

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2017

Kristýna Hlaváčová



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

DETEKTOR SRDEČNÍCH OZEV

HEART SOUNDS DETECTOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Kristýna Hlaváčová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2017



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Kristýna Hlaváčová

ID: 174502

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Detektor srdečních ozev

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Popište základní vlastnosti fonokardiogramů (FKG) v časové i frekvenční oblasti. 2) Seznamte se s metodami předzpracování signálů FKG a s metodami detekce I. a II. srdeční ozvy. 3) Navrhněte a realizujte algoritmus detekce uvedených srdečních ozev. Postup detekce ověřte na vybraných signálech FKG. 4) Navržený detektor otestujte na databázi signálů FKG dostupné na UBMI. 5) Statisticky zhodnoťte dosažené výsledky a vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] DEBBAL, S. M. Model of Differentiation between Normal and Abnormal Heart Sounds in Using the Discrete Wavelet Transform. Journal of Medical and Bioengineering [online]. 2014, 3(1), 5-11. DOI: 10.12720/jomb.3.1.5- 11. ISSN 23013796.

[2] TU, Zhihai, Guitao CAO, Qiao LI, XIANXIA ZHANG a JUN SHI. Improved methods for detecting main components of heart sounds. In: 2010 Sixth International Conference on Natural Computation [online]. IEEE, 2010, s. 3585-3588. DOI: 10.1109/ICNC.2010.5584140. ISBN 9781424459582.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

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

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá detekcí srdečních ozev v signálu. V první polovině je objasněna anatomie, fyziologie kardiovaskulárního systému a srdečních ozev. Dále jsou popsány přístroje pro vyhodnocení fonokardiografických signálů a jejich analýza. Ve druhé polovině je charakterizován algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy, jež byl vytvořen v prostředí MATLAB R2014a. V závěru je uvedeno shrnutí realizovaného programu a statistické zhodnocení metody.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdeční cyklus, srdeční ozvy, fonokardiograf, Fourierova transformace, vlnková transformace, obálka signálu, Hilbertova transformace, operátor TKEO.

ABSTRACT

In this thesis deals with detection of heart sounds in signal. In first half of thesis is discussed anatomy, physiology of cardiovascular system and issue of heart sounds. Afterwards, devices for evaluation phonocardiogram signals and their analysis are described. Thereafter the work focuses on the algorithm for detection of the first and second heart sound, which was implemented in the MATLAB R2014a environment. In conclusion, there is a summary of the proposed method and statistic evaluation.

KEYWORDS

Cardiac cycle, heart sound, phonocardiography, Fourier transform, wavelet transform, signal envelope, Hilbert transform, operator TKEO.

HLAVÁČOVÁ, Kristýna *Detektor srdečních ozev*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 56 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Detektor srdečních ozev jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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 bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek	xi
Úvod	1
1 Kardiiovaskulární systém	2
1.1 Anatomie.....	2
1.1.1 Srdeční chlopně.....	2
1.2 Fyziologie	3
1.2.1 Krevní oběh.....	3
1.2.2 Převodní systém.....	4
1.3 Srdeční cyklus.....	4
1.4 Srdeční ozvy	6
1.4.1 Přídavné zvuky	7
1.4.2 Srdeční šelesty	8
1.4.3 Poslechová místa na hrudi	9
2 Přístroje pro vyhodnocení zvukových signálů	10
2.1 Fonendoskop.....	10
2.2 Fonokardiografie - FKG, PCG.....	10
2.2.1 Mikrofony	10
2.3 Zpracování signálu.....	11
3 Analýza signálu	12
3.1 Frekvenční oblast.....	12
3.1.1 Fourierova transformace (FT).....	12
3.2 Časově frekvenční oblast.....	13
3.2.1 Krátkodobá Fourierova transformace (STFT)	13
3.2.2 Vlnková transformace se spojitým časem (WT).....	14
3.3 Empirický rozklad signálu	16
3.4 Obálka signálu	16
3.4.1 Hilbertova transformace	16

3.4.2	Operátor TKEO.....	17
3.4.3	Shannova energie.....	17
3.4.4	Homomorfní transformace.....	18
4	Realizace programu	19
4.1	Předzpracování signálu.....	20
4.2	Obálka signálu.....	20
4.2.1	Hilbertova transformace.....	20
4.2.2	Operátor TKEO.....	21
4.3	Vyhlazení signálu.....	22
4.4	Nalezení vrcholů nad prahem.....	23
4.5	Smazání vrcholů navíc.....	24
4.6	Obnovení ztracených vrcholů.....	25
4.7	Klasifikace srdečních ozev S1, S2.....	26
5	Problémové detekce	28
6	Statistické hodnocení	41
6.1	Spolehlivost pro první srdeční ozvu S1.....	43
6.2	Spolehlivost pro druhou srdeční ozvu S2.....	44
6.3	Spolehlivost pro obě srdeční ozvy.....	45
6.4	Srovnání spolehlivosti metod.....	45
7	Závěr	47
	Literatura	48
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	51
	Přílohy	53

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Anatomie srdce [27]	3
Obr. 1.2: Krevní oběh [23].....	4
Obr. 1.3: Srdeční cyklus, EKG, srdeční ozvy [25]	8
Obr. 1.4: Poslechová místa na hrudi [24]	9
Obr. 3.1: Vlnková transformace [26].....	14
Obr. 4.1: Schéma algoritmu detekce srdečních ozev	19
Obr. 4.2: Filtrace vlnkovou transformací - signál po zpětné transformaci - P001	20
Obr.4.3: Hilbertova transformace a vytvoření obálky signálu - P001	21
Obr. 4.4: Operátor TKEO a vytvoření obálky signálu - P001	22
Obr.4.5: Hilbertova transformace a vyhlazení obálky - P001	22
Obr.4.6: Operátor TKEO a vyhlazení obálky - P001	23
Obr.4.7: Detekce vrcholů v obálce po Hilbertově transformaci - P003	24
Obr.4.8: Vymazání vrcholů v obálce po Hilbertově transformaci - P007	25
Obr.4.9: Přidání vrcholů ztracených - Hilbertova transformace - P007	26
Obr. 4.10: Správná klasifikace S1, S2 - operátor TKEO - P002	27
Obr.5.1: Správná klasifikace S1, S2 - operátor TKEO - P032	28
Obr. 5.2 : Správná klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P032	29
Obr. 5.3 : Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P003.....	29
Obr. 5.4 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P003.....	30
Obr. 5.5 : Rekonstruovaný signál - P003.....	30
Obr. 5.6 : Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P014.....	31
Obr. 5.7 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P014.....	31
Obr. 5.8 : Rekonstruovaný signál - P014.....	32
Obr. 5.9 : Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P016.....	32
Obr. 5.10: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P016.....	33
Obr. 5.11: Rekonstruovaný signál - P016.....	33
Obr. 5.12: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P020.....	34
Obr. 5.13: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P020.....	34
Obr. 5.14: Rekonstruovaný signál - P020.....	35
Obr.5.15: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P039.....	35
Obr. 5.16 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P039.....	36

Obr. 5.17: Rekonstruovaný signál - P039.....	36
Obr.5.18: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P043.....	37
Obr. 5.19: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P043.....	37
Obr. 5.20: Rekonstruovaný signál - P043.....	38
Obr. 5.21: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P045.....	38
Obr. 5.22: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P045.....	39
Obr. 5.23: Rekonstruovaný signál - P045.....	39
Obr. 5.24: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P064.....	40
Obr. 5.25 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P064.....	40
Obr. 5.26: Rekonstruovaný signál - P064.....	41

SEZNAM TABULEK

Tab. 6.1: Spolehlivost pro první srdeční ozvu S1 - Hilbertova transformace	43
Tab. 6.2: Spolehlivost pro první srdeční ozvu S1 - operátor TKEO	43
Tab. 6.3: Spolehlivost pro druhou srdeční ozvu S2 - Hilbertova transformace.....	44
Tab. 6.4: Spolehlivost pro druhou srdeční ozvu S2 - operátor TKEO.....	44
Tab. 6.5: Spolehlivost pro všechny srdeční ozvy - Hilbertova transformace	45
Tab. 6.6: Spolehlivost pro všechny srdeční ozvy - operátor TKEO	45
Tab.6.7: Hodnoty senzitivity pro metody detekce první a druhé srdeční ozvy	46

ÚVOD

V dnešní době je onemocnění srdce a cév jedním z největších fenoménů. Je známo mnoho způsobů, jak provést vyšetření a diagnostiku kardiovaskulárního systému. Mezi nejznámější patří vyšetření prostým poslechem, fonendoskopem, elektrokardiografií a v neposlední řadě i fonokardiografií. Fonokardiografie se používá pro diagnostiku srdečních ozev pacienta. Následující práce je zaměřena na detekci srdečních ozev v signálech získaných z fonokardiografu.

Bez znalosti anatomie kardiovaskulárního systému bychom nemohli pochopit a popsat změřené signály. Z tohoto důvodu se první kapitola věnuje popisu srdce a cévního systému. Zahrnuta je zde anatomie, fyziologie srdce a cév, zejména pak popis srdečních ozev.

Ve druhé kapitole charakterizují přístroje, se kterými se vyhodnocují srdeční ozvy. Předchůdcem dnešní fonokardiografie je fonendoskop. Dále je popsán fonokardiograf, pomocí jakých částí se zaznamenává signál a jeho další zpracování.

Následující kapitola obsahuje analýzu signálu ve frekvenční a časové oblasti. Je zde popsána řada metod, jež se pro analýzu používají (od Fourierovy transformace až po empirický rozklad). Zmiňují se o různých obálkách pro lepší detekci zajímavých částí signálu. Vybrána byla jen část z velkého množství používaných obálek.

Čtvrtá kapitola obsahuje popis realizovaného programu v prostředí MATLAB R2014a pro detekci srdečních ozev. Jako první je realizováno předzpracováním signálu vlnkovou transformací a použitím dvou obálek, které byly vypočteny na základě - Hilbertovy transformace a operátoru TKEO, jež jsou následně porovnávány. Obálky jsou vyhlazeny pro dokonalejší detekci. Následně je vytvořen algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy.

V závěru se nachází srovnání použití dvou vybraných metod, výsledky detekce a celkové zhodnocení.

1 KARDIOVASKULÁRNÍ SYSTÉM

Kardiovaskulárnímu systému se věnuje kardiologie. Systém tvoří srdce a oběhový systém. Srdce slouží jako pumpa. Oběhový systém reprezentují tepny, žíly a kapiláry. Žilní systém přechází v systém mizní. Hlavní tekutinou je krev umožňující přenos esenciálních látek.

1.1 Anatomie

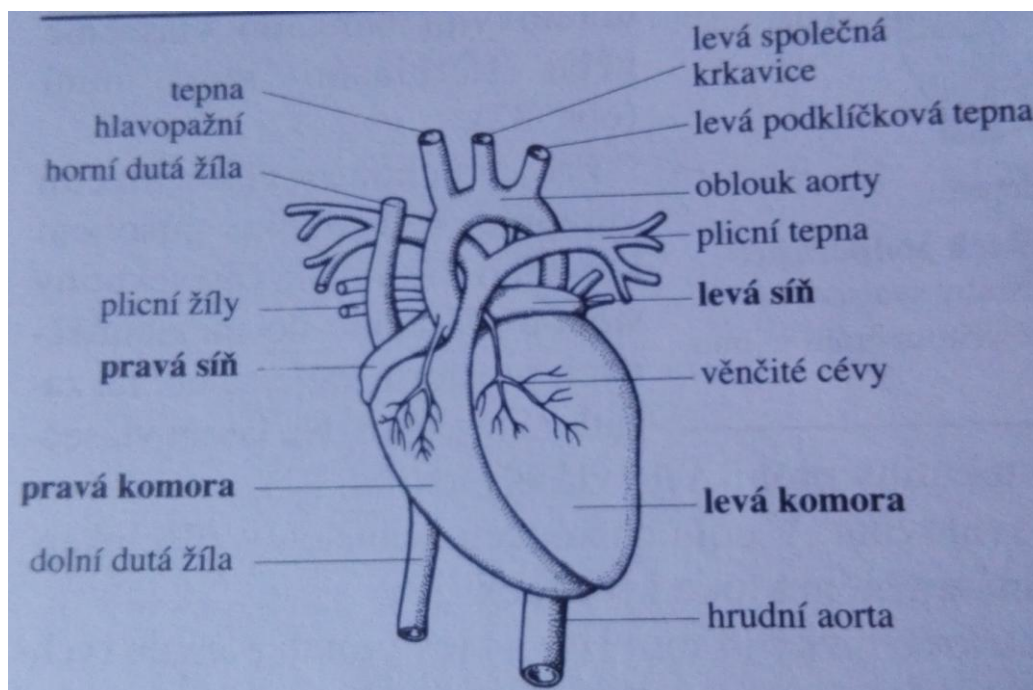
Srdce (cor,kardia) je dutý svalový orgán nacházející se v hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí stočený mírně do leva. Je uloženo v osrdečníku (perikard) tvořící vazivový obal přecházející na epikard, mezi nimiž je intersticiální tekutina pro snadnější pohyb a ochranu proti poškození. Srdeční svalovina (myokard) se nachází pod epikardem. Myokard je nejvíce zatěžován v levé komoře, proto je zde nejsilnější. Endokard interně vystýlá srdce slabou vrstvou buněk, jež mají protisrážlivý povrch . Orgán je rozdělen na čtyři části - dvě komory (ventriculus) a dvě síně (atrium) rozděleny na dvě poloviny (levou, pravou). Komory jsou formovány silnou svalovinou, zatímco síně tenkou [1] [3].

1.1.1 Srdeční chlopně

Chlopně zajišťují jednosměrný tok krve. Jejich funkčnost, bychom mohli připodobnit k záklopce mezi dvěma nádobami. Otevření zátky se realizuje až po naplnění první nádoby pasivně tlakovými rozdíly a obsah se přepustí do druhé nádoby. Nejčastějšími defekty chlopní jsou stenózy a nedomykavosti. Špatná funkce chlopní může mít fatální následky pro život člověka. Chlopně dělíme na cípaté a poloměsíčitě.

Trojcípá (trikuspidální) chlopeň, je mezi pravou síní a pravou komorou,má tři cípy. Dvoucípá (mitrální) se nachází mezi levou síní a levou komorou [1].

Z pravé komory se krev vypuzuje pulmonální semilunární chlopní do plicnice, z levé komory pak přes aortální semilunární chlopeň do aorty rozvádějící okysličenou krev do celého těla [1].



Obr. 1.1: Anatomie srdce [27]

1.2 Fyziologie

1.2.1 Krevní oběh

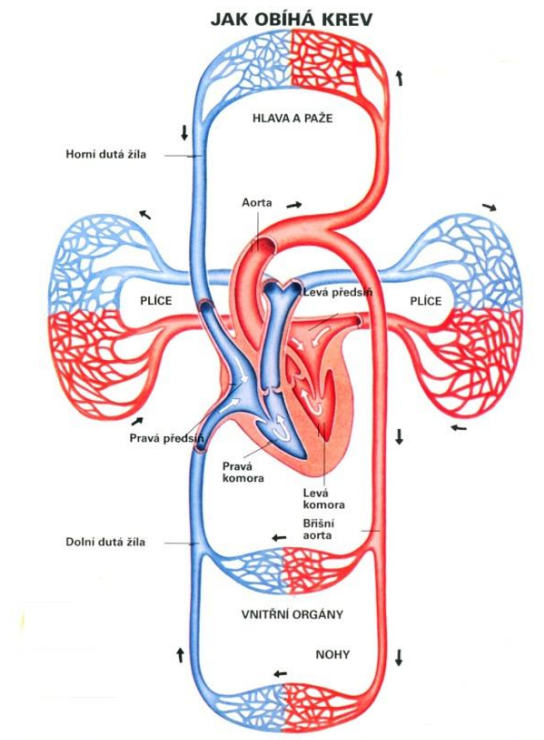
Pro životnost organismu je důležitý krevní oběh. Srdce svými stahy funguje jako pumpa či čerpadlo v krevním oběhu. Krev se přečerpává přes tento důležitý bod do dalších částí těla. Známe tři druhy cirkulace.

a) Malý (plicní) krevní oběh

Odkysličená krev se přivádí z horní a dolní poloviny těla do pravé poloviny srdce horní a dolní dutou žilou. Tepnou plicní jde krev do plic, kde se okysličí v alveolární kapilární síti. Okysličená krev se navrací plicními žilami do levé síně a dál do levé komory, ze které srdečnice rozvádí okysličenou krev do těla. Podstatou malého krevního oběhu je okysličení krve v plicích a výdej oxidu uhličitého - zevní dýchání. [3]

b) Velký (tělní) krevní oběh

Tělní oběh se inicializuje v levé komoře, odkud se okysličená krev vlévá za pomoci aorty do tepen celého těla a větví se až po kapiláry. Krev je postupně zbavována kyslíku. Plní se metabolity a oxidem uhličitým. Horní a dolní dutá žíla vede odkysličenou krev do pravé síně. Úlohou velkého krevního je výměna plynů a živin mezi krví a tkáněmi - vnitřní dýchání [3].



Obr. 1.2: Krevní oběh [23]

1.2.2 Převodní systém

Rytmičká činnost srdce se ovlivňuje proměnlivými stahy myokardu. Stahem je tvořena systola a ochabnutí svalů reprezentuje diastolu. Stah svaloviny se šíří srdcem, ze síní do komor. Diastola srdce nastává po systole síní a komor. Elektrické impulsy způsobující toto vedení jsou v srdci [1].

Startovním bodem je sinoatriální uzel (SA uzel) - srdeční pacemaker, uložený v pravé síni u koronárního sinu. Impuls je dále veden na obě síně, kde dochází k depolarizaci a kontrakci, až narazí na atrioventrikulární uzel (AV uzel). Ten se nachází mezi pravou síní a komorou u síňového septa. Významem AV uzlu je zadržení vzruchu, aby se předcházelo bezprostřednímu vedení na komory. Z AV uzlu vychází Hisův svazek, který propojuje myokard síní a komor. Ten se dále diferencuje na Tawarova raménka a Purkyňova vlákna vedoucí na povrch svaloviny komor, kde se šíří vlna z buňky na buňku [1].

1.3 Srdeční cyklus

Srdečním cyklem, nebo také srdeční revolucí, rozumíme děje, které se uskutečňují během jednoho srdečního stahu. Do tohoto intervalu řadíme kontrakci - systolu a relaxaci srdce - diastolu. Cyklus vysvětlujeme s využitím objemů a tlaků v komorách a cévách [1].

Počátečním stavem je otevření AV chlopní - trojcípá, dvoucípá, jelikož tlak v síních je vyšší než v komorách. Uzavřené jsou poloměsíčné a aortální chlopně, kvůli

vyššímu tlaku v plicnici a aortě proti komorám. Startovní bod tvoří činnost SA uzlu, který zapříčiní systolu síní [1].

a) Systola síní

V nečinnosti se stah síní na finálním objemu komor podílí asi 1/5. V diastole nastává plnění pasivně venózním tlakem. S narůstající srdeční frekvencí se zmenšuje interval diastoly i plnění komor. Objem komory po naplnění = objem na konci diastoly (EDV) je cca 120 - 140 ml. Tlak na konci diastoly (EDP) je menší než 10 mmHg. V levé komoře je tento tlak vyšší kvůli tlustší stěně. Depolarizace síní tvoří na záznamu elektrokardiografu (EKG) vlnu P, repolarizace se na průběhu signálu neprojeví [1].

b) Systola komor

Ventriculární tlak se stahem rapidně narůstá. Uzavření AV chlopní nastává při převýšení tlaku v síních. Tím je způsobena vibrace, kterou označujeme první srdeční ozvou (S1). Depolarizace komor se zviditelní na EKG ve formě QRS komplexu. Myokard působí silou, AV i poloměsíčitě chlopně jsou uzavřeny - izovolumická kontrakce. Při této kontrakci je objem komory konstantní. Navýšením tlaku se vyklenou AV chlopně do síní [1].

c) Ejekce

Tlak v komoře převýší tlak v aortě a plicnici. Poloměsíčitě chlopně se otevírají s následným vypuzením krve. Na počátku protéká krev značně rychle - rychlá komorová ejekce, ale postupem času se průtok snižuje - pomalá komorová ejekce. Ve druhé polovině ejekce končí aktivní kontrakce. Myokard se tak začíná repolarizovat, což můžeme pozorovat na průběhu vlny T na EKG. Ke konci pomalé komorové ejekce proudí krev už jen se setrvačností. Průtok se náhle otočí, čímž uzavře poloměsíčitě chlopně. Dojde k lehkému zvýšení tlaku v aortě - druhá ozva srdeční S2. Systolický objem je krev vypuzená srdcem během jedné kontrakce tj. přibližně 70 ml. End-systolický objem (ESV) je objem zůstávající na konci systoly v komoře. Hodnota tohoto objemu je okolo 50 ml. Ejekční frakcí nazýváme podíl systolického objemu a objemu na konci diastoly. Fyziologická hodnota se pohybuje asi kolem 0,6 [1].

d) Diastola

Relaxace komor nastává ihned po uzavření poloměsíčitých chlopní. Cípaté chlopně jsou ještě otevřeny z důvodu vyššího, ale konstantního komorového tlaku - izovolumetrická relaxace. Tlak v síních je navýšen plněním žil. Snížením tlaku v komorách na přijatelnou hodnotu se otevírají AV chlopně, tlak v síních klesá, ale komory se okamžitě plní - rychlé plnění komor. Díky elasticitě komorové stěny se krev nasává. Pomalé plnění komor charakterizuje žilní plnění, které je pomalejší v posledních 2/3 diastoly. Diastola je delší oproti systole až dvakrát, avšak krátí se při vzrůstu srdeční frekvence [1].

Plocha smyčky tlak - objem je grafickým znázorněním vykonané práce při srdečním cyklu. Tepová práce se rovná součinu středního arteriálního tlaku a tepového

objemu [1].

