



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## DETEKCE QRS KOMPLEXŮ S VYUŽITÍM STOCKWELLOVY TRANSFORMACE

QRS DETECTION BASED ON STOCKWELL TRANSFORM

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ondřej Kašík

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

BRNO 2018



# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Ondřej Kašík

**ID:** 183290

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2017/18

## NÁZEV TÉMATU:

### Detekce QRS komplexů s využitím Stockwellovy transformace

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku detekce QRS komplexů v signálu EKG. Vypracujte literární rešerši na toto téma. 2) Seznamte se se Stockwellovou transformací a prostudujte možnosti jejího využití pro detekci komplexů QRS. 3) V prostředí Matlab realizujte detektor využívající Stockwellovu transformaci a ověřte jeho funkčnost na anotovaných a volně dostupných záznamech EKG. 4) Seznamte se s metodikou hodnocení úspěšnosti QRS detektorů a navržený detektor statisticky zhodnoťte na kompletní volně dostupné databázi. 5) Proveďte optimalizaci parametrů navrženého detektoru QRS pro zvýšení spolehlivosti detekce. 6) Dosažené výsledky porovnejte s výsledky jiných autorů a vhodně okomentujte.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, roč. 21, č. 1, s. 42-57.

[2] ZIDELMAL, Z., et al. QRS detection using S-Transform and Shannon energy. Computer methods and programs in biomedicine, 2014, 116.1: 1-9.

[3] STOCKWELL, Robert Glenn; MANSINHA, Lalu; LOWE, R. P. Localization of the complex spectrum: the S transform. IEEE transactions on signal processing, 1996, 44.4: 998-1001.

**Termín zadání:** 5.2.2018

**Termín odevzdání:** 25.5.2018

**Vedoucí práce:** Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

**Konzultant:**

**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**

Tato bakalářská práce se zabývá detekcí QRS komplexů v EKG záznamu. V práci jsou uvedeny stručné informace související s anatómií srdce, vznikem elektrických signálů v srdci, snímáním a popisem EKG záznamu. Podrobněji se práce zabývá detekcí QRS komplexů různými metodami a realizací detektoru založeného na Stockwellově transformaci, Shannonově energii a adaptivním prahováním. Také je zde rozebrána problematika hodnocení úspěšnosti detekce. Sensitivita a pozitivní predikce popsaného detektoru na kompletní MIT-BIH Arrhythmia databázi dosahují hodnot 99.80 % a 99.88 %.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektrokardiogram, QRS komplex, detekce, Stockwellova transformace, Shannonova energie, adaptivní prahování, MIT-BIH Arrhythmia databáze

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis deals with the detection of QRS complexes in ECG record. The thesis provides a brief information related to the heart anatomy, generation of electrical signals in the heart, recording and description of the ECG record. In more detail, there is a description of the detection of QRS complexes by various methods and realization of a detector based on Stockwell transform, Shannon energy and adaptive thresholding. The evaluation process of the detection efficiency is also included. Sensitivity and positive prediction of the proposed detector on the complete MIT-BIH Arrhythmia database reached 99.80 % and 99.88 % respectively.

## **KEYWORDS**

Electrocardiogram, QRS complex, detection, Stockwell transform, Shannon energy, adaptive thresholding, MIT-BIH Arrhythmia database

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE:**

KAŠÍK, O. *Detekce QRS komplexů s využitím Stockwellovy transformace.*

Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 58 stran. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

# PROHLÁŠENÍ

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma *Detekce QRS komplexů s využitím Stockwellovy transformace* 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 22. 5. 2018

.....  
podpis autora

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Lukáši Smitalovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 22. 5. 2018

.....  
podpis autora

# OBSAH

ÚVOD.....	1
1 SRDCE.....	2
1.1 Vznik elektrických impulzů .....	2
1.2 Elektrická aktivita srdce.....	3
1.3 Refrakterní fáze srdce .....	3
2 ELEKTROKARDIOGRAM.....	5
2.1 Snímání EKG.....	5
2.2 Složky EKG.....	8
2.3 Frekvenční obsah EKG .....	10
2.4 Rušení v EKG.....	12
3 DETEKCE QRS .....	15
3.1 Obecný princip detekce .....	15
3.2 Detekce založená na číslicové filtraci signálu .....	17
3.3 Detekce založená na derivaci signálu.....	18
3.4 Detekce založená na umělých neuronových sítích .....	19
3.5 Detekce založená na počítání průchodů nulou .....	20
3.6 Detekce založená na vlnkové transformaci .....	22
4 DETEKCE ZALOŽENÁ NA STOCKWELLOVĚ TRANSFORMACI.....	23
4.1 Stockwellova transformace.....	23
4.2 Shannonova energie .....	25
4.3 Prahování signálu, rozhodovací pravidlo .....	26
5 REALIZACE DETEKTORU QRS KOMPLEXŮ .....	28
5.1 Realizace výpočtu Stockwellovy transformace .....	28
5.2 Realizace výpočtu Shannonovy energie.....	29
5.3 Realizace adaptivního prahování .....	30
5.4 Parametry detektoru .....	35
6 HODNOCENÍ ÚSPĚŠNOSTI DETEKTORU .....	37
6.1 Databáze MIT-BIH Arrhythmia.....	39
6.2 Dosažené výsledky .....	39
6.3 Ukázky detekce .....	41
7 DISKUZE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ.....	44
ZÁVĚR.....	46
LITERATURA .....	47
SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK.....	49

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Schéma lidského srdce, převodní systém srdeční.....	2
Obrázek 2 – Průběh akčního napětí srdeční buňky s úseky refrakterní fáze .....	4
Obrázek 3 – Umístění elektrod na těle pacienta .....	6
Obrázek 4 – Elektrokardiogram .....	8
Obrázek 5 – Frekvenční spektrum složek EKG signálu .....	11
Obrázek 6 – Rušení EKG záznamu .....	13
Obrázek 7 – Obecné schéma QRS detektoru.....	15
Obrázek 8 – Jednotlivé kroky detekce založené na umocnění signálu.....	17
Obrázek 9 – Jednotlivé kroky detekce založené na derivaci signálu.....	18
Obrázek 10 – Jednotlivé kroky detekce založené na umělé neuronové síti .....	19
Obrázek 11 – Jednotlivé kroky detekce založené na počítání průchodů nulou.....	20
Obrázek 12 – Jednotlivé kroky detekce založené na vlnkové transformaci.....	22
Obrázek 13 – Schéma detekce založené na Stockwellově transformaci.....	23
Obrázek 14 – Elektrokardiogram a spektrogram elektrokardiogramu.....	24
Obrázek 15 – Srovnání Shannonovy energie s kvadrátem signálu.....	25
Obrázek 16 – Průběhy Shannonovy energie a kvadrátu signálu .....	26
Obrázek 17 – Rozdíl mezi pevným a adaptivním prahováním.....	27
Obrázek 18 – Blokové schéma výpočtu Stockwellovy transformace.....	28
Obrázek 19 – Ukázkový EKG záznam a jeho Stockwellova transformace.....	29
Obrázek 20 – Blokové schéma výpočtu Shannonovy energie.....	29
Obrázek 21 – Normalizovaná Shannonova energie.....	30
Obrázek 22 – Vrcholy nalezené v Shannonově energii.....	31
Obrázek 23 – Správně a nesprávně detekovaný vrchol .....	32
Obrázek 24 – Správně nedetekované nadprahové vrcholy .....	33
Obrázek 25 – Ukázka rekurzivní části detekce I.....	34
Obrázek 26 – Ukázka rekurzivní části detekce II.....	35
Obrázek 27 – Správně a chybně detekované vrcholy v ukázkovém signálu .....	38
Obrázek 28 – Ukázka chybné detekce na záznamu 104.....	41
Obrázek 29 – Ukázka bezchybné detekce na záznamu 104 .....	42
Obrázek 30 – Ukázka detekce na záznamu 117 z CSE databáze.....	43



## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1 – Informace o složkách EKG záznamu .....	11
Tabulka 2 – Přehled parametrů detektoru QRS komplexů .....	36
Tabulka 3 – Úspěšnost detekce na signálech z databáze MIT-BIH Arrhythmia .....	40
Tabulka 4 – Srovnání detektorů dle úspěšnosti detekce .....	44

# ÚVOD

Elektrokardiografie je dnes nejrozšířenější diagnostickou metodou na poli kardiologie. Je založena na snímání elektrických impulzů, které mají svůj původ v srdci. Výstupem této metody je elektrokardiogram – záznam změn elektrické aktivity srdce v čase. Tento záznam obsahuje mnoho diagnostických informací, které nám mohou napomoci porozumět činnosti lidského srdce či poukázat na rozličné srdeční patologie.

Nejmohutnějšími segmenty v EKG záznamu jsou QRS komplexy – ty znázorňují stah komor srdce a následné vypuzení krve do oběhu. Pro analýzu elektrokardiogramu je potřeba znát jejich polohu, protože od té bývá odvozena poloha ostatních segmentů v záznamu. QRS komplexy mohou být hledány a označovány lékaři, což je však velmi zdlouhavé a neefektivní. Proto byly vyvinuty detektory QRS komplexů.

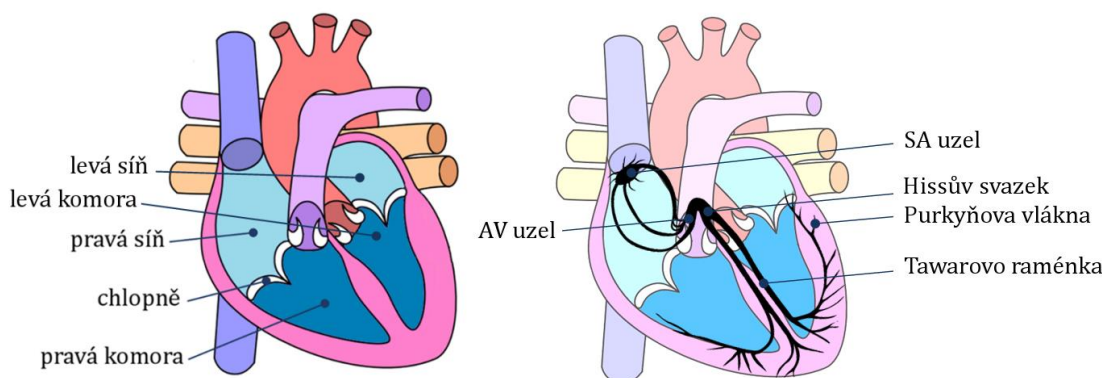
Detektory QRS komplexů mohou fungovat na různých principech, v této práci je popsáno několik nejdůležitějších metod detekce. Hlavní část práce je věnována rozboru a realizaci detektoru, jehož funkce je založena na Stockwellově transformaci, Shannonově energii a adaptivním prahování.

Nejdůležitějším parametrem každého detektoru QRS komplexů je úspěšnost detekce. Hlavními ukazateli úspěšnosti detekce jsou senzitivita, pozitivní predikce a chyba detekce. Aby mohl být detektor použit v klinické praxi, musí jeho úspěšnost detekce překročit hodnotu 99,5 %.

Realizovaný detektor byl otestován na kompletní databázi MIT-BIH Arrhythmia a dosáhl velmi uspokojivého výsledku – úspěšnost detekce činila 99,84 %, což je hodnota srovnatelná s úspěšností běžně využívaných detektorů.

# 1 SRDCE

Srdce je dutý svalový orgán, který se nachází v hrudním koši člověka. Hlavní funkcí srdce je distribuce okysličené krve po celém těle, zajištěná pravidelnými stahy srdeční tkáně. Srdce je podélně rozděleno na dvě poloviny, obě poloviny jsou dále rozděleny na síň a komoru (obrázek 1). Síň a komory jsou vzájemně odděleny přepážkami, tok krve mezi síněmi a komorami (především jeho směr a intenzita) je řízen chlopněmi. Základní vlastností myocytů (buněk srdeční tkáně) je to, že jsou schopny kontrakce (stahu). Činnost myocytů (kontrakce a relaxace) je řízena převodním systémem srdečním, ten sestává z SA uzlu, AV uzlu, Hissova svazku, Tawarových ramének a Purkyňových vláken. Informace o srdci a převodním systému pocházejí ze zdroje [1], obrázky byly převzaty ze zdrojů [17] a [19].



Obrázek 1 - Schéma lidského srdce, převodní systém srdeční [15]

## 1.1 Vznik elektrických impulsů

Elektrické impulzy na úrovni buněk mají původ na buněčné membráně. Ta se po obdržení impulsu (elektrického či chemického) stává různě propustná pro konkrétní ionty obsažené v intracelulárním a extracelulárním prostředí buňky (převážně  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$  a  $\text{K}^+$  ionty). Jelikož je koncentrace zmíněných iontů odlišná v obou prostředích, začnou se ionty po změně propustnosti membrány pohybovat přes membránu ve směru koncentračního spádu. To má za následek vznik elektrického proudu. Pohyb iontů přes membránu zapříčiní i změnu potenciálu uvnitř a vně buňky, tudíž se změní i napětí na membráně. Problematika vzniku a šíření elektrických impulsů je rozebrána v literatuře [4].

## 1.2 Elektrická aktivita srdce

Za veškerou elektrickou aktivitu v srdci jsou zodpovědné buňky převodního systému srdečního. Některé z těchto buněk mají schopnost generovat elektrické impulzy, které se pak dále šíří srdeční tkání. Základní pojmy související se vznikem elektrických impulzů jsou *akční potenciál*, *depolarizace*, tedy změna napětí na membráně buněk směrem k vyšším hodnotám, a *repolarizace* – návrat hodnoty napětí na membráně na hodnotu původní (klidovou, obvykle zápornou).

### Akční potenciál

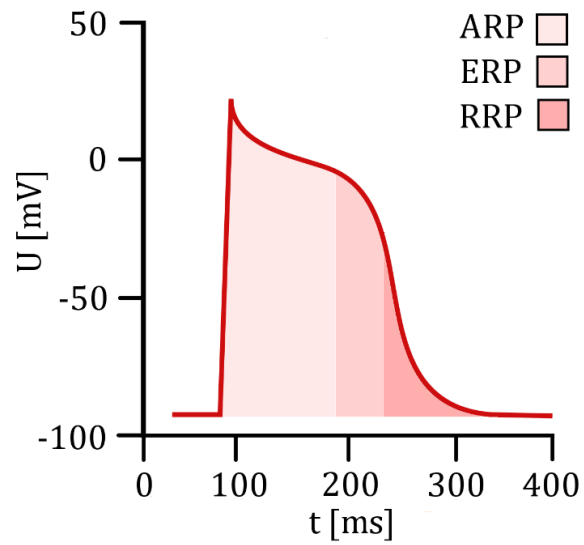
Akční napětí (též akční potenciál) je impulz, během kterého se napětí na membráně rapidně zvýší a následně opět poklesne. Akční potenciál vzniká po podráždění membrány nadprahovým impulzem, přičemž se řídí zákonem „vše nebo nic“, to znamená, že buďto vznikne plnohodnotný akční potenciál nebo nevznikne vůbec. Také má tu vlastnost, že se jeho amplituda během šíření nemění – šíří se bez útlumu.

## 1.3 Refrakterní fáze srdce

Refrakterní fáze je doba, během které nemůže dojít k dalšímu podráždění buněčné membrány, a tudíž nemohou vznikat (popřípadě šířit se) nové akční potenciály, které by vedly ke stahu srdeční tkáně. Na základě znalosti doby trvání této fáze (200–250 ms) můžeme zjistit maximální možnou dosažitelnou tepovou frekvenci, která se nachází v rozmezí 240–300 tepů za minutu [1]. Tohoto poznatku využijeme při realizaci QRS detektoru.

Refrakterní fázi můžeme rozdělit na tři dílčí úseky – *absolutní refrakterní fáze* (ARP), během které není možné membránu nikterak podráždit, *efektivní refrakterní fáze* (ERP) – v tomto úseku může být membrána podrážděna dostatečně silným impulzem, vzruch se však nebude šířit dále. Posledním úsekem je *refrakterní fáze relativní* (RRP), během které již může za jistých podmínek vzniknout akční potenciál, aby taková situace nastala, musí být stimul vyvolávající podráždění silně nadprahový [5]. Jednotlivé úseky refrakterní fáze srdce jsou zobrazeny na obrázku 2.

Refrakterní fáze srdce taktěž zajišťuje jednosměrné šíření elektrických impulzů. Úsek, kterým již impuls prošel, nemůže být po určitou dobu opětovně podrážděn, vzruch se tedy nemůže šířit směrem, ze kterého přišel [1].



Obrázek 2 - Průběh akčního napětí srdeční buňky s úseky refrakterní fáze [16]

## 2 ELEKTROKARDIOGRAM

Elektrokardiogram (zkráceně EKG) je záznam elektrické aktivity srdce v čase. Problematice spojené s EKG (včetně snímání a používaných svodů) se detailně věnují autoři v literatuře [1] a [3].

Ke snímání EKG se nejčastěji používá přístroj elektrokardiograf. Samotný signál je získán pomocí elektrod přiložených na povrch těla pacienta. Nasnímané EKG je sumou dílčích napětí na membráně všech srdečních excitabilních buněk. Tvar EKG křivky závisí především na tom, z jaké části těla byl záznam nasnímán, jeho průběh nese mnoho informací korespondujících s činností srdce, proto může samotný EKG záznam poukazovat na některé patologie spojené s oběhovou soustavou.

Elektrokardiografie je jedním ze základních vyšetření v kardiologii, ve většině případů se jedná o vyšetření neinvazivní. Zakladatelem této metody je Willem Einthoven, který naměřil první EKG již před více než sto lety. Na jeho počest jsou bipolární svody používané při měření EKG pojmenovány Einthovenovy.

