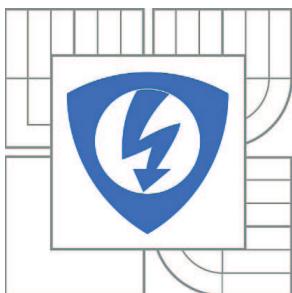


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## DIAGNOSTIKA VENTRIKULÁRNÍCH TACHYKARDIÍ Z ELEKTROKARDIOGRAFICKÉHO ZÁZNAMU.

DIAGNOSIS OF VENTRICULAR TACHYCARDIAS FROM ELECTROCARDIOGRAM

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

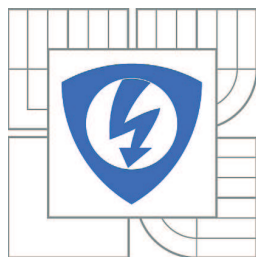
Bc. MARTINA ŠRUTOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JANA KOLÁŘOVÁ, Ph.D.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
Biomedicínské a ekologické inženýrství

**Studentka:** Bc. Martina Šrutová

**ID:** 77995

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2009/2010

## NÁZEV TÉMATU:

**Diagnostika ventrikulárních tachykardií z elektrokardiografického záznamu.**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s fyziologií převodního systému srdečního. Seznamte se s patologií ventrikulárních tachykardií (dále jen VT), především polymorfní ventrikulární tachykardie, ventrikulární fibrilaci a ventrikulárnímu flutteru a jejich manifestací v EKG záznamu. Prostudujte metody pro automatickou diagnostiku VT. Navrhněte vlastní metodu pro automatickou diagnostiku VT a implementujte tuto metodu do programového prostředí Matlab. Pro návrh a testování metody vyberte EKG záznamy z The Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database a BTL Medical Database, případně použijte jiné databáze. Výsledek práce ověřte na diskriminaci nalezených VT vůči normálnímu EKG záznamu a na diskriminaci vůči artefaktům (šumu) na EKG záznamech.

Práce musí obsahovat teoretický úvod do elektrofyziologie převodního systému srdce, programovou aplikaci pro diagnostiku ventrikulárních tachykardií a vyhodnocení navrženého detekčního systému.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOLÁŘ, J., KAUTNZER, J.: Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů. Praha, Akcenta, 2002, ISBN:8086232042

[2] GERTSCH, M.: The ECG : a two-step approach to diagnosis, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag, 2004, ISBN 3-540-00869-1

**Termín zadání:** 12.10.2009

**Termín odevzdání:** 21.5.2010

**Vedoucí práce:** Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

**prof. Ing. Jiří Jan, CSc.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Cílem této práce je diagnostika ventrikulárních tachykardií, fibrilací a flutterů z elektrokardiogramu. Tyto poruchy srdečního rytmu patří mezi život ohrožující arytmie. V následující práci je presentována vlastní metoda automatické detekce vytvořená pro EKG holterovský monitorovací systém. Navržený algoritmus je založen na detekci ve spektrální oblasti podpořený detekcí v oblasti časové. Výsledek práce je ověřen na diskriminaci nalezených arytmii vůči normálnímu EKG záznamu a na diskriminaci vůči šumu. Úspěšnost detekce je testována na signálech z databází The AHA Database (The American Heart Association) a The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database.

## KLÍČOVÁ SLOVA

komorová tachykardie, fibrilace, flutter, detekční algoritmus, EKG

## ABSTRACT

The aim of this thesis is a diagnosis of ventricular tachycardias, fibrillations and flutters from electrocardiogram. These disturbances of heart rate are ranked among the life threatening arrhythmias. This work presents own method of the automatic detection, which is created for the ECG holter monitoring system. The proposed algorithm is based on the detection in the spectral domain, which is supported by the detection in the time domain. The results show the discrimination of arrhythmias from the normal sinus rhythm and the discrimination from the noise. The method is tested with ECG records from the The AHA Database (American Heart Association) and from The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database.

## KEYWORDS

ventricular tachycardia, fibrillation, flutter, detection algorithm, ECG

## BIBLIOGRAFICKÝ ZÁZNAM

ŠRUTOVÁ, M. *Diagnostika ventrikulárních tachykardií z elektrokardiografického záznamu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 57 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Diagnostika ventrikulárních tachykardií z elektrokardiografického záznamu“ jsem vypracovala 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2010

.....  
podpis autora

## Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Janě Kolářové, Ph.D. a konzultantovi Ing. Martinu Hanuliakovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2010

.....  
podpis autora

# OBSAH

<b>Seznam obrázků</b>	<b>8</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>10</b>
<b>Úvod</b>	<b>11</b>
<b>1 Struktura a funkce srdce</b>	<b>12</b>
1.1 Funkce srdce .....	12
1.2 Převodní systém srdce .....	13
<b>2 Analýza EKG signálu zdravých osob</b>	<b>15</b>
<b>3 Arytmie</b>	<b>18</b>
3.1 Arytmogenní mechanismy .....	18
3.2 Klasifikace arytmií.....	19
3.2.1 Komorová tachykardie.....	20
3.2.2 Flutter komor .....	21
3.2.3 Fibrilace komor.....	22
<b>4 Základní algoritmy detekce komorových fibrilací</b>	<b>23</b>
4.1 Překonávání prahu v intervalech.....	24
4.2 Autokorelační funkce.....	25
4.3 VF filtrace .....	26
4.4 Spektrální analýza.....	27
4.5 Míra složitosti .....	27
4.6 Algoritmus porovnávání signálu.....	28
<b>5 Diagnostické testy a hodnocení kvality algoritmů</b>	<b>32</b>
5.1 Požadavky na přístroj podle ČSN EN 60601-2-47 .....	36
5.2 Hodnocení kvality algoritmu .....	36
<b>6 Navržený detekční algoritmus</b>	<b>38</b>
6.1 Data.....	38
6.2 Princip detekce.....	39
6.3 Programová část a popis funkcí .....	44

6.4	Statistické výsledky .....	46
6.5	Stabilita detekce .....	50
<b>7</b>	<b>Závěr</b>	<b>54</b>
	<b>Literatura</b>	<b>55</b>
	<b>Přílohy</b>	<b>57</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1	Anatomie srdce [4].	12
Obr. 1.2	Převodní systém srdce a časový průběh aktivace srdečních buněk v jednotlivých srdečních oddílech [3].	13
Obr. 2.1	Elektrokardiogram EKG [9].	15
Obr. 2.2	Činnost srdce v souvislosti s průběhem signálu EKG [9].	16
Obr. 3.1	Schéma vzniku reentry mechanismu [6].	19
Obr. 3.2	Komorová tachykardie [10].	20
Obr. 3.3	Repetitivní monomorfní komorová tachykardie [10].	21
Obr. 3.4	Torsede de pointes [10].	21
Obr. 3.5	Flutter komor [10].	22
Obr. 3.6	Fibrilace komor [10].	22
Obr. 4.1	ROC křivka pro algoritmy ACF, STE, MEA, $WV_{L1}$ , LI, TOMP [13].	23
Obr. 4.2	ROC křivka pro algoritmy TCI, VF, SPEC, CPLX, SCA [13].	24
Obr. 4.3	Binární signál s dvěma impulsy pro TCI algoritmus [13].	25
Obr. 4.4	Pravděpodobnostní rozložení hodnoty <i>TCI</i> pro SR, VF a VT [15].	25
Obr. 4.5	EKG signál s vyhledanými relativními maximy pro algoritmus SCA [13].	29
Obr. 4.6	EKG signál s relativními maximy a jimi proloženým referenční signál SR pro algoritmus SCA [13].	30
Obr. 4.7	EKG signál s relativními maximy a jimi proloženým referenční signál VF pro algoritmus SCA [13].	30
Obr. 5.1	Grafické vyjádření vlastností diagnostické metody [21].	34
Obr. 5.2	Změna vzájemného poměru senzitivity a specificity s posunem diskriminační hranice [21].	34
Obr. 5.3	ROC křivky pro dva různé testy [21].	35
Obr. 5.4	Distribuční křivky, posun prahové hodnoty, ROC křivky, Yondenův index [21].	35
Obr. 5.5	Určení správně pozitivních ( <i>TP</i> ), Falešně negativních ( <i>FN</i> ) a falešně pozitivních ( <i>FP</i> ) epizod v závislosti na vzájemné pozici referenčního a algoritmického intervalu indikujícího VF.	36
Obr. 5.6	Automatická detekce epizod VF ze signálu EKG pomocí algoritmu A (a) a B (b).	37
Obr. 6.1	Ukázka signálu ventrikulární fibrilace/flutteru.	38



Obr. 6.2	Ukázka zašuměného signálu normálního sinusového rytmu. ....	38
Obr. 6.3	Úseky signálů délky 5 s a jim odpovídající výkonová spektra v rozsahu frekvencí 0-20 Hz. ....	40
Obr. 6.4	Hodnoty pro výpočet <i>RPS</i> znázorněné ve výkonovém spektru. ....	41
Obr. 6.5	Detekce ve spektrální oblasti. ....	42
Obr. 6.6	a) EKG signál (modrá) převedený na binární řetězec (zelená) na základě porovnání s prahovou hodnotou (černá); b) nahrazení krátkých úseků 0 řetězcem jedniček, označení pulsů delších než 5 ms. ....	43
Obr. 6.7	Detekce v časové oblasti. ....	43
Obr. 6.8	Epizody arytmiie označené detekcí ve spektrální oblasti a v časové oblasti, výsledné označen, referenční označení. ....	44
Obr. 6.9	Křivka Precision-Recall (vlevo) a Správnost detekce (vpravo) pro trénovací množinu dat. ....	46
Obr. 6.10	Křivka Precision-Recall (vlevo) a Správnost detekce (vpravo) pro testovací množinu dat. ....	49
Obr. 6.11	Vliv šumu na detekci ve spektrální oblasti. ....	51
Obr. 6.12	Vliv šumu na detekci v časové oblasti. ....	51
Obr. 6.13	Vliv šumu na celkovou detekci algoritmu. ....	52

## SEZNAM TABULEK

Tab. 1.1	Frekvence automatické tvorby vzruchu v pacemakerových buňkách za fyziologických podmínek [6].....	14
Tab. 1.2	Rychlost vedení vzruchu v srdeční tkáni [6].....	14
Tab. 5.1	Výsledky testu [19]. ....	32
Tab. 6.1	Rozdělení dat na trénovací a testovací.....	39
Tab. 6.2	Tabulka výsledků detekce pro trénovací množinu dat z databáze AHA. ....	47
Tab. 6.3	Tabulka výsledků detekce pro trénovací množinu dat z databáze MIT-BIH (1.část).....	47
Tab. 6.4	Tabulka výsledků detekce pro trénovací množinu dat z databáze MIT-BIH (2.část).....	48
Tab. 6.5	Tabulka výsledků detekce pro testovací množinu dat z databáze AHA.....	48
Tab. 6.6	Tabulka výsledků detekce pro testovací množinu dat z databáze MIT-BIH. ....	49
Tab. 6.7	Porovnání celkových výsledků detekce pro trénovací a testovací data. ....	50
Tab. 6.8	Tabulka výsledků detekce pro různé úrovně náhodného šumu. ....	52
Tab. 6.9	Tabulka výsledků detekce pro různé úrovně síťového rušení.....	53

# ÚVOD

Ventrikulární tachykardie je porucha srdečního rytmu, vznikající v srdečních komorách. Patří mezi život ohrožující arytmie. Během epizod tachykardie dochází k nekoordinovanému stahování srdeční svaloviny, srdce proto není zcela schopno plnit svoji funkci. Rytmus tachykardie často přechází ve fibrilaci komor. Během několika minut trvání fibrilace dochází k nevratnému poškození mozku a k náhlé srdeční smrti. Jedním z nefarmakologických přístupů prevence náhlé srdeční smrti je holterovské monitorování rizikové skupiny nemocných.

V rámci této práce je vytvořen a popsán algoritmus pro diagnostiku ventrikulárních tachykardií, fibrilací a flutterů z elektrokardiografického záznamu. Detektor je navržen pro účely EKG holterovského monitorovacího zařízení ve spolupráci se společností BTL zdravotnická technika, a.s. S ohledem na kontrolu záznamu lékařem je preferována především citlivost algoritmu. Vlastní metoda je implementována do programového prostředí Matlab. Výsledek práce je ověřen na diskriminaci nalezených arytmií vůči normálnímu EKG záznamu a na diskriminaci vůči šumu. Pro návrh a testování detekční metody jsou použity signály z databází The AHA Database (The American Heart Association) a The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database.

V následujících kapitolách této práce je rozebrána základní fyziologii týkající se srdce a převodního systému srdečního. Pozornost je blíže věnována popisu komorových arytmií, které jsou předmětem detekce. Z prostudované literatury jsou vybrány a uvedeny principy detekce některých stávajících algoritmů zabývajících se obdobnou problematikou.

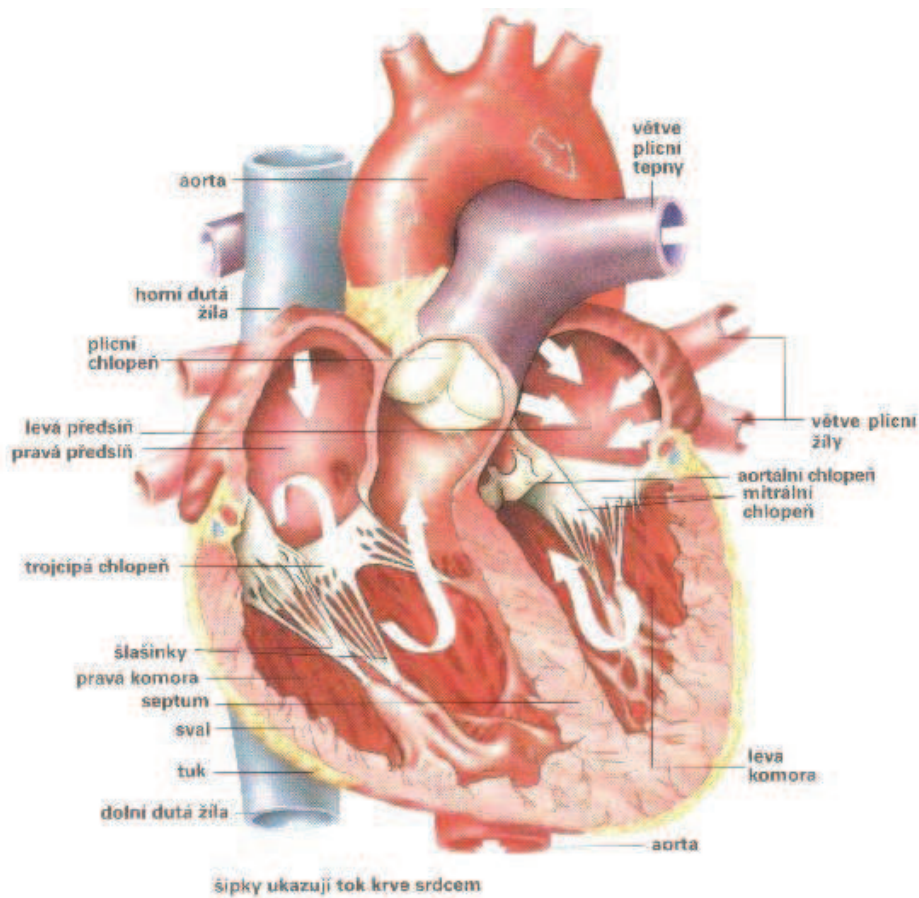
Většina publikací týkajících se detekce komorových arytmií, se orientuje na vyhledávání ventrikulárních fibrilací nebo na vzájemné odlišení ventrikulárních fibrilací a tachykardií. Tyto algoritmy jsou tvořeny především pro účely externích nebo implantovatelných defibrilátorů. Pro defibrilaci je důležitá především přesnost detekce.

# 1 STRUKTURA A FUNKCE SRDCE

Srdce (Obr. 1.1) je dutý svalový orgán ve tvaru nepravidelného kužele. Skládá se ze čtyř svalových dutin, dvou síní (atrium) a dvou komor (ventriculus). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce, které je přepážkou (septum) odděleno od levé komory a levé síně, tzv. levé srdce [1][2].

## 1.1 Funkce srdce

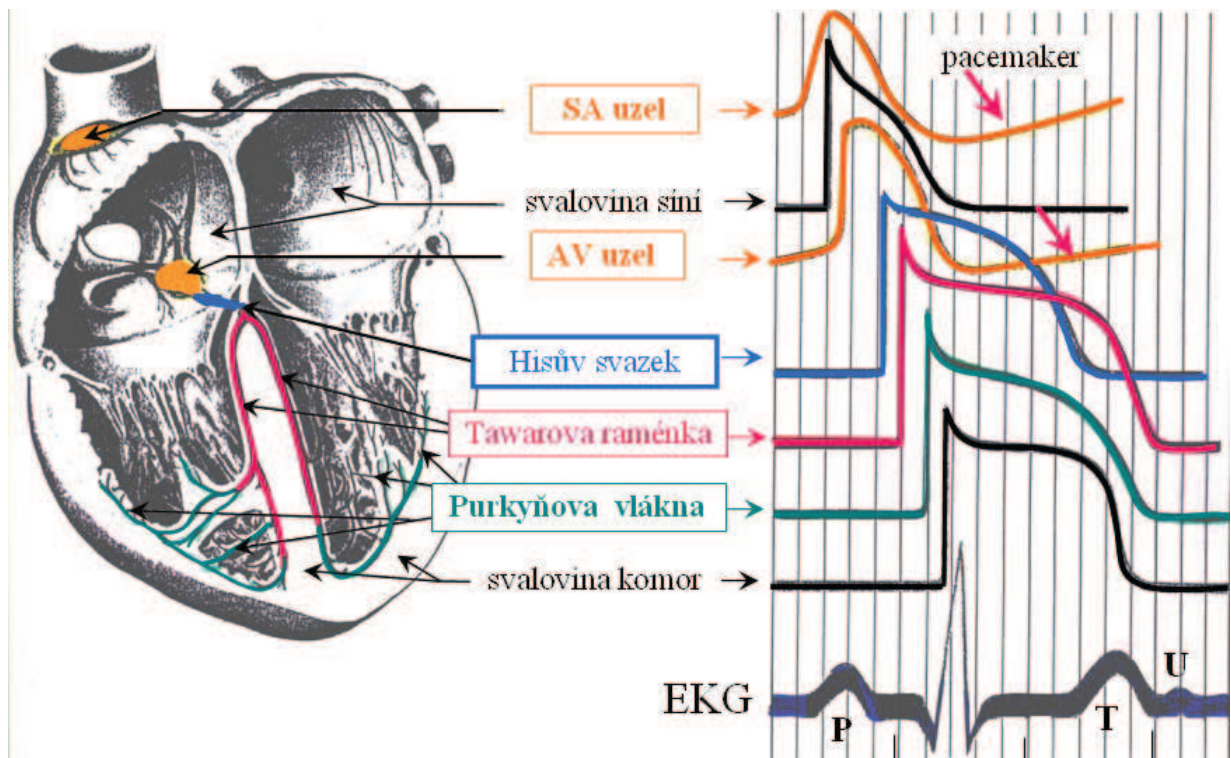
Z těla přitéká odkysličená krev do srdce horní a dolní dutou žilou (vena cava superior et inferior), které ústí do pravé síně. Dále krev proudí přes trojcípou chlopeň (valvula tricuspidalis) do pravé komory. Stahem pravé komory je krev vehnána plicními tepnami (arteria pulmonalis) do plic. Okysličená se vrací čtyřmi plicními žilami (venae pulmonalis) do levé síně. Přes dvojcípou chlopeň (valvula bicuspidalis nebo mitralis) teče krev do levé komory. Stahem levé komory je okysličená krev hnána do srdečnice (aorta) a do celého těla. Poloměsíčité chlopně (valvula semilunaris) na začátku aorty a plicnice brání zpětnému toku krve do komor [1][2].



Obr. 1.1 Anatomie srdce [4].

## 1.2 Převodní systém srdce

Většinu svaloviny srdeční představuje tzv. pracovní myokard, který se stahuje a čerpá krev. Zdrojem podnětů pro činnost pracovního myokardu jsou vzruchy, které vznikají a jsou vedeny ve zvláštních svalových buňkách, v tzv. převodním systému srdečním (Obr. 1.2). Podnět vzniká v sinoatriálním uzlu (SA uzel, nodus sinoatrialis), který je tzv. fyziologický pacemaker srdce. Podráždění se z něho šíří myokardem a preferenčními síňovými drahami. Rozdílná rychlost vedení v různých částech síní je pravděpodobně dána uspořádáním a hlavním směrem svalových vláken [6]. Vzruch se dále šíří do atrioventrikulárního uzlu (AV uzel, nodus atrioventricularis), Hisovým svazkem, a Tawarovými raménky. Levé se dělí na přední a zadní větev, pravé probíhá nerozděleno podél pravého okraje mezikomorové přepážky [5]. Raménka končí v Purkyňových vlákních, která jsou přímo spojena s buňkami komorového myokardu. Rychlému přenosu podráždění mezi sousedními svalovými buňkami napomáhají interkalární disky, místa s mnohonásobně nižším elektrickým odporem, než je odpor vlastní membrány buňky [6] [1].



Obr. 1.2 Převodní systém srdce a časový průběh aktivace srdečních buněk v jednotlivých srdečních oddílech [2].

Buňky shlukující se v oblasti přechodu horní duté žíly a pravé síně tvoří **sinoatriální uzel** vřetenovitého tvaru o délce 5-20 mm a tloušťce 0,5-5 mm. Tyto buňky mají největší schopnost spontánní tvorby vzruchů. Vzruchy se zde tvoří nejrychleji, a proto udávají srdci rytmus. Za určitých okolností se však mohou stát zdrojem aktivace jiné části převodního systému (např. AV uzel, jestliže k němu nejsou převáděny vzruchy ze síní; při stazích mimo rytmus – extrasystolách mohou vznikat poruchy v různých částech komor). Toto místo je zásobováno sinoatriální nodální arterií a bohatě inervováno adrenergními a cholinergními vlákny. Dochází tak k výraznému

ovlivnění činnosti autonomním nervstvem a jeho regulační funkcí. Podráždění sympatiku může zrychlit tvorbu vzruchu v SA uzlu až na 210/min [6].

Svalovinu síní a komor vzájemně elektricky odděluje vazivová a chrupavčitá tkáň srdečního skeletu spolu s vazivovou a tukovou tkání síňokomorové brázdy. Jediným vodivým spojením mezi síněmi a komorami je **atrioventrikulární uzel**. Ten plní také funkci zpomalení vedení vzruchu. Zpožděná aktivace komor umožní jejich dostatečné naplnění krví (příspěvkem síňové kontrakce). AV uzel je zásobován nodálními arterií a většinou ještě větvemi levé koronární artérie. Střední část uzlu je výrazně inervovaná sympatickými a parasympatickými vlákny [6].

Membránové vlastnosti jednotlivých typů buněk v srdci se liší. Automacie, schopnost samovolně vytvářet vzruchy, je charakteristická pouze pro pacemakerové buňky, u kterých dochází k samovolné depolarizaci membrány. Po dosažení určité prahové hodnoty membránového potenciálu vzniká podráždění označované jako akční potenciál (AP) šířící se do okolní tkáně. Rychlost tvorby vzruchu v oblastech srdce je uvedena v Tab. 1.1. Schopnost srdečních buněk převést vzruch na sousední buňky je označována jako vodivost. Vzdálenost od sinoatriálního uzlu až ke hrotu levé komory v srdci dospělého člověka je přibližně 15 cm. Na této dráze, kterou musí vzruch urazit, leží přibližně 1500 buněk. Za normálních okolností je nezbytný čas k průběhu excitace celého srdce 200-300 ms [6]. Jednotlivé rychlosti vedení vzruchu v tkáni jsou uvedeny v Tab. 1.2. Po aktivaci srdeční buňky, následuje časový úsek (tzv. refrakternost), během kterého buňka neodpovídá na další stimuly. Ve fázi absolutní refrakternosti buňka neodpovídá na žádné podněty, zatímco při příchodu silného stimulu ve fázi relativní refrakternosti může dojít k vyvolání dalšího akčního potenciálu.

Oblast	Frekvence vzruchů/min
Sinoatriální uzel	50-100
PM buňky v pravé síni	40-65
AV junkce	40-60
Purkyňova vlákna	30-40

Tab. 1.1 Frekvence automatické tvorby vzruchu v pacemakerových buňkách za fyziologických podmínek (PM pacemakerové, AV atrioventrikulární) [6].

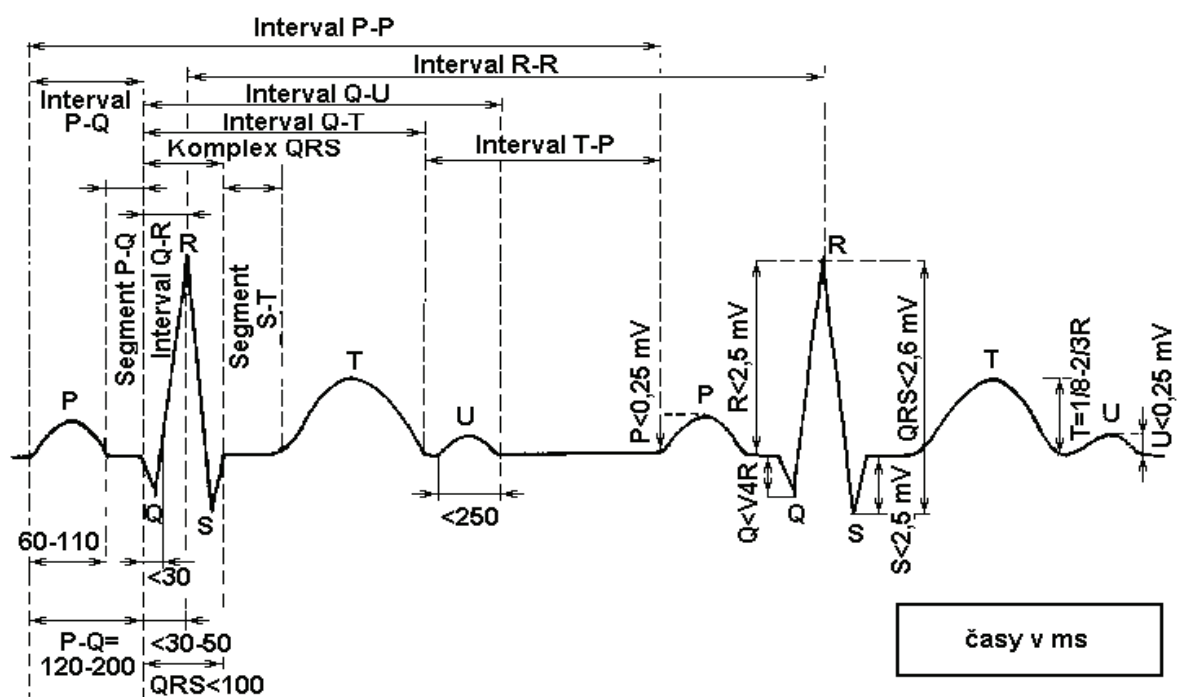
Svalovina síní	800-1000 mm/s
Síňokomorový uzel	20-200 mm/s
Purkyňova vlákna	4000 mm/s
Svalovina komor	400 mm/s

Tab. 1.2 Rychlost vedení vzruchu v srdeční tkáni [6].



