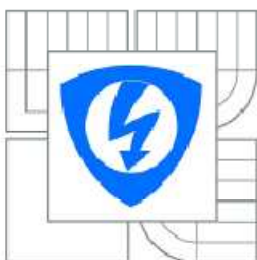




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMPLEXŮ QRS V SIGNÁLECH EKG

QRS DETECTION IN ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. ZDENĚK KUNA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2010

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

DETEKCE KOMPLEXŮ QRS V SIGNÁLECH EKG

Diplomová práce

Studijní obor: Biomedicínské a ekologické inženýrství
Student: Zdeněk Kuna
Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík CSc.

Abstrakt

Tato práce se zabývá problematikou konstrukcí detektorů QRS komplexů. Zaměřuje se na detekci komplexu z jednotlivých svodů i z prostorové rychlosti spočítané z trojic ortogonálních svodů. V teoretickém rozboru byly zmíněny různé způsoby návrhu detektorů.

Byly navrženy dva algoritmy (adaptivní prahování, konstantní prahování), které byly implementovány do detektorů a jimž předcházelo zpracování signálu Hilbertovou transformací. Dále byly algoritmy doplněny o modifikaci, jejímž účelem bylo zvýšit účinnost detekčního algoritmu. Funkčnost navržených algoritmů detektorů byla ověřena na všech signálech CSE (V2,V5,aVF).

Klíčová slova:

EKG signál, QRS komplex, ortogonální svody, analytický signál, detektor,

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY
Faculty of Electrical Engineering and Communication

QRS Detection in ECG signals

Master's thesis

Specialization: Biomedical and environmental engineering

Student: Zdeněk Kuna

Supervisor: doc. Ing. Jiří Kozumplík CSc.

Abstract

This project considers methods of construction QRS detectors. It focus in detection complexes of QRS single leads and space speed, which are calculated from three orthogonal leads. In theory was refer to various methods, which lead to design detector. It were designed two algoritms (constant and adaptive detecting threshold), which were implemented into detector and the signal was preprocessed by Hilbert transformation. Toward algoritms were completed by modification, which improved detection effectivity. Function of algoritms were tested in all signals of CSE (V2,V5,aVF).

Key words:

ECG signal, QRS complex, ortogonal leads, analytic signal, detektor, pseudoorthogonal leads

BIBLIOGRAFICKA CITACE

KUNA, Z. *Detekce komplexů QRS v signálech EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 68s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

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 jsem si plně vědom následků porušení ustanovení §11 a následujícího autorského zákona č.121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení §152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 21. května 2010

.....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za pedagogickou a odbornou pomoc při zpracovávání mé diplomové práce.

V Brně dne 21. května 2010

.....

podpis autora

1. OBSAH

BIBLIOGRAFICKA CITACE	4
1. OBSAH.....	6
2. ÚVOD	8
3. BIOLOGICKÁ ČÁST.....	9
3.1 Anatomie lidského srdce	9
3.2 Vznik komplexu QRS	10
3.3 Parametry EKG signálů	11
3.4 Elektrokardiografie	12
3.4.1 Bipolární končetinové svody podle Einthovena	13
3.4.2 Unipolární končetinové svody dle Goldberga	14
3.4.3 Unipolární končetinové svody – Wilsonova svorka.....	15
3.4.4 Ortogonální svody	16
4. TEORETICKÝ ROZBOR PROBLEMATIKY ALGORITMŮ QRS DETEKTORŮ	17
4.1 Detektory založené na amplitudě, první nebo druhé derivaci.....	17
4.2 Detektory založené na součinu diferencí	18
4.3 Detektory založené na délkové a energetické transformaci.....	19
4.4 Detektor založený na vlnkové transformaci.....	19
4.5 Detektor založený na metodě bank filtrů	20
4.6 Detektor založený na Hilbertově transformaci	21
5. RUŠENÍ EKG SIGNÁLU	23
5.1 úzkopásmové rušení.....	24
5.1.1 Kolísání izoelektrické linie	24
5.1.2 Síťové rušení.....	24
5.2 Širokopásmové rušení	24
5.2.1 Myopotenciály	24
5.2.2 Impulzní rušení	24
6. TECHNICKÁ ČÁST.....	25
6.1 Detektor komplexů QRS - obecně	25
6.2 Předzpracování signálu	26

6.3	Číslicové fitlry	26
6.4	Analytický filtr	29
6.5	Popis navrhovaných metod detekce komplexů qrs	30
6.5.1	Detektor založený na algoritmu konstantního prahování	30
6.5.2	Selhání detektoru s konstantním prahováním zpracovávající jeden svod ...	32
6.5.3	Detektor založený na algoritmu adaptivního prahování	34
6.5.4	Selhání detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající jeden svod	36
6.5.5	Detektor založený na detekci z prostorové rychlosti využívající konstantního prahování	40
6.5.6	Selhávání detektoru s konstantním prahováním zpracovávající ortogonální svody	42
6.5.7	Detektor založený na detekci z prostorové rychlosti využívající adaptivního prahování:	44
6.5.8	Selhávání detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající ortogonální svody	45
6.6	Blok Statistika	49
6.7	Statistické vyhodnocení spolehlivosti detektorů komplexu QRS	52
7.	SHRNUTÍ	54
7.1	Metoda, která by vedla ke zlepšení spolehlivosti detekce.	55
8.	POUŽITÁ LITERATURA:	56
9.	PŘÍLOHY	57

2. ÚVOD

Srdeční choroby patří mezi nejčastější příčiny smrti, zejména v bohatých zemích. V České republice jsou nejčastější příčinou smrti a umírá na ně asi 50% lidí. Ačkoliv se v ČR za posledních 20 let snížil počet lidí umírajících na tuto chorobu, vývoj a diagnostické přístroje se v této oblasti neustále vyvíjejí. Součástí programového vybavení diagnostických přístrojů pro analýzu a rozměřování signálu EKG jsou nové algoritmy využívající různých metod zpracování číslicového signálu (waveletové transformace, či jiné rafinované způsoby detekce specifických částí EKG signálu). Jednou z metod detekování specifických částí EKG signálu je detektor komplexu QRS založený na obálce filtrovaného signálu, který bude náplní této práce.

Tuto práci jsem rozdělil na dvě části: na část *biologickou* a část *technickou*. V biologické části stručně připomínám anatomii lidského srdce, způsob vzniku QRS komplexu a jeho významné technické parametry.

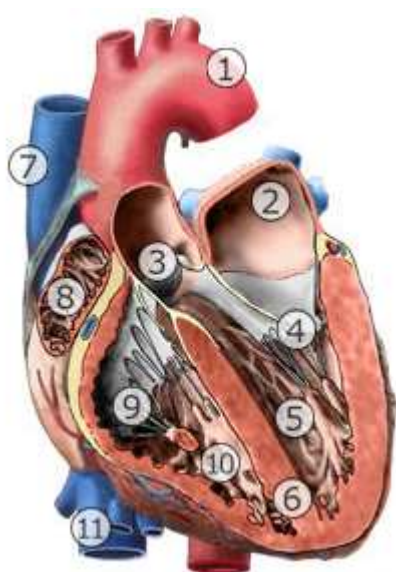
V technické části se nejprve zabývám teoretickým rozбором problematiky QRS detektorů. Poté popisuji problematiku předzpracování signálu a následně pokračuji popisem navrhovaných metod. Následně se zabývám případy, kdy navržené detektory selhávají, a snažím se vysvětlit, proč detektory selhávají. Účinnost detektorů vyhodnocuji statistickými parametry (senzitivita, prediktivita, chyba detektoru). Návrh detekčních algoritmu je navrhován pro off-line zpracování EKG signálu

3. BIOLOGICKÁ ČÁST

3.1 ANATOMIE LIDSKÉHO SRDCE

Z fyziologického hlediska je srdce výkonný sval, který svými stahy zajišťuje krevní oběh. Srdce je složeno ze dvou komor a dvou síní, které jsou vzájemně odděleny přepážkami. Neokysličená krev je nasávána do pravé síně a poté vypuzována pravou komorou do plic, kde se okysličuje. Po okysličení je krev vháněna do levé síně. V levé komoře okysličená krev získává kontrakcí srdečního svalu tlak, odkud je pak vypuzena do krevního oběhu.

Srdce pracuje automaticky a jeho automacii zajišťuje převodní systém. Převodním systémem rozumíme nervové vlákna a uzly, která stimulují myokard ke kontrakci [7].



1. aorta
2. levá síň
3. poloměsíčitá chlopeň
4. dvojcípá chlopeň
5. levá komora
6. mezikomorová přepážka
7. horní dutá žíla
8. pravá síň
9. trojcípá chlopeň
10. pravá komora
11. dolní dutá žíla

Obrázek 3-1 – Stručná anatomie
lidského srdce [12]

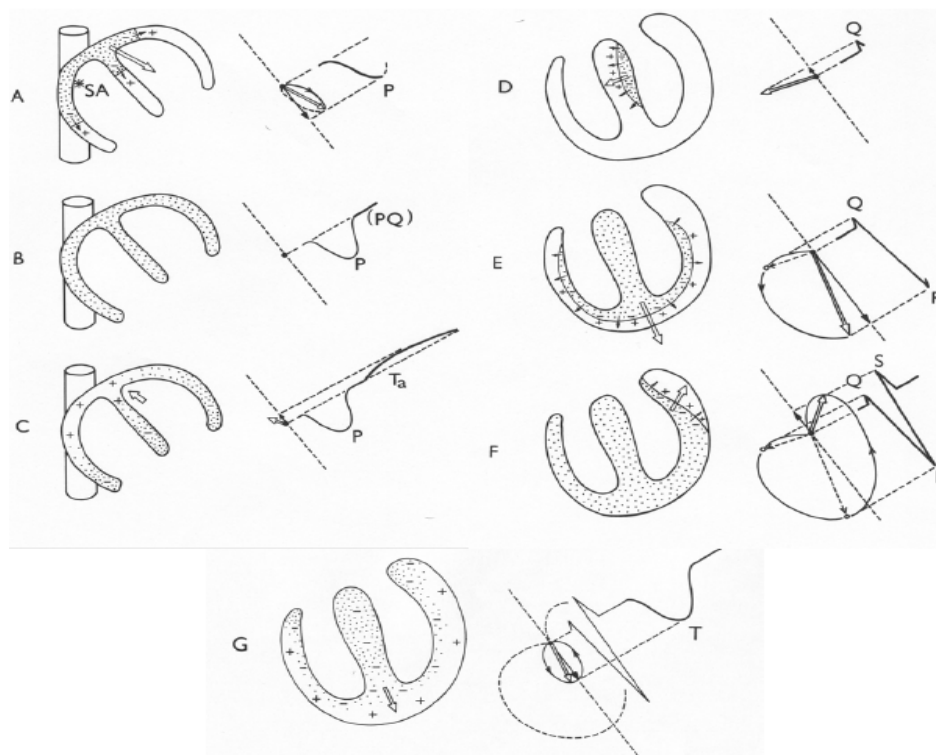
3.2 VZNIK KOMPEXU QRS

Podněty ke kontrakci myokardu vznikají přímo ve vlastní svalovině, a to v modifikovaných kardiomyocytech tvořících převodní soustavu srdeční.

Elektrický vzruch, se šíří z SA uzlu, aktivuje síně a vzniká vlna P. Postup vlny se krátce zpomalí v AV uzlu a pak se rychle šíří Hissovým svazkem, pravým a levým Tawarovým raménkem a Purkyňovými vlákny do myokardu komor (viz obr.3-2).

Komplex QRS je obrazem postupu elektrické aktivace myokardu komor. Elektrické síly vznikající při depolarizaci svaloviny komor se na EKG registrují jako ostré kmity. Ostré, hrotnaté kmity se označují jako komplex QRS, bez ohledu na to, zda-li jsou pozitivní anebo negativní.

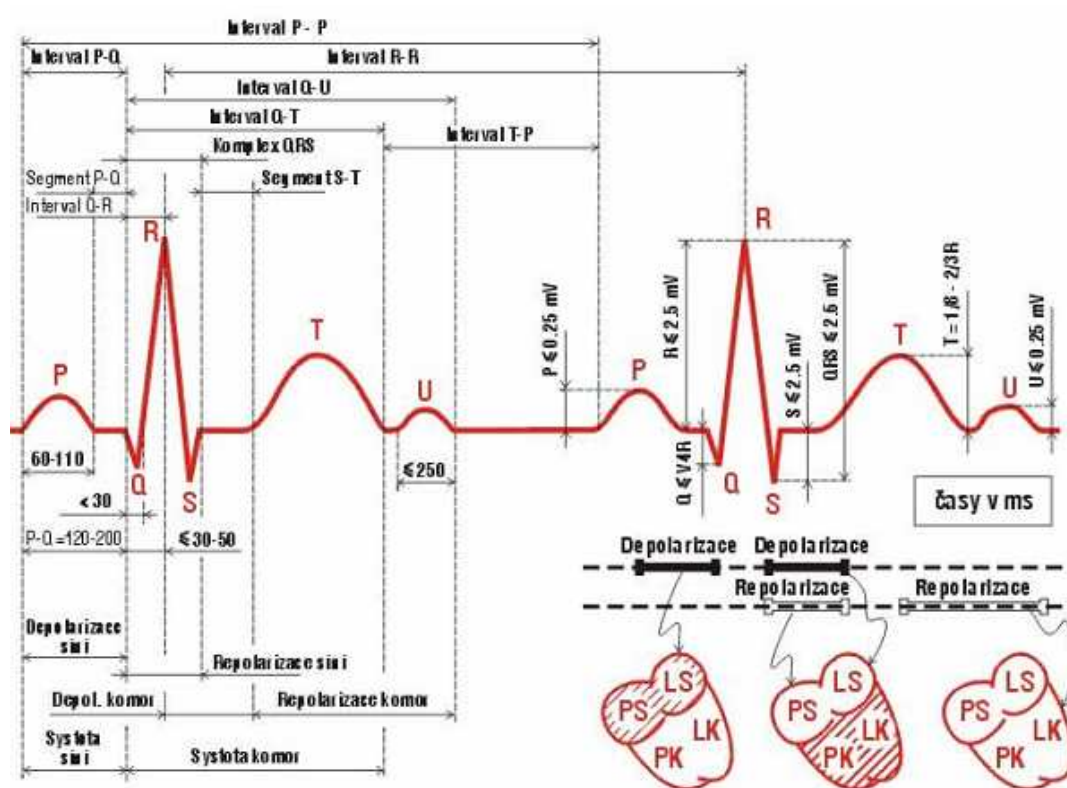
Srdeční buňky jsou specifické tím, že se jejich membránový potenciál po depolarizaci nevrací ihned na původní hodnotu, ale zůstává v tzv.fázi plató, která trvá 200-350ms, kdy nemůže dojít k další kontrakci. Tím se zaručuje nemožnost tetanické křeče a maximální tepové frekvence 210 tepů za minutu [7].



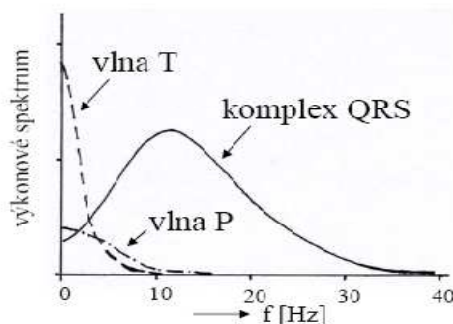
Obrázek 3-2 – Šíření elektrické aktivity srdcem a průmět elektrického vektoru do II.svodu[7]

3.3 PARAMETRY EKG SIGNÁLŮ

Z časových a frekvenčních parametrů EKG signálu plynou požadavky na předzpracování signálu a na detekční algoritmy. Komplex QRS má většinu své energie ve frekvenčním pásmu přibližně od 5 do 30 Hz s tím, že funkce dosahuje maxima mezi 10 a 15Hz. Signál EKG obsahuje v pásmu od 5 do 20Hz minimum rušení. Je tedy vhodné pro zvýraznění QRS komplexu použít lineární pásmovou propust, jejíž mezní frekvence bude odpovídat výše zmíněným hodnotám[8].



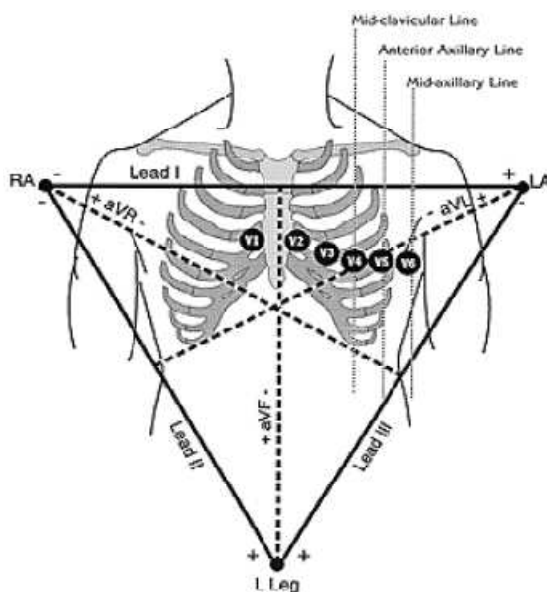
Obrázek 3-3 - Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých úseků EKG signálu[7]



Obrázek 3-4 - Výkonové spektrum EKG signálu[6]

3.4 ELEKTROKARDIOGRAFIE

K registraci EKG se nejčastěji využívá 12 standardních svodů. Z nichž 9 je unipolárních (V1-V6; aVR, aVF, aVL) a 3 bipolární (I, II, III). Svody se umisťují na končetiny a na hrudník. Bipolární svody registrují rozdíl potenciálů mezi dvěma elektrodami (Einthovenův trojúhelník). Hrudní svody snímají potenciál vůči tzv. *centrální svorce*. Unipolární končetinové svody jsou podle Goldbergova zapojení označeny aVR, aVF, aVL a snímají potenciál vůči *modifikované centrální svorce* se zesíleným napěťovým ziskem.