### 2.1 Snímání EKG

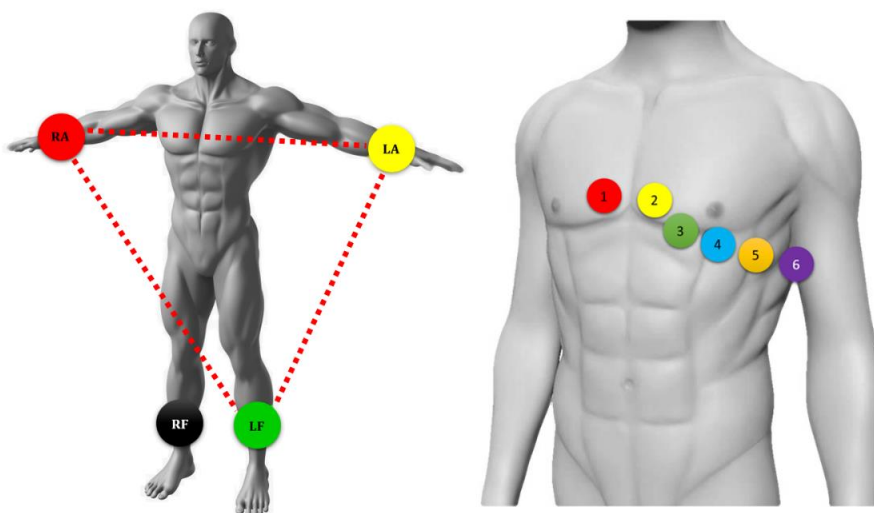
Snímání elektrické aktivity srdce je obvykle neinvazivní diagnostické vyšetření. Na tělo pacienta (na pokožku) jsou přiloženy elektrody, jejich rozmístění není náhodné, jsou umístěny na taková místa, abychom měřením získali co nejvíce informací o činnosti srdce pacienta.

Jednotlivé elektrody snímají elektrický potenciál. Napětí mezi dvěma elektrodami zjistíme jako rozdíl dvou potenciálů naměřených ve stejný čas na odlišném místě pacientova těla. Elektrokardiogram získáme vynesáním naměřeného napětí do grafu v závislosti na čase.

EKG svod vzniká spojením dvou elektrod, pro snímání EKG (respektive měření napětí) můžeme použít dva typy svodů – unipolární a bipolární. Unipolární svod je tvořen jednou elektrodou pracovní, která snímá potenciál na těle pacienta a druhou elektrodou referenční. Pro referenční elektrodu je charakteristické, že potenciál, který měří, je po celou dobu srdečního cyklu téměř neměnný

(konstantní). Bipolární svod je taktéž tvořen dvěma elektrodami, obě elektrody jsou však lokalizovány v místě, kde se elektrický potenciál během srdečního cyklu mění.

V dnešní době se standardem pro snímání elektrokardiogramu stalo 12 svodové EKG. Tato metoda využívá tři různé typy svodů – bipolární končetinové svody (Einthovenovy), unipolární končetinové svody (Goldbergerovy) a unipolární hrudní svody (Wilsonovy) [2]. Přestože se metoda nazývá „dvanácti svodové EKG“, je pro měření použito právě deset elektrod, ze kterých je vytvořeno dvanáct svodů. Rovnice popisující jednotlivé svody byly převzaty ze zdroje [7]. Umístění elektrod na těle pacienta je patrné z obrázku 3.



Obrázek 3 – Umístění elektrod na těle pacienta [18]

### **Einthovenovy svody**

Ve 12 svodovém EKG jsou využity tři Einthovenovy svody, standardně jsou označovány I, II, a III. Svod I získáme jako rozdíl potenciálů na pravé ( $\varphi_{RA}$ ) a levé ruce ( $\varphi_{LA}$ ), svod II vyjadřuje rozdíl potenciálů levé nohy ( $\varphi_{LL}$ ) a pravé ruky ( $\varphi_{RA}$ ), svod III zaznamenává rozdíl potenciálů naměřených na levé noze ( $\varphi_{LL}$ ) a levé ruce ( $\varphi_{LA}$ ), tento svod bychom teoreticky nemuseli měřit, jeho výstup je možné dopočítat ze svodů I a II.

Elektrody přiložené na pravé ruce, levé ruce a levé noze vytvářejí vrcholy pomyslného Einthovenova trojúhelníku, vzdálenost mezi srdcem a každým z vrcholů trojúhelníku je téměř totožná. Einthovenův trojúhelník je naznačen na obrázku 3. Elektroda na pravé noze slouží jako uzemnění pacienta.

## Goldbergerovy svody

Goldbergovy svody jsou ve 12 svodovém EKG taktéž tři, využívají stejné elektrody jako Einthovenovy svody a slouží pro rozšíření informací získaných z těchto svodů. Goldbergovy svody se označují aVR, aVL a aVF. Signál ze svodu získáme jako rozdíl potenciálu na jednom z vrcholů Einthovenova trojúhelníku a průměru potenciálů na zbylých dvou vrcholech Einthovenova trojúhelníku:

$$aVR = \varphi_{RA} - \frac{\varphi_{LA} + \varphi_{LL}}{2} \quad (1)$$

Konkrétně, signál svodu aVR je dán rozdílem potenciálu na pravé ruce ( $\varphi_{RA}$ ) a průměru potenciálů levé ruky ( $\varphi_{LA}$ ) a levé nohy ( $\varphi_{LL}$ ). Průměr potenciálů je považován za referenční hodnotu, proto jsou Goldbergovy svody označovány jako unipolární. Obdobný je i výpočet signálu ze svodu aVL a aVF. Stejně jako u Einthovenových svodů, i zde můžeme signál jednoho svodu dopočítat se signálů svodů ostatních.

## Wilsonovy svody

Wilsonovy svody sestávají z elektrod umístěných na hrudi, v bezprostřední blízkosti srdce. Jednotlivé elektrody jsou označovány V<sub>1</sub> až V<sub>6</sub>. Jedná se o unipolární svody, jako referenční elektroda je použit svod, který měří průměr potenciálů všech tří končetinových elektrod ( $\varphi_{LA}$ ,  $\varphi_{RA}$ ,  $\varphi_{LL}$ ). Tento svod nese název Wilsonova svorka. Výsledný signál ( $\varphi_{WCT}$ ) získaný z této svorky je téměř neměnný po celou dobu srdečního cyklu:

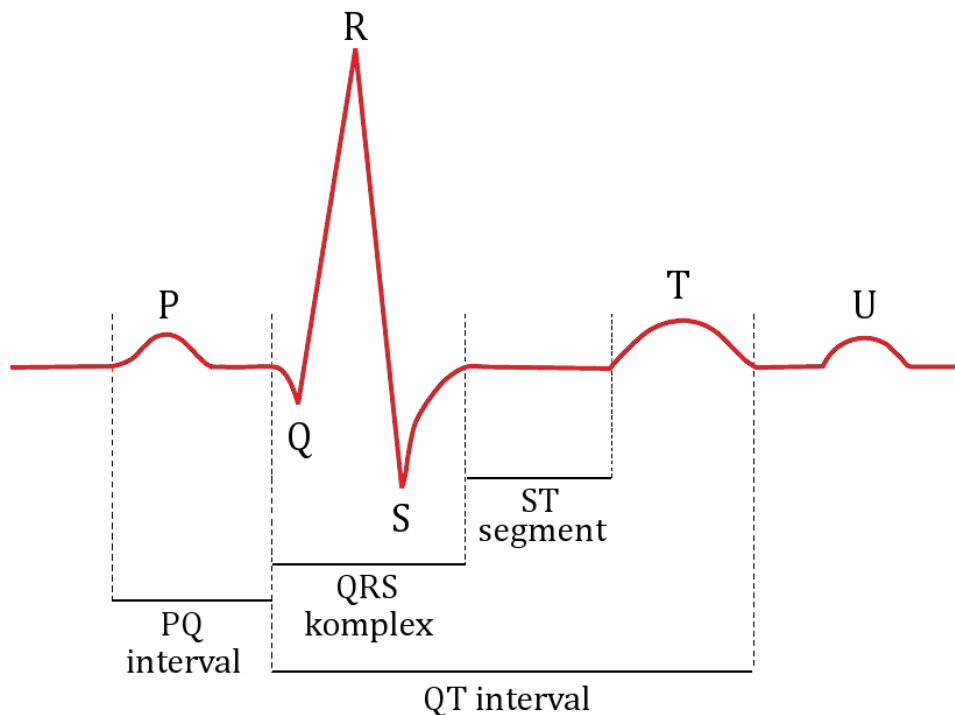
$$\varphi_{WCT} = \frac{\varphi_{LA} + \varphi_{RA} + \varphi_{LL}}{3} \quad (2)$$

Ve srovnání se signály z končetinových svodů mívá signál získaný z Wilsonových svodů větší amplitudu, bývá méně zašuměný a tím pádem dosahuje i vyšších hodnot poměru signálu k šumu (SNR).



## 2.2 Složky EKG

Činnost srdce je stále se opakující proces, proto elektrokardiogram vykazuje určitou periodicitu. Ve fyziologickém EKG záznamu je několik segmentů, které se dle konvence standardně označují písmeny P, Q, R, S a T (viz obrázek 4). Průběh elektrokardiogramu odpovídá konkrétním dějům, které se odehrávají v srdci. Nejdůležitější roli zde sehrává depolarizace a repolarizace síní a komor. Informace o jednotlivých segmentech elektrokardiogramu jsou převzaty ze zdrojů [1] a [2].



Obrázek 4 - Elektrokardiogram [3]

### Vlna P

První vlnou v EKG záznamu je vlna P, ta signalizuje počáteční etapu srdeční akce – depolarizaci síní. Depolarizace síní zajišťuje jejich stah a vypuzení krve do komor. Samotná depolarizace trvá přibližně 100 ms, detekovaná vlna nabývá hodnot v rozmezí 100–300  $\mu\text{V}$  (ve většině svodů je vlna P kladná) [1]. Absence P vlny může symbolizovat například to, že srdeční rytmus má svůj původ v komorách, místo v sinoatriálním uzlu a elektrický impulz vyvolávající depolarizaci komor se tak síním zcela vyhýbá.

## **QRS komplex**

Po P vlně následuje QRS komplex reprezentující depolarizaci komor, to má za následek kontrakci komor a vypuzení krve ze srdce. Obvykle je QRS komplex složený ze tří částí. První negativní zákmit je nazýván vlna Q, po ní následuje první pozitivní zákmit – vlna R a celý komplex je zakončen druhým negativním zákmitem – vlnou S. Průběh QRS komplexu v sobě zahrnuje i repolarizaci síní. Někdy se může stát, že v EKG záznamu jedna ze tří dílčích vln chybí, i v takovém případě však hovoříme o QRS komplexu.

Detektory QRS komplexů obvykle detekují právě zmíněnou vlnu R. Na základě znalosti polohy této vlny může být odvozena i poloha ostatních segmentů (například vlny T).

Doba trvání QRS komplexu se pohybuje v rozmezí 70–110 ms [1]. Jedná se o nejmohutnější element celého elektrokardiogramu, může dosahovat amplitudy až 3 mV [2]

## **Vlna T**

Vlna T v elektrokardiogramu zachycuje repolarizaci komor, její průběh je značně variabilní. Na rozdíl od P vlny a QRS komplexu je složité definovat dobu jejího trvání, ta je silně závislá na tepové frekvenci – s rostoucí tepovou frekvencí se doba trvání T vlny snižuje, zároveň se zkracuje čas mezi QRS komplexem a T vlnou. Amplituda této vlny obvykle nepřesahuje 2 mV [2]. Ve speciálních případech se po vlně T objevuje ještě vlna U, její původ však není zcela objasněn.

## **RR interval**

Čas mezi dvěma sousedními R vlnami je označován jako RR interval. Místo označení RR se někdy užívá označení NN (normal to normal). Tento údaj udává celkovou dobu trvání jednoho srdečního cyklu. Vytvoříme-li z RR intervalů sekvenci, získáme takzvaný intervalový RR tachogram. Po vynesení intervalového RR tachogramu do grafu (osa y) v závislosti na čase (osa x) získáme graf variability srdeční frekvence (HRV), ten je základem mnoha diagnostických metod kardiologie a může poukazovat na řadu patologií.

### **ST segment**

ST segment je úsek elektrokardiogramu vymezený koncem vlny S a začátkem vlny T. Reprezentuje část srdeční akce, během které jsou komory v depolarizovaném (aktivním) stavu. ST segment obvykle nebývá nijak zvláštní.

### **PQ interval**

PQ interval je časový úsek započatý depolarizací síní (vlna P) a zakončený depolarizací komor (počátek vlny Q). Jedná se tedy o čas potřebný k přesunu akčního potenciálu ze síní na komory. Doba trvání PQ intervalu se nepřímo úměrně mění se srdeční tepovou frekvencí.

### **QT interval**

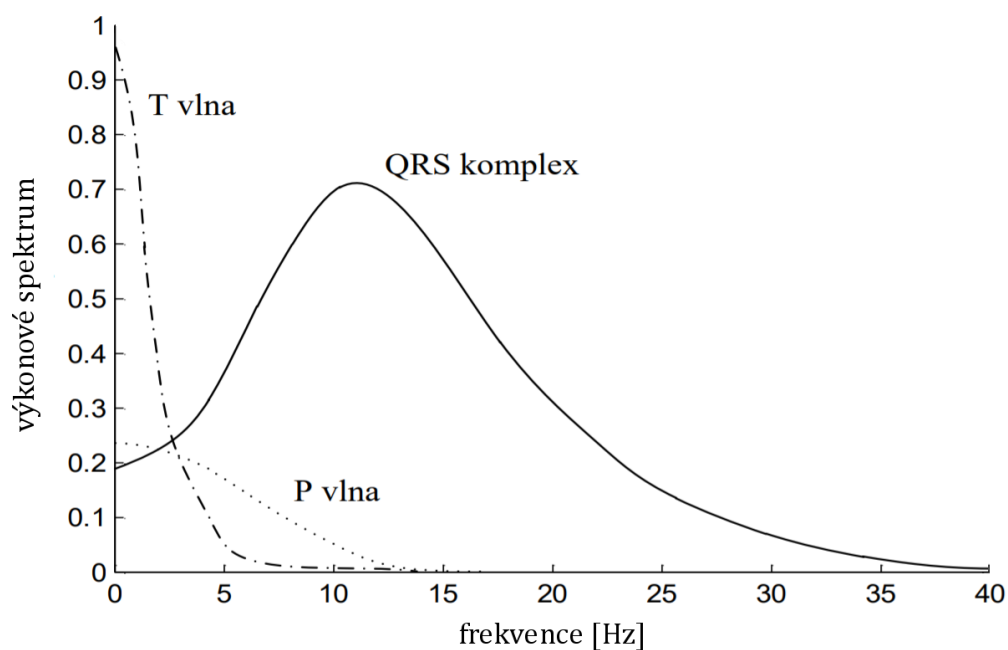
QT interval je taktéž časový úsek. Udává dobu mezi počátkem depolarizace komor (počátek vlny Q) a koncem repolarizace komor (konec vlny T). I tento interval je závislý na tepové frekvenci. Prodloužení QT intervalu leckdy poukazuje na patologie spojené s náhlým úmrtím.

## **2.3 Frekvenční obsah EKG**

Pro každý segment EKG křivky je charakteristické určité frekvenční spektrum, tedy soubor obsažených frekvencí. Informace o rozsahu frekvencí jednotlivých vln jsou velice důležité při filtraci EKG signálu – abychom byli schopni filtrací potlačit/propustit jednotlivé vlny, musíme znát jejich frekvenční pásmo.

Frekvenční spektrum P vlny nabývá hodnot nižších než 15 Hz [1]. QRS komplex má v porovnání se zbylými vlnami mnohem strmější průběh, proto je jeho frekvenční pásmo širší – může obsahovat složky s frekvencí 5–40 Hz [3]. Spektrum vlny T je závislé na jejím průběhu, složky spektra se však obvykle nacházejí v rozmezí 0–10 Hz [1].

Rozsah frekvenčních spekter zmíněných složek EKG záznamu je schematicky zobrazen na obrázku 5.



**Obrázek 5 - Frekvenční spektrum složek EKG signálu, převzato z [1]**

Souhrn informací o vlně P, QRS komplexu a vlně T je uveden v tabulce 1. Je nutno podotknout, že všechny složky obsažené v EKG záznamu (především vlna T) mohou být do určité míry variabilní. Průběh jednotlivých segmentů také závisí na tom, z jakého svodu byl EKG signál získán, například v různých svodech může být polarita shodných vln odlišná.

**Tabulka 1 - Informace o složkách EKG záznamu**

segment	frekvenční rozsah [Hz]	doba trvání [ms]	amplituda [mV]
P vlna	0 - 15	80 - 120	0,1 - 0,3
QRS komplex	5 - 40	70 - 110	2,0 - 3,0
T vlna	0 - 10	100- 200	0,1 - 2,0

## 2.4 Rušení v EKG

V praxi se často stává, že získaný elektrokardiogram je zatížen nežádoucím rušením. Proto bývá prvním krokem při počítačovém zpracování EKG signálu právě odstranění rušení. To může mít různý původ, mezi nejčastější příčiny vzniku rušení v EKG záznamu patří síťové rušení, špatný kontakt elektrod s tělem pacienta, ovlivnění výsledku přístroji v blízkosti kardiografu či pohyb pacienta během snímání jeho srdeční aktivity. O této problematice pojednávají zdroje [1], [2] a [6].

Z hlediska frekvenčního obsahu můžeme rušení v elektrokardiogramu rozdělit na úzkopásmové a širokopásmové. Také jej můžeme rozdělit dle příčiny vzniku, a to na rušení technického či fyziologického původu.