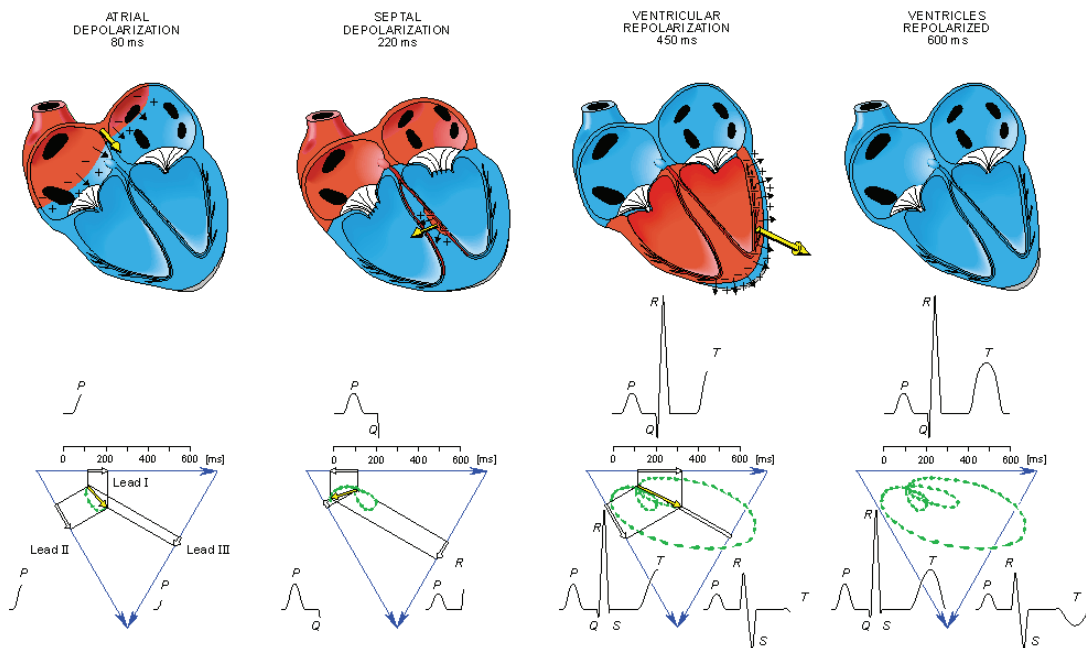
## 2 ANALÝZA EKG SIGNÁLU ZDRAVÝCH OSOB

Postupem vlny depolarizace vznikají z kardiomyocytů dipóly, kolem kterých vzniká pole, které lze charakterizovat vektorem. Sumací mnoha elementárních polí vzniká elektrické pole srdeční, které lze v každém okamžiku rovněž charakterizovat vektorem [26]. Elektrická aktivita srdce je registrována jako elektrokardiogram - EKG (Obr. 2.1), přístroj se nazývá elektrokardiograf [1].



Obr. 2.1 Elektrokardiogram EKG [9].

Části signálu odpovídající srdečnímu stahu bývají standardně označeny písmeny P, Q, R, S a T. Tato písmena byla vybrána v raných dobách vývoje EKG. V anglické terminologii se P, Q, R, S a T nazývají vlny (wave). V české nomenklatuře se jako „vlny“ označují pouze zaoblené výchylky (P, T), ostré výchylky se nazývají „kmity“. Kmity Q, R a S dohromady tvoří komplex QRS. Interval mezi kmitem S a vlnou T se nazývá „úsek ST“ nebo „segment ST“ [8].



Obr. 2.2 Činnost srdce v souvislosti s průběhem signálu EKG [9].

### ***Vlna P***

Vzniká při činnosti sinoatriálního uzlu a je projevem elektrické depolarizace síní. Je obvykle pozitivní kulovitá. Doba trvání bývá do 100 ms s maximální amplitudou 0 až 0,3 mV.

### ***PQ (PR) interval***

Tento interval začíná počátkem depolarizace síní a končí počátkem depolarizace komor. Trvá od 120 do 200 ms. Mění se s věkem a tepovou frekvencí. Odpovídá síňokomorovému vedení. Interval PQ je normálně izoelektrický.

### ***Kmit Q***

Jedná se o první negativní výchylku QRS komplexu s amplitudou 0 až 25 % vlny R a dobou trvání menší než 30 ms.

### ***Kmit R***

Pozitivní výchylka následující po kmitu Q, jejíž výchylka závisí na místě snímání (může dosáhnout několika mV, ale může i chybět). Doba trvání je do 100 ms.

### ***Kmit S***

Negativní výchylka následující po kmitu R. Maximální výchylka je 0 až 0,8 mV a doba trvání do 50 ms.

### ***QRS komplex***

Podkladem QRS komplexu je depolarizace komor. Depolarizace je postupná, nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tatarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu [10]. Doba trvání komplexu je od 50 do 100 ms.



### ***S-T segment***

Interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. Normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je do 0,1 mV.

### ***Q-T interval***

Reprezentuje elektrickou systolu. Je měřen od začátku QRS komplexu po konec T vlny. Průměrné hodnoty se pohybují mezi 0,34 až 0,42 s. Na jeho změnu má vliv řada faktorů, příkladem může být tepová frekvence, věk nebo pohlaví.

### ***Vlna T***

Odpovídá repolarizaci komorové svaloviny. Ve všech svodech je pozitivní (kromě aVR, kde je vždy negativní). Negativní může být T normálně jen ve svodu III a V1. Její maximální výchylka je obvykle do 2-8 mm. Doba trvání se pohybuje od 100 do 250 ms. Výkyv je souhlasný s QRS komplexem.

### ***Vlna U***

Malá pozitivní výchylka, která někdy bývá zaznamenána po vlně T. Její průběh závisí na tonusu vegetativního svalstva, minerálního metabolismu a na dalších faktorech.

## 3 ARYTMIE

Arytmie jsou poruchy srdečního rytmu související s mnoha srdečními chorobami. Vznikají na základě poruchy tvorby vzruchu nebo poruchy jeho vedení. Zpomalení srdeční frekvence pod 60/min [6] se nazývá bradykardie. Může být důsledkem například vagové stimulace [5]. Naopak tachykardií rozumíme tři a více po sobě jdoucích srdečních cyklů s frekvencí nad 100/min, kdy elektrická aktivita vychází ze stejného místa [6]. Zrychlení srdeční frekvence může být důsledkem stimulace sympatiku nebo podáváním noradrenalinu. Dále lze arytmiie rozdělit na primární (vzniklé čistě z elektrofyziologických příčin, bez závislosti na hemodynamických faktorech) a sekundární (elektrofyziologické zhoršení má původ v hemodynamické nebo metabolické příčině) [5]. Klinicky nejdůležitějším je rozdělení arytmii na supraventrikulární a komorové. Supraventrikulární vznikají nad větvením Hisova svazku, nebo alespoň část reentry probíhá touto oblastí. Komorové arytmiie vycházejí z myokardu komor [6]. Obecně jsou arytmiie nejčastěji klasifikovány podle frekvence, místa a mechanismu vzniku, trvání (setrvalá, nesetrvalá neboli paroxysmální) a stability morfologie QRS komplexu během arytmiie (monomorfní, polymorfní).

### 3.1 Arytmogenní mechanismy

Arytmogenní mechanismy mohou být klasifikovány do tří základních skupin podle [6] následovně:

#### *Porucha automacie*

Do této skupiny patří **zvýšená normální automacie**, vznikající na základě rychlejšího průběhu spontánní depolarizace v buňkách SA uzlu nebo v pomocných pacemakerových buňkách. Tímto mechanismem vznikají například sinusové tachykardie nebo některé síňové tachykardie a formy akcelerovaného idioventrikulárního rytmu. Pro **automacii abnormální** je charakteristický vznik impulsů mimo SA uzel, nejčastěji v jiných částech převodního systému, popřípadě v částečně depolarizovaných buňkách myokardu. Fyziologickým projevem abnormálních automacií mohou být ektopické síňové tachykardie, některé formy akcelerovaného idioventrikulárního rytmu a komorové tachykardie.

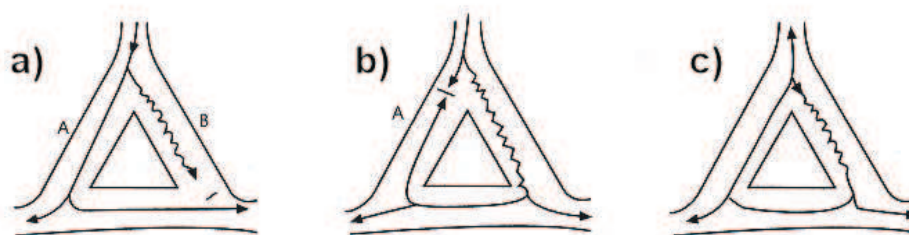
#### *Spouštěná („triggered“) aktivita*

Základem tohoto mechanismu je abnormální průběh repolarizace, díky které dochází ke vzniku nové, následné depolarizace. Vznik arytmiie je vázán na průběh jednoho nebo více předchozích impulsů, bez kterých nemůže vzniknout. Jednou z forem tohoto mechanismu je **časná následná depolarizace** (EAD – „early afterdepolarization“), při které dochází k nové depolarizaci ještě před dokončením repolarizace. Pravděpodobně vzniká při pomalé srdeční frekvenci nebo po delší pauze. Klinickým příkladem tohoto mechanismu je komorová tachykardie typu torsade de pointes. Druhou z forem je **opožděná následná depolarizace** (delayed afterdepolarization, DAD), kdy aktivita vzniká až po dokončení depolarizace. Důvodem ke vzniku je opakované uvolnění kalcia vedoucí k jeho nadměrné koncentraci uvnitř buněk. Klinickým projevem jsou komorové

extrasystoly a komorové tachykardie.

### **Návratný vzruch („reentry“)**

Reentry neboli krouživý návrat vzruchu je nejčastějším arytmogenním mechanismem, na jehož principu vznikají některé druhy fibrilace a flutteru síní, supraventrikulárních i komorových tachykardií. Pro uplatnění reentry musí být splněny tři podmínky [5]: 1) existence dvou drah, spojených proximálně a distálně, vytvářejících jednolitý okruh, 2) odlišné vedení vzruchu každou z těchto drah a 3) přítomnost jednosměrného bloku vedení vzruchu v jedné z obou drah. Okruh reentry může být definován anatomicky (jizva po infarktu myokardu) nebo funkčně (mnohočetné měnící se okruhy při fibrilaci síní) [11].



Obr. 3.1 Schéma vzniku reentry mechanismu [6].

a) Vzruch přicházející do potencionálního okruhu se vede jednou drahou rychleji (A), druhou drahou pomaleji (B). Distálně se vzruch přednostně šíří obvykle přes rychlou dráhu.

b) Pokud vznikne blokáda vedení vzruchu v rychlé dráze (v důsledku její delší refrakternosti), je vzruch převeden distálně pomalou drahou a může se následně šířit zpět rychlou drahou (A), která se mezitím zotavila a je opět excitabilní.

c) Tak může dojít k uzavření okruhu šíření vzruchu a vzniku tachykardie, neboť tato oblast kroužícího vzruchu má obvykle vyšší aktivační frekvenci než sinusový uzel a stává se tak dominantním udavatelem srdečního rytmu.

## **3.2 Klasifikace arytmí**

Arytmie jsou nejčastěji klasifikovány podle místa jejich vzniku [11]:

- Arytmie z poruchy funkce sinusového (sinoatriálního) uzlu
- Supraventrikulární arytmie vznikající v síních
- Supraventrikulární tachykardie vznikající na podkladě přídatných drah mezi síněmi a komorami (tzv. síňokomorové tachykardie)
- Extrasystolické arytmie (síňové nebo komorové)
- Komorové arytmie
- Arytmie z poruchy převodu vzruchu

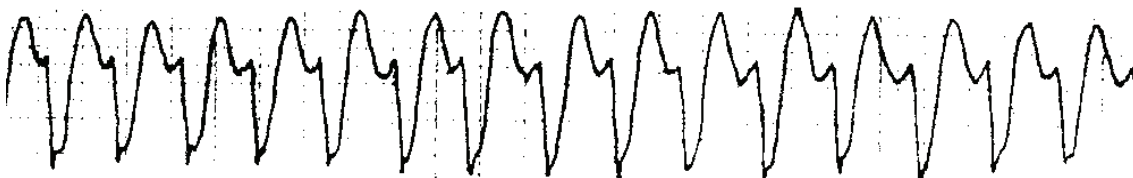
Vzhledem k tématu této práce bude dále věnována pozornost pouze arytmiím komorovým. Tyto rytmy pocházejí z převodního systému pod rozvětvením Hisova svazku (z Tatarových ramének, Purkyňových vláken nebo ze svaloviny komor). Konkrétní arytmie jsou popsány s použitím literatury [11].

Mezi komorové rytmy se řadí [11]:

- Pomalý idioventrikulární rytmus
- Urychlený idioventrikulární rytmus
- Komorová tachykardie monomorfní a polymorfní
- Futter komor
- Fibrilace komor

### 3.2.1 Komorová tachykardie

Komorová tachykardie (Obr. 3.2) představuje rychlý sled komorových depolarizací, musí jít alespoň o 3 po sobě jdoucí depolarizace o frekvenci v pásmu 140-250/min [5]. Z klinického hlediska rozlišujeme komorovou tachykardii setrvalou a nesetrvalou. **Setrvalá komorová tachykardie** trvá déle než 30 s nebo vede k okamžitému zhroucení krevního oběhu. **Nesetřvalá komorová tachykardie** má pak paroxysmy kratší než 30 s. Počet od 3 do 10 extrasystol je označován jako běh extrasystol [5] Z hlediska kardiografického je rozlišována **monomorfní komorová tachykardie** (Obr. 3.3) (uniformní komplexy QRS) a **polymorfní komorová tachykardie** (Obr. 3.4) (měnící se tvar komplexů QRS).



Obr. 3.2 Komorová tachykardie [10].

#### *Monomorfní komorové tachykardie*

Malá skupina nemocných s komorovou tachykardií má tzv. **idiopatickou komorovou tachykardií**. Vyskytuje se převážně u mladých jedinců pouze v krátkých paroxysmech. Má benigní průběh. Většina záchvatů komorové tachykardie se vyskytuje především u nemocných s **ischemickou chorobou srdeční**. V případě akutní ischemie pochází většinou ze zvýšené automacie poškozených buněk. Často přecházejí do fibrilací komor. Nemocní nebývají ohroženi opakováním této arytmie v dalším poinfarktovém období. Vznik komorové tachykardie po odeznění akutní fáze infarktu (po 48 hodinách) je poměrně vzácný, ale riziko opakování je vysoké. Mechanismem vzniku v tomto případě nejčastěji bývá reentry v okrajové části jizvy po infarktu.

V EKG záznamu se jedná o sled po sobě následujících komplexů QRS širokých 0,12 s a více, s frekvencí nad 100/min. Frekvence komor bývá nejčastěji 150-200/min, rytmus mírně nepravidelný. Komplexy QRS jsou obvykle bizardní, vysoké, neměnné amplitudy, s elevací nebo depresí ST a inverzí vlny T. Mají tvar blokády pravého nebo levého raménka. Vyznačují se náhlým začátkem a koncem paroxysmu. Vlna P nebývá patrná.

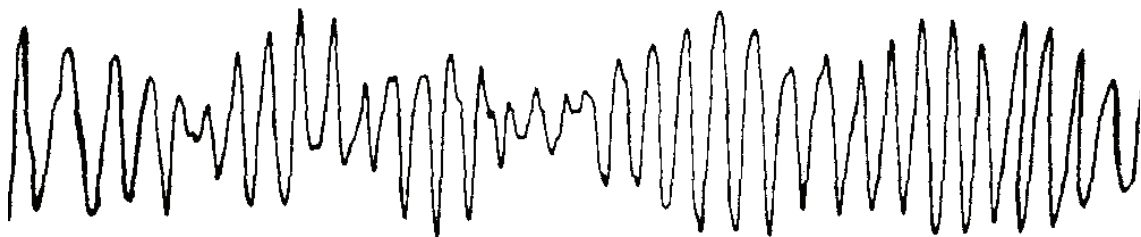


Obr. 3.3 Repetitivní monomorfní komorová tachykardie [10].

### ***Polymorfní komorové tachykardie***

Polymorfní komorová tachykardie může být vrozená nebo získaná. Pravděpodobně jsou uplatňovány poruchy iontových kanálů, které regulují tok draslíku nebo sodíku přes membránu srdečních buněk. Pro tento typ komorové tachykardie je charakteristická měnící se voltáž QRS komplexů a prodloužený nebo normální interval QT před vznikem záchvatu. Normální trvání QT se vyskytuje u ischemické srdeční choroby a kardiomyopatie. Nejznámější z polymorfních komorových tachykardií s prodlouženým trváním QT je „torsade de pointes“ (TdP Obr. 3.4). TdP vzniká z opakované aktivace komorové svaloviny kroužením jediného vzruchu v komorách. Za spouštěcí mechanismus jsou považovány časné nebo pozdní depolarizace. Nejčastěji jsou navozeny léky, poruchou vedení vzruchu v srdci, vzácně pak na základě vrozené abnormality iontových kanálů.

Srdeční frekvence je v rozmezí 200-250/min. Charakteristické je postupné zvyšování a snižování amplitudy QRS, vytvářející vřetenovitý tvar tvořený obvykle 5-10 komplexy. Před paroxysmem arytmie je interval QT prodloužený na 0,50 s a více, prodloužení může být trvalé. Bývá přítomna U vlna.



Obr. 3.4 Torsade de pointes [10].

### **3.2.2 Flutter komor**

Flutterem je označována komorová tachykardie o frekvenci převyšující 200/min, nejčastěji bývá 300/min, ale i vyšší. Diastola při této frekvenci trvá velmi krátce, proto téměř nedochází k plnění komor. Flutter (Obr. 3.5) zpravidla přechází do fibrilace komor. Vede k náhlé smrti.

V EKG záznamu se projevuje frekvencí vyšší než 200/min. Komplexy QRS jsou široké, bizardního tvaru a proměnlivé amplitudy. QRS komplexy nelze odlišit od vln T.



Obr. 3.5 Flutter komor [10].

### 3.2.3 Fibrilace komor

Fibrilace komor (Obr. 3.6) bývá předcházena během komorové tachykardie nebo flutterem komor. Patří k nejčastějším příčinám smrti. Komplexy QRS jsou nahrazeny fibrilační křivkou s nepravidelnými rychlými kmity nejprve vyšší amplitudy (hrubovlnná) a později nižší (jemnovlnná) amplitudy. Hrubovlnná a jemnovlnná fibrilace mohou vzájemně přecházet. Nejčastější příčinou fibrilace komor je infarkt myokardu. Může být vyvolána úrazy elektrickým proudem vysokého napětí, zasažením bleskem nebo při podchlazení srdce. Při hospitalizaci jsou možným rizikem tzv. unikající proudy z nedokonale uzemněných přístrojů u nemocných se zavedenou nitrosrdeční elektrodou. Může být vyvolána i nesynchronizovanými výboji z defibrilátoru nebo při fixní stimulaci kardiostimulátorem.

Fibrilace komor se projevuje srdeční frekvencí v rozmezí 150-600/min. Srdeční rytmus je v prvních vteřinách pravidelný, pomalejší, dále nepravidelný a rychlý. Komplexy QRS jsou nahrazeny nepravidelnými vlnami proměnlivého tvaru, frekvence a amplitudy.

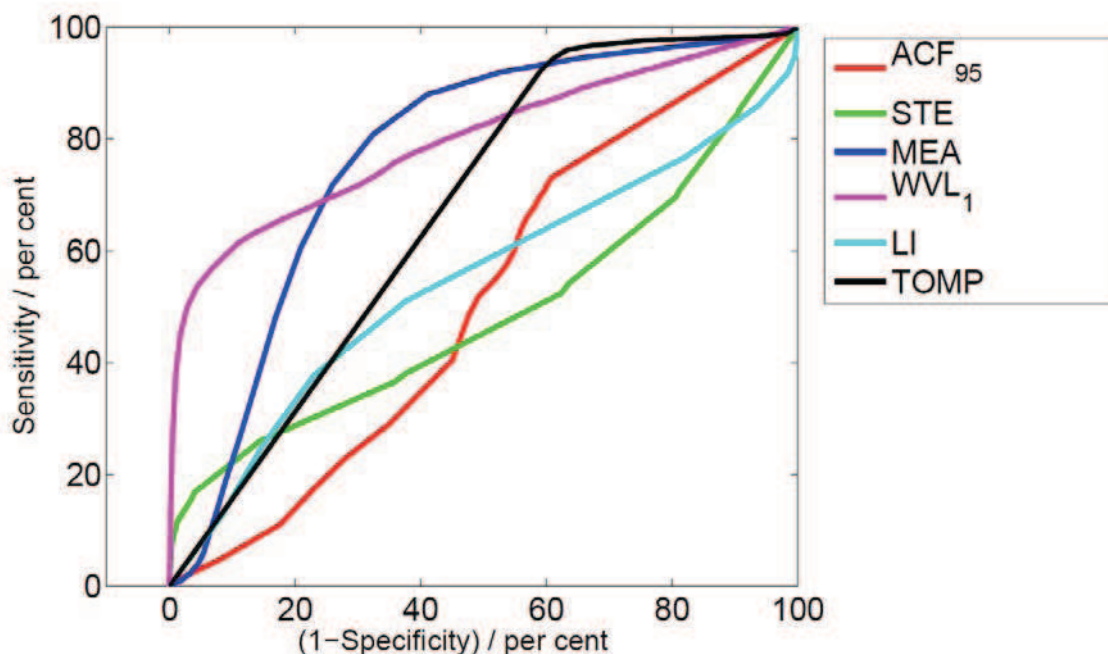


Obr. 3.6 Fibrilace komor [10].

## 4 ZÁKLADNÍ ALGORITMY DETEKCE KOMOROVÝCH FIBRILACÍ

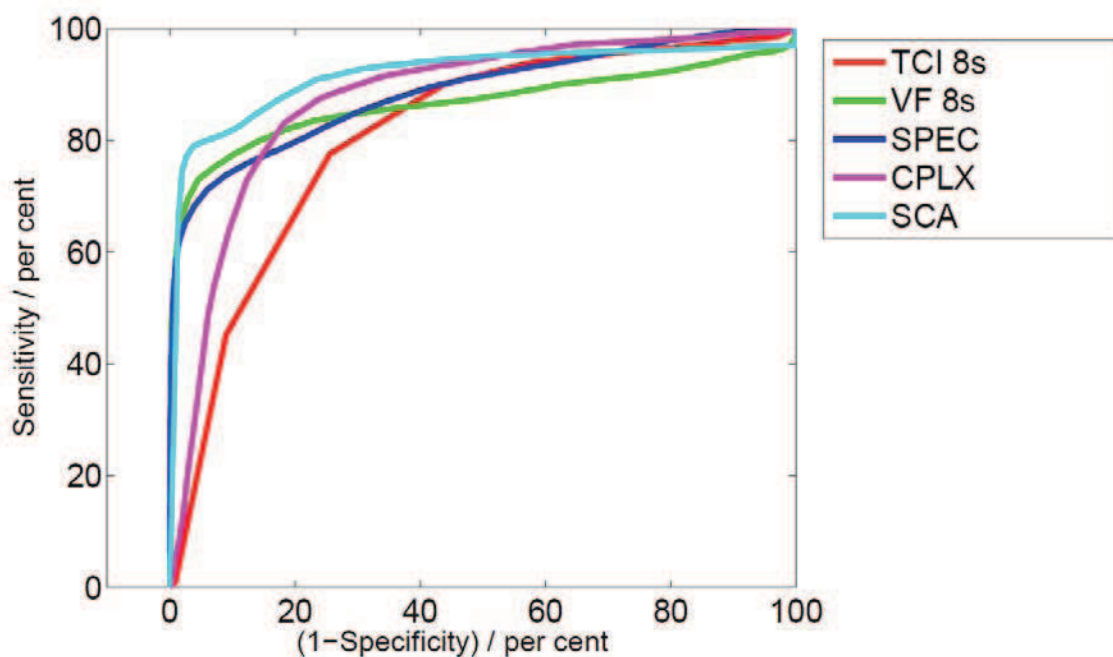
V současné době existuje řada algoritmů pro detekci ventrikulárních fibrilací. Jsou vytvářeny především pro účely automatických externích defibrilátorů (AED). Na AED je kladen požadavek především vysoké specifickosti. Toto neplatí pro účely této práce, v rámci které je tvořen algoritmus detekce ventrikulárních tachykardií pro monitorovací přístroj EKG Holter. Vzhledem ke kontrole záznamu lékařem je požadavkem na algoritmus pro tento přístroj především vysoká senzitivita. Vzhledem k obecné detekci ventrikulárních tachykardií není důležité přesné odlišení VT od VF. Hodnocení kvality algoritmu proto může být odlišné od literatury [12] [13].

