



# 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 KOMPLEXŮ QRS V SIGNÁLECH EKG

DETECTION OF QRS COMPLEXES IN ECG SIGNALS

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Lukáš Zhorný

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2020

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Bc. Lukáš Zhorný

**ID:** 147464

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2019/20

## NÁZEV TÉMATU:

### Detekce komplexů QRS v signálech EKG

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte principy detekce komplexů QRS v signálech EKG, které využívají časově-frekvenční transformace. 2) Navrhněte a realizujte detektor komplexů QRS, který využívá časově-frekvenční transformaci. 3) Algoritmus detekce vyzkoušejte na vybraných signálech EKG. 4) Realizovaný detektor otestujte na signálech knihoven CSE a MIT-BIH Arrhythmia Database a proveďte statistické vyhodnocení získaných výsledků. 5) Vypracujte studii, ve které shrňte dosažené výsledky a porovnejte použité přístupy s výsledky jiných autorů dosaženými na stejných testovacích datech.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Rakshit, M., Das, S.: An efficient wavelet-based automated R-peaks detection method using Hilbert transform. Biocybernetics and Biomedical Engineering, Vol. 37, 2017, pp.: 566-577.

[2] Madeiro, J.P., Cortez, P.C., Marques, J.A.L., Seisdedos, C.R.V., Sobrinho, C.R.M.R: An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms. Medical Engineering and Physics, Vol. 34, 2012, pp. 1236-1246.

**Termín zadání:** 3.2.2020

**Termín odevzdání:** 29.5.2020

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
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**

Tato diplomová práce se zabývá detekcí komplexů QRS z elektrokardiogramů s využitím časově-frekvenční analýzy. Detekční postupy jsou založeny na vlnkové a Stockwellově transformaci. V teoretické části práce jsou popsány základy elektrokardiografie, dále jsou představeny běžné přístupy časově-frekvenční analýzy, jako je krátkodobá Fourierova transformace (STFT), vlnková transformace (WT) a Stockwellova transformace (ST). Uvedené algoritmy byly otestovány na souboru elektrogramů z databází MIT-BIH a CSE-MO1. U databáze CSE nejlépe fungovala metoda založená na vlnkové transformaci s bankou filtrů Symlet4 s výslednou hodnotou senzitivity 100 % a pozitivní prediktivity 99,86 %. U databáze MIT měl nejlepší výkon detektor využívající Stockwellovu transformaci s hodnotami senzitivity 99,54 % a pozitivní prediktivity 99,68 %. Výsledky byly porovnány s hodnotami jiných autorů uvedených v textu.

## **Klíčová slova**

EKG, komplex QRS, časově-frekvenční transformace, vlnková transformace, Stockwellova transformace, databáze CSE, databáze arytmii MIT-BIH, senzitivita, pozitivní prediktivita.

## **Abstract**

This thesis deals with the detection of QRS complexes from electrocardiograms using time-frequency analysis. Detection procedures are based on wavelet and Stockwell transform. The theoretical part describes the basics of electrocardiography, then introduces common approaches to time-frequency analysis, such as short-time Fourier transform (STFT), wavelet transform and Stockwell transform. These algorithms were tested on a set of electrograms from the MIT-BIH and CSE-MO1 arrhythmia database. For the CSE database worked best the method based on the wavelet transform with the filter bank Symlet4, with the resulting value of sensitivity 100 % and positive predictivity 99.86%. For the MIT database had the best performance the detector using the Stockwell transform with values of sensitivity 99.54% and positive predictivity 99.68%. The results were compared with the values of other authors mentioned in the text.

## **Keywords**

ECG, QRS complex, time-frequency transform, wavelet transform, Stockwell transform, CSE database, MIT-BIH arrhythmia database, sensitivity, positive predictivity.

## **Bibliografická citace:**

ZHORNÝ, Lukáš. *Detekce komplexů QRS v signálech EKG* [online]. Brno, 2020 [cit. 2020-05-29]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/126756>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Detekce komplexů QRS v signálech EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne:

.....  
podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne:

.....  
podpis autora

# Obsah

Úvod .....	11
1 Elektroardiografie .....	12
1.1 EKG .....	12
1.2 Snímání EKG .....	12
1.3 EKG křivka .....	12
1.4 Analýza jednotlivých vln a kmitů .....	13
1.5 Patologické změny křivky .....	14
1.6 Vlastnosti signálu EKG v časové a frekvenční oblasti .....	15
1.7 Spektrum EKG .....	16
1.8 Rušení signálu EKG .....	16
2 Časově-frekvenční transformace .....	17
2.1 Krátkodobá Fourierova transformace .....	17
2.2 Vlnkové transformace .....	17
2.3 Stockwellova transformace .....	18
2.4 Shannonova energie .....	20
2.5 Hilbertova transformace .....	21
3 Návrh a realizace metody .....	23
3.1 Vlnková transformace .....	26
3.2 Stockwellova transformace .....	30
3.3 Korekce nalezených pozic .....	32
3.4 Chybné detekce QRS komplexu .....	36
4 Vyhodnocení .....	42
4.1 Senzitivita a pozitivní prediktivita .....	42
4.2 Databáze EKG záznamů CSE .....	43
4.3 Databáze arytmií MIT-BIH .....	46
4.4 Celková úspěšnost detekce .....	48
5 Popis funkcí algoritmu .....	49
Závěr .....	51
Seznam Literatury .....	52
Seznam symbolů a zkratk .....	55
Seznam příloh .....	56

## Seznam obrázků

Obr. 1: Křivka EKG [13].....	13
Obr. 2: Parametry signálu EKG a rozsah jejich normálních hodnot [5] .....	15
Obr. 3: Amplitudové spektrum signálu [6].....	16
Obr. 4: a) Originální signál, b) Spektrogram signálu [11].....	20
Obr. 5: Porovnání energetických hodnot Shannonovy transformace a kvadratické transformace. [8] .....	21
Obr. 6: Princip detekce R-píku pomocí Hilbertovy transformace [8].....	22
Obr. 7: Blokové schéma navržené metody .....	24
Obr. 8: Originální signál; databáze CSE, snímek MO1_003_03.mat, první tři sekundy záznamu .....	25
Obr. 9: DWT dekompozice EKG signálu s vzorkovací frekvencí 360 Hz.....	26
Obr. 10: DWT dekompozice EKG signálu s vzorkovací frekvencí 500 Hz.....	26
Obr. 11: Signál rozložený do jednotlivých pásem, snímek MO1_003_03.mat, první tři sekundy záznamu .....	27
Obr. 12: Srovnání tvaru vlnek Symlet4 a Daubechies10 .....	28
Obr. 13: Signál po provedení vlnkové transformace, snímek MO1_003_03.mat, první tři sekundy záznamu .....	28
Obr. 14: Shannonova energie vlnkové transformace, Hillbertova transformace, nalezení pozic QRS komplexu v originálním signálu, snímek MO1_003_03.mat, první tři sekundy záznamu .....	29
Obr. 15: Signál po provedení Stockwellovy transformace, snímek MO1_003_03.mat, první tři sekundy záznamu.....	30
Obr. 16: Shannonova energie Stockwellovy transformace, Hillbertova transformace, nalezení pozic QRS komplexu v originálním signálu, snímek MO1_003_03.mat, první tři sekundy záznamu .....	31
Obr. 17: Nalezené pozice v jednotlivých svodech signálu, snímek MO1_032_03.mat (CSE3), vlnková transformace daubechies10 .....	32
Obr. 18: Odstraněné pozice na základě vah, čísla zobrazují váhy pro nalezené pozice, signál MO1_032_03.mat (CSE3), vlnková transformace daubechies10.....	33



Obr. 19: Nalezené pozice v jednotlivých svodech signálu, signál 102.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	34
Obr. 20: Odstraněné pozice na základě minimální vzdálenosti dvou QRS komplexů, čísla zobrazují váhy pro nalezené pozice, signál 102.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	34
Obr. 21: Pozice odstraněné na základě porovnání Shannovy energie s mediánem hodnot v detekovaných a vyřazených pozic QRS komplexů, signál 108.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	35
Obr. 22: Falešné detekce na základě kontroly prodlevy mezi QRS komplexy, signál 203.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	37
Obr. 23: Správná detekce díky kontrole prodlevy mezi QRS komplexy, signál 233.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	38
Obr. 24: Falešné detekce z důvodu šumu v EKG signálu, signál 108.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	39
Obr. 25: Falešné detekce z důvodu šumu v prvním svodu EKG signálu, signál 203.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	40
Obr. 26: Falešné negativní detekce, signál 233.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10 .....	41

## Seznam tabulek

Tab 1: Dosažené výsledky pro databázi CSE u třísvodových signálů .....	44
Tab 2: Dosažené výsledky pro databázi CSE u dvanáctisvodových signálů.....	45
Tab 3: Porovnání výsledků úspěšnosti detekce pro databázi CSE s uvedenými autory .	45
Tab 4: Dosažené výsledky pro databázi MIT .....	47
Tab 5: Porovnání výsledků úspěšnosti detekce pro databázi MIT s uvedenými autory .	47
Tab 6: Porovnání metod detekce pro všechny zkoumané databáze .....	48

# ÚVOD

Elektrokardiogram (EKG) je záznam elektrické aktivity srdce, který poskytuje klinickou informaci o stavu srdce. Analýza signálu EKG hraje významnou roli v diagnostice srdečních chorob a samotná detekce arytmií je nezbytná pro léčbu pacientů s tímto typem onemocnění v rané fázi. S rostoucí potřebou rychlého vyhodnocení elektrokardiografických dat roste i význam jejich automatického rozměření či detekce významných abnormalit. Signál je charakterizován elektrickou aktivitou během srdečního cyklu. Významnými úseky v EKG signálu jsou QRS komplex, P vlna a T vlna.

Detekce komplexu QRS je jednou z nejdůležitějších částí analýzy signálu EKG. Srdeční arytmie jsou detekovány lokalizací komplexu QRS, což je obtížný úkol vzhledem k časově proměnlivé morfologii, fyziologickým změnám pacienta a šumu. Proto je při analýze signálů EKG velmi důležitý vývoj účinného algoritmu pro extrakci těchto komplexů.

Teoretická část diplomové práce obecně pojednává o časově-frekvenčních vlastnostech EKG signálu. Praktická část je věnována návrhu detektorů založených na časově-frekvenčních transformacích. Detektory v této práci jsou založeny na vlnkové a Stockwellově transformaci.

Detektory QRS komplexů mohou fungovat na různých principech, v této práci je popsáno několik metod detekce. Hlavní část práce je věnována rozboru a realizaci detektoru, jehož funkce je založena na vlnkové a Stockwellově transformaci, výpočtu Shannonovy energie a dalších korekcích. Nejdůležitějším parametrem každého detektoru QRS komplexů je úspěšnost detekce. Hlavními ukazateli úspěšnosti detekce jsou senzitivita, pozitivní prediktivita, chyba detekce a celkový výkon. Aby mohl být detektor použit v klinické praxi, musí jeho úspěšnost detekce překročit hodnotu 99,5 % [21].

Realizované detektory byly otestovány na kompletních databázích CSE a MIT-BIH a bylo dosaženo velmi uspokojivých výsledků. Nejlepšího výsledku detekce u databáze CSE bylo dosaženo s využitím vlnkové transformace s bankou filtrů Symlet4, s výslednou hodnotou senzitivity 100 % a pozitivní prediktivity 99,86 %. U databáze MIT měl nejlepší výkon detektor využívající Stockwellovu transformaci s hodnotami senzitivity 99,54 % a pozitivní prediktivity 99,68 %. V obou případech je hodnota srovnatelná s úspěšností běžně využívaných detektorů.

V závěru práce jsou uvedeny a diskutovány veškeré dosažené výsledky použitých detektorů a jsou porovnány s výsledky citovaných autorů v přehledné tabulce.

# 1 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie (EKG) je jednou z pomocných metod pro diagnostiku a odhalení přicházejících a vyvíjejících se chorob jako je například infarkt myokardu. Výsledkem měření je elektrokardiogram.

## 1.1 EKG

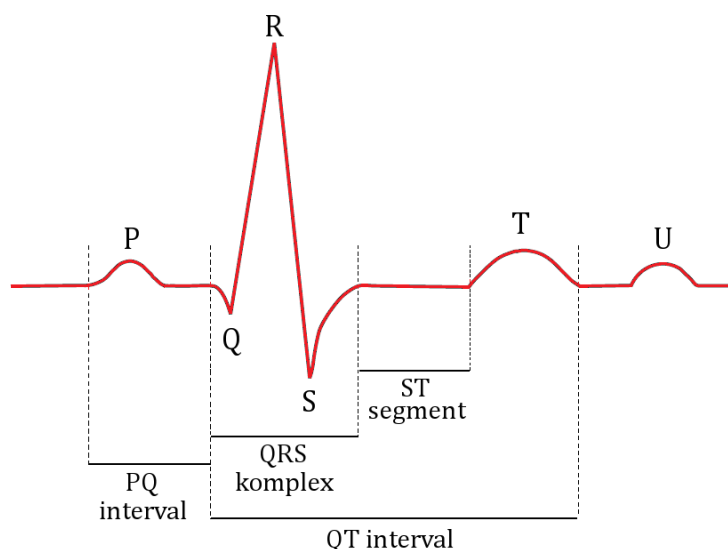
Elektrokardiogram (EKG) zaznamenává elektrické změny, které se dějí při srdeční činnosti. Jedná se o záznam změn elektrického napětí (potenciálů) vznikajících během srdečního cyklu a mezi určitými místy na kůži (místa svodu). Informuje o poloze srdce, původu a šíření vzruchů a tepové frekvenci. Výsledkem této srdeční činnosti je EKG křivka, která nese informace o správnosti funkce převodního systému srdečního, popřípadě o jeho abnormalitách a poruchách [2][3].

## 1.2 Snímání EKG

Standardní EKG záznam je dvanáctisvodový s přesně určeným umístěním a s orientací svodů na tělesném povrchu. Jsou rozděleny na tři bipolární končetinové svody (I, II, III), tři unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF) a šest unipolárních hrudních svodů (V1 – V6) [2][3].

## 1.3 EKG křivka

EKG křivka odráží důležité fáze činnosti myokardu. Dělí se na kontrakci (systolu) a relaxaci (diastolu). Tyto dva procesy se dále dělí na několik segmentů. Tvar jednotlivých vln a kmitů spolu s časovými intervaly mezi nimi jsou nezbytným základem jakékoli další analýzy signálu EKG. Vlna P reprezentuje depolarizaci síní. Repolarizace síní není vidět, neboť je překryta komplexem QRS, který je projevem depolarizace komor. Vlna T značí repolarizaci komor. Kmitem R je označen první pozitivní kmit v komplexu QRS, kmity R tedy nejsou ve všech svodech synchronní. EKG křivka je znázorněna na Obr. 1 [1].



**Obr. 1: Křivka EKG [13]**

## 1.4 Analýza jednotlivých vln a kmitů

**Vlna P** – Jedná se o známky elektrické aktivity trvající zlomky sekund, záznam depolarizace pravé síně a druhá část vlny P zobrazuje tento proces v levé síni. Její délka je obvykle 80 ms a maximum do 0,25 mV (2,5 mm). [2] Vlna P může být buď normální, neobvykle vysoká, nebo neobvykle široká [3].

**Interval PQ** (Interval PR) - Po vlně P následuje velmi krátká izoelektrická pasáž. Jedná se o dobu šíření impulsu AV uzlem, tedy dobu po proběhlé depolarizaci síní (ještě před začátkem jejich repolarizace) a před začátkem depolarizace komor. Tato doba (od konce vlny P po začátek QRS) se označuje jako PR (či PQ) segment a fyziologicky trvá 50-120 ms. V praxi se samostatně příliš neměří, ale převod vzruchu ze síní do komor na okamžik zpomalí a toto fyziologické zpoždění v AV uzlu zpozdí současně i depolarizaci komor. Opožděnější aktivace komor má za následek to, že dojde k úplnému vyprázdnění síní ještě před tím, než nastane kontrakce komor. Tímto dodatečným přírůstkem krve ze síní do komor se zvětšuje tepový objem. Naopak standardně se měří **interval PQ**, tedy doba od začátku vlny P po začátek komplexu QRS. Jedná se o dobu od vzniku impulsu v SA uzlu, jeho vedením svalovinou síní a AV uzlem až po dosažení svaloviny komor. Jeho délku ovšem nejvíc ovlivňuje délka vedení AV uzlem. Délka PQ je fyziologicky 120 až 200 ms [2][3].

**Komplex QRS** – Depolarizace myokardu komor vyvolává jeho kontrakci a v záznamu EKG se zobrazuje skupinou kmitů označovanými jako komplex QRS. Fyziologicky je jeho délka 80 až 120 ms. První negativní kmit QRS komplexu se označuje

jako Q, první pozitivní jako R a druhý negativní jako S. Nabývá složitějších a různých tvarů způsobených spleťtým postupem vzruchů v komorách [2]. Komplex QRS může mít pouze tři abnormality. Může být příliš široký, příliš vysoký a může obsahovat patologický kmit Q [4].

**Úsek ST** - Je izoelektrický interval mezi koncem QRS a začátkem vlny T a zobrazuje období, kdy jsou komory depolarizovány, ale ještě nezačala jejich repolarizace. Patologický je zejména v přítomnosti ischemie myokardu komor [2][3]. Úsek ST může být buď normální, nebo může být přítomná jeho elevace nebo deprese [4].

**Vlna T** – Reprezentuje repolarizaci komor. Jedná se o krátkou refrakterní periodu, kdy buňky nejsou schopny další depolarizace. Je to doba, kdy se obnoví klidová polarizace. Fyziologicky je vlna T stejného směru jako QRS komplex. Její výška je 2 až 8 mm a trvá do 0,2 sekundy [1][2]. Vlna T může mít buď správnou, nebo nesprávnou polaritu [2] [4].

## 1.5 Patologické změny křivky

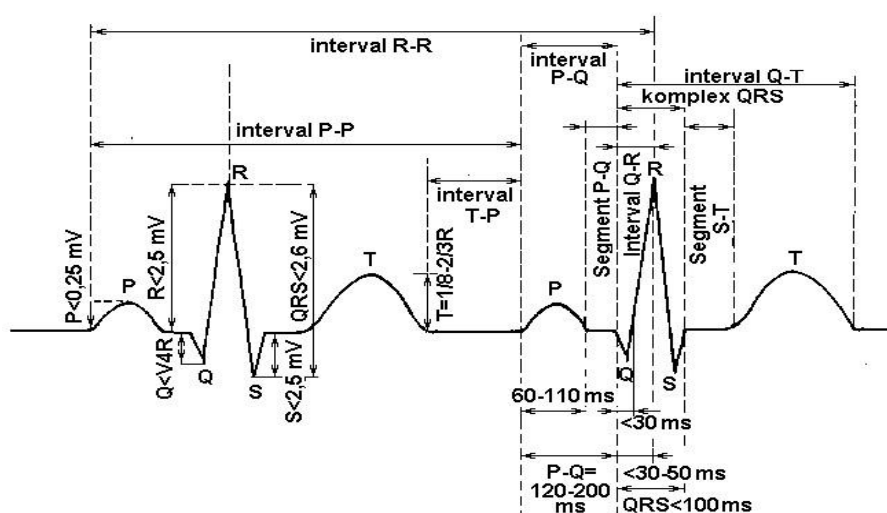
Standardní dvanáctivodové EKG je popisováno podle tzv. EKG desatera. Systematicky se proměřují jednotlivé parametry EKG záznamu a z takto získaných hodnot, lze určit poměrně přesnou diagnózu, tedy zda jde o patologii elektrické aktivity srdce, či o fyziologický nále. Dodržováním jednotného a přehledného postupu lze předejít zmatkům a omylům i při pozdější kontrole. Proto jsou naměřené hodnoty ihned porovnávány s fyziologickými a nalezené patologie jsou viditelně označené. V závěru je třeba sloučit zjištěné údaje a teprve z nich stanovit diagnózu [3].

V prvním bodu je zkoumána pravidelnost srdeční akce. Měří se vzdálenosti mezi zvoleným bodem komorového komplexu (nejčastěji kmit R) v každém cyklu v celém EKG. Z naměřených hodnot je vypočítán průměr a znovu se změří stejné vzdálenosti. Pokud je rozdíl mezi vzdálenostmi R-R a průměrem menší než 0,16 s, označíme akci jako pravidelnou. V opačném případě, označíme tuto akci za nepravidelnou (patologie) [3].

Při důkladném prostudování EKG křivky je vidět, že každý segment naměřeného signálu má své fyziologické i patologické vlastnosti jak v časové, tak frekvenční oblasti. Patologie srdečního rytmu je rozsáhlé téma a nebude v této práci podrobněji rozebíráno [3].

## 1.6 Vlastnosti signálu EKG v časové a frekvenční oblasti

Jednotlivé srdeční cykly v signálu EKG se opakují, avšak doba trvání a tvar těchto cyklů není zcela stejná. Nelze proto hovořit o periodickém signálu nicméně označujeme jej jako repetiční. Délka trvání jednotlivých vln, kmitů i intervalů mezi nimi souvisí s dobou trvání procesů, které reprezentují. Velikost vln závisí jak na místě, ze kterého je snímána, tak na aktuálním stavu myokardu. Velikost měřených napětí je převážnou dobou pod 1 mV, jen nejvyšší maxima tuto hodnotu obvykle překračují (v unipolárních hrudních svodech často i několikanásobně). Parametry normálního průběhu EKG jsou zřejmé z Obr. 2 [5].

