvojila především praktická klinická medicína a v některých případech ji dovedla ke každodenní rutině.

## 3.2 Vlivy na VFS

VFS, tedy variabilita frekvence srdce představuje, jak již bylo uvedeno výše, působení složek ANS na frekvenci srdce, přestože má také svoji vlastní lokální řídicí nervovou soustavu. VFS je vlastně ukazatelem schopnosti srdce reagovat na sympatické a parasympatické aktivity a čím je VFS vyšší, tím srdce lépe reaguje na okolní podmínky.

Ve spektru VFS rozlišujeme tato frekvenční pásma: vysokofrekvenční pásmo (0,15 – 0,4 Hz), nízkofrekvenční pásmo (0,04 – 0,15 Hz), velmi nízké frekvenční pásmo (0,003 – 0,04 Hz) a ultra nízké frekvenční pásmo ( $\leq 0,003$  Hz). [8]

Vlivů ovlivňujících VFS je celá řada. Patří mezi ně vliv: dýchání (respirační sinusová arytmie), dědičnosti, pohlaví, věku, polohy těla, teploty těla, proporce těla, psychického stavu ... V této kapitole bude stručně pojednáno pouze o nejdůležitějších vlivech na VFS. [6]

### 3.2.1 Respirační sinusová arytmie

Respirační sinusová arytmie (RSA) se projevuje ve VFS ve spektru vysokofrekvenčního pásma (HF – high frequency band) s frekvencí větší než 0,15 Hz, s maximem většinou kolem 0,25 – 0,3 Hz (1 cyklus za 5 sekund). Při inspiriu se interval R-R zkracuje, čímž se frekvence srdce zrychluje a při expiraci se interval R-R prodlužuje a tím se frekvence srdce zpomaluje. [6]

RSA vzniká kombinací vícero mechanismů:

- 1) **Centrální generátor RSA** – aktivací respiračního centra jsou vedeny impulsy do kardiomotorického centra (situováno v prodloužené míše), které svojí následnou aktivitou za účasti acetylcholinu inhibují vliv parasympatiky a frekvence srdce se zrychluje.
- 2) **Plicní reflexy** – receptory citlivé na rozpětí plic vysílají impulsy do kardiomotorického centra, které následně tlumí kardioinhibiční centrum a frekvence srdce se v inspiriu zvyšuje.

- 3) **Vlivy oscilací CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub> a pH**—kolísání parciálního tlaku CO<sub>2</sub> je fyziologickým jevem, který se vyskytuje i při klidovém dýchání a kolísá v rozmezí  $\pm 2-3$  mmHg a pH  $\pm 0,03$ . Toto kolísání okolo střední hodnoty určuje plicní ventilaci a frekvence srdce. Během inpiria parciální tlak CO<sub>2</sub> klesá a roste parciální tlak O<sub>2</sub>. Bylo zjištěno, že při hyperkapnii (vysoké koncentraci CO<sub>2</sub> v krvi) se R-R interval nemění, tím se nemění srdeční frekvence, pouze se mění RSA, kdy postižený dýchá z hluboka. U hypoxie (nízké koncentraci O<sub>2</sub> v krvi) byl zjištěn opačný vliv než u hyperkapnie. R-R interval se zkracuje a tím dochází ke zrychlení srdeční frekvence. Postižený dýchá mělce a zrychleně. Tento jev je vysvětlován tak, že hypoxie je stav ohrožující organismus a zvýšením srdeční frekvence a dýchání sympatikem umožňuje vyšší přísun krve do nejvíce ohrožených orgánů (mozek, srdce) na úkor méně důležitých orgánů.
- 4) **Reflexy z arteriálních baroreceptorů**—změny tlaku krve způsobené dýcháním jak v arteriální, tak venózní soustavě jsou detekovány baroreceptory, čímž dochází k ovlivňování RSA.
- 5) **Reflexy a efekty z receptorů pravé předsíně**—změny rozpětí pravé předsíně určují akceleraci činnosti srdce zprostředkované sympatickými a parasympatickými nervi.
- 6) **Lokální mechanismy**—bylo dokázáno, že mechanické napínání SA uzlu vede k rychlejší spontánní depolarizaci a tím ke zvýšení tvorby vzruchů. Toto mechanické napínání může být ovlivněno tlakem plic na srdce v inspiriu. Podobný mechanismus se uplatňuje také při různém prokrvení SA uzlu. [6]

### 3.2.2 Změna polohy těla, teploty a psychického stavu

Vliv změny polohy těla na VFS je hodnocen použitím ortostatického testu, tedy změny polohy těla z lehu do stoje. Tato změna polohy těla vyvolá stagnaci (uváznutí) krve v dolních končetinách a tím dojde ke snížení žilního návratu. V poloze vleže dominuje tedy vysokofrekvenční pásmo, zatímco poloze vestoje dochází k zesílení spektrálního výkonu v nízkofrekvenčním pásmu (LF – low frequency band) spektrální analýzy VFS s frekvencí 0,04 – 0,15 Hz (2,4 – 9 cyklů za minutu) s maximem okolo 0,1 Hz (Mayerova vlna) na úkor snížení spektrálního výkonu ve vysokofrekvenčním pásmu. Detekce změny krevního tlaku vlivem změny polohy těla je zprostředkována baroreceptory a VFS je pod dominantním vlivem

sympatiku. Aktivitu v LF pásmu lze utlumit podáním  $\beta$  blokátorů. Této skutečnosti se využívá u pacientů po infarktu myokardu, kdy se snižuje riziko výskytu arytmií. [6]

Změna teploty těla zvyšuje především aktivitu ve velmi nízkém frekvenčním pásmu (VLF – very lowfrequency band) spektrální analýzy VFS s frekvencí 0,0033 – 0,04 Hz (0,2 – 2,4 cyklů za minutu). Předpokládá se přitom, že cévy oscilují velmi nízkou vnitřní frekvencí a slouží k jemné regulaci periferního krevního průtoku.

Vlivem stresu dochází k aktivaci sympatiku a ke snížení parasympatiku, tím dochází ke snížení intervalu RR a tedy ke zvýšení frekvence srdce. Tyhle změny se projeví zvýšením spektrálního výkonu v nízkofrekvenčním pásmu a snížením výkonu ve vysokofrekvenčním pásmu VFS. [6]

### **3.2.3 Vliv věku a pohlaví na VFS**

S rostoucím věkem dochází ke snižování VFS z důvodu horšího přizpůsobení se kardiovaskulárního systému okolním vlivům. Příčinou postupného snižování VFS je kornatění tepen, změna elasticity stěn cév, změna baroleflexní citlivosti apod. Sympatiková aktivita s postupem věku začíná převažovat nad aktivitou parasympatikovou. Tento jev je fyziologický, dá se však do určité míry ovlivnit životou správou člověka.

Pohlavní rozdíly určují VFS tak, že u mužů je zaznamenávána vyšší celková VFS nežli u žen. Tyto rozdíly se však po 50. roce věku ženy snižují a ve vyšším věku již nejsou patrné. Tato skutečnost je u žen vysvětlována rozdílnými proporcemi těla, větším zastoupením tukové tkáně, menšími metabolickými nároky a především hormonálními vlivy estrogenu, jehož aktivita po menopauze klesne prakticky na nulu. [6]

## **3.3 Patologické VFS**

### **3.3.1 VFS a infarkt myokardu**

U pacientů s akutním infarktem myokardu (AIM) byla zjištěna převaha aktivity sympatiku a snížení aktivity parasympatiku. Bylo prokázáno, že VFS se snižuje v důsledku nedávného infarktu myokardu a srdeční rytmus se zvyšuje. I přes příznivé účinky na klinické proměnné, jako je třeba cvičení, se VFS indexy po infarktu myokardu výrazně neměnily. Ačkoli předchozí studie prokázaly souvislost mezi depresivními symptomy a srdeční úmrtností po AIM, je poměrně málo známo o možném mechanismu této souvislosti. Několik studií prokázalo, že trombolýza (rozpuštění krevní sraženiny) snižuje komorové arytmie a zlepšuje VFS u pacientů s AIM. [9]

### **3.3.2 VFS a diabetes**

Účinky hypoglykémie na autonomní regulaci srdce se mohou podílet na výskytu srdečních příhod. Hypoglykémie vede ke snížení vagové činnosti srdce jak u diabetických tak u nediabetických osob. Takto pozměněná autonomní regulace srdce může vést ke vzniku srdečních příhod během hypoglykémie. Spektrální složky krátkodobého VFS vypočteného pomocí rychlé Fourierovi transformace (RFT) a autoregresivními (AR) metodami nejsou pozměněny, ale RFT analýza složek sympatiku (LF) a parasympatiku (HF) dlouhodobého záznamu naznačuje vztah mezi pacienty s diabetem 2. typu (inzulinová rezistence tj. i přes nadbytek inzulinu v krvi nejsou tkáně na inzulin dostatečně citlivé) [12] a nadměrné sympatické aktivitě. U pacientů s diabetem 2. typu je přítomné globální omezení autonomního systému a změna denního rytmu. Pacienti s diabetem mají nižší hodnoty parametrů časové a frekvenční domény než pacienti bez diabetu. Také bylo zjištěno, že u pacientů s chronickým onemocněním jsou parametry vyšší než u pacientů bez chronických komplikací. U pacientů s diabetem 2. typu s výskytem mikroalbuminurie (zvýšená koncentrace albuminu v moči) se snižuje VFS v reakci na hluboké dýchání a změnou polohy těla. Mikroalbuminurie je proto spojována s počátkem diabetické autonomní neuropatie a dospělo se k závěru, že snížená parasympatická autonomní aktivita srdce předchází klinickým příznakům neuropatie. [9]

### **3.3.3 VFS a alkohol**

Při požití alkoholu dochází ke snížení VFS, což naznačuje zvýšenou sympatickou aktivitu a pokles parasimpatikové aktivity. Vágová neuropatie u mužů s chronickou závislostí na alkoholu byla prokázána pomocí 24 hodinové VFS analýzy, kdy EKG indexy vagové aktivity mají výrazně nižší nervovou činnost než u jedinců při akutním požití alkoholu. [9]

## 4. Standardní metody měření VFS

### 4.1 Metody časových domén

Změny srdeční frekvence mohou být měřeny mnoha metodami. Snad nejjednodušším měřením jsou metody časových domén. Těmito metodami získáváme hodnoty okamžité frekvence srdce. V kontinuálním EKG záznamu je každý QRS komplex detekován a hodnotí se normal-to-normal (NN) intervaly (intervaly mezi sousedními QRS komplexy). Jednoduché metody časové domény zahrnují průměrný NN interval, průměrnou srdeční frekvenci, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem. [8]

#### 4.1.1 Statistické metody

Počítá se ze sérií okamžitých srdečních frekvencí nebo intervalů cyklů, zejména těch, které byly zaznamenány během delšího časového období, obvykle 24 hodin.

Nejjednodušší proměnou pro výpočet je standardní odchylka NN intervalu (SDNN), tj. druhá odmocnina rozptylu. Vzhledem k tomu, že rozptyl je matematicky roven celkovému výkonu spektrální analýzy SDNN odráží všechny cyklické složky odpovědné za variabilitu v době záznamu. V mnoha studiích se SDNN počítá v průběhu 24 hodin a období tak zahrnuje jak krátkodobé vysokofrekvenční složky, tak nejnižší frekvenční složky viděné v 24 hodinovém období. Je třeba vědět, že celkový rozptyl VFS se zvyšuje s délkou záznamů. Proto na libovolně vybrané EKG není u SDNN dobře definováno statistické množství díky závislosti na délce záznamu. Vlivem závislosti na délce pořizování nahrávek EKG by měly být délky záznamů standardizovány. Krátkodobé 5 minutové a dlouhodobé 24 hodinové nahrávky mají příslušné možnosti. [8]

Nejčastěji se používá měření z intervalových rozdílů zahrnujících RMSSD, druhá mocnina z průměru kvadratických rozdílů postupných NN intervalů

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} (\sum_{i=1}^{N-1} (R - R)_{i+1} - (R - R)_i)^2}, \quad (4.1)$$

kde N je počet intervalů.

Dále NN50, počet sousedních intervalů NN, které se liší o více než 50 ms a také pNN50, podíl odvozený dělením NN50 celkovým počtem NN intervalů. Všechna tato měření krátkodobých variací odhadu vysokofrekvenčních změn v srdečním tepu jsou na sobě vysoce závislá. [8] [9]

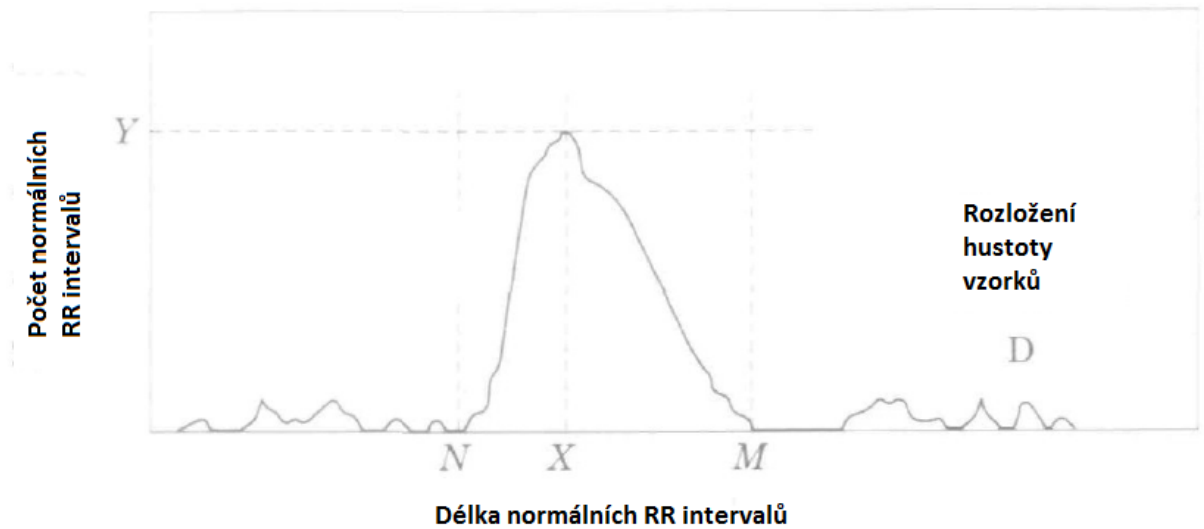
#### **4.1.2 Geometrické metody**

Řady NN intervalů mohou být také přeměněny na geometrický vzor, jako je rozdělení hustoty trvání intervalů NN, rozložení hustoty rozdílů mezi sousedními intervaly NN, Lorenzův náčrt NN nebo RR intervalů.