V částech 4.1 až 4.5 jsou uvedeny starší metody detekce (ACF, TCI, VF, SPEC, CPLX), ze kterých vychází i řada novějších algoritmů. Další metody mohou být založeny na vlnkové transformaci ( $WVL_1$ , LI) nebo například na počítání počtu průtů EKG křivky klesající exponenciálou (STE, MEA). Je zmiňován i tzv. Tompkinsův algoritmus (TOMP) založený na vyhledávání QRS komplexů [6]. Z nových algoritmů je v této práci podrobněji popsána pouze metoda SCA (4.6), která dosáhla nejlepších výsledků při testování kvality algoritmů [13]. O úspěšnosti jednotlivých metod vypovídají ROC (Receiver Operating Characteristic) křivky uvedené na obrázku Obr. 4.1 a Obr. 4.2.



Obr. 4.1 ROC křivka pro algoritmy ACF, STE, MEA,  $WVL_1$ , LI, TOMP [13].





Obr. 4.2 ROC křivka pro algoritmy TCI, VF, SPEC, CPLX, SCA [13].

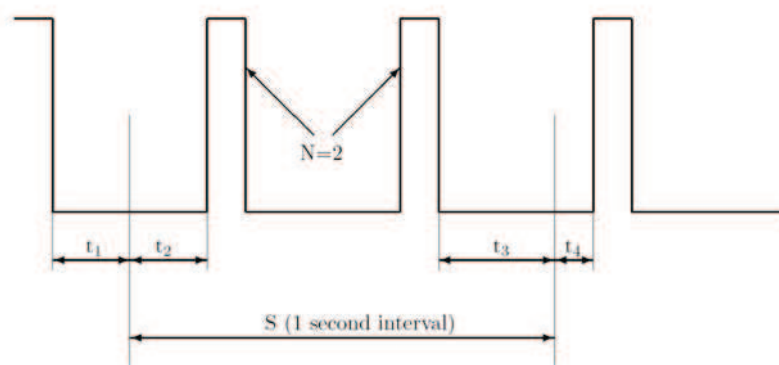
## 4.1 Překonávání prahu v intervalech

Následující detekční algoritmus vytvořil Thakor v roce 1990. Algoritmus je založen na překonávání prahu v intervalech (Threshold crossing intervals TCIs) [15]. Na základě porovnání s prahovou hodnotou jsou EKG signály převedeny na binární pulsy. Prahová hodnota je platná vždy pro úsek S jedné sekundy a je nastavena na 20% z maximální hodnoty tohoto úseku. Hodnota  $TCI$  pro každý úsek S je vypočtena jako [15]

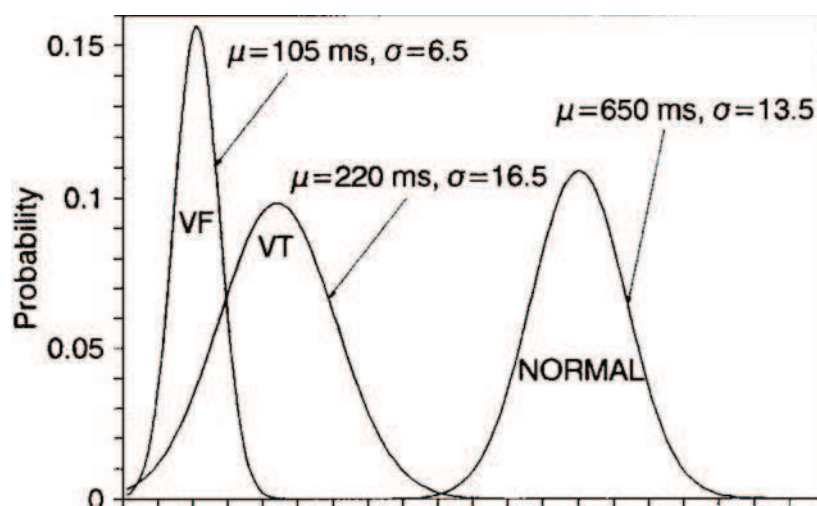
$$TCI = \frac{1000}{(N-1) + \frac{t_2}{t_1+t_2} + \frac{t_3}{(t_3+t_4)}} [ms], \quad (4.1)$$

kde  $N$  je počet pulsů v S,  $t_1$  je časový interval od začátku S po sestupnou hranu předcházejícího impulsu,  $t_2$  je časový interval od začátku S po náběžnou hranu následujícího impulsu,  $t_3$  je interval mezi koncem posledního impulsu a koncem S a  $t_4$  je čas mezi koncem S a začátkem následujícího impulsu. Hodnoty jsou ukázány na Obr. 4.3. Je-li hodnota  $TCI \geq 400$  ms, signál je klasifikován jako normální sinusový rytmus (SR). Dalším testováním [15] může být rozlišena VT od VF.





Obr. 4.3 Binární signál s dvěma impulsy pro TCI algoritmus [13].



Obr. 4.4 Pravděpodobnostní rozložení hodnoty  $TCI$  pro SR, VF a VT [13].

## 4.2 Autokorelační funkce

Ventrikulární fibrilace a normální sinusový rytmus jsou odlišeny pomocí autokorelační funkce (ACF Autocorrelation function) [16][12]. Detekční algoritmus publikovaný v roce 1987 Chenem je založen na lineární regresní analýze vrcholů ACF. Každému vrcholu je přiřazen index  $i$  a to v závislosti na jeho amplitudě. Maximum s největší amplitudou ( $P_0$ ) je označeno indexem  $i = 0$ . SR signál je považován za periodický nebo kvazi-periodický, měl by tedy existovat lineární vztah mezi intervaly ACF peaků (o počtu  $m$ ) a jejich indexem. Pro VF platí opak. Vztah lineární regrese tedy je [12]

$$y = a + bx, \quad (4.2)$$

kde  $x_i$  je číslo peaku (od 0 do  $(m-1)$ ) a  $y_i$  je interval  $P_i$ .

Následující vzorce (4.3) až (4.8) jsou citovány z literatury [12].

$$a = \mu_y + b\mu_x \quad (4.3)$$

$$b = \sum_{i=1}^m (x_i - \mu_x) y_i \left( \sum_{i=1}^m (x_i - \mu_x)^2 \right)^{-1} \quad (4.4)$$

$$\mu_x = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i \quad (4.5)$$

$$\mu_y = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m y_i \quad (4.6)$$

$$VR = \frac{b}{R} \quad (4.7)$$

$$R = \sum_{i=1}^m \left( y_i - \mu_y - b(x_i - \mu_x) \right)^2 \quad (4.8)$$

Jestliže  $VR$  je větší než Fischerovo rozdělení pravděpodobnosti pro stupně volnosti  $k_1=1$  a  $k_2=m-2$  s 95% pravděpodobností, rytmus je označen SR. Není-li podmínka splněna, pak je rytmus považován za VF.

### 4.3 VF filtrace

Následující algoritmus založený na VF filtraci (VF filter) [17][13] popsal Kuo a Dillman v roce 1978. Po předzpracování je EKG signál filtrován úzkopásmovou zádrží s centrální frekvencí odpovídající střední frekvenci ( $f_m$ ) signálu. Výstup je označován jako „VF-filter leakage“.

Je vycházeno z předpokladu, že VF signál má průběh podobný sinusovému. Střední hodnota periody  $T$  odpovídá podle [17][13]

$$T = 2\pi \sum_{i=1}^m |V_i| \left( \sum_{i=1}^m |V_i - V_{i-1}| \right)^{-1}, \quad (4.9)$$

kde  $V_i$ . Jsou vzorky signálu a  $m$  je počet vzorků jedné střední periody.

Úzkopásmová zadrž je simulována zkombinováním dat EKG signálu se stejnými daty o půl periody posunutými. „VF-filter leakage“ je pak vypočten jako [17][13]

$$leakage = \sum_{i=1}^m |V_i + V_{i-(T/2)}| \left[ \sum_{i=1}^m (|V_i| + |V_{i-(T/2)}|) \right]^{-1}. \quad (4.10)$$

Algoritmus je aplikován na úseky signálu, ve kterých nejsou detekovány QRS komplexy nebo stimuly. Je měřena amplituda signálu a jsou nastaveny dvě prahové hodnoty pro „VF-filter leakage“. Jestliže je úroveň signálu vyšší než třetina amplitudy posledního QRS komplexu (v předchozím úseku) a zároveň  $leakage < 0,406$ , pak je detekována VF. Jinak musí být  $leakage < 0,625$ , aby byl signál prohlášen za VF.

## 4.4 Spektrální analýza

K dalším metodám může být řazena i detekce pomocí spektrální analýzy (Spectral analysis SPEC) [18][12], kterou publikoval Barro roku 1989. Ventrikulární fibrilace ve spektru odpovídá úzkému pásmu frekvencí (4-7 Hz), ve srovnání s širokopásmovým SR signálem, který obsahuje frekvenční složky až nad 20 Hz.

Každý datový úsek je vynásoben Hammingovým oknem a pomocí Fourierovy transformace (FFT) převeden do spektrální oblasti. Jsou získány čtyři spektrální parametry [12]:

$$FSMN = \frac{1}{F} \frac{\sum_{i=1}^{100} Amp_i f_i}{\sum_{i=1}^{100} Amp_i} \quad (4.11)$$

normalizovaný první spektrální moment ( $FSMN$ ) a  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$ . V rozsahu 0,5-9 Hz je nalezena vrcholová frekvence  $F$ , frekvenční složka s maximální amplitudou. Hodnota  $f_i$  je  $i$ -tá frekvence v FFT mezi 0 a 100 Hz,  $Amp_i$  je její odpovídající amplituda. Parametr  $A_1$  je součet amplitud mezi 0,5 Hz a  $F/2$ , dělený součtem amplitud mezi 0,5 Hz a  $20F$ . Parametr  $A_2$  odpovídá součtu amplitud mezi  $0,7F$  a  $1,4F$  děleným součtem amplitud od 0,5 Hz do  $20F$ . Parametr  $A_3$  je součtem amplitud v pásmu 0,6 Hz v okolí druhé až osmé harmonické ( $2-8F$ ), dělený součtem amplitud mezi 0,5 Hz až  $20F$ . Maximální frekvence je 100 Hz, překročí-li některý z násobků tuto hodnotu, je jí nahrazen. Signál je označen za VF, je-li splněna podmínka  $FSMN \leq 1,55$ ;  $A_1 > 0,19$ ;  $A_2 \geq 0,45$ ;  $A_3 \leq 0,09$ .

## 4.5 Míra složitosti

V roce 1999 popsal Zhang detekční algoritmus založený na zjišťování míry složitosti EKG signálu (Komplexity measure CPLX) [19] Pro okno konkrétní délky je touto metodou nejprve na základě porovnání EKG signálu s odpovídající prahovou hodnotou generován řetězec nul a jedniček. Prahová hodnota je určena následujícím způsobem. Z dat pro okno délky  $n$  je vypočtena střední hodnota  $x_m$ , která je odečtena od vzorků

signálu. Je nalezeno pozitivní maximum  $V_p$  a negativní maximum  $V_n$ . Číslo odpovídající počtu hodnot  $x_i$  splňujících podmínku  $[0 < x_i < 0,1 V_p]$  je uloženo do proměnné  $P_c$ , obdobně pak pro podmínku  $[0,1 V_n < x_i < 0]$  do proměnné  $N_c$ . Jestliže  $(P_c + N_c) < 0,4n$ , práh je nastaven na  $T_d=0$ , dále jestliže  $P_c < N_c$  pak  $T_d=0,2V_p$ . V ostatních případech  $T_d=0,2V_n$ . Řetězec jedniček a nul je vytvořen následovně. Jestliže  $x_i < T_d$ ,  $s_i=0$ , jinak  $s_i=1$ .

Jestliže  $S$  a  $Q$  jsou reprezentovány dvěma řetězci, potom  $SQ$  je jejich sloučením.  $SQ\pi$  odpovídá řetězci  $SQ$  s vynechaným posledním prvkem. Necht'  $\nu(SQ\pi)$  obsahuje veškeré podřetězce  $SQ\pi$ . Počáteční hodnoty jsou  $c(n) = 1$ ,  $S = s_1$ ,  $Q = s_2$  a  $SQ\pi = s_1$ . Pro zobecnění předpokládejme  $S = s_1 s_2 \dots s_r$ , a  $Q = s_{r+1}$ . Jestliže  $Q \in \nu(SQ\pi)$ , pak  $s_{r+1}$  je podřetězcem  $s_1 s_2 \dots s_r$ . V tomto případě  $S$  zůstává nezměněno a  $Q$  je obnoveno na  $s_{r+1}s_{r+2}$ . Dále je opět rozhodnuto, zda  $Q$  náleží  $\nu(SQ\pi)$  nebo nikoli. Takto je postupováno dokud  $Q \notin \nu(SQ\pi)$ , nyní je  $Q = s_{r+1}s_{r+2} \dots s_{r+i}$  a není podřetězcem  $s_1 s_2 \dots s_{r+1}s_{r+2} \dots s_r s_{r+1} \dots s_{r+i-1}$ . V tomto případě je hodnota  $c(n)$  zvýšena o jedna. Poté  $S$  je sloučen s  $Q$  a  $S$  obnoveno na  $S = s_1 s_2 \dots s_{r+1}s_{r+2} \dots s_r s_{r+1} \dots s_{r+i}$ , stejně tak  $Q$  na  $Q = s_{r+i+1}$ . Dále je postupováno podle výše zmíněného schématu, dokud obsahem  $Q$  není i poslední znak. Nyní počet odlišných podřetězců  $s_1, s_2, \dots, s_n$  je  $c(n)$ , tzv. míra složitosti. Normalizované  $C(n)$  je vypočteno jako [19]:

$$C(n) = \frac{c(n)}{b(n)}, \quad (4.12)$$

Kde  $b(n)$  udává asymptotické chování  $c(n)$  náhodného řetězce [19]:

$$b(n) = \frac{n}{\log_2 n} \quad (4.13)$$

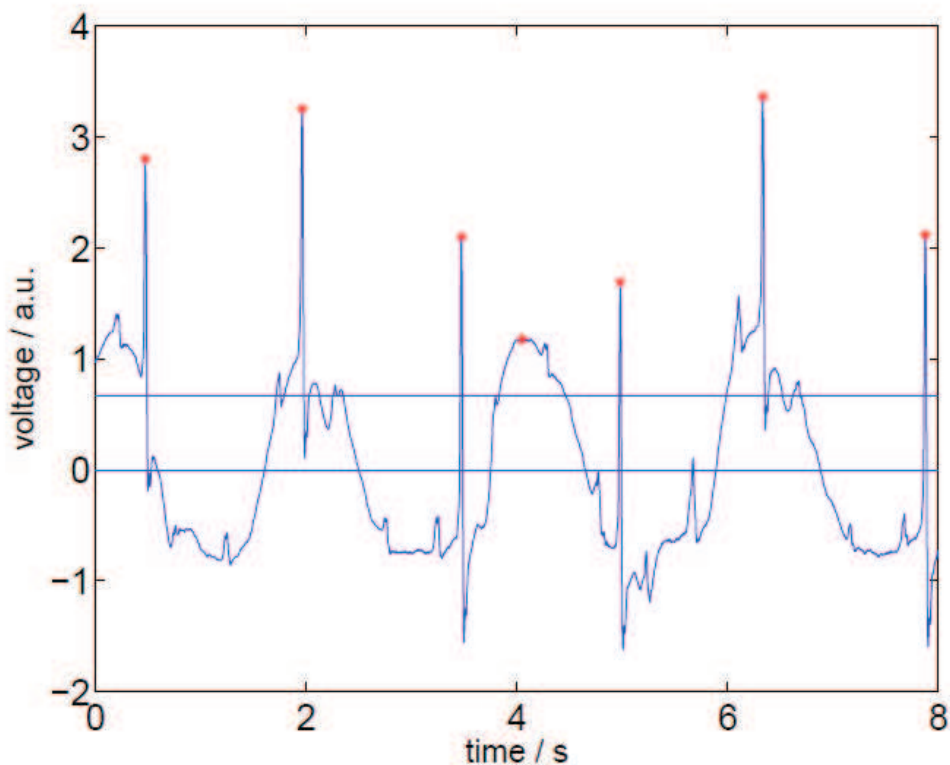
Je zřejmé, že  $0 \leq C(n) \leq 1$ . V případě, že chceme získat výsledky nezávislé na  $n$ , pak  $n$  musí být větší než 1000. Jestliže  $C < 0,173$  EKG je klasifikováno jako SR, jestliže  $0,173 \leq C \leq 0,426$  jako VT a jestliže  $C > 0,426$  jako VF.

## 4.6 Algoritmus porovnávání signálu

Nový algoritmus je založen na porovnávání (Signal comparison algorithm) [13] EKG signálu se čtyřmi předem definovanými referenčními signály (tři sinusové rytmy obsahující jeden PQRS úsek a jeden signál ventrikulární fibrilace).

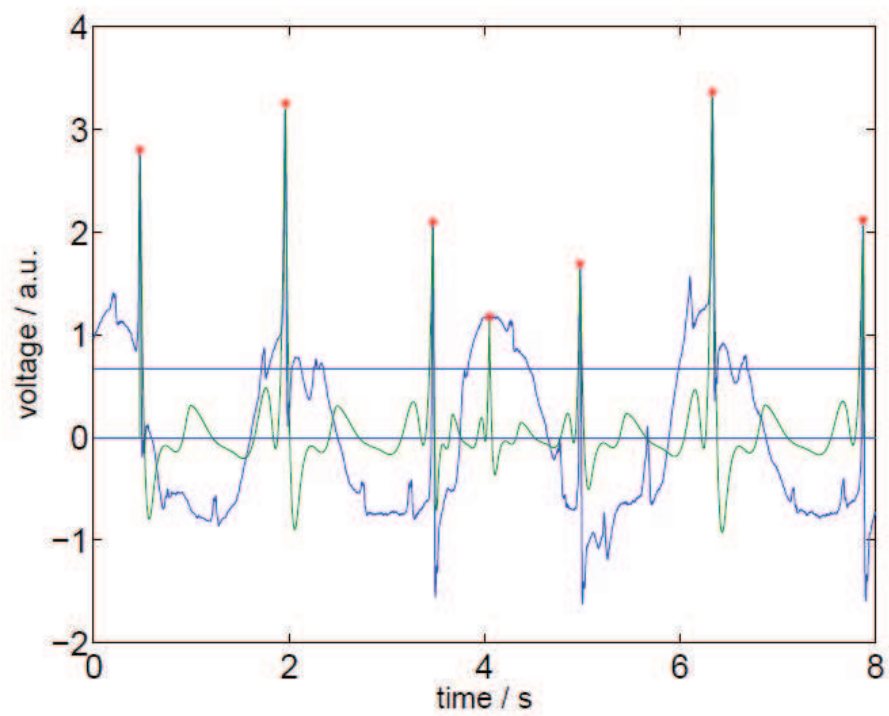
Algoritmus pracuje v časové oblasti. Po předzpracování signálu jsou nalezena všechna relativní maxima upraveného signálu. Je určena jejich relativní pozice v čase  $t_j$  a amplituda  $a_j$ . Tento soubor je nazýván  $M_0$ . Aplikováním pravděpodobnostního testu [13] je rozhodnuto, zda jsou jednotlivé body součástí QRS komplexu. Výsledkem je množina bodů  $X$  (Obr. 1.1), která je podmnožinou  $M_0$ . Tímto způsobem je vyloučena většina relativních maxim, která existují v EKG signálu jen díky šumu nebo bezvýznamným zdvihům (včetně P a T vln). V signálu s VF jsou tímto způsobem ponechány pouze taková maxima, která náleží vrcholům fibrilační periody. Hodnoty

prahů použité pro výběr maxim jsou vypočteny na základě experimentálně zjištěných parametrů.

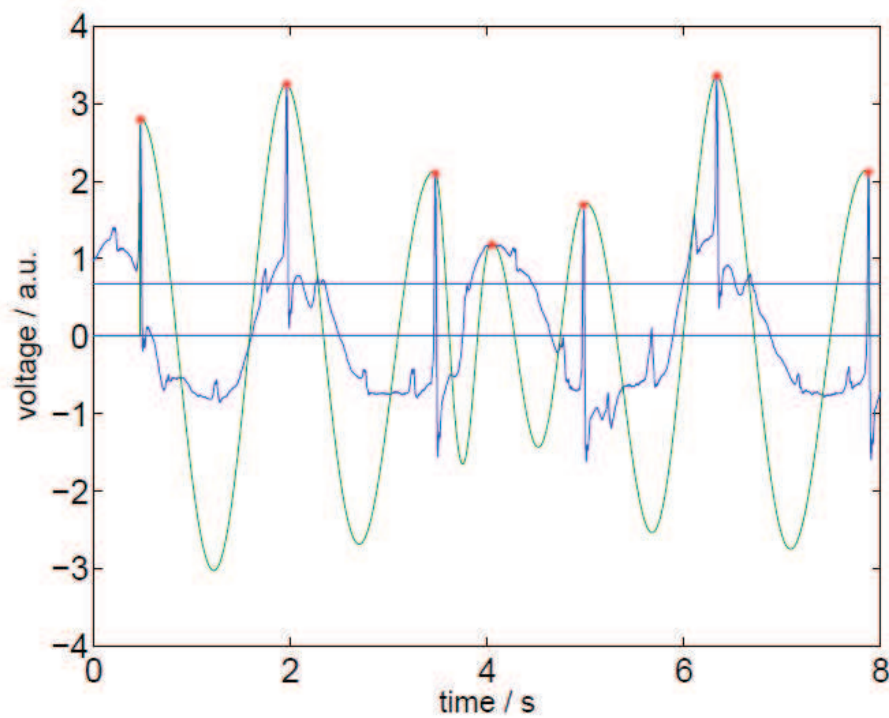


Obr. 4.5 EKG signál s vyhledanými relativními maximy (označeny hvězdičkou) pro algoritmus SCA [13].

Aplikace základní myšlenky algoritmu je následující. Body z množiny  $X$  jsou použity k vygenerování čtyř uměle vytvořených signálů. První signál (Obr. 4.6) vypadá jako normální sinusový rytmus, jehož QRS vrcholy jsou právě v bodech  $X$ . Referenční signál obsahuje jeden PQRST segment, který je vždy přizpůsoben mezi dvě po sobě jdoucí maxima  $X$ . Pro různé velikosti vrcholů je amplituda signálu přizpůsobena lineárně. Generovaný signál má veškeré náležitosti, jako je úzký QRS komplex, P vlna nebo T vlna. Druhý uměle vytvořený signál je průměrem přibližně 700ti signálů s normálním rytmem, je vytvořený z šestnácti souborů MIT databáze a šestnácti souborů CU databáze. Třetí uměle vytvořený signál má QRS komplex a elevaci T vlny. Čtvrtý signál, který je použit jako referenční pro signál ventrikulární fibrilace (Obr. 4.7), má tvar funkce cosinus, jejíž vrcholy jsou v bodech  $X$ .



Obr. 4.6 EKG signál s relativními maximy a jimi proloženým referenční signál SR pro algoritmus SCA [13].



Obr. 4.7 EKG signál s relativními maximy a jimi proloženým referenční signál VF pro algoritmus SCA [13].

Dalším krokem je výpočet zbytků s respektováním referenčních signálů. EKG signál je označen jako  $E(t)$ , referenční signál, který simuluje zdravé srdce  $S_j(t)$ ,  $j = 1, 2, 3$  a VF signál  $F(t)$ . Jsou počítány následující parametry (rovnice (4.14) až (4.18) [13]):

$$RF = \int_I |E(t) - F(t)| dt \quad (4.14)$$

$$RS_j = \int_I |E(t) - S_j(t)| dt, \quad j = 1, 2, 3, \quad (4.15)$$

$$IF = \int_I |F(t)| dt, \quad (4.16)$$

$$IE = \int_I |E(t)| dt, \quad (4.17)$$

$$IS_j = \int_I |S_j(t)| dt, \quad (4.18)$$

kde  $I = [t_0, t_1]$  s  $t_0 = \min\{t_j | t_j \in X\}$  a  $t_1 = \max\{t_j | t_j \in X\}$ . Pak  $I$  je interval od nejmenšího  $t_j$  z  $X$  po největší  $t_j$  z  $X$ . Nyní jsou vypočteny následující hodnoty (rovnice (4.19) až (4.21) podle [13]).

$$VRF = \frac{c_1 RF}{\min(IF, IE)}, \quad (4.19)$$

$$VRS_j = \frac{c_2 RS_j}{\min(IS_j, IE)}, \quad (4.20)$$

$$t_j = \frac{VRF}{VRS_j}, \quad t_{j,0} = 1, \quad j = 1, 2, 3. \quad (4.21)$$

Konstanty  $c_1$  a  $c_2$  byly vhodně zvoleny na základě testování. Na závěr jsou porovnány hodnoty  $VRF$  a  $VRS$ . Jestliže všechny hodnoty  $t_j$  pro  $j = 1, 2, 3$  jsou menší než 1, pak je signál klasifikován jako VF, pro ostatní případy jako SR.

## 5 DIAGNOSTICKÉ TESTY A HODNOCENÍ KVALITY ALGORITMŮ

V následující části je popsáno několik základních veličin, které jsou používány pro hodnocení skriningových a diagnostických testů. Text a použité vzorce (5.1) až (5.6) se odkazují na literaturu [20].

Je označen jev  $D^+$ , že osoba nemoc má, a  $D^-$  jev, že osoba sledovanou nemoc nemá. Pozitivní výsledek skriningového testu je označen  $T^+$  a negativní výsledek  $T^-$ . Pravděpodobnost výskytu nemoci v populaci  $P(D^+)$  se nazývá **prevalence (apriorní pravděpodobnost, pretestová pravděpodobnost)**. Naměřené kombinace výsledků skriningového testu pro nemocné a osoby bez sledované nemoci mohou být zapsány do následující tabulky (Tab. 5.1). Přitom  $a$  je počet nemocných osob, u nichž test reagoval pozitivně ( $TP$ ),  $c$  je počet nemocných osob, u nichž test reagoval negativně ( $FN$ ). Podobně  $b$  je počet osob bez nemoci s pozitivní reakcí na test ( $FP$ ) a  $d$  je počet osob bez nemoci s negativní reakcí na test ( $TN$ ).