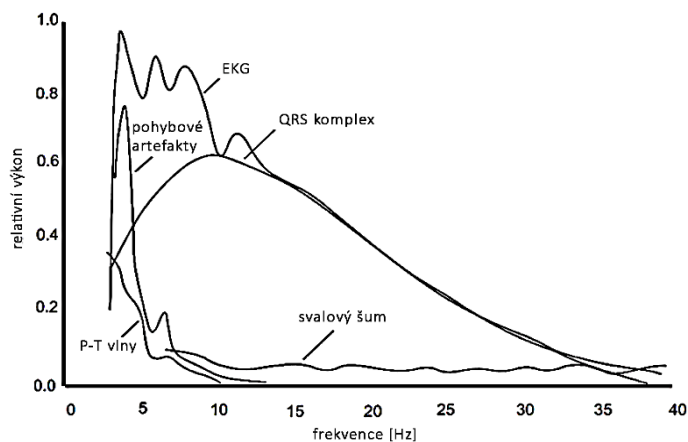


Obr. 2: Parametry signálu EKG a rozsah jejich normálních hodnot [5]

Frekvenční spektrum signálu je vyjádření rozložení amplitud a počátečních fází jednotlivých harmonických složek, ze kterých se signál skládá, v závislosti na frekvenci. Signál EKG je signálem repetičním, jehož průběh se opakuje, nicméně doby, po kterých se signál opakuje, se trochu liší, podobně jako tvar signálu. Pokud by byl signál EKG přesně periodický, měl by frekvenční spektrum čárové, jak lze určit rozkladem pomocí Fourierovy transformace. Jakmile se ale periodičnost částečně poruší, buď změnou průběhu, nebo délkou repetičí, projeví se tato skutečnost ve spektru rozšířením spektrálních čar. Protože stejnosměrná složka signálu EKG nenesou relevantní informaci, znamená to, že nejnižší užitečná harmonická složka signálu má frekvenci srdeční činnosti (je-li srdeční frekvence 60 tepů/min, pak základní harmonická složka má frekvenci 1 Hz). Dále se ve spektru vyskytují vyšší harmonické složky až do frekvence přibližně 120 Hz v případě signálu EKG dospělých a až 150 Hz, v případě signálu EKG dětí. Míra rozšíření spektrálních čar závisí na míře porušení periodičnosti signálu [5][6].

## 1.7 Spektrum EKG

Spektrum signálu dle Fourierovy transformace je signál rozložený na harmonické složky vyjádřený pomocí amplitudy a fáze. Tímto převodem z časové oblasti do oblasti frekvenční získáme zastoupení jednotlivých složek EKG signálu, díky čemuž můžeme signál snáze klasifikovat. K tomu nám slouží zpravidla výkonové spektrum signálu znázorněné na Obr. 3 [6].



**Obr. 3: Amplitudové spektrum signálu [6]**

V běžném EKG nepřekračuje frekvenční rozsah vln P a T hodnotu 10 Hz. Nejvyšších spektrálních hodnot nabývá QRS komplex s maximem mezi 10-20 Hz. Většina energie signálu je do 35-45 Hz [5][6].

## 1.8 Rušení signálu EKG

V praxi se často stává, že získaný elektrokardiogram je zatížen nežádoucím rušením (šumem). Prvním krokem počítačového zpracování EKG signálu musí být tedy odstranění tohoto šumu.

Parazitní signály, které negativně ovlivňují kvalitu záznamu signálu EKG lze dle frekvenčních vlastností rozdělit na *úzkopásmové* (pomalé kolísání (drift) základní izoelektrické linie, síťové rušení (50 Hz)) a *širokopásmové* (myopotenciály, rychlé změny izoelektrické linie, impulsní rušení). Pro zlepšení kvality signálů EKG, se často používají digitální filtry a adaptivní filtry s vhodnými parametry k odstranění nežádoucího šumu.

Pro odstranění šumu ze signálů EKG byly široce používány techniky založené na neuronových sítích (NN), adaptivním filtrování, vlnkové transformaci a empirickém režimu rozkladu (EMD). Bylo zjištěno, že při odstraňování šumu z nestacionárních signálů EKG jsou velmi účinné vlnkové transformace a metody založené na EMD [8].



## 2 ČASOVĚ-FREKVENČNÍ TRANSFORMACE

Časově-frekvenční analýza poskytuje informaci o změně frekvence v čase. Nalézt však přístup umožňující přesnou časovou lokalizaci dané části spektra při dostatečném časovém a frekvenčním rozlišení není tak jednoduché.

### 2.1 Krátkodobá Fourierova transformace

Mezi základní časově-frekvenční zobrazení patří spektrogram spočítaný pomocí krátkodobé Fourierovy transformace (STFT). Ten však nepřináší pro podrobnou analýzu dostatečné rozlišení kvůli omezení pevnou velikostí okna. Okno totiž omezuje svou délkou frekvenční spektrum odezvy. Je-li aplikována Fourierova transformace na celý signál, výsledkem bude perfektní frekvenční obraz, ale nebude možné lokalizovat časové závislosti. Bude-li použita STFT s velice krátkým oknem, bude výsledkem dokonalá lokalizace v čase, ale omezené spektrum. Je proto nutné volit kompromis.

Jelikož je EKG signál nestacionární, není použití samotné STFT moc vhodné a je nutné přistoupit k sofistikovanějším metodám detekce QRS komplexů jako jsou např. vlnkové transformace nebo Stockwellova transformace.

### 2.2 Vlnkové transformace

Vlnková transformace (WT) je dobře známý nástroj pro zpracování signálu, který rozkládá signál na různé časově-frekvenční úrovně. Rozložením signálu na jinou časově-frekvenční úroveň lze získat důležité informace. Ačkoli Fourierova transformace poskytuje spektrální informace o signálu, není vhodná pro zpracování nestacionárního signálu (např. EKG signál). Na rozdíl od Fourierovy transformace vlnková transformace rozkládá signál do různých časově-frekvenčních úrovní, díky čemuž je efektivní při zpracování nestacionárních signálů. WT je řízena dvěma parametry, konkrétně parametrem  $a$  (měřítko), které udává roztažení vlnky a translační parametr  $b$ . Parametr  $a$  souvisí s lokalizací frekvence a translační parametr  $b$  slouží pro lokalizaci v čase. WT lze rozdělit do dvou kategorií, kontinuální vlnková transformace (CWT) a diskrétní vlnková transformace (DWT) [8].

Spojité vlnkové transformace (CWT) je integrální transformace sloužící k časově-frekvenčnímu popisu signálu.

Je definována rovnicí

$$CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left( \frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (1)$$

kde  $\psi(t)$  je mateřská vlnka,  $a$  je měřítko (dilatace vlnky), každému měřítku odpovídá jiný frekvenční rozsah,  $b$  značí časový posun vlnky a symbol  $*$  označuje komplexně sdruženou funkci. Mateřská vlnka je krátkodobé kmitání s nulovou střední hodnotou. Volbou vhodné vlnky a měřítka lze vytvořit velmi účinný detektor QRS komplexů, který je relativně robustní vůči hlavním typům rušení [8].

U diskrétní vlnkové transformace (DWT) jsou parametry měřítka a translační parametry diskretizovány dyadickou základnou. Výsledkem je, že frekvenční rovina je rozložena na dyadickou šířku pásma s exponenciálním růstem rozlišení [8]. DWT je matematicky definována jako

$$DWT(a, b) = p(j, l) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} x(n) \psi_{j,l}(n), \quad (2)$$

kde  $a = 2^j$  a  $b = 2^{j,l}$ .

$$\psi_{j,l}(n) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi_{j,l}(2^{-j}n - l). \quad (3)$$

Diskrétní vlnková transformace je většinou vybrána pro praktickou aplikaci k přesné rekonstrukci signálu díky své nízké výpočetní složitosti. Výběr konkrétní banky filtrů, která úzce odpovídá morfologii signálu, je nejdůležitějším faktorem pro rozklad signálu. Ve fázi předzpracování je šum eliminován rozkladem na frekvenční pásma; neinformativní frekvenční komponenty s multiresoluční vlnkovou transformací pomocí vybrané banky filtrů pro posílení důležité morfologie komplexu QRS signálů EKG. V signálu jsou zdůrazněny důležité složky využitím pouze zajímavých frekvenčních pásem, pro komplexy QRS se tedy jedná o pásmo 5 – 22,5 Hz, tedy frekvenční pásma 4 a 5 při vzorkovací frekvenci 360 Hz a pásmo 7 – 30 Hz, opět frekvenční pásma 4 a 5 při vzorkovací frekvenci 500 Hz [8][9].

## 2.3 Stockwellova transformace

S-Transformace (ST) byla navržena v roce 1996 R. G. Stockwellem. Poskytuje rozlišení závislé na frekvenci při zachování přímého vztahu s Fourierovým spektrem. ST souvisí s dvěma frekvenčně pokročilými nástroji pro zpracování signálu, krátkodobé Fourierovy transformace (STFT) a vlnkové transformace (WT). Tato transformace

poskytuje dobré časové a frekvenční rozlišení. Kromě toho umožňuje přistupovat k jakékoli frekvenční složce v časově-frekvenční oblasti [11].

Standardní ST časově proměnného signálu  $x(t)$  je dána vztahem

$$S(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \omega(t - \tau) e^{-i2\pi f t} dt, \quad (4)$$

kde  $\omega(t)$  je časové okno se středem v  $t = 0$  a používá se k extrahování segmentu z  $x(t)$ . S-Transformace může být nalezena definováním konkrétní funkce okna  $\omega(t)$ , které má Gaussovský charakter

$$\omega(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}}, \quad (5)$$

kde  $\sigma$  charakterizuje šířku gaussovského okna. Gaussovo okno bylo vybráno, protože je nejkompaktnější v čase a frekvenci. ST souvisí s Gaborovou transformací, což je STFT s Gaussovým oknem, ale na rozdíl od této transformace má ST délku okna závislou na frekvenci

$$\sigma(f) = \frac{1}{|f|}, \quad (6)$$

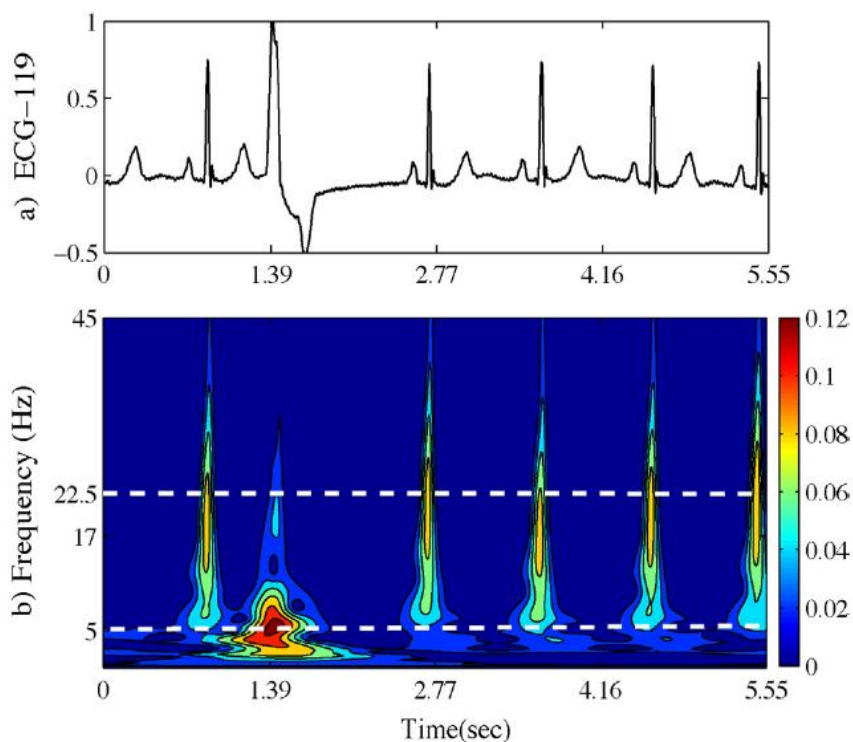
z rovnice (5) dostáváme

$$\omega(t - \tau) = \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(t-\tau)^2 f^2}{2}}, \quad (7)$$

Funkce S-transformace je pak přeformulována jako

$$S(\tau, f) = \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-\frac{(t-\tau)^2 f^2}{2}} e^{-i2\pi f t} dt, \quad (8)$$

kde  $\tau$  a  $f$  označují čas spektrální lokalizace a Fourierovy frekvence. Šířka okna  $\sigma$  se mění inverzně s frekvencí, takže S-Transformace se provádí na multirezoluční analýze signálu. V každém okamžiku  $t_o$  je jednorozměrná funkce frekvenční proměnné  $f$  lokálním spektrem  $S(t_o, f)$ . Jednorozměrná funkce časové proměnné  $\tau$  a pevné frekvence  $f_o$  definované  $S(\tau, f_o)$  [11].



**Obr. 4: a) Originální signál, b) Spektrogram signálu [11]**

ST vrací amplitudovou odezvu pro všechny frekvence, jejím výstupem je matice  $N \times M$  nazývaná ST matice, kde řádky reprezentují čas a sloupce frekvence. Amplituda znamená totéž jako amplituda Fourierovy transformace. Grafické zobrazení se nazývá spektrogram na Obr. 4b. Barevná stupnice ukazuje vztah mezi amplitudou spektrogramu a barvou.

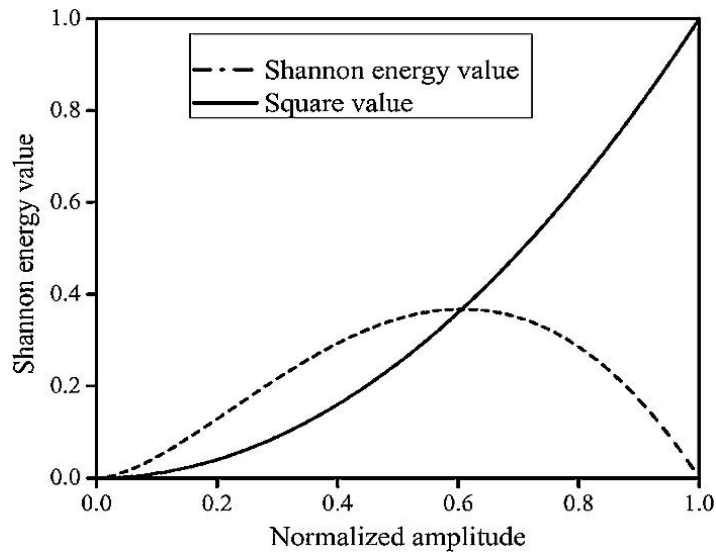
## 2.4 Shannonova energie

Transformace signálu umocněním je široce používána v různých vědeckých publikacích. Avšak vzhledem k tomu, že umocnění dává exponenciální odezvu na komponenty s vysokými extrémy, vzniká problém s detekcí komplexů s nižšími extrémy. V této práci se používá výpočet Shannonovy energie, vzhledem k výhodám, které má před umocňováním na druhou. Shannonova energie zdůrazňuje hlavně složky střední intenzity, které poskytují lepší detekční hodnoty, zatímco velmi nízké i velmi vysoké složky utlumuje. Průběh Shannonovy energie bývá někdy pro detekci vrcholů vhodnější než průběh energie, která byla získána umocněním signálu. Porovnání těchto dvou transformací je na Obr. 5 [8].

Výpočet Shannonovy energie  $SSE$  pro každý vzorek  $j$  je popsán rovnicí

$$SSE(j) = - \sum_{n=n_0}^{n_1} [S(j, n)]^2 \log[S(j, n)]^2, \quad (9)$$

kde  $n_0$  a  $n_1$  odpovídají  $f_0 = 5$  Hz a  $f_1 = 22,5$  Hz a označují rozsah úseku frekvencí, ze kterého bude  $SSE$  vypočtena.



**Obr. 5: Porovnání energetických hodnot Shannonovy transformace a kvadratické transformace. [8]**

## 2.5 Hilbertova transformace

Hilbertova transformace je jednou z oblíbených transformací pro analýzu okamžité amplitudy a frekvence signálu. Matematické vyjádření Hilbertovy transformace signálu  $x(t)$  je uvedeno v rovnici

$$\hat{X}(t) = H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau, \quad (10)$$

kde  $x(t)$  je analyzovaný signál a  $t$  je čas.

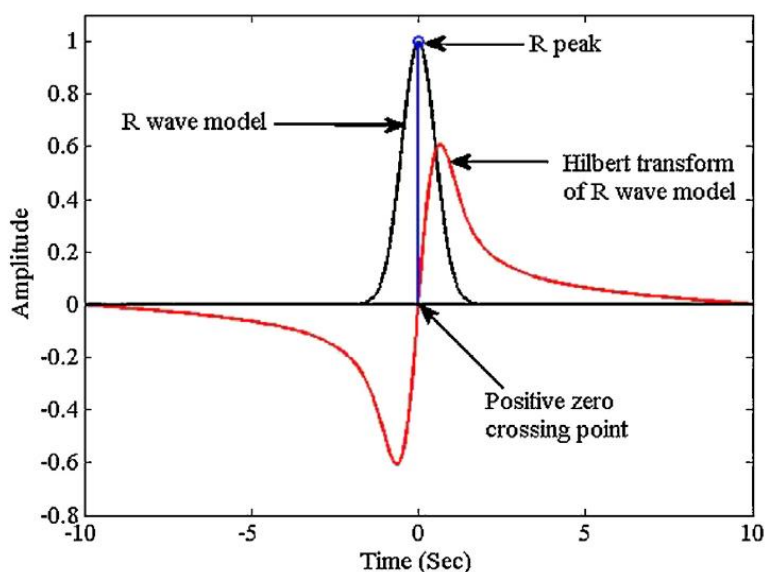
Z výše uvedeného výrazu vyplývá, že Hilbertovu transformaci signálu lze získat provedením konvoluce mezi signálem a  $1/(\pi t)$ . Ve frekvenční oblasti je matematický výraz Hilbertovy transformace definován jako

$$\hat{X}(f) = F \left[ \frac{1}{\pi t} \right] F[x(t)] = -j \operatorname{sgn}(f) X(f), \quad (11)$$

$$\hat{X}(f) = IFT[X(f)] \text{ kde } \hat{X}(f) = jX(f) \text{ } f < 0, -jX(f) \text{ } f > 0, \quad (12)$$

kde  $X(f)$  je Fourierova transformace signálu  $x(t)$  a IFT znamená inverzní Fourierovu transformaci.

Na ukázkou, jak je Hilbertova transformace aplikována pro detekci komplexu QRS, byla vybrána modelová R vlna simulovaná gaussovskou funkcí, protože její tvar je nejvíce podobný R-vlně v EKG. Aplikace Hilbertovy transformace je popsána na Obr. 6.



**Obr. 6: Princip detekce R-píky pomocí Hilbertovy transformace [8]**

Z obrázku je patrné, že v místě výskytu píky v originálním signálu Hilbertova transformace vytváří průchod nulou v kladném směru. Nalezením těchto bodů je možné správně detekovat R-píky. Touto technikou můžeme předejít požadavkům na jakékoli prahové hodnoty amplitudy pro detekci R-píky [8].

### 3 NÁVRH A REALIZACE METODY

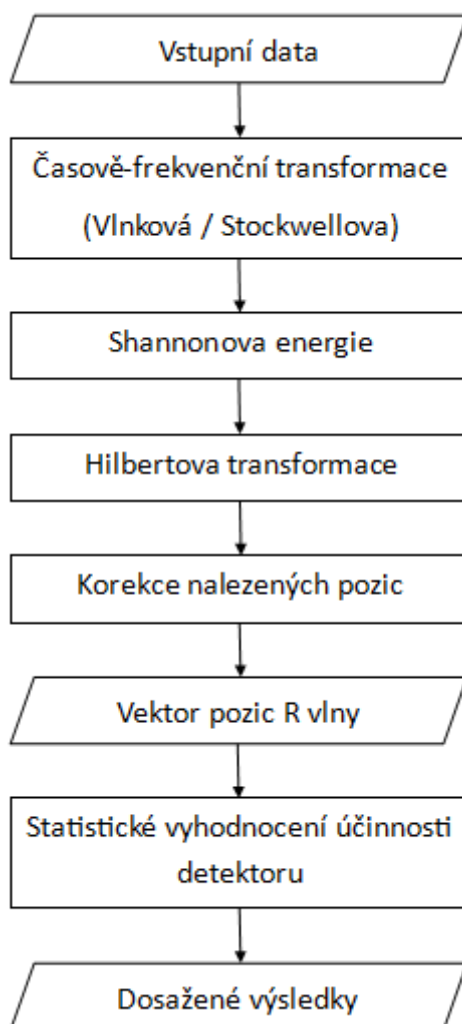
Na téma detekce QRS komplexů v EKG signálu bylo publikováno velké množství odborných článků. Metody založené na časově-frekvenčních transformacích dosahují velmi dobrých výsledků. Navržená metoda vychází zejména z článku, publikovaném v roce 2017, jehož autory jsou M. Rakshit a S. Das [8].