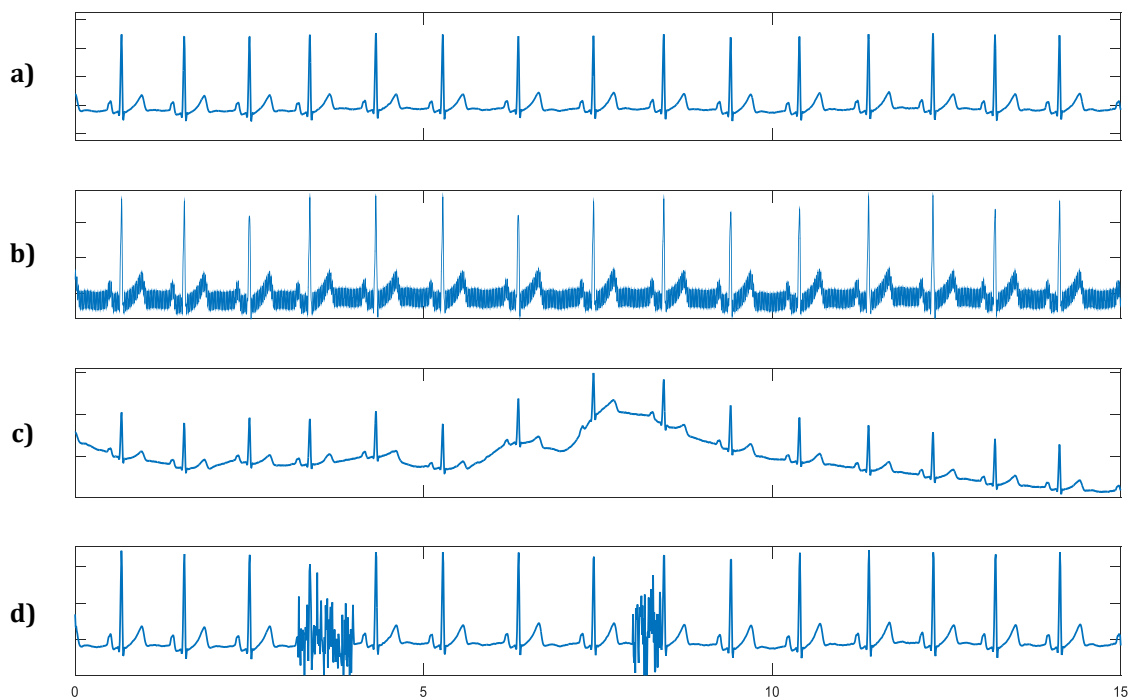
### **Kolísání elektrické izolinie (drift)**

V ideálním případě by měla být izolinie naměřené EKG křivky neměnná (obrázek 6 a). Vlivem pohybu pacienta, špatného kontaktu elektrod s pokožkou či pohyby způsobenými pacientovým dýcháním může dojít k tomu, že izolinie signálu bude v čase proměnná (obrázek 6 c).

Jedná se o nízkofrekvenční rušení, které se projeví „zvlněním“ elektrokardiogramu. Ve frekvenčním spektru EKG záznamu tato rušivá složka nabývá hodnot nižších než 2 Hz [6]. Ze záznamu ji poměrně snadno a efektivně můžeme odstranit filtrací, aniž by došlo k výraznému zkreslení signálu. Vhodná je horní propust typu FIR s mezní frekvencí v rozsahu 0,5 – 2,0 Hz (v závislosti na tepové frekvenci) [6]. Další možností, jak drift ze záznamu odstranit, je nulování příslušných spektrálních čar.

### **Artefakty způsobené pohybem elektrod**

Tyto artefakty vznikají především z důvodu natahování a smršťování lidské kůže pod elektrodou (obvykle způsobeno nepatrným pohybem pacienta), čímž dojde ke změně impedance kůže v místě, kde je elektroda přiložena. To má za následek vznik artefaktů ve výsledném signálu. Frekvenční spektrum takto vzniklého rušení se částečně překrývá s frekvenčním spektrem QRS komplexu, proto mohou být pohybové artefakty mylně detekovány jako QRS komplexy.



**Obrázek 6 – Rušení EKG záznamu**

**a)** EKG bez rušení **b)** síťové rušení (50 Hz) **c)** kolísání elektrické isolinie **d)** myopotenciály

### **Síťové rušení (brum)**

Síťové rušení neboli brum spadá do kategorie úzkopásmového rušení. Je způsobeno nevhodným uzemněním či nedostatečnou elektrickou izolací elektrokardiografu. Samotný brum je signál (šum), který je indukován z elektrické sítě, z níž je přístroj napájen, popřípadě může být indukován i z okolních elektrických zařízení.

Frekvenční spektrum síťového rušení obsahuje pouze jednu složku, jejíž frekvence je shodná s frekvencí elektrického napětí v síti. V České republice je frekvence sítě 50 Hz, tudíž i síťové rušení má frekvenci 50 Hz. Průběh EKG signálu se síťovým rušením je na obrázku 6 b.

Jedním ze způsobů, jak brum odstranit je filtrace. Zvolený filtr musí být úzkopásmový, protože frekvence rušení může částečně zasahovat do frekvenčního pásma EKG záznamu a naší snahou je, aby byl výsledný signál zkreslen co nejméně. Vhodný je filtr typu pásmová zadrž, který tlumí složky s frekvencí přibližně od 49,5 do 50,5 Hz (frekvence sítě není stálá, ale kolísá) [6].

## **Rušení způsobené myopotenciály**

Srdce není jediná část lidského těla, která může být zdrojem elektrických impulzů. Tuto schopnost mají mimo jiné i kosterní svaly, které během kontrakce generují elektrický signál (EMG), ten může být (nechtěně) snímán společně s elektrickými signály ze srdce (obrázek 6 d). Způsob, jak předejít tomuto rušení je omezit pohyb pacienta během snímání EKG, to však není možné například při zátěžových testech nebo u malých dětí.

Jelikož myopotenciály mají velmi široké frekvenční spektrum, které se překrývá se spektrem EKG signálu, je obtížné je ze záznamu odstranit. Nejčastěji se k odstranění EMG z EKG signálu využívá filtrace, výsledkem však obvykle bývá více či méně zkreslený EKG záznam. Ideální je předejít tomuto typu rušení vhodnou volbou použitých elektrod (možnost fixace) či se pokusit zamezit pacientovi v pohybu.

### 3 DETEKCE QRS

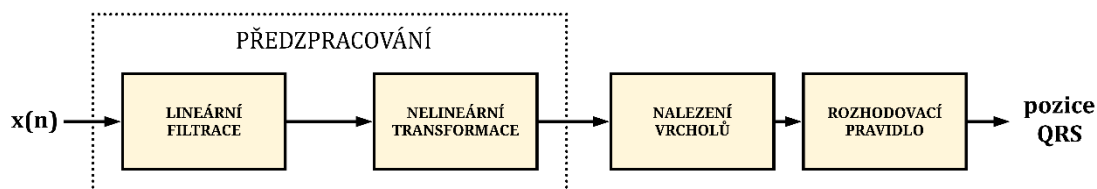
K detekci QRS komplexů (popřípadě R vln) v EKG záznamu se využívají QRS detektory, které mohou pracovat na odlišných principech. O většině detektorů však můžeme říci, že mají dvě základní části – část, ve které dochází k předzpracování vstupního signálu a část, ve které jsou detekovány QRS komplexy. Problematikou detekce QRS komplexů se obecně zabývají autoři zdrojů [1], [2] a [8], konkrétní metody detekce jsou pak popsány ve zdroji [9].

Spolehlivost detektorů je posuzována podle počtu správně detekovaných QRS komplexů. Snahou je samozřejmě vytvořit detektor, který by detekoval pozice QRS komplexů neomylně. To však není možné, protože v některých případech se na tom, zdali se jedná o QRS komplex, či nikoliv, neshodnou ani odborníci v dané oblasti – kardiologové.

Robustní detektor by tedy měl být schopný detekovat většinu QRS komplexů v analyzovaném elektrokardiogramu. Problémem však je, že jednotlivé QRS komplexy se mohou značně odlišovat. Lišit se může tvar QRS komplexů, jejich frekvenční obsah či doba mezi jednotlivými komplexy (RR interval). Proto je potřeba, aby se detektor přizpůsoboval aktuálnímu EKG záznamu a byl tak schopný správně detekovat maximální množství QRS komplexů.

#### 3.1 Obecný princip detekce

Obecné schéma detekce na obrázku 7 je společné pro většinu detektorů QRS komplexů, nehledě na to, na jakém principu fungují. Rozdíl mezi jednotlivými detektory je v tom, jakým způsobem provádí konkrétní úkony naznačené v následujícím schéma [1].



Obrázek 7 – Obecné schéma QRS detektoru převzaté ze zdroje [1]



Prvním krokem detekce QRS komplexu ve schématu je lineární filtrace či lineární transformace vstupního signálu  $x(n)$ , jejímž cílem je zvýraznění a zesílení QRS komplexů vůči ostatním složkám analyzovaného záznamu (P vlna, T vlna, rušení), ty jsou v ideálním případě ze signálu téměř odstraněny. Výstupní signál by měl mít vyšší SNR než signál vstupní. Praktickým příkladem tohoto kroku může být filtrace elektrokardiogramu pásmovou propustí.

Po lineární filtraci obvykle následuje nelineární transformace (společně s lineární filtrací tvoří blok předzpracování signálu), jejímž výstupem je transformovaný vstupní signál vhodný k detekci vrcholů, které představují QRS komplexy. Nelineární transformace může být realizována například umocněním signálu, který byl získán v předešlém kroce.

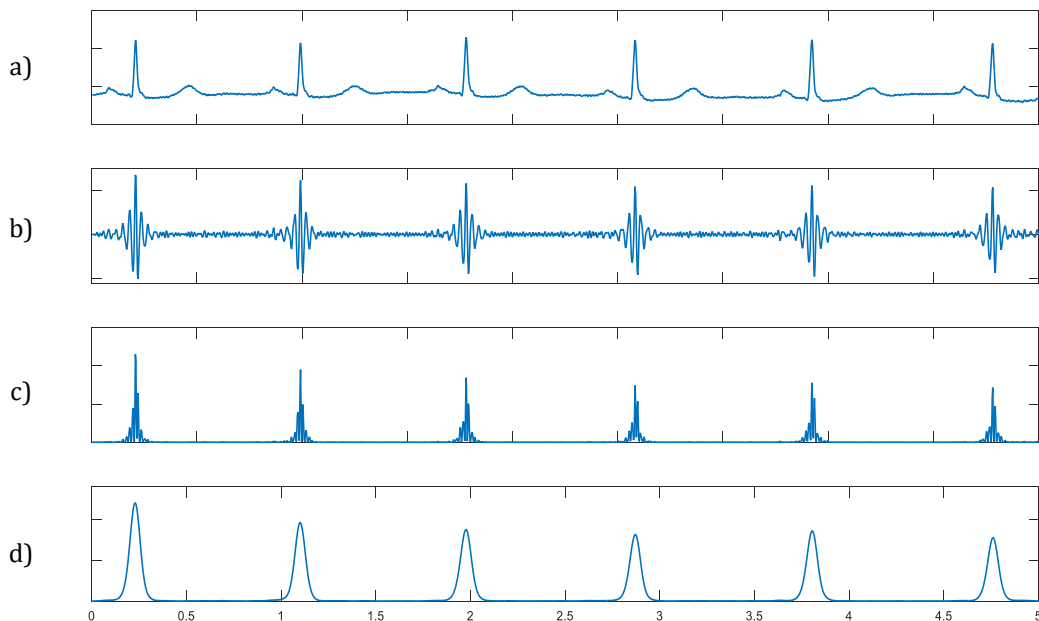
Do druhé části detektoru vstupuje předzpracovaný signál, ve kterém jsou hledány polohy vrcholů. O tom, zdali bude nalezená pozice vrcholu označena jako pozice QRS komplexu detektor rozhoduje na základě několika podmínek. Základní podmínkou může být například to, že nalezený vrchol musí být nadprahový a jeho vzdálenost od vrcholu předešlého musí být větší než předem definovaná hodnota. Pro detekci vrcholů může být použito pevného prahu, častěji je však využíván práh adaptivní, proměnný v čase.

Výstupem detektoru je vektor pozic, na kterých by se ve vstupním elektrokardiogramu měly nacházet QRS komplexy.

Detektory QRS komplexů můžeme na základě principu jejich fungování rozdělit do několika základních skupin, první velkou skupinu tvoří detektory založené na číslicové filtraci signálu. Podobně fungují detektory jejichž činnost je založena na derivaci signálu. Další velkou skupinou jsou detektory, které pro detekci využívají vlnkových (či podobných) transformací, tedy i Stockwellovu transformaci. Tyto detektory vykazují velmi dobrou úspěšnost detekce. V poslední době úspěch zaznamenaly i detektory fungující na principu umělých neuronových sítí. Mezi další významné metody patří i detekce založená na počítání průchodů nulou, Hilbertově transformaci či adaptivních filtrech. [9]

### 3.2 Detekce založená na číslicové filtraci signálu

Detekce založená na číslicové filtraci je jednou ze základních metod, kterou lze QRS komplexy v EKG záznamu poměrně jednoduše detekovat. Prvním krokem detekce je filtrace vstupního signálu pásmovou propustí (obrázek 8 b). Dolní mezní frekvence použitého číslicového filtru by se měla být zhruba 10 Hz, horní mezní frekvence se obvykle nachází v rozmezí 20–25 Hz (hodnoty mezních frekvencí bývají nastavitelným parametrem detekce) [9]. Filtr v ideálním případě propouští pouze QRS komplexy, ostatní složky (P, T, popřípadě U vlna) včetně případného rušení, jsou filtrem výrazně potlačeny. Následně je signál umocněn, čímž dojde ke zvýraznění jeho maxim (obrázek 8 c). Posledním krokem předzpracování je opětovná filtrace signálu, tentokrát však dolní propustí s mezní frekvencí zhruba 15 Hz (obrázek 8 d) [9]. Filtrace má za následek eliminaci vysokofrekvenčních složek signálu, díky čemuž dojde k vyhlazení průběhu signálu.



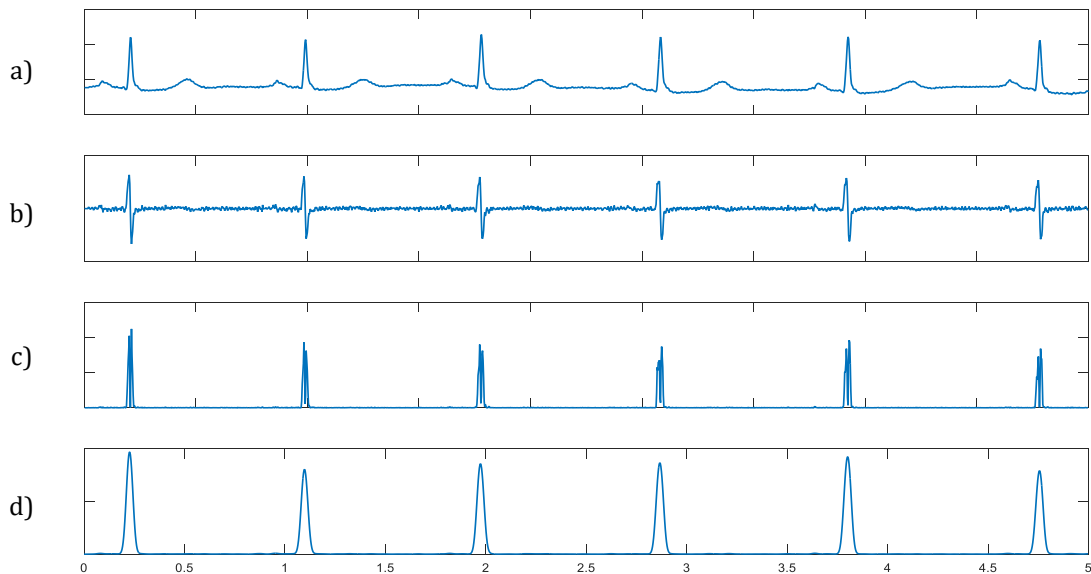
Obrázek 8 – Jednotlivé kroky detekce založené na umocnění signálu

Nyní již stačí v předzpracovaném signálu detekovat pozice vrcholů, jejichž poloha koresponduje s polohou QRS komplexů v původním elektrokardiogramu. Tato metoda není příliš robustní a její úspěšnost je dosti ovlivněna mírou zarušení vstupního signálu. Pro dobrý výsledek detekce je třeba pro každý signál přesně definovat mezní frekvence filtrace.

### 3.3 Detekce založená na derivaci signálu

Tato metoda využívá faktu, že ve fyziologickém elektrokardiogramu má nejstrmější průběh právě R vlna (obrázek 9 a). Strmost růstu (či poklesu) funkce udává její derivace. Pro předzpracování signálu se proto využívá první derivace, čímž dojde ke zvýraznění částí s nejstrmějším růstem a poklesem – QRS komplexů.

Derivace však zvýrazní jak vzestupnou, tak i sestupnou část QRS komplexu (obrázek 9 b), proto je vhodné signál upravit tak, aby bylo snazší detekovat vrcholy. Vhodnou úpravou může být umocnění signálu (obrázek 9 c) a následná filtrace dolní propustí (obrázek 9 d), čímž dojde k odstranění záporných hodnot a k vyhlazení průběhu signálu. Vrcholy v obrázku 9 d opět představují QRS komplexy.