Výsledek testu	Nemoc		Celkem
	Přítomna ( $D^+$ )	Nepřítomna ( $D^-$ )	
$T^+$	$a$	$b$	$a+b$
$T^-$	$c$	$d$	$c+d$
Celkem	$a+c$	$b+d$	$n$

Tab. 5.1 Výsledky testu [20].

Senzitivita (sensitivity) a specifická (specificity) jsou dvě míry pro hodnocení skriningového testu. **Senzitivita  $SE$**  je definována jako pravděpodobnost  $P(T^+|D^+)$ , že test bude pozitivní u nemocných. Odhaduje se jako

$$SE = \frac{a}{a+c}. \quad (5.1)$$

Často je tato veličina označována také jako **Recall** neboli úplnost, toto označení je použito i v následujících kapitolách tohoto textu.

**Specifická  $SP$**  je definována jako pravděpodobnost  $P(T^-|D^-)$ , že test je negativní u osob bez nemoci. Odhaduje se jako

$$SP = \frac{d}{b+d}. \quad (5.2)$$

Kromě senzitivity a specifické jsou rovněž důležité pravděpodobnosti, s jakými skriningový test reaguje negativně u nemocných, resp. pozitivně u osob bez nemoci, nazývané falešná negativita (false negativity), resp. falešná pozitivita (false positivity).



**Falešná pozitivita  $NP$**  diagnostického testu se odhaduje jako

$$NP = \frac{b}{b+d} \quad (5.3)$$

a **falešná negativita  $NN$**  diagnostického testu jako

$$NN = \frac{c}{a+c} \quad (5.4)$$

Je vidět, že součet senzitivity a falešné negativity je jedna, tj.  $SE + NN = 1$ . Podobně i součet specificity a falešné pozitivity je jedna, tj.  $SP + NP = 1$ .

Prediktivní hodnoty (predictive values) skriningového testu měří, zda osoba podrobená skriningovému testu je skutečně nemocná. **Prediktivní hodnota pozitivního testu  $PV^+$**  (tzv. pozitivní prediktivita) je pravděpodobnost  $P(D^+|T^+)$ , že osoba je opravdu nemocná, když test reagoval pozitivně. Je odhadována jako

$$PV^+ = \frac{a}{a+b} \quad (5.5)$$

Positivní prediktivita může být stejně jako v následujícím textu označována též jako **Precision** neboli přesnost.

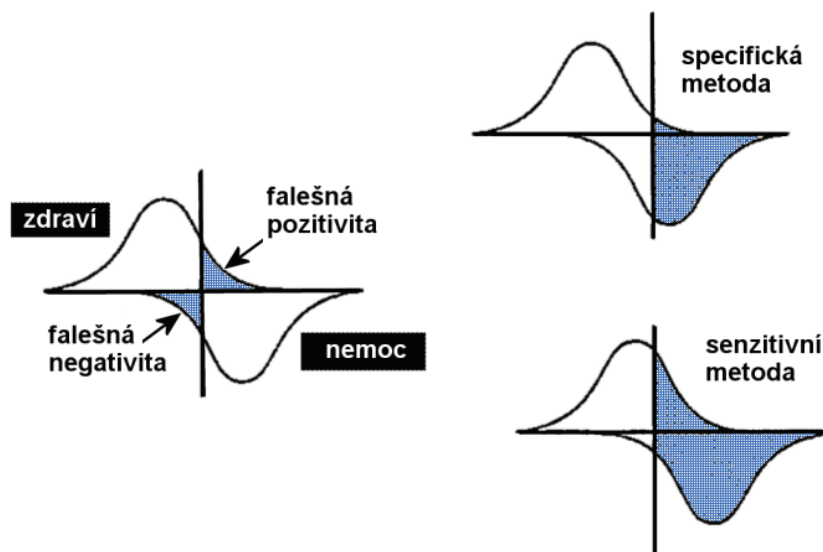
**Prediktivní hodnota negativního testu  $PV^-$**  je pravděpodobnost  $P(D^-|T^-)$  že osoba nemá sledovanou nemoc při negativním výsledku testu. Odhaduje se jako

$$PV^- = \frac{d}{c+d} \quad (5.6)$$

Senzitivita a specificita jsou charakteristiky samotného testu. Prediktivní hodnoty jsou ale velmi silně závislé na prevalenci nemoci.

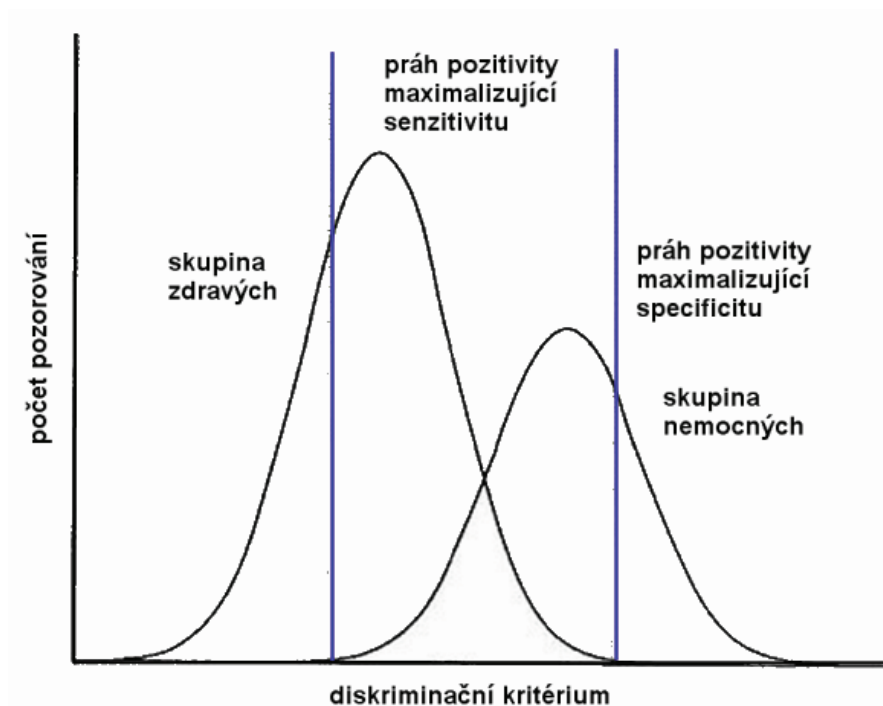
Přesnost skriningového testu udává pravděpodobnost, s jakou test poskytuje správné závěry v populaci podrobené skriningu. Odhadujeme ji jako podíl správně diagnostikovaných ze všech testovaných  $(a+d)/n$ . Tato hodnota je nazývána **správnost testu (accuracy)**, o testu neříká nic podstatného pro diagnostiku [21].

Při různých diagnostických testech může být kladen požadavek na větší specificitu metody nebo naopak na její senzitivitu. Příkladem může být zmíněné vyhledávání ventrikulárních fibrilací, kdy požadavkem na algoritmy pro automatické externí defibrilátory je vysoká specificita a naopak pro algoritmus holterovského monitorování EKG vysoká senzitivita (Recall). Je samozřejmé, že ideálním případem by byla jak vysoká senzitivita, tak i specificita. Grafické vyjádření specifické a senzitivní metody je ukázáno na následujícím obrázku (Obr. 5.1).



Obr. 5.1 Grafické vyjádření vlastností diagnostické metody [21].

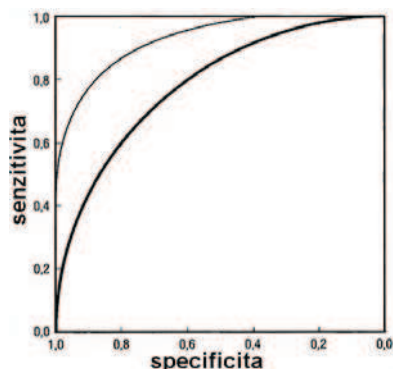
Pro různé situace a účely testu může být vhodnější vyšší senzitivita nebo naopak vyšší specifita. Obě zmíněné hodnoty mohou být ovlivněny nastavením diskriminační hranice testu (Obr. 5.2). S volbou hranice je nutné zvážit četnost a důsledky nesprávného zhodnocení.



Obr. 5.2 Změna vzájemného poměru senzitivity a specifity s posunem diskriminační hranice [21].

Křivka, která pro zvolené diskriminační hranice testu dopočítává senzitivitu a specifitu testu se nazývá **ROC (Receiver Operating Characteristic) křivka**. (Obr. 5.3). Používá se při hledání dělicího bodu, aby bylo docíleno vhodné rovnováhy mezi

falešně pozitivními a falešně negativními závěry (Obr. 5.4).



Obr. 5.3 ROC křivky pro dva různé testy (vypuklejší křivka odpovídá lepšímu testu) [21].

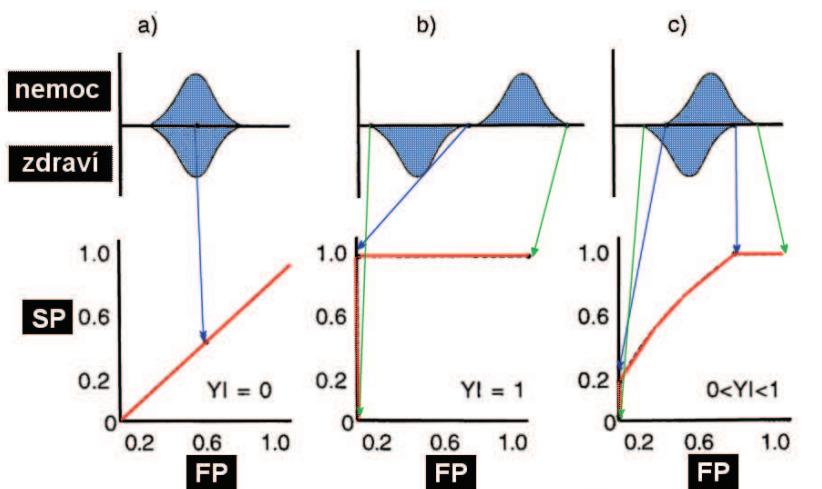
Další způsob prezentace výsledků je často používán k hodnocení binárního rozhodování. Neoznačován jako **křivka PR (Precision - Recall)**. Tato křivka vyjadřuje závislost mezi úplností a přesností detekce. Recall vyjadřuje míru schopnosti prezentovat důležité položky [22] v závislosti na hodnotě Precision, která vyjadřuje míru schopnosti prezentovat pouze správné položky. Recall je vypočtena stejně jako senzitivita podle vzorce (5.1), Precision odpovídá výpočtu pozitivní prediktivity podle (5.5)

Přestože křivka PR lépe informuje o výkonu algoritmu [22], vyjádření výsledků pomocí ROC křivky bývá častější. Platí, že křivka dominuje v ROC prostoru jen tehdy a pávě tehdy, jestliže dominuje v PR prostoru [22]. Při vykreslování PR křivky, platí, že získané body nelze jednoduše lineárně interpolovat [22].

Další vlastností testu je tzv. **Yondenův index**, který vyjadřuje celkovou kvalitu testu. Je vypočten jako

$$YI = \text{senzitivita} + \text{specifická} - 1 \quad (5.7)$$

a nabývá hodnot 0 až 1, kde 0 znamená, že test nepřinesl žádnou informaci, naopak 1 odpovídá bezchybnému testu.



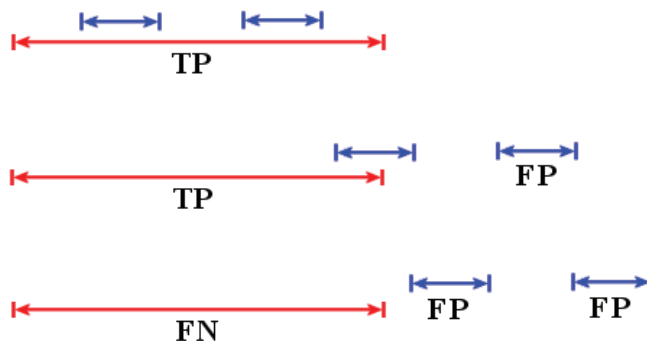
Obr. 5.4 Distribuční křivky, posun prahové hodnoty, ROC křivky, Yondenův index [21].

## 5.1 Požadavky na přístroj podle ČSN EN 60601-2-47

Požadavky na porovnání ventrikulární fibrilace (VF) a atriální fibrilace (AF) udává norma ČSN EN 60601-2-47 [23], která stanovuje zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů (holterovské systémy).

U přístrojů, o kterých se prohlašuje, že detekují VF, musí být provedeno porovnání VF na základě ověřovacího souboru, který je výstupem přístroje a obsahuje časy, které přístroj přiřadil začátkům a koncům epizod VF. Každá referenční epizoda VF, pro kterou existuje překrytí referenčního a algoritmického intervalu indikujícího VF, se započítá jako pravdivě pozitivní pro účely stanovení citlivosti na VF epizody. Všechny ostatní referenční epizody se započítají jako falešně negativní. Podobně, každá algoritmem označená epizoda, pro kterou existuje překrytí, se započítá jako pravdivě pozitivní pro účely stanovení pozitivní prediktivity VF epizody. Všechny ostatní algoritmicke označené epizody se započítají jako falešně pozitivní (Obr. 5.5).

U přístrojů, o kterých se prohlašuje, že detekují AF, se musí provést porovnání AF. Tato zkouška se provádí stejným způsobem jako porovnání VF, s náhradou "AF" za každý výskyt "VF", podle předchozího popisu. Úseky označené v referenčních ověřovacích souborech jako síňový flutter se z tohoto porovnávání vyloučí. Ze součtů pravdivě pozitivních, falešně negativních a falešně pozitivních, odvozených výše uvedenými metodami, se citlivost a pozitivní prediktivita pro VF a AF epizody odvodí obvyklým způsobem.

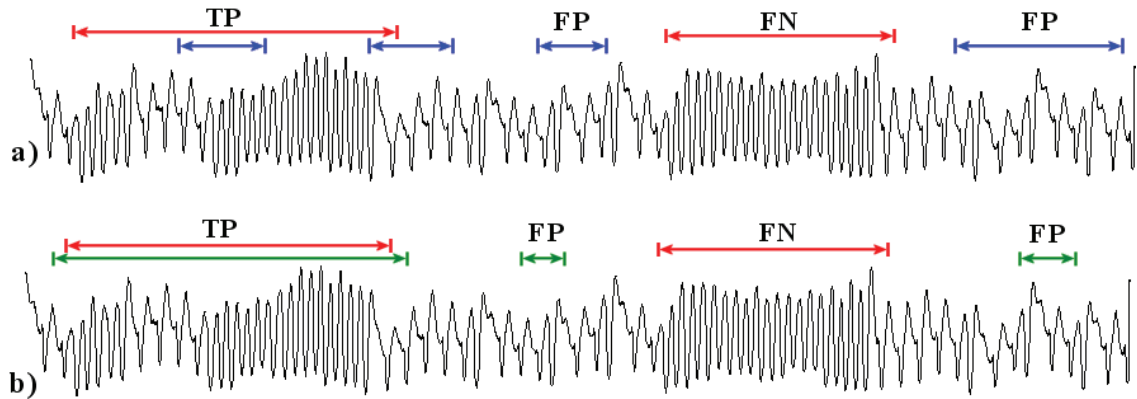


Obr. 5.5 Určení správně pozitivních (*TP*), Falešně negativních (*FN*) a falešně pozitivních (*FP*) epizod v závislosti na vzájemné pozici referenčního (červená) a algoritmického (modrá) intervalu indikujícího VF.

## 5.2 Hodnocení kvality algoritmu

Základní veličiny, jako je Recall nebo specificita, které jsou používány k hodnocení kvality algoritmů, závisí na počtu správně pozitivních (*TP*), správně negativních (*TN*), falešně pozitivních (*FP*) a falešně negativních (*FN*) detekcí. Způsob získání těchto veličin, je popsán v části 5.1. Jejich vypovídající schopnost je ukázána na následujícím příkladu.

Na EKG signál, který obsahuje dvě referenční epizody VF, jsou nezávisle aplikovány dva algoritmy A (Obr. 5.6a) a B (Obr. 5.6b).



Obr. 5.6 Automatická detekce epizod VF ze signálu EKG pomocí algoritmu A (a) a B (b); referenční epizoda- červená, algoritmem detekovaná epizoda – modrá (algoritmus A) a zelená (algoritmus B).

Jak je vidět, počet správně i falešně detekovaných epizod podle normy ČSN EN 60601-2-47 je stejný v případě algoritmu A i B ( $TP = 1$ ,  $FN = 1$  a  $FP = 2$ ). Přestože by kvalita detekce obou algoritmů měla být na základě vypočtených hodnot Recall, Precision a specificity shodná, je zřejmé, že detektor B je přesnější.

Aby byl tento fakt zachycen, je v následující práci k hodnocení současně použito i procentuální vyjádření správnosti detekce. Hodnota  $pTP$  vyjadřuje, kolik procent z celkového trvání referenčních epizod VF bylo algoritmem správně označeno jako VF. Je vypočtena jako

$$pTP = \frac{timeTP}{timeVF}. \quad (5.8)$$

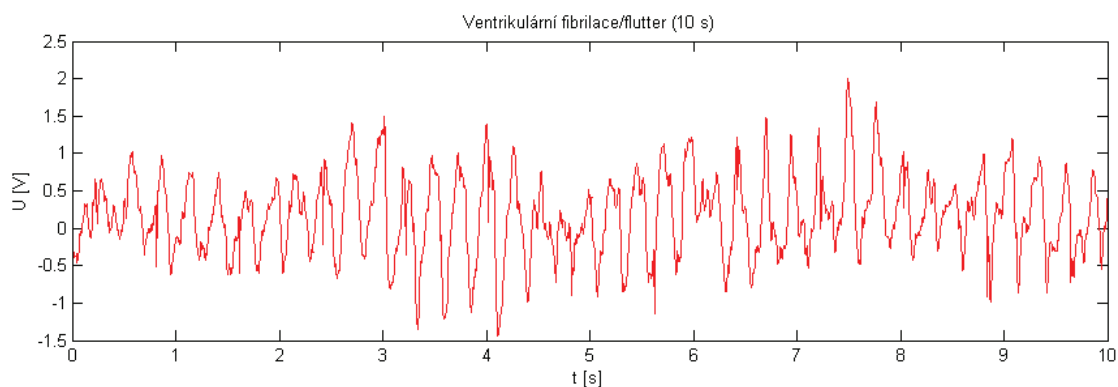
Naopak hodnota  $pFP$  odpovídá procentu normálního signálu falešně detekovaného algoritmem jak VF z celkové doby trvání normálního sinusového rytmu.

$$pFP = \frac{timeFP}{timeSR}. \quad (5.9)$$

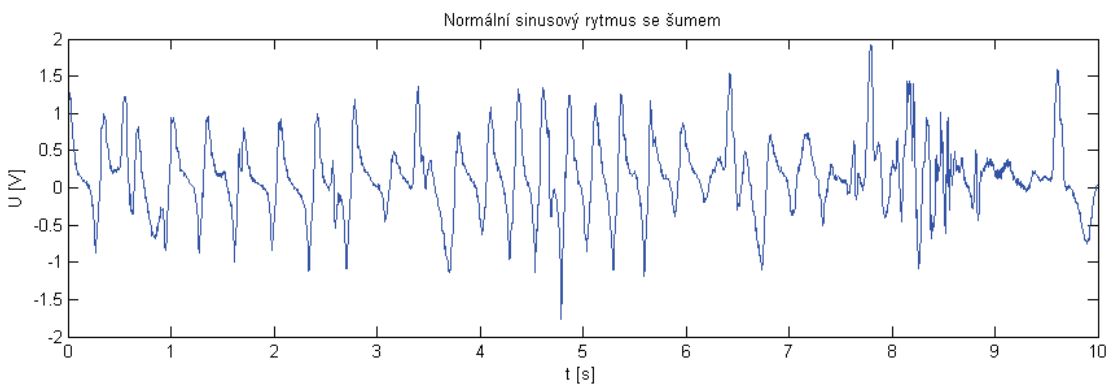
Křivka vyjadřující závislost  $pFP$  na hodnotě  $pTP$  je v textu označena jako křivka správnosti detekce.

## 6 NAVRŽENÝ DETEKČNÍ ALGORITMUS

V rámci této práce je vytvořen automatický detekční algoritmus, pro účely EKG holterovského monitorovacího systému. Předmětem vyhledávání jsou rytmy komorových tachykardií, fibrilací a flutterů delších než 5 s. Při návrhu algoritmu je kladen důraz především na citlivost detekce, důvodem je dodatečná kontrola detekovaných epizod lékařem. Vlastní metoda je popsána v následující části. Pro bližší představu obtížnosti detekce je na následujících obrázcích prezentován úsek signálu obsahující fibrilaci (Obr. 6.1) a úsek signálu zašuměného normálního sinusového rytmu (Obr. 6.2).



Obr. 6.1 Ukázka signálu ventrikulární fibrilace/flutteru.



Obr. 6.2 Ukázka zašuměného signálu normálního sinusového rytmu.

### 6.1 Data

Pro návrh a testování detekční metody jsou použity signály ze dvou databází. Z AHA (American Heart Association) databáze [24], která je určena k hodnocení detektorů ventrikulárních arytmií (1982-1985), je použita osmá skupina „krátkých“ záznamů. Tyto signály obsahují epizody ventrikulárních fibrilací a flutterů. Algoritmem je

hodnoceno vždy celých 30 minut anotovaného záznamu. Konkrétně jsou použity soubory 8201 – 8209 (cd1) a 8301-8310 (cd2). Druhou databází je MIT-BIH (Malignant Ventricular Arrhythmia Database) [25], která obsahuje půlhodinové EKG záznamy s epizodami ventrikulárních tachykardií, flutterů a fibrilací. Konkrétní soubory použité z této databáze jsou 418-430, 602, 605, 607, 609, 610 a 615. Každý datový soubor obsahuje záznamy ze dvou kanálů. Epizody ventrikulárních tachykardií a flutterů nejsou vzájemně odlišeny.

Vzhledem k zadání práce, jsou odstraněny části signálu obsahující úseky arytmie kratší než 5 s. Dále jsou spojeny každé dvě po sobě jdoucí epizody arytmie, které jsou vzájemně odděleny úsekem normálního rytmu kratším než 5 s. Žádné další předzpracování signálů není provedeno. Rozdělení dat na trénovací a testovací je uvedeno v následující tabulce (Tab. 6.1).

Rozdělení dat na trénovací a testovací				
Data	Databáze	AHA	MIT-BIH	
Trénovací	Signály	8201-8209 (cd1)	419, 420, 422-427	418, 421
	Počet epizod arytmie pro jeden svod signálu	9	20	19
Testovací	Signály	8301-8310 (cd2)	428-430, 602, 605, 607, 609, 610, 615	
	Počet epizod arytmie pro jeden svod signálu	10	23	

Tab. 6.1 Rozdělení dat na trénovací a testovací.

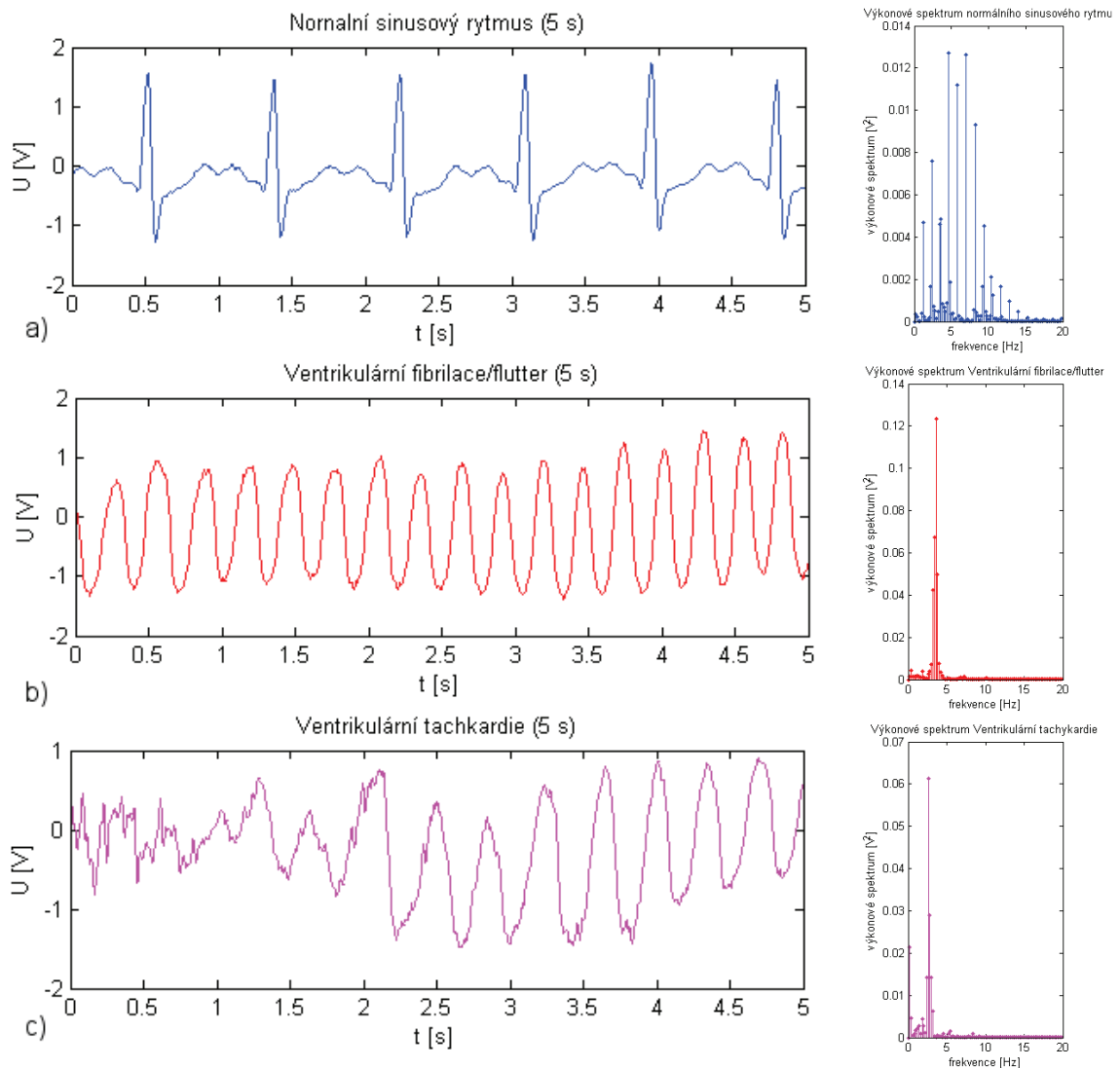
Signály 418 a 421 z MIT-BIH databáze jsou vzhledem k nepoměrně vyššímu počtu epizod arytmií hodnoceny samostatně.