Pro databázi CSE v článku Trahanias [13] autor detekuje QRS komplexy (1492) aplikací jednoduchého morfologického operátoru. Tento operátor pracuje jako „*extraktor vrchol-údolí*“ a je řízen tvarem strukturujícího prvku. Výsledkem tohoto přístupu byla senzitivita 99,38% a pozitivní prediktivita 99,48%. V práci Mehta [14], autor detekuje QRS komplexy (1488) s využitím metody založené na entropii. Výsledkem tohoto přístupu byla senzitivita 99,93% a pozitivní prediktivita 99,13%. V článku Chouhan [16] autor detekuje QRS komplexy (17988) pomocí adaptivního kvantizovaného prahu. Výsledkem tohoto přístupu byla senzitivita 98,56% a pozitivní prediktivita 99,18%. V článku Vítek [17] autor detekuje QRS komplexy metodou založenou na vlnkové transformaci. Autor uvádí pouze senzitivitu 99,16%.

U databáze MIT je přístup k detekci založený na vlnkové transformaci uveden v článku Yochum [18]. Autor po provedení vlnkové transformace dále využívá Hilbertovu transformaci a následné prahování. Výsledkem tohoto přístupu byla senzitivita 99,85% a pozitivní prediktivita 99,48% (109491). V publikaci Sahoo [9] autor při detekci postupuje stejným způsobem jako v předešlém případě, jen poslední fáze je upravená na adaptivní prahování. Výsledkem tohoto přístupu byla senzitivita 99,71% a pozitivní prediktivita 99,72%. Autor však do výsledné účinnosti detektoru započítal pouze výsledky z poloviny signálů oproti předchozímu (44329). V článku Rakshit [8] je uveden postup, který byl částečně použit při návrhu detektoru v této práci. Autor po provedení vlnkové transformace provádí výpočet Shannonovi transformace, následně Hilbertovi transformace a hledá R-píky v místech průchodu nulou. Autor dosáhl velice slušných výsledků u senzitivity 99,93% a u pozitivní prediktivity 99,91% (109 410). Podobným způsobem k detekci přistoupil Madeiro [19] s výsledkem senzitivity 99,15% a pozitivní prediktivity 99,18% (109 495). Posledním z autorů pro porovnání detektoru založeným na vlnkové transformaci je Martinez [20] s výsledkem senzitivity 99,80% a pozitivní prediktivity 99,86% (109 428). Druhou použitou metodou detekce je S-transformace. Jde o novou metodu, která doposud nebyla moc publikována a využívána pro detekce QRS komplexů. Jedná se však o metodu s velice robustním přístupem s uspokojivými výsledky detekce. Zidelmal [11] uvádí postup detekce QRS komplexů tak, že aplikuje S-transformaci na EKG signál, poté vypočítá Shannonovu energii SSE a na závěr provádí detekci komplexů s využitím prahování. Tímto způsobem dosáhl uspokojivých hodnot senzitivity 99,84 % a pozitivní prediktivity 99,91 % (108 494). Druhým autorem, který

se zabýval detekcí QRS komplexů podobným způsobem je Biswal [12], který nejprve provedl mediánovou filtraci vstupního signálu, poté aplikoval S-transformaci a následně lokalizoval R-píky. Takto dosáhl podobných hodnot sensitivity 99,91 % a pozitivní prediktivity 99,91 % (108 494) jako autor v předchozím případě. Oba ze zmíněných autorů testovali detektory na databázi arytmií MIT-BIH.

Metoda pro detekci QRS komplexu je založena na časově-frekvenční transformaci a je realizována v prostředí Matlab. Vstupem je EKG záznam a jeho vzorkovací frekvence. Při realizaci metody byla použita data z databází CSE-MO1 se vzorkovací frekvencí 500 Hz a MIT-BIH o vzorkovací frekvenci 360 Hz. Schéma metody je na Obr. 7.

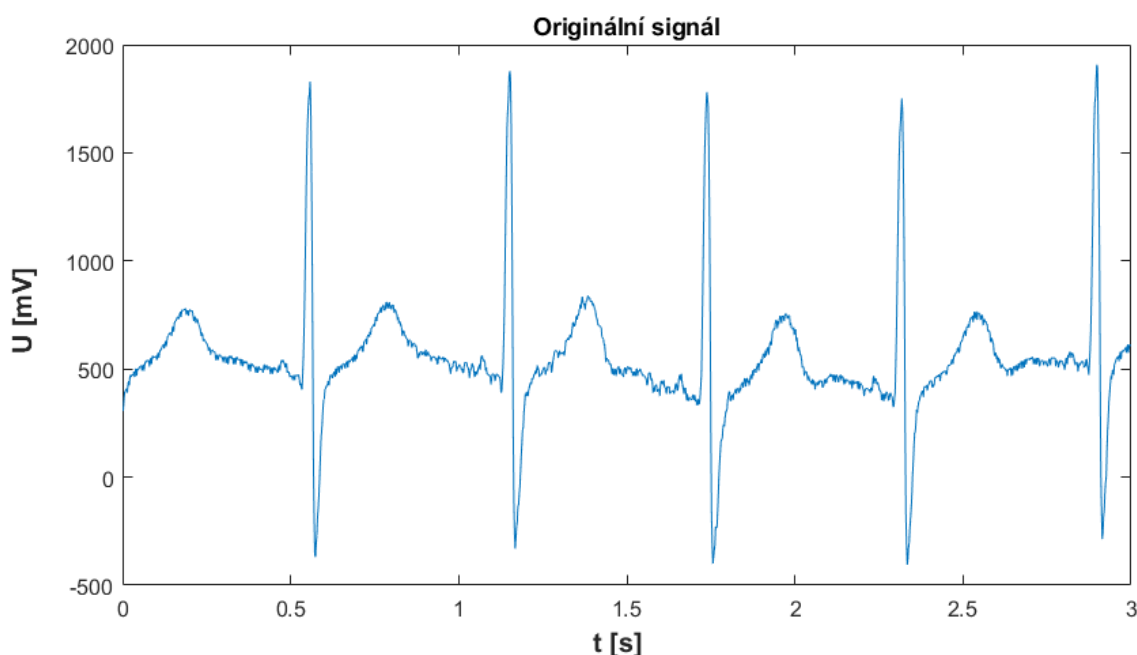


**Obr. 7: Blokové schéma navržené metody**



Z načtených EKG signálů jsou použita data ze všech dostupných svodů. Na signálu z jednotlivých svodů je provedena vybraná časově-frekvenční transformace, která umožní použít pouze frekvenčně užitečnou část signálu, čímž jsou potlačeny nežádoucí složky signálu, jako je např. síťový brum nebo kolísání nulové izoliny. V navržené metodě byly realizovány dvě časově-frekvenční transformace – vlnková a Stockwellova. Časově-frekvenční transformaci lze vybrat před spuštěním zpracování EKG signálu. Po provedení časově-frekvenční transformace následuje výpočet Shannonovy energie pro zvýraznění píků v signálu. Dalším krokem je Hilbertova transformace, ve které jsou následně nalezeny průchody nulou v kladném směru. Následuje korekce nalezených pozic QRS komplexů pro zvýšení účinnosti detektoru. Na závěr probíhá statistické vyhodnocení účinnosti detektoru, kde jsou nalezené pozice QRS komplexů porovnány s referenčními daty.

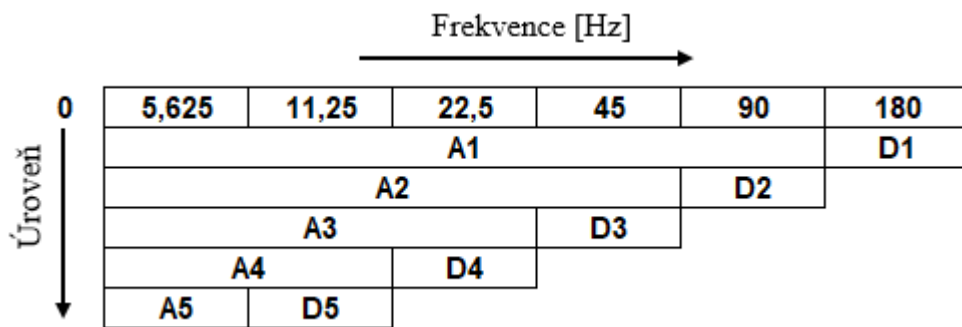
V kapitolách 3.1 a 3.2 jsou pro znázornění jednotlivých kroků metody použity první tři sekundy prvního svodu ze signálu MO1\_003\_03.mat z databáze CSE ze skupiny třísvodových záznamů. Originální signál je na Obr. 8.



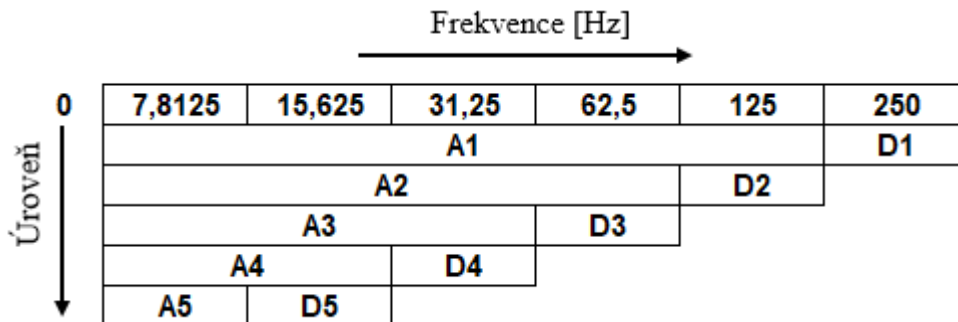
**Obr. 8: Originální signál; databáze CSE, snímek MO1\_003\_03.mat, první tři sekundy záznamu**

### 3.1 Vlnková transformace

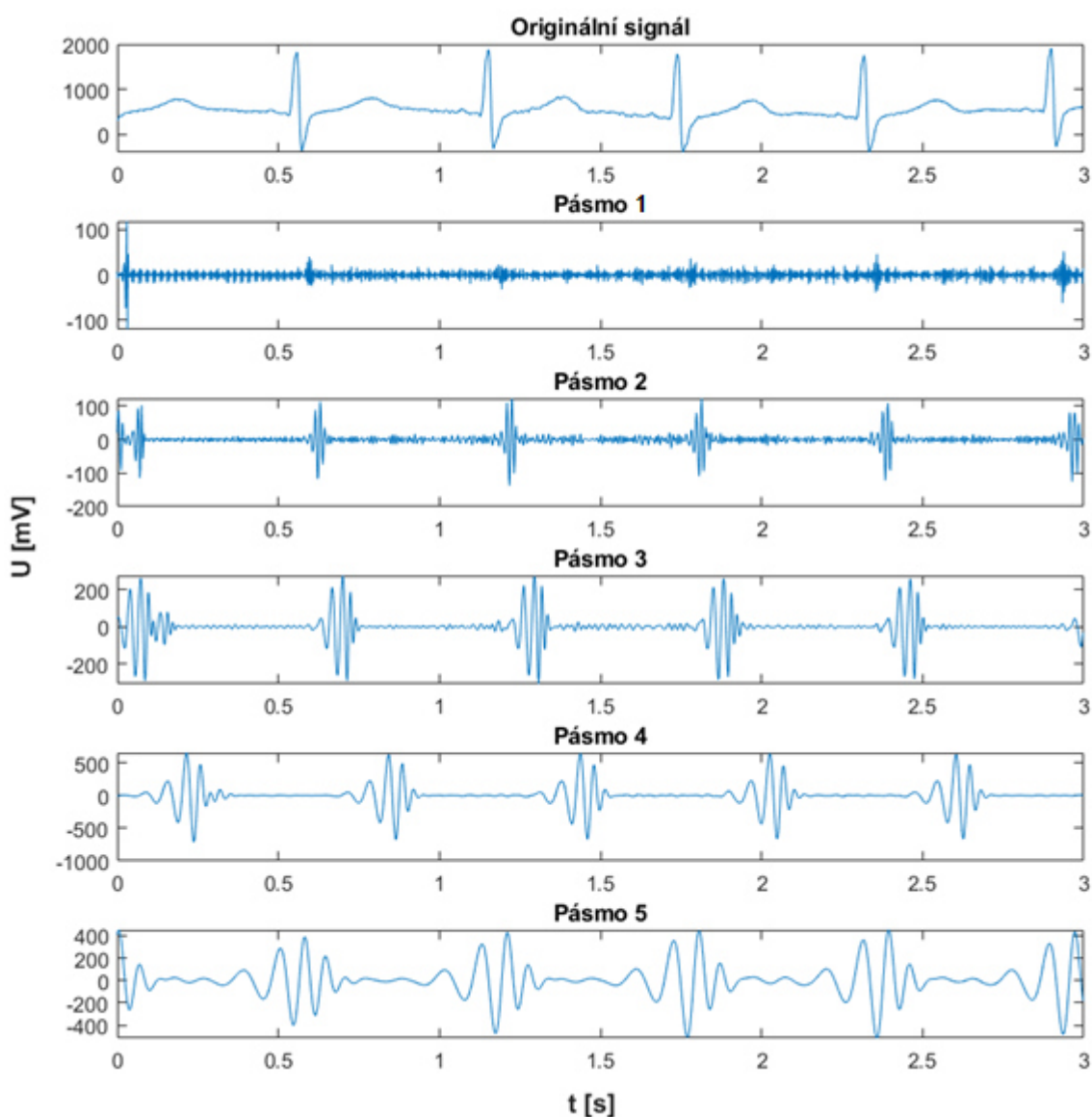
Při provedení vlnkové transformace je signál rozložen do pěti úrovní. V MIT-BIH databázi arytmií jsou signály EKG vzorkovány vzorkovací frekvencí 360 vzorků za sekundu. Takže podle Nyquistova pravidla ( $f_s \geq 2f_m$ , kde  $f_s$  je vzorkovací frekvence a  $f_m$  je nejvyšší frekvence signálu) budou kmitočtové složky signálu EKG v rozsahu 0 – 180 Hz. Grafické znázornění frekvenčního rozsahu každé úrovně rozkladu je na Obr. 9. Využity jsou pásma 4 a 5, jelikož obsahují zajímavé frekvence QRS komplexu, tedy 5 – 22,5 Hz. Analogicky postupujeme i pro databázi CSE, kde jsou EKG signály navzorkovány s frekvencí 500 Hz, viz Obr. 10. Samotný rozklad signálu vyobrazuje Obr. 11[8].



Obr. 9: DWT dekompozice EKG signálu s vzorkovací frekvencí 360 Hz

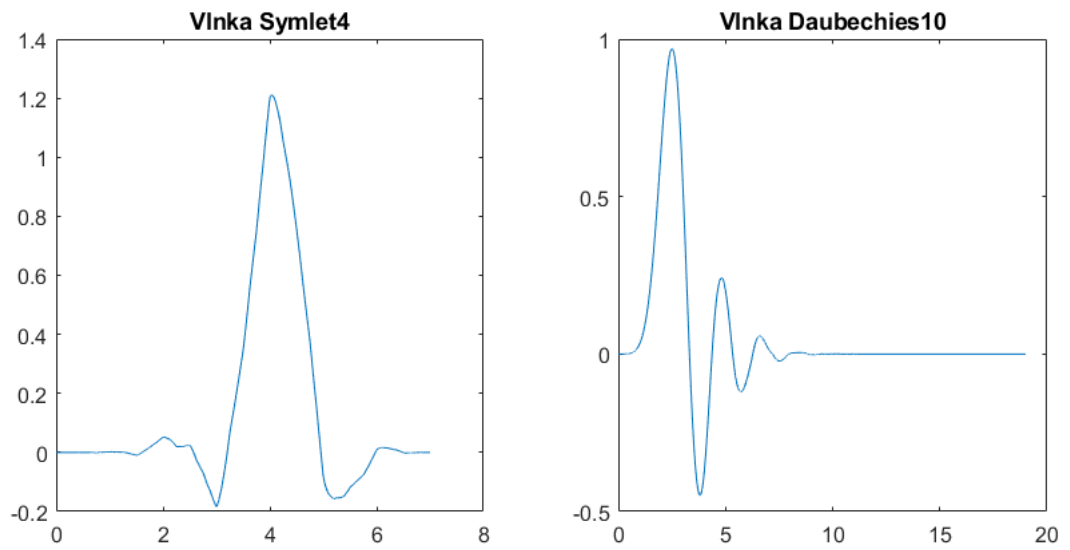


Obr. 10: DWT dekompozice EKG signálu s vzorkovací frekvencí 500 Hz

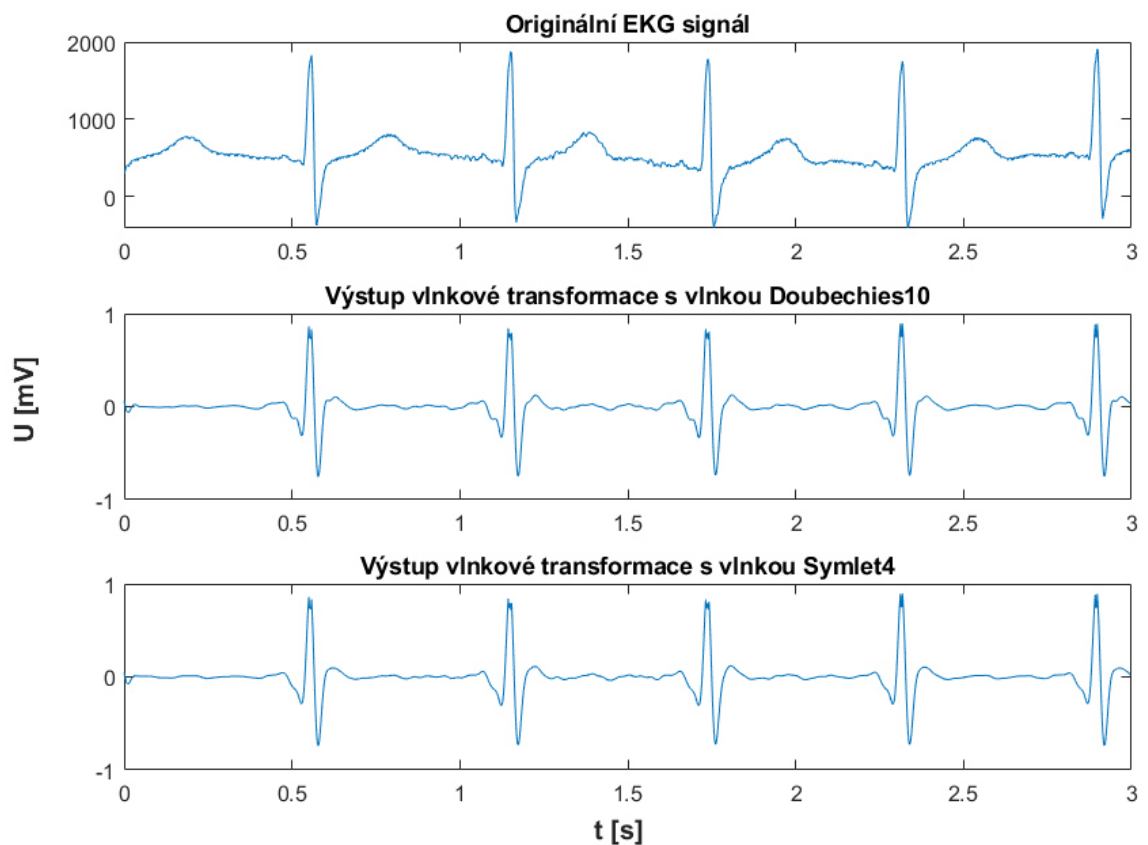


**Obr. 11: Signál rozložený do jednotlivých pásem, snímek MO1\_003\_03.mat, první tři sekundy záznamu**

Výběr vhodné banky filtrů je klíčový pro účinnost algoritmu ke zpracování signálu. Při výběru banky filtrů je zohledněna podobnost tvaru vlnky s charakteristickými úseky signálu. Existuje několik typů bank filtrů, například Haar, Daubechies, Symlet, Meyer, Morlet, Mexican Hat a další [8]. Pro realizaci vlnkové transformace byly dosaženy nejlepší výsledky při použití bank filtrů typu Daubechies10 a Symlet4. Srovnání tvaru vlnky Symlet4 a Daubechies10 je na Obr. 12. Po realizaci vlnkové transformace je výsledný signál normalizován. Výstupní signál po provedení vlnkové transformace je na Obr. 13.