Obrázek 3-5 Svody při snímání standardního EKG [13]

3.4.1 Bipolární končetinové svody podle Einthovena

Pozice elektrod pro měření svodových napětí je volena na místech, kde není tak silná svalová hmota. Důvodem této skutečnosti je nezanedbatelný vliv myopotenciálů na signál EKG. Právě z tohoto důvodu se elektrody umisťují na zápěstí pravé a levé ruky a nad kotník levé nohy.

Napětí na svorce I je dáno rozdílem potenciálů na levé ruce a pravé ruce:

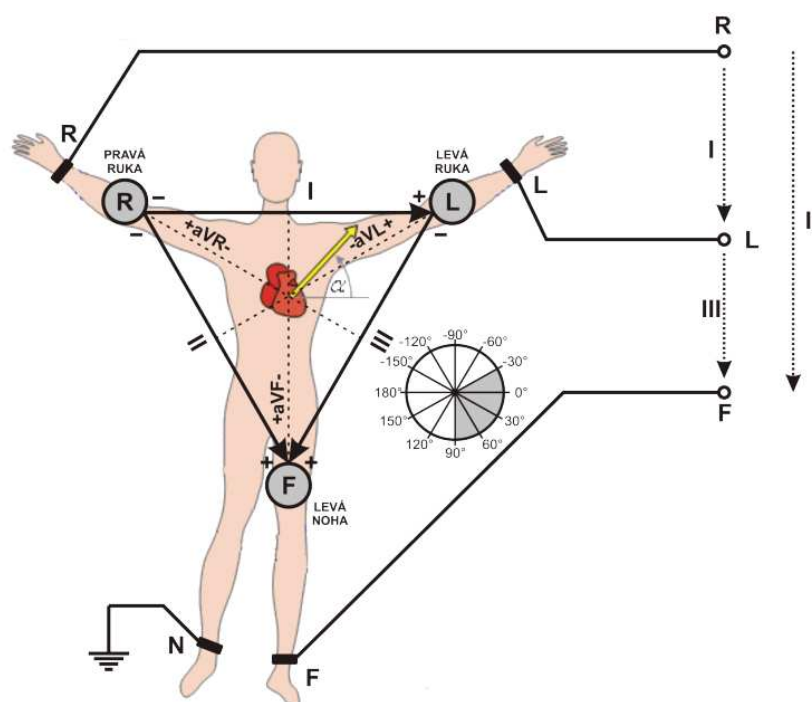
$$I = L - R \tag{1}$$

Napětí na svorce II je dáno rozdílem potenciálů na levé noze a pravé ruce:

$$II = F - R \tag{2}$$

Napětí na svorce III je dáno rozdílem potenciálů na levé noze a levé ruce:

$$III = F - L \tag{3}$$



Obrázek 3-6 Bipolární končetinové svody podle Einthovena [14]

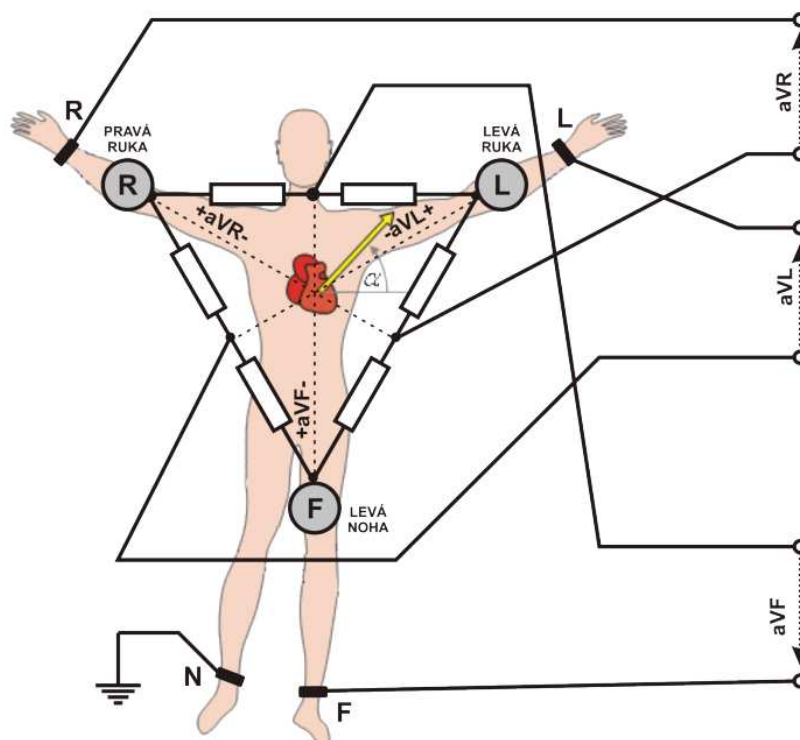
3.4.2 Unipolární končetinové svody dle Goldberga

Každé svodové napětí je počítáno z rozdílu potenciálů, přičemž pro jeho výpočet je nutné znát všechny končetinové potenciály. Jeden potenciál je vytvořen mezi svorkami sériově zapojenými rezistory. Druhý potenciál je potenciál protěžší elektrody. Čili:

$$aVR = R - \frac{L + F}{2} \quad (4)$$

$$aVL = L - \frac{R + F}{2} \quad (5)$$

$$aVF = F - \frac{R + L}{2} \quad (6)$$



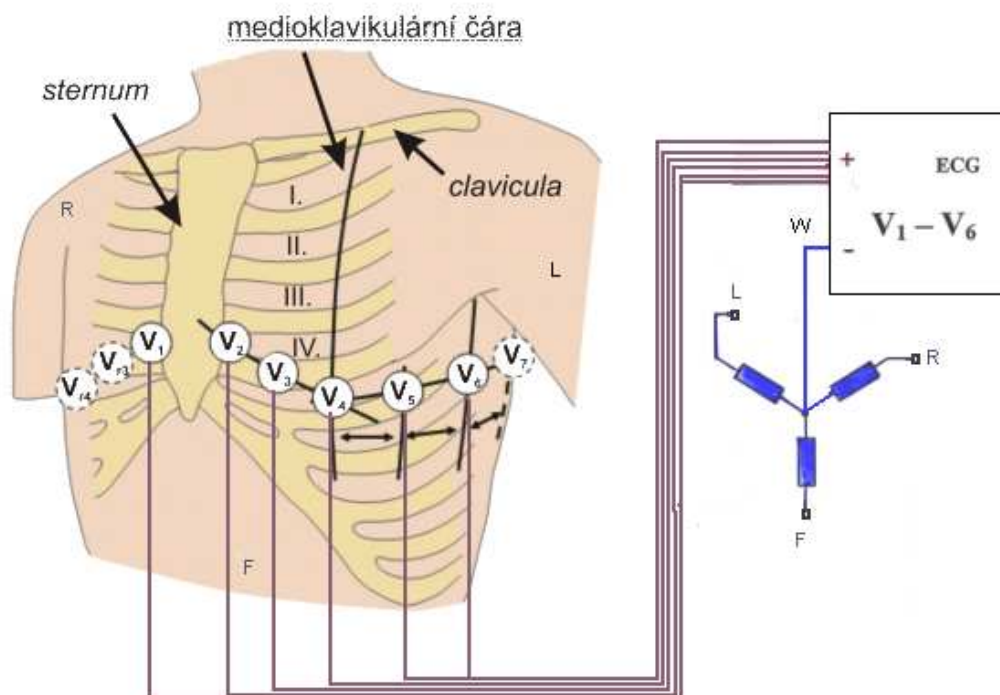
Obrázek 3-7 Unipolární končetinové svody dle Goldberga[14]

3.4.3 Unipolární končetinové svody – Wilsonova svorka

Všechny odpory mají stejnou rezistivitu 500 kΩ. Velikost odporů není volená náhodně, neboť vliv rozdílného kožního odporu je nezanedbatelný. Kdyby byla zvolena příliš nízká hodnota odporu, rozdíly kožního odporu by způsobily falešné signály. Napětí svodů U₁ – U₆ se měří mezi místem na hrudníku a Wilsonovou svorkou.

$$U_n = V_n - W; (n = 1 \dots 6) \quad (7)$$

$$W = \frac{R + L + F}{3} \quad (8)$$



Obrázek 3-8 Unipolární končetinové svody-Wilsonova svorka[14]

3.4.4 Ortogonální svody

Zpracováním signálů z ortogonálních svodů jsme schopni získat prostorovou srdeční aktivitu. Principiálně jde o to, že po těle jsou na vhodných místech rozmístěny elektrody, z nichž se odebrává potenciál.

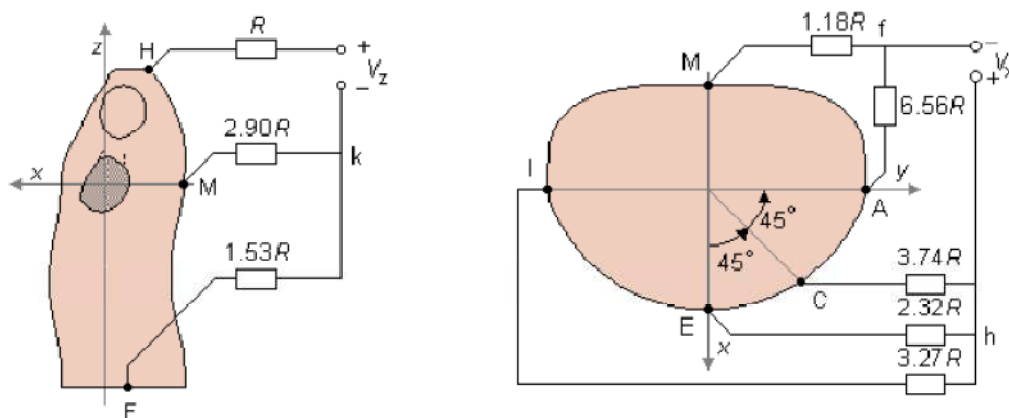
Jeden z ortogonálních svodů měří rozdíl potenciálů mezi krkem a bránicí. Další dva ortogonální svody měří napětí na obvodu hrudníku (viz. obr. 3_9). Výhodou tohoto systému je, že po zpracování jsme schopni zkoumat průměty do jednotlivých tělesných rovin vertikální (frontální), horizontální (transverzální), sagitální (předozadní).

Ve Frankově systému pro napětí na svodech platí následující vztahy [1]:

$$U_x = 0.133A + 0.736M - 0.264I - 0.374E - 0.231C \quad (9)$$

$$U_y = 0.610A + 0.171C - 0.781I \quad (10)$$

$$U_z = 0.655F + 0.345M - 1.000H \quad (11)$$



Obrázek 3-9 : Rozmístění elektrod Frankova systému [1]

Pokud máme k dispozici pouze klasické unipolární končetinové svody, lze z nich vybrat takové svody, které se svým napěťovým průběhem podobají ortogonálním svodům, tzv. *pseudoortogonální svody*.

Ortogonální *svod x* můžeme nahradit pseudoortogonálními svody *I, V5 nebo V6*.

Ortogonální *svod y* nahrazujeme pseudoortogonálními svody *aVF, III*.

A konečně ortogonální *svod z* můžeme nahradit pseudoortogonálním svodem *V2*

4. TEORETICKÝ ROZBOR PROBLEMATIKY ALGORITMŮ QRS DETEKTORŮ

Existují různé typy EKG signálů, se kterými můžeme pracovat-intrakardiální, klidový, zátěžový, povrchový, proto je volba detektoru velmi důležitá. Měření srdeční aktivity intrakardiálním způsobem může být velice přesné. EKG signál není zarušen myopotenciály ani pohybovým artefaktem pacienta. Zmíněná metoda je však příliš specializovaná a její aplikace se využívá na specializovaných klinikách pod dohledem kardiochirurga. Povrchové svody se vyznačují nižším poměrem signál šum, ale nejsou tolik zatěžujícími pro pacienta. Bližší informace o rušení EKG signálu naleznete níže (kap. 5). Dalším kritériem výběru QRS detektoru je režim, v kterém bude detektor pracovat (on-line, off-line).

4.1 DETEKTORY ZALOŽENÉ NA AMPLITUDĚ, PRVNÍ NEBO DRUHÉ DERIVACI

Detektory založené pouze na amplitudě se nepoužívají, neboť jsou velice náchylné na šum, proto se kombinují s diferencemi EKG signálu. Další důvod, proč se detektory založené pouze na amplitudě nevyužívají, je ten, že komplex QRS nemusí být amplitudově výrazný (u ischemie je vlna T vyšší, ve svodech V1 V2 je nízký R-kmit a hluboký S-kmit)[2].

V doporučené literatuře se vyskytuje několik možných popisů diferencí, které se využívají v těchto detektorech [2],[3]:

$$y(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad (12)$$

$$y(n) = 2x(n + 2) + x(n + 1) - x(n - 1) - 2x(n - 2) \quad (13)$$

$$y(n) = x(n) - x(n - 1) \quad (14)$$

Kritéria detekce: odvozena z vypočtených diferencí (různě kombinované difference porovnávané s konkrétními prahy)

Výhodou těchto algoritmů je jejich vysoká rychlost výpočtu. Detekční účinnost lze zvýšit použitím digitální filtrace. Algoritmy založené na digitální filtraci jsou mnohem sofistikovanější. Příklad takového algoritmu může být následující [3]: Nejprve se EKG signál zvlášť filtruje ve dvou dolních propustí, které mají odlišné mezní frekvence ($f_2 > f_1$). Poté filtrované signály prochází pásmovou propustí. Následovně je signál zpracováván následující formulí:

$$y(n) = y_1(n) \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2 \quad (15)$$

přičemž

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1) \quad (16)$$

kde

$x(n)$...filtrovaný signál

m ...délka pohyblivého okna

Tato nelineární operace potlačuje malé amplitudy a vyhlazuje vrcholy signálu. Takto upravený signál se dále upraví absolutní hodnotou a dolno-frekvenční propustí s mezní frekvencí f_2 (signál $z(n)$). Kritérium detekce (práh) aplikované na získaný signál se adaptivně přizpůsobuje dle: $\max[z(n)] / 8$
Tímto způsobem se však zvýší výpočetní náročnost.

4.2 DETEKTORY ZALOŽENÉ NA SOUČINU DIFERENCÍ

Příkladem tohoto typu detektoru může být detektor MOBD. Tento typ detektoru zvýrazňuje strmé části signálu. Název algoritmu vychází ze zkratky (Multiplication Of Backward Differences) [2],[3]. V principu jde o to, že se násobí velikosti diferencí získané v časech po sobě jdoucích. Funkce, která se podrobí prahování je následující [3]:

$$z(n) = \prod_{k=0}^{N-1} |x(n-k) - x(n-k-1)| \quad (17)$$

Kde $k = 0, 1, \dots, N-2$

N ...řád transformace

Dále je algoritmus doplněn o ošetření prudkých změn (ošetření proti šumu).

Ošetření spočívá v testování změny polarity diference:

$$\text{if } \text{sign}[x(n - k)] \neq \text{sign}[x(n - k - 1)]; \quad z(n) = 0 \quad (18)$$

Pokud se změní polarita diference v následujícím kroku, položí se $z(n) = 0$

Kritérium detekce: Prahová hodnota je vypočítána z maxima funkce $z(n)$. Práh se po uplynutí refrakterní doby sníží na polovinu z maxima $z(n)$.

4.3 DETEKTORY ZALOŽENÉ NA DÉLKOVÉ A ENERGETICKÉ TRANSFORMACI

Diskrétní délková transformace je definována jako[3]:

$$L(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (x_{j,k} - x_{j,k-1})^2} \quad (19)$$

Diskrétní energetická transformace je definována jako[3]:

$$E(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (x_{j,k} - x_{j,k-1})^2 \quad (20)$$

Kde n ...počet paralelních kanálů signálu (svodů)

q ...šířka integračního okna (120 ms)

i ...časový okamžik, ke kterému se vztahuje hodnota funkce L , resp. E

Ve vzniklém signálu se hledají kladné výchylky, které překračují určitou neměnnou mez. Okamžiky, kdy došlo k překročení tohoto prahu, jsou považovány za komplex QRS.

Pokud se v jednom svodu vyskytuje rušení a v dalších svodech nikoliv, pak z definic transformací vyplývá, že šum bude částečně eliminován.