## 6.2 Princip detekce

Algoritmus detekce ventrikulárních tachykardií, fibrilací a flutterů je založen na analýze signálu jak ve spektrální oblasti, tak v oblasti časové.

### *Detekce ve spektrální oblasti*

Analýza signálu ve spektrální oblasti je založena na základních odlišnostech výkonových spekter úseků signálu normálního sinusového rytmu od úseků obsahujících epizody VT, VF nebo flutter. Výkonové spektrum normálního signálu má rozprostřenější charakter, příklad je uveden na Obr. 6.3a. Signál s arytmií má soustředěnu většinu výkonu do úzkého frekvenčního pásma (Obr. 6.3b,c). Vyhledání tohoto pásma je základem detekce. Základní frekvence odpovídající maximální hodnotě výkonu se pro jednotlivé případy liší, její předpokládaný výskyt je odhadován v pásmu 2,3 až 10 Hz. Mezní frekvence tohoto pásma jsou odvozeny ze srdečních frekvencí odpovídajících detekovaným arytmiím. Tyto srdeční frekvence se pohybují v rozsahu přibližně od 140/min pro komorové tachykardie po hodnoty kolem 600/min při fibrilacích.



Obr. 6.3 Úseky signálů délky 5 s a jim odpovídající výkonová spektra v rozsahu frekvencí 0-20 Hz a) sinusový rytmus (AHA 8201), b) ventrikulární fibrilace/flutter (MIT-BIH 418), c) ventrikulární tachykardie (MIT-BIH 425).

Datové úseky o délce 5 s jsou postupně pomocí Fourierovy transformace (FFT) převedeny do spektrální oblasti a metodou periodogramu je vypočten odhad jejich výkonového spektra (PSD), kde vzorky spektra jsou vypočteny jako [26].

$$S_{ff}(\omega) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{1}{N} |F_{wi}(\omega)|^2, \text{ pro } M = 1. \quad (6.1)$$

Jde v principu o souborový průměr individuálních výkonových spekter z  $M$  realizací o délce  $N$  vzorků [26]. Pro každý datový úsek je následně získán parametr  $RPS$ , který vyjadřuje poměr energie ve výkonovém spektru.

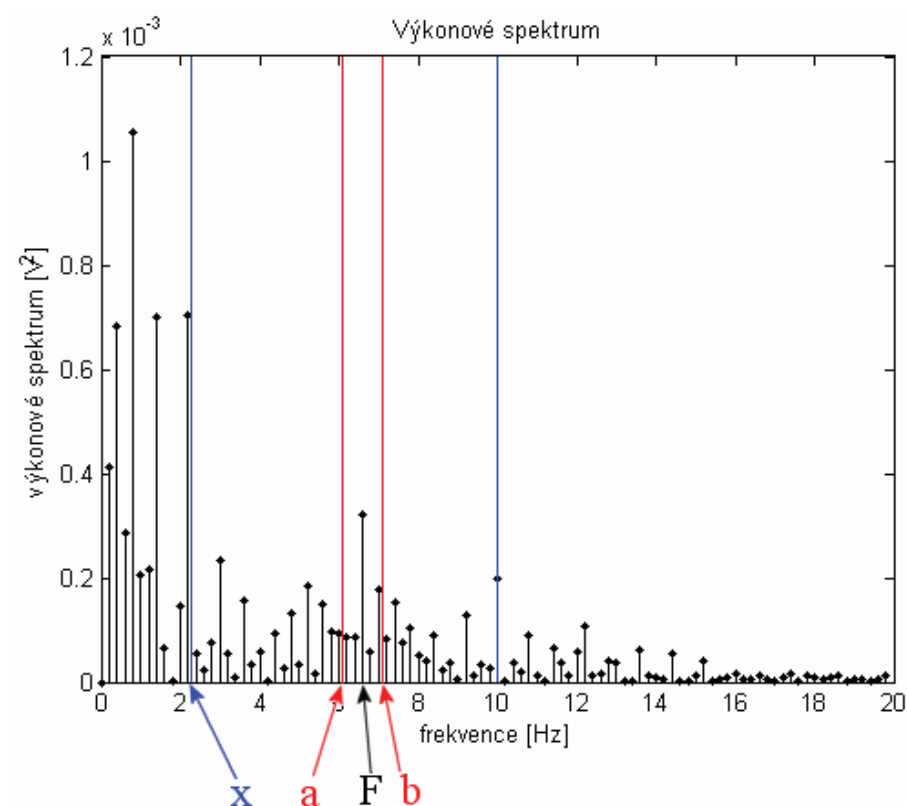


Je vypočten jako

$$RPS = \begin{cases} \frac{\frac{Pow_F}{\sum_{i=b}^n Pow_i}}{(n-b+1)} & , \text{pro } (x-a) \leq 0 \\ \frac{Pow_F}{\sum_{i=x}^a Pow_i + \sum_{i=b}^n Pow_i} & , \text{jinak} \end{cases} \quad (6.2)$$

kde  $F$  je základní frekvenční složka s maximálním výkonem nalezená ve frekvenčním pásmu 2,3 až 10 Hz (Obr. 6.4). Hodnota  $Pow_i$  je výkon  $i$ -té frekvenční složky PSD. Hodnota  $x$  je frekvenční složka odpovídající frekvenci 2,3 Hz, obdobně  $n$ -tá složka odpovídá frekvenci 40 Hz. Složka  $a$  je vypočtena jako  $F-0,5$  Hz a složka  $b$  jako  $F+0,5$  Hz. Pokud je  $a < x$ , pak  $a=x$ .

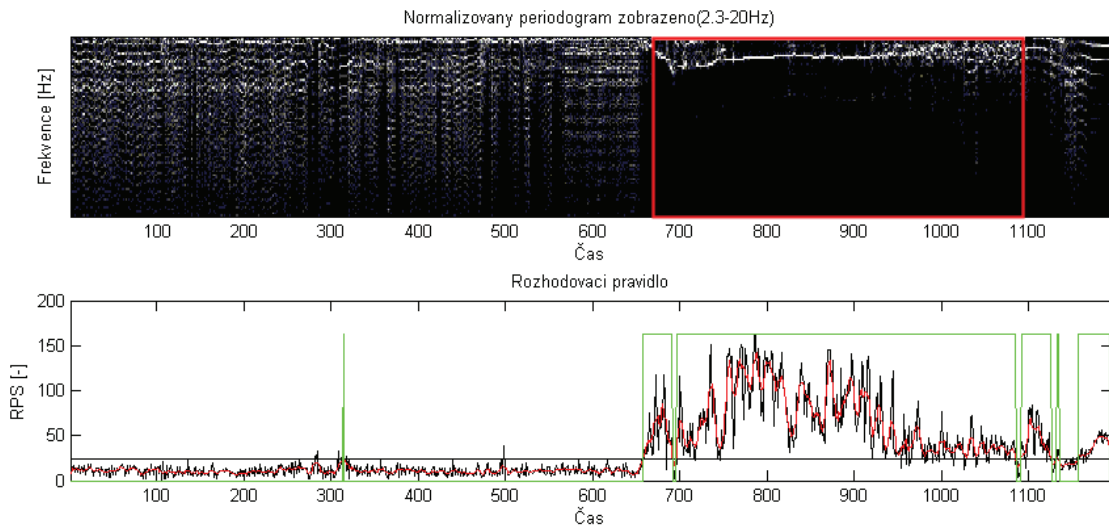
Jinak řečeno, ve spektru jsou ponechány pouze frekvence 2,3-40 Hz. Je vyhledána maximální hodnota výkonu spektra  $Pow_F$  (odpovídající základní frekvenční složce  $F$ ). Tato hodnota je vydělena celkovým spektrálním výkonem, od kterého je nejprve odečten výkon složek frekvenční oblasti  $F-0,5$  až  $F+0,5$  Hz.



Obr. 6.4 Hodnoty pro výpočet  $RPS$  znázorněné ve výkonovém spektru.

Hodnota  $RPS$  je vždy vypočtena ze všech vzorků posuvného okna délky 5 s. Toto okno je s posunem 1,5 s postupně aplikováno na celou délku signálu. Délka okna je dostatečně dlouhá vzhledem k potřebné rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti, ale zároveň dostatečně krátká, aby bylo dosaženo dostatečné rozlišení v čase. Volba okna vyhovuje podmínce, že arytmičné epizody kratší než 5 s nemusí být vyhledány. Posunem okna 1,5 s je zlepšena časová rozlišovací schopnost.

Na řadu hodnot  $RPS$  je dále aplikováno průměrovací okno o délce 5 vzorků. Hodnoty takto získaného vektoru jsou porovnány s definovaným prahem. Je-li prahová hodnota překročena, je daný úsek klasifikován jako VF/flutter nebo VT (Obr. 6.5). V opačném případě je signál označen jako SR. Prahová hodnota odpovídá průměru prvních jedenácti hodnot  $RPS$  normálního rytmu (ovlivněno 20 s signálu) násobenému hodnotou  $TR$ . Tato hodnota je zvolena jako kritický parametr pro získání křivky Precision-Recall. Periodogramy jsou graficky prezentovány v normalizované podobě, kdy je každé ze získaných spekter vyděleno jemu odpovídající hodnotou  $POW_F$ .

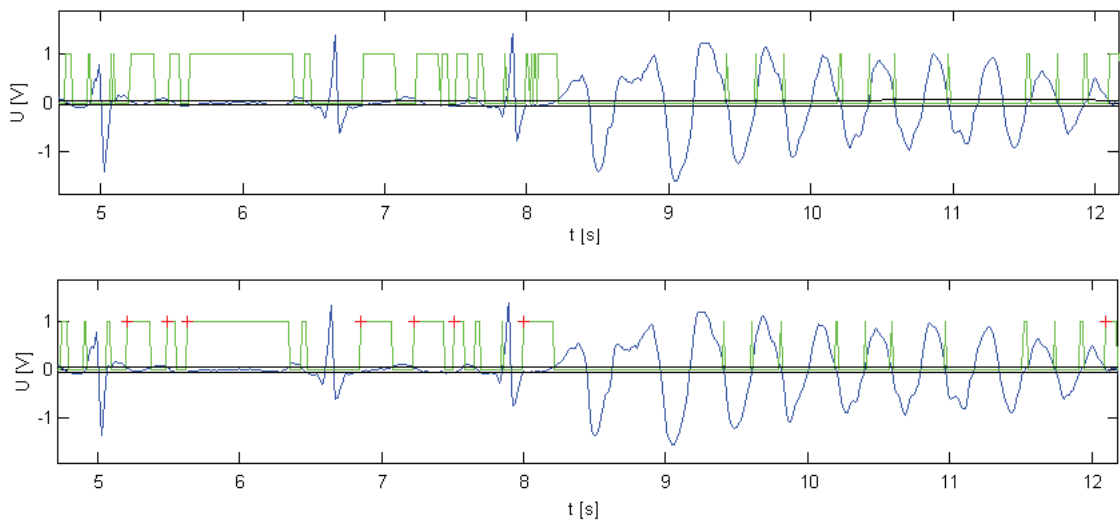


Obr. 6.5 Detekce ve spektrální oblasti: a) periodogram (2,3-20 Hz, bílá odpovídá hodnotě 1) s označeným úsekem fibrilace (červená); b) vektor hodnot  $RPS$  (černá), průměrovaný vektor hodnot  $RPS$  (červená), detekce VF (zelená).

### ***Detekce v časové oblasti***

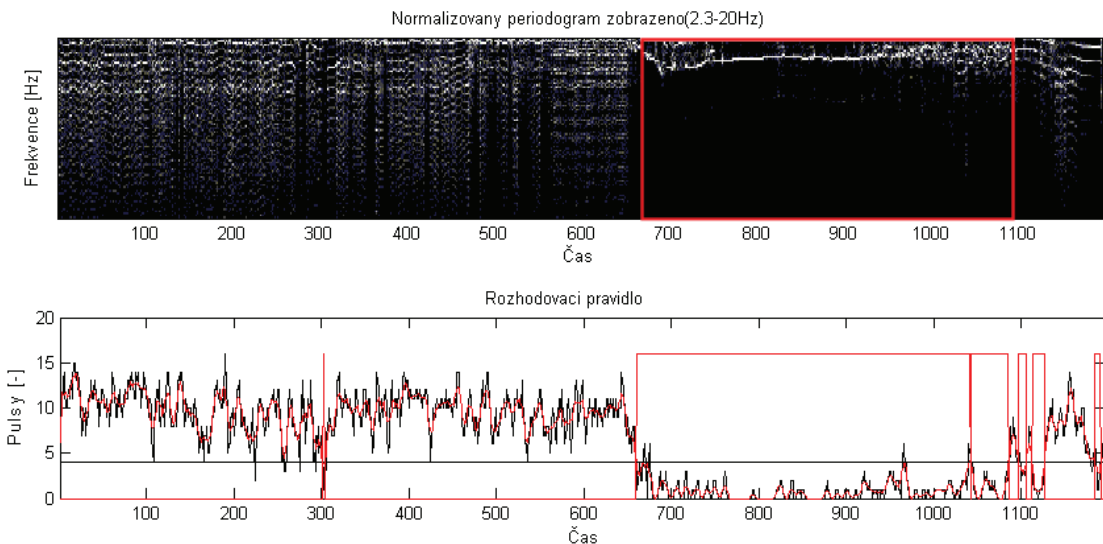
Detekce v časové oblasti vychází z rovných úseků, jejichž hodnoty se blíží nebo odpovídají hodnotám nulové izolinie. Tyto úseky chybí v epizodách ventrikulárních tachykardií, fibrilací i flutterů.

Analyzovaný signál je nejprve filtrován pásmovou propustí 1,6 – 40 Hz. Důležité je především potlačení driftu a nulové izolinie. Stejně jako při detekci ve spektrální oblasti je na signál aplikováno posuvné okno o délce 5 s s posunem 1,5 s. Na základě porovnání s adaptivními prahovými hodnotami je tento signál převeden na řetězec jedniček (je-li hodnota v intervalu mezi prahovými hodnotami) a nul (hodnota je mimo interval udaný prahovými hodnotami). Nulové úseky kratší nebo rovny délce dvou vzorků jsou nahrazeny řetězcem jedniček (Obr. 6.6). Pro každé okno délky 5 s je zjištěna hodnota, odpovídající počtu pulsů delších než 50 ms. Na vektor takto získaných hodnot je aplikováno průměrovací okno o délce 5 vzorků. Klesne-li průměrovaná hodnota na hodnotu menší než 3, je úsek signálu označen jako VF nebo VT (Obr. 6.7).



Obr. 6.6 a) EKG signál (modrá) převedený na binární řetězec (zelená) na základě porovnání s prahovou hodnotou (černá); b) nahrazení krátkých úseků 0 řetězcem jedniček, označení pulsů delších než 5 ms (červená +).

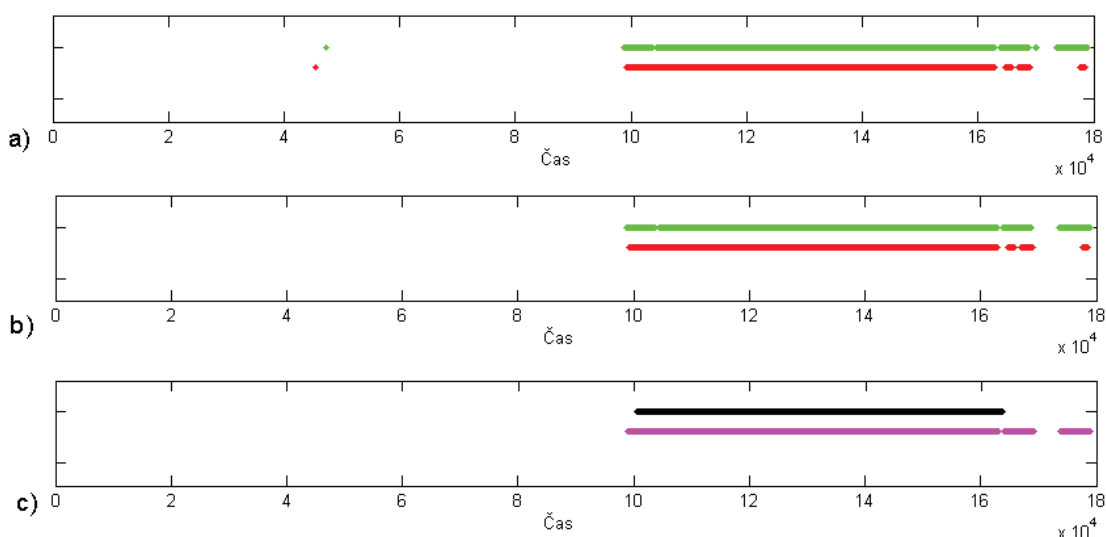
Adaptivní prahové hodnoty sloužící k převedení signálu na řetězec jedniček a nul, jsou vypočítávány z maximálních hodnot signálu nalezených v jednotlivých 5 s úsecích. Do bufferu je vždy uloženo maximum z analyzovaného a čtyř předchozích úseků. Jedna prahová hodnota pro analyzovaný úsek je rovna 4 % střední hodnoty bufferu. Druhá prahová hodnota je stejná pouze obráceného znaménka. Na počátku je buffer zaplněn hodnotou 0,06 mV. Hodnota 4% odpovídá teoretickému poměru maximálního zdvihu ST segmentu vůči výchylce R kmitu ideálního EKG signálu. Adaptivní přizpůsobení prahových hodnot vede k lepší detekci i při nízké úrovni amplitudy signálu.



Obr. 6.7 Detekce v časové oblasti: a) periodogram (2,3-20 Hz, bílá odpovídá hodnotě 1) s označeným úsekem fibrilace (červená); b) vektor počtu pulsů (černá), průměrovaný vektor počtu pulsů (červená), detekce VF (červená).

### *Spojení výsledků detekce ze spektrální a časové oblasti*

Detekce vychází ze zjištěných algoritmických značek označujících počátek a konec každé z detekovaných epizod VF/flutter nebo VT (Obr. 6.8a). Tyto značky jsou získány postupem popsáním v předešlých odstavcích. Z detekovaných epizod jsou ponechány ty, jejichž detekce se alespoň částečně překrývají jak ve spektrální, tak v časové oblasti (Obr. 6.8b). Poté jsou spojeny dvě po sobě následující epizody nalezené v jedné oblasti detekce, trvá-li mezi nimi epizoda arytmie nalezená v druhé oblasti detekce. Výsledné počáteční značky (Obr. 6.8c) odpovídají počátečním značkám detekovaným ve spektrální oblasti. Jako značka konce epizody je zvolena koncová značka ze spektrální nebo časové detekce a to tak, aby výsledná detekovaná epizoda byla co nejdelší.



Obr. 6.8 Epizody arytmie označené detekcí ve spektrální oblasti (zelená) a v časové oblasti (červená), výsledné označení (růžová), referenční označení (černá).

## 6.3 Programová část a popis funkcí

Pro realizaci algoritmu výše popsaného algoritmu (6.2) byly vytvořeny následující funkce:

- detection\_power - detekce arytmie ve spektrální oblasti
- detection\_timeadapt - detekce arytmie v časové oblasti
- detection\_poweradtime - spojení výsledků ze spektrální a časové detekce
- statictic - vyhodnocení úspěšnosti detekce

Funkce jsou vytvořeny v programovém prostředí Matlab verze 7.6.0.324 (R2008a) s použitím standardní instalace programu.

```
[A] = detection_power (signal, rFs, TR, pl),  
[B] = detection_timeadapt (signal, rFs, pl),
```

kde `signal` je vstupní proměnná obsahující signál převzorkovaný na vzorkovací frekvenci 100 Hz. Hodnota `rFs` odpovídající této vzorkovací frekvenci a je dalším

vstupním parametrem funkce. Výhodou převzorkování na 100 Hz je analýza menšího objemu dat. Zároveň je tato frekvence dostačující vzhledem k zpracovávané spektrální oblasti do 40 Hz. Vstupní proměnnou `TR` je kritický parametr  $TR$  (popsaný v kapitole 6.2). Výstupem funkcí jsou matice `A` a `B`. První řádek těchto matic odpovídá začátkům, druhý řádek koncům detekovaných epizod arytmií. Matice `A` nese informaci o detekci ve spektrální oblasti, zatímco matice `B` odpovídá výsledkům detekce v časové oblasti. Vstupní proměnná `pl` určuje, zda má být výsledek detekce graficky znázorněn (`pl=1`). Tato vstupní proměnná má stejný význam i v následujících funkcích.

```
[output] = detection_poweradtime (A, B, N, pl),
```

kde proměnné `A` a `B` jsou výstupy výše popsaných funkcí a `N` odpovídá počtu vzorků vstupního převzorkovaného signálu uloženého v proměnné `signal`. Výstupní matice `output` je stejného formátu jako vstupní proměnné `A` a `B` a obsahuje výsledné začátky a konce detekovaných epizod arytmií (tzv. algoritmické značky).

Poslední funkcí vytvořenou v rámci této práce je

```
[vystup, cas] = statistic (output, real, N, rFs, pl).
```

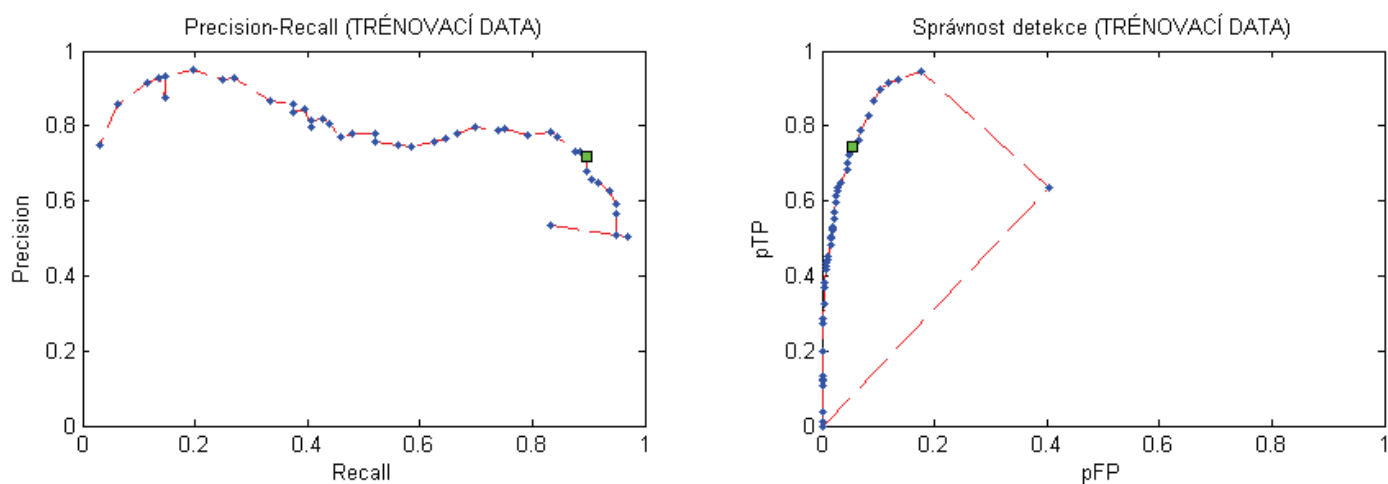
Tato funkce porovnává algoritmické značky uložené ve vstupní proměnné `output` se značkami referenčními v proměnné `real`. Formát matic `output` a `real` odpovídá popsanému formátu matic `A` a `B`. Další vstupní hodnoty `N`, `rFs` a `pl` mají stejný význam jako u předchozích funkcí.

Všechny naprogramované funkce jsou volány při spuštění `M-file` s názvem `manipulace.m`. Spuštěním tohoto obslužného souboru jsou z příslušných databází načteny zvolené signály. Signály jsou upraveny postupem popsaným v části 6.1 a převzorkovány na vzorkovací frekvenci 100 Hz. Pro správné načtení dat je volána funkce `MadarReader` (vytvořeno BTL). Data jsou uložena do struktury podle vzoru v souboru `vzor.mat` (vytvořeno BTL). Soubory `MadarRader.m` a `vzor.mat` musí být součástí adresáře, ve kterém je uložen obslužný soubor.

Grafické výstupy analyzovaných signálů jsou uvedeny v příloze.

## 6.4 Statistické výsledky

Nejprve je algoritmus aplikován na trénovací množinu dat podle rozdělení v tabulce Tab. 6.1. Na základě změny kritické hodnoty  $TR$  jsou vytvořeny odpovídající křivky Precision-Recall a křivka správnosti detekce (Obr. 6.9).



Obr. 6.9 Křivka Precision-Recall (vlevo) a Správnost detekce (vpravo) pro trénovací množinu dat. (modrá – vypočtené body křivek pro hodnoty  $TR \in \langle 0;12 \rangle$ , červená – orientační propojení bodů, zelená – zvolený práh pro testování  $TR=1,8$ ).

V ideálním případě jsou hodnoty křivky Precision-Recall v pravém horním rohu, kdy ( $Recall = 1$ ,  $Precision = 1$ ). Pro křivku správnosti detekce leží nejlepší výsledky v levém horním rohu ( $pFP = 0$ ,  $pTP = 1$ ). Na základě uvedených křivek byla hodnota  $TR$  nastavena na hodnotu 1,8 (zelený čtvereček (Obr. 6.9)). Při takto zvolené hodnotě  $TR$  jsou

$$Precision = 0,72$$

$$Recall = 0,90$$

$$pTP = 74,4\%$$

$$pFP = 5,4\%$$

Statistické hodnoty pro jednotlivé signály z testovací databáze AHA a MIT-BIH jsou podrobně popsány v následujících tabulkách (Tab. 6.3, Tab. 6.4 a Tab. 6.5).