Geometrické metody se obecně vyhodnocují těmito třemi způsoby:

- 1) K určení VFS je použito základního geometrického vzoru (např. šířka distribučního histogramu na uvedené úrovni).
- 2) Geometrický vzor je interpolován na matematicky definovaný vzor (např. aproximace distribučního histogramu pomocí trojúhelníku nebo aproximace distribučního histogramu podle exponenciální křivky). A následně je VFS určeno z parametrů tohoto vzoru.
- 3) Geometrický tvar je zařazen do několika vzorových kategorií, které reprezentují různé třídy VFS (např. eliptické, lineární a trojúhelníkové tvary Lorenzových ploch) vyskytující se za daných fyziologických nebo patologických podmínek. [8]

Příklad geometrické metody využívající rozdělení trvání intervalu je Trojúhelníková interpolace NN histogramu (TINN) na obrázku 4.1.



**Obr. 4.1** Trojúhelníková interpolace NN histogramu (TINN) [8]

Průběh histogramu přiřazuje každé délce RR intervalu (osa x) počet stejně dlouhých NN intervalů (osa y). Nejčastější NN interval délky X se zjistí jako  $Y=D(X)$ , což je maximální hodnota rozložení hustoty D. Trojúhelníkový index VFS je hodnota získaná vydělením plošného integrálu D hodnotou Y. Při zrealizování rozložení hustoty vzorku D na ose x je v diskrétní formě se aproximuje jeho hodnota podle vzorce

$$VFS\ index = \frac{\text{celkový počet všech NN intervalů}}{Y}. \quad (4.2)$$

V případě TINN jsou hodnoty N a M založeny na časové ose a multi lineární funkci q, která je zkonstruována tak, aby  $q(t)=0$  pro  $t \leq N$  a  $t \geq M$  a  $q(X)=Y$  a integrální rovnice

$$\int_0^{+\infty} (D(t) - q(t))^2 \quad (4.3)$$

je minimum mezi všemi možnými hodnotami N a M. TINN je vyjádřeno v ms podle vzorce:  $TINN=M-N$ . [8]

## 4.2 Metody frekvenční oblasti

Účelem těchto metod je detekce jednotlivých frekvenčních pásem a jejich výkonů v měřeném signálu. Výkonová spektrální hustota (PSD) poskytuje základní informace o tom, jaký výkon obsahují jednotlivé frekvenční pásma. PSD se počítá pomocí různých matematických algoritmů. Metody pro výpočet PSD mohou být obecně klasifikovány jako parametrické a neparametrické. Ve většině případů poskytují obě skupiny metod stejné výsledky.

Výhody neparametrických metod jsou:

- 1) Jednoduchost využívaného algoritmu (rychlá Fourierova transformace RFT – (ve většině případů)
- 2) Vysoká rychlost zpracování

Výhody parametrických metod jsou:

- 1) Hladší spektrální složky ve všech kmitočtových pásmech
- 2) Snadné zpracování spektra s automatickým výpočtem nízkých a vysokých komponentů výkonu spektra a snadná identifikace středního kmitočtu každé složky
- 3) Přesnější odhad PSD i přes malé množství vzorků

Hlavní nevýhodou parametrických metod je potřeba ověřit vhodnost zvoleného modelu a jeho řád.[8]

### **4.3 Nelineární metody**

Na vzniku VFS se podílí také nelineární jevy. Ty jsou určeny složitou interakcí hemodynamických, elektrofyziologických humorálních proměnných, stejně jako autonomní a centrální nervové regulace. Spekuluje se, že analýza VFS na základě metody nelineární dynamiky může přinést cenné informace pro fyziologický výklad VFS a pro posouzení rizika náhlé smrti.

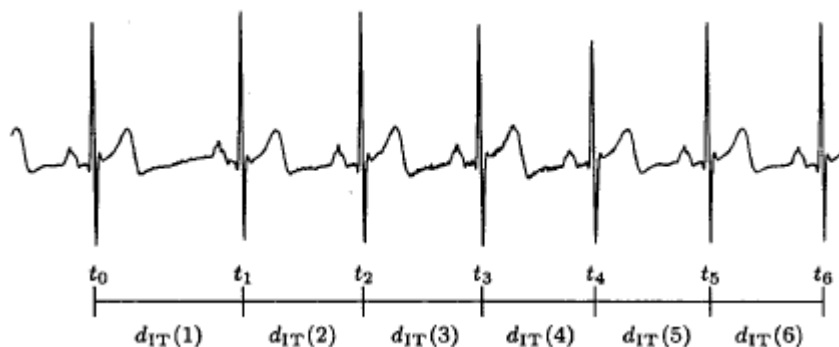
Základním problémem metody nelineární dynamiky analýzy VFS je, že je založena na matematickém postupu studií chaotických systémů. Pro reprezentaci dat se využívá Poincarého map, singulárního rozkladu, Lyapunonovy exponenty, Kolmogorova entropie a mnohé jiné.

V současné době představují nelineární metody potenciálně slibný nástroj pro hodnocení VFS, ale vlivem nepřítomností norem nelze rozsah těchto metod plně využít. [8]

# 5 Metody vyjádření VFS

## 5.1 Vyjádření VFS intervalovou funkcí

Často používanou reprezentací srdečního rytmu je intervalový tachogram  $d_{IT}(k)$ , ve kterém jsou události (výskyt kmitů R), vyskytující se v čase  $t_0 - t_M$ , transformovány na diskrétní časový signál z po sobě jdoucích intervalů, tj. intervalů RR viz. obr. 5.1.



**Obr. 5.1** Definice intervalového tachogramu  $d_{IT}(k)$ , jehož amplituda je totožná s hodnotami intervalů RR. Indexování zde začíná v  $k = 1$  [10]

Intervalový tachogram se vypočítá

$$d_{IT}(k) = t_k - t_{k-1}, \quad k = 1, \dots, M, \quad (5.1)$$

kde  $d_{IT}(k)$  je intervalový tachogram,  $t_k$  je čas výskytu R vlny a  $t_{k-1}$  je čas výskytu předchozí R vlny.

Inverzní intervalový tachogram odráží momentální tepovou frekvenci a je definován

$$d_{IIT}(k) = \frac{1}{t_k - t_{k-1}}. \quad (5.2)$$

Hlavní nevýhodu při použití  $d_{IT}(k)$  a  $d_{IIT}(k)$  je, že oba tyto signály jsou indexovány číslem intervalu a nevztahují se k času. V důsledku toho se nedá výkonová spektrální analýza těchto dvou signálů vyjádřit v jednotkách „cykly za sekundu“ (hertz), ale musí být vyjádřena jednotkou „cykly za interval“.

Transformace signálů tachogramu do rovnoměrně vzorkovaných signálů v časové oblasti je zásadní nejen pro získání spektrálního popisu v hertzech, ale i pro pokročilejší analýzy variability, kdy srdeční frekvence je křížově korelovaná s jinými fyziologickými signály v časové oblasti, jako je krevní tlak a dýchání. [10]

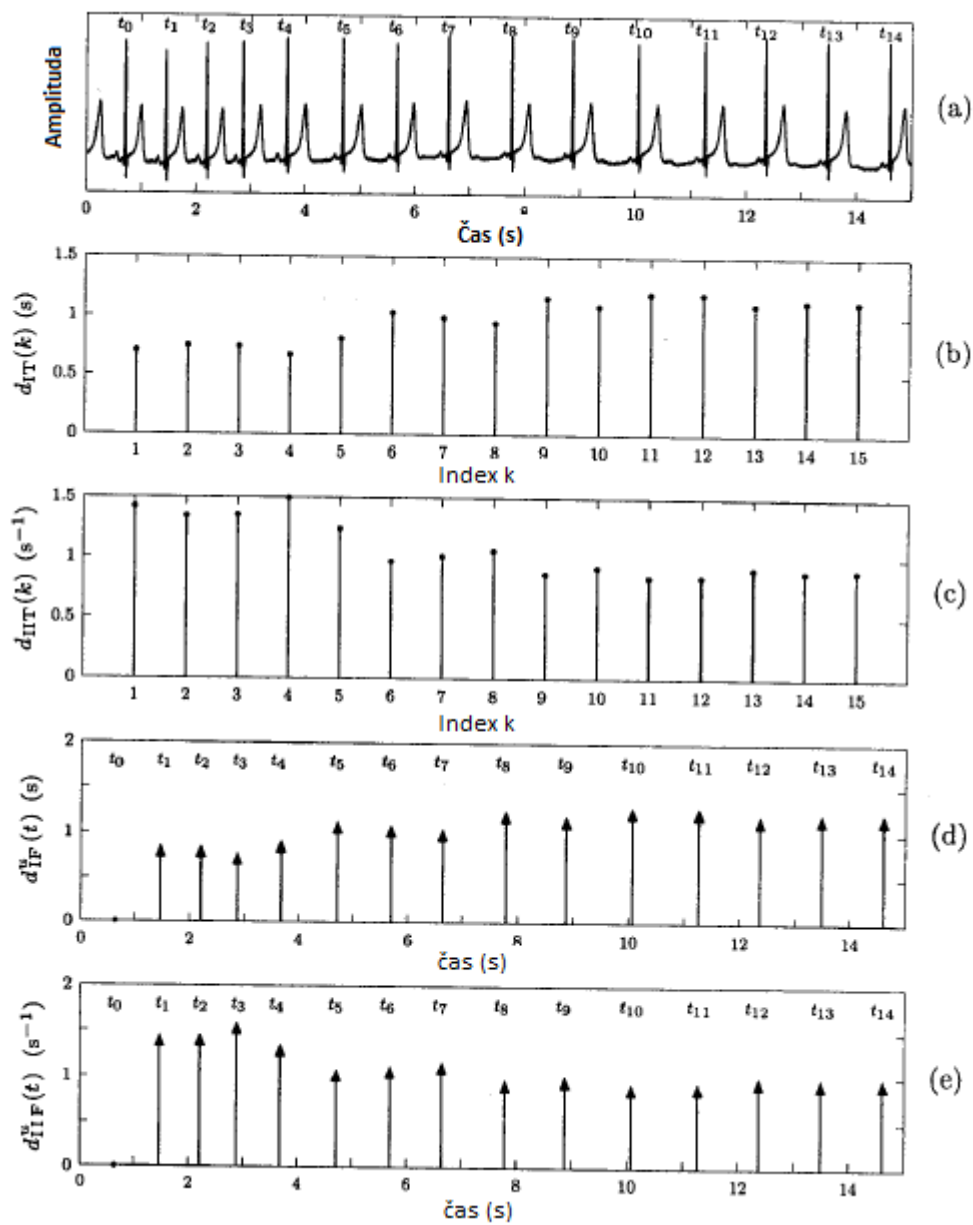
Na rozdíl od výše uvedených reprezentací tachogramu je intervalová funkce  $d_{IF}(t)$  definována v kontinuálním časovém základě tak, že komplex QRS, vyskytující se v čase  $t_k$  je reprezentován jednotkovou impulsní funkcí  $\delta(t-t_k)$  s upravenou amplitudou v délce předchozího intervalu RR viz. (5.3), kde index „u“ označuje, že jsou události nerovnoměrně vzorkovány v čase. Počítá se podle vzorce

$$d_{IF}^u = \sum_{k=1}^M (t_k - t_{k-1}) \delta(t - t_k) = \sum_{k=1}^M d_{IT}(t) \delta(t - t_k). \quad (5.3)$$

Podobně jako v  $d_{IIT}(k)$  v (5.2) je inverzní intervalová funkce  $d_{IIF}(t)$  nepřímo úměrná délce intervalu RR a odráží okamžitou tepovou frekvenci a počítá se jako

$$d_{IIF}^u = \sum_{k=1}^M \frac{1}{(t_k - t_{k-1}) \delta(t - t_k)} = \sum_{k=1}^M d_{IIT}(t) \delta(t - t_k). \quad (5.4)$$

Reprezentace srdečního rytmu založená na tachogramu nebo intervalové funkci je znázorněna na obrázku (5.2). [10]



**Obř. 5.2** EKG signál vřkytů vlny R (a). Srdeční rytmus je reprezentován intervalovým tachogramem  $d_{IT}(k)$  (b), inverzním intervalovým tachogramem  $d_{IIT}(k)$  (c), intervalovou funkcí  $d_{IF}^u$  (d) a inverzní intervalovou funkcí  $d_{IIF}^u$  (e). Funkce zobrazené v (d) a (e) jsou nerovnoměrně vzorkovány. [10]