1.4 Srdeční ozvy

Činností srdce vznikají zvuky, jež charakterizují srdeční činnost např. otevíráním a uzavíráním chlopní, změnou rychlosti proudění krve, popřípadě změnou typu proudění. Tyto změny jsou jako kmity přenášeny na stěnu srdce, i na stěnu hrudníku, kde je můžeme zaznamenávat auskultační metodou - obyčejným poslechem, stetoskopem a fonokardiografem jako akustické signály. Jasně slyšitelné jsou první dvě ozvy. Další dvě ozvy by neměly být slyšitelné u dospělého jedince. Jestliže je slyšíme, může se jednat o určité poškození srdce. Celkem se jedná tedy o čtyři srdeční ozvy, které si níže popíšeme [8].

a) I. srdeční ozva - systolická

Systolická srdeční ozva nastává s kontrakcí komor, tedy jejich systolou. Dobou svého trvání je nejdelší a hlubší než ostatní ozvy. Uzavřením mitrální a trikuspidální chlopně se rychle zvýší komorový tlak. Toto prudké uzavření doprovází zvuk. Otevírají se poloměščitě chlopně a dochází tak k toku krve do velkých cév. Na EKG odpovídá první srdeční ozva komplexu QRS, zejména vlně R. Trvání ozvy je v rozmezí 0,1 - 0,17 s. Vibrace mají kmitočet 25 - 45 Hz. Frekvenční rozsah je 15 - 800 Hz. V literatuře ji označujeme jako S1 [5] [7].

b) II. srdeční ozva - diastolická

Diastolická srdeční ozva je vyšší, náhlá a jasná [7], nejlépe slyšitelná. Je zapříčiněna uzavřením semilunárních chlopní v aortě a arterii pulmonalis, na počátku diastoly. Má tedy dvě komponenty. Nejdříve uzavření aortální chlopně a následné uzavření chlopně při arteria pulmonalis. Fyziologický rozštěp druhé ozvy vzniká tak, že při expiriu se komponenty přibližují a při inspiriu se oddalují. V inspiriu se zvětšuje negativní nitrohruční tlak. Tím se zvýší krevní návrat k pravé polovině srdce a větší tepový objem pravé komory prodlouží vypuzování krve. To vede k pozdějšímu uzávěru pulmonální chlopně [4]. Její intenzita je proměnlivá dle tlaku krve ve velkých cévách. Trvá v rozmezí 0,1 - 0,14 s. Složena je až ze čtyř vibrací s kmitočty okolo 50 Hz. Frekvenční rozsah je 25 - 800 Hz. Na EKG souvisí s vlnou T - může ji předcházet, souhlasit s ní nebo dokonce může nastat až po vlně T [7]. V literatuře ji najdeme pod označením S2.

c) III. srdeční ozva - protodiastolická

Protodiastolická srdeční ozva je celkem hluboká. Za jejím vznikem stojí vibrace svaloviny komor při fázi rychlého plnění a to na počátku diastoly, tedy relaxace. Jelikož je nízkofrekvenční (kmitočet 10 - 40 Hz), tak ji zřetelně můžeme slyšet u mladých jedinců v místě srdečního apexu, popřípadě u starších z důvodu určité patologie. Trvá něco kolem 0,1 s. Souvisí s koncem vlny U [4] [7].

d) IV. srdeční ozva - presystolická

Presystolická srdeční ozva, nebo také síňová, se rozvíjí s vibrací komorové svaloviny při vpuštění krve do komory při systole síní na konci diastoly [4]. Kmitočet je v rozmezí 10 - 40 Hz. Po ní následuje první systolická srdeční ozva. Dochází k turbulencím krevního proudu. Čtvrtá srdeční ozva se může na EKG zobrazovat po vlně P. Pokud chybí tato ozva, pak hovoříme o fibrilaci komor.

1.4.1 Přídavné zvuky

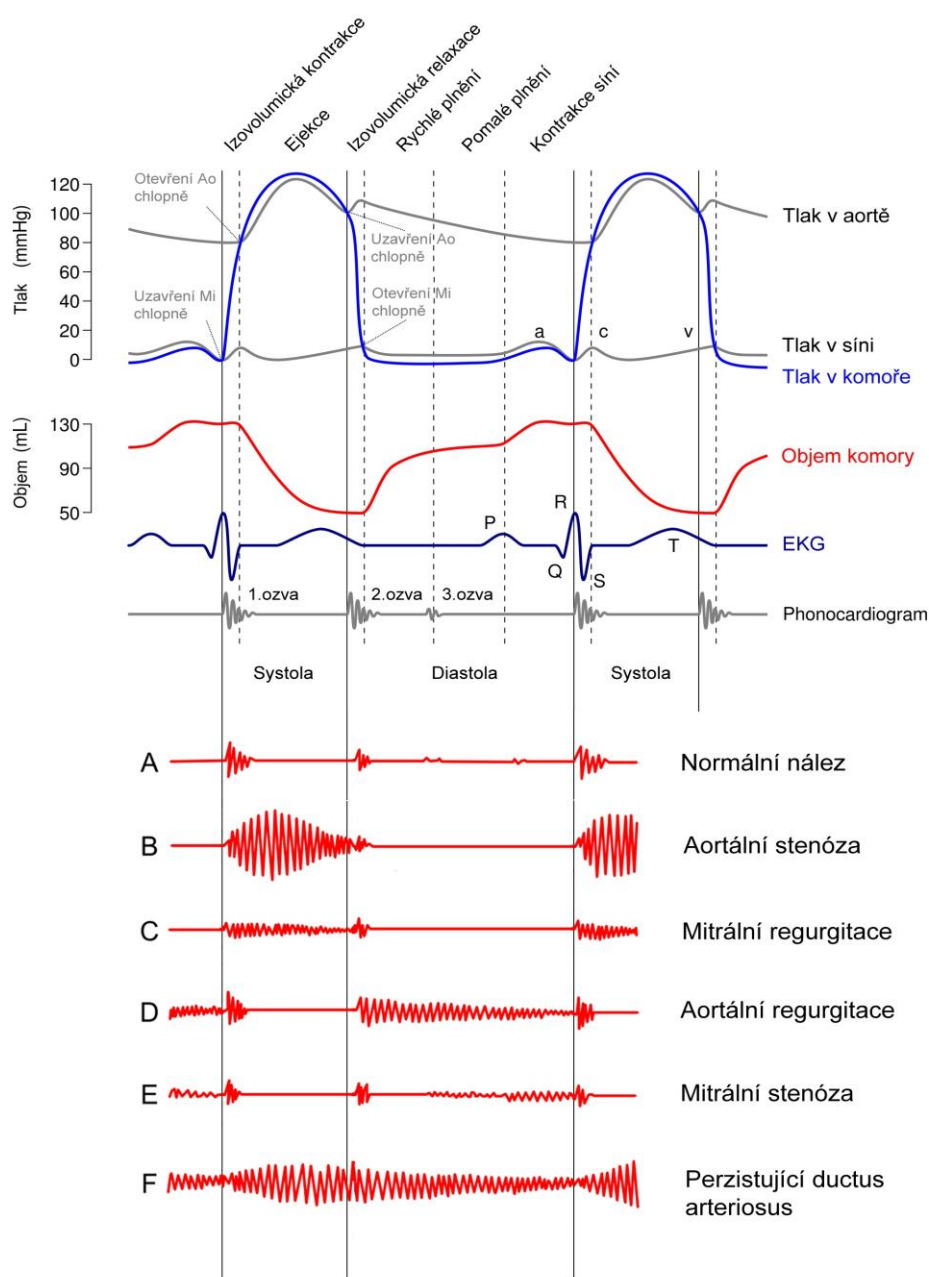
Jedná se o zvuky, které můžeme zaznamenat při patologiích srdce v určitých ozvách či na jejich přechodu.

Opening snap nastává při diastolickém klapnutí dvoucípé chlopně. Vzniká při časně fázi plnění komor - diastole. Jedná se o mitrální stenózu. Průchodnost dvoucípé chlopně je zpomalováno srůsty a chlopeň se tím pádem rozkmitá.

Časný systolický click se objevuje při brzkém systolickém klapnutí, v intervalu mezi první a druhou srdeční ozvou. Jedná se o zřetelné a hlasité cvaknutí. Click je způsoben náhlým a nedostatečným zprůchodněním aortální nebo pulmonální chlopně. Může signalizovat aortální stenózu.

Pozdní systolický click je spojován nejčastěji s prolapsem mitrální chlopně do síně. Vzniká v konečné fázi systolické pauzy.

Gallop, nebo-li cvalový rytmus, je trojdobý rytmus. Dochází zde k fúzi tachykardie (zrychlená srdeční činnost) a třetí či čtvrté ozvy srdeční. Indikuje selhání levé komory srdeční [4][5].



Obr. 1.3: Srdeční cyklus, EKG, srdeční ozvy [25]

1.4.2 Srdeční šelesty

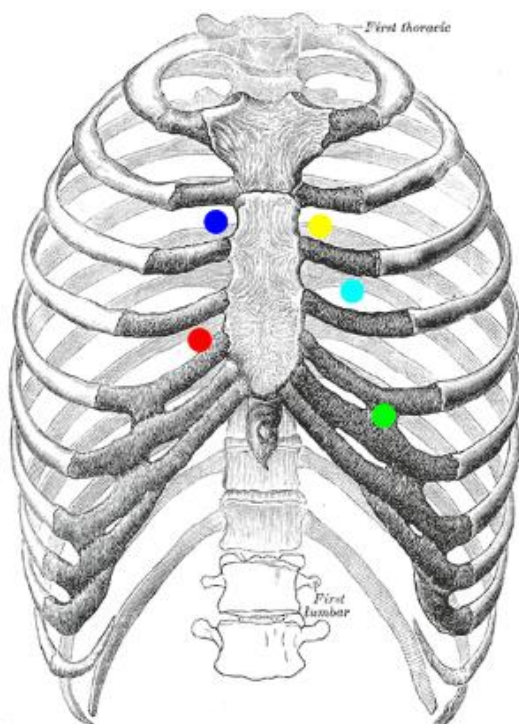
Šelesty vznikají za podmínky, že se laminární proudění krve přemění na turbulentní. Tato skutečnost nastává, při změně v anatomii srdce (např. pomalé srůsty chlopní). Dochází k vibracím a vírům krve, jelikož proud krve není jednosměrný z důvodu nějaké překážky. Srdeční ozvy jsou kratší než šelesty. Při hodnocení se lékař věnuje hlasitosti šelestu, propagaci a lokalizaci poslechového maxima. Jejich frekvence jsou v intervalu 0,1 - 2000 Hz, s velmi nízkou amplitudou. Šelesty jsou typickými ukazateli srdečních vad, i když někdy je bereme v úvahu jako fyziologické procesy

srdeční činnosti. Šelesty dělíme do tříd podle lokalizace v srdečním rytmu na systolické a diastolické. Diastolické jsou vždy patologické. Dále je můžeme separovat například dle mechanismu vzniku na ejekční, regurgitační, průtokové apod. [4] [7] [8].

1.4.3 Poslechová místa na hrudi

Auskultační vyšetření provádíme na poslechových místech chlopní. Kvůli správnému šíření zvuku se provádí ve třech polohách, v ležena zádech, na levém boku a v sedě, při normálním dýchání a apnoických pauzách [10]. Vyšetření tedy provádíme na čtyřech místech dle umístění chlopní:

- 1) aortální - II. mezižebří vpravo u sternu
- 2) pulmonální - II. mezižebří vlevo u sternu
- 3) trikuspidální - IV. - V. mezižebří vlevo u sternu
- 4) mitrální chlopeň - průsečík IV. - V. mezižebří a medioklavikulární čáry, oblast hrotu srdečního [4]



Obr. 1.4: Poslechová místa na hrudi [24]

2 PŘÍSTROJE PRO VYHODNOCENÍ ZVUKOVÝCH SIGNÁLŮ

2.1 Fonendoskop

Srdeční ozvy posloucháme nejjednodušeji přiložením fonendoskopu na určitá místa na hrudi v odpovídajícím umístění nad srdcem. Vibrace vzniklé činností struktur srdce vyšetřovaného pacienta se zachycují na membráně. Jsou dále vedeny a zesilovány pryžovou hadičkou do sluchového ústrojí lékaře. Často bývá využíván při měření tlaku. Pomocí tohoto nástroje můžeme sledovat i dýchání, gastroenterologické pohyby atd. [6] [9]

2.2 Fonokardiografie - FKG, PCG

Fonokardiografie je další možností neinvazivního zkoumání zvuků srdce, kterými jsou srdeční ozvy a šelesty (existuje, ale i invazivní fonokardiografie). Zvuk se zaznamenává pomocí mikrofону. Převádí se na signál a dochází k jeho grafické reprezentaci ve formě fonokardiogramu za použití vhodného softwaru. Její využití je hojné při operacích a pooperačním sledování. Spolu s EKG může být užitečná při zkoumání srdečních chorob. Při FKG se zaměřujeme zejména na první dvě ozvy. Při výběru snímače věnujeme pozornost frekvenčnímu rozsahu jednotlivých signálů [8].

2.2.1 Mikrofony

Mikrofon slouží jako snímač umístěný na hrudní stěně. Jeho výběr může ovlivnit celý výsledek snímání signálu. Je důležitou součástí fonokardiografu. Používají se mikrofony v kmitočtovém rozmezí od minimálně 20 do 2000 Hz. Do skupin je dělíme dle fyzikálních parametrů na elektrodynamické, piezoelektrické, elektrostatické a elektretové [7] [8].

a) Elektrodynamický

Tyto mikrofony se hojně využívají v konstrukci s membránou, s níž je v kontaktu kmitající cívka pohybující se v magnetickém poli. Nastává tak indukce napětí, jež je úměrné rychlosti změny akustického tlaku. Principem je to, že v magnetickém poli trvalého magnetu se nachází pohybující se vodič - cívka, který je spojen s pružnou membránou, na kterou dopadá zvuk. Kmitání se přenáší na vodič indukující časově proměnné napětí shodného časového průběhu s akustickým signálem. Rozsah přenášených pásem je v intervalu od 30 Hz do 15 kHz. Zkreslení je menší než 0,5 %. Frekvenční charakteristika je téměř shodná s charakteristikou fonendoskopu [8] [11].

b) Piezoelektrický

Používá se znalosti piezoelektrického jevu, při kterém mechanickým namáháním látek vzniká elektrický náboj snímající se elektrodami. Piezoelektrický jev je schopnost krystalu vytvářet elektrické napětí při jeho deformaci (mechanickém namáhání). Rozsah přenášených frekvencí je od 1 Hz do 3 kHz [8] [11].

c) Elektrostatický - kondenzátorový

Tvoří ho dvě od sebe izolované elektrody (pevná, pružná - metalizovaná folie či kovová membrána). Kapacita je asi 10 - 100 pF. Na kondenzátor je přiloženo napětí o velikosti desítek voltů. Pokud se kapacita kondenzátoru mění, např. vlivem akustického tlaku, tak nabíjecí a vybíjecí proudy vytvoří na odporu napětí, které je přiváděno přes kondenzátor na vstup zesilovače. Jestliže je náboj konstantní, pak se v důsledku změny kapacity mění napětí. Tyto mikrofony mají velkou citlivost a malé zkreslení. Frekvenční charakteristika je od 50 Hz do 10 kHz pro 3 dB [8] [11].

d) Elektretový

Následující mikrofón je obdobný jako elektrostatický s výjimkou, že nepotřebuje napájecí napětí. Na jedné elektrodě se použije elektret. Jedná se o materiál nesoucí konstantní elektrický náboj - teflon, organické sklo, nylon. Elektret je spojen s tranzistorem v jednom pouzdře, proto ho můžeme snadno zapojit do obvodu [8] [11].

2.3 Zpracování signálu

Signál zachycený mikrofónem se upravuje, aby byl vhodný pro digitalizaci. To znamená, že dochází k jeho zesílení pomocí zesilovače. Zpracování probíhá pomocí pásmových filtrů, jež vyfiltrují signál. Sám hrudník funguje jako filtr typu dolní propust. Po filtraci je signál přiveden na A/D převodník, kde se navzorkuje. V této podobě můžeme s navzorkovaným signálem pracovat - analyzovat jej. Důležitou diagnostickou informaci získáme ze spektrální oblasti signálu. Z tohoto důvodu je vhodný výskyt jednotlivých frekvenčních složek v čase. Výhodou přístroje je také snadné stanovení ejekční doby z první a druhé srdeční ozvy [8].

3 ANALÝZA SIGNÁLU

V následující kapitole popisují metody, které se používají pro analýzu signálů z fonokardiografu. Analýza probíhá ve dvou oblastech. Ve frekvenční oblasti, kdy se zobrazuje kmitočet úseku signálu a v časově frekvenční oblasti, kdy se zobrazuje také časový interval spektra signálu.

3.1 Frekvenční oblast

3.1.1 Fourierova transformace (FT)

Spektrum, jež je vyjádřeno pro spojité signály integrální Fourierovou transformací, není vyjádřeno pro diskrétní signály. Spektrum vzorkovaného signálu bereme jako součet nekonečného počtu posunutých replik spektra spojitého signálu. Fourierova transformace si definujeme jako součet spekter posunutých a váhovaných Diracových impulsů [12].

Dle rovnice (3.1) se výraz opírá pouze o hodnoty vzorků. To znamená, že může být počítán pro diskrétní signál (číselnou posloupnost). Vypočtené spektrum je následně interpretováno jako spektrum kvazispojitého signálu [12].

$$F_v(\omega) = F\{f_v(t)\} = \dots + f_{-1}e^{j\omega T} + f_0 \cdot 1 + f_1e^{-j\omega T} + f_2e^{-j\omega 2T} + \dots = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f_n \cdot e^{-j\omega n T} . \quad (3.1)$$

a) Fourierova transformace diskrétního signálu $\{f(n)\}$ (DTFT)

$$DTFT\{f_n\} = F(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f_n \cdot e^{-j\omega n T} . \quad (3.2)$$

Fourierova transformace diskrétního signálu $\{f_n\}$ se definuje pokud nekonečná suma konverguje pro všechny reálné hodnoty ω , pro všechny konečné signály. Proto je nutné držet se následující podmínky [12].

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} |f_n| < \infty . \quad (3.3)$$

Předpokládáme, že transformace je spojitou funkcí frekvence, jež je periodická s periodou $2\pi/T$. Obecně $f_n \neq f_{-n}$, spektrum nabývá komplexních hodnot [12].

Při numerickém výpočtu je možné stanovit hodnoty DTFT jen v konečném počtu diskretních bodů jedné periody spektra. Kmitočtovou osu rozdělíme na N stejných dílů následovně $\Omega = 2\pi / NT$ modifikuje výraz na

$$F(k\Omega) = \sum_{n=0}^{\infty} f_n e^{-j\Omega knT} . \quad (3.4)$$

Rovnice je diskretní verzi DTFT. Pokud pro výpočet používáme právě N vzorků signálu pak originální oblasti přiřazujeme stejně dlouhou posloupnost ve frekvenční oblasti [12].

$$DTFT\{f_n\} = \{F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n \cdot e^{-j\Omega knT}\} \quad (3.5)$$

3.2 Časově frekvenční oblast

3.2.1 Krátkodobá Fourierova transformace (STFT)

STFT se používá pro popis nestacionárních signálů, kdy se signál diferencuje na stejně dlouhé úseky, na něž je aplikována Fourierova transformace. Záleží na tom jakou funkci použijeme pro rozdělení signálu $x(t)$. Aplikujeme takzvanou okénkovou funkci $w(t)$, která je v bázové funkci a má proměnnou amplitudu dle okna. Zavádíme časovou polohu τ konečně bázové funkce. Na rozdíl od obyčejné Fourierovy transformace, která má bázovou funkci harmonickou a nenulovou [13]

$$\Psi(t) = w(t - \tau) \cdot e^{-j\omega t} . \quad (3.6)$$

STFT pro signál spojitý v čase definujeme následovně

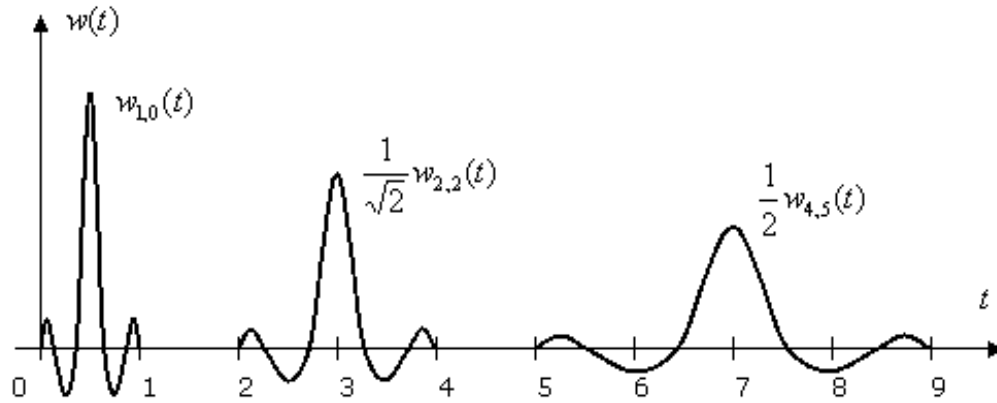
$$S(w, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot w(t - \tau) e^{-j\omega t} dt . \quad (3.7)$$

Okénková funkce může být obdélníková, Hammingova atd. Výhodou je rovnoměrné váhování celého úseku. Nejčastěji se používá Hammingovo okno. Délka okna ovlivňuje rozlišení. Prodloužení okna zlepšuje kmitočtové rozlišení a zhoršuje časové rozlišení. Naopak zkrácení okna zhoršuje kmitočtové rozlišení a zlepšuje časové rozlišení [13]. Proto musíme zvažovat, co nejoptimálnější zvolení okna.

STFT můžeme zobrazit jako spektrogram po umocnění získaného výsledku. Spektrogram je grafickým znázorněním [13].

3.2.2 Vlnková transformace se spojitým časem (WT)

Další velmi používanou metodou je vlnková transformace. Jedná se o typ transformace se společnými rysy, lišícími se dle tvaru báze funkce - vlnky. Vlastnosti popsané konkrétní hodnotou spektra, mohou být vztaženy ke konkrétnímu časovému intervalu [12].