Výsledky trénovací části databáze AHA								
signál	svod	TP	FN	FP	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
8201	1	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,2
8201	2	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,2
8202	1	1	0	0	1,00	1,00	89,2	2,4
8202	2	1	0	0	1,00	1,00	68,5	1,7
8203	1	1	0	0	1,00	1,00	89,2	0,2
8203	2	1	0	1	1,00	0,50	96,6	31,2
8204	1	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,0
8204	2	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,0
8205	1	1	0	0	1,00	1,00	75,9	0,1
8205	2	1	0	0	1,00	1,00	64,8	0,4
8206	1	1	0	2	1,00	0,33	98,6	10,4
8206	2	1	0	1	1,00	0,50	98,6	5,8
8207	1	1	0	0	1,00	1,00	84,3	0,0
8207	2	1	0	0	1,00	1,00	92,1	0,3
8208	1	1	0	0	1,00	1,00	42,5	0,0
8208	2	1	0	0	1,00	1,00	12,9	0,0
8209	1	1	0	2	1,00	0,33	100,0	21,3
8209	2	1	0	1	1,00	0,50	100,0	22,9
<b>celkové</b>	-	<b>18</b>	<b>0</b>	<b>7</b>	<b>1,00</b>	<b>0,72</b>	<b>75,2</b>	<b>5,9</b>

Tab. 6.2 Tabulka výsledků detekce pro trénovací množinu dat z databáze AHA.

Výsledky trénovací části databáze MIT-BIH								
signál	svod	TP	FN	FP	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
419	1	2	2	1	0,50	0,67	64,2	2,1
419	2	2	2	1	0,50	0,67	62,7	0,6
420	1	2	0	0	1,00	1,00	100,0	0,7
420	2	2	0	0	1,00	1,00	100,0	0,5
422	1	2	0	0	1,00	1,00	99,0	1,2
422	2	2	0	0	1,00	1,00	89,1	0,9
423	1	1	0	1	1,00	0,50	44,8	2,5
423	2	1	0	0	1,00	1,00	56,0	0,0
424	1	2	0	6	1,00	0,25	89,5	8,1
424	2	2	0	7	1,00	0,22	97,0	12,2
425	1	1	0	1	1,00	0,50	100,0	2,5
425	2	1	0	1	1,00	0,50	100,0	2,8
426	1	6	1	1	0,86	0,86	18,9	3,8
426	2	6	1	2	0,86	0,75	26,3	4,2
427	1	1	0	0	1,00	1,00	94,4	0,0
427	2	1	0	0	1,00	1,00	86,8	0,0
<b>celkové</b>	-	<b>34</b>	<b>6</b>	<b>21</b>	<b>0,85</b>	<b>0,62</b>	<b>71,6</b>	<b>3,0</b>

Tab. 6.3 Tabulka výsledků detekce pro trénovací množinu dat z databáze MIT-BIH (1.část).

Výsledky trénovacích signálů 418 a 421 z databáze MIT-BIH								
signál	svod	TP	FN	FP	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
418	1	15	0	2	1,00	0,88	94,0	6,5
418	2	13	2	0	0,87	1,00	79,4	2,9
421	1	3	1	3	0,75	0,50	77,8	3,8
421	2	3	1	1	0,75	0,75	98,0	34,4
<b>celkové</b>	-	<b>34</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>0,89</b>	<b>0,85</b>	<b>87,5</b>	<b>12,7</b>

Tab. 6.4 Tabulka výsledků detekce pro trénovací množinu dat z databáze MIT-BIH (2.část).

Algoritmus s nastavením kritické hodnoty  $TR=1,8$  je aplikován na testovací množinu. Konkrétní výsledky pro jednotlivé signály z testovací množiny jsou uvedeny v tabulce (Tab. 6.5) pro databázi AHA a v tabulce (Tab. 6.6) pro databázi MIT-BIH.

Výsledky testovací části databáze AHA								
signál	svod	TP	FN	FP	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
8301	1	1	0	0	1,00	1,00	69,5	0,2
8301	2	1	0	0	1,00	1,00	66,4	0,2
8302	1	0	1	0	1,00	0,00	0,0	0,0
8302	2	0	1	0	1,00	0,00	0,0	0,0
8303	1	1	0	0	1,00	1,00	89,6	0,0
8303	2	0	1	0	1,00	0,00	0,0	0,0
8304	1	1	0	0	1,00	1,00	92,1	0,0
8304	2	1	0	0	1,00	1,00	89,6	0,0
8305	1	0	1	0	1,00	0,00	0,0	0,0
8305	2	1	0	0	1,00	1,00	24,2	0,0
8306	1	1	0	5	1,00	0,17	62,1	63,9
8306	2	1	0	0	1,00	1,00	47,6	50,3
8307	1	1	0	0	1,00	1,00	98,7	0,0
8307	2	1	0	0	1,00	1,00	98,2	0,0
8308	1	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,5
8308	2	1	0	0	1,00	1,00	24,2	0,0
8309	1	1	0	6	1,00	0,14	87,2	12,5
8309	2	1	0	4	1,00	0,20	97,6	9,0
8310	1	1	0	0	1,00	1,00	94,0	0,0
8310	2	1	0	0	1,00	1,00	58,9	0,2
<b>celkové</b>	-	<b>16</b>	<b>4</b>	<b>15</b>	<b>0,80</b>	<b>0,52</b>	<b>61,7</b>	<b>5,2</b>

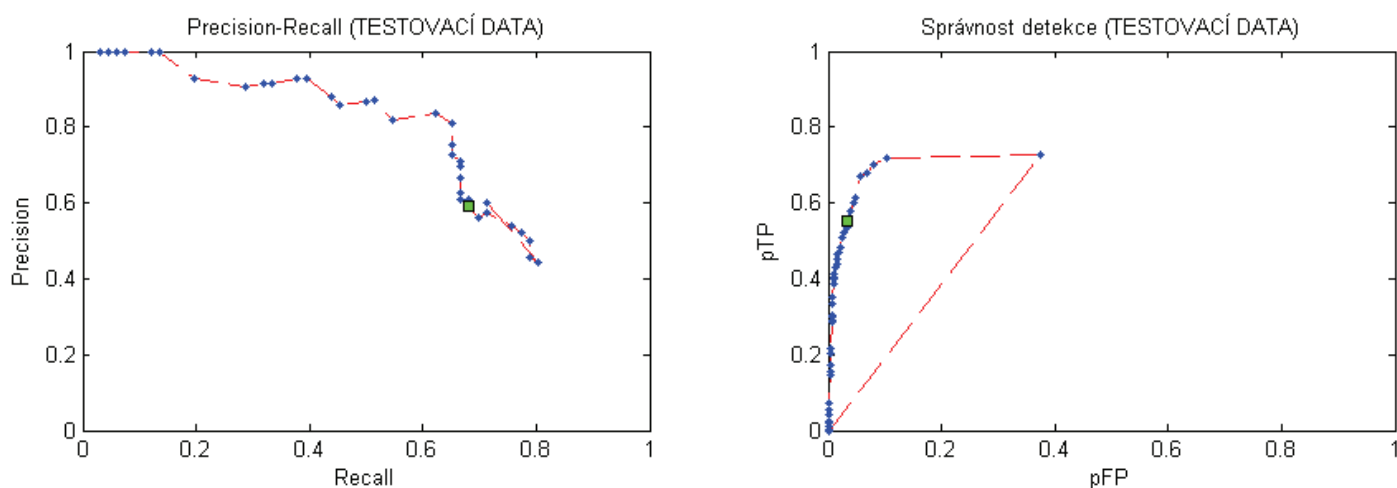
Tab. 6.5 Tabulka výsledků detekce pro testovací množinu dat z databáze AHA.



Výsledky testovací části databáze MIT-BIH								
signál	svod	TP	FN	FP	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
428	1	1	0	0	1,00	1,00	14,1	0,0
428	2	1	0	0	1,00	1,00	13,5	0,0
429	1	2	1	0	0,67	1,00	13,7	0,2
429	2	2	1	0	0,67	1,00	13,7	0,2
430	1	7	1	1	0,88	0,88	84,3	4,0
430	2	7	1	1	0,88	0,88	86,6	7,8
602	1	1	0	0	1,00	1,00	16,5	0,0
602	2	1	0	0	1,00	1,00	21,0	0,0
605	1	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,2
605	2	1	0	0	1,00	1,00	100,0	0,2
607	1	1	2	1	0,33	0,50	72,9	3,5
607	2	1	2	1	0,33	0,50	71,9	3,6
609	1	1	1	9	0,50	0,10	41,3	10,2
609	2	2	0	3	1,00	0,40	83,3	5,2
610	1	0	1	0	1,00	0,00	0,0	0,0
610	2	0	1	0	1,00	0,00	0,0	0,0
615	1	0	3	0	1,00	0,00	0,0	0,0
615	2	0	3	0	1,00	0,00	0,0	0,0
<b>celkové</b>	-	<b>29</b>	<b>17</b>	<b>16</b>	<b>0,63</b>	<b>0,64</b>	<b>45,9</b>	<b>1,9</b>

Tab. 6.6 Tabulka výsledků detekce pro testovací množinu dat z databáze MIT-BIH.

Následně jsou vytvořeny křivky Precision-Recall a křivka správnosti detekce pro testovací množinu dat. Jednotlivé body křivek jsou vypočteny pro stejné kritické hodnoty, které byly použity pro trénovací množinu.



Obr. 6.10 Křivka Precision-Recall (vlevo) a Správnost detekce (vpravo) pro testovací množinu dat. (modrá – vypočtené body křivek pro hodnoty  $TR \in \langle 0;12 \rangle$ , červená – orientační propojení bodů, zelená – zvolený práh pro testování  $TR=1,8$ ).

Pro kritickou hodnotu  $TR=1,8$  je

$$Precision = 0,59$$

$$Recall = 0,68$$

$$pTP = 55,3\%$$

$$pFP = 3,5\%$$

Srovnání výsledných hodnoty *Recall*, *Precision*, *pTP* a *pFP* trénovací a testovací množiny signálů je uvedeno v tabulce (Tab. 6.7).

Celkové výsledky pro trénovací a testovací data								
signál	databáze	TP	FN	FP	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
trénovací data	AHA	18	0	7	1,00	0,72	75,2	5,9
	MIT-BIH	34	6	21	0,85	0,62	71,6	3,0
	MIT-BIH (418, 421)	34	4	6	0,89	0,85	87,5	12,7
	<b>celkové</b>	<b>86</b>	<b>10</b>	<b>34</b>	<b>0,90</b>	<b>0,72</b>	<b>74,4</b>	<b>5,4</b>
testovací data	AHA	16	4	15	0,80	0,52	61,7	5,2
	MIT-BIH	29	17	16	0,63	0,64	45,9	1,9
	<b>celkové</b>	<b>45</b>	<b>21</b>	<b>31</b>	<b>0,68</b>	<b>0,59</b>	<b>55,3</b>	<b>3,5</b>

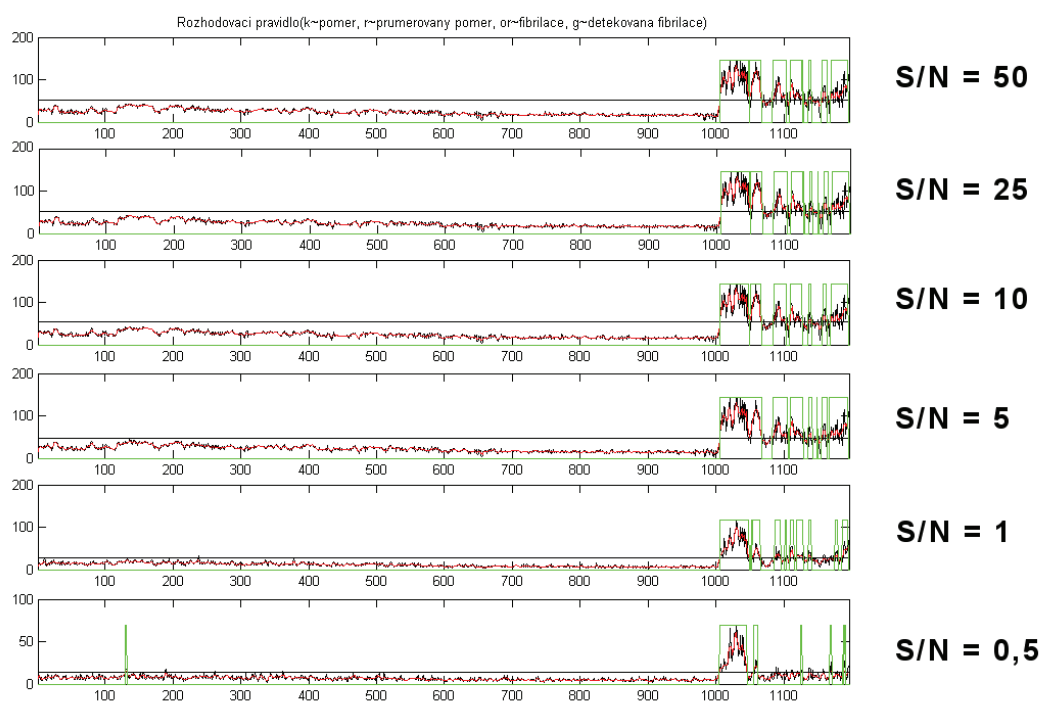
Tab. 6.7 Porovnání celkových výsledků detekce pro trénovací a testovací data.

## 6.5 Stabilita detekce

V následující části je zhodnocena odolnost detekce vůči šumu. Definovaný šum je přimícháván do zkušebního signálu a jsou sledovány změny detekce téhož algoritmu.

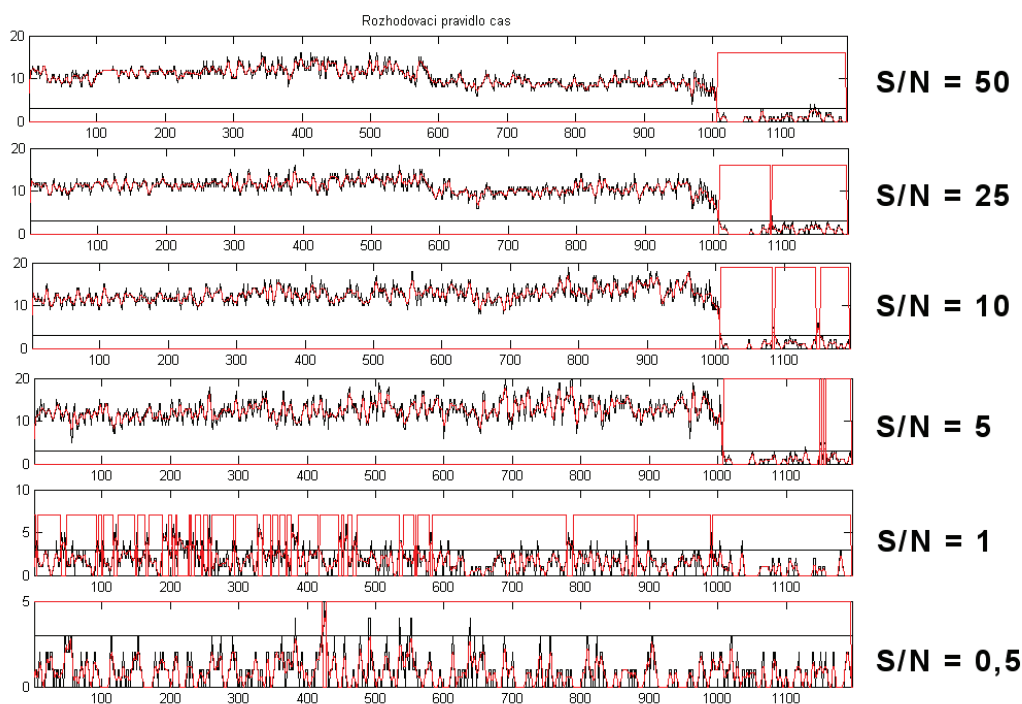
### *Náhodný šum*

Náhodně generovaný šum se projeví relativně rovnoměrně v celé sledované spektrální oblasti. Z Obr. 6.12 Vliv šumu na detekci v časové oblasti (S/N odpovídá poměru signál/šumu). je patrné, že rostoucí amplituda šumu nemá na detekci ve spektru zásadní vliv.



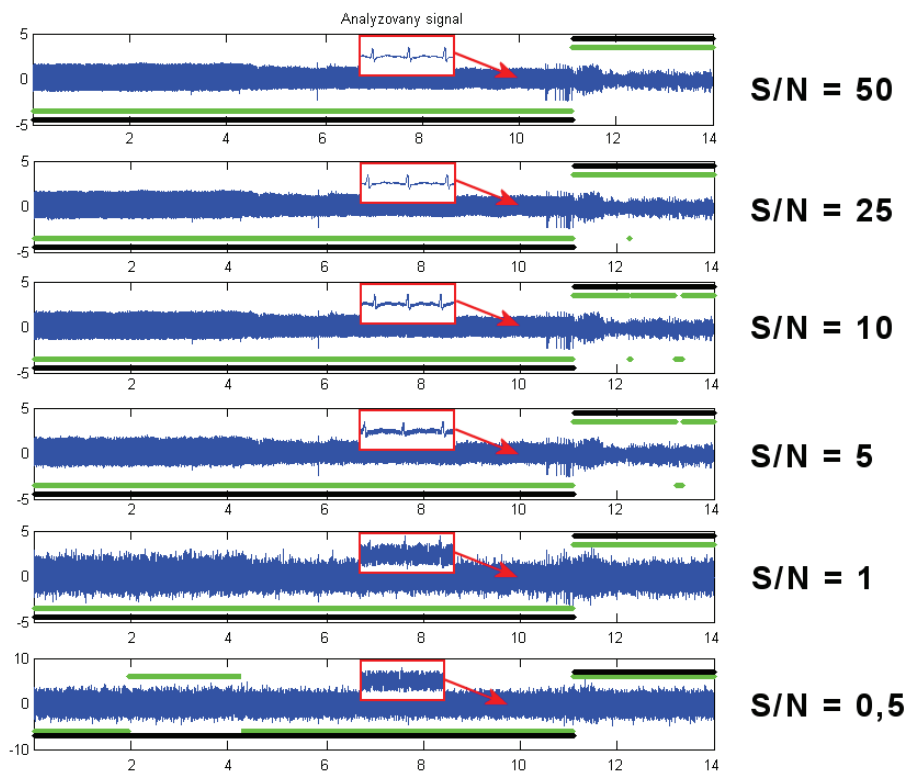
Obr. 6.11 Vliv šumu na detekci ve spektrální oblasti (S/N odpovídá poměru signál/šumu).

Z obrázku Obr. 6.12 je patrné, že při nízkém poměru signál/šum se detekce v časové oblasti zhorší. Vlivem šumu je detekován menší počet rovných nulových úseků a signál je tak považován za arytmií.



Obr. 6.12 Vliv šumu na detekci v časové oblasti (S/N odpovídá poměru signál/šumu).

Vliv šumu v jednotlivých oblastech detekce má vliv i na změnu detekce celkové (Obr. 6.13), číselné výsledky detekce jsou uvedeny v tabulce (Tab.6.8).



Obr. 6.13 Vliv šumu na celkovou detekci algoritmu (S/N odpovídá poměru signál/šumu); černá – referenční epizody VF, zelená – algoritmem detekované epizody VF.

Výsledky detekce pro různé úrovně náhodného šumu				
S/N	Recall	Precision	pTP [%]	pFP [%]
50	1,00	1,00	100,0	0,2
25	1,00	1,00	97,3	0,2
10	1,00	1,00	94,3	0,2
5	1,00	1,00	94,7	0,2
1	1,00	1,00	100,0	0,2
0,5	1,00	0,50	100,0	28,3

Tab. 6.8 Tabulka výsledků detekce pro různé úrovně náhodného šumu.

### *Síťové rušení 50 Hz*

Z hodnot uvedených v tabulce (Tab. 6.9) je zřejmé, že přesnost detekce není síťovým rušením ovlivněna. Frekvence 50 Hz je odfiltrována jak při detekci v časové, tak spektrální oblasti.

<b>Výsledky detekce pro různé úrovně rušení 50 Hz</b>				
<b>S/N</b>	<b>Recall</b>	<b>Precision</b>	<b>pTP [%]</b>	<b>pFP [%]</b>
50	1,00	1,00	100,0	0,2
25	1,00	1,00	100,0	0,2
10	1,00	1,00	100,0	0,2
5	1,00	1,00	100,0	0,2
1	1,00	1,00	100,0	0,2
0,5	1,00	1,00	100,0	0,2

Tab. 6.9 Tabulka výsledků detekce pro různé úrovně síťového rušení.

## 7 ZÁVĚR

Práce obsahuje základní poznatky týkající se elektrofyziologie převodního systému srdečního. Je uveden popis elektrokardiogramu, jeho rozměření v časové oblasti a souvislost průběhu EKG signálu s jednotlivými fázemi činnosti srdce. Část práce se věnuje srdečním arytmiím, jejich klasifikaci a mechanismům vzniku. Z komorových arytmií je blíže popsána monomorfní a polymorfní ventrikulární tachykardie, ventrikulární fibrilace a flutter. Pozornost je věnována především jejich manifestaci v elektrokardiogramu.

Z prostudovaných stávajících metod zabývajících se detekcí komorových fibrilací jsou podrobněji rozebrány detekční algoritmy TCI, ACF, VF, SPEC, CPLX a SCA, které jsou základem mnoha současných publikací. Z těchto metod je nejúspěšnější algoritmus SCA, který je založen na porovnání analyzovaného signálu se signály referenčními. Zvláštní kapitola uvádí způsoby určení kvality algoritmu a popisuje požadavky na správnost detekce podle normy ČSN EN 60601-2-47. Tato norma stanovuje zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů.

V rámci této práce je navržena vlastní metoda pro automatickou diagnostiku ventrikulárních tachykardií, fibrilací a flutterů. Základem algoritmu je detekce ve spektrální oblasti podpořená současným vyhledáváním arytmií v oblasti časové. Metoda je spolu s testovacím prostředím naimplementována do programového prostředí Matlab. Pro návrh a testování metody jsou použity záznamy z databází The AHA Database (The American Heart Association) a The MIT-BIH Malignant Ventricular Arrhythmia Database. Při nastavení citlivosti detektoru je zvolen kompromis mezi dosaženými hodnotami *Recall* a *Precision*. Výsledky navrženého detekčního algoritmu jsou prezentovány pomocí křivky vyjadřující vztah těchto hodnot (PR) a křivky popisující procentuelní správnost detekce. Na trénovací množině je dosaženo *Precision* 0,72 a *Recall* 0,90. Z této množiny bylo správně označeno 55,3 % z celkového trvání arytmií. Zároveň je nesprávně označeno za arytmií pouze 3,5 % z trvání normálního srdečního rytmu. Pro testovací data jsou hodnoty *Precision* 0,59 a *Recall* 0,68. Z celkového trvání arytmií je správně označeno 74,43 %, zatímco za arytmií je falešně pozitivně označeno 5,4 % doby trvání normálního rytmu. Při testování stability detekce je dosaženo vysoké odolnosti vůči síťovému rušení 50 Hz a odolnosti vůči náhodnému šumu především ve spektrální oblasti detekce. Právě robustnost na šum je výhodou navrženého algoritmu ve srovnání s ostatními metodami detekce. Podrobnější srovnání s algoritmy uvedenými v kapitole 4 není možné vzhledem k odlišné množině testovacích dat.