## 5.2 Filtrované série událostí

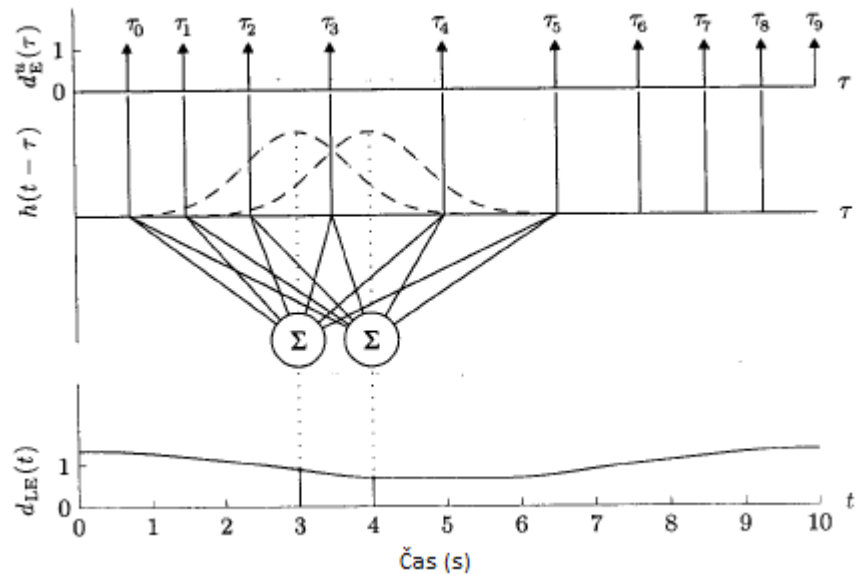
Reprezentace srdečního rytmu intervalovou funkcí je nadbytečná, protože informace o výskytu časů  $t_k$  a amplituda ( $t_k - t_{k-1}$ ) jsou úzce spjaty dohromady. Tato skutečnost se využívá v metodě reprezentace série událostí srdečního rytmu definovanou jako

$$d_E^u(t) = \sum_{k=0}^M \delta(t - t_k). \quad (5.8)$$

Tento výraz je identický jako v (6.1) zavedený v souvislosti s IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) modelem blíže popsáném v kapitole 6, ale má jiný výklad, protože  $t_k$  se v (5.8) určuje z tepů, zatímco  $t_k$  v (6.1) je produkováno IPFM modelem. Velmi nízké frekvenční složky  $d_E^u(t)$  obsahují údaje, kterými lze zcela charakterizovat VFS, zatímco vysoké frekvenční složky mohou být vyřazeny z další analýzy. [10] Proto se využívá filtrace dolní propustí pro filtrování neužitečných složek  $d_E^u(t)$  pomocí lineárního časově invariantního filtru  $h(t)$ , jehož mezní (cut-off) frekvence je zvolena pod průměrnou srdeční frekvencí. Výstupní signál  $d_{LE}(t)$  z  $h(t)$  se získá z následující konvoluce

$$d_{LE}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t - \tau) d_E^u(\tau) d\tau = \sum_{k=0}^M h(t - t_k). \quad (5.9)$$

Proto se  $d_{LE}$  počítá pro každou hodnotu  $t$  pouhým sečtením hodnot impulsní odezvy  $h(t)$  na  $(M+1)$  různá místa v čase  $(t-t_k)$  viz. obr. 5.3. [10]



**Obr. 5.3** Transformace  $d_E^u(t)$  události řady do dolní propusti filtrované  $d_{LE}(t)$  použitím filtru s impulsní odezvou  $h(t)$ . Výpočetní postup je zde ukázán pro  $t=3$  a  $4$ . [10]

Ideální impulsní odezva  $h(t)$  je definována jako

$$h(t) = \frac{\sin(2\pi F_c t)}{\pi t}. \quad (5.10)$$

Kde  $-\infty < t < \infty$  a mezní (cut-off) frekvence je označena jako  $F_c$ , která se obvykle volí v intervalu  $0,4 - 0,5$  Hz pro dosažení souladu se srdeční frekvencí

Jestliže na sérii událostí použijeme IPFM model a sinusovou modulační funkci  $m(t)$  (6.6) s frekvencí  $F_1$  musí být frekvence  $F_1 < F_c$ . [10]

Při dodržování filtrace série událostí dolní propustí se získá odhad modulační funkce  $m(t)$  jako

$$m(t) = d_{LE}(t). \quad (5.11)$$

Protože  $d_{LE}$  se v praxi počítá digitální technikou můžeme stručně shrnout její verzi v diskretním čase, která je založena na časech výskytů  $\Theta_k$  odhadovaných z EKG signálu  $x(n)$  se vzorkovací frekvencí  $F_x$ . Vzorkování  $d_{LE}$  pomocí frekvence  $F_d$  je samozřejmě mnohem nižší než u  $x(n)$  bez větší újmy na obecnosti. Za předpokladu, že impulsní odezva  $h(n)$  dolní propusti v diskretním čase je vzorkována podle  $F_x$ ,  $d_{LE}(t)$  se získá ze vztahu

$$d_{LE}(n) = \sum_{k=0}^M h(nL - \theta_k). \quad (5.12)$$

V této metodě je signál převzorkován výběrem vzorkovací frekvence minimálně dvakrát vyšší než maximální kmitočet signálu (zabránění aliasingu). Velmi dobrého účinku je dosahováno také použitím filtrace pomocí oken.[10]

### 5.3 Reprezentace srdečního časování

Signál srdečního časování je na rozdíl od předchozích metod založen na IPFM modelu a je zaměřen výhradně na odhadu modulační funkce  $m(t)$ . Signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$  je nerovnoměrně vzorkovaný signál definovaný jako odchylka události času  $t_k$  z očekávaného výskytu času vztahujícího se ke střední délce intervalu RR  $kT_I$ , který je vyjádřen jako

$$d_{HT}^u(t) = \sum_{k=0}^M (kT_I - t_k) \delta(t - t_k) = \sum_{k=0}^M d_{HT}(t) \delta(t - t_k). \quad (5.13)$$

Z rovnice

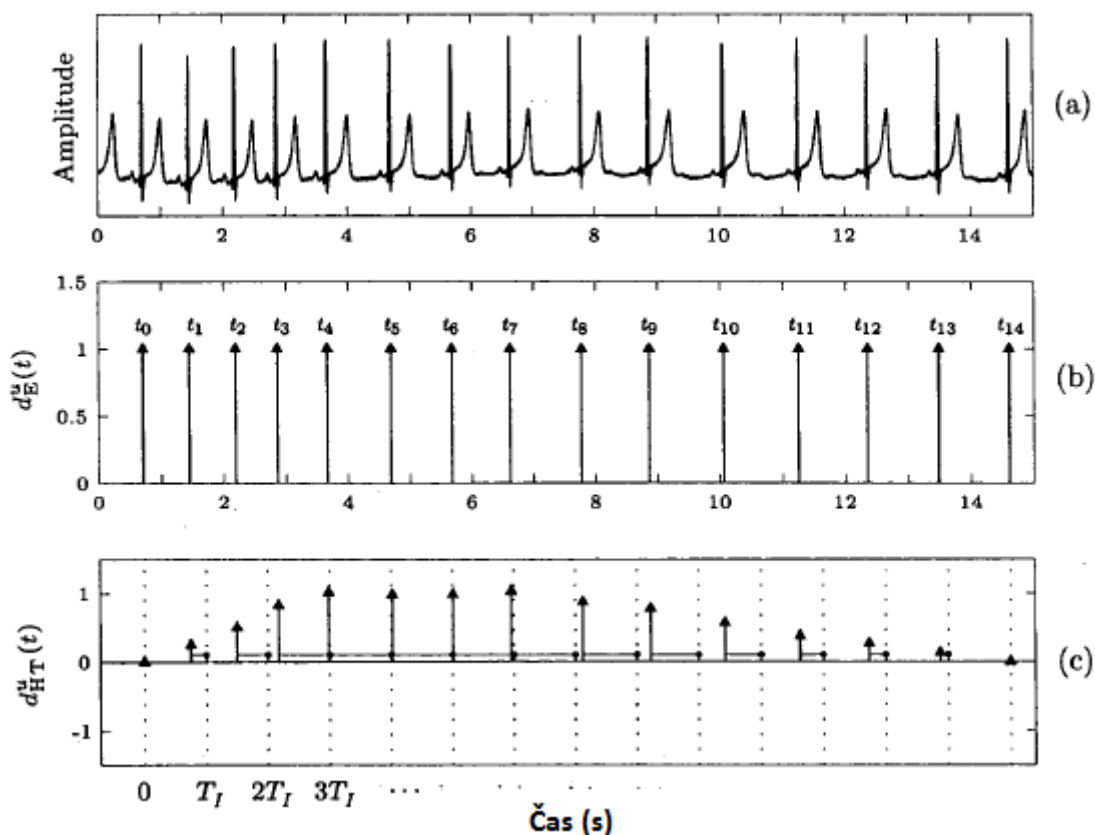
$$\int_0^{t_k} m(\tau) d\tau = (kT_I - t_k) = d_{HT}(t_k) \quad (5.14)$$

je vidět, že  $d_{HT}^u(t_k)$  a  $m(t)$  jsou lineárně příbuzní každé integraci  $m(t)$  do  $t_k$ . [10]

Parametr  $T_I$  lze získat vydělením výskytu času poslední události ( $t_M$ ) s celkovým počtem událostí, kde předpokládáme, že  $t_0=0$ . Vypočte se podle vzorce

$$T_I = \frac{t_M - t_0}{M} = \frac{t_M}{M}. \quad (5.15)$$

$d_{HT}(t)$  tedy závisí na tom, kde je interval  $[t_0, t_M]$  umístěn v záznamu EKG. Je třeba poznamenat, že hodnoty konečných výsledků jsou takové, že  $d_{HT}(t_0) = d_{HT}(t_M) = 0$  (obr. 5.4). [10]



**Obr. 5.4** (a) signál EKG a (b) související událost sérií  $d_E^u(t)$ , která zobrazuje výskyt kmitu R v časech  $t_k$ . (c) Signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$  je definován jako odchylka události času  $t_k$  z očekávané doby výskytu  $kT_I$  (tečkované svislé čáry). Odchylky (čáry se šipkami) od očekávaného výskytu (tečkované čáry) jsou také značeny horizontální „hrzadou“. Časová základna  $d_{HT}^u(t)$  je posunuta tak, že  $t = t_0 = 0$ . [10]

Důvody použití signálu srdečního časování jsou zřejmé, když je Fourierova transformace jeho zobecnění ve spojitém čase  $d_{HT}(t)$  určena. K tomu využijeme všeobecný vztah pro IPFM model a z něho vyjádříme signál srdečního časování jako

$$d_{HT}(t) = \int_0^t m(\tau) d\tau = \int_{-\infty}^t m(\tau) d\tau. \quad (5.16)$$

Zde byl interval integrálu rozšířen na  $-\infty$  vzhledem k předpokladu, že  $m(t)$  je kauzální (příčinná) funkce, tj. rovná nule pro  $t < 0$ . Fourierova transformace (5.16) je dána (5.17), kde

$$D_{HT}(\Omega) = \int_{-\infty}^{\infty} d_{HT}(t) e^{-j\Omega t} dt \quad (5.17)$$

$$= \frac{M(\Omega)}{j\Omega} + \pi M(0) \delta(\Omega) = \frac{M(\Omega)}{j\Omega}.$$

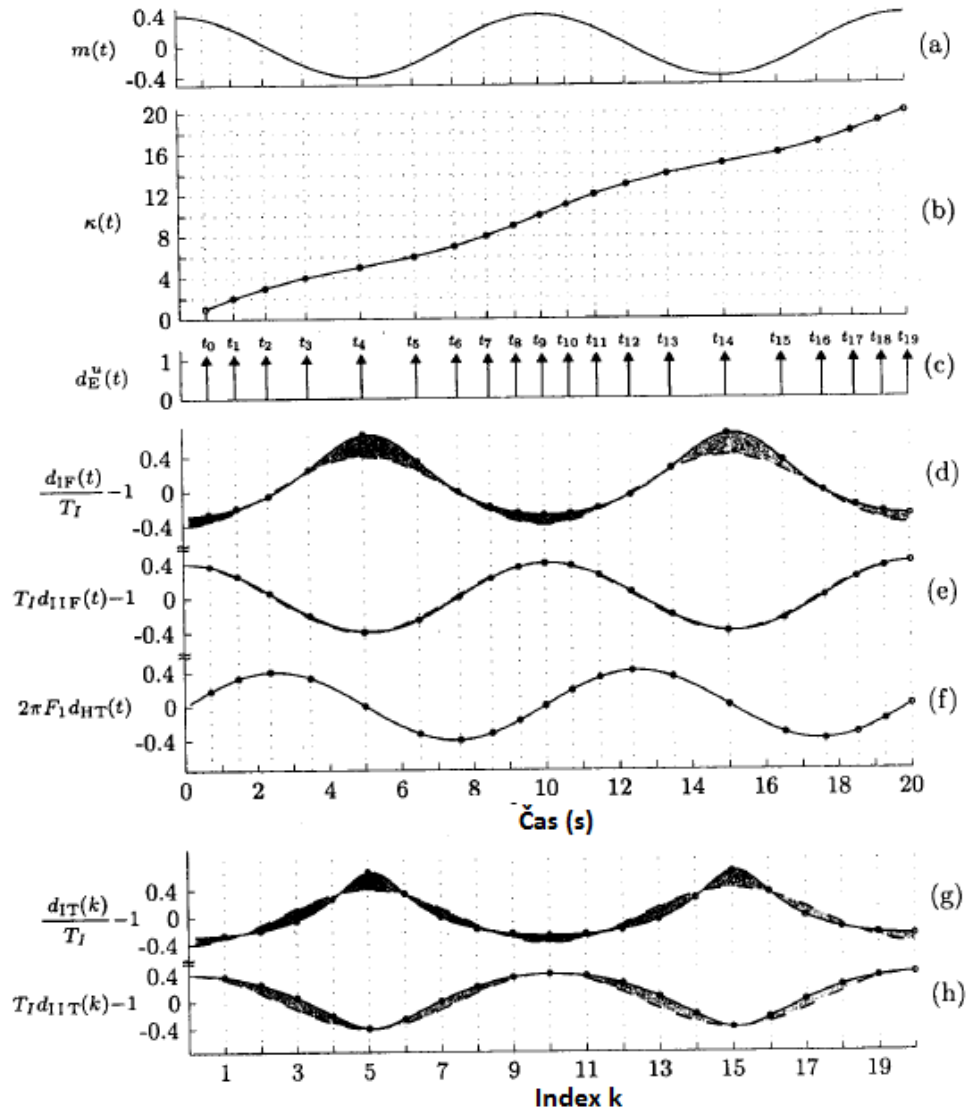
$D_{HT}(\Omega)$  a  $M(\Omega)$  značí Fourierovu transformaci na  $d_{HT}(t)$  a  $m(t)$ ,  $\Omega = 2\pi F$ . Vztah  $\pi M(0)$  je rovný 0, protože se předpokládá, že  $m(t)$  má stejnosměrnou složku rovnou nule. [10]

Důsledkem toho lze odhad výkonového spektra  $S_M(\Omega)$  modulační funkce  $m(t)$  získat vynásobením  $D_{HT}(\Omega)$ , vypočteného z času události  $t_0 \dots t_m$  v pozorovaném intervalu s  $j\Omega$ ,

$$S_M(\Omega) = \frac{1}{(M+1)T_I} |M(\Omega)|^2 = \frac{1}{(M+1)T_I} |\Omega D_{HT}(\Omega)|^2. \quad (5.18)$$

Multiplikativní faktor  $1/((M+1)T_I)$  je zahrnut, aby reprezentoval celkový časový interval událostí. Jakmile se vypočte spektrum  $d_{HT}(t)$ , je poté snadné odhadnout spektrum  $m(t)$ . U modulační funkce  $m(t)$  se předpokládá, že hodnota pásmového omezení její maximální frekvence je nižší, než polovina průměrné tepové frekvence  $1/(2T_I)$ . Následkem toho  $d_{HT}(t)$  bude rovněž pásmové omezení jako integrál  $m(t)$  a proto může být použito časových okamžiků  $t_k$ .