Obr. 1 Dilatace a translace mateřské vlnky

Obr. 3.1: Vlnková transformace [26]

Účelem filtrace s využitím DTWT je vyhlazení signálu. To znamená, že v signálu dochází k potlačení aditivního náhodného šumu, jehož spektrum zasahuje výrazně do spektra užitečného signálu [28].

Při vlnkové transformaci je vytvořen rozklad signálu do frekvenčních pásem. Koeficienty, které při tomto vznikly jsou v pásmech upravovány (např. prahováním). Následně je využito zpětné transformace. DTWT je lineární, avšak prahováním je vlnkový filtr nelineární. Pokud se spektra užitečného signálu a šumu překrývají, tak šetrnější je vlnková filtrace než-li lineární [28].

Základními typy prahování koeficientů je tvrdé a měkké prahování. Dalšími druhy mohou být například univerzální a empirický práh atd. Jestliže si označíme vstupní hodnotu jako x , práh jako λ a výstupní hodnotu jako ${}^\lambda x$. Pak pro tvrdé prahování platí [28]

$$\begin{aligned} {}^\lambda x &= x \text{ pro } |x| > \lambda \\ {}^\lambda x &= 0 \text{ pro } |x| \leq \lambda \end{aligned} \quad (3.8)$$

a pro měkké prahování

$$\begin{aligned} {}^\lambda x &= \text{sign}(x)(|x| - \lambda) \text{ pro } |x| > \lambda \\ {}^\lambda x &= 0 \text{ pro } |x| \leq \lambda. \end{aligned} \quad (3.9)$$

a) Spojitá vlnková transformace

Spojitá vlnková transformace $x(t)$ se definuje níže uvedeným vztahem

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (3.10)$$

Přesněji se jedná o časově - frekvenční (časově - měřítkový) rozklad, který můžeme vyjádřit jako korelaci signálu $x(t)$ s funkcemi (wavelet - dle tvaru) odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$. Mateřská vlnka $\psi(t)$ musí mít nulovou střední hodnotu (nenulová je jen na konečném intervalu) a tvarem připomíná vlnku. Výsledná funkce $y(a, b)$ je popsána parametry: časovým posunutím b a dilatací a určující frekvenční spektrum dané vlnky. Při natažení mateřské vlnky se zúží spektrum a dojde k posunu do nižších kmitočtů. Konstanta $a^{-1/2}$ normalizuje energii jednotlivých vlnek [14][28].

Bázové funkce se liší v délce. To znamená, že kratší mají širší spektrum posunuto k vyšším kmitočtům - dobrá časová lokalizace krátkých vysokofrekvenčních úseků signálu [14].

b) Diskrétní vlnková transformace

Jiným případem transformace signálu se spojitým časem je diskrétní vlnková transformace (DWT) s parametry $a=a_0^m$ a $b=a_0^m kT$, kde $a_0 > 1$, $T > 0$ a m, k jsou celočíselné. Nejčastější je dyadická DWT pro $a=2^m$, $b=2^m kT$, $m > 0$. Koeficienty dyadické DWT jsou

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi * (2^{-m} t - kT) dt. \quad (3.11)$$

Index m určuje kmitočtové měřítko, index k časové měřítko. Konstanta T (závisí na šířce pásma B mateřské vlnky, když $T=1/(2B)$) určuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m [28].

Vlnkovou transformaci můžeme popsat i v diskrétní oblasti za pomoci dyadického vzorkování. Realizace WT probíhá různě. Mezi nejdiskutovanější však patří vlnková transformace za pomoci bank filtrů, kdy je spektrum signálu rozděleno na více částí [16] [22].

c) Dyadická vlnková transformace

Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT) $y_m(n)$ diskrétního signálu $x(n)$ je definována diskrétní konvolucí

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i). \quad (3.12)$$

To znamená rozklad signálu bankou diskretních oktávových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$. Uvažujme nejdříve případ reálné transformace, tj. s filtry s reálnými impulsními charakteristikami. Vzorkovací frekvence signálu $y_m(n)$ na výstupu m -tého filtru je 2^m -krát nižší než vzorkovací frekvence f_{vz} vstupního signálu $x(n)$ [28].

Při použití kauzálních FIR filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$, $n=0,1,\dots,N_m-1$ a při předem zvoleném stupni rozkladu M , kdy $m = 1, 2, \dots, M$, můžeme psát

$$y_m(n) = \sum_{i=0}^{N_m-1} h_m(i)x(2^m n - i), m = 1, 2, \dots, M, \quad (3.13)$$

$$y_{M+1}(n) = \sum_{i=0}^{N_{M+1}-1} h_{M+1}(i)x(2^M n - i)$$

kde $y_{M+1}(n)$ jsou koeficienty korespondující s nejnižším frekvenčním pásmem po M -stupňovém rozkladu [28].

Koeficienty dyadické DTWT jsou tvořeny výstupními vzorky banky filtrů. Vzhledem k tomu, že jsou výstupy filtrů podvzorkovány je počet koeficientů transformace stejný s počtem vzorků vstupního signálu $x(n)$ [28].

3.3 Empirický rozklad signálu

Tento rozklad je nelineární metodou - rozkládá signál na pomalé a rychlé oscilace, jenž se používá pro analýzu nestacionárních signálů. Místo báze funkcí používaných u vlnkové transformace, je zde využito rozkladu na součet vnitřních funkcí (IMF). IMF se odvozují od zpracovávaného signálu. Vnitřní funkce musí splňovat následující podmínky. Počet extrémů a průchodů nulou se musí shodovat nebo odlišovat nejvýše o jeden. V každém okamžiku musí být průměrná hodnota spočtena z obálek lokálních minim a maxim nulová [14] [20].

3.4 Obálka signálu

Možností jak určit obálku signálu, abychom lépe detekovali výrazné rysy, které jsou žádoucí a nežádoucí potlačili, je několik. Můžeme využít například homomorfní obálku, Hilbertovu transformaci, Shannonova energie a mnoho dalších.

3.4.1 Hilbertova transformace

Hilbertova transformace se používá pro získání originální obálky. Původně byla

definována pro periodické funkce. Jedná se o lineární operátor. Pro reálný signál $x(t)$ je definován jako

$$H(x(t)) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau. \quad (3.14)$$

Hilbertova obálka $z(x)$ se pak realizuje z reálného signálu dle

$$z(x) = \sqrt{x(t) + jH(x(t))}. \quad (3.15)$$

Obálka však není příliš vyhlazená, proto se použije některá operace na vyhlazení obálky např. dolní propust, kubická polynomiální interpolace nebo pohyblivý průměrovací filtr, pro jemnější obálku [15] [19].

3.4.2 Operátor TKEO

Operátor TKEO - Teager-Kaiser Energy Operator odhaduje energii harmonického signálu, s oblibou se používá pro vytvoření obálky EKG signálu při detekci QRS komplexů. Tato metoda však byla původně použita na řečové signály, které jsou harmonické. Často se srovnává s pouhým umocněním signálu na druhou. Obálka byla vytvořena dle vzorce (4.0)

$$TKEO(m) = x(m)^2 - x(m-1) \cdot x(m+1), \quad (3.16)$$

kde $TKEO(m)$ je okamžitá energie signálu označeného jako $x(m)$ [6].

3.4.3 Shannova energie

Energie a její modifikace se používají pro normalizaci a vytvoření obálky signálu pro přesnější určení požadovaných hodnot v signálu (pro nás jsou to složky S1 a S2).

Energie (umocnění na druhou) potlačuje komponenty malého rušení v rámci poměru vyšší / nižší intenzita. Shannonova entropie pak zvýrazňuje malé rušení, jež dělá obálku nečitelnou. Malé rušení může být zapříčiněno například hlukem. Absolutní hodnota udává stejnou váhu celému signálu. Energie vyzdvihuje střední hodnoty signálu a zeslabuje vlivy nízkého rušení více než komponenty s vysokou intenzitou. Energie je tedy výhodnější než absolutní hodnota ve zmenšení rozdílu mezi nízkými a vysokými intenzitami signálu - potlačí se lépe malý šum [17] [18].

$$E = |x| \quad (3.17)$$

$$E = x^2 \quad (3.18)$$

$$E = -|x| \cdot \log|x| \quad (3.19)$$

$$E = -x^2 \cdot \log x^2 \quad (3.20)$$

Obálka je vypočtena z normalizovaného průměru Shannonovy energie. Ta tlumí účinky nízkých hodnot šumu a tím pádem je snadněji nalezen zvuk s menší intenzitou

$$E_s = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{norm}^2(i) \cdot \log x_{norm}^2(i), \quad (3.21)$$

kde x_{norm} je normalizovaný vzorek signálu maximem absolutní hodnoty studovaného signálu [16].

Průměrná normalizovaná Shannonova energie v čase je vypočtena následovně dle vzorce (3.15)

$$P_a(t) = \frac{E_s(t) - M(E_s(t))}{S(E_s(t))}, \quad (3.22)$$

kde $M(E_s(t))$ je střední hodnota z $E_s(t)$ a $S(E_s(t))$ je směrodatná odchylka $E_s(t)$ [16].

3.4.4 Homomorfní transformace

Obálka signálu se realizuje z energie FKG. Jsme tak schopni určit vrcholy v průběhu signálu. Energii FKG signálu $x(n)$ můžeme vyjádřit jako

$$x(n) = a(n) + f(n) \quad (3.23)$$

kde $a(n)$ značí pomalu měnící se část signálu a $f(n)$ rychle měnící se část. Srdeční ozvy S1 a S2 tedy zařazujeme do $a(n)$, zatímco šumy do $f(n)$ [21].

V dalším kroku se provede logaritmická transformace signálu $x(n)$.

$$z(n) = \log x(n) \quad (3.24)$$

$$z(n) = \log a(n) + \log f(n) \quad (3.25)$$

Logaritmy dvou signálů jsou kombinovány aditivním způsobem. Složky vysoké frekvence obsahují rychlé změny v čase. Pro odstranění nežádoucích prvků aplikujeme filtr typu dolní propust L (např. s Chebychevovou filtrací) [21].

$$z_l(n) = L[z(n)] \quad (3.26)$$

Za předpokladu, že logaritmická transformace nemá vliv na oddělení složek

Fourierovy transformace $a(n)$, $f(n)$, jelikož L je lineární, získáme:

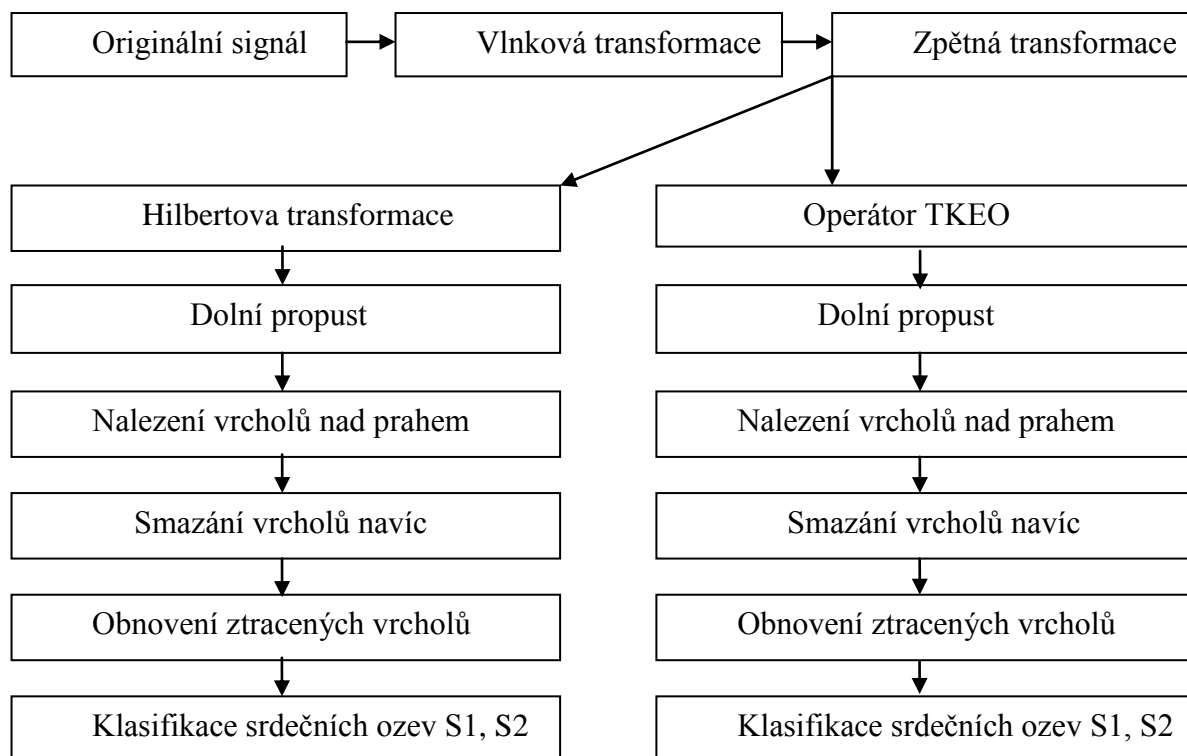
$$z_i(n) = L[\log a(n)] + L[\log f(n)] \approx \log a(n) \quad (3.27)$$

s použitím exponenciální funkce: [21]

$$\exp[z_i(n) \approx \exp[\log a(n)]] \approx a(n) \quad (3.28)$$

4 REALIZACE PROGRAMU

Programy pro detekci srdečních ozev jsou vytvořeny v prostředí MATLAB R2014a. Vzorem byla dřívější studie [15], avšak některé její části byly upraveny, aby vyhovovaly zadaným signálům. Signál je nejdříve načten a filtrován vlnkovou transformací s měkkým prahem. Pro snadnější detekci ozev bylo využito dvou způsobů získání obálek signálu. Obálky jsou vytvořeny za pomoci Hilbertovy transformace a operátoru TKEO. Pro vyhlazení obálky se použila dolní propust. V obálce byly detekovány vrcholy, které se však ještě upravily podle toho, jestli se mezi nimi nacházel vrchol přebytečný nebo zapomenutý. Nalezené vrcholy jsou roztříděny na první a druhou srdeční ozvu s použitím klasifikačního pravidla. Níže je uvedeno schéma realizovaného algoritmu.

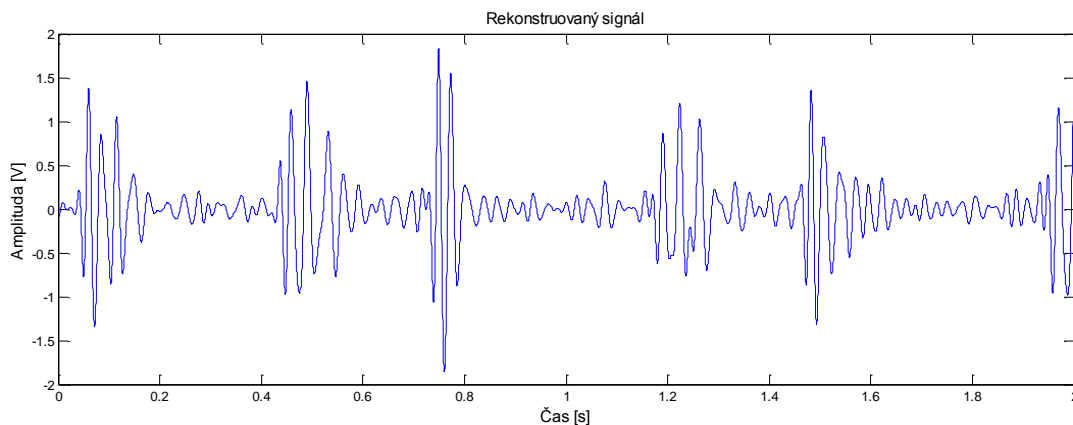


Obr. 4.1: Schéma algoritmu detekce srdečních ozev

4.1 Předzpracování signálu

Signály, které se zpracovávají obsahují mnoho šumu. Ten mohl vzniknout například dýcháním či pohyby vyšetřované osoby. Proto je potřebné vstupní signál filtrovat. Signál byl načten funkcí *wavread*, jelikož se jedná o zvukový záznam srdečních ozev. Výstupem je signál a vzorkovací frekvence. Vzorkovací frekvence zpracovávaných dat je 4000 Hz. Získaný signál byl filtrován vlnkovou transformací s měkkým prahováním experimentálně. Pokud na signál byla použita Hilbertova transformace, tak je práh $threshold=0,0002$. Jestliže bylo využito operátoru TKEO, tak se práh nastavil na $threshold=0,02$. Výstupem vlnkové transformace jsou detailní a aproximační koeficienty.

Vlnkovou transformací byl signál rozložen na 8 pásem s využitím db6 [15], která se používá na řečové signály, pro aproximační i detailní koeficienty. V dalším kroku byla vybrána pásma 4, 5, 6 z detailních koeficientů, v závislosti na vzorkovací frekvenci, a provedla se zpětná vlnková transformace jen pro zvolená pásma detailních koeficientů. Tímto způsobem se vytvořil signál *rekonstrukce*. Na obrázku můžeme pozorovat typický tvar signálu po filtraci vlnkovou transformací.



Obr. 4.2: Filtrace vlnkovou transformací - signál po zpětné transformaci - P001

4.2 Obálka signálu

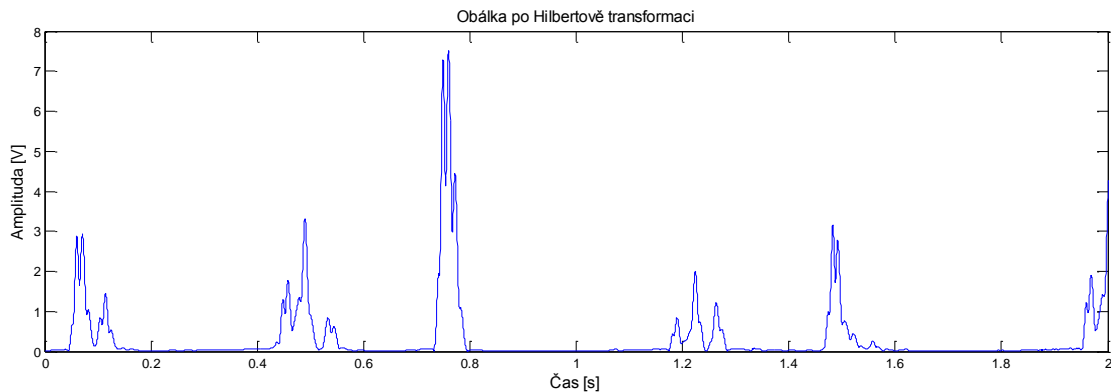
Po filtraci vlnkovou transformací byla realizována obálka signálu. Obálka byla vytvořena dvěma způsoby - Hilbertovou transformací a operátorem TKEO.

4.2.1 Hilbertova transformace

Před transformací byl rekonstruovaný signál umocněn na třetí, aby se potlačily možné šumové složky a zviditelnily se charakteristické znaky usnadňující následnou klasifikaci, jelikož obálka signálu byla bez tohoto kroku nepřehledná. Pro Hilbertovu

transformaci bylo využito matlabovské funkce *hilbert*. Následně byly získané hodnoty rozděleny na dvě části, na reálnou x_real a imaginární x_imag . Obálka pak byla vypočtena dle vzorce

$$obalka_hilbert = \sqrt{(x_real)^2 + (x_imag)^2} . \quad (4.1)$$



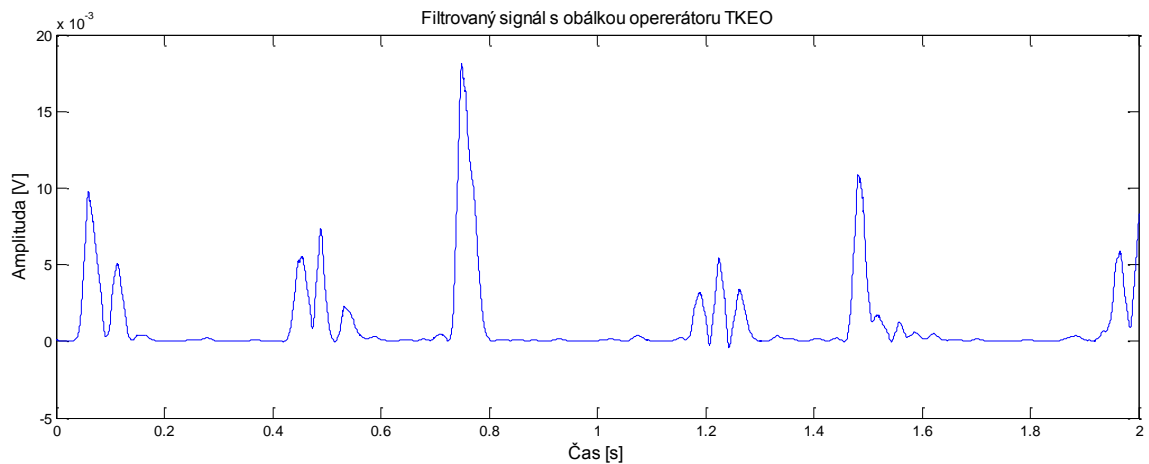
Obr.4.3: Hilbertova transformace a vytvoření obálky signálu - P001

4.2.2 Operátor TKEO

Jako další možnost vytvoření obálky signálu bylo využito znalosti operátoru TKEO (Teager-Kaiser Energy Operator). Před použitím tohoto operátoru rekonstruovaný signál nebyl nijak umocněn, protože obálka dokázala přijatelně potlačit složky šumu a zvýraznit charakteristické znaky pro klasifikaci. Obálka byla vytvořena dle vzorce

$$tkeo(m) = rekonstrukce(m)^2 - rekonstrukce(m-1) \cdot rekonstrukce(m+1) . \quad (4.2)$$

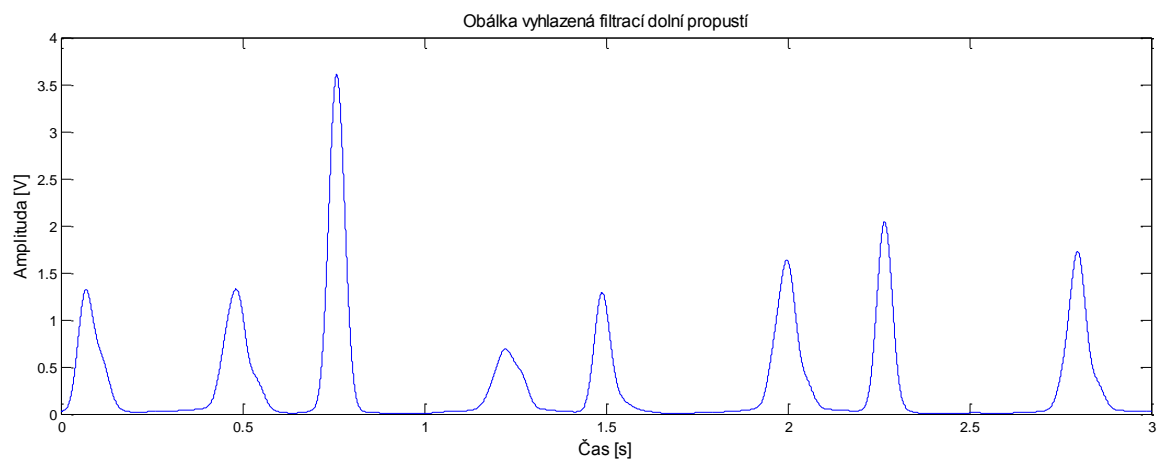
Kde *rekonstrukce* je signál získaný po filtraci vlnkovou transformací a následnou zpětnou transformací pro 3 vybraná pásma.