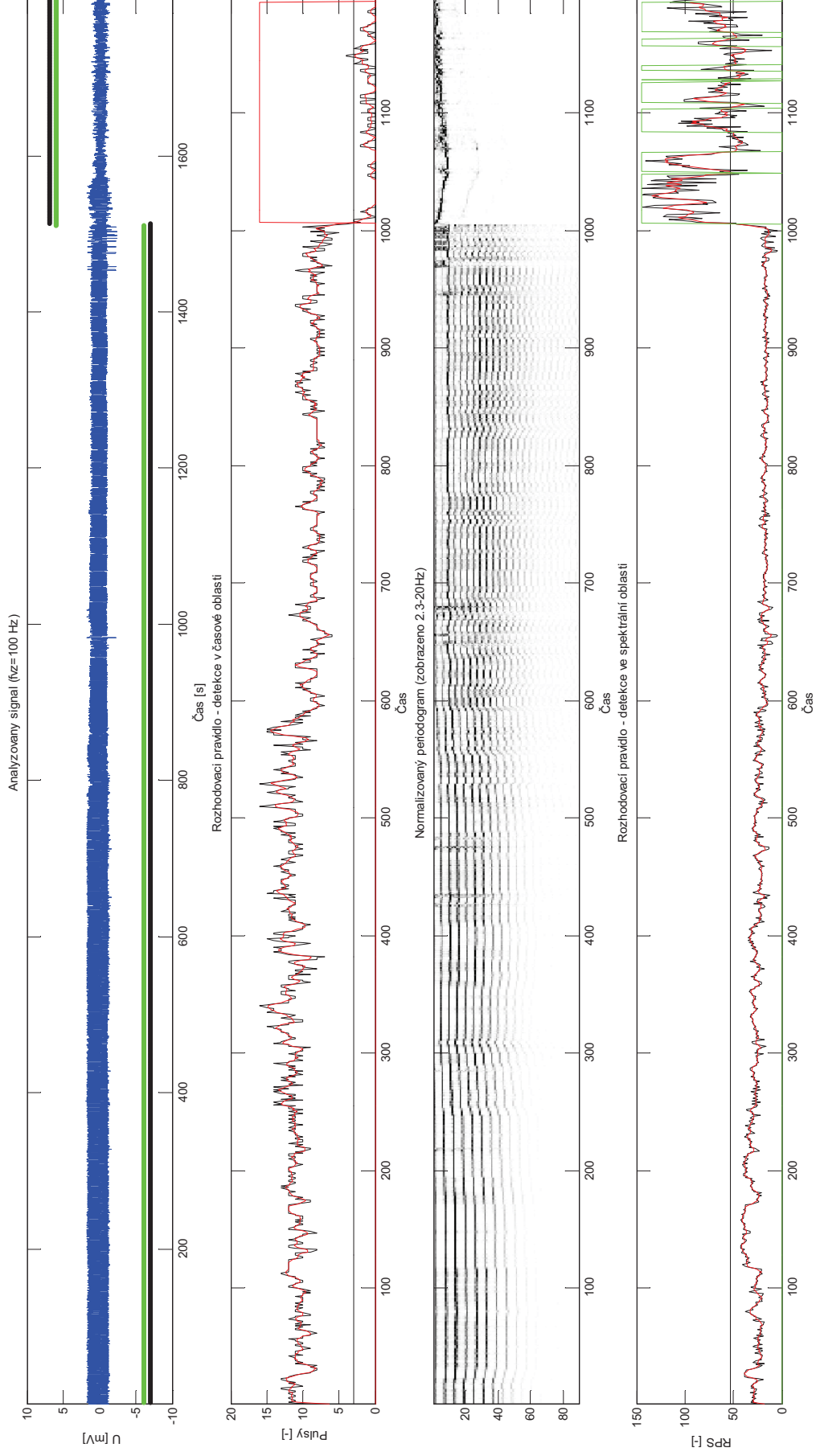
# LITERATURA

- [1] HONZÍKOVÁ, N. *Biologie člověka*. Fakulta elektrotechniky a informatiky VUT v Brně: Akademické nakladatelství CERM, 1995. 73 stran. ISBN 80-85867-64-8.
- [2] LILLY, L. S. *Pathophysiology of Heart Disease: A Collaborative Project of Medical Students and Faculty*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 445 stran. ISBN 0-7817-4027-4.
- [3] ŠIMURDA, J., *Prezentace Biofyzika*, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně. 2008
- [4] *Oběhový systém srdce* [online], Mládež Českého červeného kříže. Pardubice, 2009, [citováno 2009-03-12]. Dostupné z URL <[http://mcek.pardubice.cz/obehovy\\_system.htm](http://mcek.pardubice.cz/obehovy_system.htm)>.
- [5] GREGOR, P., WIDIMSKÝ, P. *Kardiologi: Druhé, přepracované a rozšířené vydání*. Galén, Praha, 1999. 595 stran. ISBN 80-7262-021-5.
- [6] BÝTEŠNÍK, J., ČIHÁK, R. *Arytmie v medicínské praxi*. Praha: TRITON, s.r.o., 1999. 179 stran. ISBN 80-7254-054-8.
- [7] KITTNAR, O., *Nárys fyziologie člověka: 1. vyd.* Praha: Karolinum, 2001. 128s. ISBN 80-246-0686.
- [8] HAMPTON, J. R.. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada Publishing, a.s., 1996, 149 stran. ISBN 80-247-0960-0.
- [9] DOSTÁL, J., *Prezentace EKG. 2006* [online]. Fakulta elektrotechniky ČVUT, [citováno 2008-07-03]. Dostupné z URL <[http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/referaty/2005\\_2006\\_LS/1100/Dostal%20Jiri/prezentace\\_ekg.ppt](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/referaty/2005_2006_LS/1100/Dostal%20Jiri/prezentace_ekg.ppt)>.
- [10] HAMAN, P. *Základy EKG* [online]. Plzeň. [citováno 2010-05-10]. Dostupné z URL <<http://ekg.kvalitne.cz/>>.
- [11] KOLÁŘ, J. *Kardiologie pro sestry intenzivní péče: Čtvrté, doplněné a přepracované vydání*. Praha: Galén. 2009. 480 stran. ISBN 978-80-7262-604-5.
- [12] JEKOVA, I. Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG. *IEEE Physiol. Meas.* 2000, vol. 21, pp.429-439.
- [13] AMANN, A., TRATNIG, R., UNTERKOFLE, K. Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators. *BioMedical Engineering OnLin*, 2005; 4(60).
- [14] LI, C., ZHENG, Ch., TAI, CH. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transform. *IEEE Trans.BME.* 1995, vol. 42, pp.21-28.
- [15] THAKOR, N., ZHU, Y., PAN, K. Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990, vol. 37(9), pp.837-843.
- [16] CHEN, S., THAKOR, N., MOWER, M.: Ventricular fibrillation detection by a regression test on the autocorrelation function. *Med Miol Eng Comput* 1990, 37(9):837-43.
- [17] KUO, S., DILLMAN, R. Computer Detection of Ventricular Fibrillation. *Computers in Cardiology, IEEE Computer Society* 1978:347-349.

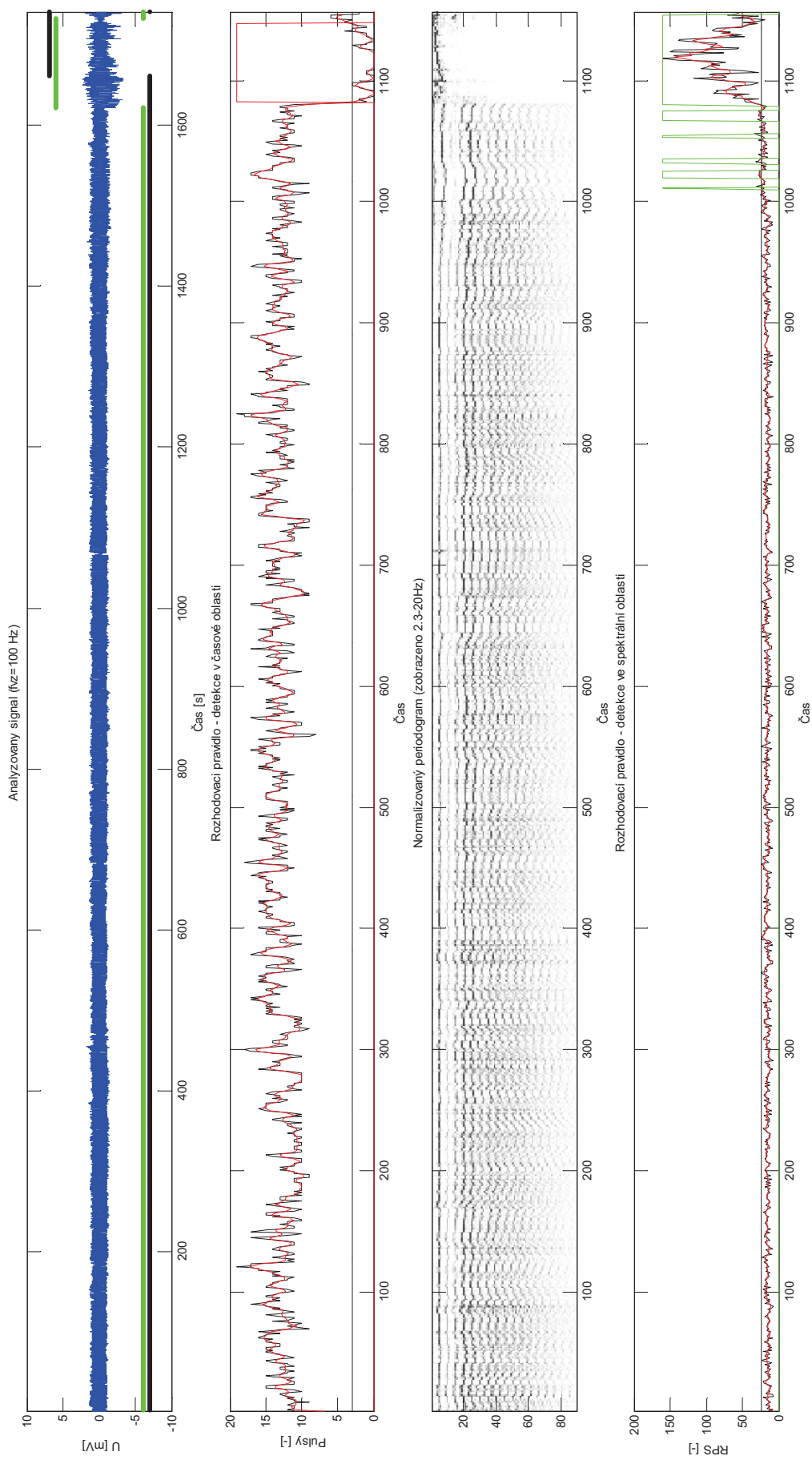
- [18] BARRO, S., RUIZ, R., CABELLO, D., MIRA, J. Algorithmic sequential decision-making in the frequency domain for the life threatening ventricular arrhythmias and imitative artefacts: a diagnostic system. *J Biomed Eng* 1989, 11(4):320-8.
- [19] ZHANG, X., ZHU Y., THAKOR, N., WANG, Z., Detecting ventricular tachycardia and fibrillation by complexity measure. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1999, vol. 46(5), pp.548-555.
- [20] ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínké obory* [online]. Eurovise, 1999, [citováno 2010-04-18]. Dostupné z URL <<http://new.euromise.org/czech/tajne/ucebnice/html/html/node5.html#>>.
- [21] CIRÝN, J., KUBAČÁK, M., *Prezentace Počítačová podpora lékařského rozhodování* [online], 1.lékařská fakulta UK Praha, 2009/2010. [citováno 2010-04-29]. Dostupné z URL <[www.dec52.lf1.cuni.cz/~mkuba/vyuka/.../P13-INF2009-2010-Rozhodovani.ppt](http://www.dec52.lf1.cuni.cz/~mkuba/vyuka/.../P13-INF2009-2010-Rozhodovani.ppt)>.
- [22] DAVISSE, J., GOADRICH, M. *The relationship between Precision-Recall and ROC curves.* [citováno 2010-05-01]. Dostupné z URL <<http://pages.cs.wisc.edu/~jdavis/davisgoadrichcamera2.pdf>> .
- [23] ČSN EN 60601-2-47 (01 0101). Praha: Český normalizační institut, c2002.
- [24] *AHA database* [databze online], American Hearth association. [citováno 2010-02-01]. Dostupné z URL <<http://www.americanheart.org>>.
- [25] *MIT-BIH arrhythmia database* , Massachusetts Institute of Technology. [citováno 2010-01-05]. URL <<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb>>.
- [26] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů.* Brno: Vutium -Brno, 1997. ISBN: 80-214-081.