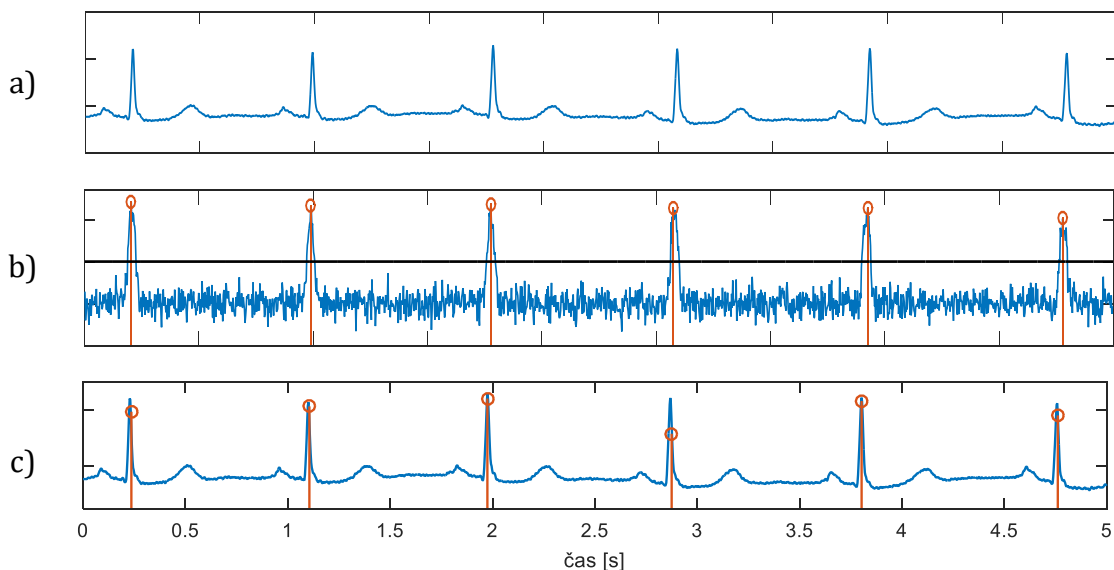
Obrázek 9 – Jednotlivé kroky detekce založené na derivaci signálu

Výhodou této metody je, že případné nízkofrekvenční rušení ve vstupním EKG (například kolísání elektrické izolace) neovlivňuje výsledek detekce, ve zderivovaném signálu se téměř vůbec neprojeví jeho vliv. Naopak, vysokofrekvenční rušení výsledek detekce ovlivnit může. Síťové rušení má totiž strmý průběh, proto ve zderivovaném signálu dojde i k jeho zvýraznění. Obvykle má však toto rušení ve srovnání s elektrokardiogramem mnohem menší energii, proto bude výsledek detekce i na vysokofrekvenčně zarušeném signálu přijatelný. Tato metoda je poměrně robustní a výpočetně nenáročná.

### 3.4 Detekce založená na umělých neuronových sítích

Umělé neuronové sítě (UNS) mají široké využití v mnoha odvětvích, detekci QRS komplexů nevyjímaje. Detektory založené na umělých neuronových sítích dnes dosahují velice uspokojivých výsledků, v určitých případech mají úspěšnost detekce srovnatelnou například s detektory založenými na vlnkových transformacích. Jedním z důvodů vysoké úspěšnosti detekce je, že na počátku detekce nemusejí být všechny parametry detekce nastaveny zcela přesně, neuronová síť se však v průběhu detekce stále „učí“, upravuje zadané parametry a zvyšuje tak svoji úspěšnost.

Pro detekci jsou vhodné 3 typy umělých neuronových sítí – vícevrstvý perceptron (MLP), síť s radiální bází (RBF) a samoučící se síť (LVQ). Nejčastěji se setkáme s detektory, které pro detekci využívají vícevrstvou neuronovou síť.



Obrázek 10 – Jednotlivé kroky detekce založené na umělé neuronové síti

Neuronová síť je při detekci QRS komplexů využita jako adaptivní nelineární prediktor – na základě znalosti několika předchozích prvků  $x(n - i)$  se síť snaží predikovat aktuální prvek  $x(n)$ .

Složky elektrokardiogramu můžeme z pohledu detektoru rozdělit na dvě skupiny – QRS komplexy (se strmým průběhem) a ostatní složky EKG (s pozvolným průběhem). Většina elektrokardiogramu je tvořena právě non – QRS segmenty a síť

proto konverguje ke stavu, ve kterém správně predikuje úseky, ve kterých se QRS komplexy nenacházejí. To má za následek, že v okamžiku, kdy je na vstup sítě přiveden QRS komplex, její síť predikuje nesprávně (reálný průběh signálu se odlišuje od průběhu očekávaného) a vzroste tak predikční chyba (obrázek 10 b). Tento chybový signál je následně využit pro lokalizaci QRS komplexů – náhlý vzrůst chyby predikce naznačuje přítomnost QRS komplexu (obrázek 10 c).

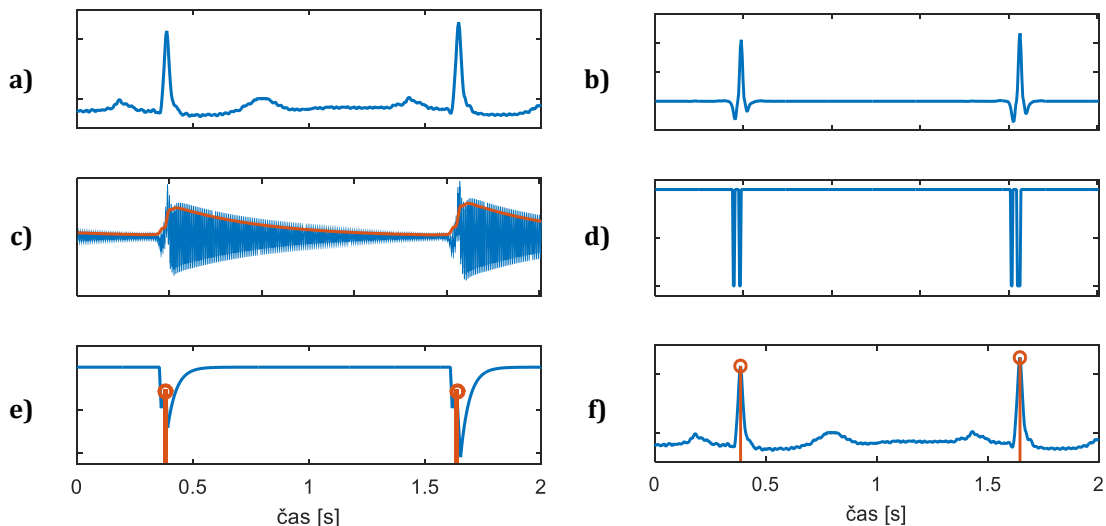
### 3.5 Detekce založená na počítání průchodů nulou

Největší výhodou detektorů založených na počítání průchodů nulou je, že na vstup může být přiveden velmi zarušený signál a výsledek detekce bude i přesto uspokojivý. Metoda není nikterak výpočetně náročná, detektory fungující na tomto principu bývají velmi robustní. Rovnice popisující jednotlivé kroky této metody jsou převzaty ze zdroje [10].

Prvním krokem předzpracování je filtrace signálu pásmovou propustí, kterou projdou pouze úseky EKG, ve kterých jsou patrné QRS komplexy, ostatní složky signálu jsou utlumeny. Následuje nelineární transformace signálu popsána rovnicí

$$y(n) = \text{sgn}(x(n)) \cdot x^2(n) \quad (3)$$

kde  $x(n)$  je vstupní signál a zkratka  $\text{sgn}$  představuje signum (znaménkovou funkci).



Obrázek 11 – Jednotlivé kroky detekce založené na počítání průchodů nulou

Signál po nelineární transformaci je zobrazen na obrázku 11 b. Následně je k signálu přičtena nízkoenergetická vysokofrekvenční složka (obrázek 11 c), jejíž amplituda je modulována tak, aby se tato složka vyskytovala pouze v úsecích signálu, kde nefigurují QRS komplexy (v oblasti QRS komplexů je vysokofrekvenční složka maximálně utlumena). Odhad amplitudy vysokofrekvenčního signálu získáme pomocí rovnice

$$A(n) = \lambda_K A(n-1) + (1 - \lambda_K) \cdot |y(n)| \cdot c \quad (4)$$

kde  $\lambda_K$  je faktor zapomínání (nachází se v rozsahu 0-1),  $y(n)$  je signál získaný v předešlém kroce a  $c$  je konstanta zisku (nabývá celých, kladných hodnot).

Následně dochází k samotnému počítání počtu průchodů signálu nulovou hladinou. Z obrázku 10 c je patrné, že v úsecích, kde se QRS komplexy nevyskytují, je počet průchodů nulovou hladinou podstatně vyšší než v oblastech QRS komplexů. Pro počítání průchodů využijeme vzorce

$$pp(n) = \left| \frac{\text{sign}(z_{VF}(n)) - \text{sign}(z_{VF}(n-1))}{2} \right| \quad (5)$$

kde  $z_{VF}(n)$  je signál s přičtenou vysokofrekvenční složkou a  $pp(n)$  je počet průchodů nulovou hladinou v čase (obrázek 11 d).

Posledním krokem předzpracování je výpočet rysu signálu, získaného v předešlém kroce:

$$RS(n) = \lambda_D \cdot RS(n-1) + (1 - \lambda_D) \cdot pp(n) \quad (6)$$

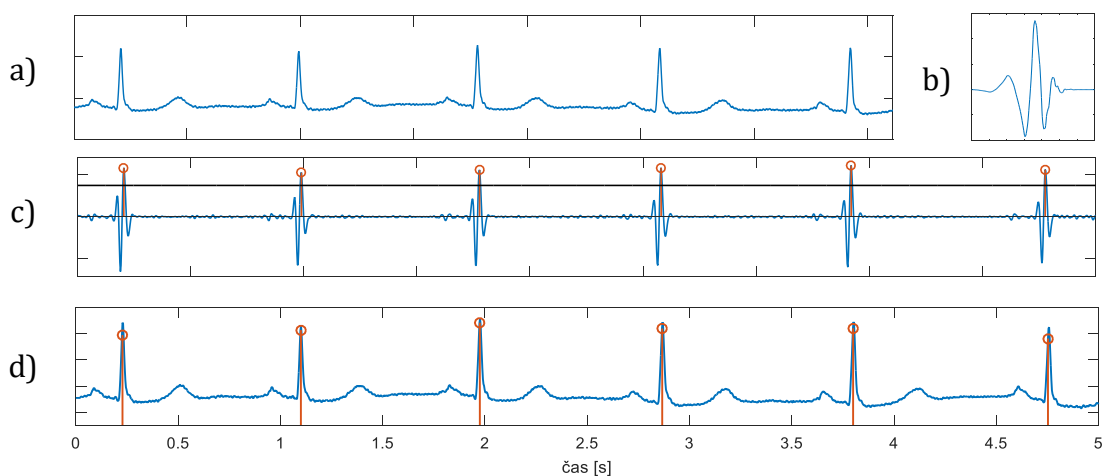
kde  $RS(n)$  je rys signálu,  $\lambda_D$  je faktor zapomínání a  $pp(n)$  je signál, který nese informaci o počtu průchodů nulou.

Výsledný signál označený  $RS$  můžeme vidět na obrázku 11 e. Posledním krokem detekce QRS komplexů je nalezení malých, pozitivních zákmitů v tomto signálu. Vhodnou metodou pro jejich nalezení je například adaptivní prahování signálu. Pozice nalezených vrcholů jsou totožné s pozicemi QRS komplexů v původním EKG záznamu (obrázek 11 f).

### 3.6 Detekce založená na vlnkové transformaci

Detektory založené na vlnkové transformaci jsou v oblasti detekce QRS komplexů hojně využívány zejména díky jejich vysoké úspěšnosti detekce a robustnosti. Vlnková transformace se řadí mezi transformace lineární, je vhodná pro analýzu elektrokardiogramu. Výstupem vlnkové transformace je časově – frekvenční rozklad vstupního signálu, grafickým zobrazením výstupu je scalogram – dvourozměrná funkce času a frekvence.

Vlnková transformace je založena na principu vzájemné korelace vstupního signálu (obrázek 12 a) s vlnkou (obrázek 12 b), která se posouvá v čase a dilatuje v závislosti na frekvenci. Během transformace si však vlnka zachovává svoji energii (respektive plochu pod křivkou). Je-li průběh vstupního signálu podobný průběhu použité vlnky (signál a vlnka vzájemně korelují), hodnota výstupního transformovaného signálu je vysoká, liší-li se jejich průběhy, je hodnota transformovaného signálu nízká.

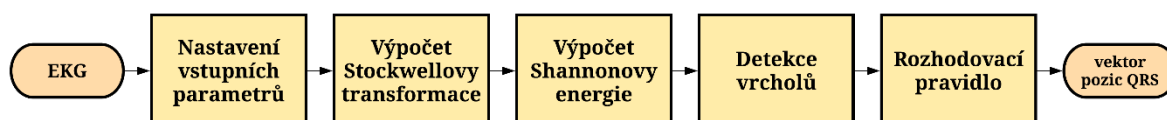


Obrázek 12 – Jednotlivé kroky detekce založené na vlnkové transformaci

Pro detekci je využito signálu, který nese informaci o vzájemné korelaci vstupního signálu vlnkou (obrázek 12 c), ve kterém hledáme vrcholy (například metodou pevného prahování), jejichž poloha odpovídá poloze QRS komplexů v původním elektrokardiogramu (obrázek 12 d). Úspěšnost detekce je závislá na správné volbě použité vlnky, běžně je využíváno zhruba patnácti vlnek s odlišným průběhem.

## 4 DETEKCE ZALOŽENÁ NA STOCKWELLOVĚ TRANSFORMACI

Níže je popsán princip detektoru QRS komplexů, který funguje na základě Stockwellovy transformace, výpočtu Shannonovy energie a adaptivního prahování signálu. Vstupem detektoru může být libovolný EKG záznam, jeho výstupem je pak vektor pozic nalezených QRS komplexů. Blokové schéma detekce je na obrázku 13.



Obrázek 13 – Schéma detekce založené na Stockwellově transformaci

### 4.1 Stockwellova transformace

Stockwellova transformace (též S-transformace) byla navržena R. G. Stockwellem v roce 1996, autor ji popisuje ve zdroji [11]. Tato transformace se nachází na pomezí mezi krátkodobou Fourierovou transformací (STFT) a vlnkovou transformací (WT). Jejím vstupem může být libovolný signál, jejím výstupem je časově-frekvenční rozklad vstupního signálu. Časově-frekvenční popis signálu obsahuje informace o tom, jaké frekvenční složky signál obsahuje v konkrétním čase. Rovnice popisující Stockwellovu transformaci pocházejí ze zdrojů [11] a [12].

Grafické zobrazení rozkladu, jenž je výstupem Stockwellovy transformace, se nazývá spektrogram. Ve spektrogramu je na vodorovné ose vynesena čas, na ose svislé pak rozsah frekvencí. Třetí rozměr scalogramu je reprezentován barvami. Různým hodnotám spektrogramu jsou přiřazeny různé barvy, pro lepší orientaci v barvách slouží takzvaný colorbar (barevný pruh), který znázorňuje, jakými barvami jsou konkrétní hodnoty spektrogramu reprezentovány (obrázek 14 b).

Spojité Stockwellova transformace je popsána vztahem

$$ST = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \omega(t - \tau) \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad (7)$$

kde  $x(t)$  je vstupní signál,  $e^{-j2\pi ft}$  je mateřská vlnka a  $\omega(t - \tau)$  je časové okno, které slouží k extrakci úseku vstupního signálu.



Zmíněné časové okno je definováno následovně:

$$\omega(t - \tau) = \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(t-\tau)^2 f^2}{2}} \quad (8)$$

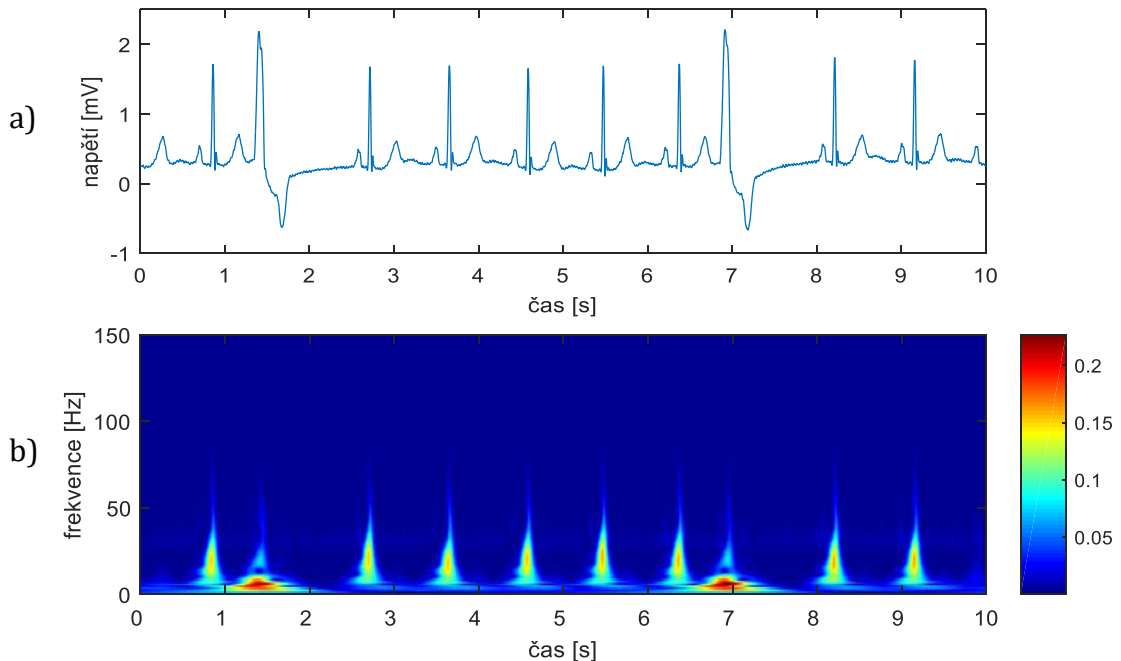
Proměnná  $f$  označuje frekvenci, průběh okna má Gaussovský charakter. Okno se pohybuje v čase  $(t - \tau)$  a zároveň nepřímo úměrně dilatuje (mění svoji šířku) v závislosti na aktuální frekvenci  $f$ . Po dosazení rovnice 8 do rovnice 7 dostaneme výsledný vztah pro výpočet Stockwellovy transformace

$$ST = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(t-\tau)^2 f^2}{2}} \cdot e^{-j2\pi f t} dt \quad (9)$$

Stockwellova transformace v diskrétní oblasti je popsána vztahem

$$ST = T \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) \frac{kF}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(nT-lT)^2}{2}} e^{-j2\pi kFnT} \quad (10)$$

kde  $x(nT)$  je diskrétní vstupní signál ( $n$  je vektor celých čísel nabývajících hodnot 0 až počet vzorků signálu,  $T$  je vzorkovací perioda),  $F$  je kmitočtový krok, index  $l$  odpovídá časovému posunu okna v čase a index  $k$  odpovídá aktuální frekvenci, tedy i míře dilatace okna.