4.4 DETEKTOR ZALOŽENÝ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI

Mateřská vlnka by se měla, co nejvíce podobat hledanému QRS komplexu. Detektor založený na tomto principu, posouvá vlnkovou funkci $\psi(a, T)$ po signálu $s(t)$ přes celou reálnou osu a vypočítává integrál, což odpovídá matematickému popisu [4]:

$$S_{CWT}(a, T) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t}{a} - T\right) dt; a > 0, T \in R \quad (21)$$

kde

parametr a ovlivňuje časovou dilataci vlnky

parametr T ovlivňuje časový posun (translaci) podél časové osy.

Je zřejmé, že výpočet integrálu přes škálu parametrů a by byl časově náročný.

Z těchto důvodů se zavádí $a = 2^i$, což vede na dyadickou vlnkovou transformaci definovanou [2],[3]:

$$DWT(a, T) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{2^i}} \psi\left(\frac{t}{2^i} - T\right) dt \quad (22)$$

Výsledkem dyadické waveletové transformace aplikované na EKG signál $s(t)$ je dvourozměrná funkce.

Kritérium detekce: Signál $DWT(a, T)$ je podroben prahování. Práh je vypočítán jako 60% z maxima lokálního okna. Detektor detekuje QRS komplex, pokud ve dvou následných dyádách s časovým rozlišením refrakterní fáze byl nalezen kandidát pro QRS komplex.

Tento algoritmus je vysoce odolný proti šumu, časově proměnným QRS komplexům[2].

4.5 DETEKTOR ZALOŽENÝ NA METODĚ BANK FILTRŮ

Tento typ detektoru zajišťuje časově frekvenční analýzu stejně jako předcházející detektor (WT). Algoritmus je koncipován následujícím způsobem[2]: Nejprve se vstupní signál paralelně přivede do banky filtrů, kde se signál rozloží na frekvenční subpásma. Všechna frekvenční subpásma mají stejnou šířku, středy subpásem jsou ekvidistantně rozmístěny na intervalu 0-360Hz a okraje subpásem se mírně překrývají. Ve zdroji [2],[3] se hovoří o 32 filtrech každý o šířce 5,6 Hz. Přefiltrovaný signál je podvzorkován v poměru 1/32. Ke ztrátě informace nedojde, neboť šířka pásma filtru je mnohem menší než spektrum vstupního signálu. Pro detekci komplexu QRS stačí vzít v úvahu čtyři subpásma (5,6-28,1Hz).

Kritérium detekce: Definují se tzv. *příznaky*, které se určují z frekvenčních podpásem

$$p1(n) = \sum_{i=1}^3 |w_i(n)|; \quad p2(n) = \sum_{i=1}^4 |w_i(n)|; \quad p3(n) = \sum_{i=2}^3 |w_i(n)| \quad (23)$$

Kde i...je konkrétní subpásma

$w_i(n)$...filtrovaný signál vystupující z konkrétního (i-tého) subpásma

Příznaky se přivádí do komplikovaného a sofistikovaného rozhodovacího algoritmu.

Výhodou tohoto algoritmu je vysoká výpočetní rychlost (real-time implementace).

4.6 DETEKTOR ZALOŽENÝ NA HILBERTOVĚ TRANSFORMACI

Hilbertova transformace reálného signálu $x(t)$ je definována [3],[4]:

$$x_H(t) = H\{x\} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(T)}{t - T} dt \quad (24)$$

Výstupem z Hilbertovy transformace je analytický signál, který má jednostranné spektrum a jeho absolutní hodnota tvoří tzv. obálku transformovaného signálu. Pokud je analyzovaný signál nejprve propuštěn pásmovou propustí (5-20 Hz), která zvýrazní komplex QRS a poté je filtrovaný signál puštěn do analytického filtru, získáme obálku filtrovaného signálu. Tento signál se podrobí adaptivnímu prahování, kde kritérium detekce je určeno jako 40% z lokálního maxima.

Analytický filtr můžeme navrhnout metodou okénka, které se rovněž používají pro návrh FIR filtrů. Periodu frekvenční charakteristiky ideálního analytického filtru pro realizaci analytického signálu z reálného modulačního signálu vyjádříme[5]:

$$H(\omega) \begin{cases} 1 & 0 \leq \omega T \leq \pi \\ 0 & \pi \leq \omega T \leq 2\pi \end{cases} \quad (25)$$

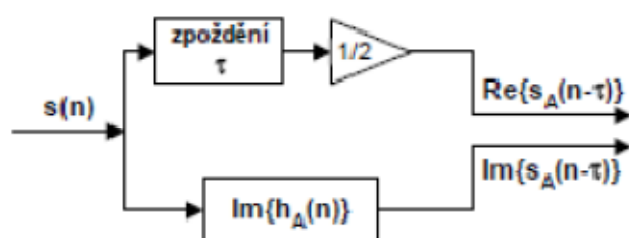
Stejně jako v případě návrhu filtru FIR metodou okénka můžeme impulzní charakteristiku tohoto filtru považovat za koeficienty Fourierovy řady[5]:

$$h_A(n) = \frac{1}{\omega_{vz}} \int_0^{\omega_{vz}} H_A(\omega) e^{j\omega n T} d\omega \quad (26)$$

Odtud

$$h_A(n) = \begin{cases} \frac{1}{2}, & n = 0 \\ j \frac{1 - (-1)^n}{2\pi n}, & n \neq 0 \end{cases}$$

Pokud by měl být tento filtr zrealizován, pak by měl být kauzální a typu FIR. Analytický filtr musí být doplněn o zpoždění T a z důvodu konečnosti impulzní charakteristiky musí být vynásoben symetrickým oknem kolem nulové frekvence a posunutou o polovinu délky doprava (zpožděnou o T). Blokové schéma je znázorněno na obrázku.



Obrázek 4-1 Blokové schéma analytického filtru (dolní blok je Hilbertův transformátor)[5].

$\text{Im}\{h_A(n)\}$ je téměř shodná s impulzní charakteristikou Hilbertova transformátoru, který je popsán frekvenční charakteristikou [5]:

$$H(\omega) \begin{cases} -j & 0 \leq \omega T \leq \pi \\ +j & -\pi \leq \omega T \leq 0 \end{cases} \quad (27)$$

A odsud pro impulzní charakteristiku platí:

$$g_H(n) = \frac{T}{2\pi} \left[\int_{-\pi/T}^0 j e^{j\omega n T} d\omega - \int_0^{\pi/T} j e^{j\omega n T} d\omega \right] = \frac{1 - \cos(\pi n)}{\pi n} \quad (28)$$



Obrázek 4-2 Amplitudová charakteristika ideálního analytického filtru a spektrum analytického signálu[8]

5. RUŠENÍ EKG SIGNÁLU

Komplex QRS patří mezi nejvýraznější útvar průběhu EKG signálu. Detekce komplexu QRS je základní procedurou veškerých automatických analýz EKG signálu. Na přesnosti detekce závisí kvalita následné analýzy.

Cílem detektoru QRS komplexu je určit referenční body v EKG, které pak slouží navazujícím algoritmům k podrobnější analýze EKG signálu a stanovení případné diagnózy pacienta. Z EKG lze velice rychle diagnostikovat srdeční arytmie, perikarditidu, ischemie, či infarkt myokardu, které jsou častou příčinou úmrtí. Zatím neexistuje systém, který by z hlediska rychlosti tuto metodu překonal. Je sice pravdou, že v dnešní době máme k dispozici složité alternativní metody vyšetření srdce, jako jsou SPECT a PET scany, ale zpracování signálu z těchto systémů je zdoluhavé a nákladné, a tedy pro akutní případy nepříliš vhodné.

Málokdy se stává, že signál EKG analyzujeme bez rušení. Pokud využijeme standardních svodů, které umístíme na povrch těla pacienta a budeme snímat EKG, zajisté bude degradován šumem z okolního prostředí, nebo svalovou činností samotného pacienta (myopotenciály). Existují možnosti, které předpokládají invazivní zavedení elektrod přímo k srdci, či do jícnu, tzv. *jícnový svod*, kde je poměr signál šum EKG signálu mnohem vyšší. Nicméně vzhledem k náročnosti a provedení tohoto měření, které je jak časově náročné, tak i nepříjemné pro pacienta, budeme předpokládat, že signál EKG budeme měřit ze standardních svodů. Dle tohoto požadavku navrheme filtry, které budou kompenzovat vliv šumu na signál EKG.

Jak bylo řečeno, k signálu EKG se přičítá šum. Tento zkreslující šum může mít z hlediska frekvenčního pásma buď charakter úzkopásmový, nebo širokopásmový. Proto se v praxi setkáváme s kabely, které splňují požadavky z hlediska elektromagnetické kompatibility, které se snaží minimalizovat průnik elektromagnetického rušení do přívodních kabelů.

5.1 ÚZKOPÁSMOVÉ RUŠENÍ

5.1.1 Kolísání izoelektrické linie

Již z principu měření EKG signálu se toto rušení namoduluje na měřený signál. Místem vzniku tohoto úzkopásmového rušení je přechod mezi elektrodou a kůží, kde dochází k pomalým elektrochemickým dějům s frekvencí menší než 0,8Hz. Dalším zdrojem tohoto rušení je pohyb pacienta při zátěžovém EKG, či při jeho dýchání. Frekvence tohoto rušení je asi 1,5Hz.[9].

5.1.2 Síťové rušení

Z důvodu platnosti Faradayova indukčního zákona se v blízkosti elektrického vedení indukuje do kabelů měřících sond elektrické napětí, které se přičítá k měřenému signálu.

5.2 ŠIROKOPÁSMOVÉ RUŠENÍ

5.2.1 Myopotenciály

Při aktivitě kosterních svalů jsou generovány myopotenciály, jejichž signál je obsažen ve frekvenčním pásmu od 20Hz do několika kHz. Tento rušivý signál se hlavně projevuje v zátěžovém EKG [9,10].

5.2.2 Impulzní rušení

Vzhledem k tomu, že se všude kolem nás vyskytují spotřebiče elektrické energie, které při své činnosti kolem sebe vytvářejí elektromagnetické pole, stává se prostor, v němž měříme, silně zarušený.

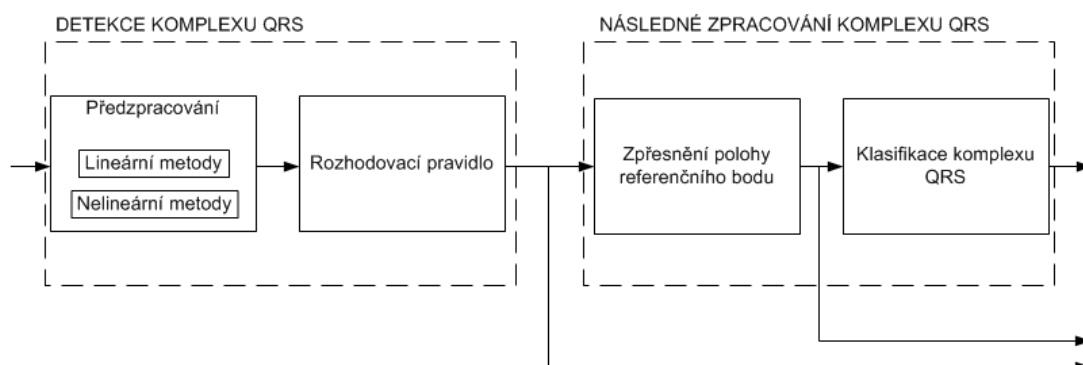
Velmi častým zdrojem rušení jsou měniče napětí, spínané zdroje, elektronické předřadníky zářivek nebo frekvenční měniče elektrických strojů, které pracují s frekvencemi do desítek kHz.

6. TECHNICKÁ ČÁST

6.1 DETEKTOR KOMPLEXŮ QRS - OBECNĚ

Detektory komplexu QRS se musí vypořádat se značnou variabilitou signálu, která může být způsobena, jak náhlými fyziologickými změnami, tak technickými artefakty. Potlačení změny nulové úrovně signálu, síťového rušení, myopotenciálů, či potlačení detekce falešných komplexů QRS, způsobené strmými hranami vln P a T jsou hlavními technickými požadavky kladené na detektory QRS komplexů.

Je jasné, že požadavky kladené na detektory komplexů QRS pro zátěžové EKG budou navrhovány jiným způsobem, než-li detektory, které budou zpracovávat signál z klidového či jícnového EKG. Nicméně detektor komplexů QRS lze popsat blokovým schématem zobrazeným na obrázku 6_1.



Obrázek 6-1 Blokové schéma detektoru

6.2 PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

Do bloku předzpracování vstupuje signál EKG zkraslený šumem. Lineárními či nelineárními metodami se transformuje na signál, který poslouží jako vstup do bloku rozhodovacího pravidla. Lineárními metodami se rozumí použití číslicových filtrů (pásmové propusti, Lymnovy filtry, hřebenové filtry...). Nelineární metody jsou založeny na statistických a apriorních údajích o EKG signálu (délka záznamu EKG signálu, počet, šířka a strmost QRS komplexů). Výstupním signálem z číslicových filtrů je signál, který je zkraslen a v určitém frekvenčním pásmu zvýhodněn. Jak bylo řečeno, při průchodu signálu jakýmkoliv filtrem dojde ke zkraslení. Je tedy otázkou jak moc si dovolíme zpracováváný signál zkraslit na úkor jeho amplitudy a fáze resp. skupinového zpoždění. Například u Lymnových filtrů, či FIR filtru je řád filtru přímo úměrný časovému zpoždění zpracováváného signálu. Je tedy možné při známém časovém zpoždění signál opět posunout o přesný počet vzorků a kompenzovat tak vliv skupinového zpoždění.

6.3 ČÍSLICOVÉ FITLRY

Proces filtrace signálu je z matematického hlediska konvoluce vstupního signálu $x(n)$ a impulsní charakteristiky filtru $h(n)$, což ve frekvenční oblasti je vyjádřeno součinem spektra vstupního signálu $X(\omega)$ a frekvenční charakteristiky filtru $H(\omega)$.

Matematicky vyjádřeno v časové oblasti[4]:

$$y(n) = x(n) * h(n) \quad (29)$$

Ve frekvenční oblasti:

$$Y(\omega) = X(\omega) \cdot H(\omega) \quad (30)$$

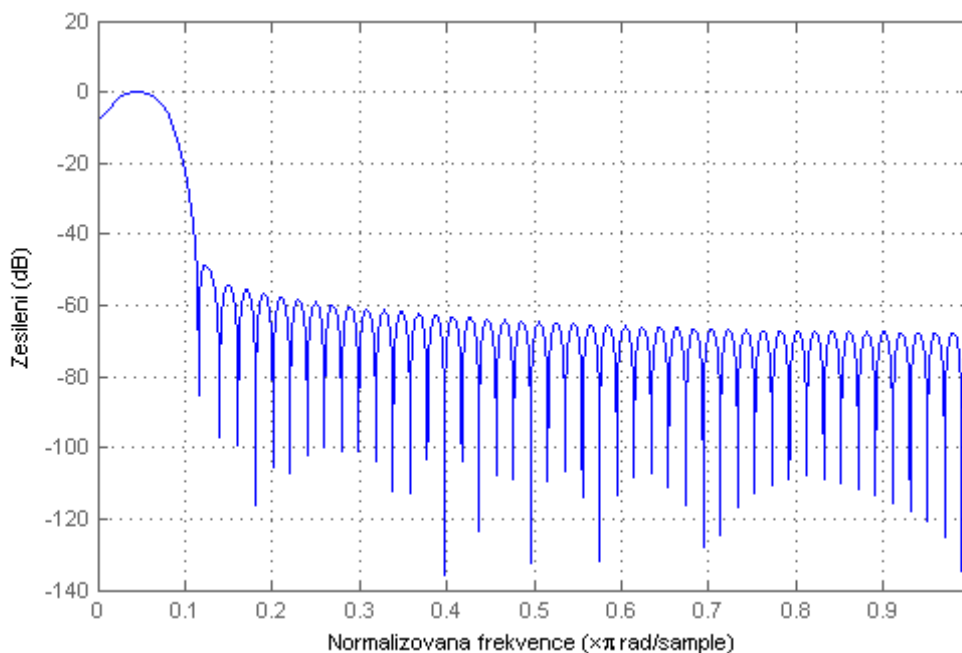
Přímá diskretní Fourierova transformace:

$$Y(\omega) = \sum_{k=0}^{N-1} y(k) \cdot e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}; n = 0, \dots, N - 1 \quad (31)$$