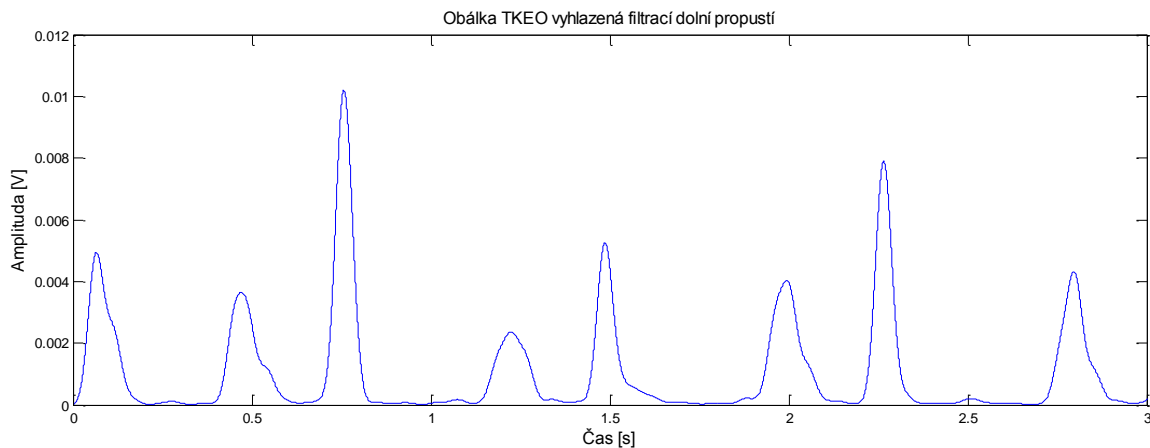
Obr. 4.4: Operátor TKEO a vytvoření obálky signálu - P001

4.3 Vyhlazení signálu

Dalším krokem bylo vyhlazení obou obálek, jelikož obsahovaly stále určité procento šumu. Filtrace byla provedena dolní propustí. Pro Hilbertovu transformaci se využila dolní propust, která se vytvoří s použitím funkce *fir1*, s impulsní charakteristikou $S = 251$ a mezním normovaným kmitočtem $Wn = 20 / fvz / 2$. Pro operátor TKEO se použila dolní propust s impulsní charakteristikou $S = 251$, což je stejné jako u předchozího, ale mezní normovaný kmitočet byl změněn na $Wn = 10 / fvz / 2$. Mezní normovaný kmitočet je v rozmezí $0 < Wn < 1$ a odpovídá tak horní hranici přenášeného pásma. Jak je patrné z obrázku, tak průběh signálu se velmi zlepšil. Již na první pohled jsou viditelné srdeční ozvy, které by odborník byl schopen rozeznat jako první a druhou srdeční ozvu.



Obr.4.5: Hilbertova transformace a vyhlazení obálky - P001

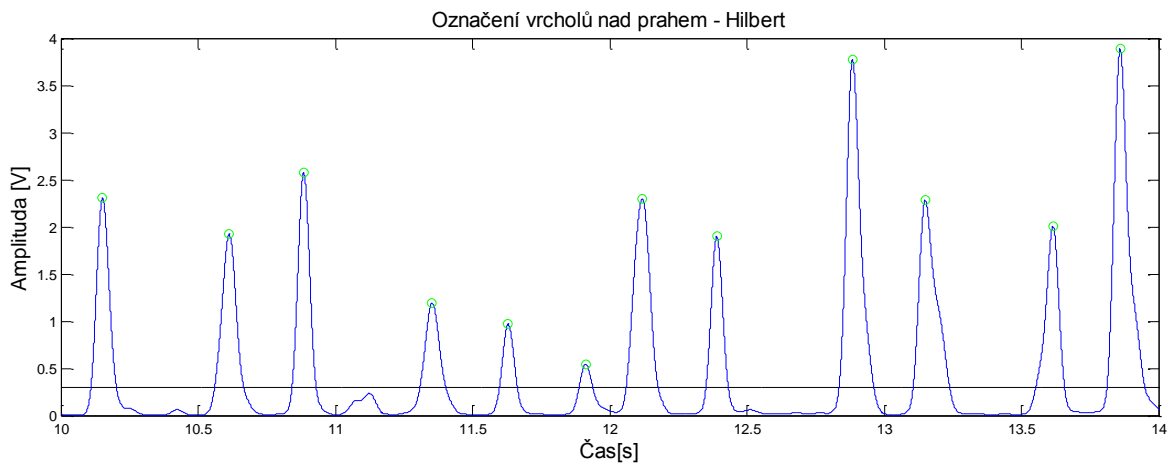


Obr.4.6: Operátor TKEO a vyhlazení obálky - P001

4.4 Nalezení vrcholů nad prahem

V upraveném signálu pomocí dolní propusti byly následně detekovány srdeční ozvy. Detekce byla vytvořena za pomoci funkce *findpeaks*, ve které se nastavily parametry pro detekci na základě pozorování. Vrcholy musely splňovat podmínku, která určuje pouze ty vrcholy, které jsou nad zadaným prahem. Práh byl zvolen jako hodnota vrcholu s minimální zadanou amplitudou. Pro Hilbertovu transformaci byla hodnota minimální amplitudy nastavena na 0,12 a pro TKEO 0,00001. To bylo nutné, jelikož obálka vytvořená pomocí operátoru TKEO má mnohem menší amplitudu než obálka s Hilbertovou transformací a to až o 3 řády. Amplitudy a indexy detekovaných vrcholů se ukládají do vektoru *serad*. Výstupní vektor *serad* je seřazen pomocí *sort*. Ze seřazeného vektoru je následně vybrán pátý nejvyšší vrchol, tedy jeho amplituda. Konečný práh je vytvořen jako 10% násobek pátého nejvyššího vrcholu. Tato hodnota byla získána experimentálně na základě pozorování četností srdečních cyklů a v nich se nacházejících srdečních ozev. Tento konečný práh byl dosazen znovu do funkce *findpeaks* jako podmínka pro minimální výšku. Nový vektor *ynova* obsahuje vrcholy, jejichž výška je větší nebo rovna vypočtenému prahu.

Na obrázku níže (Obr.4.7) jsou všechny detekované srdeční ozvy po použití prahu. Je patrné, že některé vrcholy jsou navíc, proto se zavedlo pravidlo, které tyto přebytečné vrcholy eliminuje.

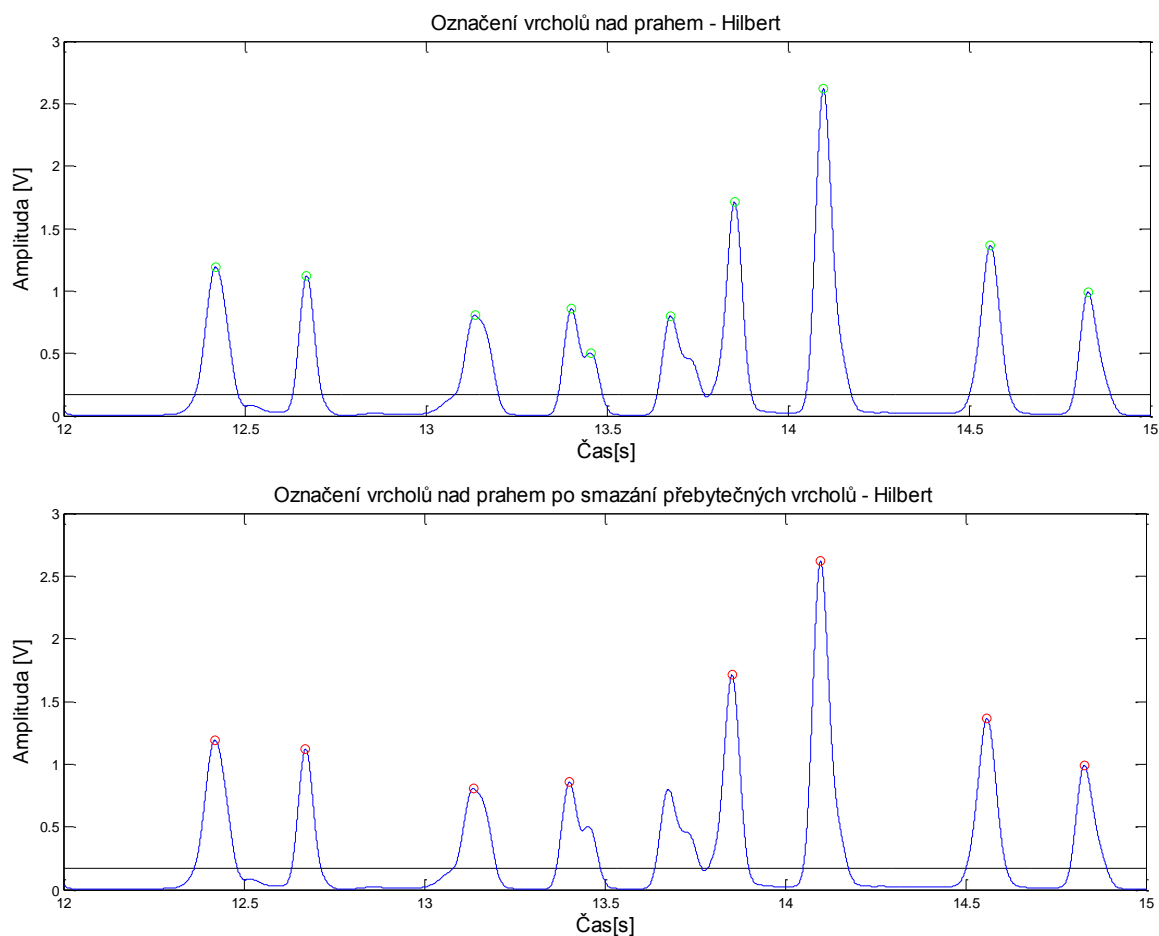


Obr.4.7: Detekce vrcholů v obálce po Hilbertově transformaci - P003

4.5 Smazání vrcholů navíc

Vzhledem k délce trvání srdečních ozvů S1, S2 a šumu, který se mezi ozvami může vyskytnout, bylo nutné brát v úvahu fakt, že mezi dvěma ozvami se může vyskytnout nějaký nadbytečný vrchol či více takových vrcholů, které se s využitím obálky neodstraní [15].

Pokud je časový interval mezi dvěma vrcholy menší než 200 ms, tak se mezi vrcholy v tomto intervalu hledá nadbytečný vrchol. Podmínka časového intervalu byla experimentálně upravena dle studie [15]. Jestliže se v tomto intervalu nachází více vrcholů, které by se mohly označit jako nadbytečné, pak se ponechá vrchol s největší amplitudou a menší vrcholy jsou smazány [15]. Situace je zobrazena na následujícím obrázku (Obr.4.8).



Obr.4.8: Vymazání vrcholů v obálce po Hilbertově transformaci - P007

4.6 Obnovení ztracených vrcholů

Srdeční ozvy mohou mít různou amplitudu. Není vždy pravidlem, že srdeční ozva S2 má větší amplitudu než srdeční ozva S1, jak se uvádí v lékařských textech, může tomu být i naopak. Následně pak musíme řešit problém, že některá z ozev se nachází pod nastaveným prahem a naším úkolem je ji vrátit mezi detekované vrcholy, jelikož by se mohla ovlivnit následně klasifikace srdečních ozev S1, S2.

Pokud by ztracená ozva byla jen jedna nebo by měla stejnou amplitudu s ostatními ztracenými ozvami, pak by se celý práh mohl posunout níže, tak aby tyto ozvy zachytil. Pokud se však ztracené ozvy nenacházejí ve stejné výšce amplitudy (popř. pokud není jen jedna ozva), pak musíme problém řešit jinak.

V našem případě by pouhé snížení hodnoty prahu mohlo být tehdy, kdy byl použit operátor TKEO, při Hilbertově transformaci to bohužel není možné.

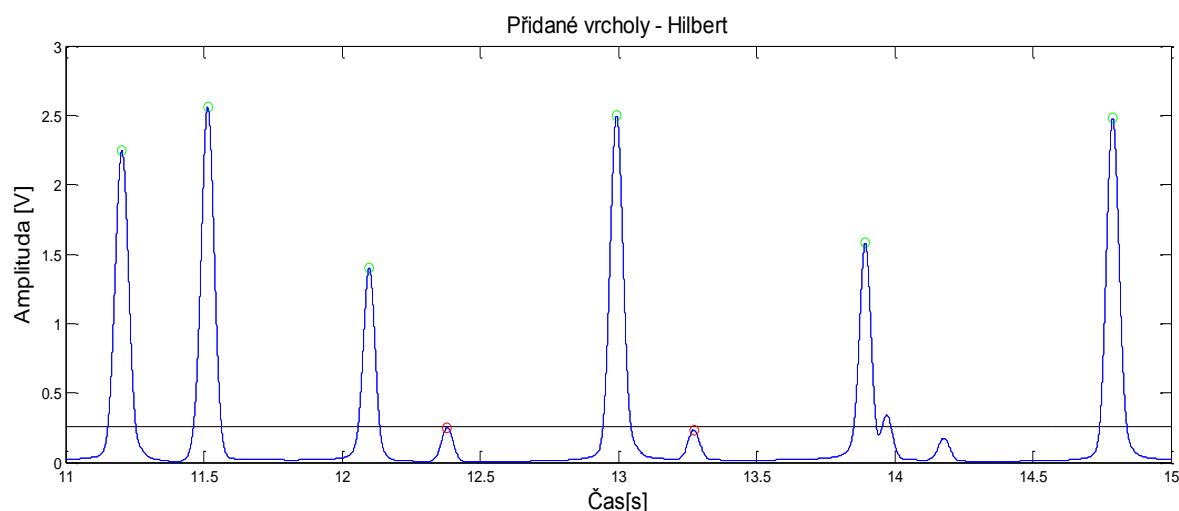
Opět se pracuje s časovým intervalem mezi dvěma ozvami. Ze všech časových intervalů se vybere interval s nejmenší hodnotou. Definujeme následně limit, který je dvojnásobkem minimálního časového intervalu. Pokud bude hodnota časového

intervalu větší než zadaný limit, pak se v tomto intervalu obnoví ztracený vrchol s maximální amplitudou. Mezi dvěma ozvami je vytvořeno okno, které zamezuje, aby se vybraly hodnoty v těsné blízkosti. K předchozímu vrcholu se přičte 137,5 ms a od současného vrcholu se odečte 137,5 ms [15].

Před tímto krokem se musely vytvořit nové hodnoty pro vrcholy, stejně jako při hledání vrcholů nad prahem. Vrcholy byly tedy znovu nalezeny se zvolenou minimální amplitudou vrcholu, nad kterou se detekují vrcholy na 0,01 pro Hilbertovu transformaci a 0,000007 pro operátor TKEO. Nyní je však nutné zvolit ještě práh další, aby se zamezilo, že by se mohl vybrat příliš nízký vrchol, který by mohl být pouze šumem. Vektor nových vrcholů je seřazen funkcí *sort* a ponechávají se hodnoty od třetího prvku po konec vektoru vrcholů, protože mezi prvními nejvyššími hodnotami mohou být zákmity. Z těchto vrcholů je vypočten průměr pomocí *mean*. Nový práh se nastaví na 15% násobek průměru při Hilbertově transformaci a 60% násobek průměru v případě operátoru TKEO.

Pokud je index ztraceného vrcholu přidán do vektoru *pridejx*, tak se účastní následující klasifikace.

Na obrázku (Obr.4.9) můžeme pozorovat přidání vrcholů, které nebyly před tímto vybrány. Vyskytuje se tu, ale také jeden vrchol, který by mohl být ještě označen a přidán, ale pravděpodobně nevyhovuje podmínce s limitem.



Obr.4.9: Přidání vrcholů ztracených - Hilbertova transformace - P007

4.7 Klasifikace srdečních ozev S1, S2

Srdeční ozvy S1 a S2 mají své charakteristické znaky. Podle těchto znaků můžeme ozvy klasifikovat na první a druhou srdeční ozvu u zdravého člověka s fyziologickým srdečním cyklem.

Časový interval systoly (S1-S2) je kratší než časový interval diastoly (S2-S1). Pokud je srdeční cyklus rychlý, tak časové intervaly mohou být shodné. Dále je známo, že po systole musí následovat diastola (pokud se nejedná o extrasystolu) [15]. Z těchto

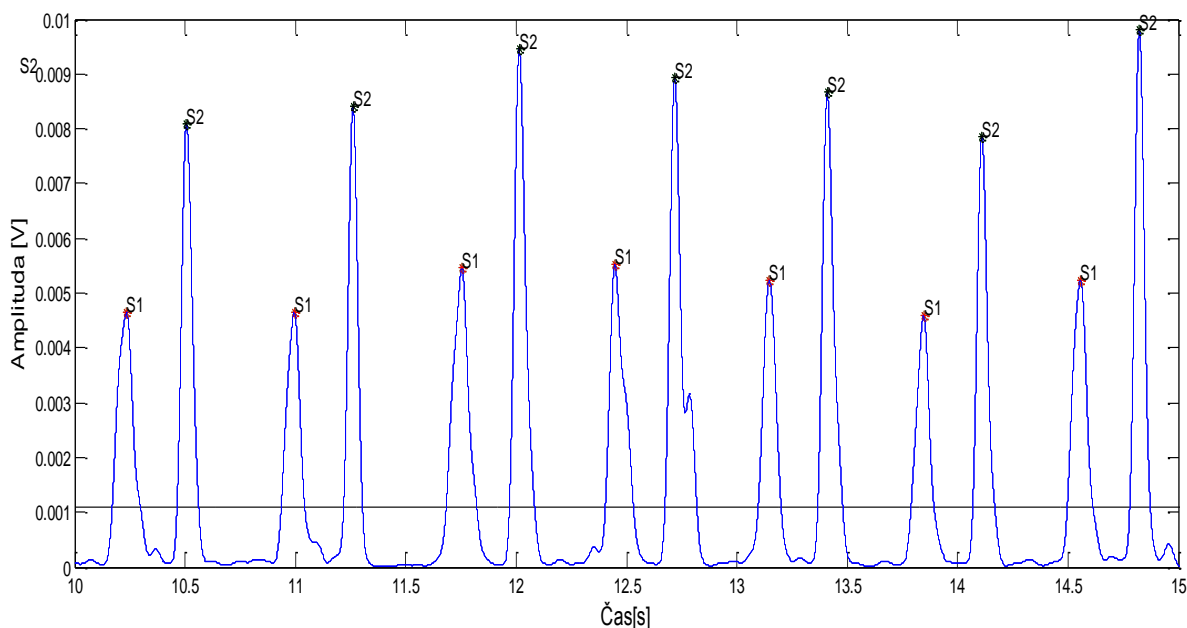
poznatků vychází klasifikace srdečních ozev.

Máme hodnoty všech vrcholů v obálce signálu, které prošly dosavadními bloky algoritmu, tedy všechny vrcholy označené jako srdeční ozvy, které budeme třídit. Indexy vrcholů jsou uloženy ve vektoru *pridejx*. Vektor *pridejx* procházíme od třetího prvku s krokem tři až po konec jeho délky.

Definujeme pomocné proměnné *pom1* a *pom2* obsahující informace o vzdálenostech mezi vrcholy. V *pom1* je definována vzdálenost (na základě procházení vektoru) před-předchozího a předchozího vrcholu, v *pom2* je vzdálenost předchozího a současného vrcholu. Pokud je *pom1* menší nebo rovno *pom2*, tak se označí jako S1 před-předchozí a současný vrchol z *pridejx*. Jako S2 se označí předchozí vrchol. Pokud není splněna předcházející podmínka, tak se označí jako S2 před-předchozí a současný vrchol z *pridejx*. Jako S1 se označí předchozí vrchol.

Jelikož procházíme *pridejx* s krokem 3, tak následně musíme řešit poslední prvky, které se neoznačí v momentě, kdy *pridejx* není dělitelné číslem 3 bez zbytku. Pokud zbytek bude 1, tak se vymaže poslední prvek S1 i S2. Do S1 a S2 jsou správně prvky přiřazeny z vektoru *pridejx* dle pravidla výše. Když zbytek je 2, tak se smažou poslední dva prvky. Klasifikace tedy pracuje s porovnáváním vzdáleností mezi jednotlivými vrcholy.

Na obrázku (Obr. 4.10) je konečný výsledek. Vrcholy se rozdělily správně dle klasifikačního pravidla na S1 a S2.