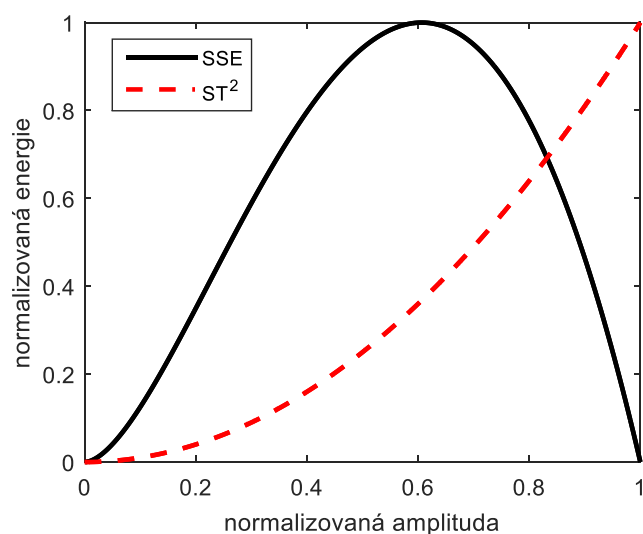


**Obrázek 14 - Elektrokardiogram a spektrogram elektrokardiogramu**

Aplikujeme-li Stockwellovu transformaci na elektrokardiogram (obrázek 13 a), získáme spektrogram (obrázek 14 b), ve kterém jsou velmi zřetelné útvary znázorňující QRS komplexy. Pro další zpracování elektrokardiogramu využíváme pouze tu část spektrogramu, ve které jsou zastoupeny ideálně pouze QRS komplexy, tedy frekvenční pásmo zhruba od 5 do 23 Hz [12]. Zbavíme se tak případného nízkofrekvenčního rušení – driftu (do 2 Hz) i vysokofrekvenčního rušení – brumu (50 Hz). Pro výpočet Stockwellovy transformace je obvykle uvažováno frekvenční pásmo od 0 do  $f_{vz}/2$  Hz.

## 4.2 Shannonova energie

Shannonova energie slouží k výpočtu energie lokálního spektra signálu. Oproti energii získané umocněním signálu má tu výhodu, že zvýrazňuje především střední složky signálu, zatímco velmi nízké i velmi vysoké složky utlumuje, jak je znázorněno na obrázku 15. Informace o Shannonově energii byly čerpány z [12].



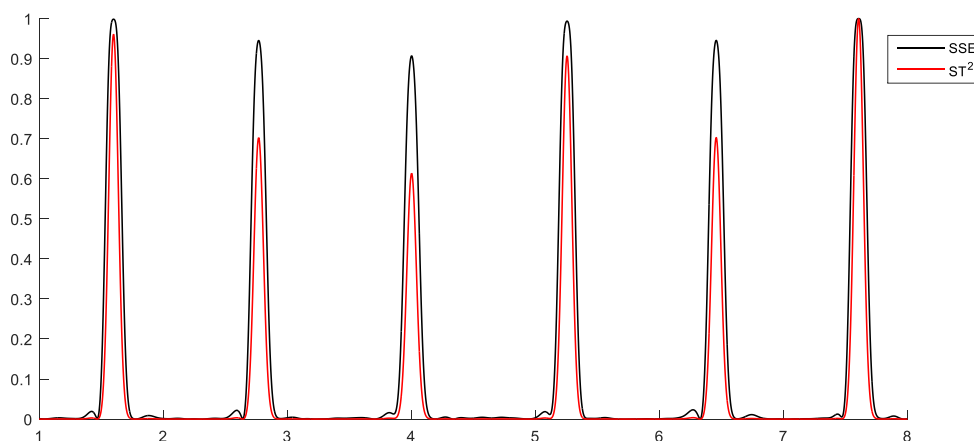
Obrázek 15 – Srovnání Shannonovy energie (černě) s kvadrátem signálu (červeně) [12]

Vypočtená Shannonova energie vstupního signálu tedy neobsahuje žádné výrazné extrémy, amplituda všech vrcholů je podobná – na rozdíl od signálu získaného umocněním, jak je patrné z obrázku 16. Průběh Shannonovy energie je pro detekci vrcholů vhodnější než průběh energie, která byla získána umocněním signálu.

Výpočet Shannonovy energie  $SSE$  je popsán rovnicí:

$$SSE(j) = - \sum_{n=n_0}^{n_1} [ST(j, n)]^2 \cdot \log[ST(j, n)]^2 \quad (11)$$

kde  $ST$  je vstupní matice (v našem případě spektrogram) a indexy  $n_0$  a  $n_1$  označují rozsah úseku frekvencí, ze kterého bude  $SSE$  vypočtena.



Obrázek 16 – Normalizované průběhy Shannonovy energie (černě) energie získané umocněním signálu (červeně)

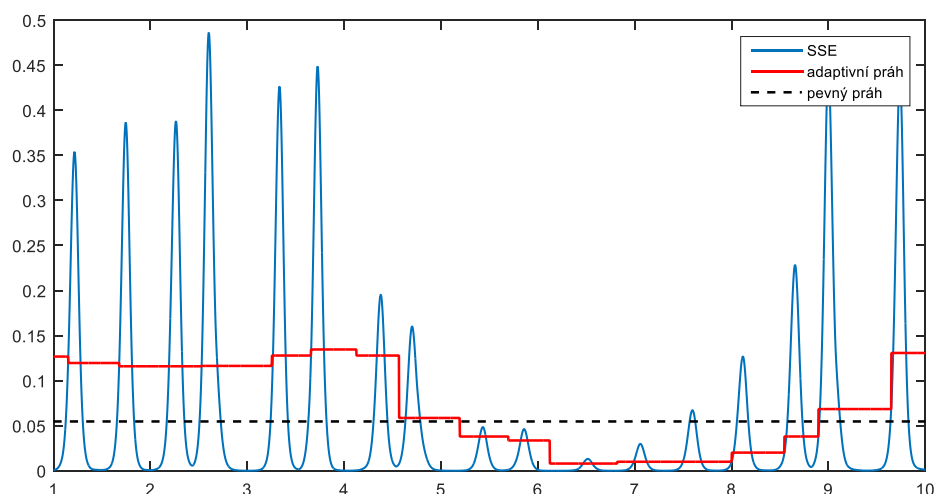
### 4.3 Prahování signálu, rozhodovací pravidlo

Posledním krokem detekce QRS komplexů je nalezení vrcholů v předzpracovaném signálu a následné rozhodnutí, zdali nalezené vrcholy reprezentují QRS komplexy, či nikoliv. Následující informace pocházejí převážně ze zdroje [1].

Jednou z možností, jak vrcholy nalézt, je pevné prahování signálu, tedy porovnávání aktuální hodnoty signálu s konkrétní, neměnnou hodnotou – prahem detekce. Tato referenční hodnota může být získána například jako střední hodnota signálu. Průběhy QRS komplexů však mohou být velmi různorodé, a proto se mohou odlišovat i jednotlivé vrcholy v předzpracovaném signálu (mohou mít odlišnou výšku), případně se v signálu může objevit vliv rušení. V takovém případě není pevné prahování signálu vhodnou volbou, protože mnoho vrcholů může zůstat nedetekovaných, či naopak, nalezeny mohou být i vrcholy, které by nalezeny být neměly (malé peaky reprezentující rušení).

Zmíněné nedostatky pevného prahování odstraňuje adaptivní prahování signálu. Průběh prahu se během detekce mění a jeho hodnota se přizpůsobuje aktuálnímu průběhu analyzovaného signálu, díky čemuž je většina vrcholů detekována správně. Rozdíl mezi pevným a adaptivním prahováním je patrný z obrázku 17. Zatímco s využitím adaptivního prahu by byly nalezeny všechny vrcholy, s využitím prahu pevného by čtyři z vrcholů (vrcholy mezi 5 a 7 vteřinou), v zobrazené Shannonově energii, nebyly detekovány.

Aktuální hodnota adaptivního prahu bývá počítána z výšky několika posledních nalezených vrcholů (například jako 30 % průměru/mediánu výšky posledních 6 nalezených vrcholů). To znamená, že dokud není nalezen nový nadprahový vrchol, hodnota prahu se nemění. Když je nalezen nový vrchol, hodnota prahu se může (ale nemusí) změnit.



**Obrázek 17 - Rozdíl mezi pevným (černě) a adaptivním (červeně) prahováním**

O tom, zdali bude pozice nalezeného vrcholu označena jako pozice QRS komplexu, je u většiny detektorů rozhodnuto na základě několika parametrů tohoto vrcholu, obvykle je kontrolována jeho výška a vzdálenost od vrcholu předchozího. Splní-li nalezený vrchol všechny podmínky, je jeho pozice označena jako poloha QRS komplexu.

## 5 REALIZACE DETEKTORU QRS KOMPLEXŮ

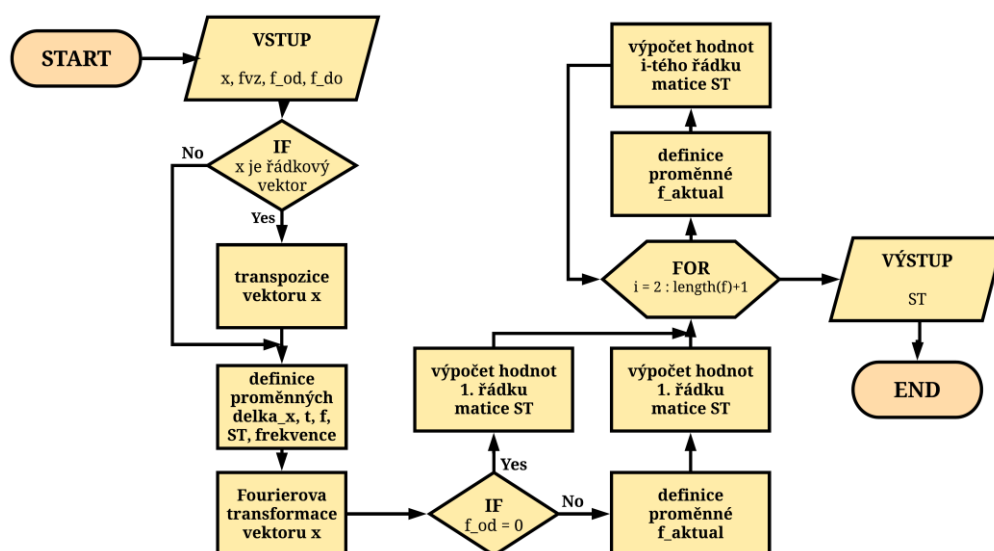
Cílem této práce je realizace detektoru QRS komplexů, jehož funkce je založena na Stockwellově transformaci. Navržený detektor byl vyvinut a otestován v programu Matlab. Vstupem detektoru může být libovolný EKG záznam, výstupem je pak vektor pozic nalezených QRS komplexů.

Uživatel může ovlivnit výsledek detekce volbou dvanácti vstupních parametrů detektoru, které mají vliv na průběh detekce.

Detektor sestává z hlavního skriptu a tří funkcí, které jsou popsány níže. Jako ukázkový signál, na kterém jsou patrné jednotlivé kroky detekce, byl zvolen desetivteřinový úsek záznamu 228 z databáze MIT-BIH Arrhythmia (obrázek 19).

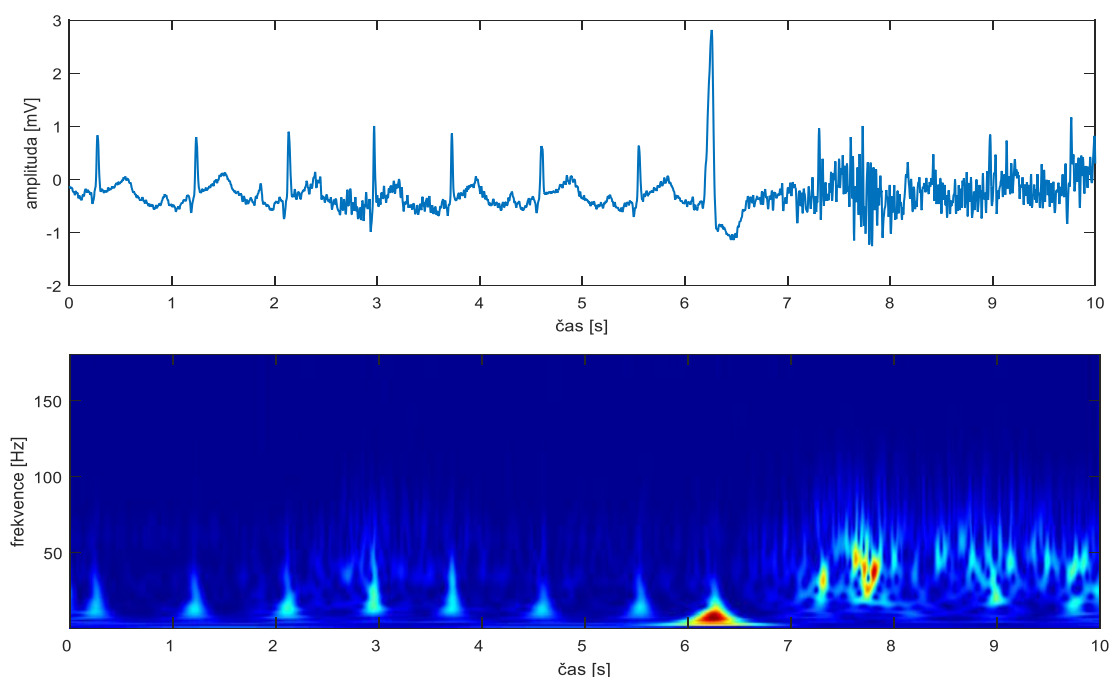
### 5.1 Realizace výpočtu Stockwellovy transformace

Vstupem funkce, jež realizuje Stockwellovu transformaci, je EKG záznam, jeho vzorkovací frekvence ( $f_{vz}$ ) a rozsah frekvencí, ve kterém má být transformace vypočítána. Počítat Stockwellovu transformaci v rozsahu frekvencí 0 až  $f_{vz}/2$  je zbytečné a výpočetně náročné. Blokové schéma, ve kterém jsou znázorněny jednotlivé kroky výpočtu je na obrázku 18.



Obrázek 18 - Blokové schéma výpočtu Stockwellovy transformace

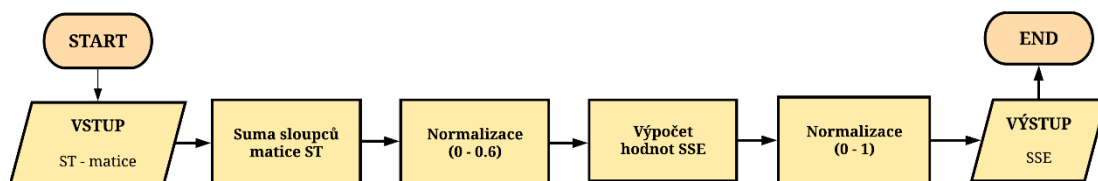
Na výstupu funkce obdržíme matici ST. Tato matice má počet řádků odpovídající zvolenému rozsahu frekvencí a počet sloupců je shodný s počtem vzorků elektrokardiogramu. Vstupní elektrokardiogram a Stockwellova transformace tohoto signálu v rozmezí 0–180 Hz je zobrazena na obrázku 19. V první části spektrogramu jsou si útvary zobrazující QRS komplexy velice podobné, odlišný je až útvary, který je obrazem QRS komplexu v šesté vteřině záznamu, tento komplex má vyšší energii než ostatní QRS komplexy ostatní, proto je ve spektrogramu barevně odlišný. V další části spektrogramu je patrné zarušení signálu vysokofrekvenčním rušením.



Obrázek 19 - Ukázkový EKG záznam a jeho Stockwellova transformace

## 5.2 Realizace výpočtu Shannonovy energie

Dalším krokem detekce je výpočet Shannonovy energie. Vstupem funkce, která výpočet realizuje, je matice ST, tedy frekvenční rozklad získaný v předešlém kroce. Výstupem funkce je pak energie signálu, který byl přiveden na vstup detektoru.

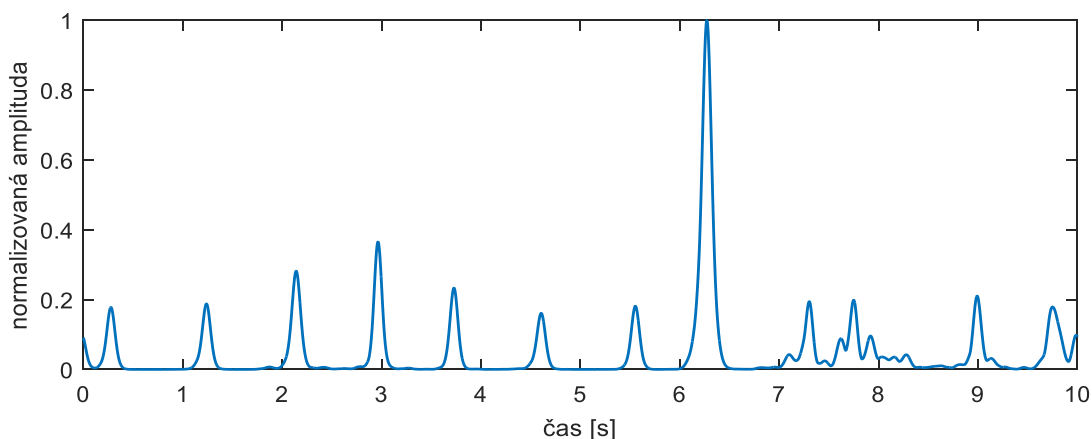


Obrázek 20 - Blokové schéma výpočtu Shannonovy energie

Prvním z úkonů, které jsou naznačeny v blokovém schéma na obrázku 20, je součet sloupců vstupního rozkladu, čímž je získán jednorozměrný vektor čísel. Tento vektor je normalizován tak, aby nabýval hodnot od 0 do 0,6 (energie získaná z normalizovaného signálu má hladší průběh než energie získaná ze signálu, který nabývá libovolných hodnot). Teprve poté je na vektor aplikován výpočet Shannonovy energie tak, jak je popsáno v kapitole 4.2. Výsledný signál je opět normalizován, tentokrát však tak, aby se jeho hodnoty nacházely v intervalu od 0 do 1. Pro normalizaci je využito vztahu

$$SSE_{NORM}(i) = \frac{SSE(i) - \min(SSE)}{\max(SSE) - \min(SSE)} \quad (12)$$

kde  $SSE$  je Shannonova energie. Na obrázku 21 je zobrazen průběh normalizované Shannonovy energie ukázkového elektrokardiogramu z obrázku 19.