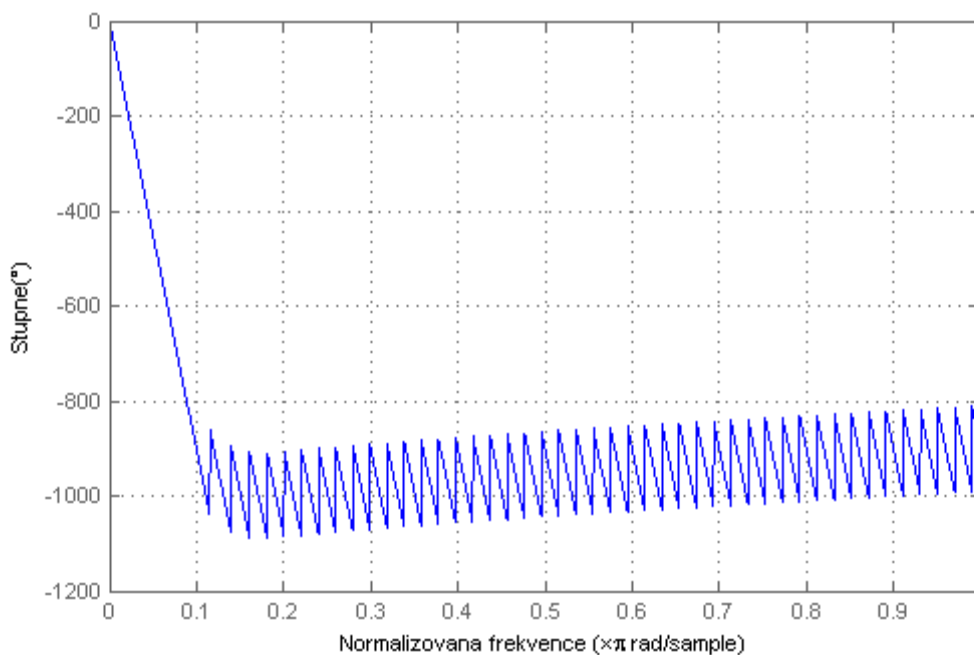
Zpětná (inverzní) diskretní Fourierova transformace:

$$y(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} Y(\omega) \cdot e^{\frac{j2\pi kn}{N}}; k = 0, \dots, N - 1 \quad (32)$$

Pro předzpracování EKG signálu bylo využito FIR filtru s délkou 100 vzorků s pásmovou propustí od 5 do 20Hz. Tento typ filtru byl využit ve všech blocích předzpracování. Jeho dynamické vlastnosti ukazuje následující fázová a amplitudově frekvenční charakteristika:



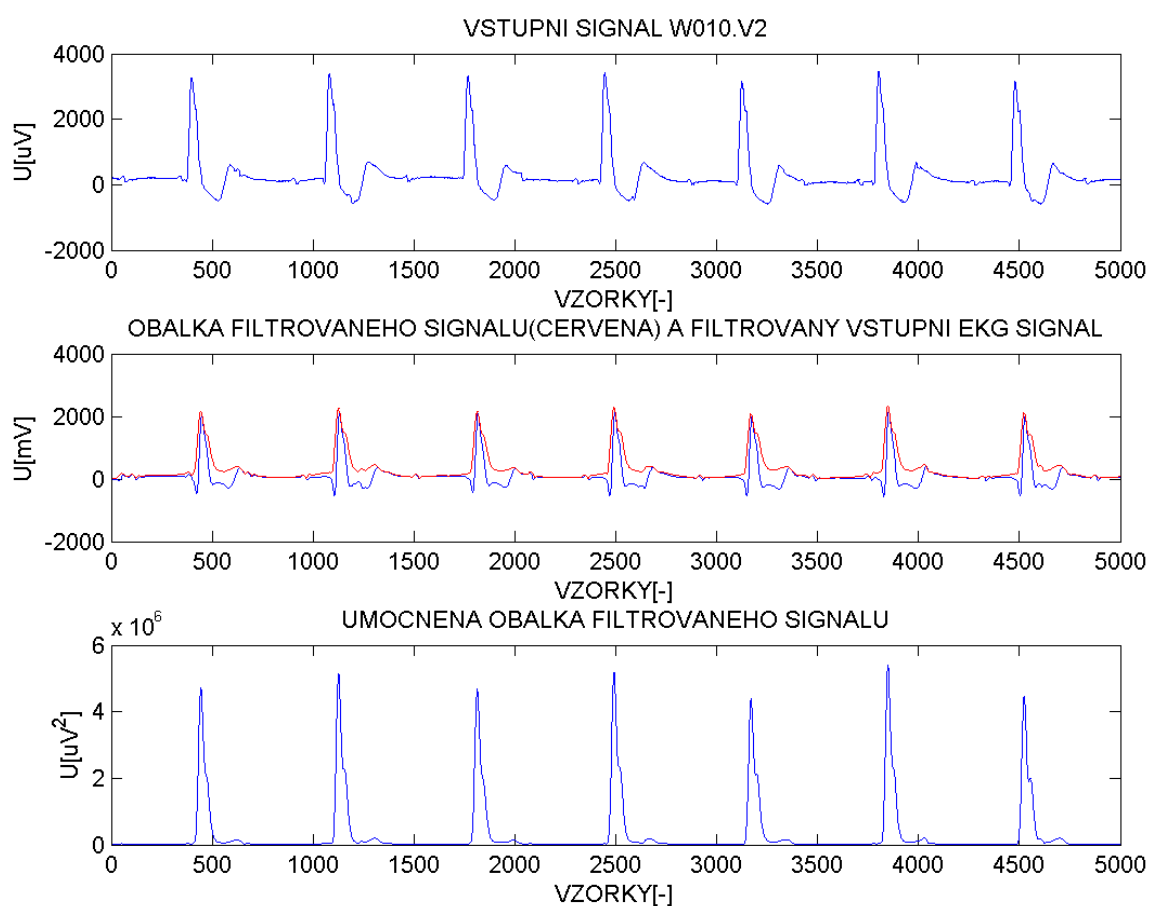
Obrázek 6-3 Amplitudová frekvenční charakteristika FIR filtru s délkou 100 vzorků propouštějící frekvence od 5 do 20 Hz



Obrázek 6-2 Fázová frekvenční charakteristika FIR filtru s délkou 100 vzorků propouštějící frekvence od 5 do 20 Hz

Na následujícím obrázku je zobrazen vstupní signál W010.V2, který je dále puštěn do pásmové propusti (5-20Hz) a poté je vypočítána obálka filtrovaného signálu (zobrazena červeně). V posledním okně je zobrazeno umocnění obálky. Umocnění obálky filtrovaného signálu je prováděno z důvodu potlačení nízkých úrovní amplitudy a naopak vyšší úrovně amplitudy jsou zvýhodněny. Takto upravený signál vstupuje do detektoru.

Délka FIR filtru: 100 vzorků



Obrázek 6-4 W010.V2+obálka filtrovaného signálu+umocněná obálka filtrovaného signálu

6.4 ANALYTICKÝ FILTR

Celá problematika filtrace pomocí obálky filtrovaného signálu stojí na myšlence využití analytického filtru. Výstupem analytického filtru je signál, který je definován obálkou vstupního signálu. Vznik obálky signálu prostřednictvím analytického filtru je popsán jednoduchým algoritmem: Nejprve se zpracovává signál, tedy signál upraven již pásmovou propustí, převede pomocí Fourierovy transformace do frekvenční oblasti, kde se provede nulování záporné poloviny spektra. Poté se zpětnou Fourierovou transformací převede zpět do časové oblasti. Nyní tento signál nazýváme analytickým signálem. Abychom z analytického signálu získali obálku signálu, musíme použít pouze modul analytického signálu. Obálka signálu je specifická tím, že „obepíná“ zpracováváný signál.

Při konkrétní softwarové realizaci analytického filtru byla využita funkce *hilbert()*, která je zakomponována v Matlabu a vypočítá Hilbertovu transformaci nad filtrovaným signálem. Obecně je výstup z této funkce komplexní. Aby byla získána obálka filtrovaného signálu (reálný signál), musí být tedy tento signál podroben výpočtu modulu.

6.5 POPIS NAVRHOVANÝCH METOD DETEKCE KOMPLEXŮ QRS

6.5.1 Detektor založený na algoritmu konstatního prahování

Byly navrženy dvě metody detekcí komplexů QRS. První z nich využívá jednoduchého principu. Do předem definovaného vektoru o délce např. 2000 vzorků (učící fáze) se načte část filtrovaného EKG signálu. Z tohoto vektoru se vypočítá parametr (40% z maxima tohoto vektoru), který se použije pro výpočet prahu, který poslouží jako rozhodovací kritérium pro detekci komplexu QRS.

Do programu je zakomponováno i ošetření, které zajišťuje, že práh nebude příliš nízký. Vypočítají se časové okamžiky, kdy došlo nebo nedošlo k překročení tohoto prahu, tím tedy dostaneme pravoúhlý signál. Další navazující procedura spočívá ve výpočtu numerických diferencí celého pravoúhlého signálu dle vztahu:

$$dif(i) = x(i) - x(i - 1) \quad (33)$$

Tímto způsobem se specifikují náběžné a sestupné hrany tohoto signálu. Pokud hodnota numerické difference je kladná, je zřejmé, že byla nalezena nástupná hrana. Pokud však bude hodnota numerické difference záporná, byla nalezena sestupná hrana. Okamžiky náběžných a sestupných hran se ukládají do příslušných vektorů. Po naplnění těchto vektorů se jejich obsah použije pro výpočet pozice R-kmitů dle vztahu:

$$Rkmit(i) = \frac{(nástupná\ h.\ (i)) + (sestupná\ h.\ (i))}{2} [vzorek] \quad (34)$$

V programu je zakomponována část, která zajistí refrakterní ošetření, resp. potlačí falešně pozitivní detekce v okolí R-kmitu, neboť je fyziologicky nemožné, aby bezprostředně za sebou vznikaly R-kmity (150ms, což při vzorkovací frekvenci 500Hz odpovídá 75 vzorkům). Na tuto proceduru navazuje posun signálu v čase o definovaný počet vzorků úměrný délce FIR filtru (skupinové zpoždění), jenž způsobil zpoždění, který je definován takto:

$$T = \frac{N - 1}{2} [vzorek] \quad (35)$$

Kde N odpovídá délce FIR filtru a T je skupinové zpoždění

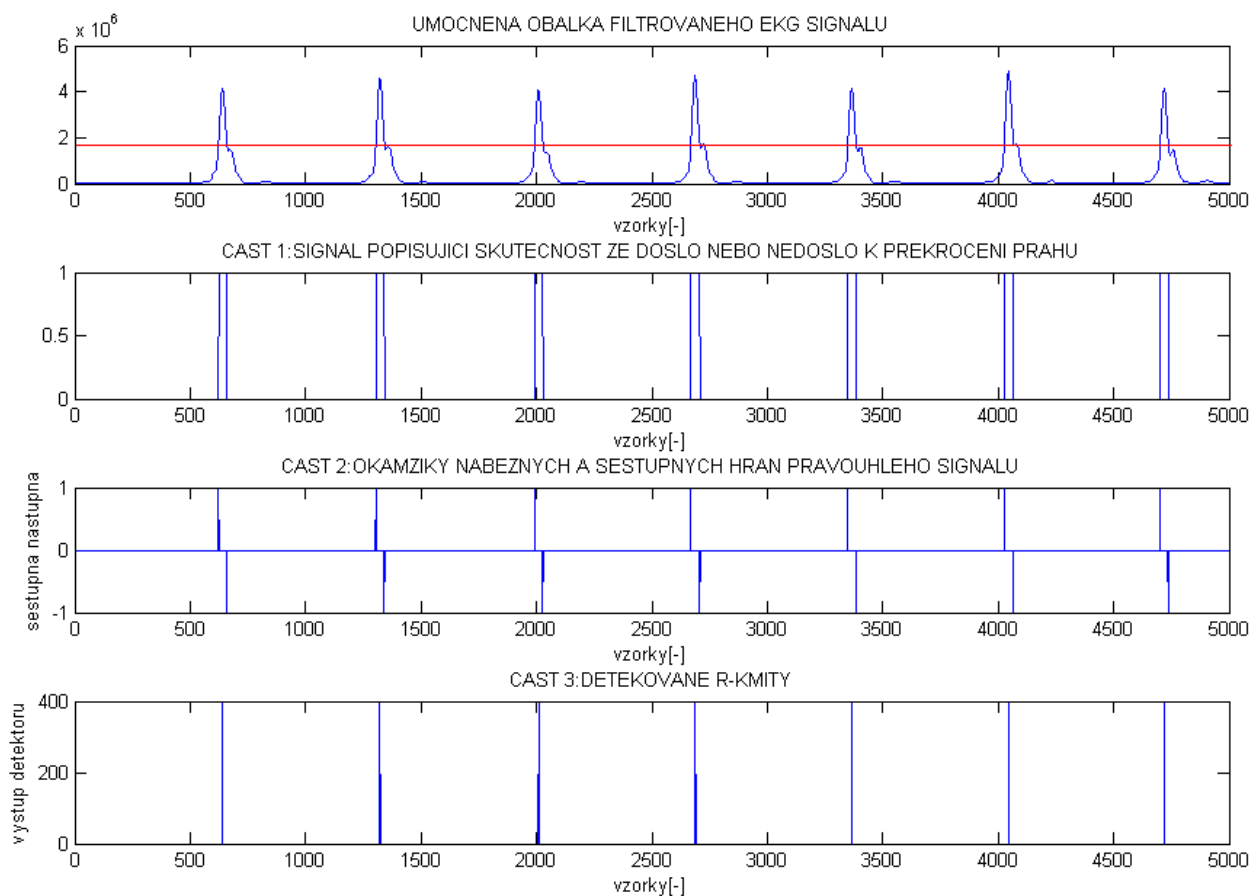
Výhodou tohoto algoritmu je, že je poměrně docela rychlý. Jeho nevýhoda však spočívá v jeho nespolehlivosti, která dosti záleží na délce okna učící fáze.

Praktická realizace tohoto algoritmu spolu s použitými signály je zobrazena na obrázku 9_1 a obrázku 9_2:

K vysvětlení principu konstantního prahování (signál W010.V2 po filtraci a umocnění) slouží obr.6_5. Zobrazené signály korespondují s místem měření signálu ve vývojovém diagramu:

Délka učího okna: 2000 vzorků

Délka FIR filtru: 100 vzorků



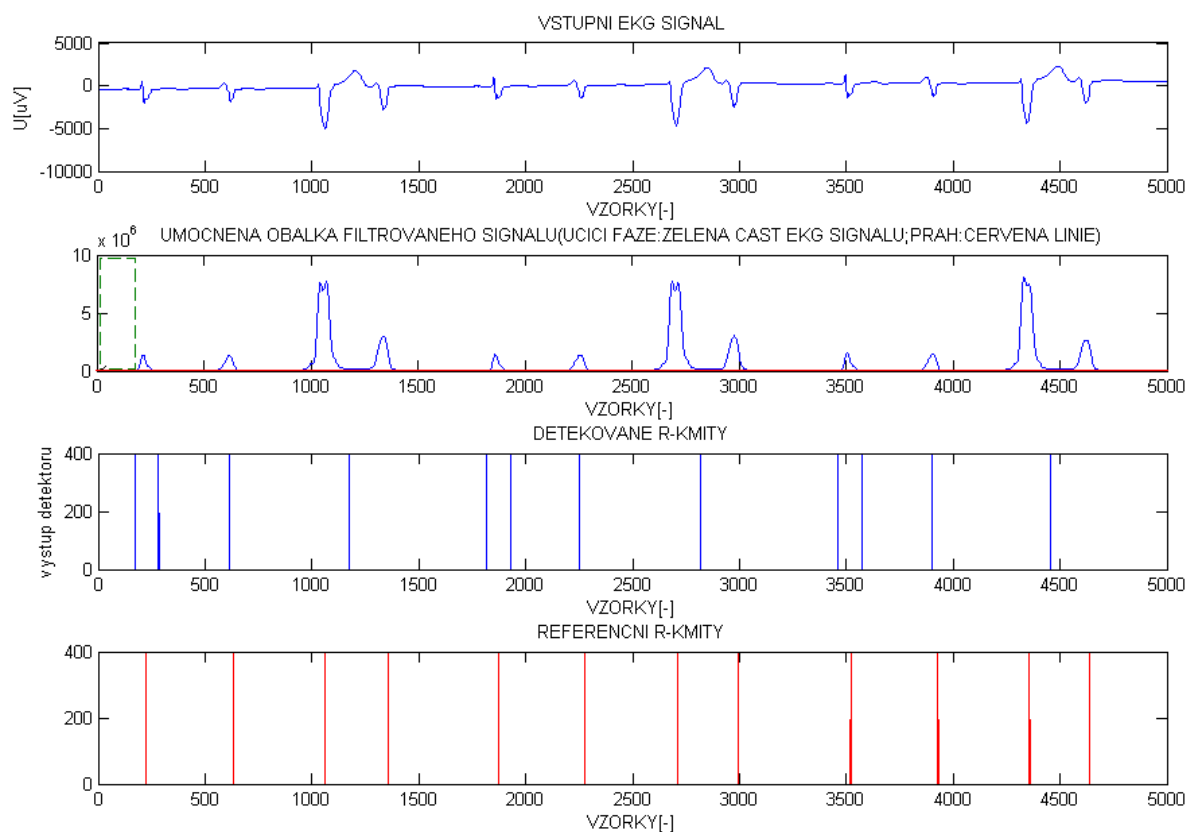
Obrázek 6-5 Princip konstantního prahování

6.5.2 Selhání detektoru s konstantním prahováním zpracovávající jeden svod

Detekce založená na principu konstantního prahování je dosti náchylná na délce učící fáze. Pokud délka okna učící fáze je příliš krátká, vypočítá se práh z velmi omezené oblasti filtrovaného EKG signálu. Tato skutečnost může vést k tomu, že detektor vypočítá hodnotu prahu, která nebude adekvátní k vyhledání R-kmitu. Jinými slovy řečeno: do vektoru učící fáze bude uložena jenom krátká část filtrovaného EKG signálu, ve které se nemusí vyskytovat komplex QRS (se zvyšující se délkou okna se zvyšuje pravděpodobnost, že komplex QRS bude v okně zaznamenán). Práh tedy může být vypočítán z nízkých úrovní amplitudy filtrovaného EKG signálu. Z toho tedy vyplývá, že takovýto detektor bude detekovat i nízké úrovně amplitudy filtrovaného signálu jako R-kmitu, což bude mít za důsledek vzrůst falešně pozitivních, negativních detekcí.