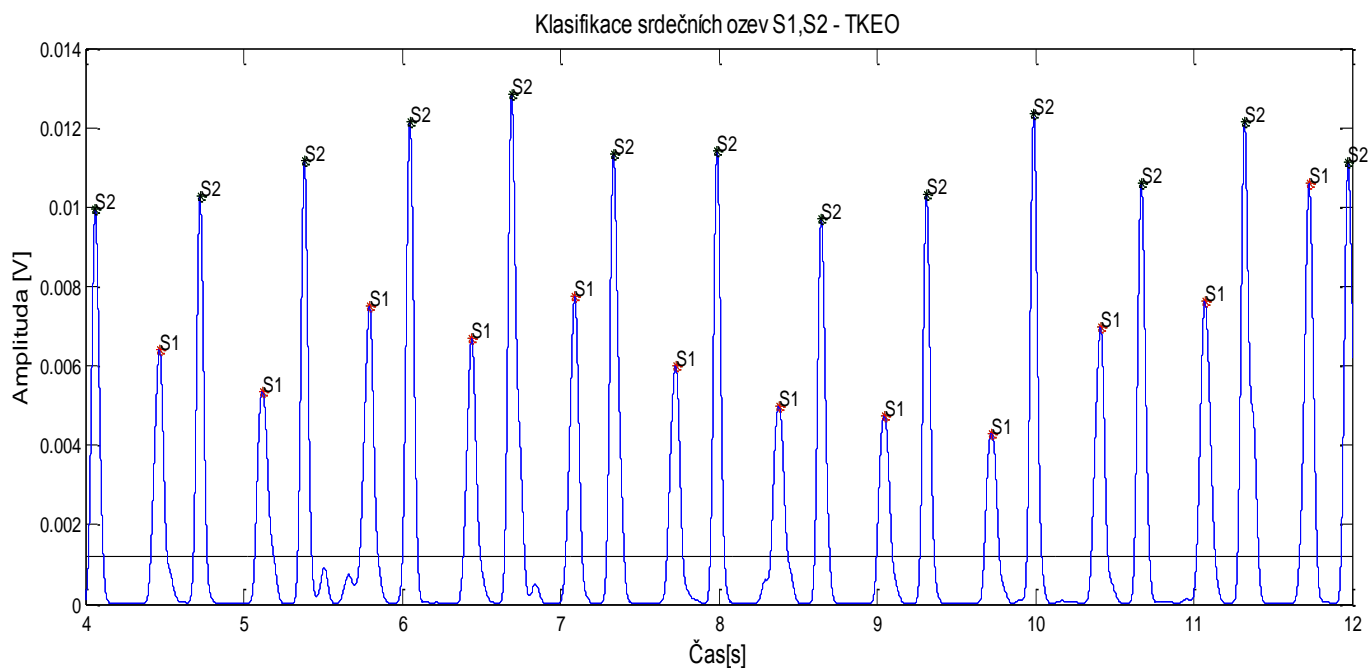


Obr. 4.10: Správná klasifikace S1, S2 - operátor TKEO - P002

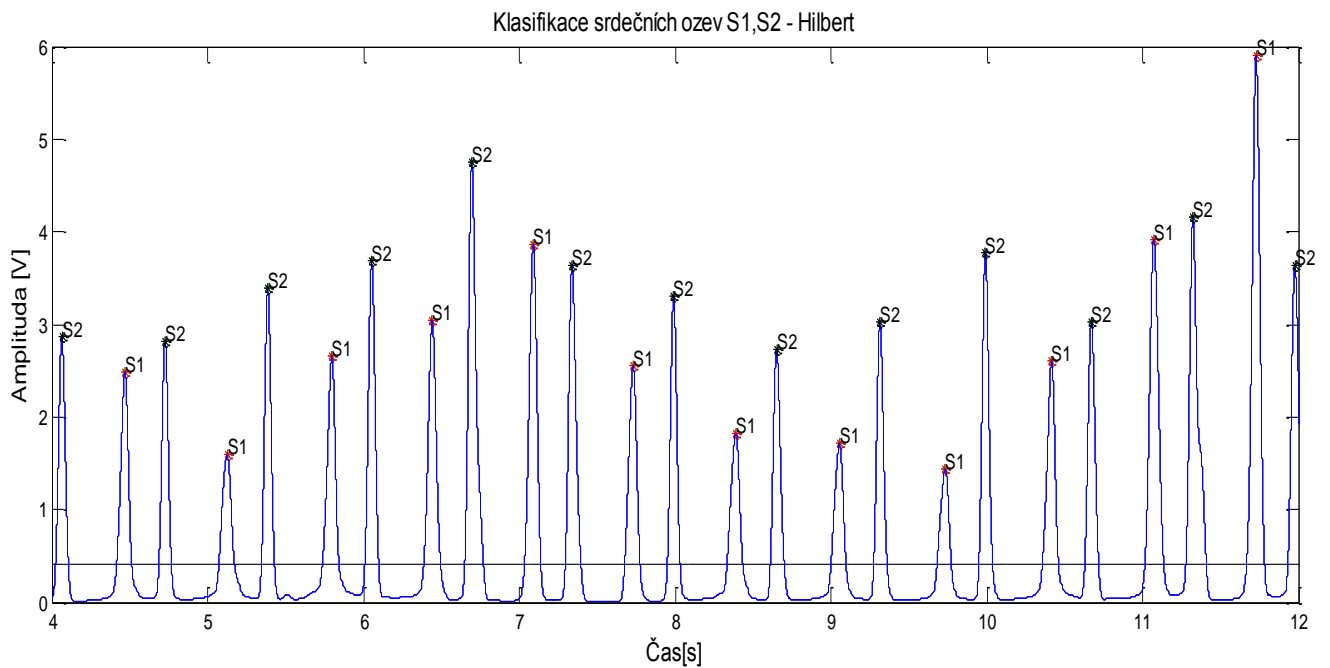
5 PROBLÉMOVÉ DETEKCE

V této kapitole uvádím několik příkladů detekce srdečních ozev s využitím vypracovaného algoritmu. Zaměřuji se zejména na případy, kdy detekce určitým způsobem selhávala a to v obou metodách na jednom stejném signálu. Jako první, ale uvádím správnou detekci pro obě metody pro srovnání.

Na obrázcích pozorujeme pravidelné střídání srdečních ozev odpovídající fyziologickým hodnotám. U operátoru TKEO můžeme vidět drobné zákmity, které se ale správně neoznačili jako srdeční ozvy. Při Hilbertově transformaci byly vyhlazeny. Nepotřebujeme ani porovnávat se signálem, ze kterého se obálka tvoří. Na první pohled je jasné, která ozva je S1 a S2.



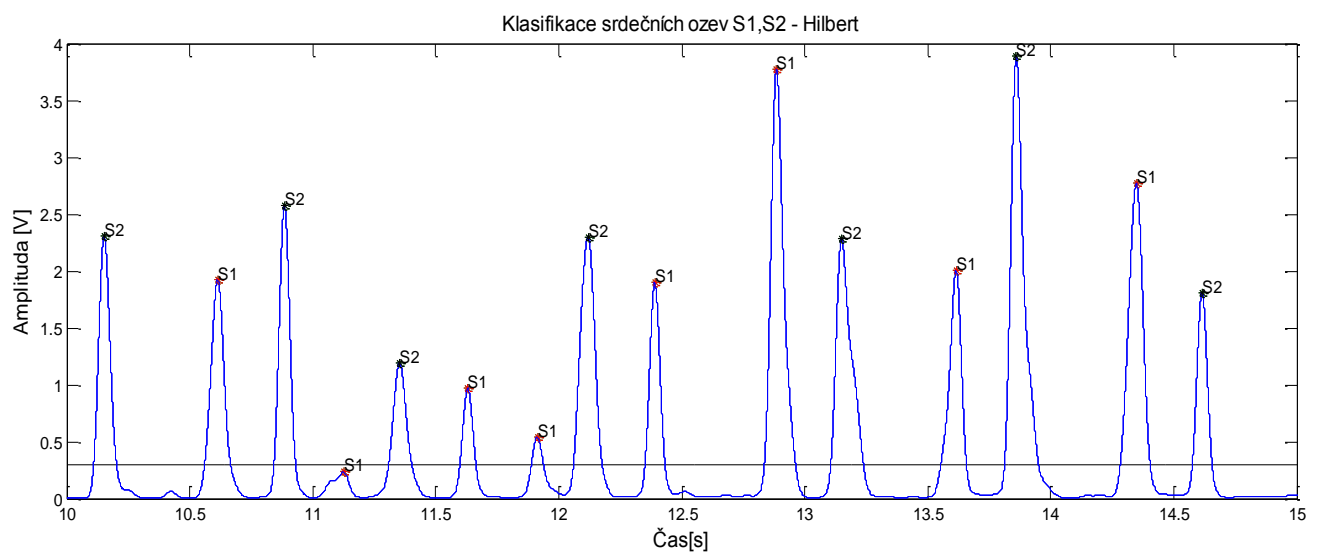
Obr.5.1: Správná klasifikace S1, S2 - operátor TKEO - P032



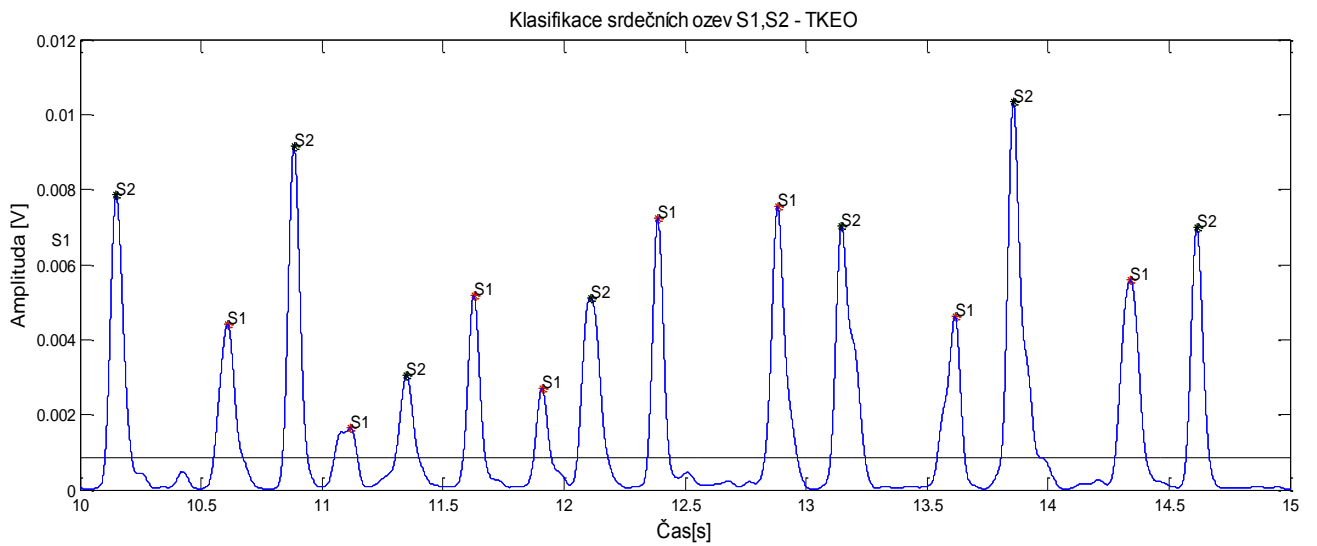
Obr. 5.2 : Správná klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P032

V následujícím případě, s přihlédnutím k signálu, je problémem silně zašuměná první ozva po 11 s, k jejímu vyřazení by nejspíš stačilo zvednout práh detekce vrcholů.

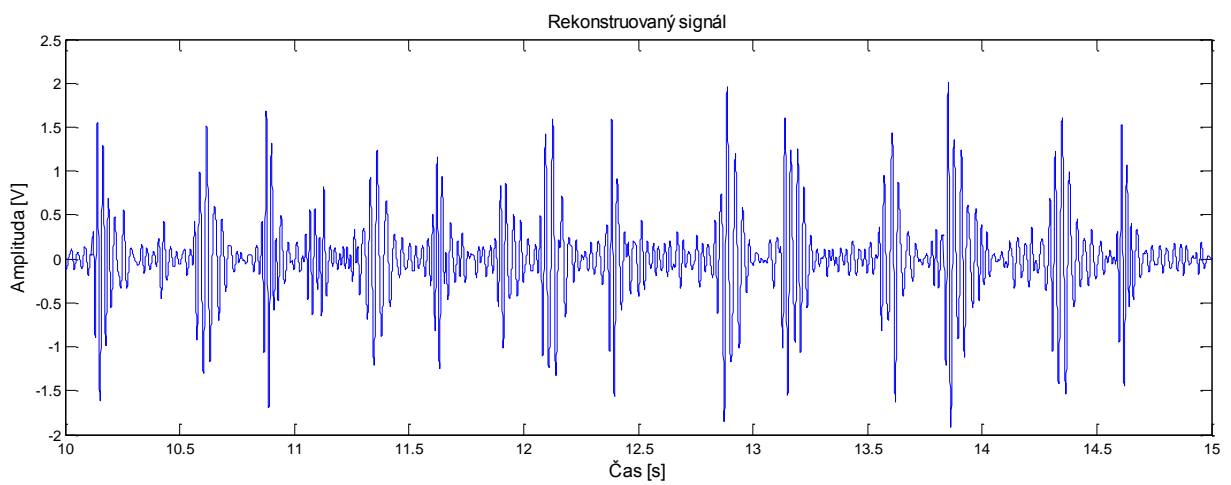
Následně první ozva před 12,5 s, by mohla být označena za extrasystolu, jelikož očekávané následující S2 chybí.



Obr. 5.3 : Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P003



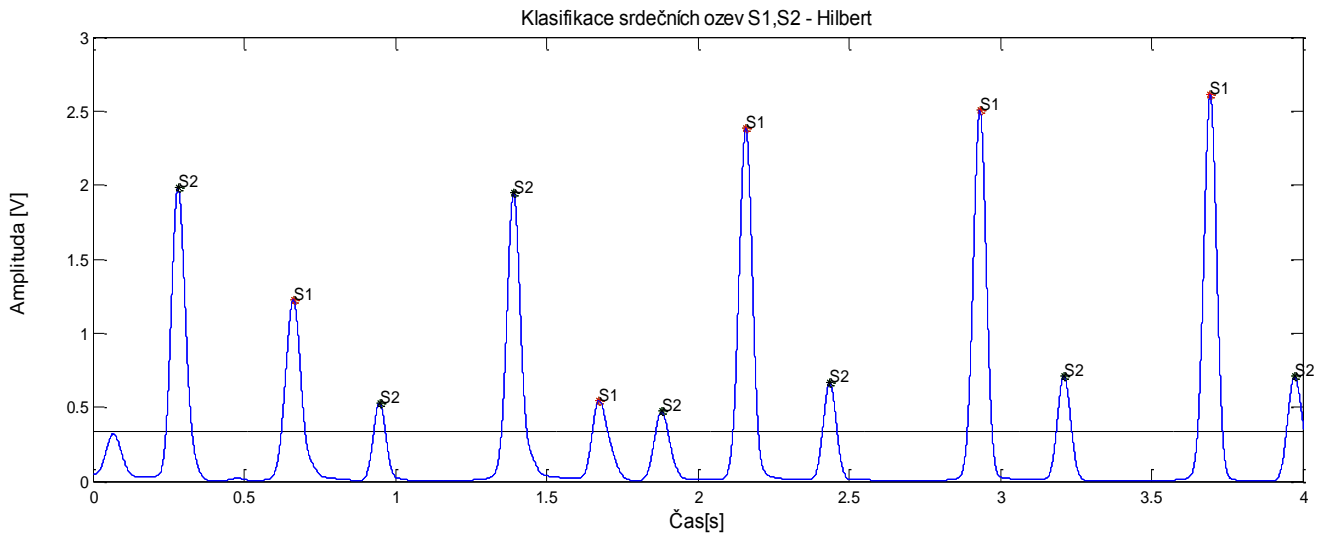
Obr. 5.4 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P003



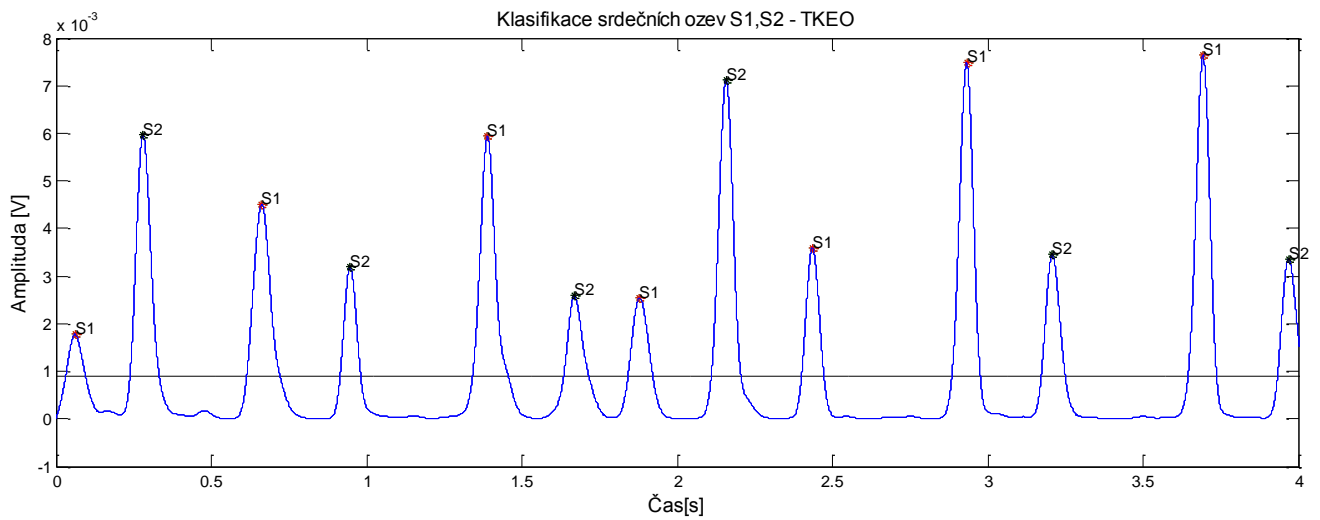
Obr. 5.5 : Rekonstruovaný signál - P003

V dalším případě je u Hilbertovy transformace nutno snížit práh, aby byl detekován první vrchol.

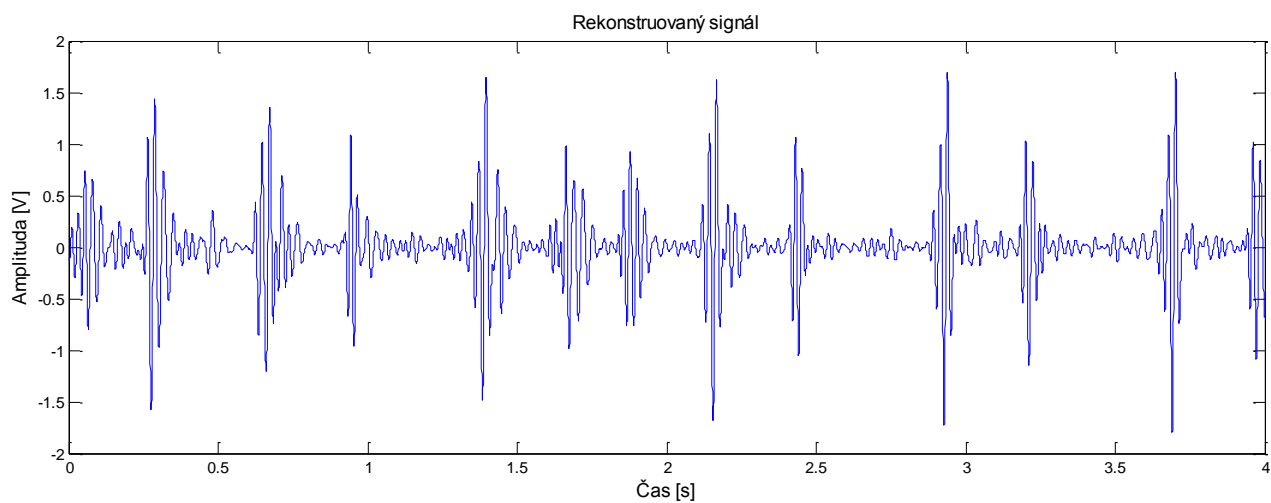
Společným problémem je ozva těsně před 2 s, pravděpodobně se jedná o extrasystolu.