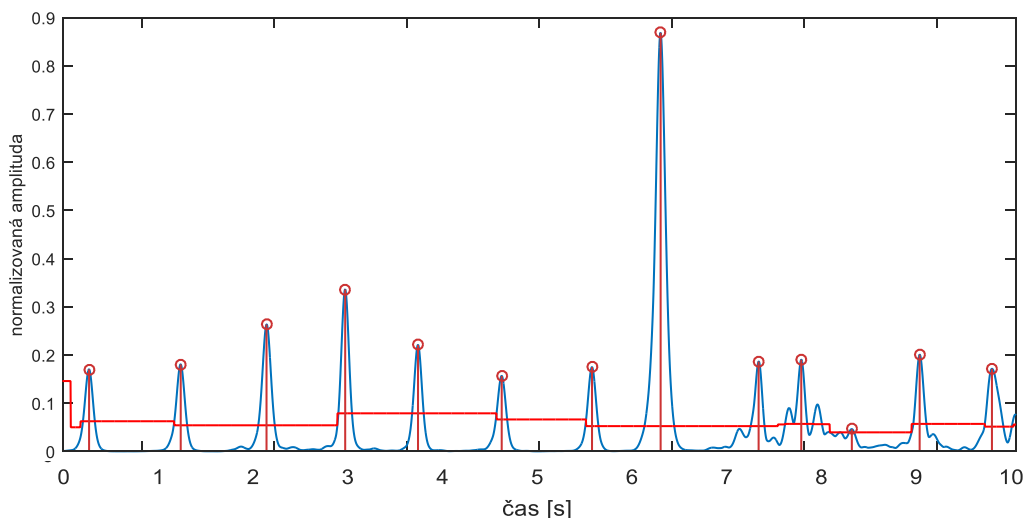
Obrázek 21 – Normalizovaná Shannonova energie

### 5.3 Realizace adaptivního prahování

V Shannonově energii je třeba nalézt pozice vrcholů, které odpovídají pozicím QRS komplexů v elektrokardiogramu, jenž byl přiveden na vstup detektoru. Vhodnou metodou pro nalezení vrcholů je adaptivní prahování signálu popsané v kapitole 4.3.

Funkce, která zprostředkovává detekci vrcholů, má několik částí a je poměrně složitá, proto zde není její blokové schéma, ale jednotlivé kroky jsou popsány slovně. Mezi základní části funkce patří fáze učení, fáze detekce, rozhodovací pravidlo a rekurzivní část detektoru.

Na vstup funkce je přivedena Shannonova energie, na výstupu pak obdržíme vektor pozic vrcholů v ní nalezených. Vrcholy nalezené v ukázkovém signálu metodou adaptivního prahování jsou zobrazeny na obrázku 22.



Obrázek 22 – Vrcholy nalezené v Shannonově energii

### Fáze učení

V této fázi je metodou pevného prahování nalezeno několik vrcholů a na základě jejich vlastností jsou nastaveny parametry pro následnou detekci zbylých vrcholů. Doba trvání této fáze je defaultně nastavena na 2 vteřiny, uživatel však tuto hodnotu může změnit. Podmínkou ukončení fáze učení je nalezení alespoň dvou vrcholů. Z jejich výšky je vypočítána počáteční hodnota adaptivního prahu a z jejich vzdálenosti je vypočítán RR interval, který se uplatní v dalších krocích detekce.

V případě, že by nebyla splněna podmínka ukončení fáze učení (nebyly nalezeny alespoň dva vrcholy), se doba trvání této fáze automaticky prodlouží o půl vteřiny a hledání vrcholů pokračuje. Tento děj se bude opakovat tak dlouho, dokud nebudou nalezeny alespoň dva vrcholy, obvykle jsou však během prvních dvou vteřin nalezeny 2-3 vrcholy a prodlužování doby učení tak není třeba.

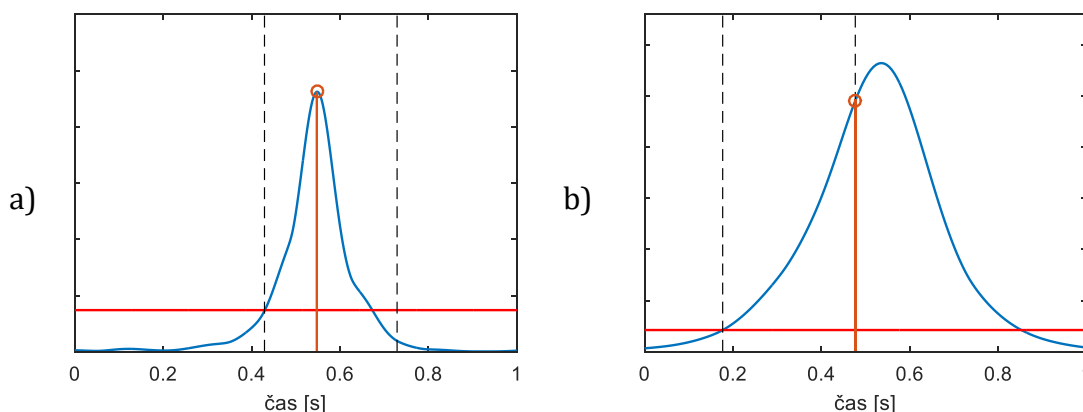


## Fáze detekce vrcholů a rozhodovací pravidlo

Fáze detekce vrcholů navazuje na fázi učení a končí v okamžiku, kdy detektor dospěje na konec analyzovaného signálu. Na základě několika kritérií detektor rozhoduje, zdali budou pozice nalezených vrcholů označeny jako pozice QRS komplexů, či nikoliv.

Detektor prochází signál vzorek po vzorku a jednotlivé vzorky porovnává s hodnotou prahu. V případě, že aktuální hodnota signálu je nižší než aktuální hodnota prahu (je podprahová), detektor neprovádí žádnou akci a přesouvá se na následující vzorek signálu. V opačném případě, tedy je-li hodnota signálu nadprahová, detektor najde maximální hodnotu v úseku signálu, který trvá 300 ms, počínaje aktuální pozicí detektoru (obrázek 23 a) a tu považuje za pozici vrcholu.

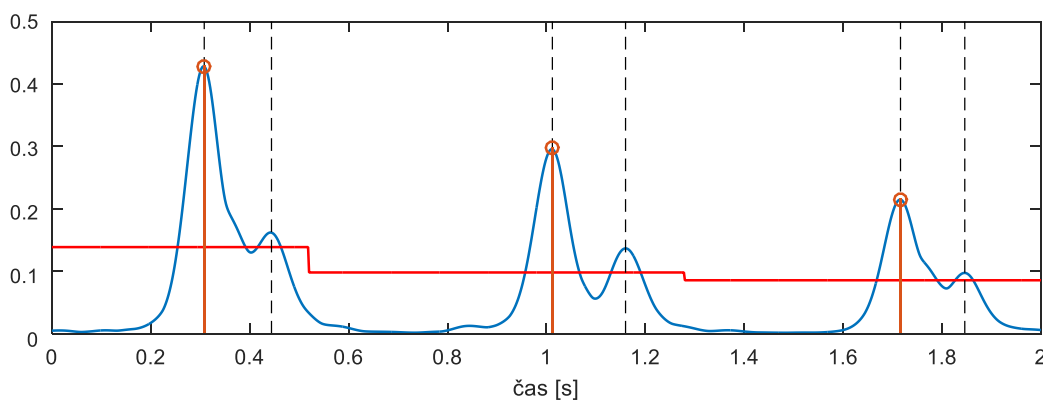
V okamžiku, kdy je nalezen nový, nadprahový vrchol se detektor neposune pouze o jeden vzorek vpřed, ale posune se na konec úseku, ve kterém byl vrchol nalezen, což značně snižuje výpočetní náročnost detektoru.



Obrázek 23 – Správně (a) a nesprávně (b) detekovaný vrchol

Po nalezení každého maxima je testováno, zdali je toto maximum opravdu vrcholem – maximální nalezená hodnota je porovnána se vzorkem předchozím a se vzorkem následujícím, přičemž nalezené maximum musí být větší než hodnoty, se kterými je porovnáváno. Není-li tato podmínka splněna, pozice nalezeného maxima není označena jako pozice QRS komplexu. Může se totiž stát, že skutečný vrchol se nenachází v prohledávaném úseku (tento úsek je na obrázku 23 označen svislými černými čarami) a jako pozice vrcholu by tudíž byla nesprávně označena pouze náběžná část vrcholu, jak je patrné z obrázku 23 b, což je nežádoucí.

Další podmínkou, kterou musí splňovat každý vrchol, je minimální doba trvání úseku mezi tímto vrcholem a vrcholem předchozím, přičemž tato doba musí být delší než 0,25 vteřiny, což koresponduje s maximální dosažitelnou tepovou frekvencí (respektive refrakterní fází srdce). Pozice vrcholu, který tuto podmínku nespěňuje, není označena jako pozice QRS komplexu. Z obrázku 24 je patrné, že ačkoliv jsou malé zákmity následující po nalezených vrcholech nadprahové, nebyly detekovány a to z důvodu nesplnění výše zmíněné podmínky – délka úseku mezi detekovaným vrcholem a následným zákmitem (vyznačená svislými, černými čarami) je nedostatečná.



**Obrázek 24 – Správně nedetekované nadprahové vrcholy**

Aktuální hodnota prahu je dopočítávána z výšky několika posledních nalezených vrcholů a to jako 30 % z mediánu výšek těchto vrcholů. Využití operace medián se ukázalo jako vhodnější volba než matematická operace průměr. Hodnota prahu se mění až ve chvíli, kdy je nalezen nový vrchol, je tedy konstantní až do nalezení dalšího nadprahového vrcholu. Hodnota prahu je defaultně počítána ze tří posledních nalezených vrcholů, uživatel však tuto hodnotu může změnit. Minimální hodnota prahu je omezena na 0,01.

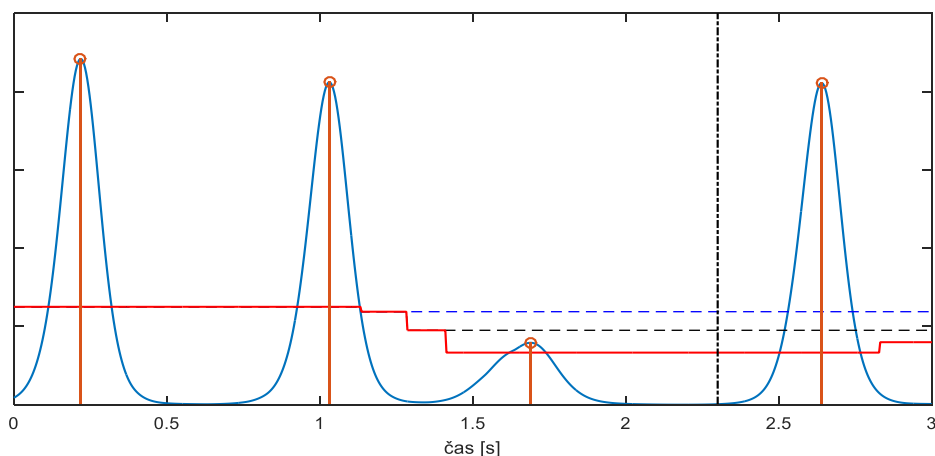
### **Rekurzivita**

Během detekce vrcholů je průběžně počítán RR interval mezi jednotlivými, po sobě jdoucími vrcholy. Z posledních tří RR intervalů je počítána průměrná doba, která je považována za referenční dobu trvání RR intervalu. Přesáhne-li doba mezi aktuální pozicí detektoru a posledním nalezeným vrcholem 1,6násobek referenční doby trvání RR intervalu, znamená to, že detektor pravděpodobně nedetekoval vrchol, který měl být detekován. V takovém případě se detektor vrátí těsně za pozici

posledního nalezeného vrcholu, sníží hodnotu prahu na 70 % hodnoty původní a signál projde znovu.

Pokud detektor opět nenalezne žádný vrchol, znovu se vrátí za pozici posledního detekovaného vrcholu, opět sníží hodnotu prahu na 70 % předešlé hodnoty a úsek signálu projde znovu. Pokud detektor dříve nenalezený vrchol detekuje, pokračuje v detekci obvyklým způsobem.

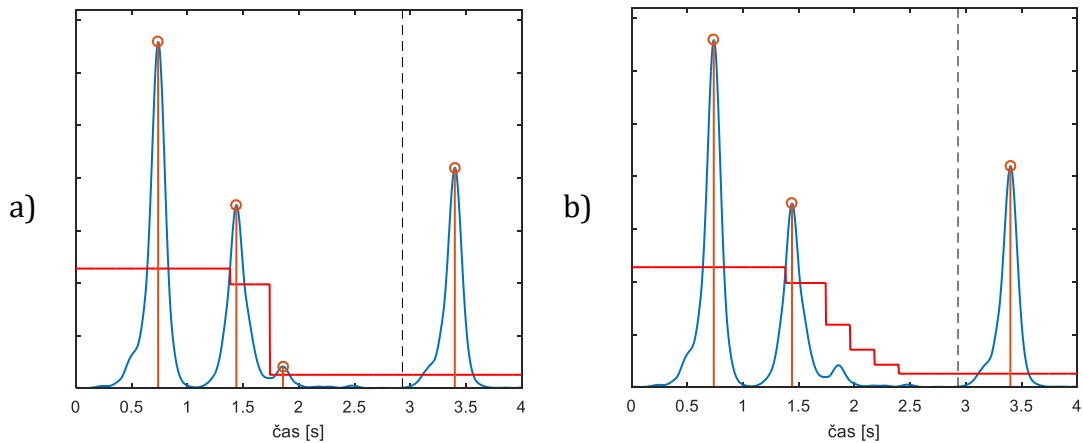
To, kolikanásobek referenčního RR intervalu je považován za kritickou mez, o kolik procent se sníží hodnota prahu v případě, že detektor signál prochází opakovaně i to, kolikrát se detektor vrátí, aby signál po neúspěšných pokusech nalézt vrchol prohledal znovu, patří mezi nastavitelné parametry, které může uživatel zadat podle vlastní potřeby. Pokud uživatel nastaví hodnotu posledního zmíněného parametru na 0, detektor se nebude vracet v čase.



Obrázek 25 - Ukázka rekurzivní části detekce I

Na obrázku 25 jsou znázorněny 3 situace:

- modrý práh znázorňuje situaci, kdy detektor nebere ohled na dobu mezi nalezenými vrcholy a vrchol v čase 1,7 nebyl detekován
- černý práh znázorňuje situaci, kdy detektor dlouho nedetekoval žádný vrchol (svislá čerchovaná čára), proto se vrátil za pozici posledního nalezeného vrcholu, snížil hodnotu prahu a signál prošel znovu, i přes to vrchol v čase 1,7 nebyl detekován
- červený práh znázorňuje obdobnou situaci jako černý práh, akorát s tím rozdílem, že celý cyklus proběhl dvakrát, což mělo za následek, že vrchol v čase 1,7 byl detekován



**Obrázek 26 - Ukázka rekurzivní části detekce II**

Pokud se detektor vrátí v čase alespoň dvakrát, práh má schodovitý průběh. Na obrázku 26 je zachycena situace, kdy se detektor vrátil celkem čtyřikrát, aby prohledal signál opakovaně, protože interval mezi vrcholem v čase 1,5 a 3,5 vteřiny je delší, než 1,6násobek průměrného RR intervalu.

Kdyby se detektor v případě neúspěchu pořád vracel na stejnou pozici (obrázek 26 a), mohlo by se stát, že by byly mylně detekovány vrcholy, které nerepresentují QRS komplexy nebo by mohly být detekovány sestupné hrany předešlého vrcholu. Jejich pozice by sice díky rozhodovacímu pravidlu nebyly označeny jako pozice QRS komplexů, avšak proces by zbytečně výpočetně zatěžoval detektor. Proto se detektor při opakovaném pokusu nalézt nedetekovaný vrchol vrátí vždy na pozici, která je oproti pozici předešlé mírně posunuta vpřed, díky čemuž vzniká charakteristický schodovitý průběh prahu (obrázek 26 b).

## 5.4 Parametry detektoru

V předešlých kapitolách již byly zmíněny některé z parametrů, které mají vliv na průběh detekce. Defaultně jsou hodnoty parametrů nastaveny tak, aby detektor dosahoval maximální úspěšnosti detekce na signálech z databáze MIT-BIH Arrhythmia. Uživatel detektoru však může hodnoty jednotlivých parametrů nastavit dle svých potřeb.

Pro přehlednost a úplnost jsou všechny nastavitelné parametry detektoru uvedeny a stručně popsány v následující tabulce.