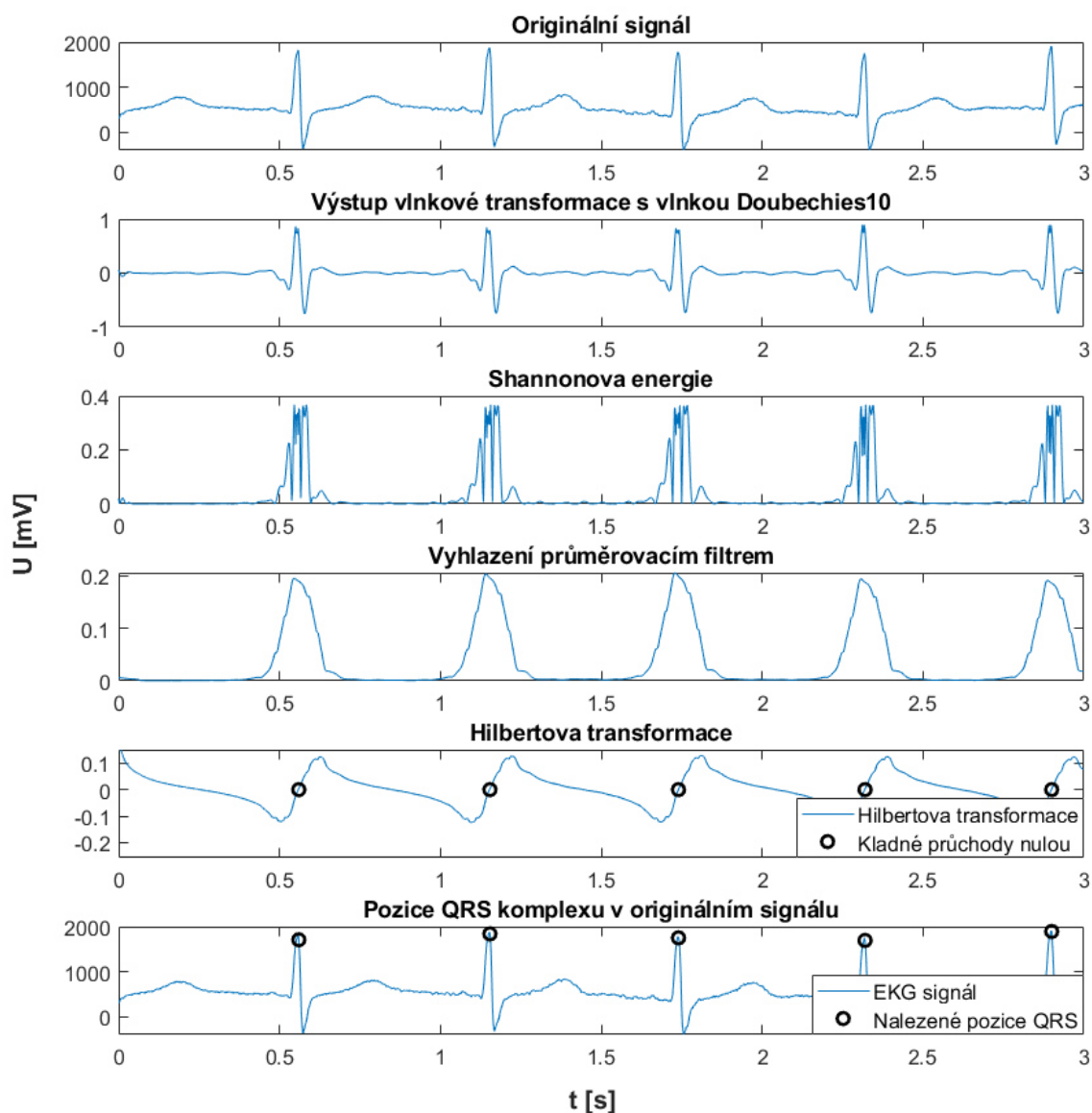


**Obr. 12: Srovnání tvaru vlnek Symlet4 a Daubechies10**



**Obr. 13: Signál po provedení vlnkové transformace, snímek MO1\_003\_03.mat, první tři sekundy záznamu**

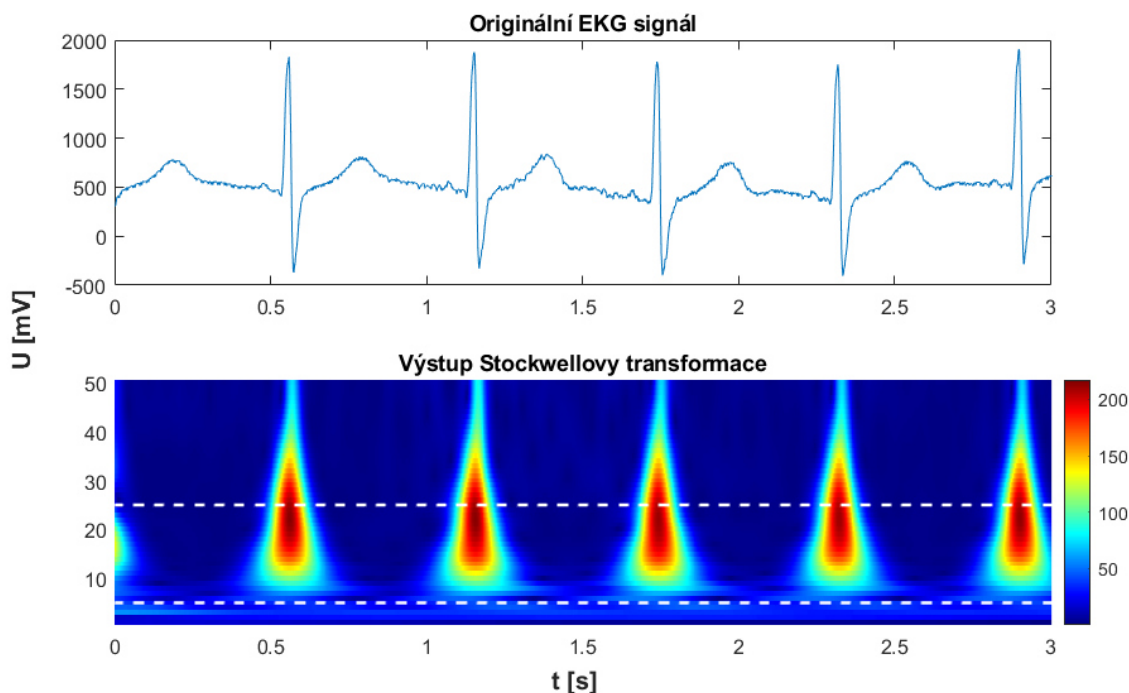
Následně je stanovena Shannonova energie a výsledný signál je vyhlazen průměrovacím filtrem, délka okna byla stanovena dle článku [8]. Délka okna vychází z doby trvání QRS komplexu, což je přibližně 100ms, a liší se tedy dle vzorkovací frekvence ( $100 \times 10^{-3} \times \text{fvz}$ ). Dále je provedena Hilbertova transformace, ve které jsou nalezeny průchody nulou v kladném směru a tyto pozice jsou označeny jako QRS komplexy a zaneseny do originálního signálu, jak je vidět na Obr. 14.



**Obr. 14: Shannonova energie vlnkové transformace, Hillbertova transformace, nalezení pozic QRS komplexu v originálním signálu, snímek MO1\_003\_03.mat, první tři sekundy záznamu**

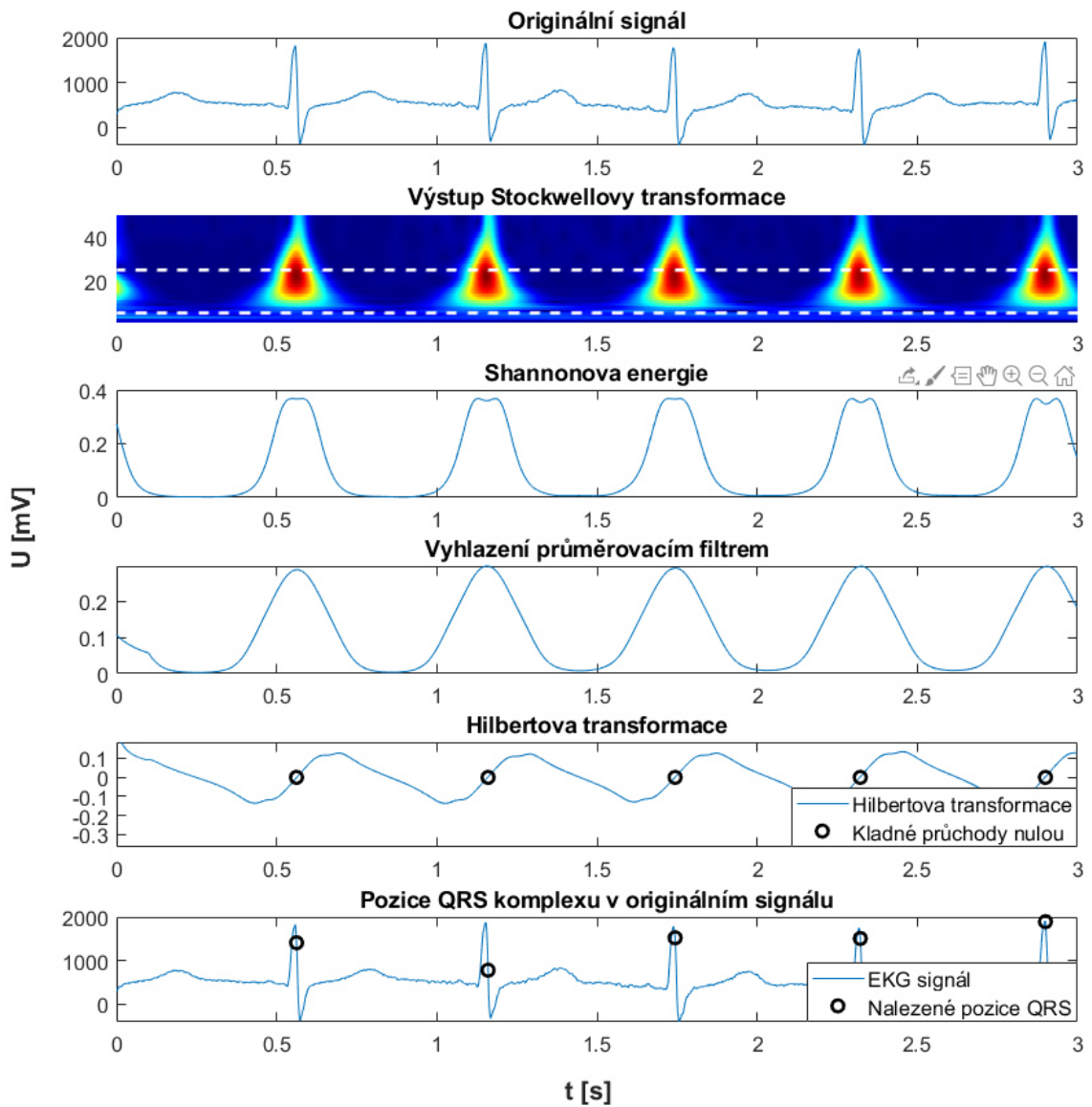
## 3.2 Stockwellova transformace

Výstupem Stockwellovy transformace je amplitudová odezva pro všechny zvolené frekvence, rozsah frekvencí je zvolen 5 – 25 Hz [11]. Výstupem je ST matice, kde řádky reprezentují čas a sloupce frekvence. Spektrogram analyzovaného signálu je znázorněn na Obr. 15.



**Obr. 15: Signál po provedení Stockwellovy transformace, snímek MO1\_003\_03.mat, první tři sekundy záznamu**

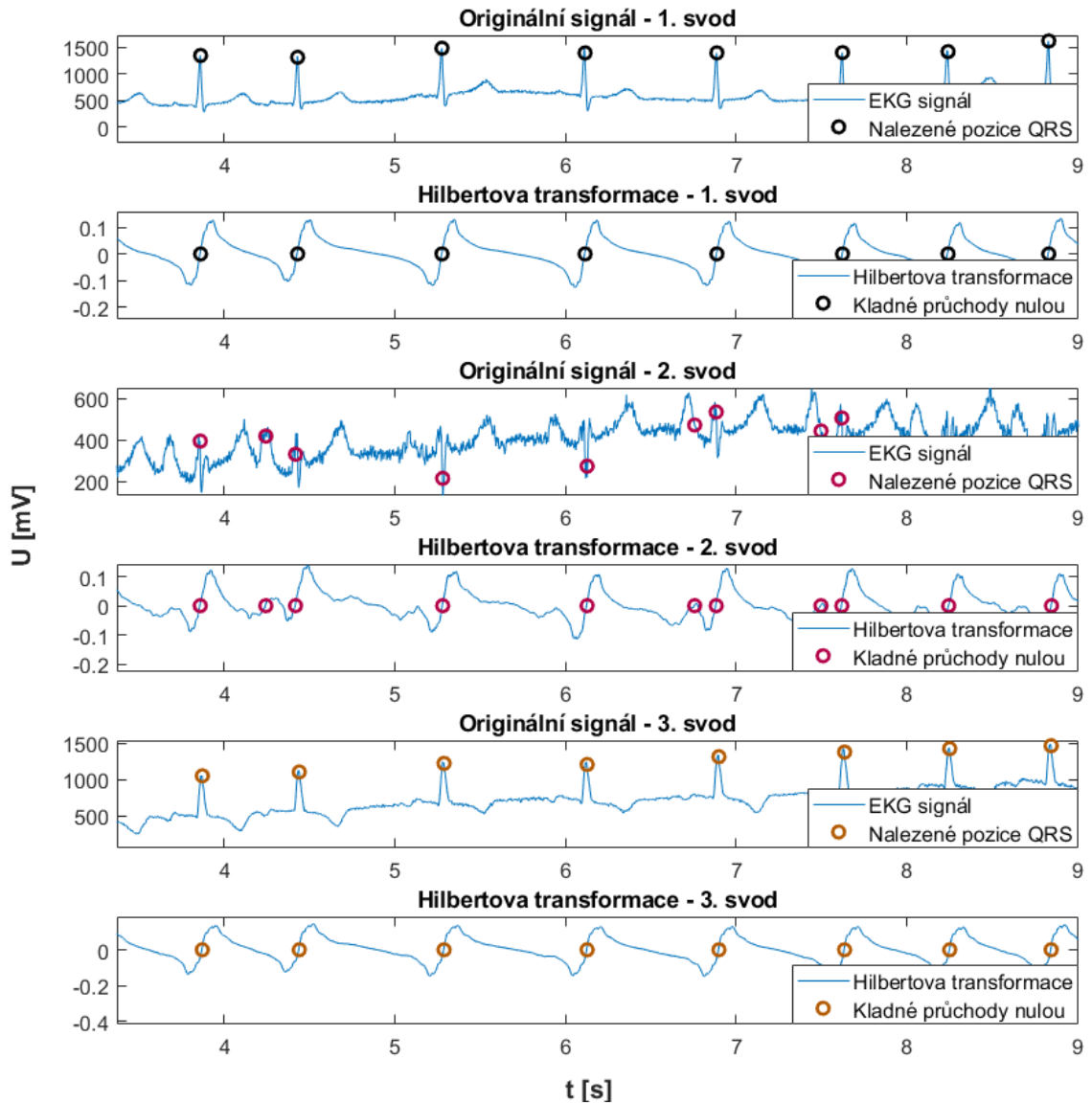
Stejně jako u vlnkové transformace je stanovena Shannonova energie a výsledný signál je vyhlazen průměrovacím filtrem. Poté je provedena Hilbertova transformace a kladné průchody nulou jsou označeny jako QRS komplexy. Výstupy jsou na Obr. 16.



**Obr. 16: Shannonova energie Stockwellovy transformace, Hilbertova transformace, nalezení pozic QRS komplexu v originálním signálu, snímek MO1\_003\_03.mat, první tři sekundy záznamu**

### 3.3 Korekce nalezených pozic

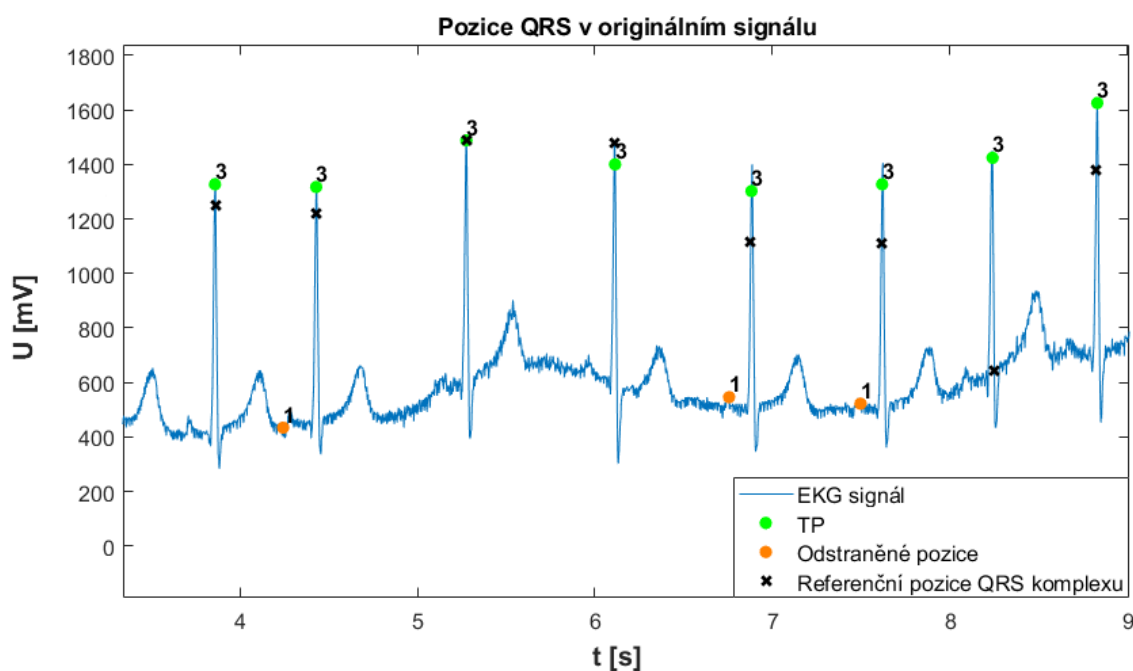
Po nalezení pozic v Hilbertově transformaci probíhá řada korekcí. Nalezené pozice obsahují údaje ze všech dostupných svodů daného signálu, jak je vidět na Obr. 17. Chybné detekce jsou v místech, kde Hilbertova transformace prochází nulou v kladném směru na jednom nebo více svodech, ačkoliv se nejedná o QRS komplex.



Obr. 17: Nalezené pozice v jednotlivých svodech signálu, snímek MO1\_032\_03.mat (CSE3), vlnková transformace daubechies10

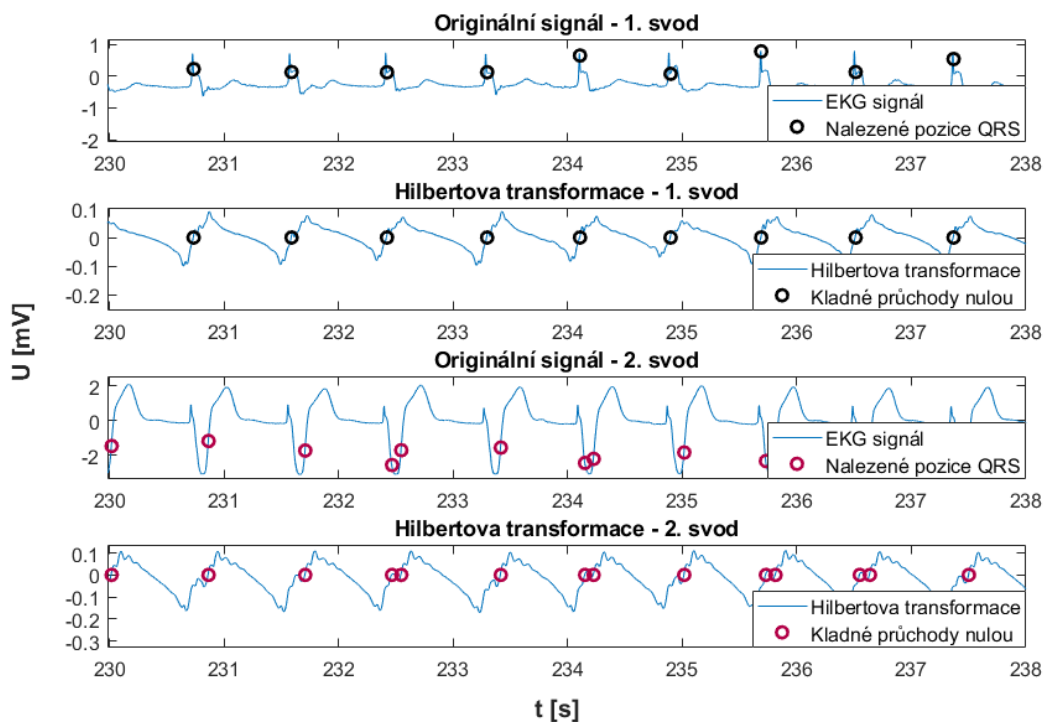


Nejprve jsou hledány pozice, které byly nalezeny ve více svodech daného signálu. Každé nalezené pozici je přidělena váha dle počtu svodů, v jakých byla nalezena. Pozice, které byly nalezeny na méně, než polovině svodů jsou vyřazeny. Příklad nalezených pozic z jednotlivých svodů signálu je na Obr. 17. Váhy pro nalezené pozice jsou vyobrazeny u nalezených a odstraněných pozic na Obr. 18.