Délka učícího okna: 200 vzorků

Délka FIR filtru: 100 vzorků



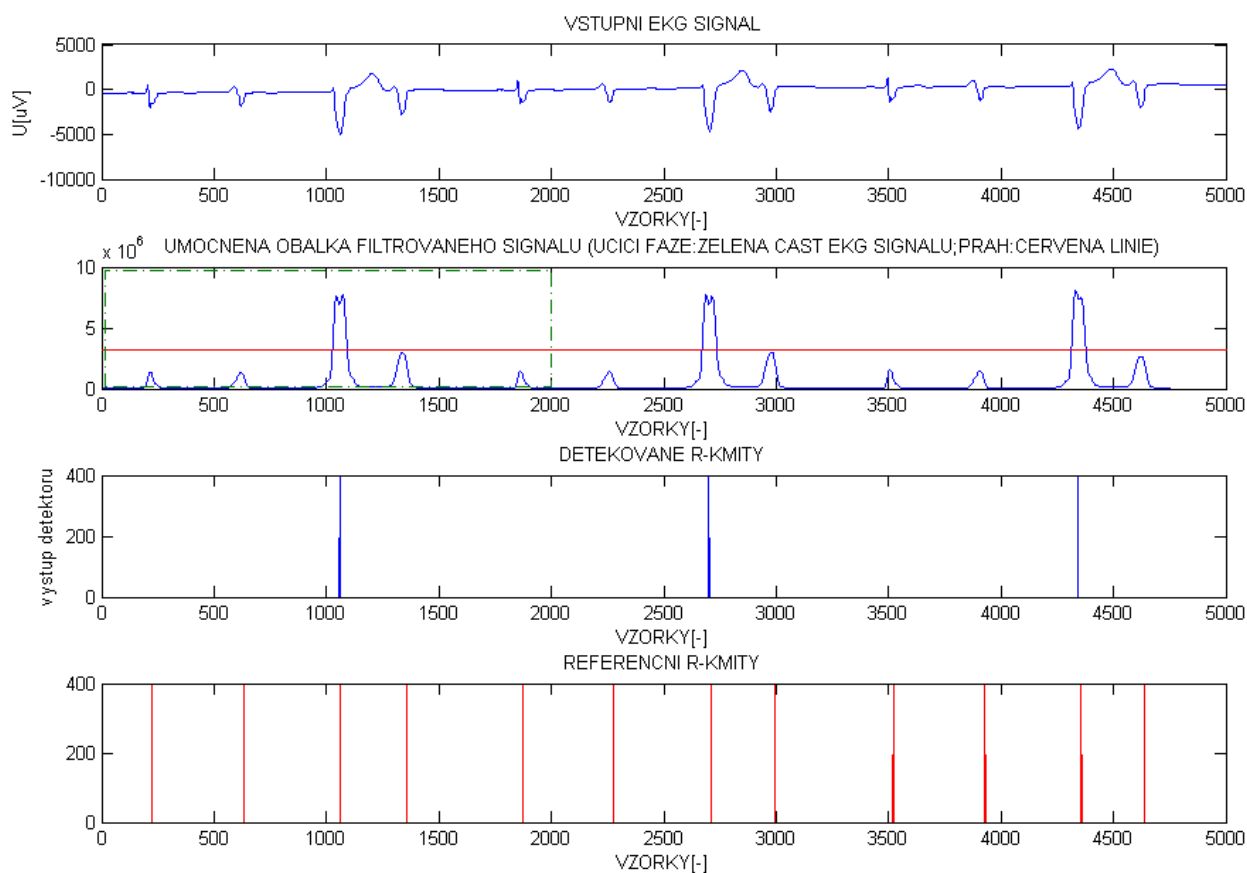
Obrázek 6-6 Selhání detektoru s konstantním prahováním

EKG signál je velice časově i amplitudově variabilní signál. Pokud se v EKG signálu vyskytují extrasystoly (amplitudové špičky), jak je například patrné v signálu W117.V2, pak se krátká délka okna vyplatí zvolit. Toto tvrzení platí pouze pro tento konkrétní signál, neplatí obecně, neboť právě v tomto případě bude do okna uložen signál a z něho vypočítaný práh, který bude adekvátně detekovat R-kmity. Nicméně pokud použijeme takovou délku okna, do níž bude načten filtrovaný signál s extrasystolou, pak detektor založený na tomto jednoduchém principu nebude detekovat R-kmity (vzrůst falešně negativních detekcí).

Ukázka selhávání detektoru s konstantním prahováním na signálu W117.V2, kde se vyskytují extrasystoly:

Délka učicího okna: 2000 vzorků

Délka FIR filtru: 100 vzorků



Obrázek 6-7 Selhávání detektoru s konstantním prahováním

6.5.3 Detektor založený na algoritmu adaptivního prahování

Druhá metoda využívá podobného principu jako předcházející metoda. Využívá se však adaptivního výpočtu prahu v konkrétní části signálu vymezeného statickým oknem. Nejdříve program kontroluje, zdali se jedná o případ, kdy bude nutné generovat okna konstantní délky či, že poslední okno bude zbytkem, který zbývá k pokrytí celého filtrovaného signálu. Do vymezeného okna se načte část filtrovaného signálu. Z tohoto okna se vypočítá parametr (40% z maxima tohoto okna), který bude použit pro výpočet prahu, který poslouží jako rozhodovací kritérium pro detekci komplexu QRS v tomto okně. Kontroluje se, zda vypočítaný práh je v mezích přípustnosti, nebo zda došlo k překročení. Pokud došlo k překročení dvojnásobku prahu, bere se v úvahu práh předcházející. Pokud však k překročení nedošlo (úroveň prahu je příliš nízká) načte se další okno. Když si představíme tu skutečnost, že v EKG signálu se nepravidelně vyskytují extrasystoly, které jsou specifické především svojí amplitudou, může předešlé pravidlo snížit počet falešně negativních detekcí.

Dále se vypočítají časové okamžiky, kdy došlo k překročení tohoto prahu, tím tedy dostaneme pravoúhlý signál pro dané okno. Dále se vypočítají numerické difference tohoto pravoúhlého signálu dle vztahu (33). Tímto způsobem se specifikují náběžné a sestupné hrany v tomto okně. Pokud hodnota numerické difference je kladná, je zřejmé, že byla nalezena nástupná hrana. Pokud však bude hodnota numerické difference záporná, bude nalezena sestupná hrana. Okamžiky náběžných a sestupných hran se ukládají do příslušných vektorů. Po naplnění těchto vektorů se jejich obsah použije pro výpočet pozice R-kmitů dle vztahu (34). Opět je tento algoritmus doplněn o ošetření refrakterní doby a o posun časového zpoždění způsobeného FIR filtrem dle vztahu (35).

Takto navržený detektor vykazoval určitou nevýhodu ve stanovení pozice R-kmitu. Nastaly případy, kdy byla zachycena nástupná hrana, ale sestupná hrana již zachycena nebyla, neboť se vyskytovala již v dalším okně a pro toto okno byl vypočítán takový práh, který nedokázal detekovat tuto sestupnou hranu. Poté, když se tyto vektory použily pro stanovení pozice R-kmitu, docházelo tak k nekorektnímu určení jejich pozice. Kupodivu těchto skutečností nebylo zanedbatelné množství.

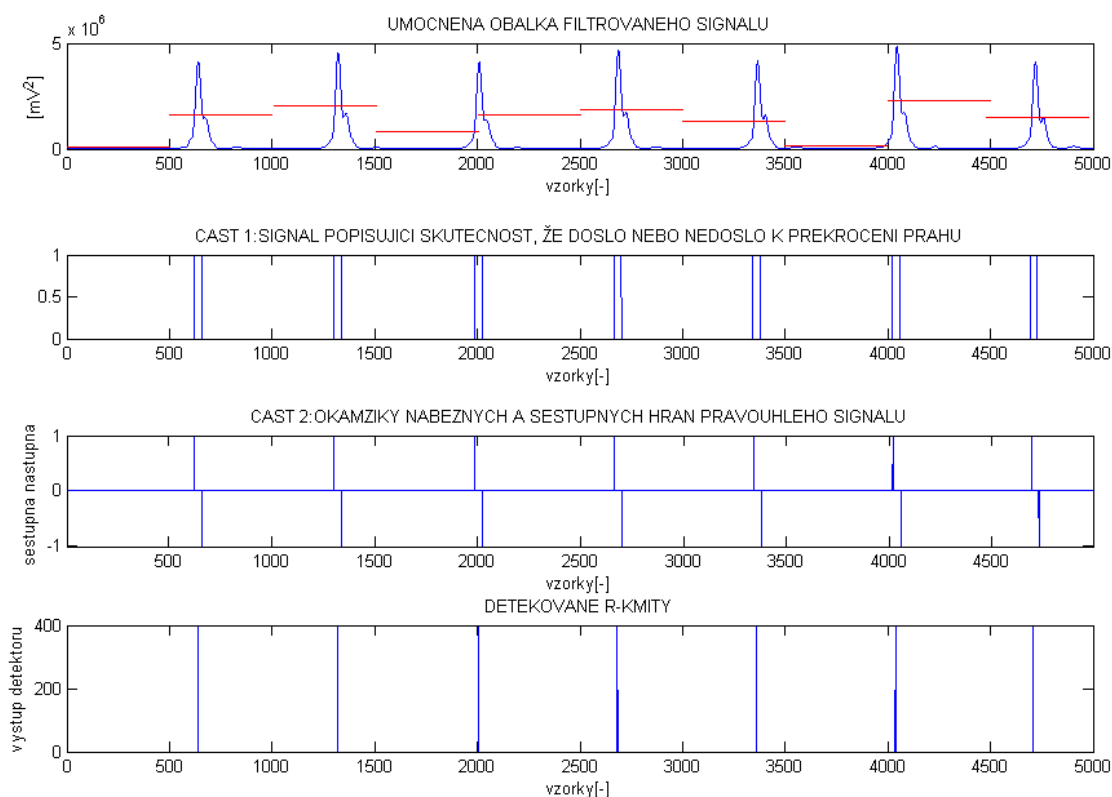
Z tohoto důvodu (pro zlepšení úrovně senzitivity a prediktivity detektoru; definováno níže) byl vytvořen algoritmus, který zajistí úpravu vektorů. Tato úprava spočívá ve vyhledávání korektní párové dvojice pro výpočet R-kmitu, přičemž ta nástupná nebo sestupná hrana, která vyvolala tuto skutečnost, bude odstraněna. Za cenu jedné falešně negativní detekce se zvýší počet korektně vypočítaných R-kmitů. Praktická realizace tohoto algoritmu spolu s použitými signály je zobrazena na obrázku 9_3 a obrázku 9-4.

Bližší popis algoritmu úpravy časových vektorů nástupné a sestupné hrany naleznete níže.

K vysvětlení principu adaptivního prahování (signál W010.V2 po filtraci a umocnění) slouží obr.6_8. Zobrazené signály korespondují s místem měření signálu ve vývojovém diagramu

Délka okna: 500 vzorků

Délka FIR filtru: 100 vzorků



Obrázek 6-8 Princip adaptivního prahování

6.5.4 Selhání detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající jeden svod

Detekce založená na tomto principu je mnohem robustnější než předcházející metoda. Prahová hodnota se stanovuje v každém vymezeném intervalu zvlášť. Tento způsob detekce má nespornou výhodu v tom, že se může přizpůsobit aktuálnímu průběhu EKG signálu a detekovat třeba i komplex QRS bezprostředně za extrasystolami. Nicméně však existují případy, kdy detektor selže. Jak bylo řečeno výše, do příslušných vektorů se ukládají časové okamžiky nástupné a sestupné hrany pravoúhlého signálu, který vznikl prahováním filtrovaného EKG signálu. Každý R-kmit se vypočítává z příslušného časového okamžiku sestupné a nástupné hrany pravoúhlého signálu. Někdy se však stane, že časové okamžiky nástupné a sestupné hrany odpovídající právě jednomu R kmitu nejsou adekvátní. Proto byl algoritmus doplněn o ošetření, které řeší předcházející problematiku. Toto ošetření spočívá v tom, že nad časovými vektory nástupných a sestupných hran se aplikuje algoritmus, který vyhledá právě ty časové okamžiky nástupných a sestupných hran, které si odpovídají. Ten časový okamžik nástupné nebo sestupné hrany, který neodpovídá žádnému jinému časovému okamžiku nástupné nebo sestupné hrany, bude eliminován. Z takto upravených vektorů se pak vypočítá časová poloha R-kmitu.

Princip úpravy časových vektorů nástupné a sestupné hrany:

Časový vektor nástupných hran:

448	838	1272	1551	2091	2472	2912	3187	3732	4115
-----	-----	------	------	------	------	------	------	------	------

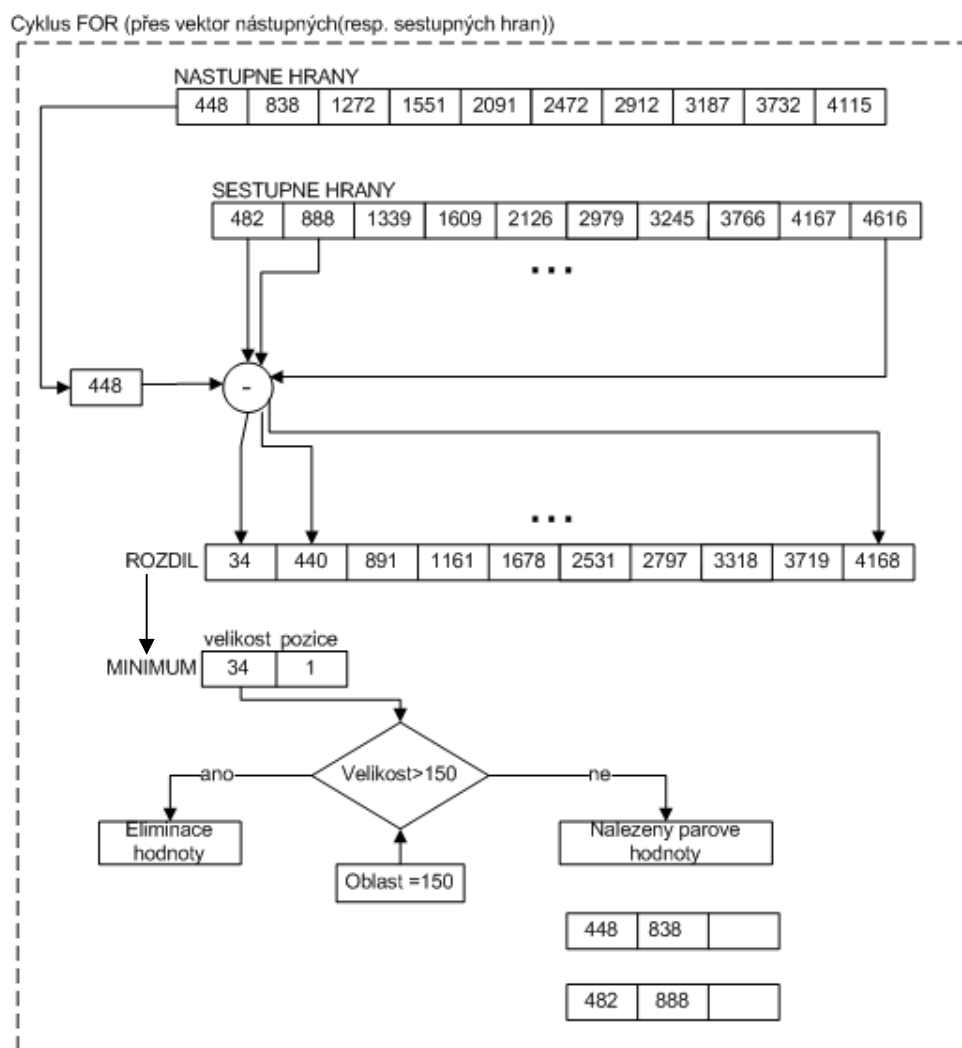
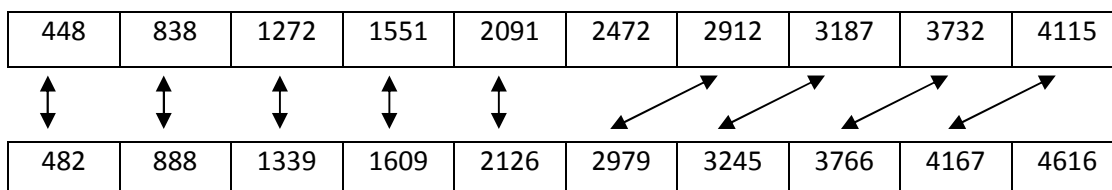
Časový vektor sestupných hran:

482	888	1339	1609	2126	2979	3245	3766	4167	4616
-----	-----	------	------	------	------	------	------	------	------

Algoritmus slouží k nalezení párových dvojic časových okamžiků sestupných a nástupných hran. Principiálně jde o to, že od celého vektoru sestupných hran se odečte i-tá hodnota časového vektoru nástupných hran. Vypočítá se tedy vektor rozdílů. Nyní se hledá minimum z tohoto vektoru. Do paměti se uloží pozice a velikost tohoto minima. Každé minimum se porovnává s hodnotou, která má

specifikovat oblast, v níž se může vyskytovat párová hodnota k sestupné hraně. Pokud je nalezená hodnota uvnitř této oblasti, lze s vysokou pravděpodobností předpokládat, že byla nalezena párová dvojice, ze které se stanoví poloha R-kmitu.