Shoda mezi  $m(t)$  a různými reprezentacemi srdečního rytmu, kromě  $d_{LE}(t)$ , je zobrazena na obrázku 5.5 za předpokladu že  $m(t)$  je sinusová funkce. V obrázku 5.5, (a) – (c) zobrazují signály v různých fázích modelu IPFM a to vstupní signál  $m(t)$ , výstupní signál integrátoru  $\kappa(t)$  a výslednou sérii událostí  $d_E^u(t)$ . Pro interpretaci  $d_{IT}(k)$  a  $d_{IF}(t)$  jako odhad  $m(t)$  jsou tyto signály škálovány průměrnou srdeční frekvencí  $1/T_I$  a je odečten průměr, který je po změně měřítka roven jedné (d) a (g). Podobně  $d_{IT}(k)$  a  $d_{IF}(t)$  jsou škálovány  $T_I$  a je odečten jejich průměr (e) a (h). [10]



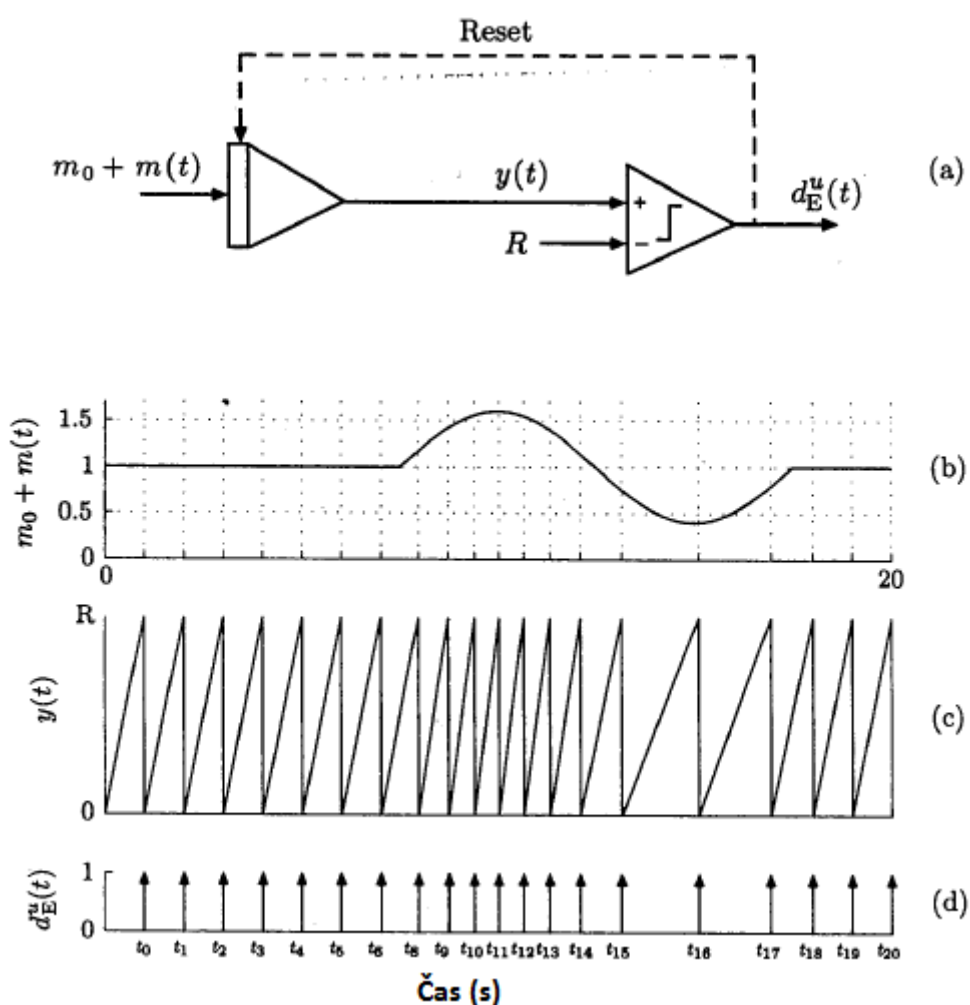
**Obr. 5.5** Různé reprezentace srdečního rytmu ze série událostí generované IPFM modelem za předpokladu, že  $m(t)=0,4\cos(2\pi F_1 t)$ ,  $F_1=0,1$  Hz a  $T_I=1$ s. (a) Modulační funkce, (b) indexní funkce, (c) výsledná série událostí, (d) intervalová funkce, (e) inverzní intervalová funkce, (f) signál srdečního časování, (g) intervalový tachogram a (h) inverzní intervalový tachogram. Hodnoty mezi časy událostí byly získány interpolací. Pro srovnání  $m(t)$  (přerušovaná čára) překrývá v (e) a (h); inverzní  $m(t)$  (přerušovaná čára) překrývá v (d) a (g), protože  $d_{IF}(t)$  a  $d_{IT}(k)$  jsou odhady  $1/m(t)$ . V (f) je  $m(t)$  posunuto o  $\pi/2$ , aby vypovídalo o faktoru  $j$ , který se týká  $d_{HT}(t)$  na  $m(t)$  (8.16). [10]

Obrázek 5.5 (f) ukazuje, že  $d_{HT}(t)$  je upřednostňovanou reprezentací k získání  $m(t)$ . Dalším poznatkem je to, že reprezentace nepřímo úměrné délce intervalu ( $d_{IT}$  a  $d_{IF}$ ) jsou lepší v odhadu  $m(t)$  než úměrné délce intervalu.

Ačkoli  $d_{HT}(t)$  vykazuje lepší výkon v rámci IPFM modelování než ostatní reprezentace, studie založené na modelech plně neodpovídají VFS pozorované u lidí. [10]

## 6. Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) model

IPFM model se využívá ke generování série událostí, jako je například série tepů srdce a předpokládá existenci spojitého vstupního signálu s určitou fyziologickou interpretací. Obrázek 6.1 představuje blokové schéma IPFM modelu a ilustruje signály, jak se mohou v různých krocích modelu chovat.



**Obr. 6.1** (a) IPFM model, (b) vstupní funkce  $m_0+m(t)$ , která upravuje změnu v délce intervalu, (c) výstup  $y(t)$  integrátoru při prahu  $R$  a (d) výsledná série událostí  $d_E^u(t)$  v době výskytu  $t_0, t_1 \dots t_M$ . [10]

V tomto modelu je vstup integrován, dokud se nedosahuje prahu  $R$ , při kterém je generována událost v čase  $t_k$ . Integrátor je resetován na nulu a postup se znovu opakuje. Práh  $R$  definuje střední délku intervalu po sobě následujícími událostmi. Vstupní signál je

kladnou hodnotou a je součtem dvou veličin, a sice stejnosměrné úrovně  $m_0$  a modulační funkce  $m(t)$ , jejíž stejnosměrná složka je rovna nule a jejíž amplituda je ohraničena tak, že  $|m(t)| \ll m_0$ . Tím je zajištěno, že vstupní signál zůstává vždy kladný. Za předpokladu, že IPFM model je platný je naším cílem navrhnout metodu, která může získat informace o  $m(t)$  od pozorovaných sérií událostí časů  $t_k$ , reprezentované signálem

$$d_E^u(t) = \sum_{k=0}^M \delta(t - t_k), \quad (6.1)$$

kde  $\delta(t)$  je jednotková impulsní funkce.

Za fyziologických podmínek může být výstupní signál integrátoru považován za nabíjení membránového potenciálu sinoatriálních pacemakerových buněk (obr. 6.1). Membránový potenciál se zvyšuje, dokud nedojde k určitému překročení prahové hodnoty, následně dojde k vypnutí akčního potenciálu, který v kombinaci s účinkem mnoha jiných akčních potenciálů zahájí nový srdeční tep. Vstup do integrátoru se skládá z  $m_0$ , který definuje střední tepovou frekvenci a modulační signál  $m(t)$ , který popisuje změny v srdeční frekvenci jako modulovanou autonomní aktivitu sinoatriálního uzlu. Obecně platí, že spektrum  $m(t)$  je omezeno tak, že spektrální složky nad 0,4-0,5 Hz lze za klidových podmínek zanedbat. Předpoklad  $|m(t)| \ll m_0$  je zahrnut, aby se zajistilo, že VFS je malé ve srovnání s průměrnou tepovou frekvencí. [10]

V matematických termínech je série událostí definována rovnicí

$$\int_{t_{k-1}}^{t_k} (m_0 + m(\tau)) d\tau = R, \quad k=1, \dots, M, \quad (6.2)$$

kteřá je ústředním bodem modelu IPFM.

Modulační funkce  $m(t)$  určuje rozdíly v intervalu délky mezi dvěma po sobě jdoucími událostmi, které nastaly na  $t_{k-1}$  a  $t_k$ . Bez jakékoli modulace, tj.  $m(t)=0$ , výsledná série událostí je dokonale pravidelná a má konstantní délku intervalu rovnou  $R/m_0$  a odpovídající nemodulovanou průměrnou frekvenci opakování  $F_1 = 1/T_1$ , která je dána  $F_1 = m_0/R$ .

Konstanta  $m_0$  je obvykle nastavena na hodnotu 1 z čehož vyplývá, že nepřímo související práh  $R$  určuje průměrnou opakující se frekvenci  $F_1$  v hertzech, také  $R$  je shodné s průměrnou délkou intervalu  $RR T_1$

$$R = \frac{1}{F_1} = T_1. \quad (6.3)$$

Proto se „srdeční frekvence“ IPFM modelu rovná 60 akcí za minutu (1 Hz) při zvoleném  $T_1$  na 1 sekundu [10]

Za předpokladu, že počáteční událost je na  $t_0=0$ , lze integrál v (6.2) alternativně vyjádřit jako

$$\int_0^{t_k} (1 + m(\tau)) d\tau = kT_I, \quad k = 0, \dots, M, \quad (6.4)$$

kde  $k$  je celé číslo, které indexuje  $k$ -tou událost. Navíc IPFM model definovaný pouze pro tyto časové okamžiky  $t_k$ , když je překročena prahová hodnota  $T_I$ , lze zobecnit na funkci kontinuálního času zavedením následující definice

$$\int_0^t (1 + m(\tau)) d\tau = \kappa(t)T_I. \quad (6.5)$$

Zde je integrace do určité doby  $t$  úměrná kontinuálním hodnotám indexační funkce  $\kappa(t)$ , jejíž hodnota  $t_k$  je totožná s celočíselnou hodnotou události indexu  $k$ , tj.  $\kappa(t_k) = k$ . Zobecnění IPFM modelu v (6.5), umožňuje vytvoření reprezentace srdečního rytmu známou jako signál srdečního časování. [10]

Chování modulační funkce  $m(t)$  vyjadřuje základní informace o VFS. Pro hodnocení výkonnosti různých metod vyvinutých pro reprezentaci srdečního rytmu, lze obecně předpokládat, že  $m(t)$  je definováno jako součet sinusoid  $P$  s amplitudami  $m_p$  a frekvencemi  $F_p$

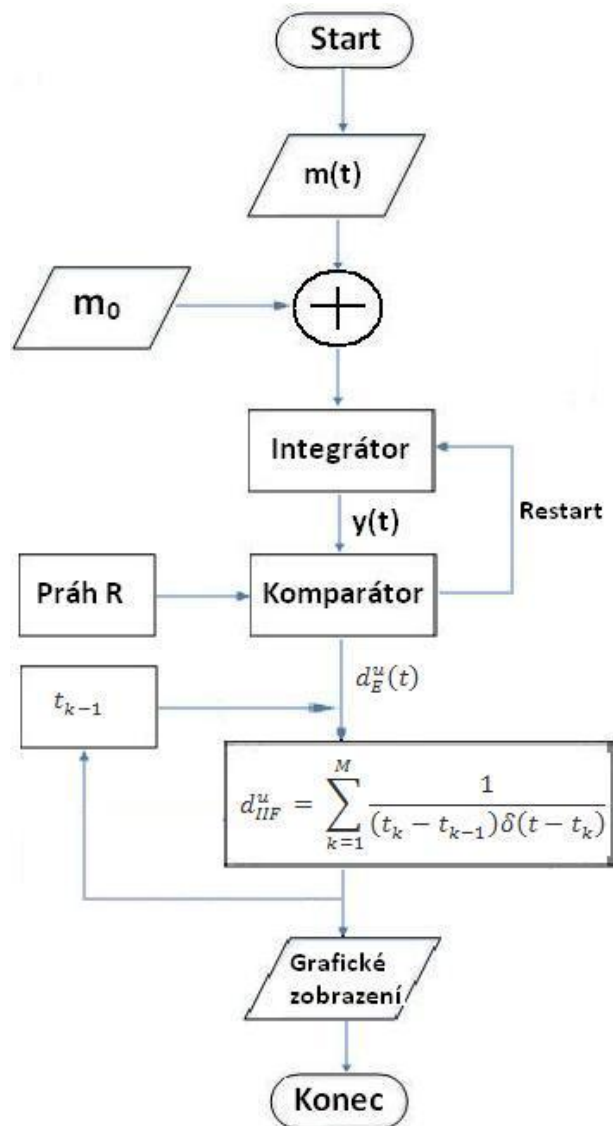
$$m(t) = \sum_{p=1}^P m_p \sin(2\pi F_p t). \quad (6.6)$$

Vícenásobný sinusoidní model může představovat VFS způsobené dýcháním, změnou krevního tlaku a dalšími fyziologickými faktory. U amplitud  $m_1, \dots, m_p$  v (6.6) se běžně předpokládá, že mají hodnotu mnohem menší než 1. Přirozeně může být modulační funkce  $m(t)$  vyjádřena pomocí dalších struktur než v (6.6).