Tabulka 2 – Přehled parametrů detektoru QRS komplexů

parametr	optimální hodnota	popis parametru
dolní mezní frekvence pro výpočet ST [Hz]	6	v tomto frekvenčním pásmu jsou nejvýrazněji zastoupeny QRS komplexy, proto je výhodné a dostačující počítat ST pouze v tomto rozmezí
horní mezní frekvence pro výpočet ST [Hz]	24	
doba učení [s]	2	doba, během které jsou za pomoci pevného prahování nalezeny vrcholy, ze kterých jsou vypočítány parametry pro následnou detekci s adaptivním prahem
délka okna [ms]	300	délka úseku, ve kterém je hledáno maximum v okamžiku, kdy hodnota signálu překročí hodnotu prahu
vzdálenost vrcholů [ms]	250	minimální doba, která musí uplynout mezi posledním a nově detekovaným QRS komplexem (refrakterní fáze srdce)
počet vrcholů [-]	3	počet vrcholů, ze kterých je počítána aktuální hodnota prahu
úroveň prahu [%]	30	tato hodnota udává výšku prahu, která je vypočtena jako X % z mediánu výšky několika posledních nalezených vrcholů
minimální výška prahu [-]	0,01	minimální hodnota, které může nabývat adaptivní práh
počet RR intervalů [-]	3	počet RR intervalů, ze kterých je počítán průměrný RR interval (uplatňuje se při rekurzivní části detekce)
počet vrácení se v čase [-]	3	tato hodnota udává, kolikrát se detektor vrátí čase (zdali vůbec) a sníží hodnotu prahu v případě, že pravděpodobně nedetekoval vrchol, který měl být detekován
násobek průměrného RR intervalu [-]	1,3	tato hodnota udává, po jaké době, během které nebyl nalezen žádný vrchol, se detektor vrátí v čase a signál projde znovu
posun pozice, do které se detektor vrací [ms]	100	tento parametr udává „šířku schodů“ v průběhu adaptivního prahu v případě, že se detektor opakovaně vrací v čase

## 6 HODNOCENÍ ÚSPĚŠNOSTI DETEKTORU

Nejdůležitějším faktorem každého detektoru QRS komplexů je jeho úspěšnost detekce. Úspěšnost detektorů, které jsou využívány v klinické praxi, musí přesahovat hodnotu 99,5 % [14], v mnoha případech je detekce téměř bezchybná, a tudíž se úspěšnost těchto detektorů blíží 100 %. Informace týkající se úspěšnosti detekce byly čerpány ze zdrojů [1] a [12].

Při srovnávání úspěšnosti jednotlivých detektorů je třeba brát v úvahu to, na jakých (a na kolika) signálech byly detektory testovány, z jaké databáze tyto signály pocházely, na jakém principu detektory fungují nebo jaká je jejich složitost. Nezanedbatelné je i to, jestli se jedná o detektor typu online (detekuje QRS komplexy v reálném čase a pro detekci využívá pouze informace z několika posledních vteřin EKG signálu) či offline (detekuje QRS komplexy v záznamu, pro detekci může využívat informace z celého záznamu). Detekce QRS komplexů v reálném čase je náročnější než detekce v záznamu, a proto dosahují online detektory nižších hodnot úspěšnosti než detektory, které pracují offline.

Mezi základní parametry, které popisují úspěšnost detekce u detektorů QRS komplexů, patří senzitivita ( $Se$ ), pozitivní predikce ( $PP$ ) a chyba detekce ( $Er$ ). Pro výpočet těchto parametrů jsou stěžejní následující hodnoty:

- hodnota **TP** (True Positive) udává počet QRS komplexů, které byly detekovány správně (pozice nalezených QRS komplexů jsou totožné s referenčními pozicemi QRS komplexů)
- hodnota **FP** (False Positive) udává počet případů, kdy detektor mylně označil pozici v signálu jako pozici QRS komplexu i přes to, že ve skutečnosti se v tomto místě žádný QRS komplex nenalézá
- hodnota **FN** (False Negative) udává počet QRS komplexů, které nebyly detektorem nalezeny
- hodnota  $T$  udává celkový počet QRS komplexů v EKG záznamu

Senzitivita neboli citlivost detektoru QRS komplexů vyjadřuje schopnost detektoru správně detekovat všechny QRS komplexy v EKG záznamu. Pozitivní predikce (též pozitivní predikční hodnota) pak popisuje odolnost detektoru vůči chybným detekcím.

Senzitivita, pozitivní predikce a chyba detekce jsou popsány následujícími vztahy [12]:

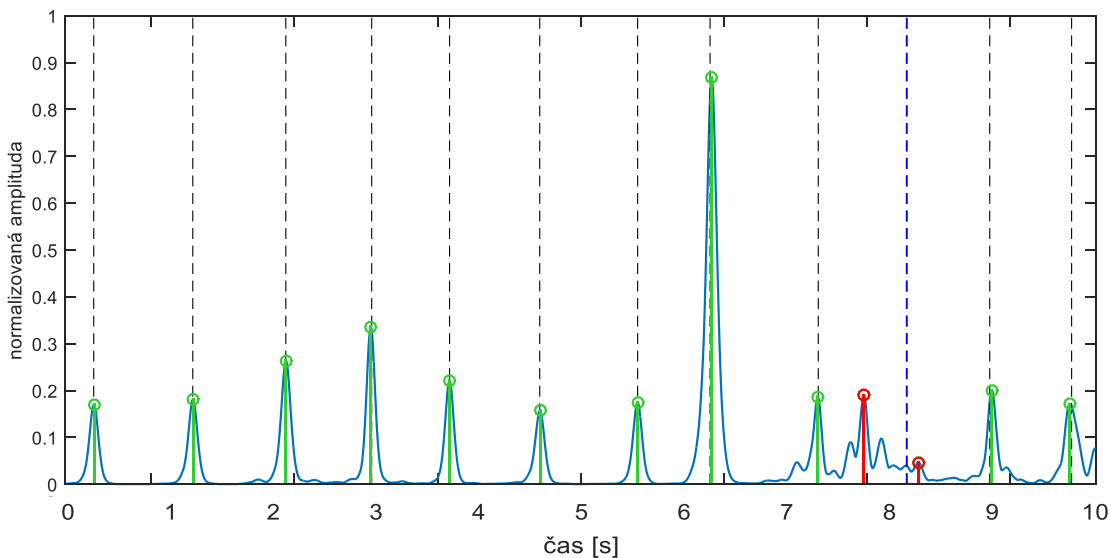
$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (13)$$

$$PP = \frac{TP}{TP + FP} \quad (14)$$

$$Er = \frac{FN + FP}{T} \quad (15)$$

QRS komplex je považován za správně detekovaný v případě, že se jeho detektorem nalezená pozice neliší od pozice referenční o více než 50 ms [3]. Tato tolerance je spjata se samotnou dobou trvání QRS komplexu.

Na obrázku 27 je naznačeno, jak úspěšně detektor našel vrcholy znázorňující QRS komplexy v ukázkovém signálu. Jejich referenční pozice jsou vyznačeny svislými, čárkovanými čarami. Správně nalezené vrcholy jsou zobrazeny zeleně, červeně jsou pak označeny chybně nalezené vrcholy (jedná se o chybu typu FP). Chybnou detekci typu FN znázorňuje modrá svislá čára.



Obrázek 27 – Správně a chybně detekované vrcholy v ukázkovém signálu

## 6.1 Databáze MIT-BIH Arrhythmia

Databáze MIT-BIH Arrhythmia [13] je volně dostupná databáze, která obsahuje 48 třicetiminutových záznamů srdeční aktivity člověka. Každý záznam obsahuje dva svody – končetinový svod II a jeden ze svodů V1, V2, V4 či V5. 23 záznamů bylo náhodně vybráno z databáze záznamů srdeční aktivity pacientů hospitalizovaných v jedné z amerických nemocnic, zbylých 25 záznamů bylo doplněno elektrokardiogramy, které vykazují určité patologie (obvykle srdeční arytmie). Všechny záznamy byly navzorkovány se vzorkovací frekvencí 360 Hz.

Referenční pozice QRS komplexů byly v databázi MIT-BIH Arrhythmia (obdobně jako v ostatních databázích) označeny zkušenými kardiology. Každý EKG záznam vždy souběžně analyzovali alespoň dva lékaři a v případě neshod byly sporné úseky diskutovány týmem kardiologů. V některých sporných případech byly pro označení referenčních pozic využity sofistikované algoritmy pro detekci QRS komplexů.

Přibližně 70 % všech QRS komplexů bylo kardiology označeno za normální, 30 % QRS komplexů tedy vykazuje určitou patologii. Celá databáze obsahuje celkem 110 159 anotovaných srdečních cyklů. Ne v každém srdečním cyklu však dominuje QRS komplex, v některých záznamech se objevují úseky s osamocenými P vlnami (celkem 193 případů) a v záznamu 207 se vyskytuje flutter srdečních komor (nekontrolované kmitání komor), který „zastiňuje“ dalších 472 QRS komplexů. Celkem tedy databáze obsahuje 109 494 anotovaných QRS komplexů.

## 6.2 Dosažené výsledky

Detektor, jehož princip je popsán v kapitole 5, byl otestován na kompletní databázi MIT-BIH Arrhythmia s následujícími výsledky:

- Senzitivita: **99,88 %**
- Pozitivní predikce: **99,80 %**
- Chyba detekce: **0,33 %**

Hodnoty parametrů z tabulky 2 byly nastaveny stejně pro všechny záznamy v databázi, po celou dobu detekce byly neměnné. Zpracování jednoho třicetiminutového záznamu trvalo průměrně 6 vteřin. Úspěšnost detektoru na jednotlivých signálech z databáze MIT-BIH Arrhythmia zobrazuje tabulka 3.



Tabulka 3 – Úspěšnost detekce na signálech z databáze MIT-BIH Arrhythmia

<b>záznam</b>	<b>počet QRS [-]</b>	<b>TP [-]</b>	<b>FP [-]</b>	<b>FN [-]</b>	<b>Se [%]</b>	<b>PP [%]</b>	<b>Er [%]</b>
101	1865	1863	5	2	99,89	99,73	0,38
102	2187	2187	0	0	100	100	0
103	2084	2084	0	0	100	100	0
104	2229	2223	19	6	99,73	99,15	1,12
105	2572	2564	22	8	99,69	99,15	1,17
106	2027	2026	3	1	99,95	99,85	0,2
107	2137	2136	1	1	99,95	99,95	0,09
108	1763	1754	15	9	99,49	99,15	1,36
109	2532	2530	0	2	99,92	100	0,08
111	2124	2123	0	1	99,95	100	0,05
112	2539	2539	0	0	100	100	0
113	1795	1795	0	0	100	100	0
114	1879	1864	1	15	99,2	99,95	0,85
115	1953	1953	0	0	100	100	0
116	2412	2391	3	21	99,13	99,87	1
117	1535	1535	0	0	100	100	0
118	2278	2278	0	0	100	100	0
119	1987	1987	1	0	100	99,95	0,05
121	1863	1862	0	1	99,95	100	0,05
122	2476	2476	0	0	100	100	0
123	1518	1515	0	3	99,80	100	0,20
124	1619	1619	0	0	100	100	0
200	2601	2599	5	2	99,92	99,81	0,27
201	1963	1945	0	18	99,08	100	0,92
202	2136	2131	0	5	99,77	100	0,23
203	2980	2925	20	55	98,15	99,32	2,52
205	2656	2653	0	3	99,89	100	0,11
207	1860	1854	6	6	99,68	99,68	0,65
208	2955	2936	3	19	99,36	99,9	0,74
209	3005	3005	0	0	100	100	0
210	2650	2630	2	20	99,25	99,92	0,83
212	2748	2748	0	0	100	100	0
213	3251	3250	0	1	99,97	100	0,03
214	2262	2260	1	2	99,91	99,96	0,13
215	3363	3362	0	1	99,97	100	0,03
217	2208	2207	1	1	99,95	99,95	0,09
219	2154	2150	0	4	99,81	100	0,19
220	2048	2048	0	0	100	100	0
221	2427	2419	0	8	99,67	100	0,33
222	2483	2482	1	1	99,96	99,96	0,08
223	2605	2602	0	3	99,88	100	0,12
228	2053	2049	18	4	99,81	99,13	1,07
230	2256	2256	0	0	100	100	0
231	1571	1571	0	0	100	100	0
232	1780	1780	8	0	100	99,55	0,45
233	3079	3078	0	1	99,97	100	0,03
234	2753	2753	0	0	100	100	0
<b>Celkem</b>	<b>109 494</b>	<b>109 270</b>	<b>135</b>	<b>224</b>	<b>99,80</b>	<b>99,88</b>	<b>0,33</b>

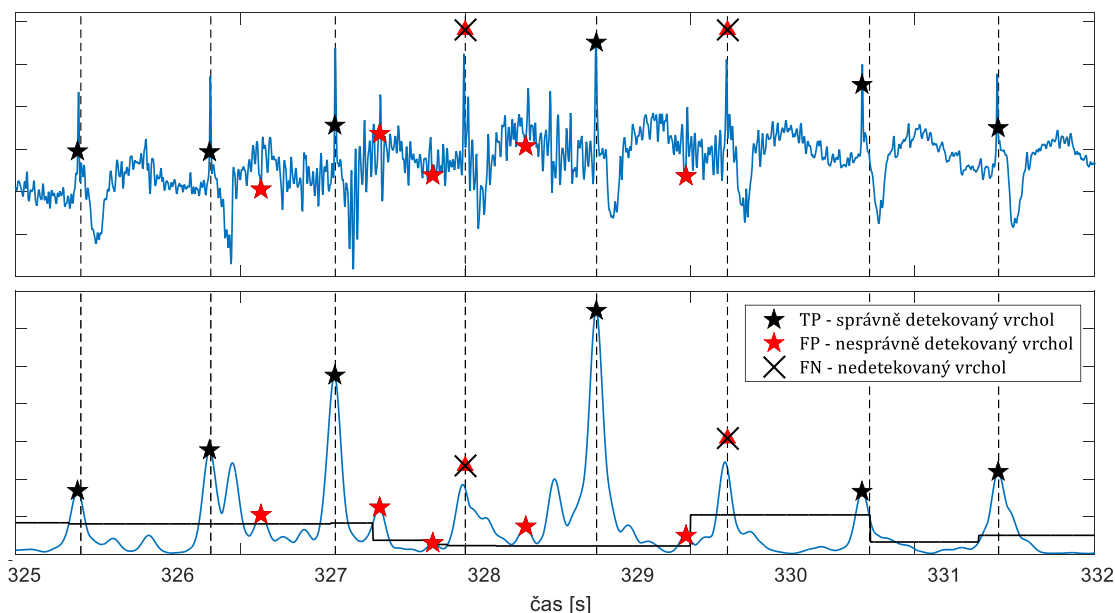
Z hodnot FP a FN (respektive Er) v tabulce 3 vyplývá, že zcela bezchybná byla detekce na 15 záznamech z celkových 48, v mnoha záznamech pak detektor nesprávně označil méně než deset QRS komplexů. Úspěšnost detekce byla negativně ovlivněna především záznamy 104, 105, 108 a 203. V každém z těchto zmíněných záznamů detektor nesprávně označil vždy alespoň 25 QRS komplexů.

Nejméně úspěšná byla detekce právě na záznamu 203 – tento záznam obsahuje nezanedbatelné množství srdečních extrasystol a je zarušený myopotenciály i razantním kolísáním elektrické izoliny. Pozice určitých QRS komplexů tohoto záznamu musely být získány ze druhého svodu, v prvním svodu nejsou tyto QRS komplexy vůbec přítomny.

Z celkového počtu 109 494 QRS komplexů v databázi MIT-BIH Arrhythmia bylo realizovaným detektorem správně označeno 109 270 QRS komplexů. Detektor se během detekce na všech záznamech zmýlil celkem 359krát, z toho 135 QRS komplexů označil nesprávně a 224 QRS komplexů neoznačil vůbec.

### 6.3 Ukázky detekce

Jako demonstrační záznam byl vybrán signál 104. Chyba detekce na tomto EKG záznamu je poměrně vysoká, činí 1,12 %. Na obrázku 28 je zobrazen úsek signálu, ve kterém bylo nesprávně označeno sedm QRS komplexů.

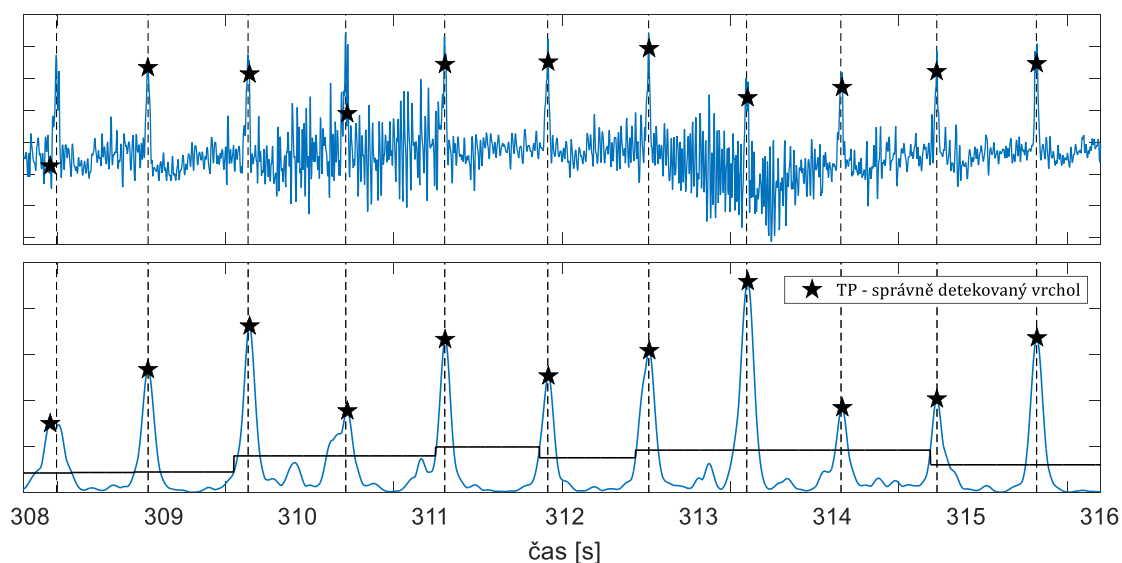


Obrázek 28 – Ukázka chybné detekce na záznamu 104

Černými hvězdičkami jsou na obrázku 28 označeny QRS komplexy, které byly nalezeny správně, červené hvězdičky označují vrcholy, které detektor mylně označil jako QRS komplexy a černě přeškrtnuté červené trojúhelníky značí QRS komplexy, které detektor neoznačil vůbec. Referenční pozice QRS komplexů jsou znázorněny svislými, čárkovanými čarami.