Obr. 5.6 : Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P014

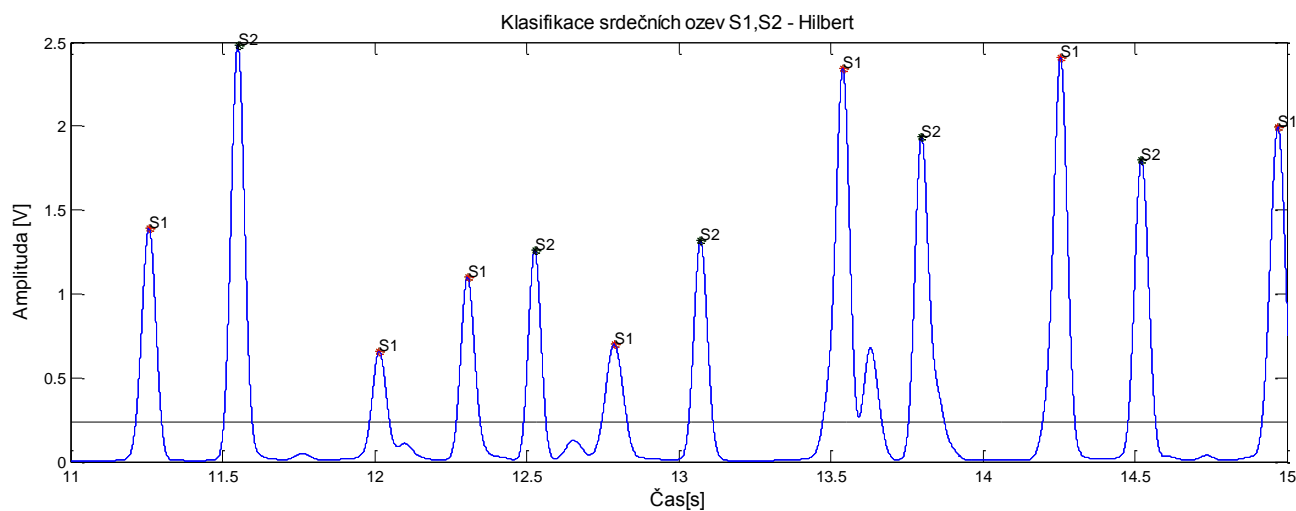


Obr. 5.7 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P014

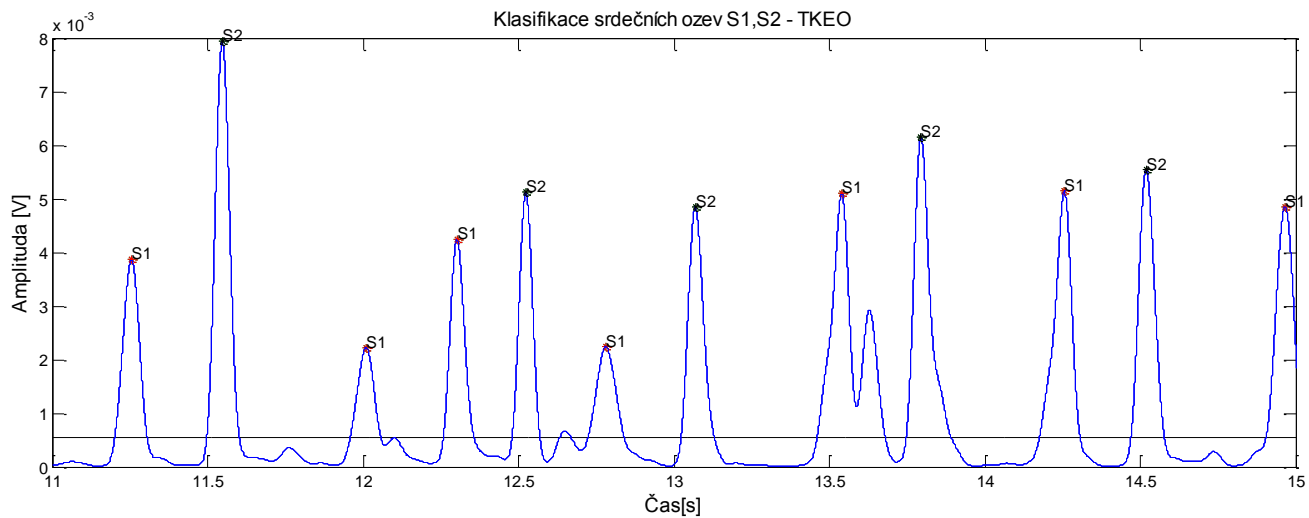


Obr. 5.8 : Rekonstruovaný signál - P014

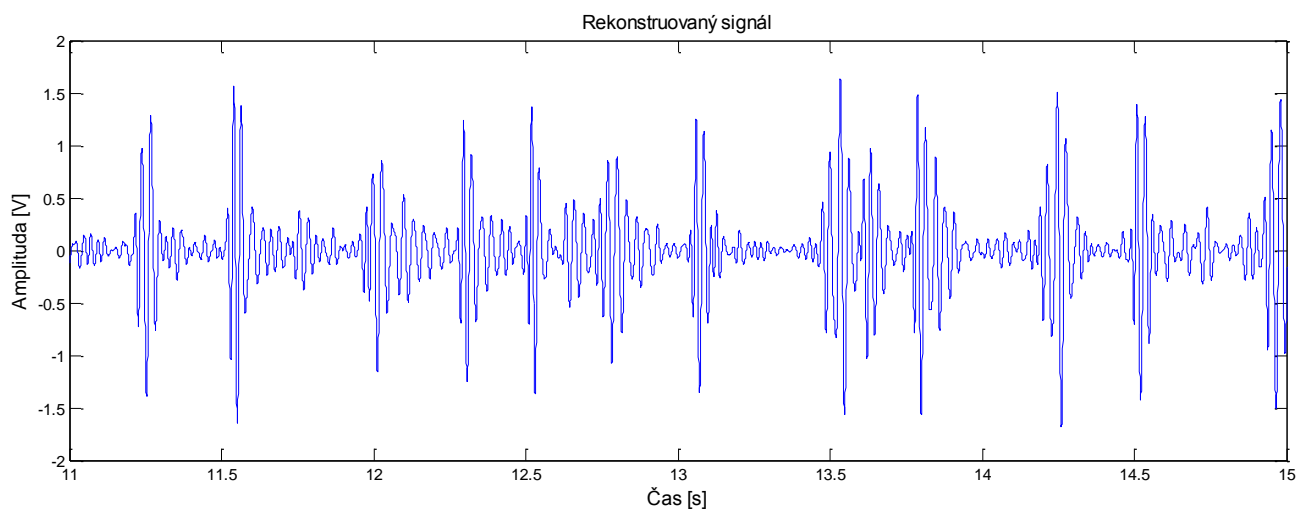
Na obrázcích níže můžeme pozorovat pravděpodobně vznik extrasystoly v čase 12 s, jelikož druhá ozva není zřetelně viditelná ani v signálu bez obálky. S extrasystolou klasifikace nepočítá, proto jsou ozvy špatně označeny.



Obr. 5.9 : Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P016

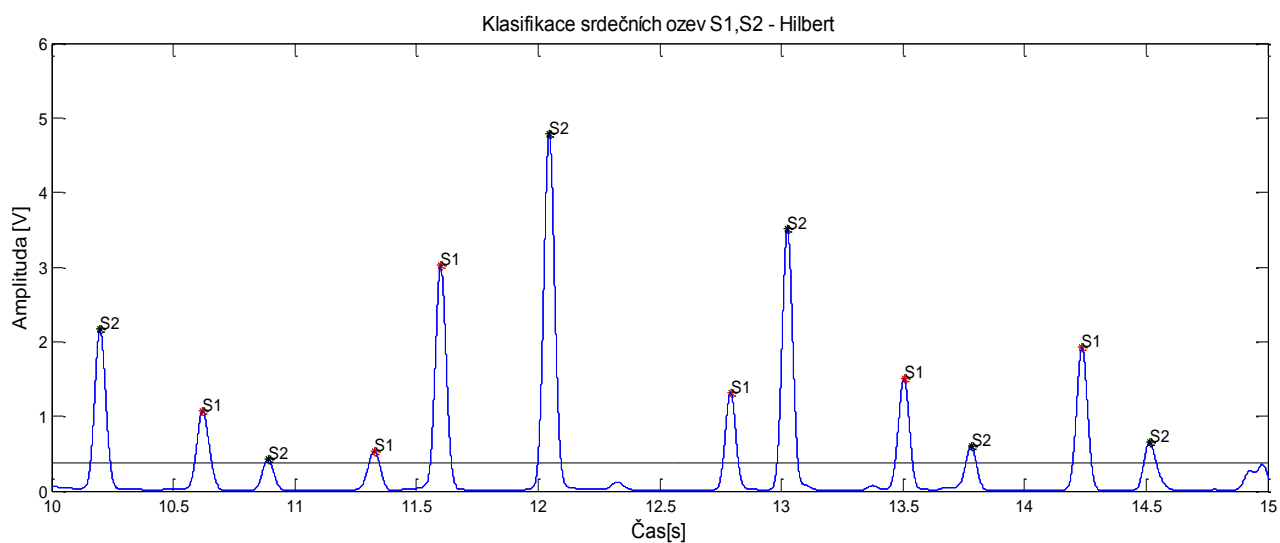


Obr. 5.10: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P016

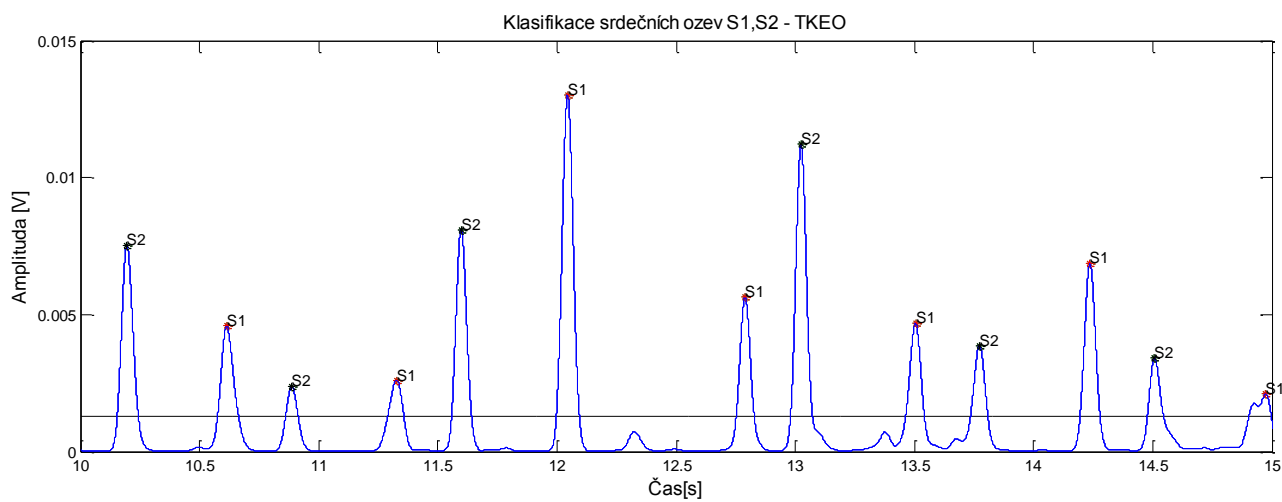


Obr. 5.11: Rekonstruovaný signál - P016

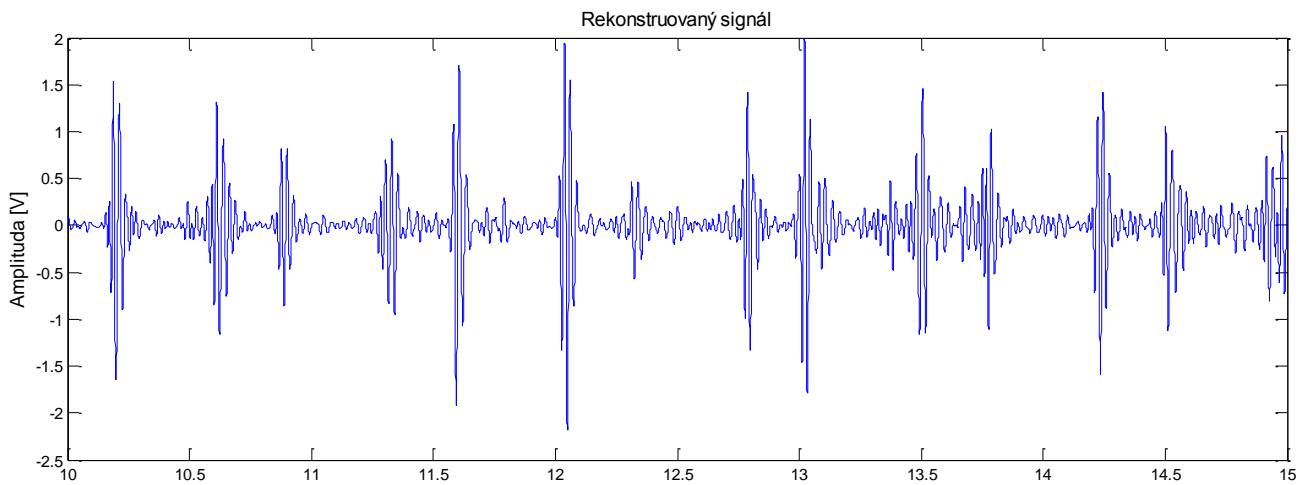
V následujícím případě by stačilo snížit práh v obou metodách.



Obr. 5.12: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P020



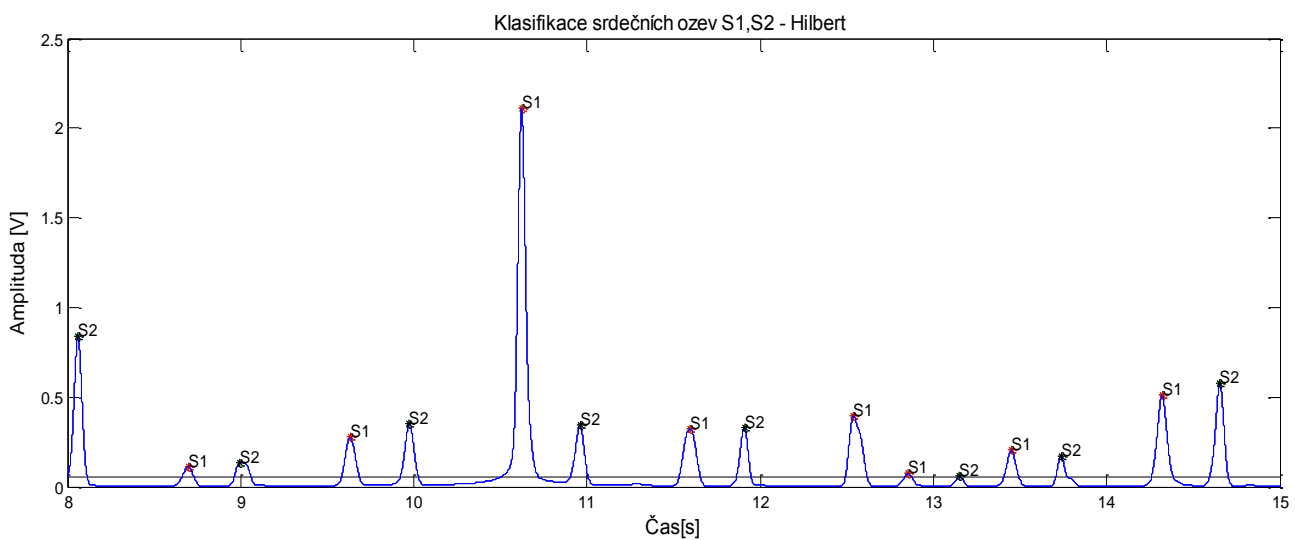
Obr. 5.13: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P020



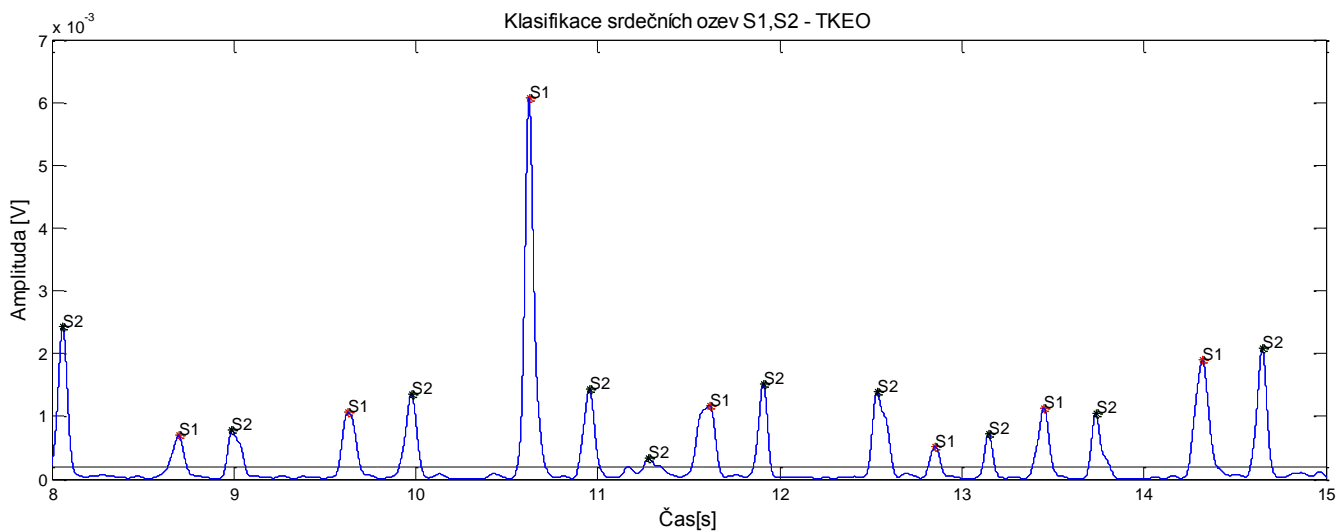
Obr. 5.14: Rekonstruovaný signál - P020

V prvním obrázku je obálka příliš vyhlazená, proto některé ozvy nejsou ani vidět. Tím je zapříčiněno špatné označení srdečních ozvů.

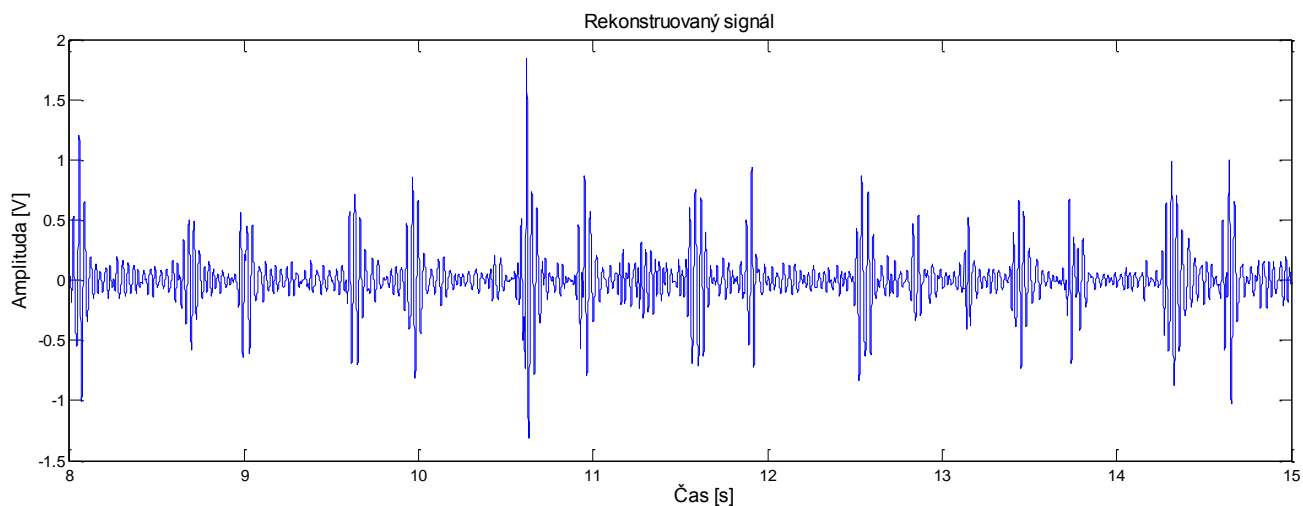
Ve druhém obrázku jsou ozvy viditelné. V tomto případě by bylo zapotřebí mírně snížit práh a klasifikace by byla správně.