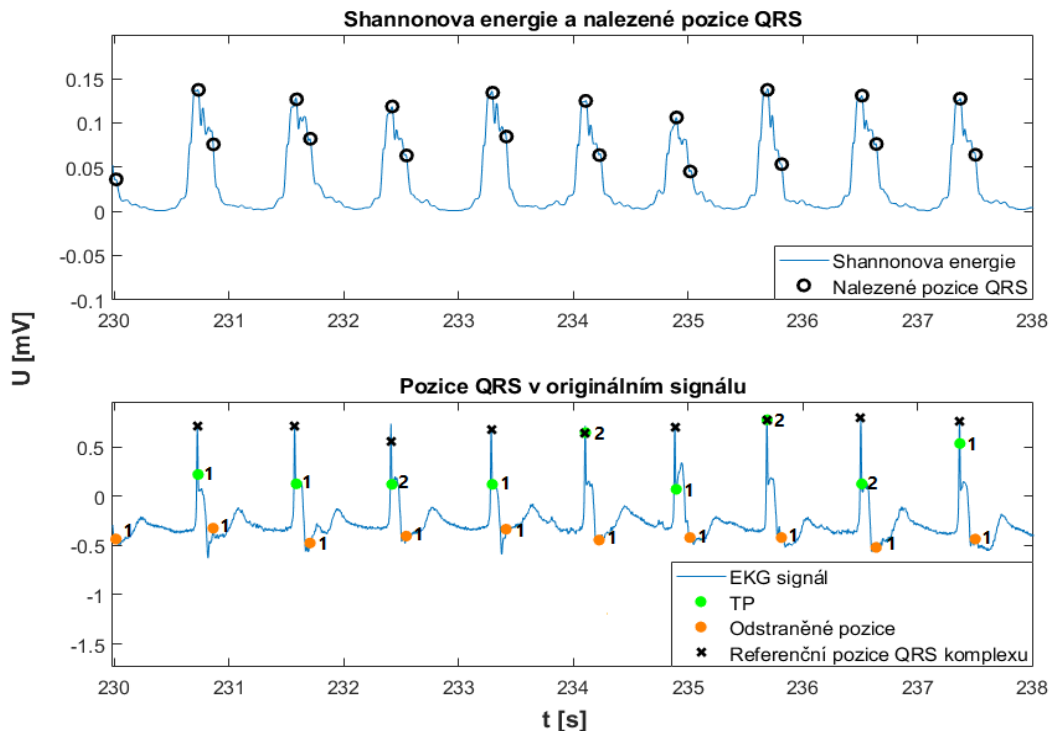


**Obr. 18: Odstraněné pozice na základě vah, čísla zobrazují váhy pro nalezené pozice, signál MO1\_032\_03.mat (CSE3), vlnková transformace daubechies10**

Následně jsou zjišťovány vzdálenosti mezi jednotlivými komplexy QRS, minimální vzdálenost dvou sousedních QRS komplexů vychází z refrakterní doby srdce, hranice minimální vzdálenosti dvou QRS komplexů byla stanovena na 200 ms [11]. Pokud jsou nalezeny dva sousední QRS komplexy s menší vzdáleností, je porovnána váha každé z pozic a ponechána je pozice s větší vahou. Pokud mají obě pozice stejnou váhu, je ponechána pozice s vyšší Shannonovou energií. Na Obr. 19 je vidět část signálu 102.mat z databáze MIT. Je zde pro každý svod zobrazen originální signál, Hilbertova transformace a nalezené pozice QRS. Na Obr. 20 jsou v originálním signálu zaznačeny váhy nalezených pozic. Z obrázku je patrné, že zachycuje oba výše zmíněné případy výběru pozice, tedy tam, kde je vybíráno z pozic se stejnou vahou, je bod zvolen na základě vyšší Shannonovy energie, která je na Obr. 20 také znázorněna, v opačném případě je vybráno dle vyšší váhy.

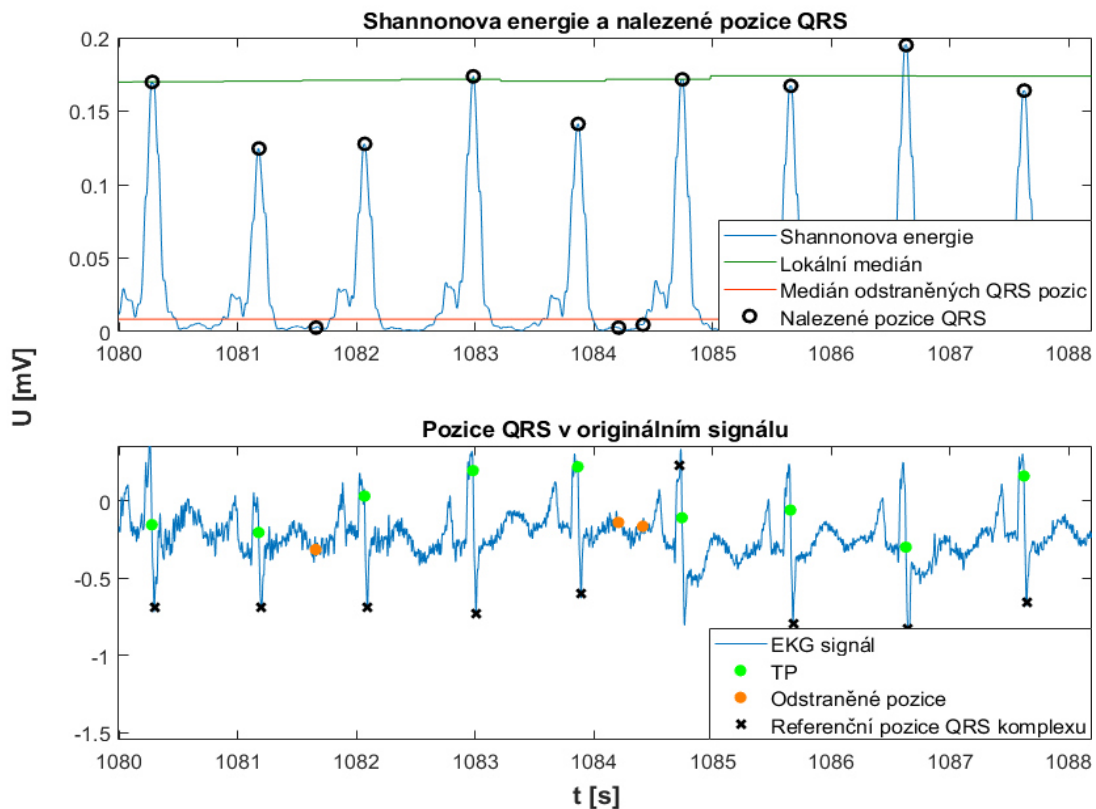


Obr. 19: Nalezené pozice v jednotlivých svodech signálu, signál 102.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10



Obr. 20: Odstraněné pozice na základě minimální vzdálenosti dvou QRS komplexů, čísla zobrazují váhy pro nalezené pozice, signál 102.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10

Na závěr je provedena další korekce, která vychází z porovnání amplitudy u detekovaných a vyřazených QRS komplexů. Je zde využívána hodnota Shannonovy energie, jelikož v jednotlivých svodech se může Shannonova energie velmi lišit, jsou zde využity hodnoty pouze z prvního svodu signálu EKG. Nejprve je vypočten medián amplitud Shannonovy energie u vyřazených pozic. Následně jsou postupně procházeny nalezené pozice QRS komplexů. Pro každou nalezenou pozici je stanovena Shannonova energie, která je porovnána s hodnotou mediánu nalezených QRS komplexů v okně o maximální délce 30 s, tedy předchozích a následujících 15 s od zkoumané pozice. Pokud je daná pozice blíže než 15 s k začátku nebo konci signálu, je použit pouze dostupný časový úsek. Z toho vyplývá, že signály z databáze CSE, které mají délku 10 s, jsou použity celé. Pro CSE databázi je tedy hodnota mediánu v rámci daného signálu stejná. V databázi MIT se hodnota přizpůsobuje dle okolí každé zkoumané pozice. V případě, že je daný QRS komplex blíže k hodnotě vyřazených pozic než k extrémům QRS komplexů, je daná pozice také vyřazena. V daném okně je zjišťován i medián vzdáleností sousedních QRS komplexů, nevyřazujeme pozice, pokud by došlo k časové prodlevě mezi QRS komplexy vyšší než tato hodnota. Ukázka vyřazených komplexů na základě této korekce je na Obr. 21.



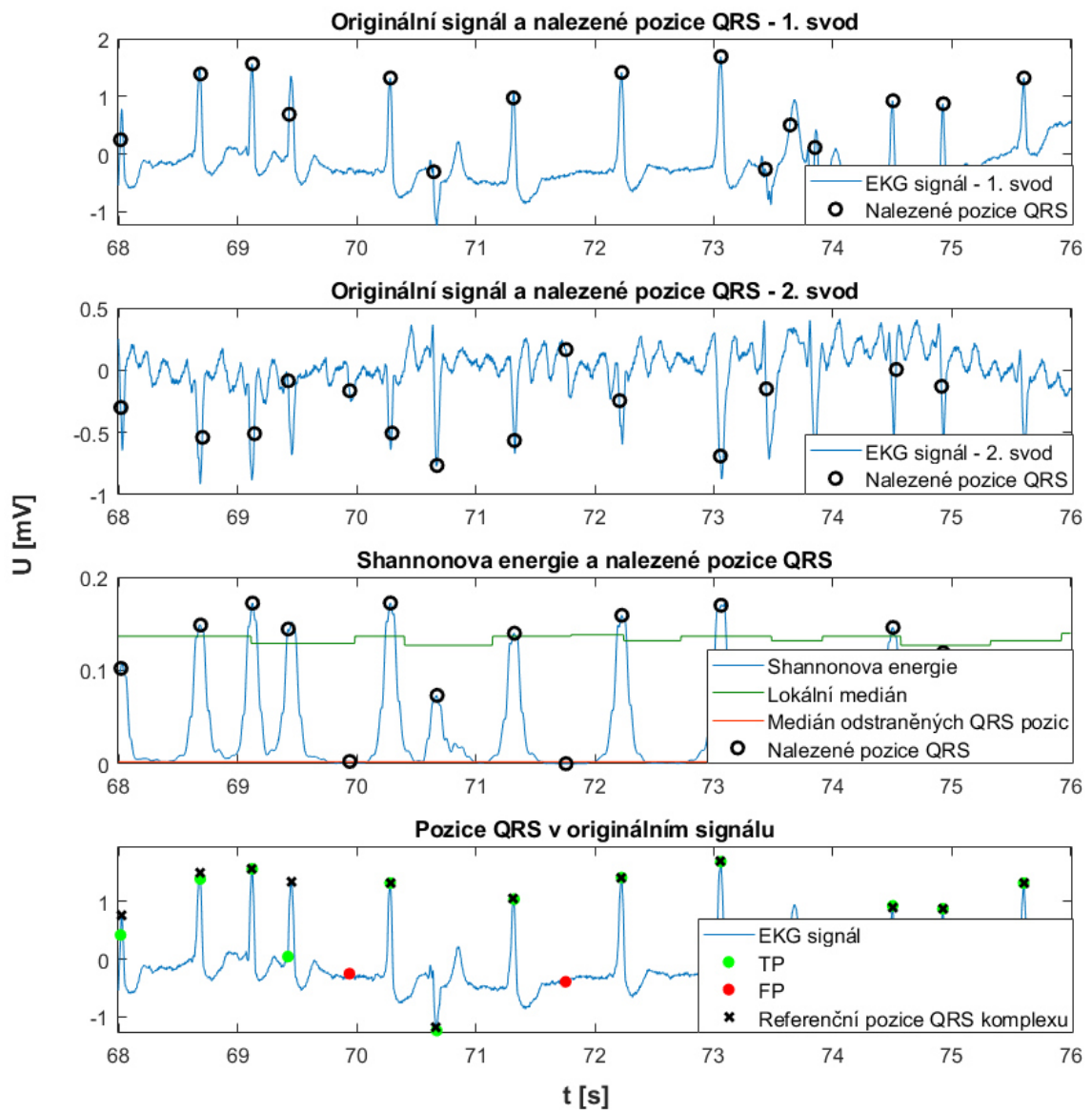
**Obr. 21: Pozice odstraněné na základě porovnání Shannonovy energie s mediánem hodnot v detekovaných a vyřazených pozic QRS komplexů, signál 108.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10**

### 3.4 Chybné detekce QRS komplexu

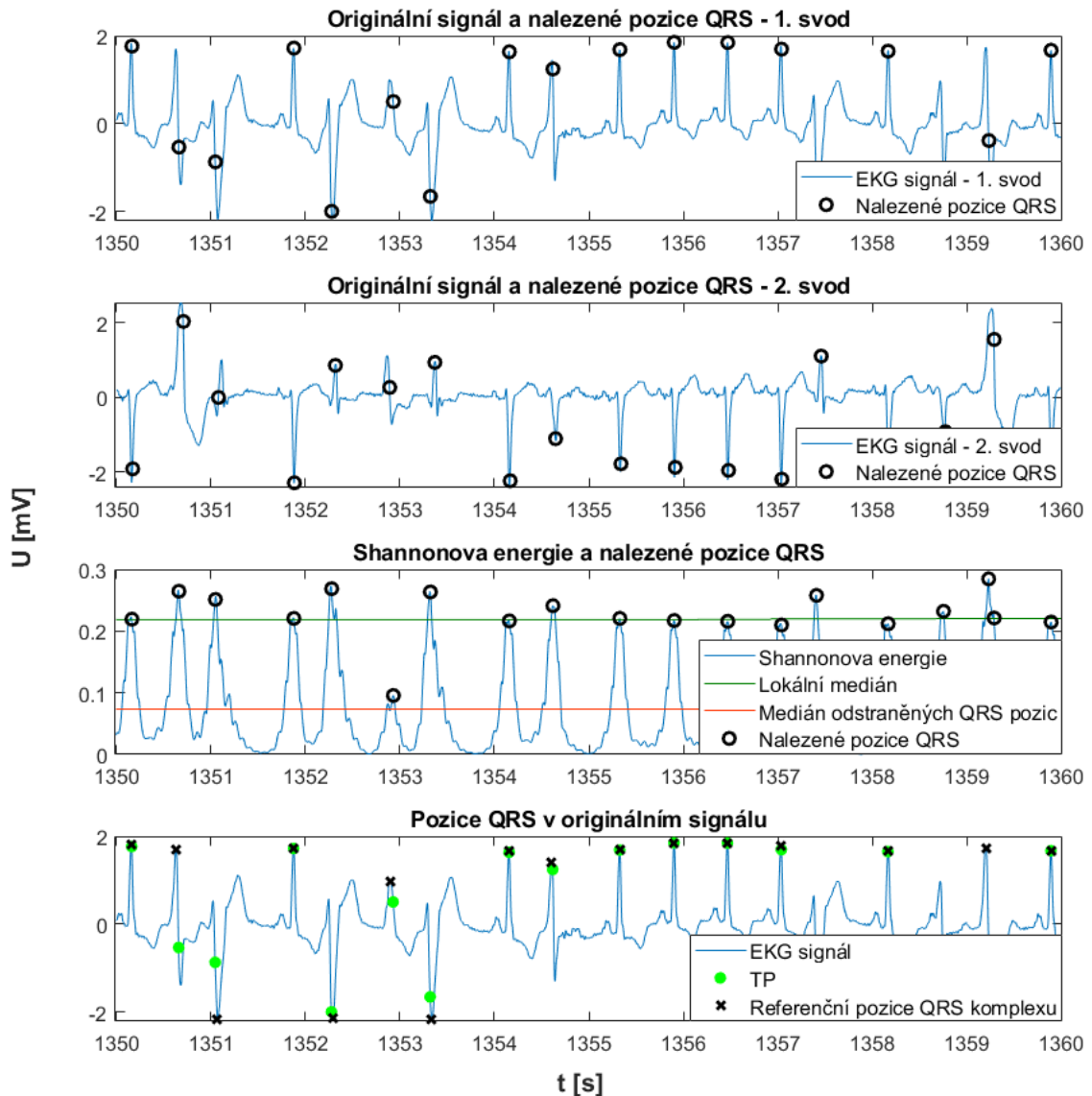
I přes řadu korekcí navržený algoritmus neeliminuje veškeré chyby v detekci. V datech se vyskytují dva druhy chyb. Častější chybou v navrženém algoritmu jsou falešně pozitivní detekce (FP), tedy jako QRS komplex je označena pozice, která QRS komplexem není. Druhou chybou jsou falešně negativní detekce (FN), to znamená, že algoritmus QRS komplex nenalezne.

Falešně pozitivní detekce mohou mít různé příčiny. Může se jednat například o selhání mechanismu pro korekci nalezených pozic či signál postihnutý šumem. Pokud by však byly upraveny parametry pro korekci nalezených pozic, aby uvedené chyby odstranily, došlo by také ke vzniku dalších chyb, které současný algoritmus ošetřuje. Cílem je tedy nalézt optimální řešení, které bude mít co nejvyšší počet správných detekcí a současně minimální počet chyb.

Jednou z příčin falešných detekcí v navrženém algoritmu je, že při korekci pozic dochází také ke kontrole vzdálenosti sousedních QRS komplexů a ačkoliv by na základě maxima Shannonovy energie byla pozice vyřazena, tak z důvodu časové prodlevy mezi sousedními QRS komplexy, je vynechána. K tomuto dochází nejčastěji, pokud se jedná o nepravidelný srdeční rytmus. Ukázka takových falešných detekcí je na Obr. 22, z uvedeného obrázku je patrné, že u většiny QRS komplexů je frekvence vyšší a jedná se o nepravidelný signál. Na Obr. 23 je pak ukázka, kdy je díky kontrole prodlevy mezi QRS komplexy ponechána správně nalezená pozice QRS navzdory nízké hodnotě Shannonovy energie.

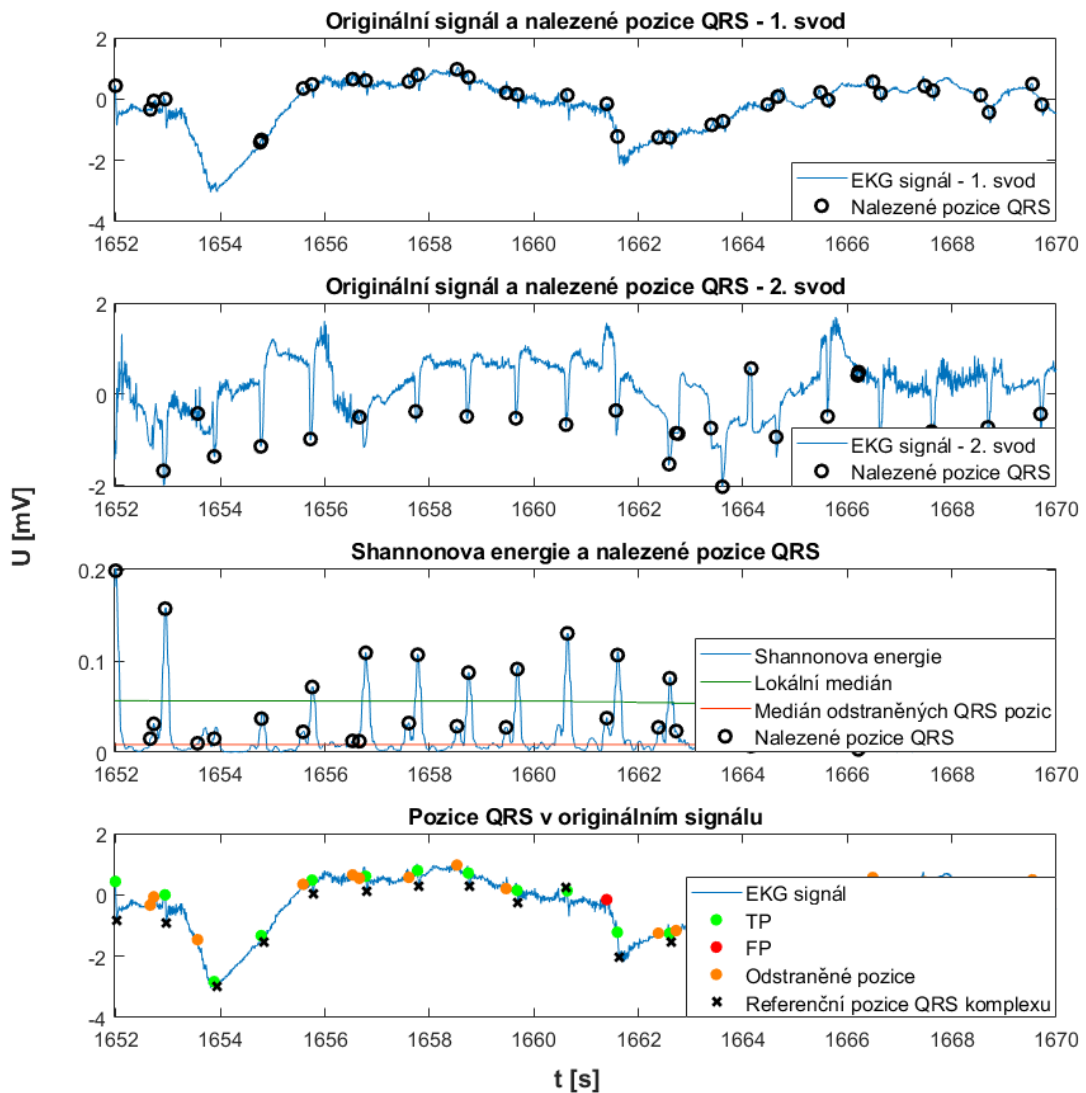


Obr. 22: Falešné detekce na základě kontroly prodlevy mezi QRS komplexy, signál 203.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10



**Obr. 23: Správná detekce díky kontrole prodlevy mezi QRS komplexy, signál 233.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10**