Z obrázku je patrné, že vlivem zarušení signálu vznikly v Shannonově energii vrcholy, které byly v několika případech chybně označeny jako QRS komplexy. Ve dvou případech (v čase 327,7 a 329,4 s) měla tato chyba (typu False Positive) za následek další chybu (typu False Negativ) – vrchol reprezentující QRS komplex, nacházející se za špatně označeným vrcholem nebyl nalezen, a to z důvodu refrakterní doby detektoru, tedy času po nalezení vrcholu, během kterého nemůže být nalezen vrchol další. V tomto směru by mohl být detektor v budoucnu rozšířen o funkci, která by zmíněný problém eliminovala – při nalezení vrcholu v refrakterní době by bylo na základě parametrů obou vrcholů rozhodnuto, který z nich bude označen jako QRS komplex.

Úsek zmíněného záznamu je mezi 308 a 316 vteřinou velmi zarušený myopotenciály. I přes to je úspěšnost detekce v tomto úseku velmi dobrá – detektor se v této části záznamu nedopustil jediné chyby, jak je vidět na obrázku 29. Nalezené QRS komplexy jsou opět označeny černou hvězdičkou, jejich referenční pozice jsou naznačeny svislými čarami.

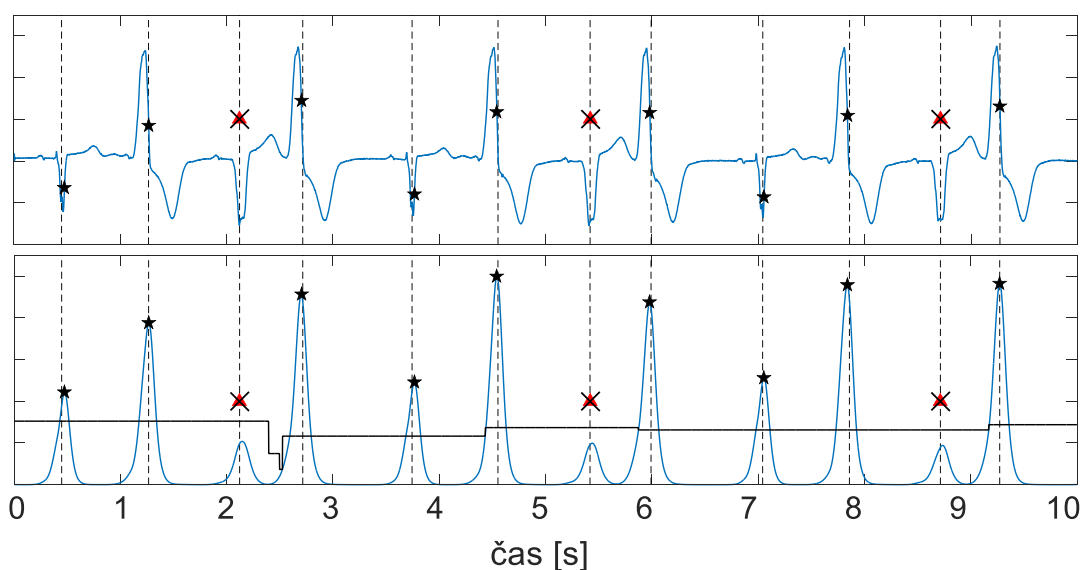


Obrázek 29 – Ukázka bezchybné detekce na záznamu 104

Někdy se stává, že detektor je až přespříliš přizpůsobený signálům, na kterých byl vyvíjen a testován a na signálech z jiné databáze je pak úspěšnost detektoru podstatně nižší. V takovém případě je třeba najít novou, vhodnější kombinaci parametrů detekce. Popsaný detektor byl pro zajímavost otestován i na kompletní databázi CSE. Tato databáze obsahuje 125 desetivteřinových záznamů elektrické aktivity srdce, každý záznam sestává z dvanácti svodů. Selektivita detektoru na CSE databázi byla 99,25 %, jeho pozitivní predikce činila 99,46 %.

Detektor nebyl pro tento test nikterak modifikován, jediný parametr, který byl pozměněn, je doba učení. Jak již bylo zmíněno, signály v databázi CSE trvají pouze deset vteřin, a proto byla doba učení zkrácena ze dvou na jednu vteřinu (v případě potřeby detektor tento čas prodlouží). Výsledky však ukázaly, že detektor se hodí spíše pro detekci na delších EKG záznamech a algoritmus realizující fázi učení by mohl být rozšířen o několik funkcí, které by vedly ke zvýšení úspěšnosti detekce i na krátkých záznamech.

Na obrázku 30 je ukázka detekce na třetím svodu signálu 117 z CSE databáze. Symbolika je zde stejná, jako v předešlých ukázkách. Z obrázku je patrné, že pro zvýšení úspěšnosti detekce na tomto záznamu by bylo vhodné snížit hodnotu parametru *násobek průměrného RR intervalu* (viz Tabulka 2 – Přehled parametrů detektoru QRS komplexů), díky této změně by pravděpodobně byly detekovány i nenalezené QRS komplexy. Je však otázkou, jak by se tato změna projevila na celkové úspěšnosti detekce.



Obrázek 30 - Ukázka detekce na záznamu 117 z CSE databáze

## 7 DISKUZE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Hranice, kterou musí pokořit detektor QRS komplexů, aby byl považován za účinný je 99,5 % [14]. Test úspěšnosti by měl být proveden na celé, volně dostupné databázi EKG záznamů. Popsaný detektor byl testován na celé databázi MIT-BIH Arrhythmia a zmíněnou hranici překročil.

Výsledky, které byly získány na zmiňované databázi, jsou velmi uspokojivé. S přihlédnutím k tomu, o jak jednoduchý detektor se jedná, jsou výsledky opravdu dobré. V následujících tabulce jsou porovnány úspěšnosti detektorů různých autorů s úspěšností detektoru popsaného.

Tabulka 4 – Srovnání detektorů dle úspěšnosti detekce

Autoři metod detekce	TP [-]	FN [-]	FP [-]	Se [%]	PP [%]	Celkem [%]
Li [20]	104 072	112	65	99,89	99,94	99,92
Chaitanya [21]	109 314	182	56	99,86	99,95	99,91
Zidelmal [12]	109 323	171	97	99,84	99,91	99,88
<b>Kašík, Smital</b>	<b>109 273</b>	<b>221</b>	<b>145</b>	<b>99,88</b>	<b>99,80</b>	<b>99,84</b>
Martinez [22]	109 208	220	153	99,80	99,86	99,83
Bouaziz [23]	109 354	140	232	99,87	99,79	99,83
Ferdi [26]	109 236	256	146	99,77	99,87	99,82
Hamilton [24]	109 267	340	248	99,69	99,77	99,73
Nallathambi [15]	109 494	462	495	99,58	99,55	99,57
Poli [15]	109 963	441	545	99,60	99,51	99,56
Moody [25]	107 567	1861	94	98,30	99,91	99,11

V tabulce 4 je srovnání úspěšnosti popsaného detektoru s úspěšností detektorů jiných autorů, kteří svůj detektor taktéž testovali na databázi MIT-BIH Arrhythmia. Autoři jsou zde seřazeni sestupně dle celkové úspěšnosti detekce (od nejvyšší po nejnižší), která byla získána jako průměr hodnot senzitivity a pozitivní predikce.

V tabulce nejsou důležité pouze hodnoty senzitivity a pozitivní predikce, je třeba brát v úvahu také absolutní počet QRS komplexů obsažených v databázi, na které byl detektor testován. Například v prvním řádku tabulky dosáhl autor Li velmi dobré úspěšnosti detekce – 99,92 %, jeho detektor však byl testován na databázi, která obsahovala pouze 104 184 QRS komplexů (celkový počet QRS komplexů je dán součtem hodnot TP a FN). To naznačuje, že autor netestoval svůj detektor na kompletní databázi, ale některé signály vynechal, což mohlo ovlivnit výsledek detekce. Naopak, autor Bouaziz (šestý řádek tabulky 4) sice dosáhl úspěšnosti detekce o něco nižší – 99,83 %, svůj detektor však otestoval na kompletní databázi, obsahující 109 494 QRS komplexů, a proto je jeho výsledek věrohodnější.

V tabulce nejsou uvedeni autoři, kteří pro testování svého detektoru použili pouze několik signálů z databáze MIT-BIH Arrhythmia nebo autoři, kteří nezveřejnili kompletní výsledky detekce.

Detektor, jehož autorem je Zidelmal [12] (třetí řádek tabulky 4), funguje na zcela stejném principu, jako detektor popsáný. Oba zmíněné detektory dosáhly velmi dobré úspěšnosti detekce, což naznačuje, že detektor založený na Stockwellově transformaci je pro detekci QRS komplexů vhodnou volbou. Úspěšnost detektoru autorů z [12] je vyšší zhruba o čtyři setiny procenta, tento detektor udělal během detekce na celé databázi zhruba o sto chyb méně než detektor popsáný v této práci.

# ZÁVĚR

První kapitola této bakalářské práce obsahuje stručné informace, které jsou úzce spjaty s detekcí QRS komplexů, konkrétně informace o srdci a jeho elektrické aktivitě. Na tuto kapitolu navazuje kapitola druhá, která se zabývá záznamem elektrické aktivity srdce v čase – elektrokardiogramem. Je zde popsáno, jakými způsoby může být elektrická aktivita srdce snímána, jaké složky se v záznamu vyskytují, jakých frekvencí mohou tyto složky nabývat a jakým typem rušení může být případně elektrokardiogram zatížen.

Jelikož tématem práce je detekce QRS komplexů, je v kapitole třetí popsáno pět základních principů, na kterých mohou být detektory QRS komplexů založeny. Metodou detekce, při které je využito Stockwellovy transformace, se pak zabývá kapitola čtvrtá.

V páté kapitole je podrobně popsán princip detektoru, který byl zrealizován v softwaru Matlab. Tento detektor pro nalezení QRS komplexů využívá Stockwellovu transformaci, Shannonovu energii a adaptivní prahování. Jsou zde slovně i graficky demonstrovány funkce, jimiž detektor disponuje. V této kapitole jsou také popsány parametry detektoru, tedy hodnoty, které může uživatel měnit a ovlivnit tak průběh a výsledek detekce. Tyto parametry jsou nastaveny tak, aby detektor dosahoval co nejlepších výsledků na EKG záznamech z databáze MIT-MIH Arrhythmia.

Šestá kapitola je věnována hodnocení úspěšnosti detektoru QRS komplexů. Vhodným ukazatelem úspěšnosti detekce je senzitivita, pozitivní predikce a chyba detekce. Úspěšnost detekce realizovaného detektoru byla ověřena na kompletní databázi MIT-BIH Arrhythmia (48 třicetiminutových záznamů), kde detektor dosáhl velmi dobrého výsledku – jeho úspěšnost byla 99,84 %.

V poslední, sedmé, kapitole je pak výše zmíněný výsledek porovnán s výsledky jiných autorů, kteří svůj detektor testovali na téže databázi. Výsledek je zde porovnán i s výsledkem detektoru, který pro detekci taktéž využívá Stockwellovu transformaci.

# LITERATURA

- [1] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Burlington: Elsevier Academic Press, 2005. ISBN 978-0-12-437552-9.
- [2] BLINOWSKA-CIEŚLAK, Katarzyna J. a J. ZYGIEREWICZ. *Practical biomedical signal analysis using MATLAB*. FL: CRC Press, 2012. Series in medical physics and biomedical engineering. ISBN 9781439812020.
- [3] CLIFFORD, Gari D., Francisco. AZUAJE a Patrick. MCSHARRY. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Chapter 1. Boston: Artech House, 2006. Artech House engineering in medicine & biology series.
- [4] ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy* [online]. Elektronická skripta VUT. Dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/course/view.php?id=183885>
- [5] IKONNIKOV, Greg a Dominique YELLE. *Physiology of cardiac conduction and contractility* [online]. 2009. Dostupné z: <http://www.pathophys.org/physiology-of-cardiac-conduction-and-contractility/>
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů* [online]. 2012. Dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/folder/view.php?id=122356>
- [7] KOZUMPLÍK, Jiří. *Zpracování biologických signálů 2 a 3* [online]. Dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/folder/view.php?id=122421>
- [8] RICHTER, Zdeněk. *Moderní metody detekce QRS komplexů* [online]. 2010. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/studium/zaverecne-prace?zp\\_id=31008](https://www.vutbr.cz/studium/zaverecne-prace?zp_id=31008). BP. VUT.
- [9] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002. DOI: 10.1109/51.993193. ISSN 07395175.
- [10] HANUS, Rostislav. *Detekce QRS založená na počítání průchodů nulou* [online]. 2012. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace?zp\\_id=49143](https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace?zp_id=49143). DP. VUT.
- [11] STOCKWELL, R.G., L. MANSINHA a R.P. LOWE. Localization of the complex spectrum: The S transform. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 1996. DOI: 10.1109/78.492555. ISSN 1053587X.
- [12] ZIDELMAL, Z., A. AMIROU, D. OULD-ABDESLAM, A. MOUKADEM a A. DIETERLEN. QRS detection using S-Transform and Shannon energy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2014. DOI: 10.1016/j.cmpb.2014.04.008. ISSN 01692607.
- [13] GOLDBERGER, A. L., L. A. N. AMARAL, L. GLASS, et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation*. 2000. DOI: 10.1161/01.CIR.101.23.e215. ISSN 0009-7322



- [14] ABIBULLAEV, Berdakh a Hee Don SEO. A New QRS Detection Method Using Wavelets and Artificial Neural Networks. *Journal of Medical Systems*. 2011. DOI: 10.1007/s10916-009-9405-3. ISSN 0148-5598.
- [15] ÁLVAREZ, Raúl Alonso, Arturo J. Méndez PENÍN a X. Antón Vila SOBRINO. A Comparison of Three QRS Detection Algorithms Over a Public Database. *Procedia Technology*. 2013. DOI: 10.1016/j.protcy.2013.12.129. ISSN 22120173.
- [16] *Non-Pacemaker Action Potentials* [online]. Dostupné z: <http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A006>
- [17] *The Body Show: Atrial Fibrillation* [online]. Dostupné z: <http://hawaiipublicradio.org/post/body-show-atrial-fibrillation-0>
- [18] *Muscular Male Base Mesh* [online]. Dostupné z: <https://www.turbosquid.com/3d-models/muscular-male-obj/808701>
- [19] *Electrical conduction system of heart* [online]. Dostupné z: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical\\_conduction\\_system\\_of\\_the\\_heart.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical_conduction_system_of_the_heart.svg)
- [20] CUIWEI LI, CHONGXUN ZHENG a CHANGFENG TAI. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995. DOI: 10.1109/10.362922. ISSN 00189294.
- [21] CHAITANYA, N. S. V. K., A. RADHAKRISHNAN, G. R. REDDY a M. S. MANIKANDAN. A simple and robust QRS detection algorithm for wireless medical body area network. In: *2011 International Conference on Emerging Trends in Networks and Computer Communications*. IEEE. 2011. DOI: 10.1109/ETNCC.2011.5958505. ISBN 978-1-4577-0240-2.
- [22] MARTINEZ, J.P., R. ALMEIDA, S. OLMOS, A.P. ROCHA a P. LAGUNA. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004. DOI: 10.1109/TBME.2003.821031. ISSN 0018-9294.
- [23] BOUTANA, Daoud, Messaoud BENIDIR a Fatiha BOUAZIZ. Multiresolution wavelet-based QRS complex detection algorithm suited to several abnormal morphologies. *IET Signal Processing*. 2014. DOI: 10.1049/iet-spr.2013.0391. ISSN 1751-9675.
- [24] HAMILTON, Patrick S. a Willis J. TOMPKINS. Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* . 1986. DOI: 10.1109/TBME.1986.325695. ISSN 0018-9294
- [25] MOODY, G.B. a R.G. MARK. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2001. DOI: 10.1109/51.932724. ISSN 07395175.
- [26] FERDI, Y., J.P. HERBEUVAL, A. CHAREF a B. BOUCHEHAM. R wave detection using fractional digital differentiation. *ITBM-RBM*. 2003. DOI: 10.1016/j.rbmret.2003.08.002. ISSN 12979562.

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

ARP	Absolutní refrakterní fáze srdce
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
Er	Chyba detekce
ERP	Efektivní refrakterní fáze srdce
FN	False Negative – chyba II. druhu
FP	False Positive – chyba I. druhu
$f_vz$	vzorkovací frekvence
HRV	Heart Rate Variability
Hz	Hertz
LVQ	Learning Vector Quantization
MLP	Multi-Layer Perceptron (vícevrstvý perceptron)
ms	milisekunda
mV	milivolt
NN	Normal to Normal interval
PP	Pozitivní predikce
QRS	Úsek EKG záznamu reprezentující kontrakci komor
RA, LA	Right Arm (pravá paže), Left Arm (levá paže)
RBF	Radial Basis Function (sít' s radiální bází)
RF, LF	Right Foot (pravá noha), Left Foot (levá noha)
RRP	Relativní refrakterní fáze srdce
Se	Senzitivita
SNR	Signal to Noise Ratio (poměr signálu a šumu)
SSE	Shannonova energie
ST	Stockwellova Transformace
TP	True Positive
UNS	Umělá neuronová sít'
$x(n)$	vstupní signál
$\mu V$	mikrovolt
$\varphi$	potenciál