Schematické zobrazení funkce algoritmu (hledání párových dvojic, které si odpovídají):



Obrázek 6-9 Vývojový diagram algoritmu upravující časové vektory náběžných a sestupných hran:

Výsledkem tohoto algoritmu by měly být dva vektory časových okamžiků náběžných a sestupných hran, z nichž se vypočítá poloha R-kmitu:

Upravené náběžné hrany:

448	838	1272	1551	2091	2912	3187	3732	4115
-----	-----	------	------	------	------	------	------	------

Upravené sestupné hrany:

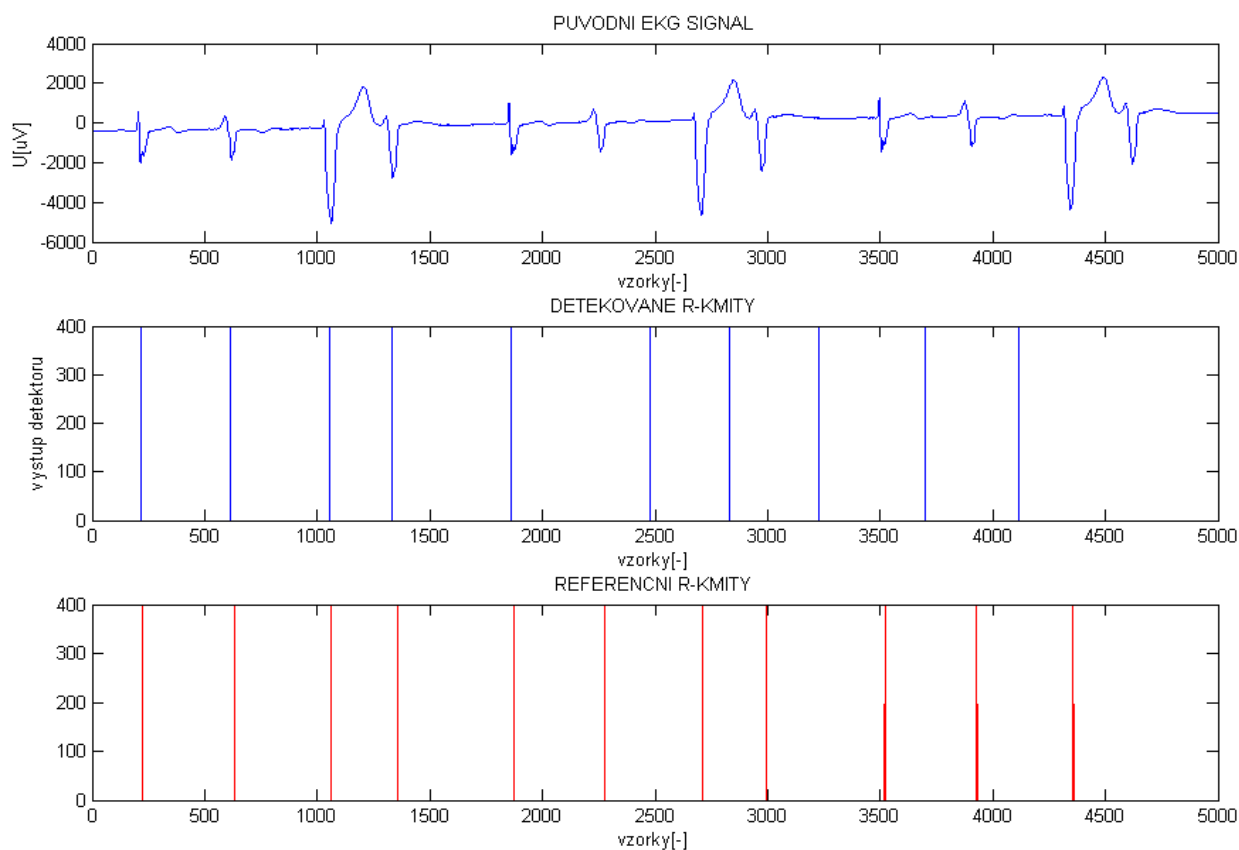
482	888	1339	1609	2126	2979	3245	3766	4167
-----	-----	------	------	------	------	------	------	------

Další ošetření spočívá v tom, že si detektor pamatuje předcházející hodnotu prahu, pokud tato hodnota prahu bude v dalším kroku 2x větší vezme se v úvahu ten práh, který byl použit v předcházející proceduře. Tímto způsobem se ošetří možnost nedetekovat nízké úrovně před nebo za extrasystolami.

Ukázka selhávání detektoru s adaptivním prahováním na signálu W117.V2, kde se vyskytují extrasystoly.

Délka okna:500 vzorků

Délka FIR filtru:100 vzorků

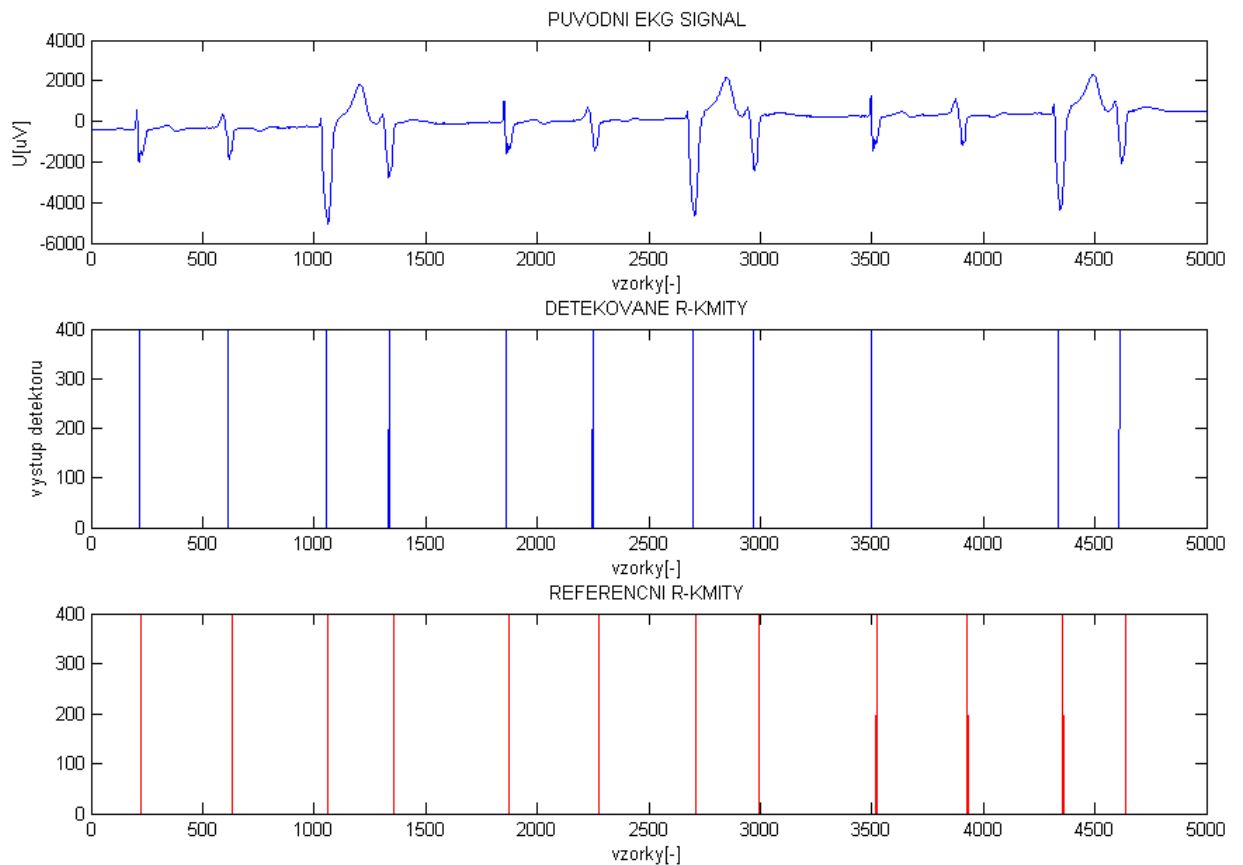


Obrázek 6-10 Selhávání detektoru s adaptivním prahováním

Detektor doplněn o ošetření, úpravu časových vektorů nástupných a sestupných hran, tím se zlepšila senzitivita i specifická detektoru (viz statistické vyhodnocení).

Délka okna:500 vzorků

Délka FIR filtru:100 vzorků



Obrázek 6-11 Selhávání detektoru s adaptivním prahováním doplněn o úpravu časových vektorů

6.5.5 Detektor založený na detekci z prostorové rychlosti využívající konstantního prahování

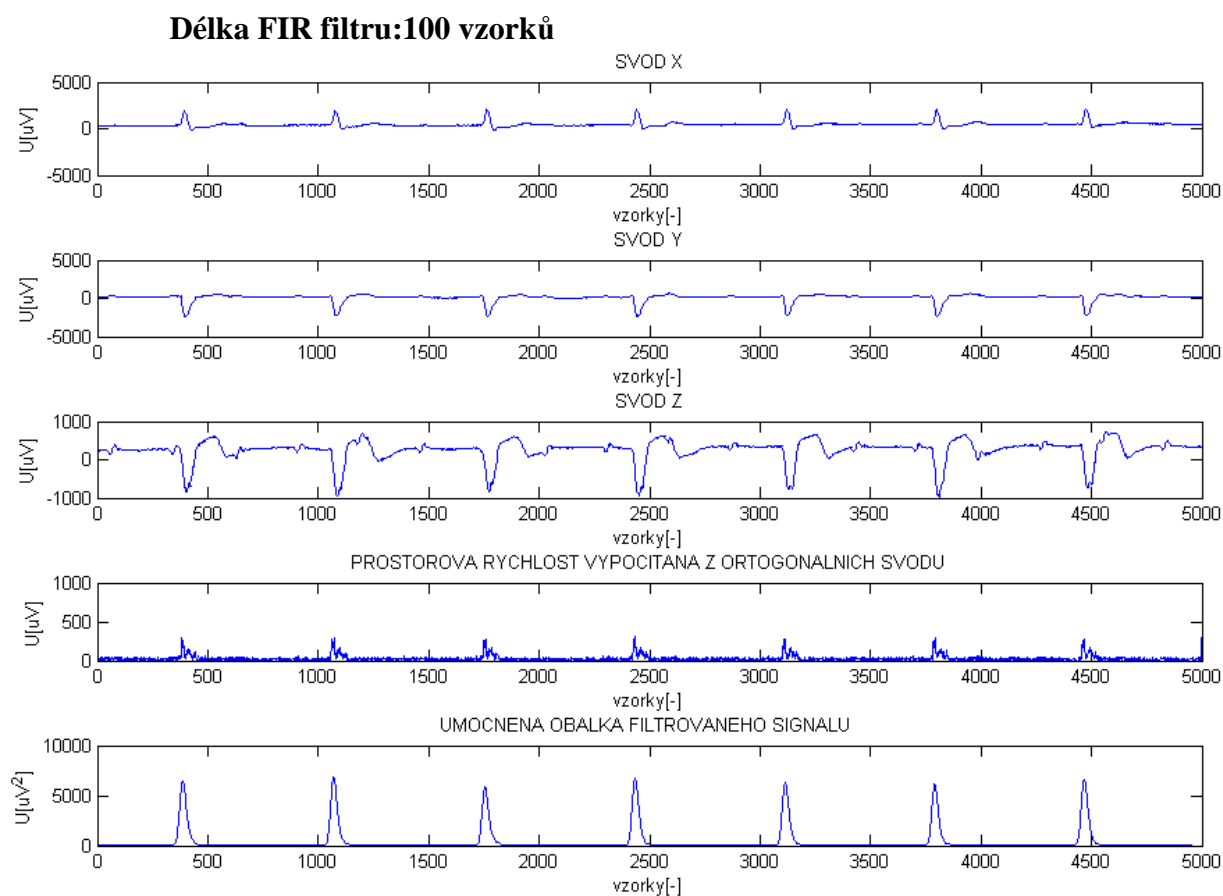
Na následujícím obrázku jsou zobrazeny vstupní ortogonální signály W010.X, W010.Y, W010.Z. Dále je zobrazena prostorová rychlost vypočítaná z ortogonálních svodů dle vztahu:

$$v(i) = \sqrt{[x(i) - x(i - 1)]^2 + [y(i) - y(i - 1)]^2 + [z(i) - z(i - 1)]^2} \quad (36)$$

Kde x, y, z...odpovídá svodu x, svodu y, svodu z;

V zásadě jde o to, že v místech, kde dochází k prudké změně amplitudy EKG signálu (což je právě komplex QRS) je tato změna podpořena změnami ve stejný časový okamžik dvěma dalšími ortogonálními svody. Tím je komplex QRS zvýrazněn a jiné části EKG signálu potlačeny ještě před filtrací pásmovou propustí (důvod právě tohoto uspořádání předzpracování je vysvětlen níže kap. 6.5.8). V posledním okně obrázku 6_12 je zobrazeno umocnění obálky. Umocnění obálky filtrovaného signálu je prováděno z důvodu potlačení nízkých úrovní amplitudy a naopak vyšší úrovně amplitudy jsou zvýhodněny. Takto upravený signál vstupuje do detektoru.

Dále by se dalo říct, že detektory zpracovávající signály z ortogonálních svodů by mělo být méně náchylné na rušení, než detektory zpracovávající signál z jednoho svodu. Jinými slovy řečeno, pokud se indukuje v jednom svodu rušivé napětí je díky dalším dvěma svodům rušení částečně eliminováno.

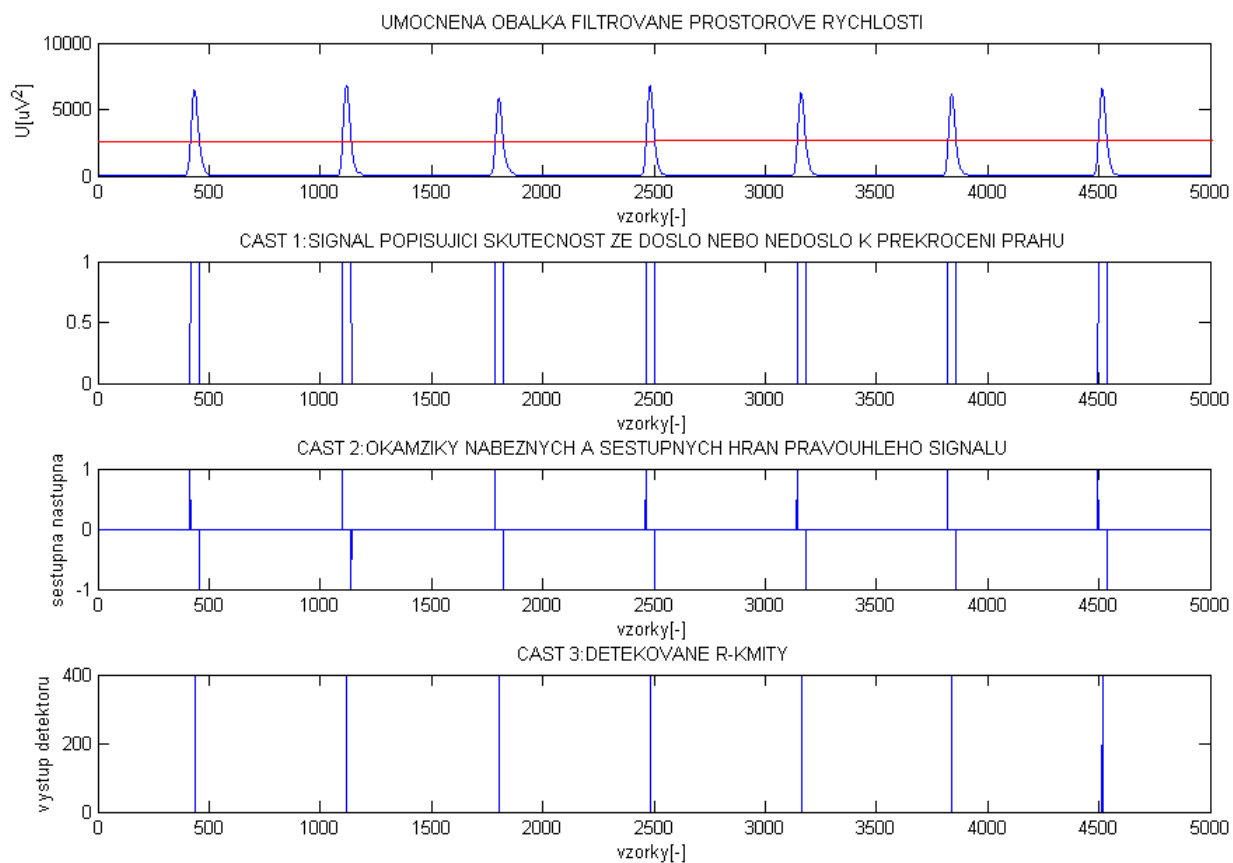


Obrázek 6-12 Vstupní signály W010.X, W010.Y, W010.Z, prostorová rychlost vypočítaná z ortogonálních svodů, umocněná obálka filtrované prostorové rychlosti