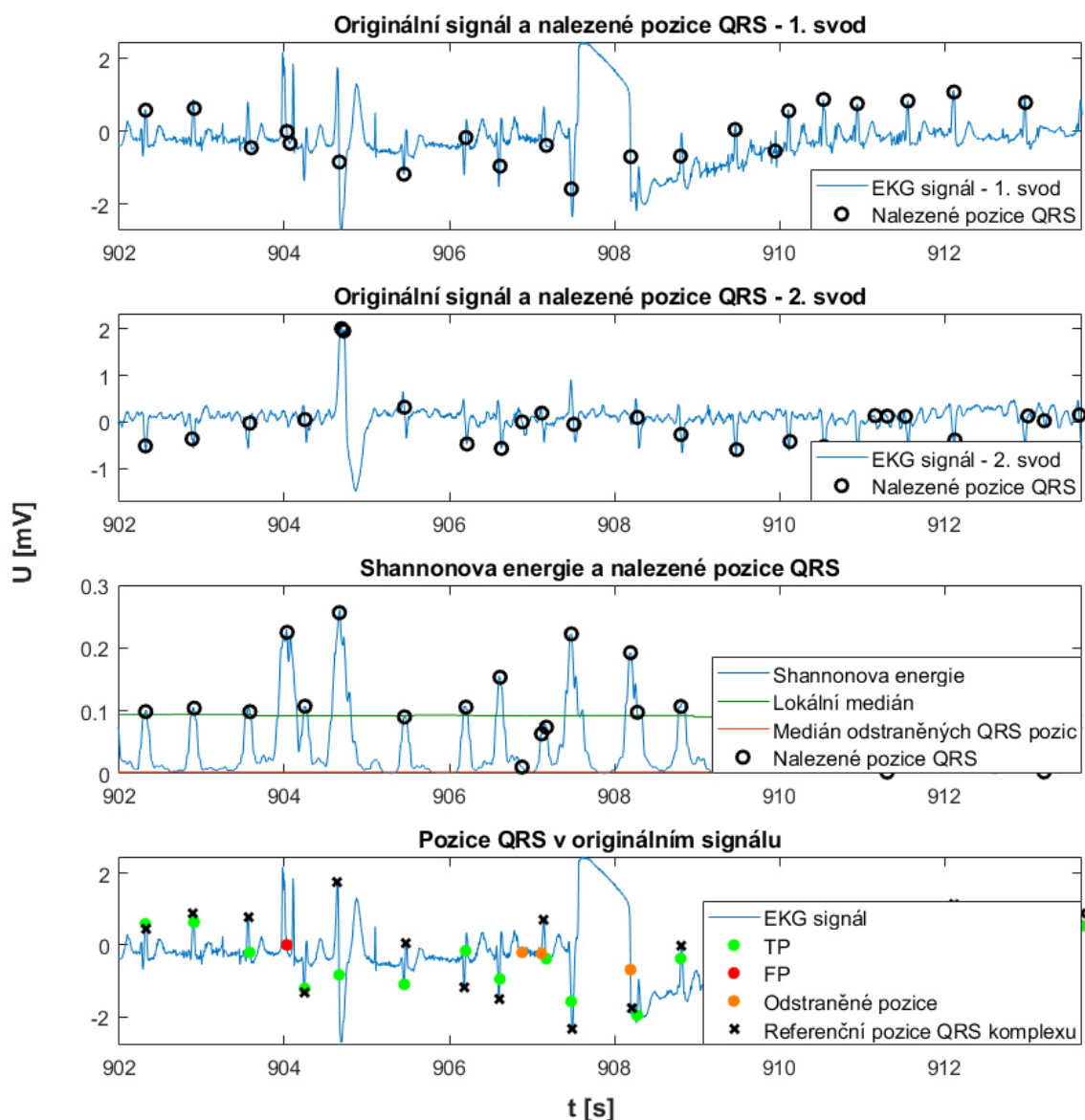
Dalším důvodem falešně pozitivní detekce může být šum v EKG signálu. Na Obr. 24 je ukázka falešně pozitivní detekce z důvodu výskytu šumu v EKG signálu. Z obrázku je patrné, že se v signálu vyskytuje šum a značné kolísání nulové izolinie. Falešně detekovaný QRS komplex nebyl na základě korekcí vyřazen, jelikož se od okolních detekovaných QRS komplexů nachází ve větší vzdálenosti než 200 ms a má dostatečně vysokou hodnotu Shannonovy energie. Současně je na obrázku vidět, že bylo velké množství chybně detekovaných QRS komplexů na základě korekcí správně vyřazeno. Je tedy patrné, že v případě nezařazení korekčních mechanismů by byla úspěšnost detekce výrazně nižší.



**Obr. 24: Falešné detekce z důvodu šumu v EKG signálu, signál 108.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10**

Další ukázka falešně pozitivních detekcí je uvedena na Obr. 25, zde je vidět šum v prvním svodu EKG signálu. Zde je patrné, že pokud by byl využit signál pouze z druhého svodu, tak by se na uvedeném úseku falešné detekce nenalezaly. Nelze však globálně určit jaký svod bude postižen šumem. Na prověřovaných databázích je při použití pouze jednoho svodu nejúspěšnější právě detekce založená na prvním svodu. Pokud by tedy byl uvažován pouze signál z jednoho svodu, byl by zvolen právě první svod a v uvedeném případě by nebyl nalezen například čtvrtý správně detekovaný QRS komplex uvedeného úseku signálu. Mimo falešně pozitivní detekci by se zde tedy nacházela i detekce falešně negativní.

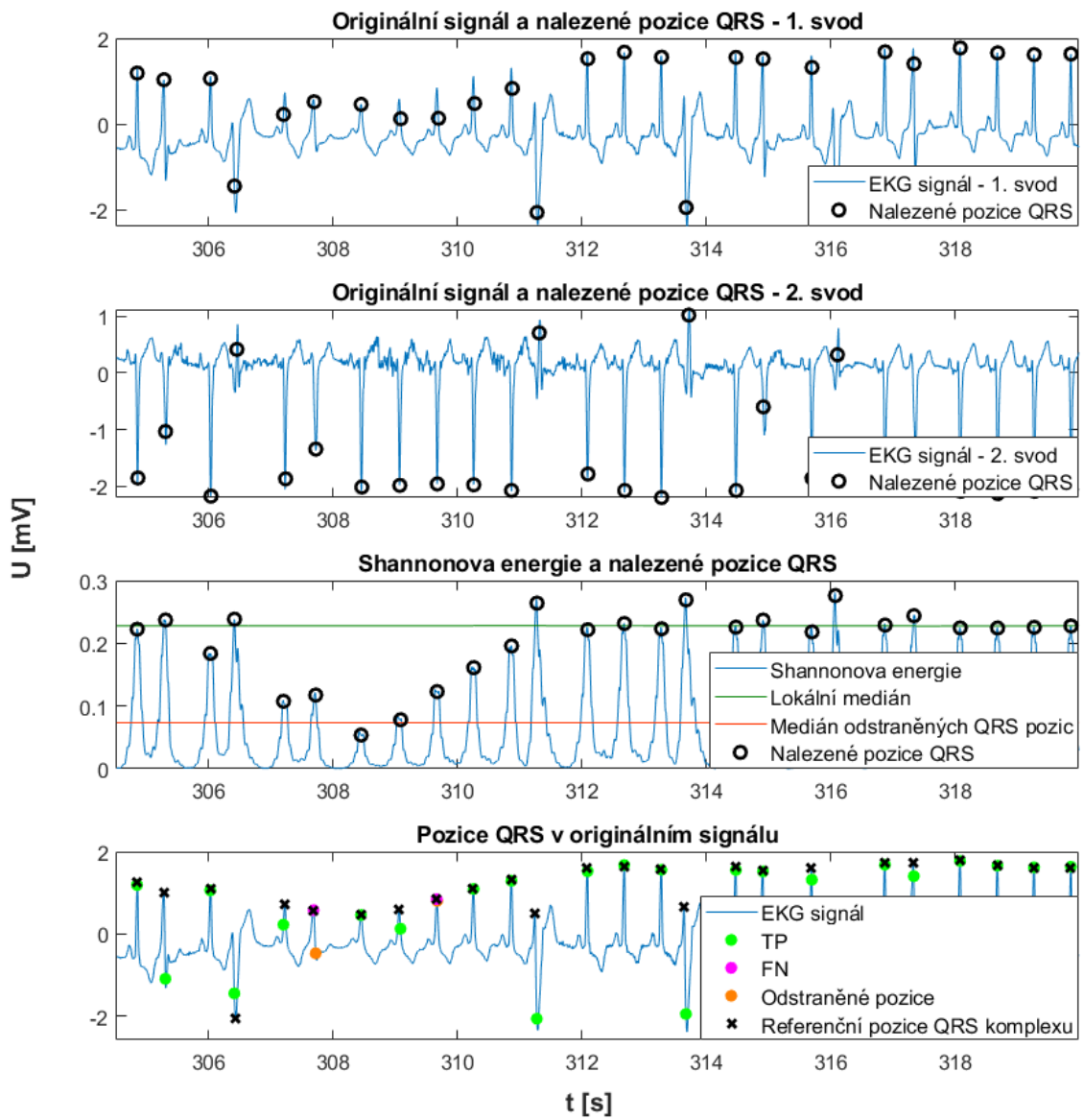




**Obr. 25: Falešné detekce z důvodu šumu v prvním svodu EKG signálu, signál 203.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10**

Ukázka falešně negativní detekce, tedy nenalezený QRS komplex je uvedena na Obr. 26, nachází se zde dva případy nenalezených QRS komplexů. Obě pozice byly původně nalezeny, ale byly odstraněny na základě nízké Shannonovy energie. Okolní QRS komplexy mají sice také nízkou Shannonovu energii, ale nebyly vyřazeny, jelikož by byla mezi QRS komplexy příliš velká časová prodleva.





Obr. 26: Falešné negativní detekce, signál 233.mat (MIT), vlnková transformace daubechies10

## 4 VYHODNOCENÍ

Navržený algoritmus byl otestován na databázi MIT-BIH a CSE. Pro databázi MIT-BIH bylo dosaženo nejlepších výsledků při použití Stockwellovy transformace, dosažená senzitivita je zde 99,54 % a prediktivita 99,68 %. Pro databázi CSE byl algoritmus hodnocen na datech z databáze dvanáctisvodového a třísvodového EKG. U třísvodového EKG bylo nejlepších výsledků dosaženo pomocí vlnkové transformace za využití banky filtrů Symlet4, zde bylo dosaženo senzitivity 100 % a prediktivity 99,86 %. U signálů z dvanáctisvodového EKG je při využití banky filtrů Symlet4 senzitivita 99,73 % a prediktivita 100 %. Podrobněji jsou jednotlivé výsledky popsány v následujících podkapitolách.

### 4.1 Senzitivita a pozitivní prediktivita

Detekce je považována za skutečně pozitivní (TP), pokud algoritmus správně detekuje komplex QRS, je brána jako falešně pozitivní (FP), pokud je detekována vlna bez QRS jako komplex QRS a nakonec se udává jako falešně negativní (FN), pokud algoritmus nedokáže detekovat QRS komplex. [14]

Pro vyhodnocení spolehlivosti detektoru a úspěšnosti detekce QRS komplexů v signálech EKG byly použity prvky statistické analýzy a to senzitivita ( $Se$ ), pozitivní prediktivita ( $P^+$ ) a chyba detekce. Senzitivita udává pravděpodobnost pozitivní detekce za přítomnosti QRS komplexu, která je dána rovnicí (13)

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

kde TP (true positive) představuje počet pravdivě nalezených pozitivních detekcí, FN (false negative) značí počet falešně negativních detekcí. Prediktivita, neboli pozitivní předpovědní hodnota ( $P^+$ ), popisuje pravděpodobnost skutečné přítomnosti QRS komplexu v signálu při pozitivní detekci, která je dána rovnicí (14)

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} , \quad (14)$$

kde TP (true positive) představuje počet pravdivě nalezených pozitivních detekcí a FP (false positive) je počet falešně pozitivních detekcí. Chyba detekce je popsána rovnicí (15)

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

Doplňující výpočty přesnosti detekce (Acc), vyjadřující celkový výkon detektoru

$$Acc = \frac{TP}{TP + FP + FN} \quad (16)$$

a F-score, vyjadřující míru přesnosti testu

$$F_{score} = \frac{2 \cdot Se \cdot P^+}{Se + P^+} . \quad (17)$$

## 4.2 Databáze EKG záznamů CSE

Projekt Common Standarts for quatitative Electrocardiography (CSE) byl založen v roce 1978 pod vedením profesora Jose Willemse. Vzhledem k politické situaci byl oficiální začátek projektu stanoven až v červnu roku 1980, kdy byla dokončena počítační studie, a byl připraven podrobný návrh dalších cílů projektu. Od tohoto roku se začala postupně vytvářet referenční databáze s cílem posoudit výkonnost programů pro analýzu EKG signálů, protože do té doby byly tyto programy publikovány bez jakéhokoliv ověřování.[15]

Jedná se o standardní knihovnu skutečných EKG záznamů známých jako CSE knihovna (společné standardy pro kvantitativní elektrokardiografii). Knihovna CSE byla speciálně vyvinuta pro použití jako referenční knihovna. Tato knihovna obsahuje data od 125 pacientů z celkem 15 svodů rozdělených na 12-ti svodový záznam a tří svodový záznam EKG. Vzorkovací frekvence signálů EKG z této databáze je 500 Hz.

V současné době referenční databázi CSE používá více než 110 akademických a průmyslových výzkumných center s cílem posoudit a zlepšit měření a interpretaci EKG programů.[15]

Jedna datová sada z knihovny CSE byla v článku [13] použita jako testovací sada v experimentech týkajících se hodnocení navrhovaného přístupu k detekci QRS komplexů. Jsou také srovnatelné s dalšími, nejmodernějšími detektory QRS, které byly vyhodnoceny

na stejné datové sadě. Další úspěšnost detekce QRS komplexů na signálech z databáze CSE je uvedena v článcích Mehta [14], Chouhan [16] a Vitek [17]. Podrobnější výsledky a porovnání jsou uvedeny v tabulce v následující kapitole.

Zde je nutné poznamenat, že knihovna CSE obsahuje vysoké procento patologických EKG a existují i QRS komplexy, které jsou jen stěží rozpoznatelné i vizuálně.

V této práci jsou zvoleny dvě metody detekce QRS komplexů. První metodou je detekce založená na vlnkové transformaci, která byla aplikována s využitím dvou různých bank filtrů (Symlet4 a Daubechies10). Druhou metodou je detekce založená na Stockwellově transformaci.

Při hodnocení úspěšnosti nebyly zahrnuty QRS komplexy, které v signálu nejsou kompletní (na začátku nebo na konci signálu) a současně nebyly nalezeny nebo nebyly označeny v referenčních pozicích. Toto opatření bylo zavedeno z důvodu, že v některých snímcích neúplné QRS komplexy označeny jsou a v jiných nikoliv. Z tohoto důvodu se může lišit i celkový počet QRS komplexů.

Dosažené výsledky za použití jednotlivých metod je uvedeno v Tab 1. Dosažená senzitivita je nejvyšší pro vlnkovou transformaci za použití banky filtrů Symlet4 (WT sym4), bylo zde dosaženo 100 %. Při použití banky filtrů Daubechies10 (WT db10) je senzitivita také vysoká a dosahuje 99,93 %, nejnižší senzitivity bylo dosaženo při použití Stockwellovy transformace (ST) a to 99,66 %. Pozitivní prediktivita je pro všechny použité metody stejná a dosahuje 99,86 %. Dosažené výsledky pro všechny uvedené metody jsou srovnatelné s publikovanými články. Kompletní výsledky pro jednotlivé snímky se nachází v Příloha 2 -, Příloha 3 - a Příloha 4 -.

Metoda	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	P+ [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
WT db10	1 471	1 470	2	1	99,93	99,86	0,20	99,80	0,9990
WT sym4	1 471	1 471	2	0	100,00	99,86	0,14	99,86	0,9993
ST	1 468	1 463	2	5	99,66	99,86	0,48	99,52	0,9976

**Tab 1: Dosažené výsledky pro databázi CSE u třívodových signálů**

Výsledky, které byly dosaženy pro dvanáctivodové signály databáze CSE nenabývají tak vysokých hodnot jako u třívodových signálů, nicméně stále se jedná o výstupy, které jsou srovnatelné s publikovanými metodami jak v případě senzitivity, tak prediktivity. Nejlepších výsledků bylo dosaženo opět s využitím banky filtrů Symlet4, kde bylo dosaženo senzitivity 99,73 % a pozitivní prediktivity 100 %. Nejnižší senzitivita byla dosažena za použití banky filtrů Daubechies10, její hodnota je 99,52 %, zde je lepší výsledek u Stockwellovy transformace, kde bylo dosaženo 99,59 %. Nicméně u pozitivní

prediktivity je tomu naopak a pro Stockwellovu transformaci dosahuje hodnoty 99,86 % oproti použití banky filtrů Daubechies10, kde je 100 %. Kompletní výsledky pro jednotlivé snímky se nachází v Příloha 5 -, Příloha 6 - a Příloha 7 -.

Metoda	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	P+ [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
WT db10	1 470	1 463	0	7	99,52	100,00	0,48	99,52	0,9976
WT sym4	1 470	1 466	0	4	99,73	100,00	0,27	99,73	0,9986
ST	1 470	1 464	2	6	99,59	99,86	0,55	99,46	0,9973

**Tab 2: Dosažené výsledky pro databázi CSE u dvanáctisvodových signálů**

Přehled dosažených výsledků v porovnání s ostatními autory uvedených v textu se nachází v Tab 3. V článku Chouhan [16] autor uvádí celkový počet detekovaných QRS komplexů 17 988. Autor započítává komplexy z každého svodu zvlášť, počítá také stejným způsobem chybně detekované komplexy. Na výsledný výkon detektoru to nemá vliv. V porovnání s ostatními autory, metoda navržená v této práci založená na vlnkové transformaci si s dvanáctisvodovými signály EKG z databáze CSE poradila nejlépe.

Autor	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	P+ [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
WT sym4	1 471	1 471	2	0	99,73	100	0,14	99,86	0,9993
Trahanias [13]	1 492	1 404	74	88	99,38	99,48	0,12	89,66	0,9943
Mehta [14]	1 488	1 487	13	1	99,93	99,13	0,01	99,07	0,9953
Chouhan [16]	17 988	17 729	148	259	98,56	99,18	0,02	97,76	0,9887
Vítek [17]	-	-	-	-	99,19	-	-	-	-

**Tab 3: Porovnání výsledků úspěšnosti detekce pro databázi CSE s uvedenými autory**

### 4.3 Databáze arytmií MIT-BIH

K analýze výkonu detektoru QRS je nutné použít standardní databázi, takže získané výsledky lze interpretovat a porovnávat s výsledky z jiných studií. K dispozici je několik standardních databází EKG pro vyhodnocení softwarových detekčních algoritmů QRS. Testy v těchto anotovaných databázích poskytují reprodukovatelné a srovnatelné výsledky. Tyto databáze dále obsahují atypické průběhy, značné artefakty a rozmanitost morfologií QRS. [11]

Často se používá anotovaná databáze arytmií MIT-BIH. Tato databáze obsahuje 48 záznamů srdeční aktivity člověka. Každý z těchto záznamů obsahuje dva svody (modifikovaný svod končetiny II a jeden modifikovaný svod V1, V2, V4 nebo V5) povrchového EKG. Každý záznam má délku 30 minut a vzorkovací frekvenci  $f_{vz} = 360$  Hz. Přibližně 70% rytmů je označeno jako normální a zbylých 30% QRS komplexů tedy vykazuje určitou patologii. Celá databáze obsahuje celkem 110 159 anotovaných srdečních cyklů. [11]

Databáze EKG záznamů CSE není tak často využívána pro posuzování kvality detektoru jako databáze MIT, proto nebylo možné detailněji porovnat stejné přístupy k detekci od různých autorů s přístupy uvedenými v této práci. Naopak databáze MIT-BIH je široce využívána vědeckou společností, proto nebyl žádný problém získat data pro srovnání detektorů z odborných článků s detektory z této práce.

Pro databázi MIT byly opět použity obě časově-frekvenční transformace jako u předešlé databáze. V tomto případě se jednalo o půlhodinové signály, ve kterých se objevovaly úseky značně poškozené šumem, a efektivita detektorů mohla být na základě získaných dat, lépe posouzena. Z výsledků uvedených v Tab 4 je patrné, že nejlépe si s těmito signály poradila Stockwellova transformace, kde je sice nižší hodnota senzitivity 99,54 %, ale pozitivní prediktivita je nejvyšší z uvedených metod, dosahuje 99,68 %. Při použití vlnkové transformace si lépe vedla banka filtrů Daubechies10, dosažená senzitivita je 99,71 % a pozitivní prediktivita 99,44 %. U banky filtrů Symlet4 bylo dosaženo senzitivity 99,76 % a pozitivní prediktivity 99,26 %. Ve srovnání s publikovanými články tato metoda poskytuje srovnatelné výsledky, pouze u jednoho autora byly dosaženy výrazně vyšší hodnoty senzitivity i pozitivní prediktivity, autorem těchto nejlepších výsledků je Rakshit [8]. Kompletní výsledky pro jednotlivé snímky jsou uvedeny v Příloha 8 -, Příloha 9 - a Příloha 10 -.