Obr.5.15: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P039

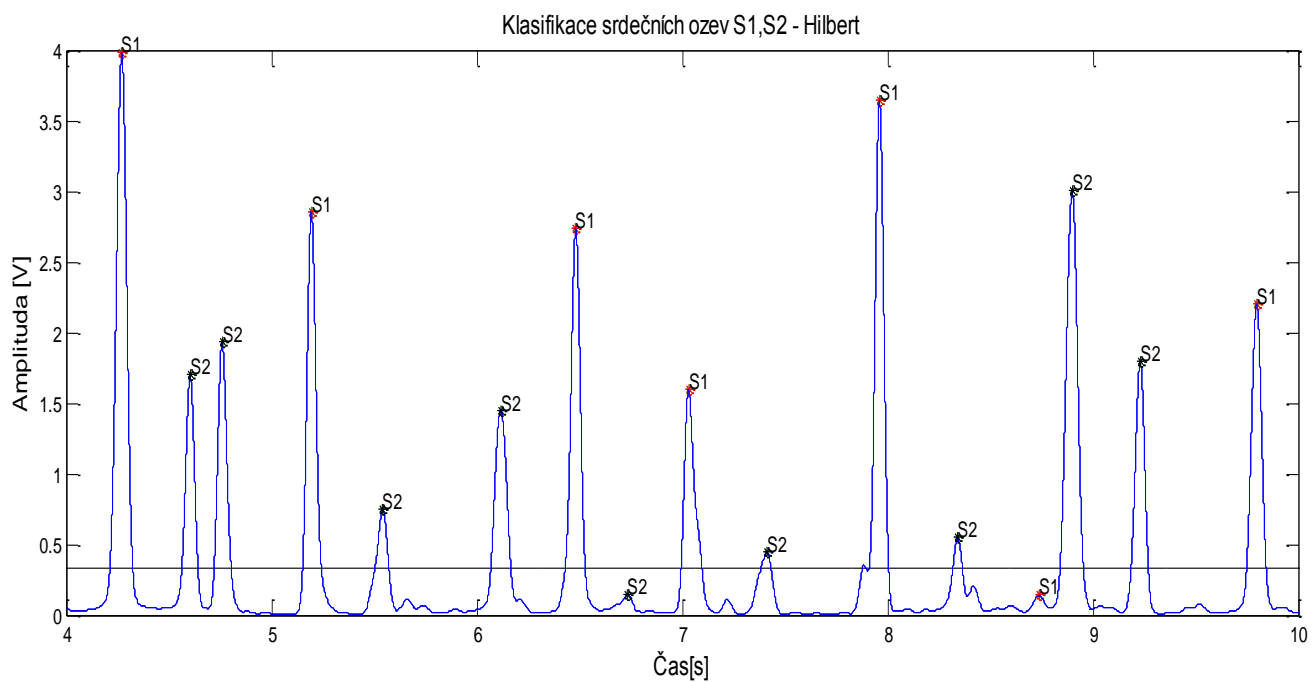


Obr. 5.16 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P039

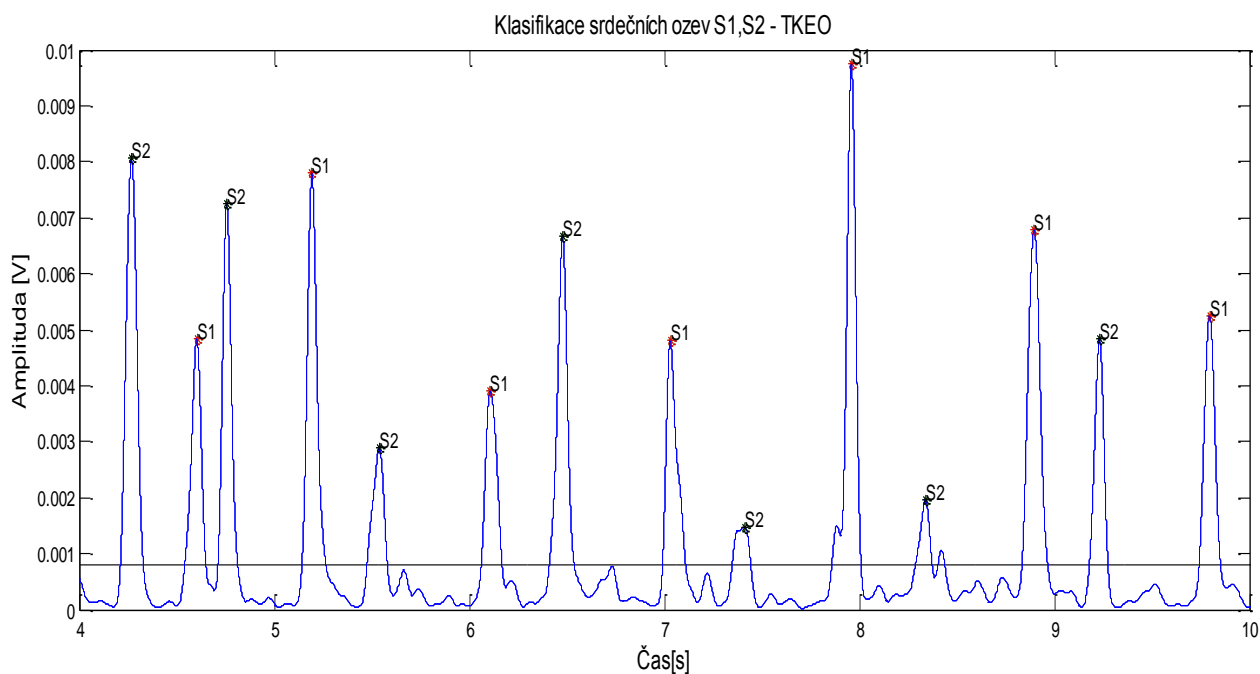


Obr. 5.17: Rekonstruovaný signál - P039

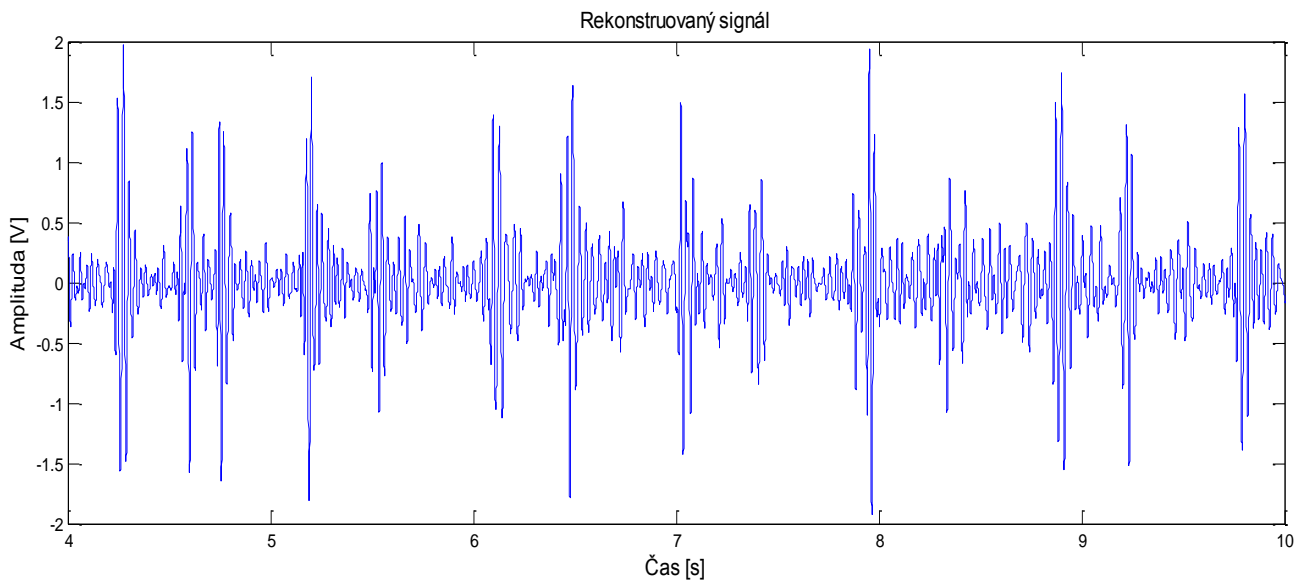
Na dalším příkladu pozorujeme, že v případě Hilbertovy transformace se navíc označili nízké hodnoty a byly zahrnuty do klasifikace, která pak následně neodpovídala případu s operátorem TKEO. Za dostačujícím napravením by bylo zvýšit práh pro přidávání vynechaných vrcholů. V rekonstruovaném signálu se stále ještě objevuje dost šumu, takže nemusí být jasné, kde se ozvy nacházejí.



Obr.5.18: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P043

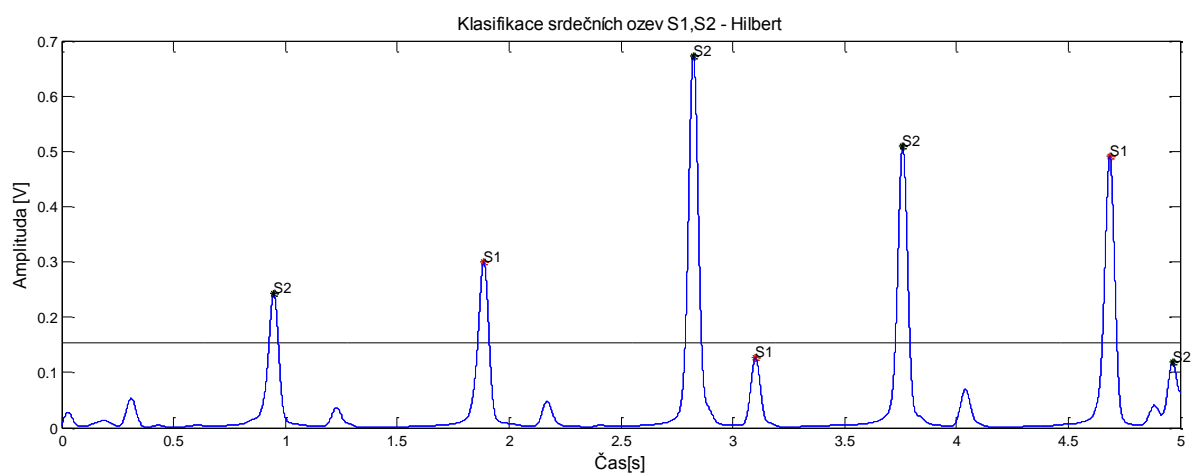


Obr. 5.19: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P043

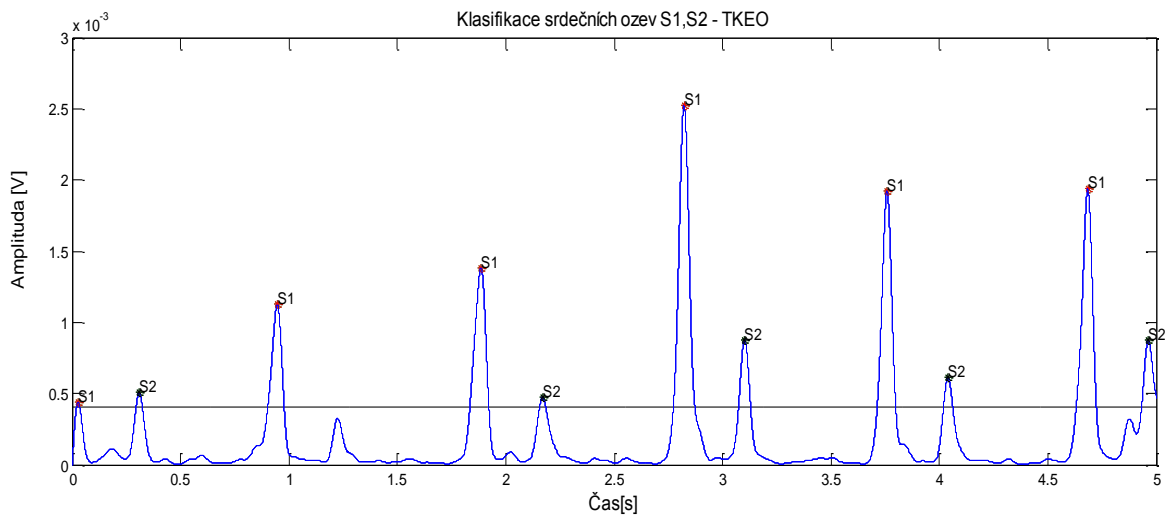


Obr. 5.20: Rekonstruovaný signál - P043

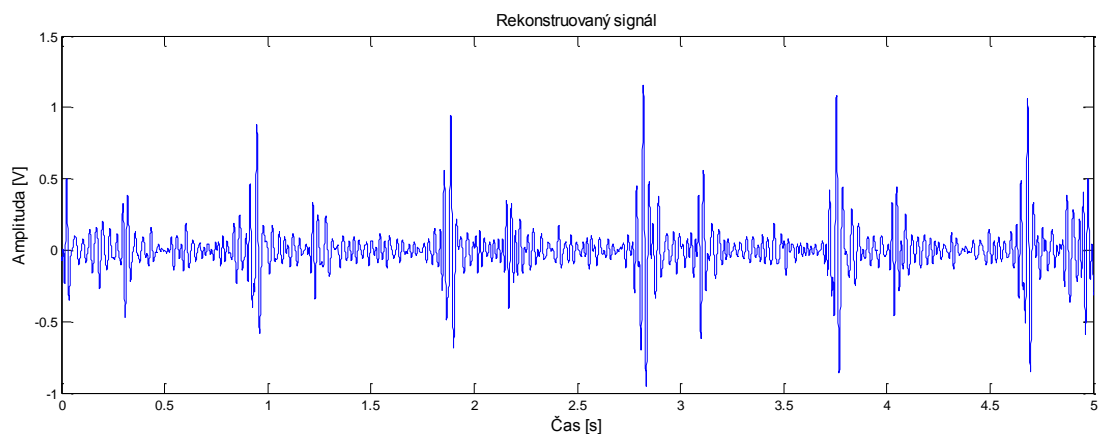
Z obrázku je patrné, že ke zlepšení detekce stačí jen snížit práh u obou metod. Takto nízký práh, ale nemůžeme aplikovat na všechna data. Detekovaly by se příliš nízké hodnoty.



Obr. 5.21: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P045



Obr. 5.22: Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P045

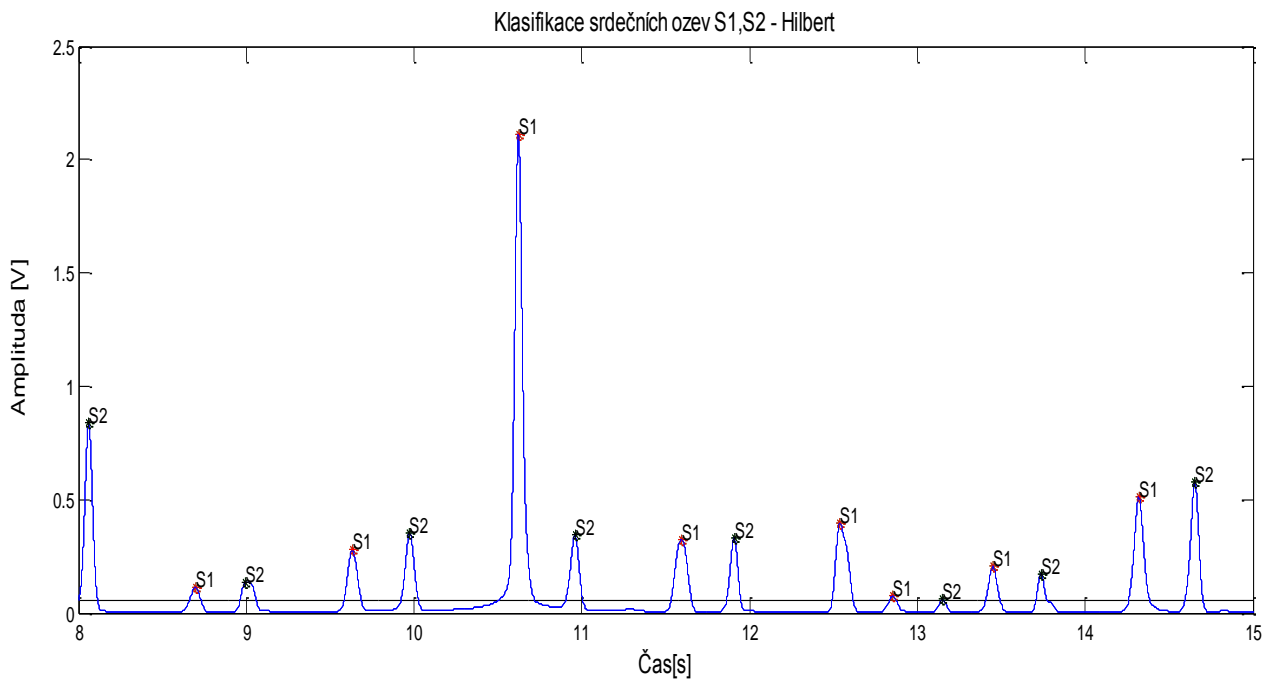


Obr. 5.23: Rekonstruovaný signál - P045

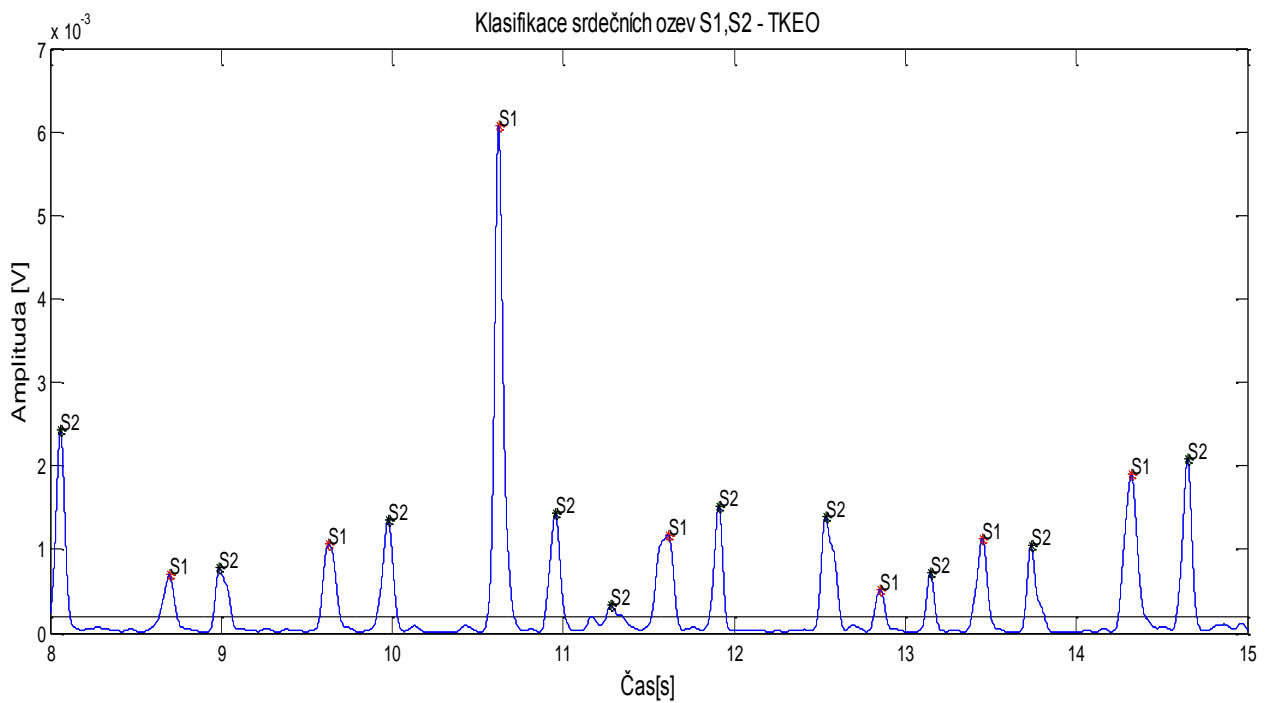
V následujícím případě je viditelný extrémně vysoký vrchol v ozvě S1. U Hilbertovy transformace je špatná klasifikace způsobena velkým vyhlazením obálky signálu. Některé vrcholy se úplně vyřadí.

S operátorem TKEO jsou do detekce zahrnuty i vrcholy, které byly před tím vyřazeny. Klasifikace ani zde není správná. K její správnosti by pomohlo snížení prahu, tak by se klasifikace účastnili i vrcholy nedetekované.

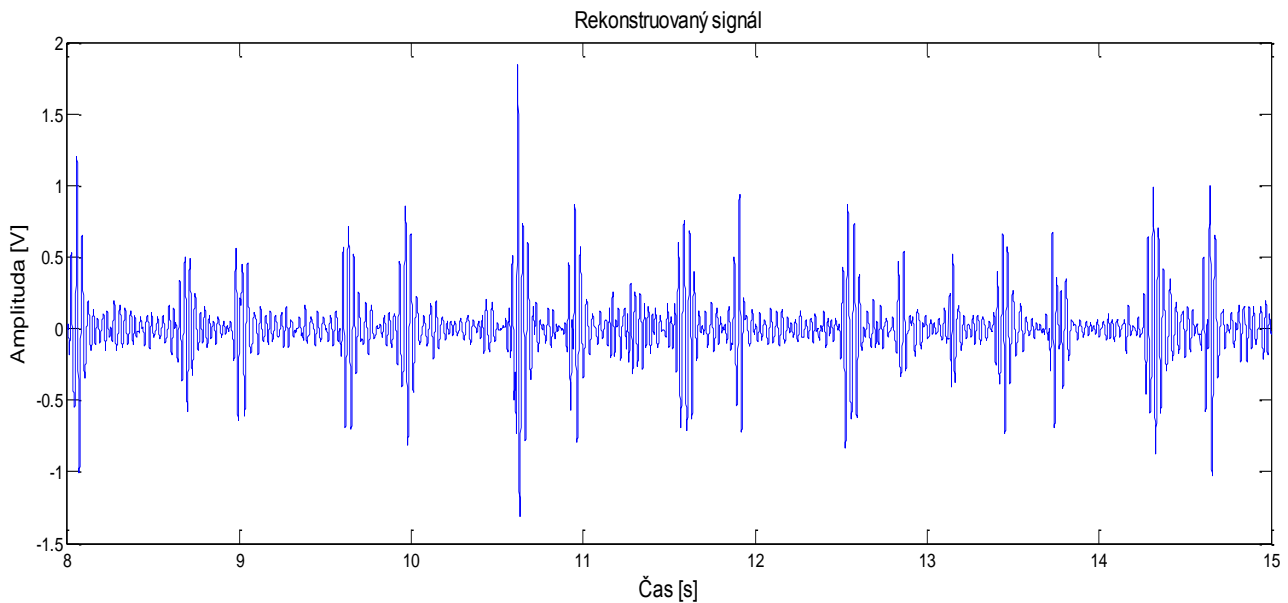
Otázkou, ale zůstává, jestli do detekce zahrnout také ozvu v čase zhruba 11,3 s. Tato ozva není příliš rozpoznatelná, spíše by se mohlo jednat o výraznou šumovou hodnotu.



Obr. 5.24: Klasifikace S1, S2 - Hilbertova transformace - P064



Obr. 5.25 : Klasifikace S1, S2 - Operátor TKEO - P064



Obr. 5.26: Rekonstruovaný signál - P064

Je patrné, že ke zlepšení detekce a následné klasifikace je třeba snížit práh pro detekci vrcholů. Často se však jedná o malé zákmity, proto se práh nemůže snížit u všech signálů, jelikož by detekoval i příliš nízké vrcholy, které by se mohly v zápětí označit jako ozvy, což by bylo nežádoucí.

Z toho vyplývá, že klasifikace funguje správně za předpokladu, že se jedná o fyziologický srdeční cyklus. V případě, kdy se zachytí extrasystola může její hodnota způsobit špatné rozhodování klasifikátoru.

6 STATISTICKÉ HODNOCENÍ

Vytvořené algoritmy byly testovány na 64 zvukových záznamech FKG. Vzorkovací frekvence po načtení je 4000 Hz. Signály mají délku 15 s, což odpovídá 60000 vzorkům. Některé signály v určitých případech bylo těžké klasifikovat, jelikož k nim chyběl EKG záznam, který by klasifikaci značně zjednodušil.

Pro určení proměnných a rovnic pro statistické hodnocení, jsem se řídila přednáškou o hodnocení spolehlivosti klasifikačních metod z předmětu AABS [6]. Tyto rovnice jsou všeobecně známé.

Nejdříve si nadefinujeme proměnné, ze kterých vycházíme:

TP	správně detekované ozvy
FP	špatně detekované ozvy
FN	špatně nedetekované ozvy
CP	celkový počet ozev.

Účinnost detekce první a druhé srdeční ozvy můžeme posuzovat mnoha možnostmi. Jednou z těchto možností je senzitivita (S^+). Její hodnota nám říká, kolik procent ozev, ze všech ozev v signálu bylo detekováno

$$S^+ = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100[\%]. \quad (6.1)$$

Další možností je pozitivní prediktivní hodnota (PPH), která vyjadřuje pravděpodobnost, že ozva bude přítomná, pokud se bude jednat o pozitivní detekci

$$PPH = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100[\%]. \quad (6.2)$$

Chybovost (CH) je vyjádřena poměrem všech špatně detekovaných ozev i nedetekovaných ozev s celkovým počtem ozev. Chybovost, je vyjádřena vzorcem

$$CH = \frac{FN + FP}{CP} \cdot 100[\%]. \quad (6.3)$$

Spolehlivost detektoru srdečních ozev byla testována zvlášť pro první a druhé ozvy, ale také pro všechny ozvy.