Tento detektor se technicky liší od detektorů popisovaných výše pouze tím, že zpracovává data z více dostupných svodů a vypočítává z těchto svodů prostorovou rychlost, která je poté předzpracována filtrem pásmové propusti (5-20Hz), jež je realizována FIR filtrem. Takto předzpracovaný signál prostorové rychlosti vstupuje do analytického filtru. Výstupem z tohoto filtru je obálka filtrované prostorové rychlosti, která je následně umocněna. Následná detekce R-kmitu se provádí pomocí již zmíněného algoritmu konstantního prahování. Pro úplnost zde bude zobrazen (jedná se o svody W010_X ,W010_Y ,W010_Z):

Délka učicího okna: 2000 vzorků

Délka FIR filtru: 100 vzorků



Obrázek 6-13 Princip detektoru založeného na detekci z prostorové rychlosti využívající konstantního prahování

6.5.6 Selhávání detektoru s konstantním prahováním zpracovávající ortogonální svody

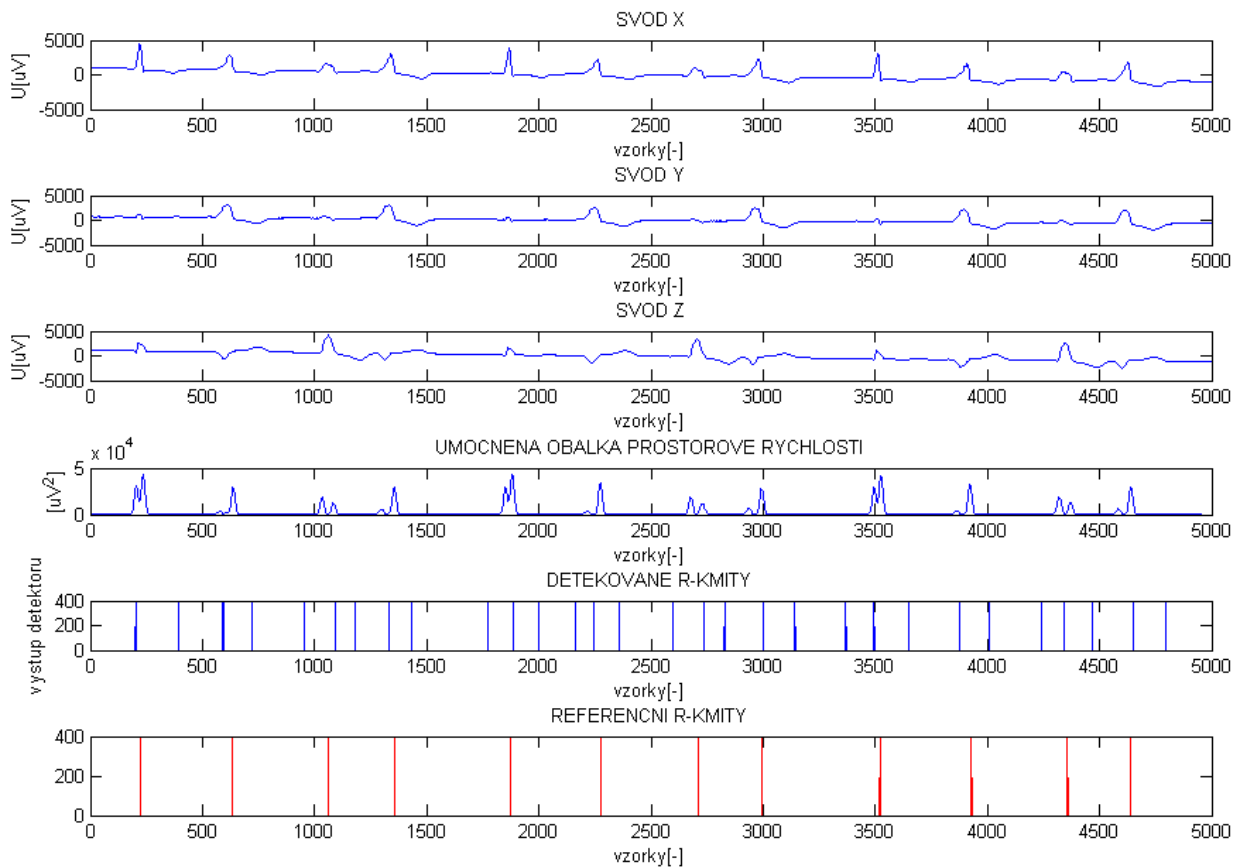
Detektor s konstantním prahováním zpracovávající ortogonální svody principiálně selhává při stejných situacích jako detektor s konstantním prahováním zpracovávající pouze jeden svod.

Do vektoru učicí fáze bude uložena jenom krátká část filtrovaného EKG signálu, ve které se nemusí vyskytovat komplex QRS (se zvyšující se délkou okna se zvyšuje pravděpodobnost, že komplex QRS bude v okně zaznamenán). Práh tedy může být vypočítán z nízkých úrovní amplitudy filtrovaného EKG signálu. Z toho tedy vyplývá, že takovýto detektor bude detekovat i nízké úrovně amplitudy

filtrovaného signálu jako R-kmity, což bude mít za důsledek vzrůst falešně pozitivních, negativních detekcí.

Délka okna učící fáze: 150 vzorků

Délka FIR filtru: 100 vzorků



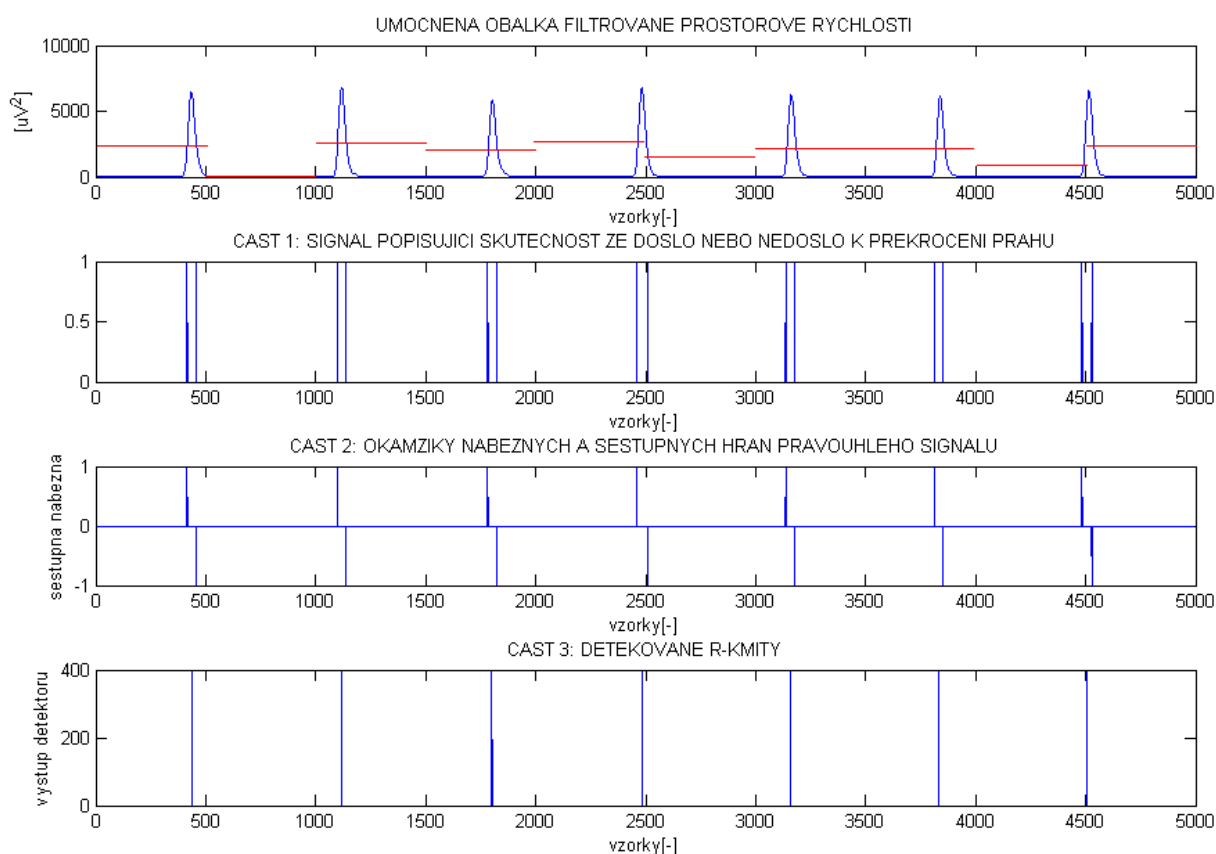
**Obrázek 6-14 Selhávání detektoru s algoritmem konstantního prahování
zpracovávající svody:(W117.X, W117.Y, W117.Z)**

6.5.7 Detektor založený na detekci z prostorové rychlosti využívající adaptivního prahování:

Jedná se o algoritmus shodný s algoritmem popisovaným výše (algoritmus adaptivního prahování). Do tohoto detektoru však vstupuje signál vzniklý z filtrace prostorové rychlosti, vypočítané z ortogonálních svodů (W010_X, W010_Y, W010_Z)

Délka okna: 500 vzorků

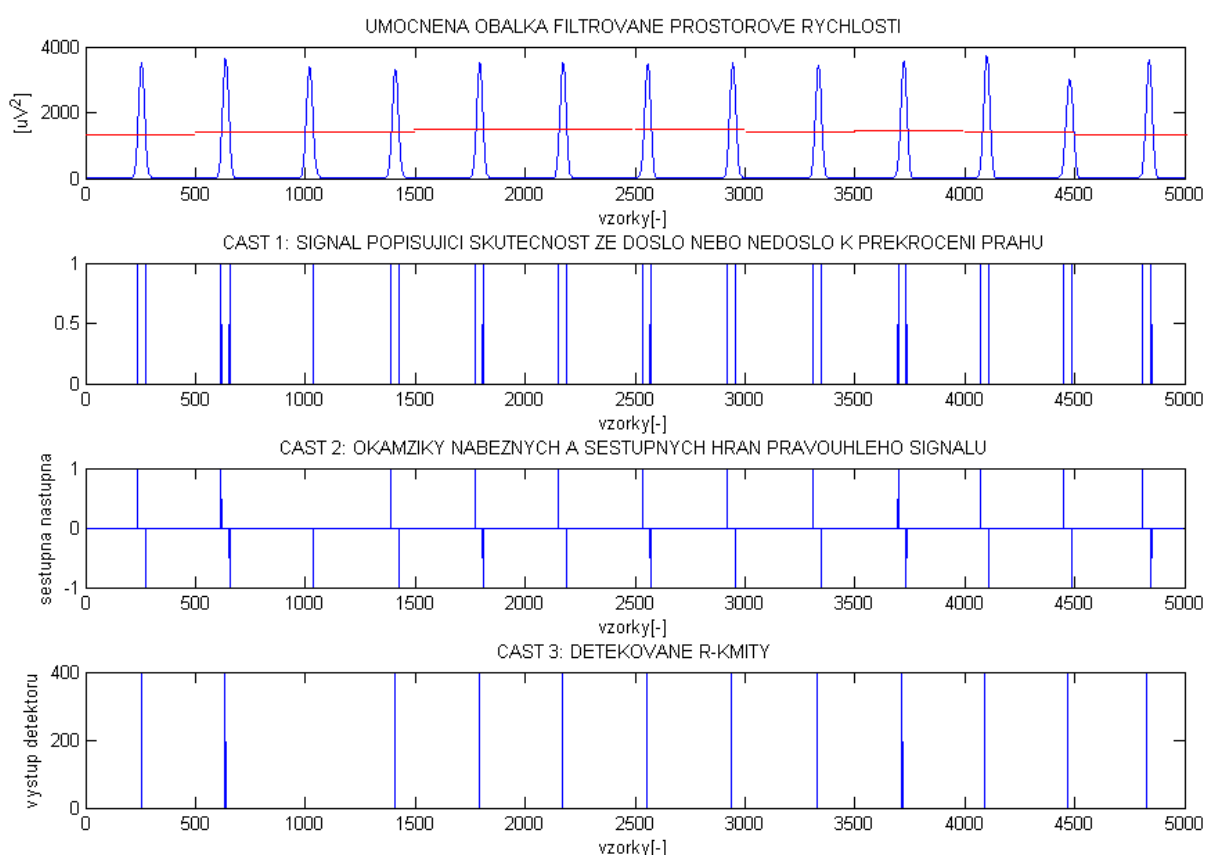
Délka FIR filtru: 100 vzorků



Obrázek 6-15 Princip detektoru založeného na detekci z prostorové rychlosti využívající adaptivního prahování

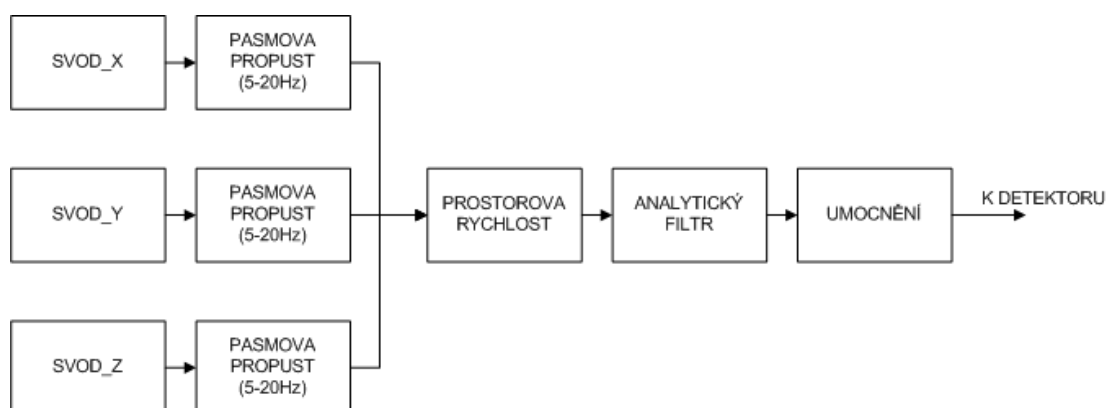
6.5.8 Selhávání detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající ortogonální svody

Důvod selhání detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající ortogonální svody je naprosto shodný s adaptivním prahováním zpracovávající jeden svod. Ukázka je provedena na algoritmu adaptivního prahování doplněného o úpravu časových vektorů. Pro přehlednost nejsou zobrazeny vstupní signály (W021.X W021.Y W021.Z), ale pouze signál umocněné obálky vstupující do detektoru. Ve vektoru nástupných hran chybí hodnota, která by specifikovala polohu R-kmitu. Nastal případ, kdy byla zachycena nástupná hrana, ale sestupná hrana již zachycena nebyla, neboť se vyskytovala již v dalším okně a pro toto okno byl vypočítán takový práh, který nedokázal detekovat tuto sestupnou hranu.