Metoda	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	P+ [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
WT db10	109 493	109 170	617	323	99,71	99,44	0,86	99,15	0,9957
WT sym4	109 492	109 224	816	268	99,76	99,26	0,99	99,02	0,9951
ST	109 494	108 989	347	505	99,54	99,68	0,78	99,22	0,9961

**Tab 4: Dosažené výsledky pro databázi MIT**

V následující

Tab 5 jsou uvedeny výsledky detekcí autorů uvedených v textu. Jedná se o hodnoty úspěšností detekce QRS komplexů v signálech z databáze MIT. Z tabulky vyplývá, že všichni uvedení autoři detekovali přibližně stejný počet komplexů až na počet detekcí z článku Sahoo [9]. Autor využil pro detekci přibližně jen polovinu signálů. Úspěšnost tohoto detektoru tedy není zcela přesná. Dále z tabulky vyplývá, že úspěšnost detektoru navrženého v této práci je srovnatelná s detektory jiných autorů.

Autor	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	P+ [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
Stockwellova t.	109 494	108 989	347	505	99,54	99,68	0,78	99,22	0,9961
Rakshit [8]	109 494	109 410	99	84	99,93	99,91	0,17	99,83	0,9992
Sahoo [9]	44 329	44 207	118	122	99,71	99,72	0,54	99,46	0,9971
Zidelmal [11]	108 494	108 323	97	171	99,84	99,91	0,25	99,75	0,9987
Biswal [12]	108 494	108 407	91	87	99,91	99,91	0,16	99,84	0,9991
Yochum [18]	109 491	109 331	574	160	99,85	99,48	0,67	99,33	0,9966
Madeiro [19]	109 495	108 568	856	928	99,15	99,18	1,64	98,38	0,9916
Martinez [20]	109 428	109 208	153	220	99,8	99,86	0,34	99,66	0,9983

**Tab 5: Porovnání výsledků úspěšnosti detekce pro databázi MIT s uvedenými autory**

## 4.4 Celková úspěšnost detekce

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že pro databázi CSE je ve srovnání s ostatními autory detektor popsáný v této práci velmi úspěšný. U databáze MIT se jeví jako srovnatelný. Nicméně pro každou databázi byla jako nejlepší vybrána jiná metoda. Je třeba také zjistit celkovou úspěšnost detektoru pro všechny zkoumané signály, aby bylo možné určit, jaký z uvedených detektorů je nejúčinnější. Vzhledem k tomu, že se jedná o tři různé databáze signálů a publikované články uvádějí testování detektoru pouze na jedné databázi, je složité jednoznačně určit metodiku porovnání úspěšnosti detekce.

Výsledky pro jednotlivé detektory a databáze jsou uvedeny v předchozích podkapitolách. Metodika stanovení celkové úspěšnosti detekce QRS komplexů vychází z celkového počtu těchto komplexů ze všech tří výše popsáných databází. Vzhledem k tomu, že databáze MIT obsahuje oproti databázím CSE výrazně vyšší počet QRS komplexů, jsou celkové výsledky blíže k výsledkům dosaženým na databázi MIT. Celkové výsledky jsou uvedeny v Tab 6. Nejvyšší senzitivity bylo dosaženo pomocí vlnkové transformace za použití banky filtrů Symlet4. Pozitivní prediktivita je zde naopak nejhorší ze všech tří metod. Proto je třeba uvažovat parametr, který vypovídá o celkové účinnosti detektoru. Parametr, podle jakého hodnotíme celkovou úspěšnost je tedy celkový výkon Acc. Nejvyššího celkového výkonu bylo dosaženo u Stockwellovy transformace, kde dosahuje hodnoty 99,23 %. Senzitivita pro tuto metodu je 99,54 % a pozitivní prediktivita dosahuje 99,69 %.

Metoda	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	P+ [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
WT db10	112 434	112 103	619	331	99,71	99,45	0,85	99,16	0,9958
WT sym4	112 433	112 161	818	272	99,76	99,28	0,97	99,04	0,9952
ST	112 432	111 916	351	516	99,54	99,69	0,77	99,23	0,9961

Tab 6: Porovnání metod detekce pro všechny zkoumané databáze



## 5 POPIS FUNKCÍ ALGORITMU

Navržený algoritmus je realizován v prostředí Matlab, skládá se z hlavního skriptu *DP\_Zhorny.m*, ze kterého je zpracování signálů spouštěno a čtyř doplňujících funkcí.

Hlavní skript je rozdělen na několik částí, aby byla usnadněna orientace ve skriptu. V části *Vstupní data* lze zvolit databázi a časově frekvenční transformaci, jaká bude při detekci QRS komplexů použita. Databáze je definována proměnnou *database*, do které lze zadat hodnoty *'MIT'* (dvousvodová databáze MIT), *'CSE3'* (třísvodové signály v databázi CSE) nebo *'CSE12'* (dvanáctisvodové signály v databázi CSE). V případě, že je do proměnné *database* vložena jiná hodnota, je defaultně použita databáze MIT. Typ použité časově frekvenční transformace je určen proměnnou *transformation*, do které lze zadat následující hodnoty: *'WTdb10'* (vlnková transformace s použitím banky filtrů *daubechies10*), *'WTSym4'* (vlnková transformace s použitím banky filtrů *symlet4*), *'ST'* (Stockwellova transformace). Defaultní nastavení pro případ zadání jiné hodnoty je vlnková transformace s použitím banky filtrů *daubechies10*. Defaultně je v algoritmu nastaveno zpracování všech snímků zvolené databáze, pokud však chceme zpracovat méně snímků, lze nahradit hodnotu proměnné *num* čísly snímků, které chceme zpracovat. To lze využít zejména při zobrazení vizuálního výstupu. I zde existuje ošetření vstupu. Pokud je zadáno vyšší číslo, než je počet signálů v databázi, je použit poslední signál.

Další částí je *Nastavení zobrazení* tato část slouží pouze k tomu, aby bylo ihned v úvodní části možné zadat, jaké jsou požadované vizuální výstupy. Vizuální výstupy jsou zobrazeny pro každý zpracovávaný signál, není tedy vhodné požadovat vizuální výstupy při zpracování velkého množství signálů, jelikož se v takovém případě otevře velké množství oken a méně výkonný počítač nemusí toto zvládnout, navíc je pak těžké se ve velkém množství oken zorientovat. Zobrazení daného výstupu lze provést nastavením hodnoty u vybrané položky na 1.

Následuje část *Načtení signálu*, zde jsou definovány proměnné a je načten zpracovávaný signál. K samotnému načtení signálu slouží funkce *loadECG.m*, tato funkce má na vstupu zvolenou databázi a číslo snímku. Výstupem je EKG signál, referenční pozice QRS, vzorkovací frekvence a název načteného signálu.

Poté je zde část *Časově-frekvenční transformace*, jak název napovídá, je zde realizována zvolená časově frekvenční transformace, k tomu slouží samostatné funkce *waveletTransform.m* a *stockwellTransform.m*. Pomocí funkce *waveletTransform.m* je realizována diskrétní vlnková transformace, na jejím vstupu je zpracovávaný signál, úroveň vlnkové transformace a typ banky filtrů, na výstupu pak je signál po provedení vlnkové transformace a rozklad signálu pro jednotlivé úrovně. Stockwellova transformace je realizována funkcí *stockwellTransform.m*, kde je na vstupu EKG signál,

vzorkovací frekvence a použitý rozsah frekvencí, výstupem je pak jednorozměrný signál po Stockwellově transformaci, realizovaný jako suma spektrogramu a samotný spektrogram.

Následuje stanovení Shannonovy energie a Hilbertovy transformace, ve které jsou nalezeny kladné průchody nulou. Všem nalezeným pozicím jsou poté přiděleny váhy dle počtu svodů, ve kterých byly nalezeny. Následují korekční mechanismy a poté je stanovena úspěšnost detekce pro daný signál pomocí funkce *testerQRS.m*. Na vstupu této funkce jsou nalezené a referenční pozice QRS komplexů, vzorkovací frekvence a tolerance. Výstupem jsou nalezené pozice rozdělené na správně detekované (TP), nesprávně detekované (FP) a nenalezené pozice (FN) spolu se senzitivitou a pozitivní prediktivitou pro daný signál. Funkce *testerQRS.m* byla odvozena z testerů poskytnutých na UBMI FEKT VUT Brno.

Následuje část *Zobrazení výstupů*, která zajišťuje samotné vizuální výstupy podle požadavků definovaných v části *Nastavení zobrazení*. Na závěr je stanovena celková úspěšnost pro všechny signály.

Po spuštění skriptu je uživatel informován o signálu, který je aktuálně zpracováván. Po dokončení zpracování je zobrazena celková úspěšnost detekce.

# ZÁVĚR

Detekce komplexu QRS, obecně nejvýraznějšího a nejvýznamnějšího útvaru v průběhu signálu EKG, je základní procedurou jakékoliv počítačové analýzy EKG. Na její spolehlivosti, přesnosti a rychlosti většinou závisí i kvalita celkových výsledků zpracování.

Úspěšnost detekce komplexu QRS v signálu EKG z velké části závisí na vhodně zvolené metodě, na které bude detektor založen. Ve velké míře také záleží na robustnosti detektoru, protože se detektory QRS musí vypořádat se značnou variabilitou průběhu signálu EKG způsobenou pozvolnými i náhlými fyziologickými změnami tvaru komplexu QRS, ale i technickými artefakty způsobenými rychlými změnami polohy nulové izolinie, síťovým nebo impulsním rušením, svalovými potenciály, případně budicími impulsy kardiostimulátorů. Kromě těchto potíží je nutné, aby tyto algoritmy spolehlivě zvládly detekci i v přítomnosti vysokých a strmých vln T nebo P.

V první kapitole této práce byly popsány charakteristické vlastnosti EKG signálu včetně jednotlivých vln a kmitů, způsoby snímání a typy svodů a časově-frekvenční vlastnosti s ukázkou výkonového spektra.

Ve druhé kapitole byly popsány přístupy k detekci QRS komplexů založené na časově frekvenčních transformacích. Krátkodobá Furierova transformace je popsána stručně, jelikož se pro detekci těchto komplexů hodí méně než podrobněji popsaná vlnková a Stockwellova transformace včetně rovnic. Součástí této kapitoly je dále popis Shannovy energie a Hilbertovy transformace.

Ve třetí kapitole se dostáváme k popisu návrhu a realizaci detektorů založených na vlnkové a Stockwellově transformaci. Obě transformace byly použity v detektorech pro uvedené databáze signálů. Pro detekci QRS komplexů v signálech EKG z databáze CSE lépe fungoval detektor založený na vlnkové transformaci, naopak pro detekci komplexů z databáze MIT detektor založený na Stockwellově transformaci. Na závěr kapitoly jsou popsány korekce QRS signálů včetně grafických výstupů.

Ve čtvrté kapitole byly popsány statistické výpočty a obě použité databáze EKG signálů. Také jsou zde popsány dosažené výsledky a porovnány s výsledky autorů odborných článků. Z celkových výsledků vyplývá, že nejúspěšnější z použitých detektorů navržených v této práci je detektor založený na Stockwellově transformaci, srovnatelný s úspěšností detekce QRS komplexů s detektory autorů uvedených v textu.

## SEZNAM LITERATURY

- [1] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. Atlas fyziologie člověka. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0630-x.
- [2] THALER, Malcolm S. EKG a jeho klinické využití. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [3] BORSKÁ, Lenka. EKG desatero. 2. vyd. Brno: MSD, 2010. ISBN 978-80-7392-122-4.
- [4] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [5] KŘÍŽOVÁ, Helena Libuše. Biosignály: Základní pojmy [online]. 2017, 2017, 94 [cit. 2019-12-26]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/32052952-1-biosignaly-1-1-zakladni-pojmy.html>
- [6] BENEŠ, Jiří. Základy lékařské biofyziky. 3., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2011. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-80-246-2034-3.
- [7] Rhythm Analysis, 12-Lead ECG Interpretation, Resuscitation [online]. 2014 Dostupné z: <http://www.ems12lead.com/2014/03/10/understanding-ecgfiltering/>
- [8] RAKSHIT, Manas a Susmita DAS. An efficient wavelet-based automated R -peaks detection method using Hilbert transform. Biocybernetics and Biomedical Engineering [online]. 2017, 37(3), 566-577 [cit. 2019-12-22]. DOI: 10.1016/j.bbe.2017.02.002. ISSN 02085216. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S020852161630153X>
- [9] SAHOO, Santanu, Prativa BISWAL, Tejaswini DAS a Sukanta SABUT. Denoising of ECG Signal and QRS Detection Using Hilbert Transform and Adaptive Thresholding. Procedia Technology [online]. 2016, 25, 68-75 [cit. 2019-12-19]. DOI: 10.1016/j.protcy.2016.08.082. ISSN 22120173. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2212017316304297>
- [10] REKIK, S. a N. ELLOUZE. Enhanced and Optimal Algorithm for QRS Detection. IRBM [online]. 2017, 38(1), 56-61 [cit. 2019-12-19]. DOI: 10.1016/j.irbm.2016.11.004. ISSN 19590318. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1959031816300781>
- [11] 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 [online]. 2014, 116(1), 1-9 [cit. 2019-12-21]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2014.04.008. ISSN 01692607. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260714001473>
- [12] BISWAL, Birendra. ECG signal analysis using modified S-transform. Healthcare Technology Letters [online]. 2017, 4(2), 68-72 [cit. 2019-12-22]. DOI: 10.1049/htl.2016.0078. ISSN 2053-3713. Dostupné z: <https://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/htl.2016.0078>

- [13] TRAHANIAS, P.E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 40(2), 201-205 [cit. 2020-03-07]. DOI: 10.1109/10.212060. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/212060/>
- [14] MEHTA, Sarabjeet Singh a Nitin Shivappa LINGAYAT. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing* [online]. 2007, 87(12), 3190-3201 [cit. 2020-03-07]. DOI: 10.1016/j.sigpro.2007.06.009. ISSN 01651684. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165168407002320>
- [15] FAYN, Jocelyne, Paul RUBEL a Peter W. MACFARLANE. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images? *Journal of Electrocardiology* [online]. 2007, 40(3), 246-250 [cit. 2020-03-07]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2007.02.010. ISSN 00220736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073607000672>
- [16] CHOUHAN, Vinod & MEHTA, S.S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. *Int J Comput Sci Network Security*. [online] 2008, 8, 155-163 [cit. 2020-03-8]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/28b6/60418836a400ad8818537d1fe88a27e462f2.pdf>
- [17] VÍTEK, M., J. HRUBEŠ a J. KOZUMPLÍK. A Wavelet-Based ECG Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. DÖSSEL, Olaf a Wolfgang C. SCHLEGEL, ed. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, 2009, s. 177-180 [cit. 2020-03-08]. IFMBE Proceedings. DOI: 10.1007/978-3-642-03882-2\_46. ISBN 978-3-642-03881-5. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-03882-2\\_46](http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-03882-2_46)
- [18] YOCHUM, Maxime, Charlotte RENAUD a Sabir JACQUIR. Automatic detection of P, QRS and T patterns in 12 leads ECG signal based on CWT. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2016, 25, 46-52 [cit. 2020-03-08]. DOI: 10.1016/j.bspc.2015.10.011. ISSN 17468094. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809415001779>
- [19] MADEIRO, João P.V., Paulo C. CORTEZ, João A.L. MARQUES, Carlos R.V. SEISDEDOS a Carlos R.M.R. SOBRINHO. An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2012, 34(9), 1236-1246 [cit. 2020-03-08]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.12.011. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453311003250>

- [20] 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 [online]. 2004, 51(4), 570-581 [cit. 2020-03-08]. DOI: 10.1109/TBME.2003.821031. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1275572/>
- [21] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Boston: Elsevier Academic Press, c2005. [cit. 2020-04-18]. ISBN 978-0-12-437552-9.

## SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

EKG	Elektrokardiogram
NN	Neuronová síť, z <i>angl. Neural network</i>
EMD	Empirický režim rozkladu, z <i>angl. Empirical mode decomposition</i>
FT	Fourierova transformace, z <i>angl. Fourier transform</i>
STFT	Krátkodobá FT, z <i>angl. Short time Fourier transform</i>
WT	Vlnková transformace, z <i>angl. Wavelet transform</i>
CWT	Spojité vlnková transformace, z <i>angl. Continuous wavelet transform</i>
DWT	Diskrétní vlnková transformace, z <i>angl. Discrete wavelet transform</i>
$a$	Měřítko
$b$	Translační parametr
$\psi$	Mateřská vlnka
$t$	Čas
$x$	Originální signál
fvz	Vzorkovací frekvence
SSE	Shannonova energie, z <i>angl. Shannon energy</i>
$n$ resp. $f$	Mezní frekvence QRS komplexu
$n, j$	souřadnice
log	logaritmus
TP	Skutečně pozitivní, z <i>angl. True Positive</i>
FP	Falešně pozitivní, z <i>angl. False Positive</i>
FN	Falešně negativní, z <i>angl. False Negative</i>
Se	Senzitivita
P+	Pozitivní prediktivita
Er	Chyba, z <i>angl. Error</i>
Acc	Celkový výkon

# SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 - Obsah přiloženého CD .....	57
Příloha 2 - Tabulka hodnot pro třísvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Daubechies10 .....	58
Příloha 3 - Tabulka hodnot pro třísvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Symlet 4 .....	61
Příloha 4 - Tabulka hodnot pro třísvodové signály databáze CSE – Stockwellova transformace.....	64
Příloha 5 - Tabulka hodnot pro dvanáctisvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Daubechies10 .....	67
Příloha 6 - Tabulka hodnot pro dvanáctisvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Symlet4.....	70
Příloha 7 - Tabulka hodnot pro dvanáctisvodové signály databáze CSE – Stockwellova transformace.....	73
Příloha 8 - Tabulka hodnot pro databázi MIT – Vlnková transformace Daubechies10..	76
Příloha 9 - Tabulka hodnot pro databázi MIT – Vlnková transformace Symlet4 .....	78
Příloha 10 - Tabulka hodnot pro databázi MIT – Stockwellova transformace.....	79



# Příloha 1 - Obsah přiloženého CD

## **Přiložené CD obsahuje:**

*Lukas\_Zhorny\_DP.pdf* – text diplomové práce

Zdrojové kódy:

*DP\_Zhorny.m*

*loadECG.m*

*stockwellTransform.m*

*testerQRS.m*

*waveletTransform.m*

*CSE\_MO1\_03* – složka s třísvodovými signály databáze CSE

*CSE\_MO1\_12* – složka s dvanáctisvodovými signály databáze CSE

*MIT\_BIH\_Arrhythmia\_Database* – složka se signály databáze MIT

*ref\_positions* – složka s referenčními pozicemi

## Příloha 2 - Tabulka hodnot pro třísvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Daubechies10

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
MO1_001_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_002_03	19	19	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_003_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_004_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_005_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_006_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_007_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_008_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_009_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_010_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_011_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_012_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_013_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_014_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_015_03	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_016_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_017_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_018_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_019_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_020_03	22	22	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_021_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_022_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_023_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_024_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_025_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_026_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_027_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_028_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_029_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_030_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_031_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_032_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_033_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_034_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_035_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_036_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_037_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_038_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_039_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_040_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_041_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_042_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_043_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_044_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_045_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_046_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_047_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_048_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_049_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_050_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_051_03	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_052_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_053_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_054_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_055_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_056_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_057_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_058_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_059_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_060_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_061_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_062_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_063_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_064_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_065_03	12	11	0	1	91,67	100,00	9,09	91,67	0,9565
MO1_066_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_067_03	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_068_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_069_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_070_03	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_071_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_072_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_073_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_074_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_075_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_076_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_077_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_078_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_079_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_080_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_081_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_082_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_083_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_084_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_085_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_086_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_087_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_088_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_089_03	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_090_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_091_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_092_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_093_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_094_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_095_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_096_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_097_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_098_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_099_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_100_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_101_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_102_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_103_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_104_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_105_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_106_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_107_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_108_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_109_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_110_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_111_03	21	21	1	0	100,00	95,45	4,76	95,45	0,9767
MO1_112_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_113_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_114_03	11	11	1	0	100,00	91,67	9,09	91,67	0,9565
MO1_115_03	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_116_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_117_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_118_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_119_03	18	18	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_120_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_121_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_122_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_123_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_124_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_125_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>Total</b>	<b>1471</b>	<b>1470</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>99,93</b>	<b>99,86</b>	<b>0,20</b>	<b>99,80</b>	<b>0,9990</b>

### Příloha 3 - Tabulka hodnot pro třísvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Symlet 4

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
MO1_001_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_002_03	19	19	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_003_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_004_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_005_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_006_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_007_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_008_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_009_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_010_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_011_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_012_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_013_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_014_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_015_03	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_016_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_017_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_018_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_019_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_020_03	22	22	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_021_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_022_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_023_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_024_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_025_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_026_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_027_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_028_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_029_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_030_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_031_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_032_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_033_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_034_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_035_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_036_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_037_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_038_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_039_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_040_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_041_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_042_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_043_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_044_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_045_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_046_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_047_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_048_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_049_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_050_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_051_03	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_052_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_053_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_054_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_055_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_056_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_057_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_058_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_059_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_060_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_061_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_062_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_063_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_064_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_065_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_066_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_067_03	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_068_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_069_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_070_03	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_071_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_072_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_073_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_074_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_075_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_076_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_077_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_078_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_079_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_080_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_081_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_082_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_083_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_084_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_085_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_086_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_087_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_088_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_089_03	6	6	1	0	100,00	85,71	16,67	85,71	0,9231
MO1_090_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_091_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_092_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_093_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_094_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_095_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_096_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_097_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_098_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_099_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_100_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_101_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_102_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_103_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_104_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_105_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_106_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_107_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_108_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_109_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_110_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_111_03	21	21	1	0	100,00	95,45	4,76	95,45	0,9767
MO1_112_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_113_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_114_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_115_03	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_116_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_117_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_118_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_119_03	18	18	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_120_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_121_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_122_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_123_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_124_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_125_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>Total</b>	<b>1471</b>	<b>1471</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>100,00</b>	<b>99,86</b>	<b>0,14</b>	<b>99,86</b>	<b>0,9993</b>