IPFM model je důležitým nástrojem pro simulační studie a na lepší pochopení mechanismu VFS. Nicméně se neposkytuje přesný popis sinoatriální činnosti. [10]

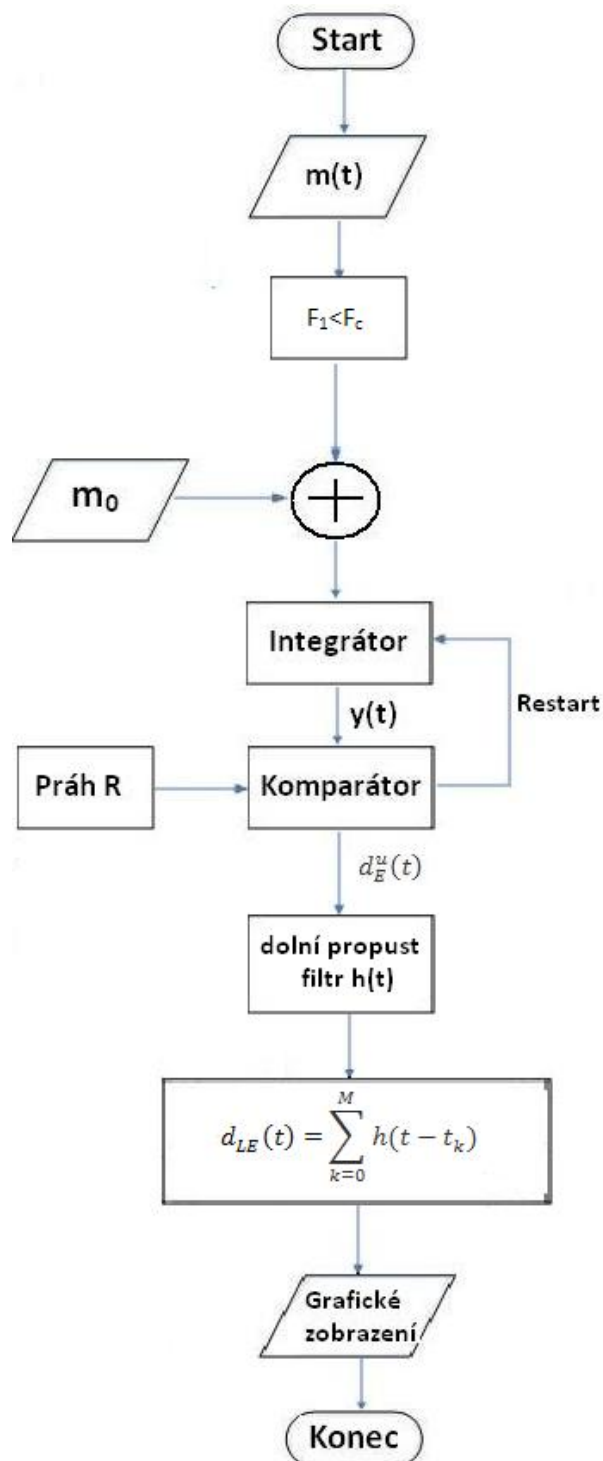
# 7. Algoritmy

## 7.1 Vyjádření VFS intervalovou funkcí



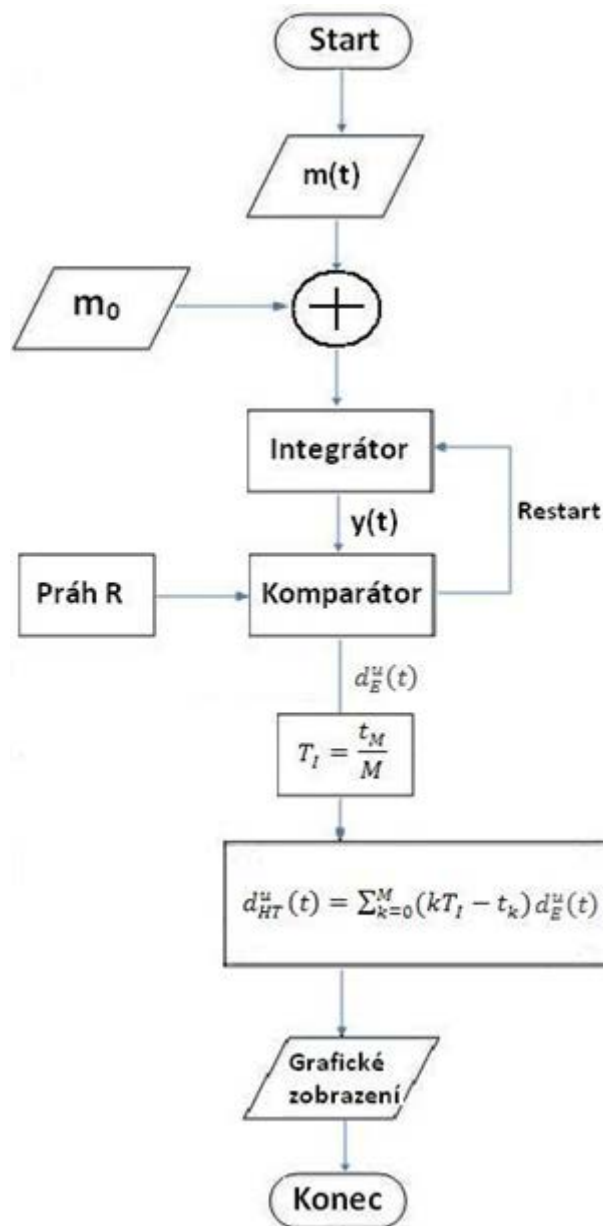
**Obr. 7.1** Algoritmus vyjádření VFS intervalovou funkcí. Na začátku algoritmu dojde k součtu stejnosměrné úrovně  $m_0$  a modulační funkce  $m(t)$ . Tento součet je v integrátoru integrován do dosažení prahu  $R$ . Po dosažení prahu, je jednotkový impuls v daném čase ( $d_E^u(t_k)$ ) odeslán, dochází k resetování integrátoru a proces se opakuje.  $d_E^u(t)$  je následně přepočítána na inverzní intervalovou funkci  $d_{IIF}^u$ , která je graficky zobrazena. Blok  $t_{k-1}$  udává amplitudu předchozího RR intervalu.

## 7.2 Vyjádření VFS filtrovanými sériemi událostí



**Obr. 7.2** Algoritmus vyjádření VFS filtrovanými sériemi událostí. Postup IPFM modelu je shodný s obr. 7.1 s rozdílem, že v této metodě nastavujeme frekvenci modulační funkce  $F_1$  nižší než mezní frekvenci filtru  $F_c$ . Na  $d_E^u(t)$  je následně použit filtr s impulsní charakteristikou  $h(t) = (\sin(2\pi F_c t)) / (\pi t)$ , pomocí kterého přepočítáme  $d_E^u(t)$  na výstupní signál  $d_{LE}(t)$ , který zobrazíme.

### 7.3 Vyjádření VFS reprezentací srdečního časování



**Obr. 7.3** Algoritmus vyjádření VFS reprezentací srdečního časování. Postup IPFM modelu je shodný s obr. 7.1.  $d_E^u(t)$  je následně přepočítána na signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$ , který je graficky zobrazen. Blok  $T_l = t_M / M$  udává výskyt posledního času  $t_m$  vydělený počtem událostí.

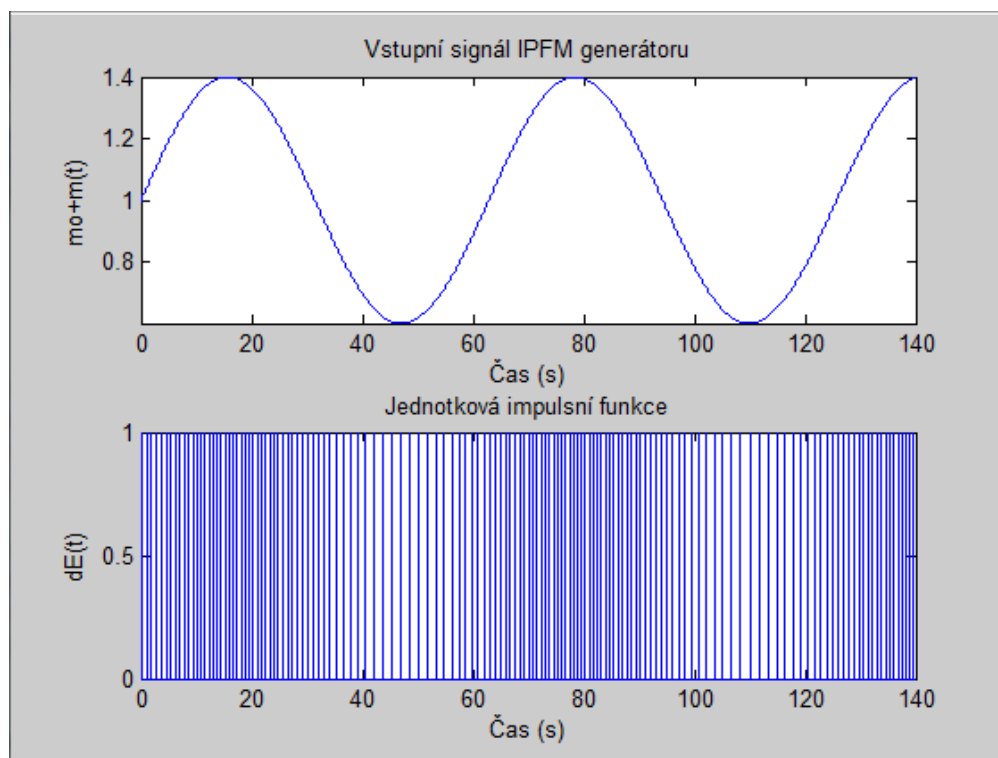
# 8. Porovnání efektivity znázornění VFS pomocí jednotlivých metod

## 8.1 IPFM model

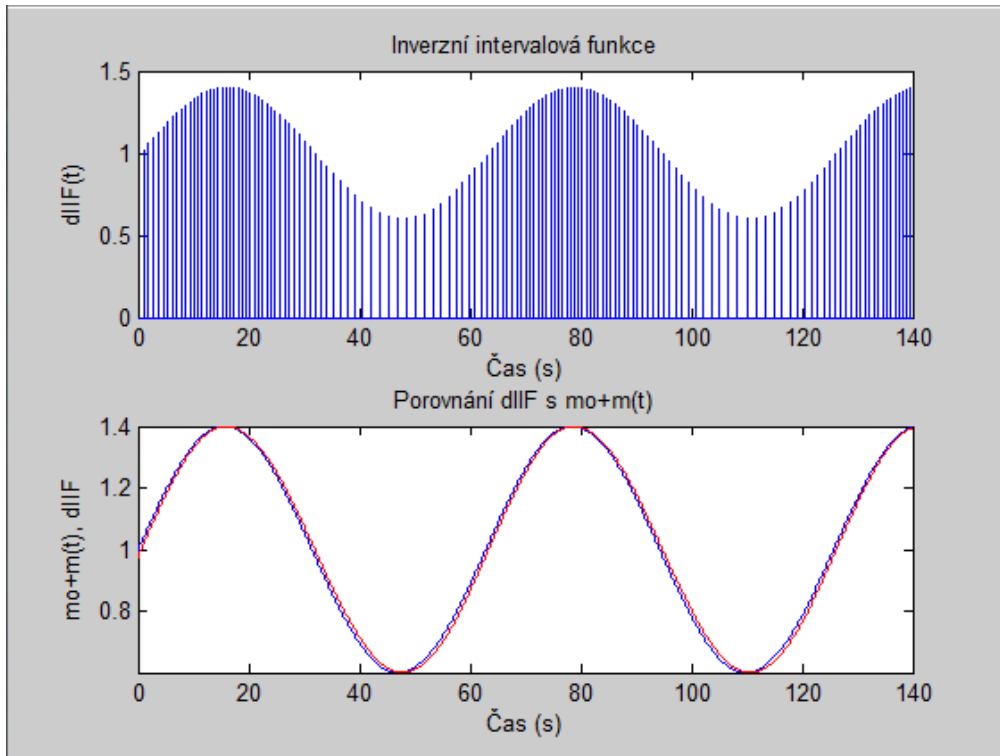
IPFM model generující Diracovy impulsy  $d_E^u(t)$  je realizován v programu Simulink jehož schéma je uvedeno v příloze 1. Principem IPFM modelu je součet stejnosměrné úrovně  $m_0$  s modulační funkcí  $m(t)$ . Tento vstupní signál se v integrátoru integruje do nastavené prahové hodnoty odpovídající průměrné frekvenci srdce. Po dosažení prahové hodnoty se vyšle Diracův impuls.