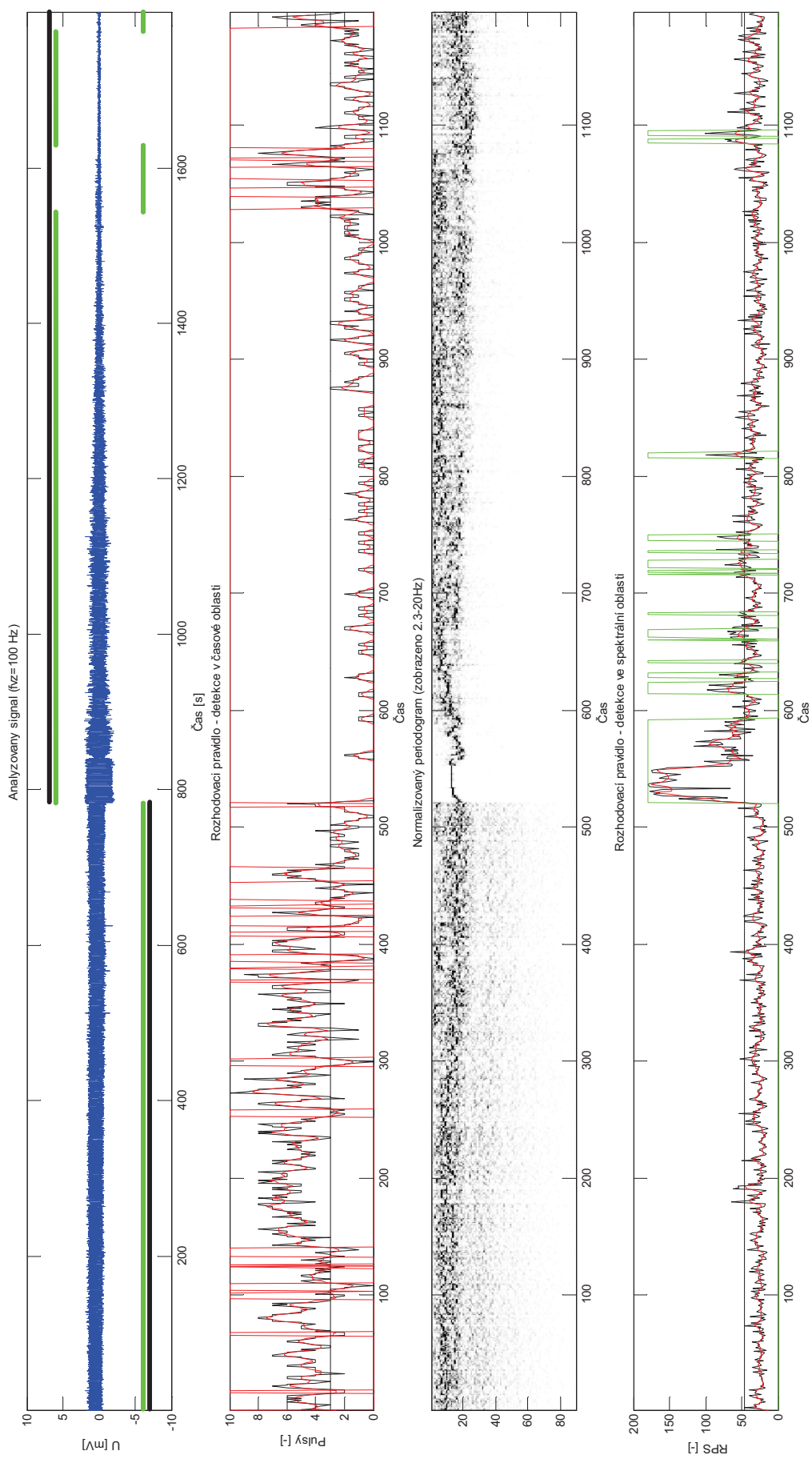
# PŘÍLOHY



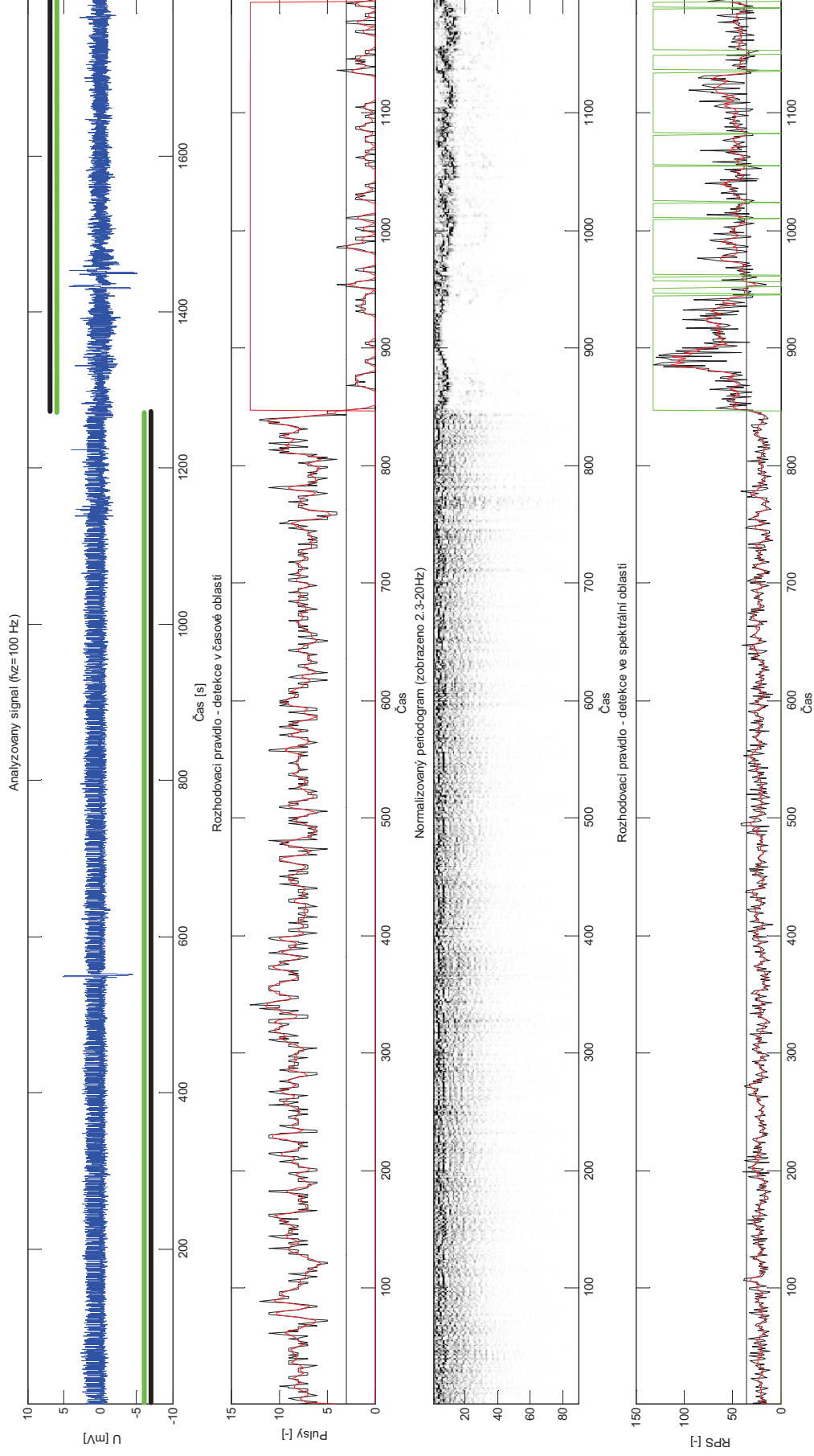
AHA signál 8201, I. kanál



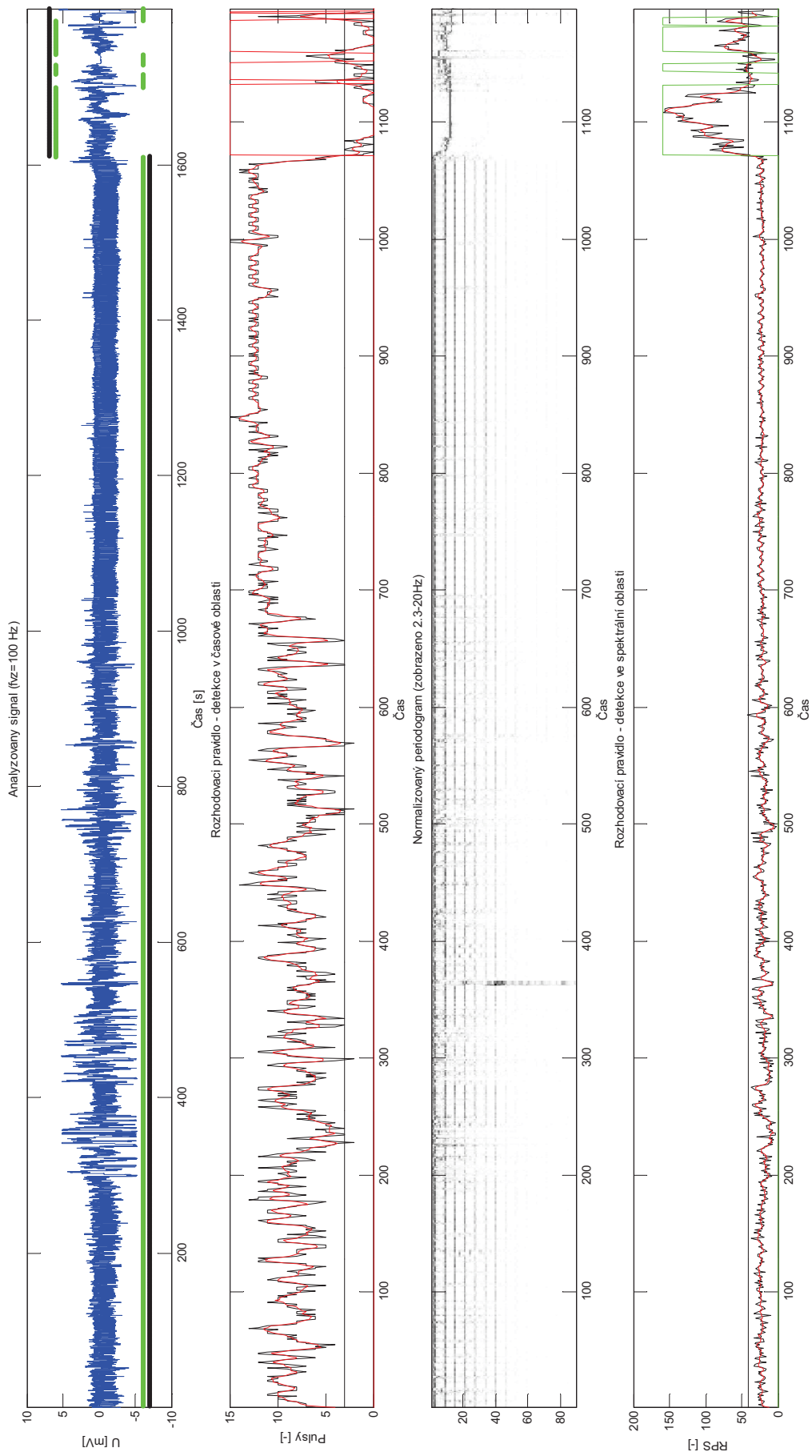
AHA 1. kanál 8202, 1. kanál



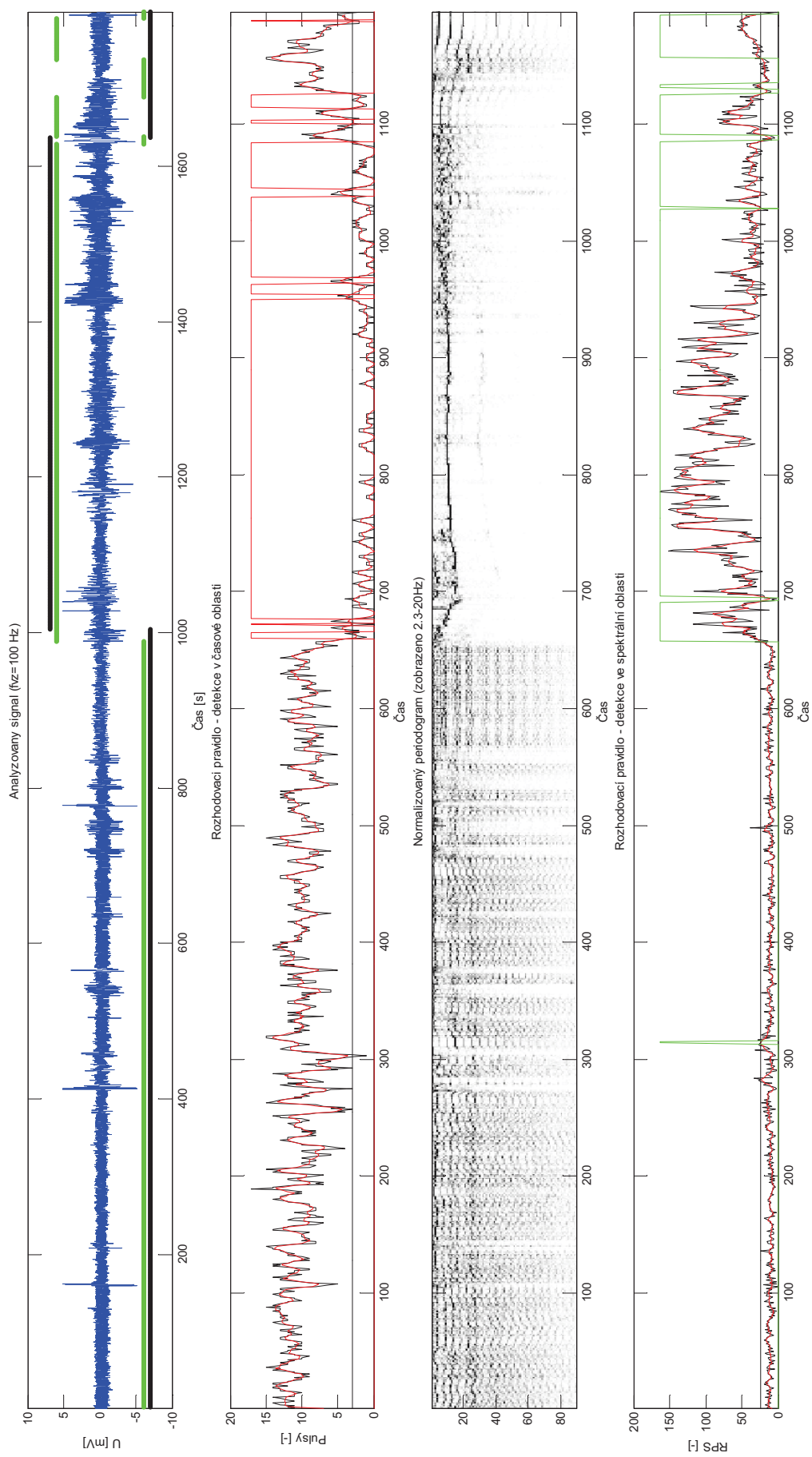
AHA signál 8203, I. kanál



AHA signál 8204, 1. kanál

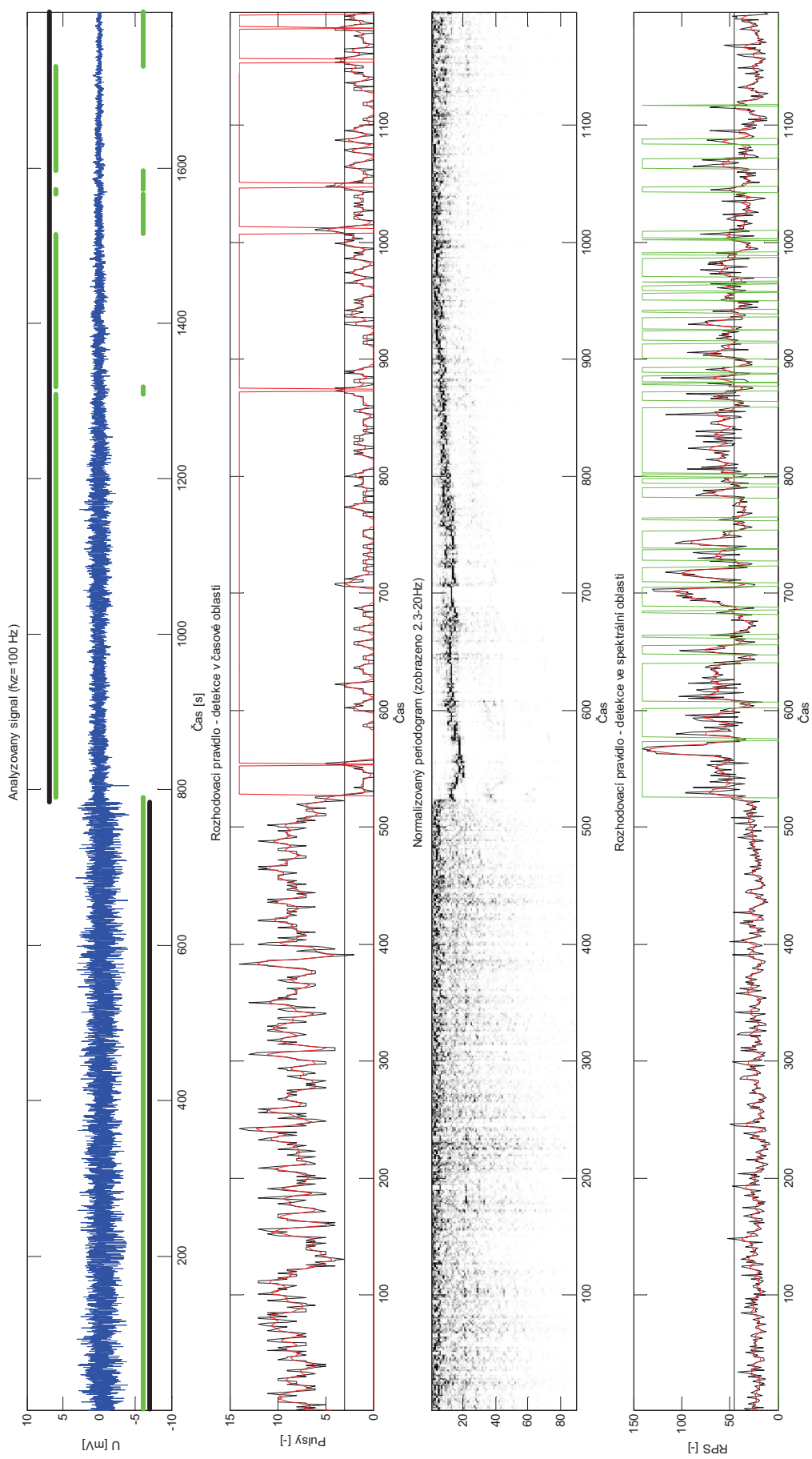


AHA signál 8205, I. kanál



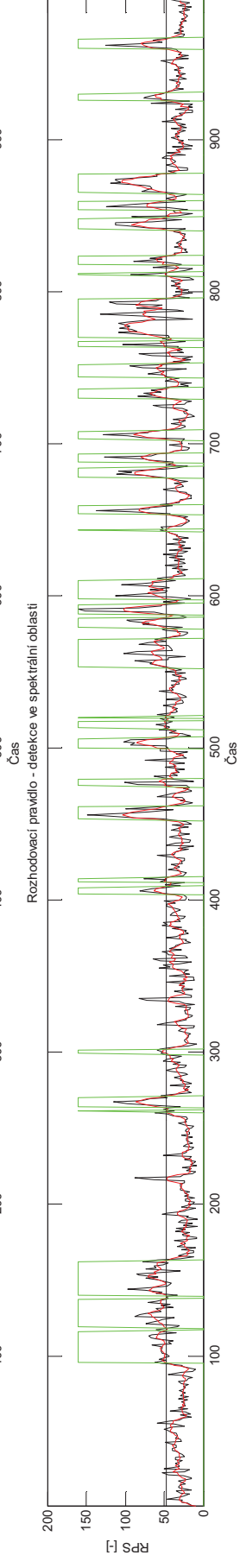
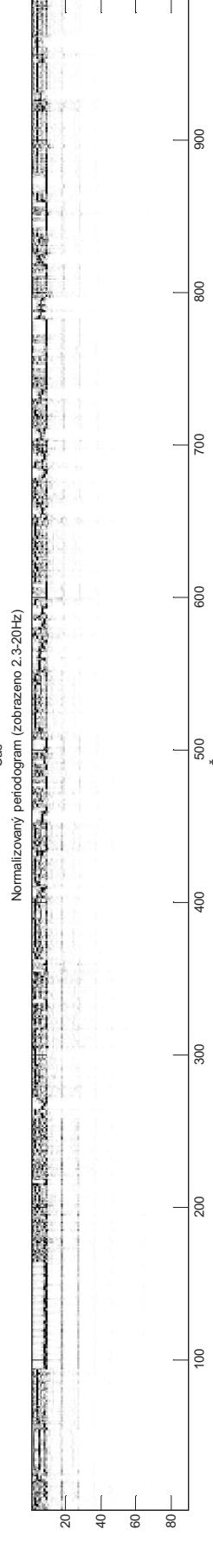
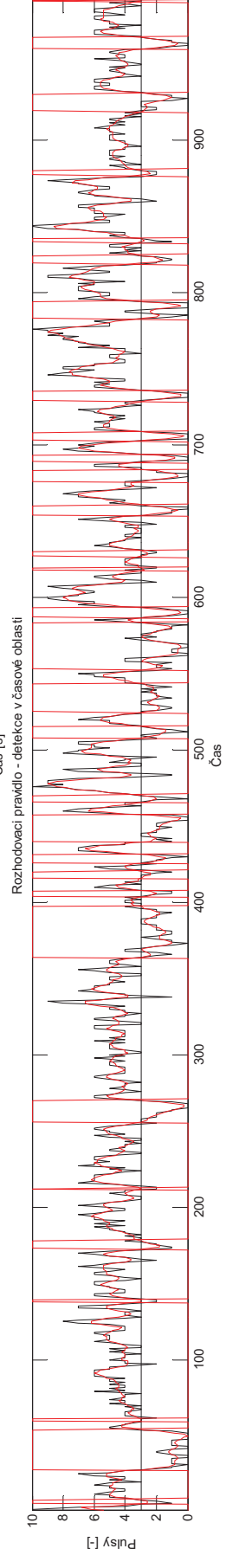
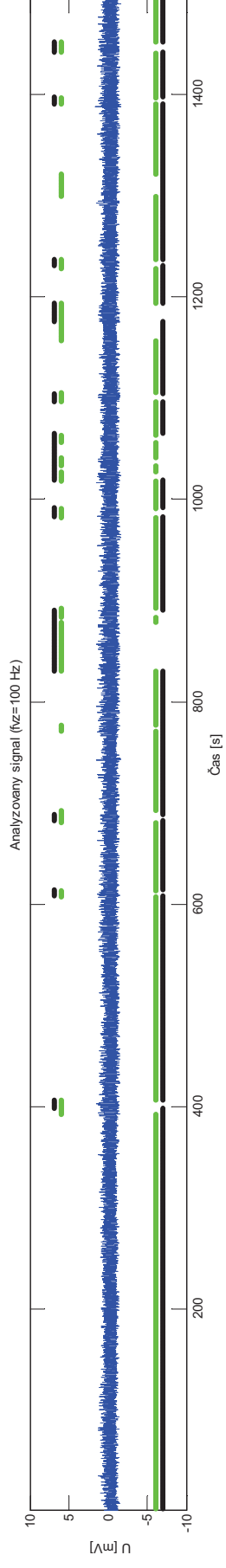
AHA signál 8206, I. kanál



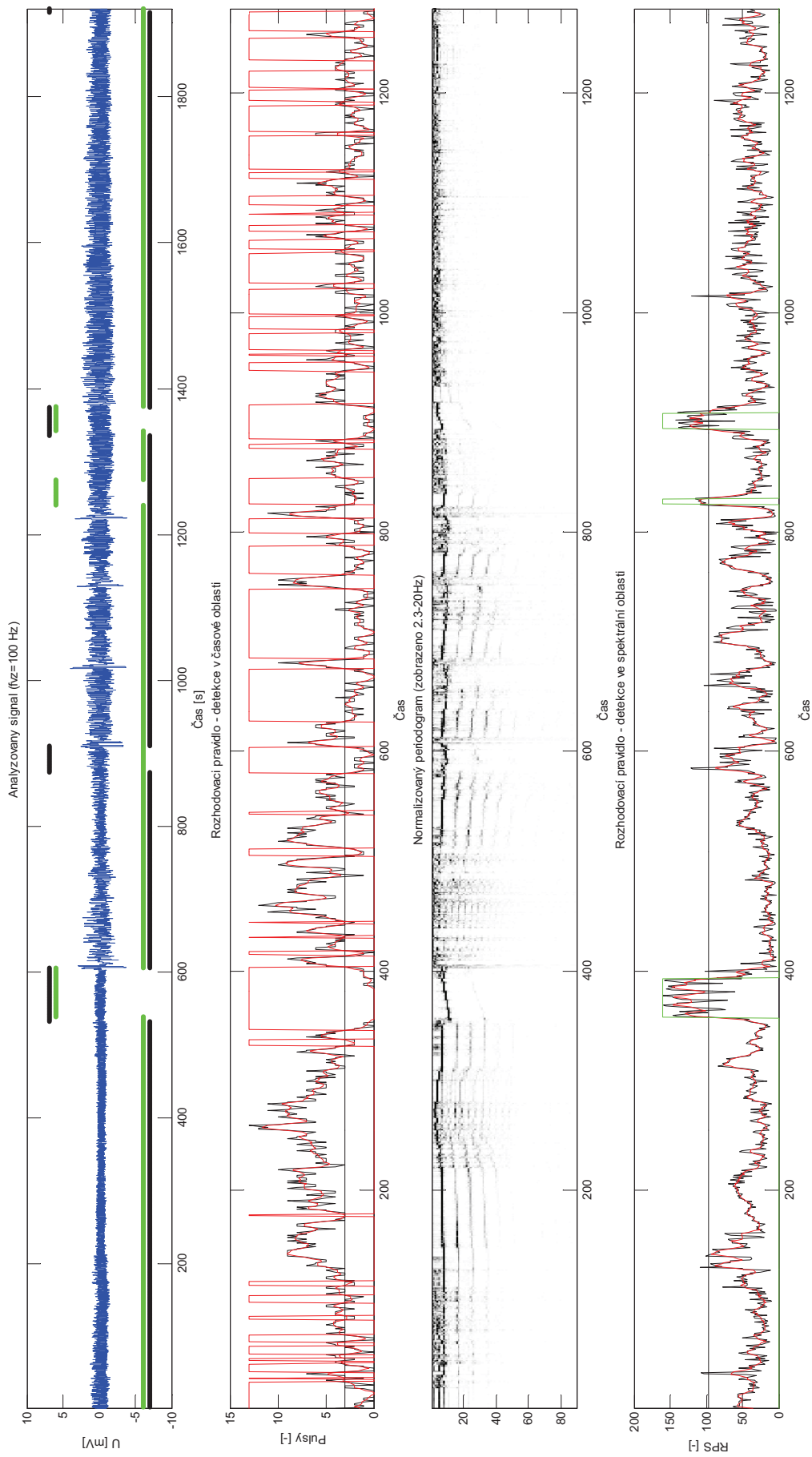


AHA signál 8207, 1. kanál

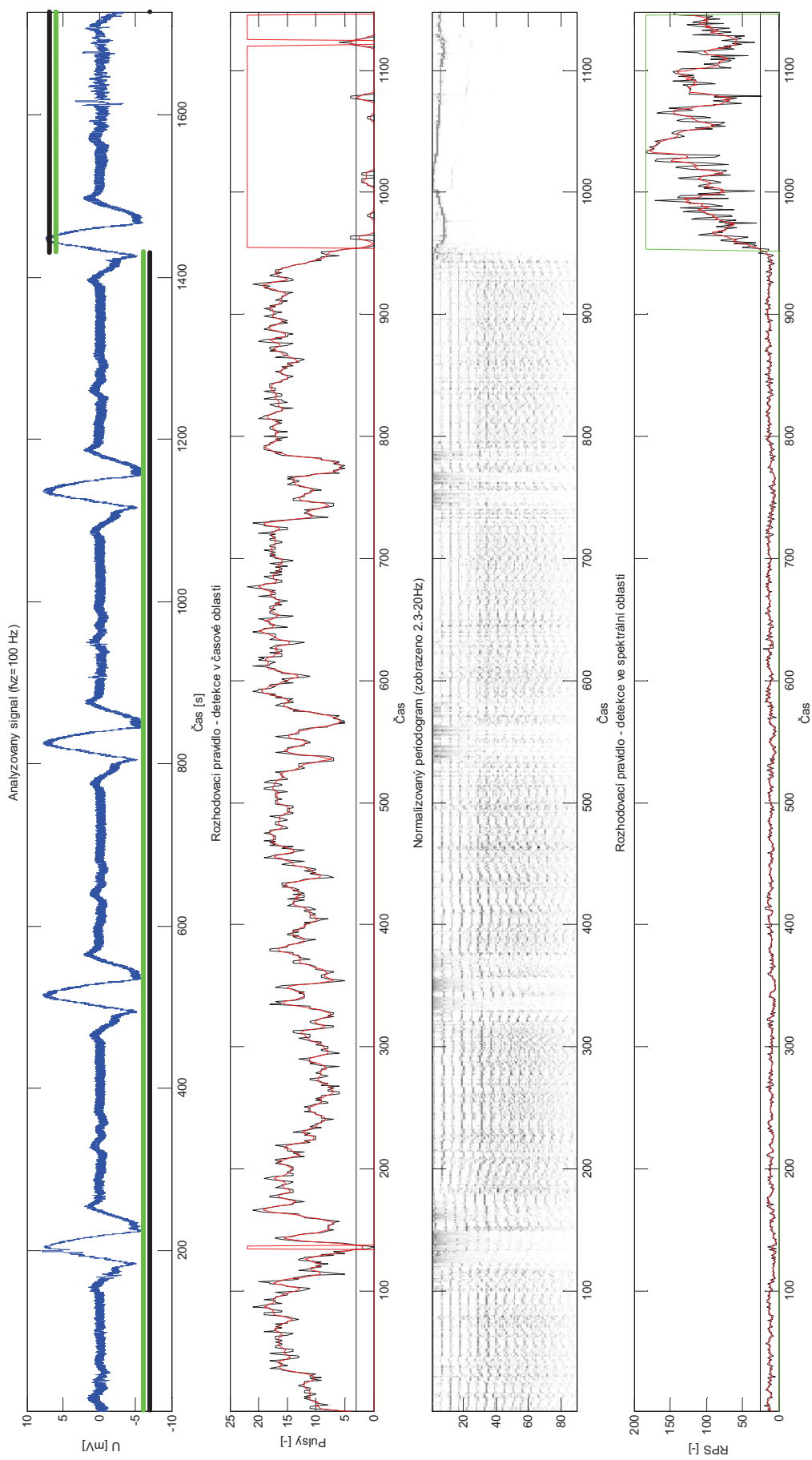




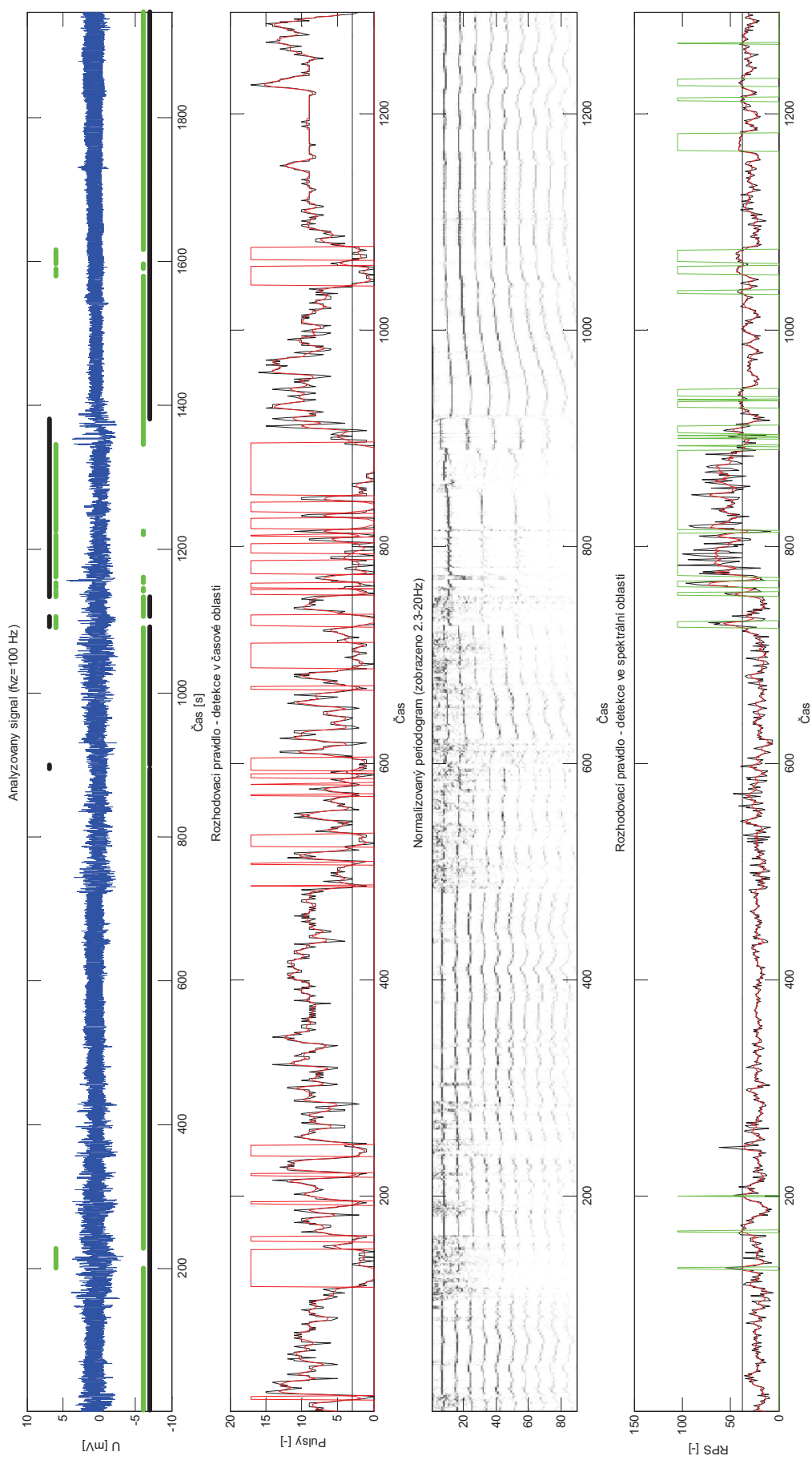
MIT-BIH signál 418, 1. kanál



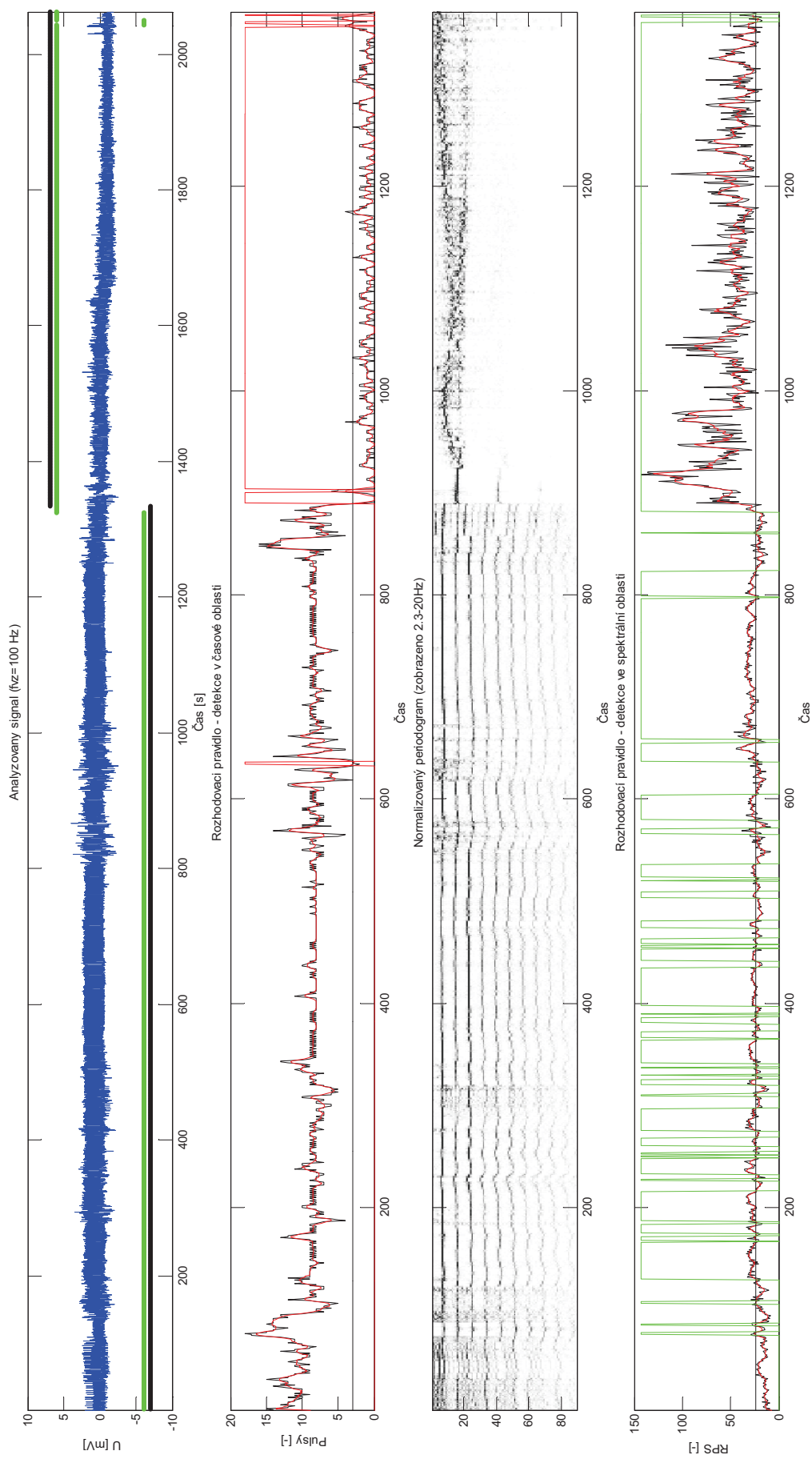
MIT-BIH signál 419, 1. kanál



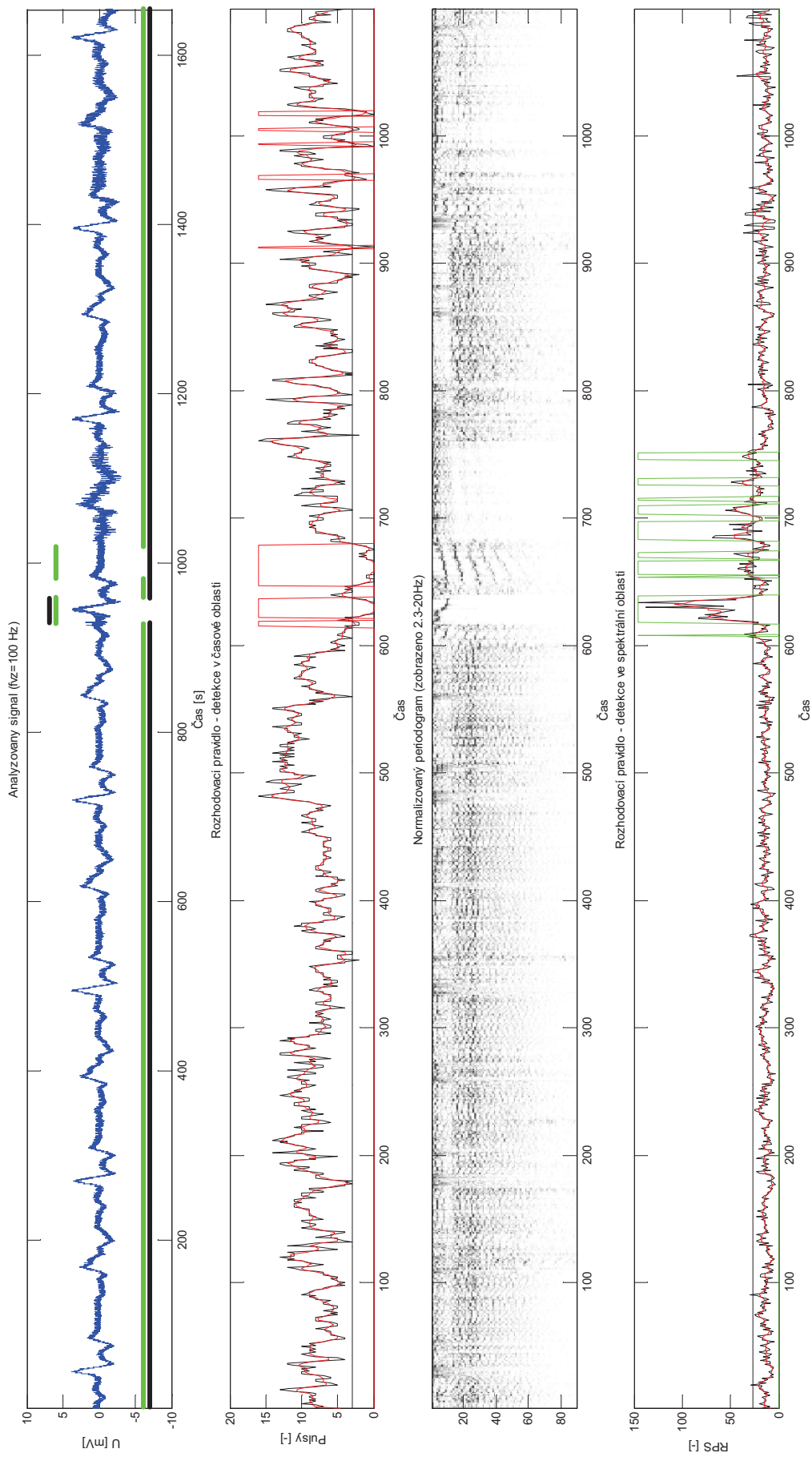
MIT-BIH signál 420, 1. kanál



MIT-BIH signál 421, 1. kanál



MIT-BIH signál 422, 1. kanál



MIT-BIH signál 425, 1. kanál