## Příloha 4 - Tabulka hodnot pro třísvodové signály databáze CSE – Stockwellova transformace

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
MO1_001_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_002_03	19	19	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_003_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_004_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_005_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_006_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_007_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_008_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_009_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_010_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_011_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_012_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_013_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_014_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_015_03	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_016_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_017_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_018_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_019_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_020_03	22	22	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_021_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_022_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_023_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_024_03	9	9	1	0	100,00	90,00	11,11	90,00	0,9474
MO1_025_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_026_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_027_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_028_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_029_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_030_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_031_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_032_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_033_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_034_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_035_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_036_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_037_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_038_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000



MO1_039_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_040_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_041_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_042_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_043_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_044_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_045_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_046_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_047_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_048_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_049_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_050_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_051_03	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_052_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_053_03	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_054_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_055_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_056_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_057_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_058_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_059_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_060_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_061_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_062_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_063_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_064_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_065_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_066_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_067_03	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_068_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_069_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_070_03	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_071_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_072_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_073_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_074_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_075_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_076_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_077_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_078_03	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_079_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_080_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_081_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_082_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_083_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_084_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_085_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_086_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_087_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_088_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_089_03	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_090_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_091_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_092_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_093_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_094_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_095_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_096_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_097_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_098_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_099_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_100_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_101_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_102_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_103_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_104_03	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_105_03	14	11	0	3	78,57	100,00	27,27	78,57	0,8800
MO1_106_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_107_03	15	15	1	0	100,00	93,75	6,67	93,75	0,9677
MO1_108_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_109_03	15	14	0	1	93,33	100,00	7,14	93,33	0,9655
MO1_110_03	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_111_03	21	20	0	1	95,24	100,00	5,00	95,24	0,9756
MO1_112_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_113_03	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_114_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_115_03	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_116_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_117_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_118_03	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_119_03	18	18	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_120_03	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_121_03	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_122_03	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_123_03	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_124_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_125_03	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>Total</b>	<b>1468</b>	<b>1463</b>	<b>2</b>	<b>5</b>	<b>99,66</b>	<b>99,86</b>	<b>0,48</b>	<b>99,52</b>	<b>0,9976</b>

## Příloha 5 - Tabulka hodnot pro dvanáctisvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Daubechies10

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
MO1_001_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_002_12	19	19	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_003_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_004_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_005_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_006_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_007_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_008_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_009_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_010_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_011_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_012_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_013_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_014_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_015_12	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_016_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_017_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_018_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_019_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_020_12	22	22	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_021_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_022_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_023_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_024_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_025_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_026_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_027_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_028_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_029_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_030_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_031_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_032_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_033_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_034_12	12	9	0	3	75,00	100,00	33,33	75,00	0,8571
MO1_035_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_036_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_037_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_038_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_039_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_040_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_041_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_042_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_043_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_044_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_045_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_046_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_047_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_048_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_049_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_050_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_051_12	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_052_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_053_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_054_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_055_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_056_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_057_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_058_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_059_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_060_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_061_12	13	11	0	2	84,62	100,00	18,18	84,62	0,9167
MO1_062_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_063_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_064_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_065_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_066_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_067_12	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_068_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_069_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_070_12	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_071_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_072_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_073_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_074_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_075_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_076_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_077_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_078_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_079_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_080_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_081_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_082_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_083_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_084_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_085_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_086_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_087_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_088_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_089_12	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_090_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_091_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_092_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_093_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_094_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_095_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_096_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_097_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_098_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_099_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_100_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_101_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_102_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_103_12	11	9	0	2	81,82	100,00	22,22	81,82	0,9000
MO1_104_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_105_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_106_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_107_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_108_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_109_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_110_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_111_12	21	21	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_112_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_113_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_114_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_115_12	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_116_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_117_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_118_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_119_12	18	18	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_120_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_121_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_122_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_123_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_124_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_125_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>Total</b>	<b>1470</b>	<b>1463</b>	<b>0</b>	<b>7</b>	<b>99,52</b>	<b>100,00</b>	<b>0,48</b>	<b>99,52</b>	<b>0,9976</b>

## Příloha 6 - Tabulka hodnot pro dvanáctisvodové signály databáze CSE – Vlnková transformace Symlet4

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
MO1_001_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_002_12	19	19	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_003_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_004_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_005_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_006_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_007_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_008_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_009_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_010_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_011_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_012_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_013_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_014_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_015_12	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_016_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_017_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_018_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_019_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_020_12	22	22	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_021_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_022_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_023_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_024_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_025_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_026_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_027_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_028_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_029_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_030_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_031_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_032_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_033_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_034_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_035_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_036_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_037_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_038_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_039_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_040_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_041_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_042_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_043_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_044_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_045_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_046_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_047_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_048_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_049_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_050_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_051_12	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_052_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_053_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_054_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_055_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_056_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_057_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_058_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_059_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_060_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_061_12	13	11	0	2	84,62	100,00	18,18	84,62	0,9167
MO1_062_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_063_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_064_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_065_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_066_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_067_12	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_068_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_069_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_070_12	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_071_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_072_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_073_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_074_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_075_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_076_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_077_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_078_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_079_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_080_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_081_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_082_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_083_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_084_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_085_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_086_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_087_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_088_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_089_12	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_090_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_091_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_092_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_093_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_094_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_095_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_096_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_097_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_098_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_099_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_100_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_101_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_102_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_103_12	11	9	0	2	81,82	100,00	22,22	81,82	0,9000
MO1_104_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_105_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_106_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_107_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_108_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_109_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_110_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_111_12	21	21	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_112_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_113_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_114_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_115_12	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_116_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_117_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_118_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_119_12	18	18	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_120_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_121_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_122_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_123_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_124_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_125_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>Total</b>	<b>1470</b>	<b>1466</b>	<b>0</b>	<b>4</b>	<b>99,73</b>	<b>100,00</b>	<b>0,27</b>	<b>99,73</b>	<b>0,9986</b>



## Příloha 7 - Tabulka hodnot pro dvanáctisvodové signály databáze CSE – Stockwellova transformace

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
MO1_001_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_002_12	19	19	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_003_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_004_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_005_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_006_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_007_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_008_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_009_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_010_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_011_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_012_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_013_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_014_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_015_12	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_016_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_017_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_018_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_019_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_020_12	22	22	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_021_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_022_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_023_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_024_12	9	9	1	0	100,00	90,00	11,11	90,00	0,9474
MO1_025_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_026_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_027_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_028_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_029_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_030_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_031_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_032_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_033_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_034_12	12	9	0	3	75,00	100,00	33,33	75,00	0,8571
MO1_035_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_036_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_037_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_038_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_039_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_040_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_041_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_042_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_043_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_044_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_045_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_046_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_047_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_048_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_049_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_050_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_051_12	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_052_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_053_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_054_12	7	7	1	0	100,00	87,50	14,29	87,50	0,9333
MO1_055_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_056_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_057_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_058_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_059_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_060_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_061_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_062_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_063_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_064_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_065_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_066_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_067_12	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_068_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_069_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_070_12	0	0	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_071_12	14	14	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_072_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_073_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_074_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_075_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_076_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_077_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_078_12	7	7	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_079_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_080_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_081_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_082_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_083_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000

MO1_084_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_085_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_086_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_087_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_088_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_089_12	6	6	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_090_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_091_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_092_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_093_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_094_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_095_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_096_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_097_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_098_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_099_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_100_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_101_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_102_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_103_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_104_12	8	8	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_105_12	14	12	0	2	85,71	100,00	16,67	85,71	0,9231
MO1_106_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_107_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_108_12	16	16	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_109_12	15	14	0	1	93,33	100,00	7,14	93,33	0,9655
MO1_110_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_111_12	21	21	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_112_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_113_12	17	17	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_114_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_115_12	20	20	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_116_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_117_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_118_12	11	11	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_119_12	18	18	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_120_12	9	9	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_121_12	10	10	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_122_12	15	15	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_123_12	13	13	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_124_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
MO1_125_12	12	12	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>Total</b>	<b>1470</b>	<b>1464</b>	<b>2</b>	<b>6</b>	<b>99,59</b>	<b>99,86</b>	<b>0,55</b>	<b>99,46</b>	<b>0,9973</b>

## Příloha 8 - Tabulka hodnot pro databázi MIT – Vlnková transformace Daubechies10

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-scope
100	2 273	2 273	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
101	1 865	1 864	5	1	99,95	99,73	0,32	99,68	0,9984
102	2 187	2 187	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
103	2 084	2 083	7	1	99,95	99,67	0,38	99,62	0,9981
104	2 229	2 227	17	2	99,91	99,24	0,85	99,15	0,9958
105	2 572	2 563	49	9	99,65	98,12	2,26	97,79	0,9888
106	2 027	2 021	36	6	99,70	98,25	2,08	97,96	0,9897
107	2 137	2 116	5	21	99,02	99,76	1,23	98,79	0,9939
108	1 763	1 761	7	2	99,89	99,60	0,51	99,49	0,9975
109	2 532	2 527	0	5	99,80	100,00	0,20	99,80	0,9990
111	2 124	2 121	1	3	99,86	99,95	0,19	99,81	0,9991
112	2 539	2 539	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
113	1 795	1 795	10	0	100,00	99,45	0,56	99,45	0,9972
114	1 879	1 870	15	9	99,52	99,20	1,28	98,73	0,9936
115	1 953	1 953	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
116	2 412	2 403	2	9	99,63	99,92	0,46	99,54	0,9977
117	1 535	1 535	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
118	2 278	2 278	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
119	1 987	1 987	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
121	1 863	1 863	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
122	2 476	2 476	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
123	1 518	1 518	6	0	100,00	99,61	0,40	99,61	0,9980
124	1 619	1 609	0	10	99,38	100,00	0,62	99,38	0,9969
200	2 601	2 597	12	4	99,85	99,54	0,62	99,39	0,9969
201	1 963	1 907	1	56	97,15	99,95	2,99	97,10	0,9853
202	2 136	2 125	2	11	99,49	99,91	0,61	99,39	0,9970
203	2 979	2 954	237	25	99,16	92,57	8,87	91,85	0,9575
205	2 656	2 652	4	4	99,85	99,85	0,30	99,70	0,9985
207	1 860	1 853	3	7	99,62	99,84	0,54	99,46	0,9973
208	2 955	2 893	10	62	97,90	99,66	2,49	97,57	0,9877
209	3 005	3 005	4	0	100,00	99,87	0,13	99,87	0,9993
210	2 650	2 628	35	22	99,17	98,69	2,17	97,88	0,9893
212	2 748	2 748	1	0	100,00	99,96	0,04	99,96	0,9998
213	3 251	3 246	0	5	99,85	100,00	0,15	99,85	0,9992
214	2 262	2 257	1	5	99,78	99,96	0,27	99,73	0,9987
215	3 363	3 360	1	3	99,91	99,97	0,12	99,88	0,9994
217	2 208	2 204	2	4	99,82	99,91	0,27	99,73	0,9986
219	2 154	2 154	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
220	2 048	2 048	1	0	100,00	99,95	0,05	99,95	0,9998
221	2 427	2 421	21	6	99,75	99,14	1,12	98,90	0,9945

<b>222</b>	2 483	2 474	12	9	99,64	99,52	0,85	99,16	0,9958
<b>223</b>	2 605	2 594	1	11	99,58	99,96	0,46	99,54	0,9977
<b>228</b>	2 053	2 050	42	3	99,85	97,99	2,20	97,85	0,9891
<b>230</b>	2 256	2 256	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>231</b>	1 571	1 571	5	0	100,00	99,68	0,32	99,68	0,9984
<b>232</b>	1 780	1 780	31	0	100,00	98,29	1,74	98,29	0,9914
<b>233</b>	3 079	3 073	31	6	99,81	99,00	1,20	98,81	0,9940
<b>234</b>	2 753	2 751	0	2	99,93	100,00	0,07	99,93	0,9996
<b>Total</b>	<b>109 493</b>	<b>109 170</b>	<b>617</b>	<b>323</b>	<b>99,71</b>	<b>99,44</b>	<b>0,86</b>	<b>99,15</b>	<b>0,9957</b>

## Příloha 9 - Tabulka hodnot pro databázi MIT – Vlnková transformace Symlet4

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-scope
100	2272	2272	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
101	1 865	1 864	4	1	99,95	99,79	0,27	99,73	0,9987
102	2 187	2 187	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
103	2 084	2 083	8	1	99,95	99,62	0,43	99,57	0,9978
104	2 229	2 225	17	4	99,82	99,24	0,94	99,07	0,9953
105	2 572	2 565	52	7	99,73	98,01	2,30	97,75	0,9886
106	2 027	2 022	38	5	99,75	98,16	2,13	97,92	0,9895
107	2 137	2 120	4	17	99,20	99,81	0,99	99,02	0,9951
108	1 763	1 760	11	3	99,83	99,38	0,80	99,21	0,9960
109	2 532	2 527	0	5	99,80	100,00	0,20	99,80	0,9990
111	2 124	2 121	1	3	99,86	99,95	0,19	99,81	0,9991
112	2 539	2 539	2	0	100,00	99,92	0,08	99,92	0,9996
113	1 795	1 795	197	0	100,00	90,11	10,97	90,11	0,9480
114	1 879	1 872	35	7	99,63	98,16	2,24	97,81	0,9889
115	1 953	1 953	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
116	2 412	2 403	2	9	99,63	99,92	0,46	99,54	0,9977
117	1 535	1 535	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
118	2 278	2 278	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
119	1 987	1 987	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
121	1 863	1 863	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
122	2 476	2 476	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
123	1 518	1 518	5	0	100,00	99,67	0,33	99,67	0,9984
124	1 619	1 611	0	8	99,51	100,00	0,50	99,51	0,9975
200	2 601	2 599	10	2	99,92	99,62	0,46	99,54	0,9977
201	1 963	1 911	1	52	97,35	99,95	2,77	97,30	0,9863
202	2 136	2 125	3	11	99,49	99,86	0,66	99,35	0,9967
203	2 980	2 955	246	25	99,16	92,31	9,17	91,60	0,9562
205	2 656	2 652	0	4	99,85	100,00	0,15	99,85	0,9992
207	1 860	1 854	3	6	99,68	99,84	0,49	99,52	0,9976
208	2 955	2 930	14	25	99,15	99,52	1,33	98,69	0,9934
209	3 005	3 005	7	0	100,00	99,77	0,23	99,77	0,9988
210	2 650	2 631	37	19	99,28	98,61	2,13	97,92	0,9895
212	2 748	2 746	3	2	99,93	99,89	0,18	99,82	0,9991
213	3 250	3 245	0	5	99,85	100,00	0,15	99,85	0,9992
214	2 262	2 257	1	5	99,78	99,96	0,27	99,73	0,9987
215	3 363	3 360	0	3	99,91	100,00	0,09	99,91	0,9996
217	2 208	2 204	2	4	99,82	99,91	0,27	99,73	0,9986
219	2 154	2 154	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
220	2 048	2 048	2	0	100,00	99,90	0,10	99,90	0,9995
221	2 427	2 423	25	4	99,84	98,98	1,20	98,82	0,9941

<b>222</b>	2 483	2 472	12	11	99,56	99,52	0,93	99,08	0,9954
<b>223</b>	2 605	2 594	0	11	99,58	100,00	0,42	99,58	0,9979
<b>228</b>	2 053	2 049	25	4	99,81	98,79	1,42	98,60	0,9930
<b>230</b>	2 256	2 256	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>231</b>	1 571	1 571	7	0	100,00	99,56	0,45	99,56	0,9978
<b>232</b>	1 780	1 780	39	0	100,00	97,86	2,19	97,86	0,9892
<b>233</b>	3 079	3 075	3	4	99,87	99,90	0,23	99,77	0,9989
<b>234</b>	2 753	2 752	0	1	99,96	100,00	0,04	99,96	0,9998
<b>Total</b>	<b>109 492</b>	<b>109 224</b>	<b>816</b>	<b>268</b>	<b>99,76</b>	<b>99,26</b>	<b>0,99</b>	<b>99,02</b>	<b>0,9951</b>

## Příloha 10 - Tabulka hodnot pro databázi MIT – Stockwellova transformace

Název Snímku	Total beats	TP	FP	FN	Se [%]	Pp [%]	Er [%]	Acc [%]	F-score
<b>100</b>	2273	2272	0	1	99,96	100,00	0,04	99,96	0,9998
<b>101</b>	1 865	1 863	4	2	99,89	99,79	0,32	99,68	0,9984
<b>102</b>	2 187	2 187	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>103</b>	2 084	2 084	39	0	100,00	98,16	1,87	98,16	0,9907
<b>104</b>	2 229	2 226	20	3	99,87	99,11	1,03	98,98	0,9949
<b>105</b>	2 572	2 558	46	14	99,46	98,23	2,35	97,71	0,9884
<b>106</b>	2 027	1 989	20	38	98,13	99,00	2,92	97,17	0,9856
<b>107</b>	2 137	2 132	0	5	99,77	100,00	0,23	99,77	0,9988
<b>108</b>	1 763	1 756	21	7	99,60	98,82	1,59	98,43	0,9921
<b>109</b>	2 532	2 528	0	4	99,84	100,00	0,16	99,84	0,9992
<b>111</b>	2 124	2 124	1	0	100,00	99,95	0,05	99,95	0,9998
<b>112</b>	2 539	2 539	3	0	100,00	99,88	0,12	99,88	0,9994
<b>113</b>	1 795	1 795	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>114</b>	1 879	1 879	3	0	100,00	99,84	0,16	99,84	0,9992
<b>115</b>	1 953	1 953	3	0	100,00	99,85	0,15	99,85	0,9992
<b>116</b>	2 412	2 409	3	3	99,88	99,88	0,25	99,75	0,9988
<b>117</b>	1 535	1 535	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>118</b>	2 278	2 278	2	0	100,00	99,91	0,09	99,91	0,9996
<b>119</b>	1 987	1 987	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>121</b>	1 863	1 863	4	0	100,00	99,79	0,21	99,79	0,9989
<b>122</b>	2 476	2 476	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>123</b>	1 518	1 518	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>124</b>	1 619	1 612	0	7	99,57	100,00	0,43	99,57	0,9978
<b>200</b>	2 601	2 595	46	6	99,77	98,26	2,00	98,04	0,9901
<b>201</b>	1 963	1 909	0	54	97,25	100,00	2,83	97,25	0,9861
<b>202</b>	2 136	2 130	2	6	99,72	99,91	0,38	99,63	0,9981
<b>203</b>	2 980	2 855	28	125	95,81	99,03	5,36	94,91	0,9739
<b>205</b>	2 656	2 640	3	16	99,40	99,89	0,72	99,29	0,9964

<b>207</b>	1 860	1 845	2	15	99,19	99,89	0,92	99,09	0,9954
<b>208</b>	2 955	2 910	30	45	98,48	98,98	2,58	97,49	0,9873
<b>209</b>	3 005	3 001	16	4	99,87	99,47	0,67	99,34	0,9967
<b>210</b>	2 650	2 570	6	80	96,98	99,77	3,35	96,76	0,9835
<b>212</b>	2 748	2 748	6	0	100,00	99,78	0,22	99,78	0,9989
<b>213</b>	3 251	3 248	0	3	99,91	100,00	0,09	99,91	0,9995
<b>214</b>	2 262	2 251	1	11	99,51	99,96	0,53	99,47	0,9973
<b>215</b>	3 363	3 359	1	4	99,88	99,97	0,15	99,85	0,9993
<b>217</b>	2 208	2 203	1	5	99,77	99,95	0,27	99,73	0,9986
<b>219</b>	2 154	2 154	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>220</b>	2 048	2 048	1	0	100,00	99,95	0,05	99,95	0,9998
<b>221</b>	2 427	2 408	15	19	99,22	99,38	1,41	98,61	0,9930
<b>222</b>	2 483	2 477	0	6	99,76	100,00	0,24	99,76	0,9988
<b>223</b>	2 605	2 592	0	13	99,50	100,00	0,50	99,50	0,9975
<b>228</b>	2 053	2 051	5	2	99,90	99,76	0,34	99,66	0,9983
<b>230</b>	2 256	2 256	0	0	100,00	100,00	0,00	100,00	1,0000
<b>231</b>	1 571	1 571	1	0	100,00	99,94	0,06	99,94	0,9997
<b>232</b>	1 780	1 780	13	0	100,00	99,27	0,73	99,27	0,9964
<b>233</b>	3 079	3 072	0	7	99,77	100,00	0,23	99,77	0,9989
<b>234</b>	2 753	2 753	1	0	100,00	99,96	0,04	99,96	0,9998
<b>Total</b>	<b>109 494</b>	<b>108 989</b>	<b>347</b>	<b>505</b>	<b>99,54</b>	<b>99,68</b>	<b>0,78</b>	<b>99,22</b>	<b>0,9961</b>