## 8.2 Vyjádření VFS intervalovou funkcí

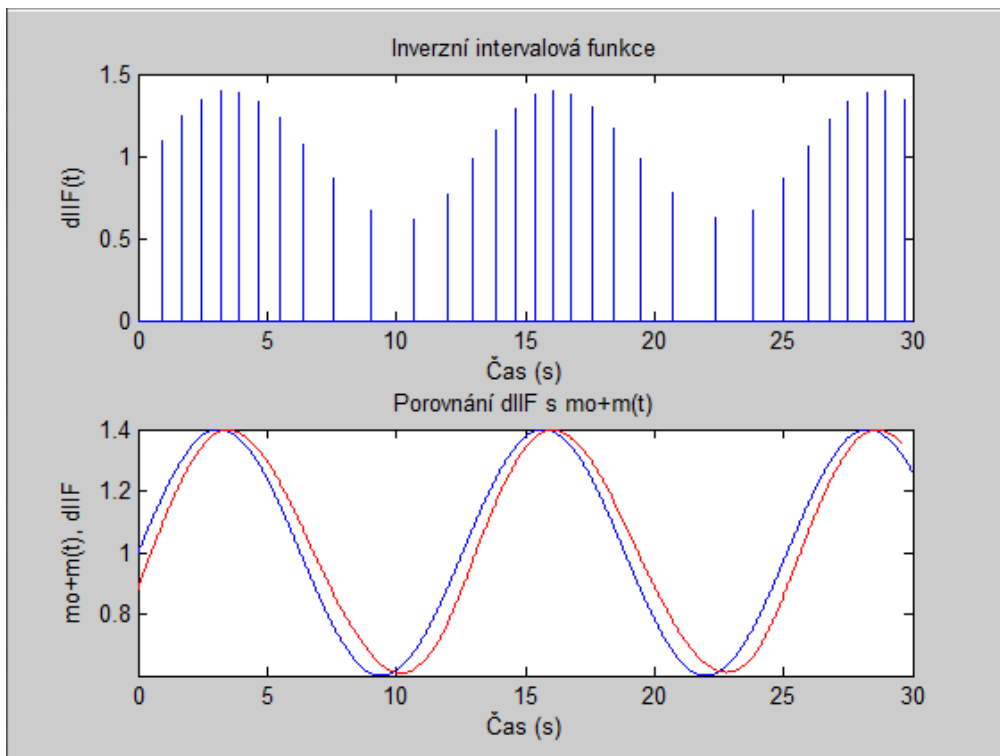
IPFM model generující Diracovy impulsy  $d_E^u(t)$  a inverzní intervalová funkce  $d_{IF}^u$  jsou realizovány v programu Simulink, ke grafickému zobrazení intervalové funkce je využito programu Matlab.



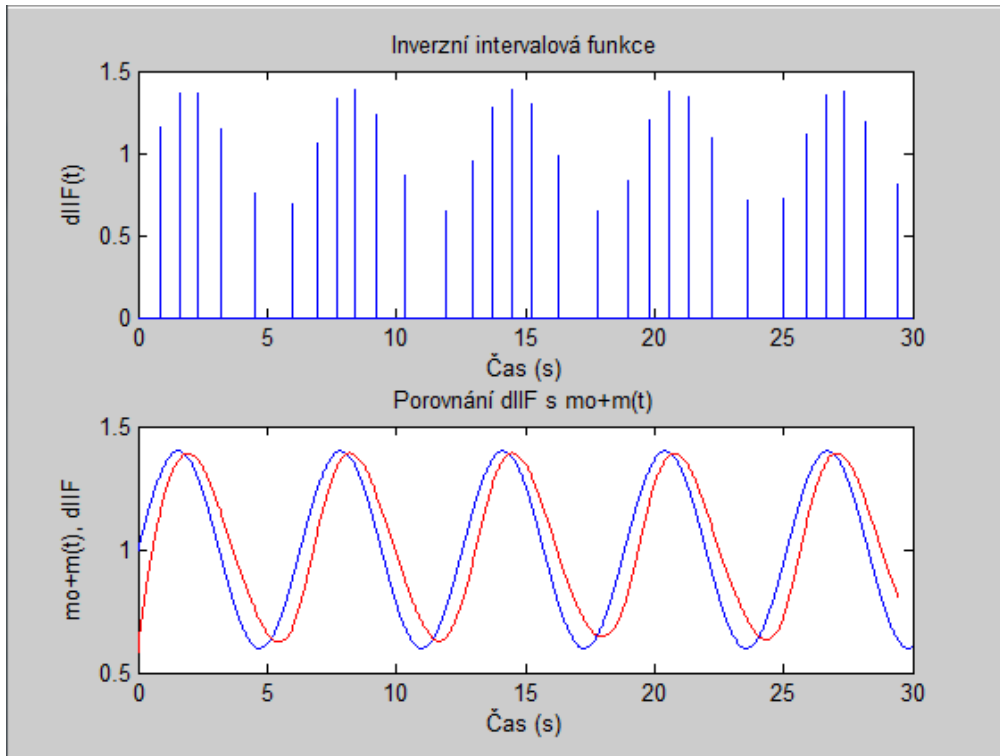
**Obr. 8.1** Vstupní signál IPFM generátoru definovaný jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0,1t)$ . Jednotková impulsní funkce  $d_E^u(t)$  generovaná IPFM generátorem



**Obr. 8.2** Inverzní intervalová funkce  $d_{IIF}^u$  vypočtená ze vstupního signálu IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0,1t)$ . Porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IIF}^u$  (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  (modrá křivka).



**Obr. 8.3** Inverzní intervalová funkce  $d_{IIF}^u$  vypočtená ze vstupního signálu IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0,5t)$ . Porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IIF}^u$  (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  (modrá křivka).



**Obr. 8.4** Inverzní intervalová funkce  $d_{IIF}^u$  vypočtená ze vstupního signálu IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 1t)$ . Porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IIF}^u$  (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  (modrá křivka).

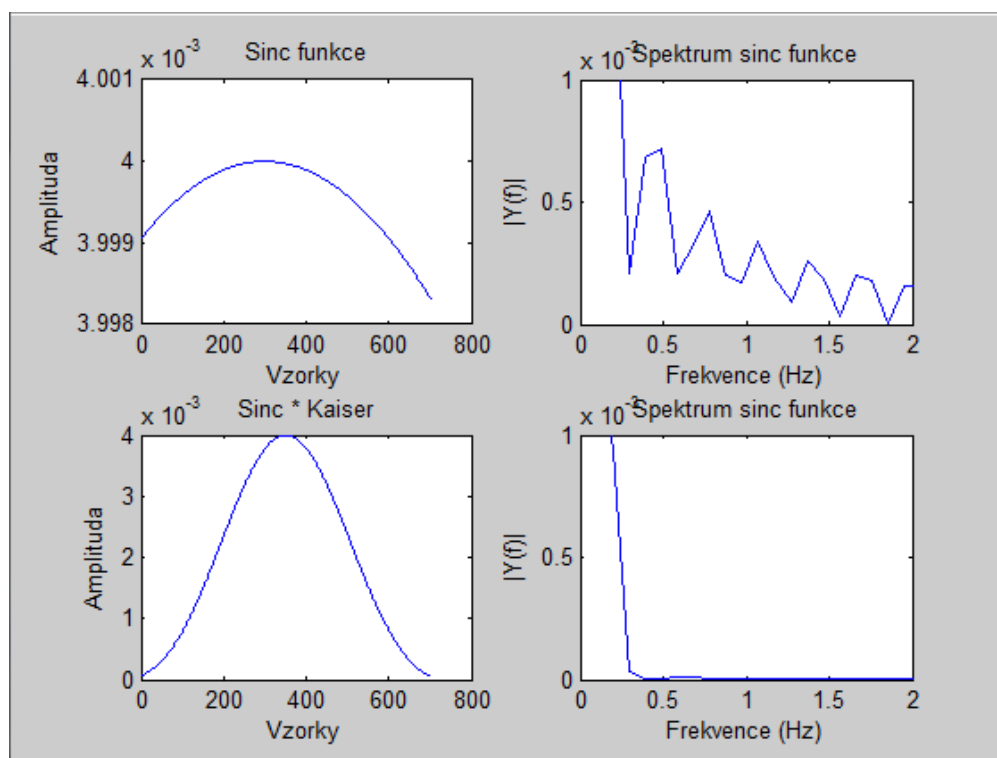
Na obrázku 8.1 je zobrazen signál vstupní funkce IPFM modelu ( $m_0+m(t)$ ) a z ní generovaná jednotková impulsní funkce  $d_E^u(t)$ . Obrázek 8.2 znázorňuje vypočtenou inverzní intervalovou funkci  $d_{IIF}^u$  a následné porovnání se vstupním signálem IPFM modelu  $m_0+m(t)$ .

Principem inverzní intervalové funkce je zobrazení rozdílů časů, mezi dvěma po sobě jdoucími Diracovými impulsy (5.4), kdy hodnota rozdílů časů je umístěna do časového okamžiku druhého impulsu. Intervalová funkce je tedy nerovnoměrně vzorkována. K výslednému zobrazení porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IIF}^u$  se vstupním signálem  $m_0+m(t)$  musela proto být aplikována na  $d_{IIF}^u$  interpolace.

Z obrázků 8.2, 8.3 a 8.4 je patrné, že inverzní intervalová funkce znázorňuje v celku věrohodně modulační funkci  $m(t)$  o frekvenci 0.1 Hz obr. (8.4), naopak u zobrazení modulační funkce  $m(t)$  o vyšších frekvencích obr. (8.3 a 8.4) dochází k fázovému posunu a ke snížení amplitudy inverzní intervalové funkce. Při nízkých frekvencích modulační funkce  $m(t)$  z IPFM modelu vychází více vzorků a následná inverzní intervalová funkce je věrohodnější vstupnímu signálu  $m_0+m(t)$ . Výsledky inverzní intervalové funkce při vyšších frekvencích jsou zatíženy metodickou chybou zapříčiněnou způsobem generování série událostí, která spočívá ve vlastnostech samotného IPFM generátoru.

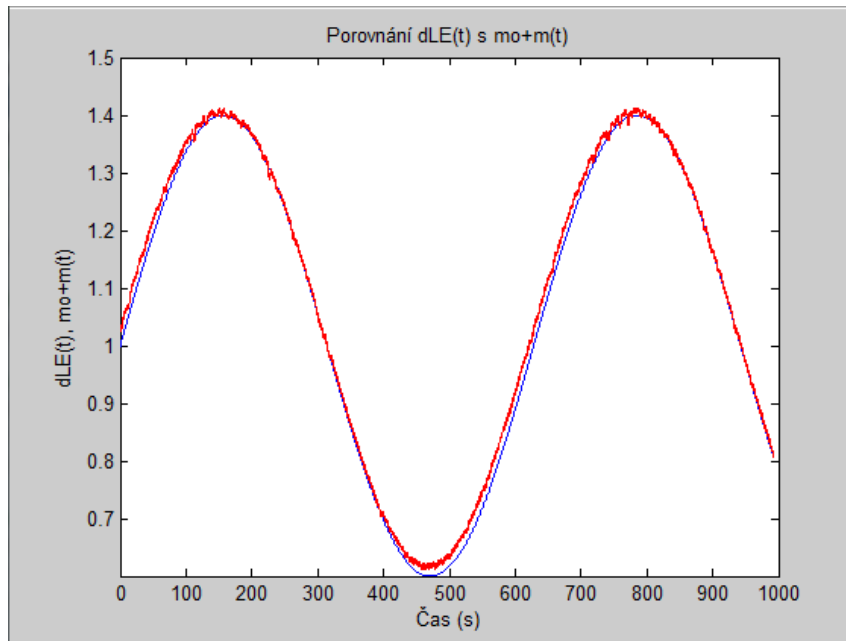
### 8.3 Vyjádření VFS filtrovanými sériemi událostí

Diracovy impulsy  $d_E^u(t)$  generované IPFM modelem jsou z programu Simulink převedeny do programu Matlab, kde jsou filtrovány filtrem dolní propust s impulsní odezvou  $h(t)$ .

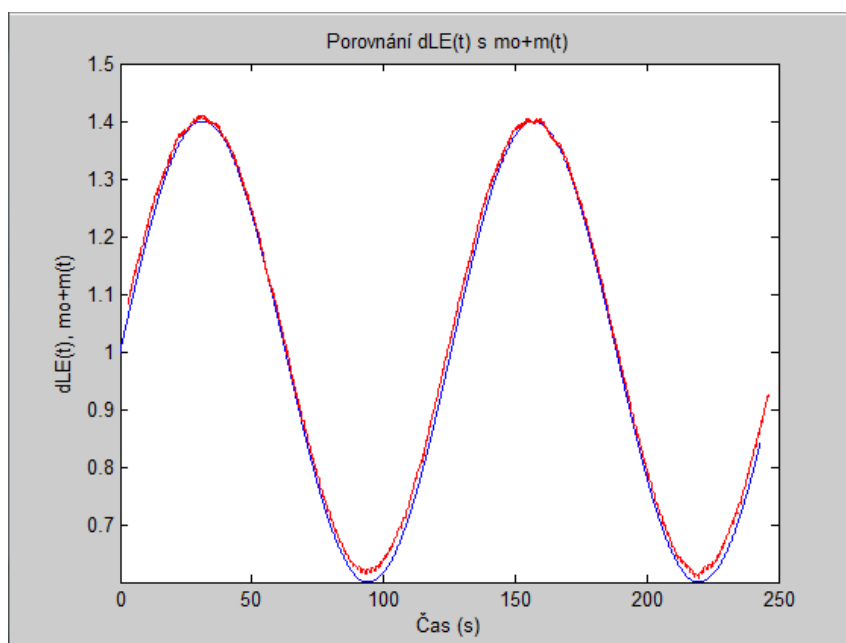


**Obr. 8.5** Filtr dolní propust  $d_{LE}(t)$  s impulsní odezvou  $h(t)$ . Obrázek v levém horním rohu znázorňuje sinc funkci dle rovnice (8.1). Obrázek v pravém horním rohu znázorňuje frekvenční spektrum sinc funkce. Obrázek v levém dolním rohu znázorňuje vynásobení sinc funkce s Kaiserovým oknem  $\beta=6$ . Obrázek v pravém dolním rohu znázorňuje frekvenční spektrum sinc funkce vynásobené Kaiserovým oknem.