6.1 Spolehlivost pro první srdeční ozvu S1

Spolehlivost detekce je vytvořena ze 64 záznamů pro každou srdeční ozvu samostatně. Spolehlivost počítáme pro Hilbertovu transformaci a operátor TKEO. Výsledky jsou uvedeny níže.

Tab. 6.1: Spolehlivost pro první srdeční ozvu S1 - Hilbertova transformace

TP - počet správně detekovaných ozev	1356
FN - počet nedetekovaných ozev	25
FP - počet špatně detekovaných ozev	19
CP - celkový počet ozev	1381
S^+ - senzitivita [%]	98,19
PPH - pozitivní prediktivní hodnota [%]	98,62
CH - chybovost [%]	3,186

Tab. 6.2: Spolehlivost pro první srdeční ozvu S1 - operátor TKEO

TP - počet správně detekovaných ozev	1383
FN - počet nedetekovaných ozev	6
FP - počet špatně detekovaných ozev	1
CP - celkový počet ozev	1383
S^+ - senzitivita [%]	99,57
PPH - pozitivní prediktivní hodnota [%]	99,93
CH - chybovost [%]	0,506

6.2 Spolehlivost pro druhou srdeční ozvu S2

Spolehlivost detekce je vytvořena ze 64 záznamů pro každou ozvu samostatně. Počítáme pro Hilbertovu transformaci a operátor TKEO.

Tab. 6.3: Spolehlivost pro druhou srdeční ozvu S2 - Hilbertova transformace

TP - počet správně detekovaných ozev	1350
FN - počet nedetekovaných ozev	30
FP - počet špatně detekovaných ozev	20
CP - celkový počet ozev	1380
S^+ - senzitivita [%]	97,83
PPH - pozitivní prediktivní hodnota [%]	98,54
CH - chybovost [%]	3,62

Tab. 6.4: Spolehlivost pro druhou srdeční ozvu S2 - operátor TKEO

TP - počet správně detekovaných ozev	1372
FN - počet nedetekovaných ozev	7
FP - počet špatně detekovaných ozev	14
CP - celkový počet ozev	1380
S^+ - senzitivita [%]	99,49
PPH - pozitivní prediktivní hodnota [%]	98,99
CH - chybovost [%]	1,52

6.3 Spolehlivost pro obě srdeční ozvy

Spolehlivost detekce je vytvořena ze 64 záznamů pro obě ozvy dohromady. Počítáme pro Hilbertovu transformaci i operátor TKEO.

Tab. 6.5: Spolehlivost pro všechny srdeční ozvy - Hilbertova transformace

TP - počet správně detekovaných ozev	2706
FN - počet nedetekovaných ozev	55
FP - počet špatně detekovaných ozev	39
CP - celkový počet ozev	2761
S^+ - senzitivita [%]	98,01
PPH - pozitivní prediktivní hodnota [%]	98,58
CH - chybovost [%]	3,4

Tab. 6.6: Spolehlivost pro všechny srdeční ozvy - operátor TKEO

TP - počet správně detekovaných ozev	2749
FN - počet nedetekovaných ozev	13
FP - počet špatně detekovaných ozev	15
CP - celkový počet ozev	2763
S^+ - senzitivita [%]	99,52
PPH - pozitivní prediktivní hodnota [%]	99,45
CH - chybovost [%]	1,01

6.4 Srovnání spolehlivosti metod

V této práci je využita filtrace s vlnkovou transformací a vytvoření obálek signálu dvěma přístupy. Obálky byly vytvořeny za pomoci Hilbertovy transformace a operátoru TKEO. Z dosažených výsledků je patrné, že Hilbertova transformace a její následná obálka, nejsou tak přesné, jako když se vytvoří obálka za pomoci operátoru TKEO. Operátor TKEO více potlačuje jemné rušení. Hilbertova transformace však tato rušení může ještě více zviditelnit a při klasifikaci mohou být rušení označeny jako srdeční ozvy.

Senzitivita obou srdečních ozev v případě Hilbertovy transformace je 98,01%, což je menší spolehlivost než při využití operátoru TKEO, jehož senzitivita je v 99,52%. Detekce srdečních ozev s operátorem TKEO je přesnější a můžeme říct, že je spolehlivá.

Srovnání ozev samostatně, tedy když S1 a S2 nejsou počítány společně, dokazuje, že s lepší spolehlivostí jsou detekovány ozvy S1 než ozvy S2 a to v obou případech. To mohlo být způsobeno nízkou amplitudou S2 v některých případech, což mohlo vést k tomu, že se tato ozva vůbec neoznačila. Srdeční ozva S1 bývá většinou silnější, takže se detekovala ve většině případů.

Výsledek spolehlivosti mohl být ovlivněn také tím, že klasifikujeme srdeční ozvy jen z okolí tří vzorků a předpokládáme, že rozdělení ozev je stálé, což nemusí být vždy pravdivé.

Práce byla vypracována podle studie [15]. Jelikož jsme si, ale postup několikrát upravili, aby vyhovoval zpracovávaným datům, tak si nejsem jistá, jestli srovnání se spolehlivostí této metody nese důležitou výpovědní hodnotu. Je použita jako příklad pro srovnání spolehlivosti naší práce s jinými metodami.

Tab.6.7: Hodnoty senzitivity pro metody detekce první a druhé srdeční ozvy

Metoda	Senzitivita [%]
Detekce s WT a Hilbertovou transformací [15]	94,6
Detekce s homomorfní filtrací [21]	90,29
Detekce s Shannonovou energií [17]	93,01
Detekce na základě intervalové regulace [19]	97,27

Pokud porovnáme získané hodnoty z naší práce s hodnotami v tabulce, tak zjistíme, že nejbližší naší senzitivitě je detekce ozev na základě intervalové regulace, dále pak detekce s Shannonovou energií. Nejhorší senzitivitu má detekce s homomorfní filtrací.

Toto srovnání metod, však není přesné, jelikož zpracovávaná data byla vždy jiná. Srovnání nepřikládám velkou váhu.

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo vytvořit a seznámit se s detektorem první a druhé srdeční ozvy. Funkčnost detektoru se následně měla ověřit na signálech z fonokardiografu, které mi byly poskytnuty.

V první části byl popsán kardiovaskulární systém pro pochopení problematiky srdce, krevního oběhu a z nich vycházejících srdečních ozev. Dále byly popsány přístroje k vyhodnocení zvukových signálů srdce. Nejvíce byl popsán fonokardiograf, protože z něj byla obdržena data ke zpracování.

Následně se zabývám popisem analýzy signálu ve frekvenční a časové oblasti. Největší část je věnována vlnkovým transformacím, jelikož tato metoda filtrace byla součástí realizovaného postupu pro detekci srdečních ozev. Jsou zde uvedeny i různé metody pro vytvoření obálek signálu, z nichž některé byly použity v realizovaném programu.

V praktické části bakalářské práce byl navržen a realizován algoritmus, na základě předchozí studie [15], v prostředí MATLAB pro detekci srdečních ozev a provedla se jejich klasifikace na první a druhou srdeční ozvu. Využilo se znalosti vlnkové transformace a dvou obálek, získaných z Hilbertovy transformace a operátoru TKEO. Algoritmus byl testován na 64 fonokardiografických signálech.

Podle výsledných hodnot byly vybrány signály, pro obě metody, se shodující se problematickou detekcí a klasifikací. Tyto problematické detekce byly vysvětleny i s návrhem na zlepšení výsledků.

Předposlední část se zabývá statistickým vyhodnocením výsledných hodnot. Bylo využito senzitivity, pozitivní prediktivní hodnoty a celkové chybovosti. Statistické vyhodnocení bylo provedeno pro obě metody samostatně. Nejdříve byly vypočteny hodnoty pro první a druhou ozvu zvlášť. Při použití Hilbertovy transformace byla pro první ozvu senzitivita 98,19%, pozitivní prediktivní hodnota 98,62% a chybovost 3,18%; pro druhou ozvu senzitivita 97,83%, pozitivní prediktivní hodnota 98,54% a chybovost 3,62%. Při použití operátoru TKEO byla pro první ozvu senzitivita 99,57%, pozitivní prediktivní hodnota 99,93% a chybovost 0,56%; pro druhou ozvu senzitivita 99,49%, pozitivní prediktivní hodnota 98,99% a chybovost 1,52%. Pro obě ozvy při využití Hilbertovy transformace byla senzitivita 98,01%, pozitivní prediktivní hodnota 98,58% a chybovost 3,4%; pro druhou ozvu senzitivita 99,53%, pozitivní prediktivní hodnota 99,45% a chybovost 1,01%. Z toho vyplývá, že přesnější je metoda s využitím operátoru TKEO.

Na konci práce provedeno porovnání spolehlivosti metod s jinými autory. Jejich výsledky mají menší účinnost. Bereme však v úvahu fakt, že data, na kterých se prováděla detekce nebyla stejná.

LITERATURA

- [1] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. *Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část)*. 9. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2007. ISBN 978-80-7182-213-4.
- [2] WARD, Jeremy P. T. a R. W. A. LINDEN. *Základy fyziologie*. Praha: Galén, c2010. ISBN 9788072626670.
- [3] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 9788024426150.
- [4] *Vyšetření srdce: interní propedeutika* [online]. [cit. 2017-01-01]. Dostupné z: <http://new.propedeutika.cz/?p=225>
- [5] *Medical Underground: Poslechové vyšetření srdce* [online]. [cit. 2017-01-01]. Dostupné z: <http://old.medik.cz/medik/interna/poslechsrdce.php>
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů: Přednáška*. FEKT VUT v Brně, 2016.
- [7] ROZMAN, Jiří. *Lékařská přístrojová technika I*. Praha: SNTL, 1982. Učební texty vysokých škol.
- [8] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika* [online]. FEKT VUT v Brně, 2007 [cit. 2017-01-01].
- [9] Wikipedia: Fonendoskop. *Wikipedia* [online]. [cit. 2017-01-01]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Fonendoskop>
- [10] *Vyšetření srdce poslechem* [online]. [cit. 2017-01-01]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vy%C5%A1et%C5%99en%C3%A1D_srdce_poslechem
- [11] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika: Přednáška*. FEKT VUT v Brně, 2015.
- [12] JAN, Jiří. *Číslicové zpracování a analýza signálů: stručné skriptum*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2010. ISBN 978-80-214-4018-0.
- [13] *Úvod do Gaborovy transformace a její srovnání s vlnkovou transformací* [online]. [cit. 2017-01-01]. Dostupné z: http://www.elektrorevue.cz/clanky/06033/index.html#_Základní_teze
- [14] KOZUMPLÍK, Jiří. *Pokročilá analýza biologických signálů: Přednáška*. Brno. FEKT VUT v Brně, 2016.
- [15] TU, Zhihai, Guitao CAO, Qiao LI, XIANXIA ZHANG a JUN SHI. Improved methods for detecting main components of heart sounds

- [online]. [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.1109/ICNC.2010.5584140. ISBN 10.1109/ICNC.2010.5584140. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5584140/>
- [16] LIANG HUIYING, L. SAKARI a H. IIRO. A heart sound segmentation algorithm using wavelet decomposition and reconstruction [online]. [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.1109/IEMBS.1997.757028. ISBN 10.1109/IEMBS.1997.757028. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/757028/>
- [17] LIANG, H., S. LUKKARINEN a I. HARTIMO. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram [online]. [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.1109/CIC.1997.647841. ISBN 10.1109/CIC.1997.647841. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/647841/>
- [18] WANG, Xinpei, Yuanyang LI, Churan SUN a Changchun LIU. Detection of the First and Second Heart Sound Using Heart Sound Energy [online]. [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.1109/BMEI.2009.5305640. ISBN 10.1109/BMEI.2009.5305640. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5305640/>
- [19] MIN, Se Dong a Hangsik SHIN. A Localization Method for First and Second Heart Sounds Based on Energy Detection and Interval Regulation. *Journal of Electrical Engineering and Technology* [online]. 2015, 10(5), 2126-2134 [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.5370/JEET.2015.10.5.2126. ISSN 1975-0102. Dostupné z: <http://koreascience.or.kr/journal/view.jsp?kj=E1EEFQ>
- [20] ASHISH SHELKE, Daoud, Braham PROF. V. B. BARU a Messaoud BENIDIR. Heart Sound Segmentation using Empirical Mode Decomposition. *International Journal of Engineering Research and* [online]. 2015, V4(06), - [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.17577/IJERTV4IS060474. ISSN 2278-0181. Dostupné z: <http://www.ijert.org/view-pdf/13415/heart-sound-segmentation-using-empirical-mode-decomposition>
- [21] GUPTA, Cota Navin, Ramaswamy PALANIAPPAN, Sundaram SWAMINATHAN a Shankar M. KRISHNAN. Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds. *Applied Soft Computing* [online]. 2007, 7(1), 286-297 [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.1016/j.asoc.2005.06.006. ISSN 15684946. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1568494605000694>
- [22] DEBBAL, S. M. Model of Differentiation between Normal and Abnormal Heart Sounds in Using the Discrete Wavelet Transform [online]. [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.12720/jomb.3.1.5-11. ISBN 10.12720/jomb.3.1.5-

11. Dostupné z: <http://www.jomb.org/index.php?m=content>
- [23] *Krevní oběh* [online]. In: . [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: http://nd06.jxs.cz/348/372/d8490966d5_99294966_o2.jpg
- [24] Poslechová místa na hrudi. In: *Wikiskripta* [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/images/thumb/4/44/Heart_sounds_auscultation_areas.svg/300px-Heart_sounds_auscultation_areas.svg.png
- [25] Srdeční cyklus, EKG, srdeční ozvy. In: *New.propedeutika* [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: http://new.propedeutika.cz/wp-content/gallery/obrazky-prope/srdce_diagram_full.jpg
- [26] Vlnková transformace. In: *Elektrorevue* [online]. [cit. 2017-01-02]. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/06033/image001.gif>
- [27] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka: [pro gymnázia]*. 4., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2008. ISBN 978-807-3730-079.
- [28] KOZUMPLÍK, Jiří. *Multitaktní systémy* [online]. [cit. 2017-05-31].

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

FKG, PCG	Fonokardiograf, Phonokardiography
EKG	Elektrokardiograf
S1	První srdeční ozva
S2	Druhá srdeční ozva
SA	Sinoatriální
AV	Atrioventrikulární
EDV	Objem komory po naplnění
EDP	Tlak na konci diastoly
ESV	End - systolický objem
DTFT	Discrete Time Fourier Transform - Diskrétní Fourierova Transformace
$\{f(n)\}$	Diskrétní signál
FT	Fourierova transformace
STFT	Short Time Fourier Transform - Krátká Fourierova Transformace
DTWT	Wavelet Transform - Vlnková transformace
TKEO	Teiger - Kaiser Energy Operator
IMF	Intrinsic Mode Function - Vnitřní funkce
Hz	Jednotka frekvence - Hertz
dB	Jednotka hladiny intenzity zvuku - Decibel
fvz	Vzorkovací frekvence
$x(t)$	Signál v čase t
$w(t)$	Okénková funkce
$\psi(t)$	Mateřská vlnka
ω	Kmitočet
h	Impulsní charakteristika
TP	Správně detekované ozvy
FP	Špatně detekované ozvy
FN	Špatně nedetekované ozvy
CP	Celkový počet ozev
S^+	Senzitivita
PPH	Pozitivní prediktivní hodnota

CH

Chybovost

PŘÍLOHY

A. Přehled všech detekovaných ozev

Tab.A 1 : Přehled všech detekovaných ozev - operátor TKEO

	S1 CP	S1 TP	S1 FN	S1 FP	S2 CP	S2 TP	S2 FN	S2 FP
P001	20	20	0	0	21	21	0	0
P002	20	20	0	0	21	21	0	0
P003	20	20	0	2	20	20	0	0
P004	23	23	0	0	23	23	0	0
P005	22	22	0	0	22	22	0	0
P006	21	21	0	1	21	21	0	0
P007	20	20	0	0	20	20	0	0
P008	20	20	0	0	21	21	0	0
P009	21	21	0	0	21	21	0	0
P010	21	21	0	0	21	21	0	0
P011	24	24	0	0	24	24	0	0
P012	21	21	0	0	21	21	0	0
P013	20	20	0	0	21	21	0	0
P014	22	21	1	2	21	20	1	1
P015	22	22	0	0	22	22	0	0
P016	21	21	0	1	20	20	0	0
P017	21	21	0	0	22	22	0	0
P018	23	22	1	2	23	21	2	1
P019	25	25	0	0	25	25	0	0
P020	21	21	0	0	20	19	1	0
P021	30	30	0	0	29	28	0	0
P022	21	21	0	0	20	20	0	0
P023	25	25	0	0	25	25	0	0
P024	25	25	0	0	25	25	0	0
P025	25	25	0	0	25	25	0	0
P026	22	22	0	0	21	21	0	1
P027	22	22	0	0	21	21	0	0
P028	22	22	0	0	22	22	0	0
P029	23	23	0	0	23	23	0	0
P030	21	21	0	0	22	22	0	0
P031	24	24	0	0	24	24	0	0
P032	23	23	0	0	23	23	0	0
P033	22	22	0	0	23	23	0	0

P034	24	24	0	0	24	24	0	0
P035	22	22	0	0	23	23	0	0
P036	23	23	0	0	23	23	0	0
P037	22	22	0	0	21	21	0	0
P038	16	16	0	0	17	17	0	1
P039	16	15	1	1	16	15	1	3
P040	26	26	0	0	25	25	0	0
P041	24	24	0	0	23	23	0	0
P042	21	21	0	0	21	21	0	0
P043	17	16	1	1	18	18	0	1
P044	20	20	0	0	21	21	0	0
P045	17	17	0	0	16	15	1	1
P046	22	22	0	0	23	23	0	0
P047	28	28	0	0	27	27	0	0
P048	22	22	0	0	22	22	0	0
P049	21	21	0	0	21	21	0	0
P050	21	21	0	0	20	20	0	0
P051	23	23	0	0	22	22	0	0
P052	20	20	0	0	20	20	0	0
P053	22	22	0	0	22	22	0	0
P054	22	22	0	0	22	22	0	1
P055	17	16	1	1	17	17	0	1
P056	17	17	0	0	16	16	0	0
P057	22	22	0	0	23	23	0	0
P058	21	21	0	0	21	21	0	0
P059	22	22	0	0	21	21	0	0
P060	22	22	0	0	21	21	0	0
P061	21	21	0	0	21	21	0	0
P062	20	20	0	0	21	21	0	0
P063	23	23	0	0	23	23	0	0
P064	16	15	1	1	16	15	1	3

Tab.A 2 : Přehled všech detekovaných ozev - Hilbertova transformace

	S1 CP	S1 TP	S1 FN	S1 FP	S2 CP	S2 TP	S2 FN	S2 FP
P001	20	20	0	0	21	21	0	0
P002	20	20	0	0	21	21	0	0
P003	20	20	0	2	20	20	0	0
P004	23	22	1	0	23	23	0	0
P005	22	22	0	0	22	22	0	0
P006	21	21	0	0	21	21	0	0
P007	20	20	0	0	20	19	1	0
P008	20	20	0	0	21	21	0	0
P009	21	21	0	0	21	21	0	0
P010	21	21	0	0	21	21	0	0
P011	24	24	0	0	24	24	0	0
P012	21	21	0	0	21	21	0	0
P013	20	20	0	0	21	21	0	0
P014	22	21	1	0	21	21	0	1
P015	22	22	0	0	22	22	0	0
P016	21	21	0	1	20	20	0	0
P017	21	21	0	0	22	22	0	0
P018	23	23	0	0	23	23	0	0
P019	25	25	0	0	25	25	0	0
P020	21	18	3	1	20	17	3	2
P021	30	26	4	3	29	25	4	2
P022	21	21	0	0	20	20	0	0
P023	25	25	0	0	25	25	0	0
P024	25	25	0	0	25	25	0	0
P025	25	25	0	0	25	25	0	0
P026	20	20	0	0	21	21	0	0
P027	22	22	0	0	21	21	0	0
P028	22	22	0	0	22	22	0	0
P029	23	23	0	0	23	23	0	0
P030	21	21	0	0	22	22	0	0
P031	24	24	0	0	24	24	0	0
P032	23	23	0	0	23	23	0	0
P033	22	22	0	0	23	23	0	0
P034	24	24	0	0	24	24	0	0
P035	22	22	0	0	23	23	0	0
P036	23	23	0	0	23	23	0	0
P037	22	22	0	0	21	21	0	0
P038	16	16	0	0	17	17	0	0
P039	16	16	0	1	16	15	1	1
P040	26	22	4	1	25	24	1	1

P041	24	24	0	0	23	23	0	0
P042	21	21	0	0	21	21	0	0
P043	17	13	4	6	18	11	7	5
P044	20	20	0	0	21	21	0	0
P045	17	13	4	1	16	11	5	2
P046	22	22	0	0	23	23	0	0
P047	28	28	0	0	27	27	0	0
P048	22	22	0	0	22	22	0	0
P049	21	21	0	0	21	21	0	0
P050	21	21	0	0	20	20	0	0
P051	23	23	0	0	22	22	0	0
P052	20	20	0	0	20	20	0	0
P053	22	22	0	0	22	22	0	0
P054	22	22	0	0	22	22	0	0
P055	17	17	0	0	17	16	1	0
P056	17	14	3	1	16	12	4	3
P057	22	22	0	0	23	23	0	0
P058	21	21	0	0	21	21	0	0
P059	22	22	0	0	21	21	0	0
P060	22	22	0	0	21	21	0	0
P061	21	21	0	0	21	21	0	0
P062	20	19	1	1	21	20	1	2
P063	23	23	0	0	23	22	1	0
P064	16	16	0	1	16	15	1	1

B. Přílohy na CD

- 1) Skript Hilbertova_Transformace.m
- 2) Skript Operator_Tkeo.m
- 3) Databáze signálů