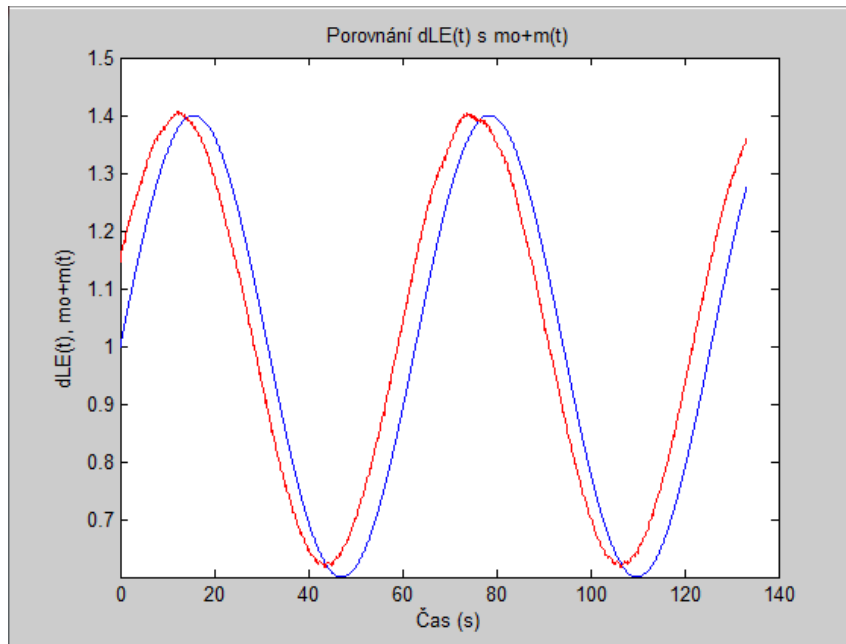
Na obrázku 8.5 je sinc funkce a její frekvenční spektrum. Frekvenční spektrum sinc funkce se upravuje jejím vynásobením s Kaiserovým oknem (obr. 8.5). Obrázky 8.6, 8.7 a 8.8 znázorňují porovnání vypočteného filtrovaného signálu  $d_{LE}(t)$  se vstupním signálem IPFM modelu  $m_0+m(t)$  s nastavenou frekvencí  $F_p$ .



**Obr. 8.6** Porovnání filtrovaného signálu (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0.01t)$ . (modrá křivka)



**Obr. 8.7** Porovnání filtrovaného signálu (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0.05t)$ . (modrá křivka)



**Obr. 8.8** Porovnání filtrovaného signálu (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 1t)$ . (modrá křivka)

Princípem filtrované série událostí  $d_{LE}$  je vynásobení Diracových impulsů impulsní odezvou  $h(t)$  filtru typu dolní propust.

V programu je sinc funkce vytvořena podle rovnice

$$\frac{\sin\left(\frac{F_c \pi t(n)}{F_s}\right)}{\pi t(n)}, \quad (8.1)$$

kde  $F_c$  je mezní frekvence filtru nastavená na 0,4 Hz,  $n$  je index vzorku a  $F_s$  vzorkovací frekvence (100 Hz).

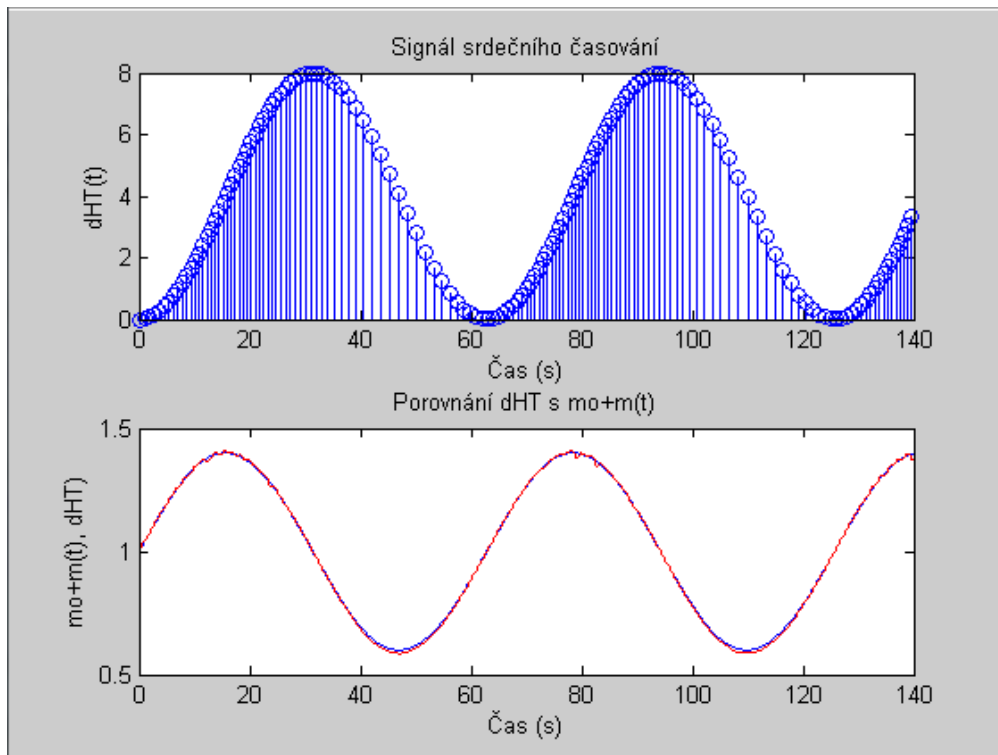
Sinc funkce je následně vynásobena Kaiserovým oknem s nastaveným parametrem  $\beta$ , který určuje útlum postranních „laloků“. Čím vyšší parametr  $\beta$ , tím je hlavní „lalok“ užší a postranní „laloky“ se utlumují, čímž zároveň klesá strmost frekvenčního spektra. Musí se tedy udělat kompromis mezi hodnotou parametru  $\beta$  a vybranou délkou výsledného „sinc\*Kaiser“ okna. Na obrázku 8.5 je znázorněno Kaiserovo okna s použitým parametrem  $\beta=6$ , protože vykazovalo nejlepší výsledky. Impulsní odezva  $h(t)$ , je následně vynásobena se vstupním signálem. Takto získaný signál filtrované série událostí měl velmi nízkou amplitudu, která byla zvýšena a signál byl následně zobrazen. Z jednotlivých obrázků je vidět, že nastavení impulsní funkce  $h(t)$  je dostatečně vhodně zvoleno. Na výsledném porovnání filtrované série impulsů se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  se ale vyskytuje posunem hodnot amplitud v oblastech nízkých frekvencí výsledné filtrované série událostí.

To je nejspíše zapříčiněno malým počtem vzorků v časech nízkých frekvencí vzhledem k malému rozsahu okna. U obrázku 8.8 je signál filtrované série z neznámých důvodů fázově posunutý. Fázové posunutí rostlo s vyššími frekvencemi vstupního signálu.

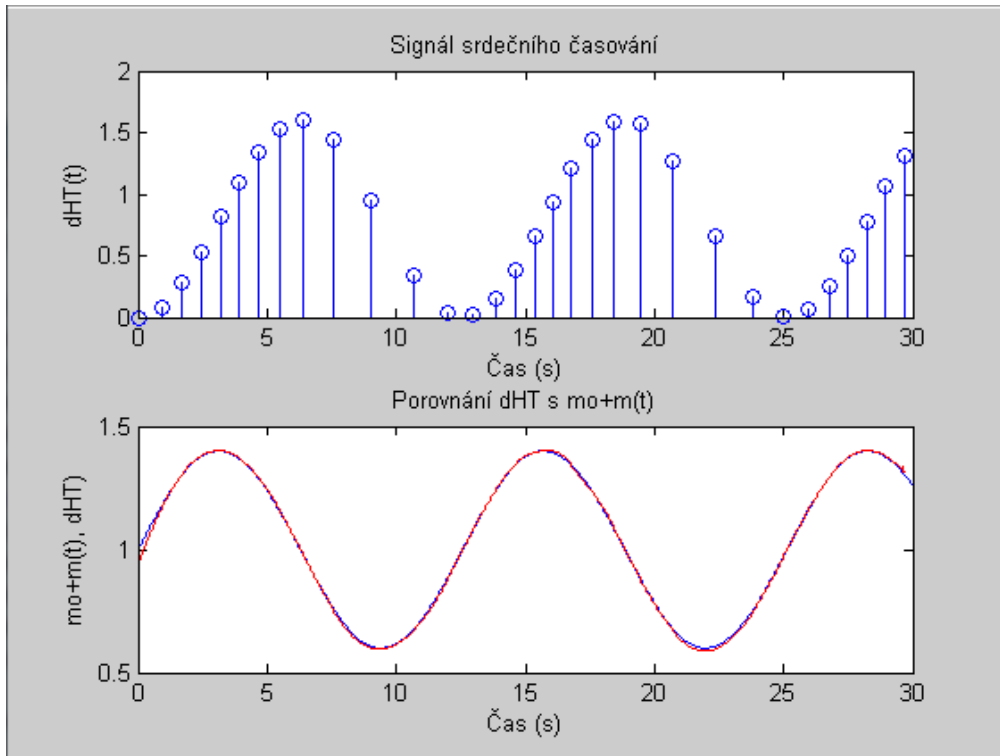
## 8.4 Vyjádření VFS metodou reprezentace srdečního časování

Diracovy impulsy  $d_E^u(t)$  generované IPFM modelem jsou z programu Simulink převedeny do programu Matlab, kde je z nich vypočten a zobrazen signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$ .

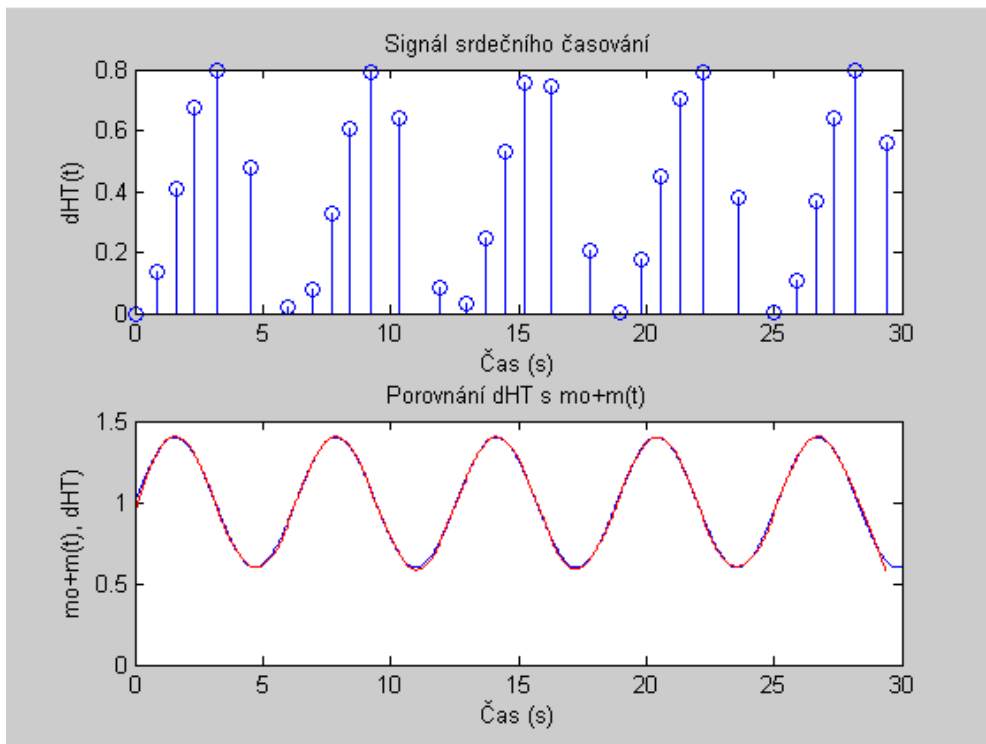
Obrázek (8.9) znázorňuje vypočtený signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$  a následné porovnání se vstupním signálem IPFM modelu  $m_0+m(t)$ .



**Obr. 8.9** Signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$  vypočtený ze vstupního signálu IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0,1t)$ . Porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IF}^u$  (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  (modrá křivka).



**Obr. 8.10** Signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$  vypočtený ze vstupního signálu IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 0,5t)$ . Porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IF}^u$  (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  (modrá křivka).



**Obr. 8.11** Signál srdečního časování  $d_{HT}^u(t)$  vypočtený ze vstupního signálu IPFM generátoru definovaného jako  $1 + 0.4\sin(2\pi 1t)$ . Porovnání inverzní intervalové funkce  $d_{IF}^u$  (červená křivka) se vstupním signálem IPFM generátoru  $m_0+m(t)$  (modrá křivka).

Principem reprezentace srdečního časování je výpočet parametru  $T_1$  (5.15) od kterého následně odečítáme čas výskytu Diracova impulsu v sérii událostí (5.13).

V programu hodnota parametru  $T_1$  vypočtená podle (5.15) vykazovala v dalších výpočtech chyby a nešlo tedy vypočítat signál srdečního časování. Proto je parametru  $T_1$  přiřazena konstantní hodnota 1, která souvisí s nastavenou hodnotou stejnosměrné složky  $m_0=1$  reprezentující průměrnou frekvenci srdce. Signál srdečního časování vypočítaný podle (5.13) ovšem vykazoval chyby a to fázové posunutí o  $\pi/2$  a změněnou amplitudu oproti vstupnímu signálu  $m_0+m(t)$ . K odstranění těchto chyb byla použita po interpolaci signálu první diference jako je uvedena v [14], tedy rozdíl aktuální hodnoty  $y_t$  oproti předešlé hodnotě  $y_{t-1}$ . Takto upravenému signálu se následně musela ještě přiřadit stejnosměrná složka  $m_0=1$  a teprve poté byl porovnán se vstupním signálem.

Na obrázku 8.9 je vidět, že signál srdečního časování dosahuje rozdílné amplitudy a to jak v oblastech nízkých, tak i vysokých frekvencí. Signál srdečního časování znázorňuje modulační funkce s frekvencemi  $F_p$  přibližně stejně, pouze 8.14 u modulační funkce s frekvencí  $F_p = 0.1$  (obr. 8.14) dochází v oblastech vysokých frekvencí k výraznější deformaci amplitudy signálu srdečního časování.

## 8.5 Číselné vyjádření podobnosti signálů jednotlivých metod

K číselnému vyjádření podobnosti signálů v časové oblasti bylo použito několik rovnic podle [14] a to rovnice absolutní průměrné chyby

$$e_{abs} = \frac{\sum |x_i - y_i|}{N}, \quad i = 0, \dots, N, \quad (8.2)$$

kde  $x_i$  znázorňuje vzorky vstupního signálu IPFM generátoru,  $y_i$  vzorky signálů jednotlivých metod a  $N$  počet vzorků. Dále byla použita rovnice kvadratické chyby

$$e_{kvad} = \frac{\sum (x_i - y_i)^2}{N}, \quad i = 0, \dots, N. \quad (8.3)$$

Poslední použitou rovnicí je směrodatná odchylka

$$e_{odch} = \sqrt{\frac{\sum(e_i - \bar{e})^2}{N}}, \quad i=0, \dots, N, \quad (8.4)$$

kde  $e_i$  je hodnota rozdílu aktuálních prvků originálního signálu a daného typu reprezentace a  $\bar{e}$  je průměrná hodnota rozdílu mezi originálním signálem a jeho zobrazením.

Hodnoty chyb a odchylek jednotlivých signálů, byly počítány pro dvě periody vstupního signálu IPFM generátoru s nastavenou frekvencí  $F_p$  modulační funkce  $m(t)$ .

**Tab. 1** Hodnoty chyb jednotlivých metod počítané pro dvě periody signálu s frekvencí  $F_p=0.01$

Metoda	Chyba		
	$e_{abs}$	$e_{kvad}$	$e_{odch}$
$d_{IIF}$	0.0014	0.0015	0.0044
$d_{LE}$	0.0113	0.0129	0.0372
$d_{HT}$	0.0047	0.0061	0.7053

**Tab. 2** Hodnoty chyb jednotlivých metod počítané pro dvě periody signálu s frekvencí  $F_p=0.05$

Metoda	Chyba		
	$e_{abs}$	$e_{kvad}$	$e_{odch}$
$d_{IIF}$	0.0069	0.0077	0.0119
$d_{LE}$	0.0423	0.0472	0.0574
$d_{HT}$	0.0050	0.0064	0.3990

**Tab. 3** Hodnoty chyb jednotlivých metod počítané pro dvě periody signálu s frekvencí  $F_p=0.1$

Metoda	Chyba		
	$e_{abs}$	$e_{kvad}$	$e_{odch}$
$d_{IIF}$	0.0138	0.0154	0.0201
$d_{LE}$	0.0816	0.0911	0.0129
$d_{HT}$	0.0054	0.0067	0.3137

Z vypočtených hodnot pro frekvenci  $F_p=0.01$  se pro absolutní průměrnou chybu, kvadratickou chybu i směrodatnou odchylku ukazuje jako nejlepší signál filtrované série událostí  $d_{IIF}$ . Jako druhý nejlepší následuje signál srdečního časování  $d_{HT}$ , ale jako druhá nejlepší hodnota směrodatné odchylky je přítomna u signálu filtrované série událostí  $d_{LE}$ .

Pro frekvenci  $F_p=0.05$  se ale oproti  $F_p=0.01$  jeví u absolutní průměrné a kvadratické chyby jako nejlepší signál srdečního časování  $d_{HT}$ . Hodnota směrodatné odchylky je ale stále nejlepší u inverzní intervalové funkce  $d_{IFF}$ .

Pro frekvenci  $F_p=0.1$  platí to obdobné co pro frekvenci  $F_p=0.05$  s výjimkou hodnoty směrodatné odchylky, která je v tomto případě nejlepší u filtrované série událostí  $d_{LE}$ .

Hodnoty směrodatných odchylek jsou u signálu srdečního časování  $d_{HT}$  pro všechny frekvence poměrně vysoké oproti jiným výše zmiňovaným metodám.

Hodnoty chyb u signálu filtrované série událostí jsou pro všechny frekvence vstupního signálu vždy vyšší oproti jiným výše zmiňovaným metodám. To je zapříčiněno použitím ne zcela vhodných hodnot pro konstrukci filtru typu dolní propust s impulsní charakteristikou  $h(t)$ .

Při zvyšující se frekvenci  $F_p$  dochází u absolutní průměrné i kvadratické chyby ke zvyšování hodnot, u směrodatné odchylky se tento úkaz ukazuje pouze u signálu inverzní intervalové funkce.

## 9. Závěr

Cílem práce bylo vypracovat literární rešerši o problematice variability srdečního rytmu, způsobům jejího vyjádření, realizaci konkrétních způsobů vyjádření zadaných v pokynech přes IPFM generátor a jejich následnému vzájemnému porovnání efektivnosti znázornění variability srdečního rytmu.

Rešerše se zaměřuje na popis srdce, převodní systém srdce a jeho nervovou regulaci, která ovlivňuje variabilitu srdečního rytmu. Další důležitou kapitolou rešerše je vysvětlení samotné variability srdečního rytmu a její úloze při hodnocení schopnosti srdce reagovat na okolní vlivy. Jsou vysvětleny jednotlivé vlivy, které jsou charakteristické svými výskyty v určitých frekvenčních pásmech a to jak fyziologické, tak patologické.

V práci jsou ve stručnosti uvedeny jak standardní metody, které se používají pro měření variability srdečního rytmu, tak metody pro reprezentaci uvedené v pokynech pro vypracování.

Pro lepší pochopení funkce programů jsou v práci obsaženy algoritmy jednotlivých metod, včetně generátoru IPFM

Realizace těchto způsobů vyjádření proběhla přes IPFM generátor, simulující srdeční tep, jež je v práci také popsán. IPFM model a inverzní intervalové funkce byly realizovány v programu Simulink jak je znázorněno na obrázku v příloze 1. Filtrovaná série událostí se signálem srdečního časování jsou oproti tomu realizovány v programu Matlab.

U metody inverzní intervalové funkce  $d_{IIF}$  a signálu srdečního časování  $d_{HT}$  se podařilo znázornit variabilitu srdce, v práci reprezentovanou jako vstupní signál IPFM modelu s dobrými výsledky (obr. 8.2-8.4, 8.9-8.11 a tab. 1-3). U metody filtrované série událostí  $d_{LE}$  byla po mnoha testováních zvolena impulsní charakteristika  $h(t)$  filtru typu dolní propust (obr. 8.5), která ale není zvolena nejvhodněji a výsledný signál filtrované série událostí tedy znázorňuje vstupní signál IPFM modelu s určitou chybou.

Číselným vyjádřením podobnosti signálů jednotlivých metod se porovnálo, které metody jsou pro vstupní signál IPFM modelu o dané frekvenci vhodnější.

## 10. Použitá literatura

- [1] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2010. 117 s. ISBN: 978-80-210-5283-3
- [2] OSMANČÍK, Pavel. *EKG UČEBNICE* [online]. Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta, III. interní-kardiologická klinika 3. LF UK a FNKV. 2011. ISBN: 978-80-1763-9 Dostupné z internetu: <http://www.ekg-ucebnice.cz/index.php>
- [3] JONG, J.S.S.G., POSTEMA, P.G., KREUGER, R. ECGpedia [online]. Dostupné z internetu: [http://en.ecgpedia.org/wiki/Main\\_Page](http://en.ecgpedia.org/wiki/Main_Page), [cit. 2013-5-13]
- [4] HAMAN, Petr. *Základy EKG* [online]. Dostupné z internetu: <http://ekg.kvalitne.cz/>, [cit. 2012-11-17]
- [5] KAŇKOVÁ, Kateřina. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy*. 2. vyd. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2009. 165 s. ISBN 978-80-210-4923-9
- [6] JAVORKA, K. *Variabilita frekvence srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie*. Martin: Osveta, 2008. 204 s. ISBN 978-80-8063-269-4
- [7] MARTÍNKOVÁ, Jiřina, MIČUDA, Stanislav, CERMANOVÁ, Jolana. *Vybrané kapitoly z klinické farmakologie pro bakalářské studium: Vegetativní nervový systém* [online]. 2001. [cit. 2010-08-15]. Dostupné z internetu: <http://www.lfhk.cuni.cz/farmakol/predn/bak/kapitoly/vegetat-bak.doc>
- [8] BILLMAN, George. *Heart Rate Variability - A Historical Perspective*. *Frontiers in physiology* [online]. [cit. 2011-11-29]. Dostupné z internetu: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3225923/>
- [9] *Biopac* [online]. Dostupné z internetu: <http://www.biopac.com>, [cit. 2013-5-17]
- [10] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. *Heart rate variability standarts*. *European Heart Journal*.. March 1996, vol. 17, p. 354-381. ISSN: 0195-668X
- [11] ACHARYA, U.R., J., SURI, J., SPAAN, S., KRISHNAN. *Advances in Cardiac Signal Processing*. Berlin: Springer, 2007. 468 s. ISBN 10 3-540-36674-1
- [12] SÖRNMO, L., LAGUNA, P.: *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Boston: Elsevier Academic Press, c2005, xiii, 688 p. ISBN 01-243-7552-9
- [13] KAŇKOVÁ, Kateřina. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy*. 2. vyd. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2009. 165 s. ISBN: 978-80-210-4923-9

- [14] DRKOŠOVÁ, Alena, KOZUMPLÍK, Jiří. Znárodnenie variability srdcového rytmu. *Elektrorevue* [online]. 2013, č. 2, str. 114-119. ISSN 1213-1539. Dostupné z internetu: [www.elektrorevue.cz](http://www.elektrorevue.cz)

# Seznam použitých zkratek a symbolů

## A

AIM – Akutní infarkt myokardu

ANS – Autonomní nervový systém

AR – Autoregresivní

AV – Atrioventrikulární uzel

## C

CO<sub>2</sub> – Oxid uhličitý

Cut off – Mezní frekvence

## E

EKG – Elektrokardiograf

## H

HF – High frequency

HRV – Heart rate variability

HS – Hissův svazek

## I

IPFM – Integral Pulse Frequency Modulation

## L

LF – Low frequency – nízká frekvence

## N

NN – Intervaly mezi normálními sousedními QRS komplexy

NN50 – Počet sousedních NN intervalů, které se liší o více než 50 ms

## O

O<sub>2</sub> – Kyslík

## **P**

PF – Přední fascikulus levého Tawarova raménka

pH – Potenciál vodíku

PL – Levé Tawarovo raménko

PR – Pravé Tawarovo raménko

P-R – Interval EKG signálů

PRI – Zadní fascikulus levého Tawarova raménka

PSD – Výkonová spektrální hustota

## **Q**

Q – Kmit Q

QRS – QRS komplex

## **R**

R – Vlna R

R-R – Interval mezi dvěma vlnami R

RFT – Rychlá Fourierova transformace

RMSSD – Druhá mocnina z průměru kvadratických rozdílů postupných NN intervalů

RSA – Respirační sinusová arytmie

## **S**

SA – Sinoatriální uzel

SDNN – Standardní odchylka NN intervalu

## **T**

T – Vlna T

TINN – The triangular interpolation of NN interval histogram

## **U**

U – vlna U

## **V**

VFS – Variabilita frekvence srdce

VLF – Very low frequency

# Seznam obrázků

<b>Obr. 2.1</b>	Normální EKG křivka .....	12
<b>Obr. 2.2</b>	Převodní systém srdce .....	13
<b>Obr. 4.1</b>	Trojúhelníková interpolace NN histogramu .....	22
<b>Obr. 5.1</b>	Definice intervalového tachogramu $d_{IT}(k)$ .....	25
<b>Obr. 5.2</b>	Reprezentace srdečního rytmu .....	27
<b>Obr. 5.3</b>	Transformace $d_E^u(t)$ do dolní propusti .....	29
<b>Obr. 5.4</b>	Reprezentace srdečního časování .....	31
<b>Obr. 5.5</b>	Různé reprezentace srdečního rytmu ze série událostí generované IPFM modelem .....	33
<b>Obr. 6.1</b>	IPFM model .....	35
<b>Obr. 7.1</b>	Algoritmus vyjádření VFS intervalovou funkcí .....	38
<b>Obr. 7.2</b>	Algoritmus vyjádření VFS filtrovanými sériemi událostí .....	39
<b>Obr. 7.3</b>	Algoritmus vyjádření VFS reprezentací srdečního časování .....	40
<b>Obr. 8.1</b>	Vstupní signál IPFM modelu $(1 + 0.4\sin(2\pi 0,1t))$ . Jednotková impulsní funkce $d_E^u(t)$ .....	41
<b>Obr. 8.2</b>	Inverzní intervalová funkce $d_{IFF}^u$ . Porovnání $d_{IFF}^u$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0,1t))$ .....	42
<b>Obr. 8.3</b>	Inverzní intervalová funkce $d_{IFF}^u$ . Porovnání $d_{IFF}^u$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0,5t))$ .....	42
<b>Obr. 8.4</b>	Inverzní intervalová funkce $d_{IFF}^u$ . Porovnání $d_{IFF}^u$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 1t))$ .....	43
<b>Obr. 8.5</b>	Filtr dolní propust $d_{LE}(t)$ s impulsní odezvou $h(t)$ .....	44
<b>Obr. 8.6</b>	Porovnání $d_{LE}(t)$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0.01t))$ .....	45
<b>Obr. 8.7</b>	Porovnání $d_{LE}(t)$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0.05t))$ .....	45

<b>Obr. 8.8</b>	Porovnání $d_{LE}(t)$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0.1t))$ .....	46
<b>Obr. 8.9</b>	Signál srdečního časování $d_{HT}^u(t)$ Porovnání $d_{HT}^u(t)$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0,1t))$ .....	47
<b>Obr. 8.10</b>	Signál srdečního časování $d_{HT}^u(t)$ Porovnání $d_{HT}^u(t)$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 0,5t))$ .....	48
<b>Obr. 8.11</b>	Signál srdečního časování $d_{HT}^u(t)$ Porovnání $d_{HT}^u(t)$ se vstupním signálem $(1 + 0.4\sin(2\pi 1t))$ .....	48

# Seznam tabulek

<b>Tab. 1</b>	Hodnoty chyb jednotlivých metod počítané pro dvě periody signálu s frekvencí $F_p=0.01$ .....	50
<b>Tab. 2</b>	Hodnoty chyb jednotlivých metod počítané pro dvě periody signálu s frekvencí $F_p=0.05$ .....	50
<b>Tab. 3</b>	Hodnoty chyb jednotlivých metod počítané pro dvě periody signálu s frekvencí $F_p=0.1$ .....	50

### Příloha 1:

Realizace IPFM modelu (horní polovina obrázku) a intervalové funkce (dolní polovina obrázku) v programu Simulink.