Obrázek 6-16 Selhávání detektoru s algoritmem adaptivního prahování zpracovávající svody (W021.X W021.Y W021.Z)

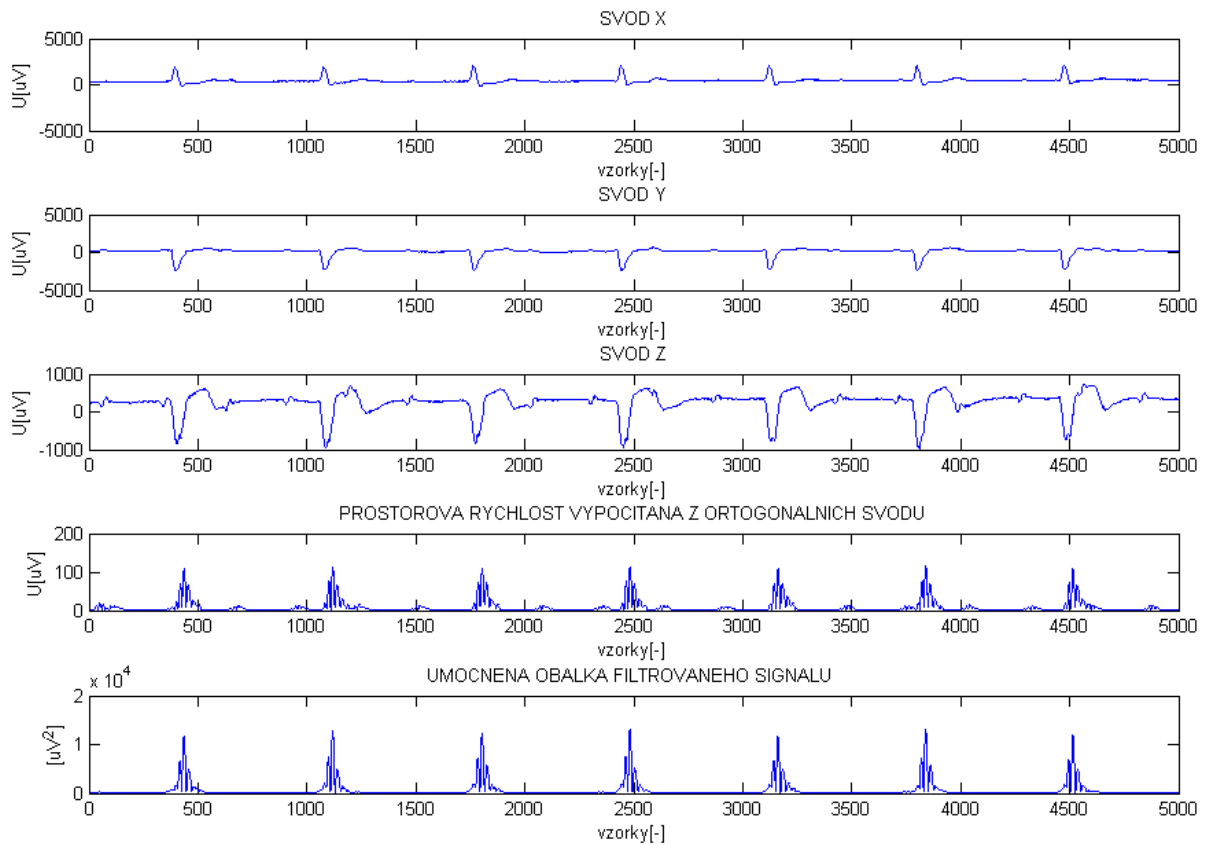
Dále bylo experimentálně zjištěno, že záleží na struktuře před-zpracovávacího algoritmu. Různou strukturou předzpracování se myslí uspořádání v pořadí: filtrace ortogonálních svodů, výpočet prostorové rychlosti, výpočet obálky ze signálu prostorové rychlosti, umocnění obálky (viz. Blokové schéma předzpracování (1)) nebo výpočet prostorové rychlosti z ortogonálních svodů, filtrace prostorové rychlosti, výpočet obálky z filtrované prostorové rychlosti, umocnění obálky (viz. Blokové schéma předzpracování (2)). Tato skutečnost je způsobena tím, že výpočet prostorové rychlosti je nelineární operace. Z hlediska maximalizace detekčních schopností detektoru bylo zvoleno uspořádání druhé jmenované.



Obrázek 6-17 Blokové schéma předzpracování (1):

Pro takto uspořádané bloky předzpracování získáváme následující průběhy (ortogonální svody W010.X,W010.Y,W010.Z):

Délka FIR filtru:100 vzorků



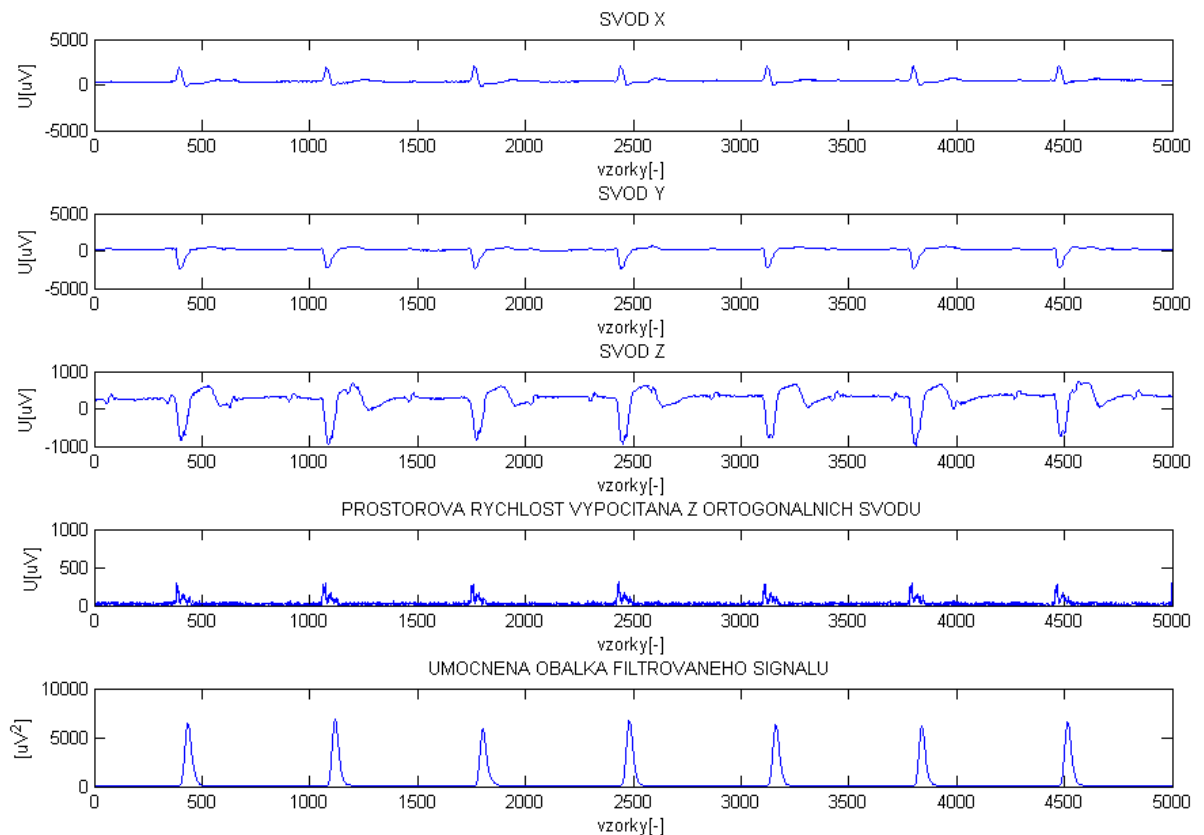
Obrázek 6-18 Umocněná obálka po předzpracování z blokového schématu(1)



Obrázek 6-19 Blokové schéma předzpracování (1):

Pro takto uspořádané bloky předzpracování získáváme následující průběhy (ortogonální svody W010.X,W010.Y,W010.Z):

Délka FIR filtru:100 vzorků



Obrázek 6-20 Umocněná obálka po předzpracování z blokového schématu(2)

6.6 BLOK STATISTIKA

K výpočtu falešně pozitivních, falešně negativních a správně pozitivních detekcí bylo využito textového souboru, v němž každý řádek reprezentoval vektor časových okamžiků, kdy došlo k detekci QRS komplexu. Využitím těchto referenčních časových okamžiků, specifikující pozici R kmitu, byl urychlen výpočet statistických veličin detektoru, jimiž jsou senzitivita a prediktivita.

Nyní jsem se dostal ke dvěma termínům, které je nutné definovat[8]:

Senzitivita detektoru:

Vyjadřuje pravděpodobnost pozitivní detekce, je-li přítomen komplex QRS.

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} 100 [\%] \quad (37)$$

Prediktivita detektoru:

Pozitivní předpovědní hodnota, neboli prediktivita detektoru:

Vyjadřuje pravděpodobnost přítomnosti QRS komplexu při pozitivní detekci.

$$PPH^+ = \frac{SP}{SP + FP} 100 [\%] \quad (38)$$

SP...správně pozitivní detekce

FN...falešně pozitivní detekce

FP...falešně pozitivní detekce

Chyba detektoru je definována:

$$CH = \frac{FN + FP}{T} 100 [\%] \quad (39)$$

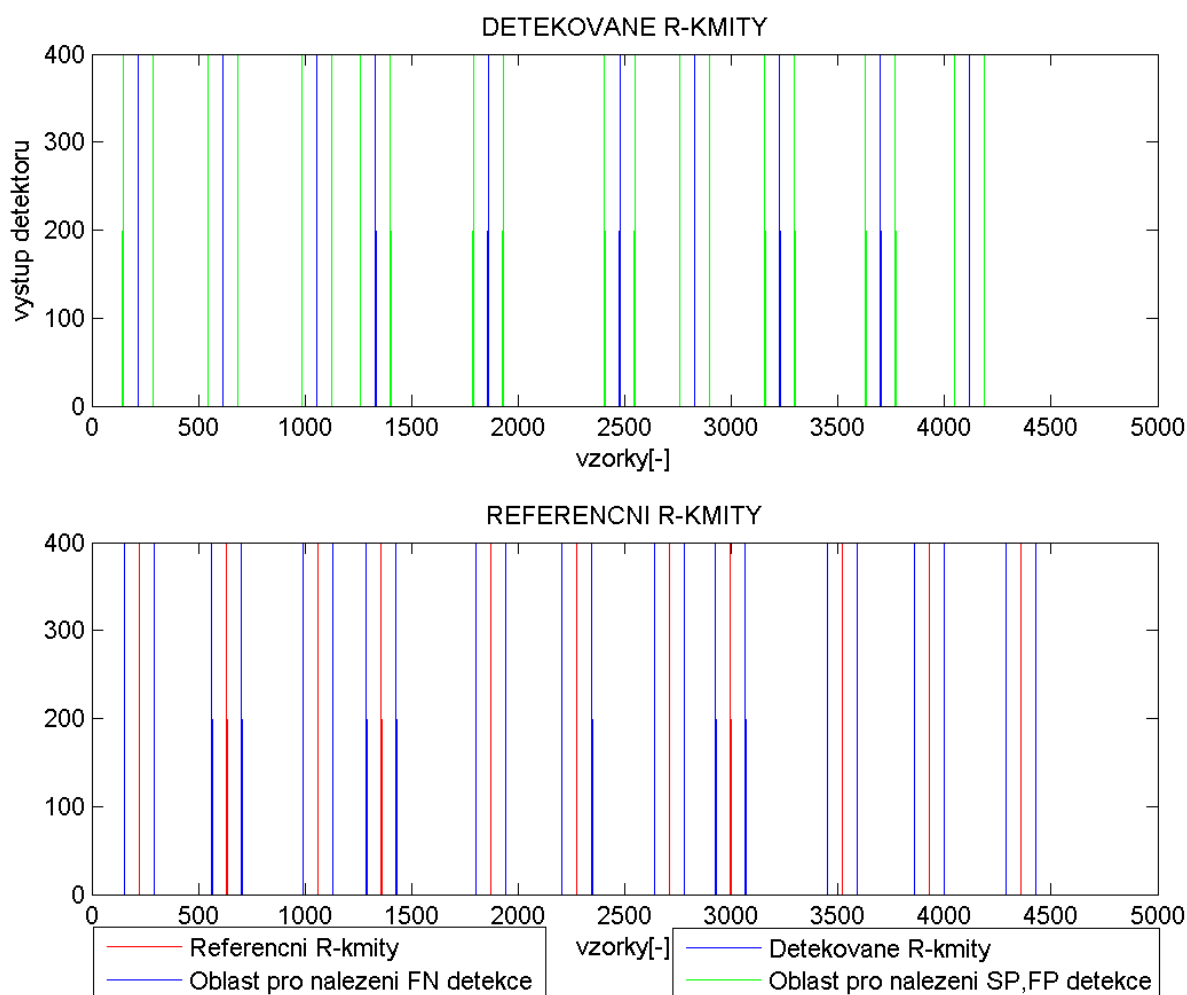
Kde T...celkový počet analyzovaných QRS komplexů.

Postup řešení výpočtu správně pozitivních, falešně pozitivních a falešně negativních detekcí:

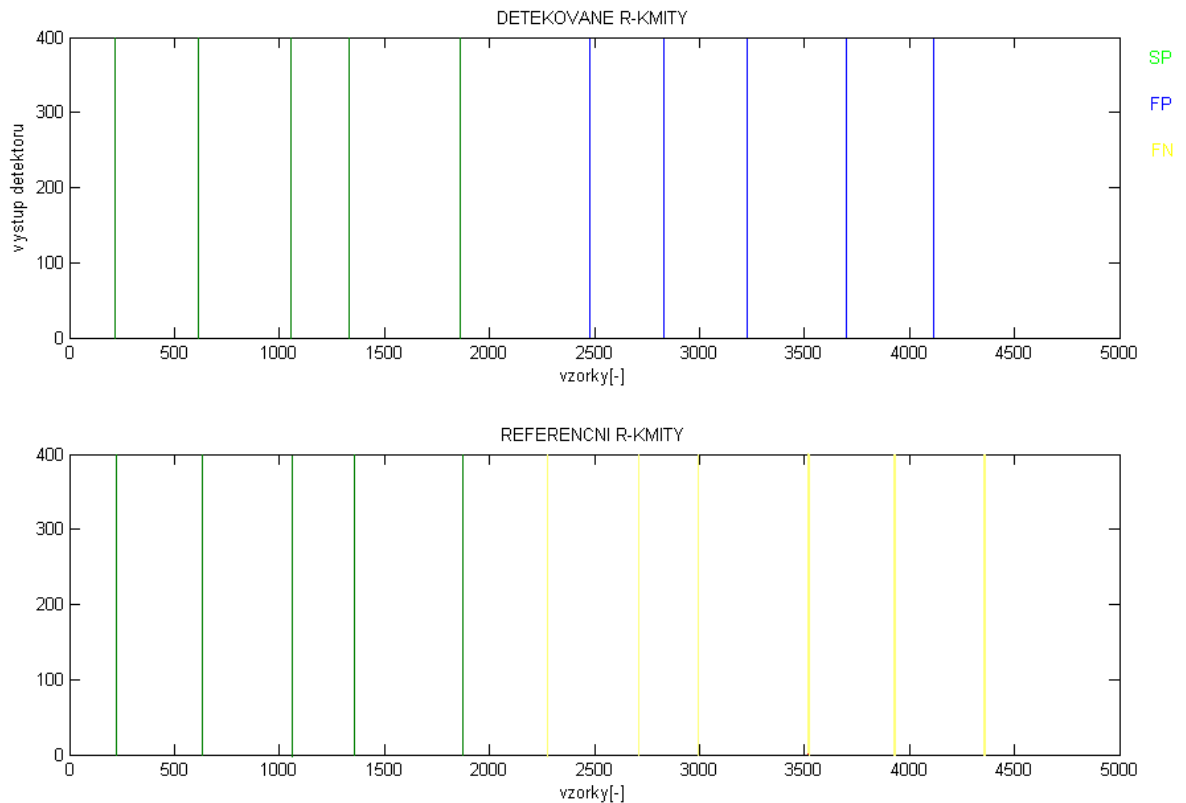
Celý algoritmus výpočtu detekcí (SP, FN, FP) běží v cyklu. Kolem detekovaného R-kmitu se vygeneruje oblast, která ohraničuje množinu časových okamžiků. Šířka této oblasti je zvolena dle doby trvání refrakterní fáze, čili 150 ms (75 vzorku) na obě dvě strany od detekovaného R-kmitu (viz. obrázek). Pokud je v této oblasti nalezen referenční R-kmit, je detekovaný R-kmit považován za správně pozitivní. Pokud není nalezen v této oblasti referenční R-kmit, je detekovaný R-kmit

považován za falešně pozitivní. Kolem referenčních R-kmitů se vygeneruje oblast stejné velikosti jako u předcházející procedury. Pokud není nalezen v této oblasti detekovaný R-kmit, je nedetekovaný R-kmit považován za falešně negativní (viz. obrázek).

Pro prezentaci výpočtu senzitivity a prediktivity detektoru byl použit signál W117.V2, na kterém selhává detektor s adaptivním prahováním, který nebyl doplněn o úpravu časových vektorů.



Obrázek 6-21 Grafické znázornění vygenerovaných oblastí kolem detekovaných a referenčních R kmitů:



Obrázek 6-22 Grafické znázornění SP, FP, FN detekcí:

V tomto případě je: SP = 5 detekcí

FP = 5 detekcí

FN = 6 detekcí

Příklad výpočtu pro senzitivitu, prediktivitu a chybu detektoru v tomto konkrétním případě:

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} = \frac{5}{5 + 6} = 0.4545 \approx 45.45\%$$

$$PPH^+ = \frac{SP}{SP + FP} = \frac{5}{5 + 5} = 0.5000 \approx 50\%$$

$$CH = \frac{FN + FP}{T} = \frac{5 + 6}{11} = 1.0000 \approx 100\%$$

6.7 STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ SPOLEHLIVOSTI DETEKTORŮ KOMPLEXU QRS

Statistika byla provedena přes všechny záznamy EKG signálů. Počet analyzovaných QRS komplexů ze svodů (V2, V5, aVF) je 1453. Pro všechny simulace byla zvolena pásmová propust 5-20 Hz a detekční limit se vypočítával ze 40 % lokálního resp. globálního maxima. Tyto parametry byly získány při konzultacích a z teoretických předpokladů.

Důvod doplnění algoritmu adaptivního prahování o úpravu časových vektorů znázorňuje tabulka 1.

Tabulka 1 Statistické ověření využití algoritmu úpravy časových vektorů

metoda	adaptivní prahování	adaptivní prahování + modifikace
svod V2		
senzitivita[%]	84,58	95,32
prediktivita[%]	84,12	96,45
chyba[%]	31,30	8,23
ortogonální svody		
senzitivita[%]	94,81	98,24
prediktivita[%]	94,88	97,11
chyba[%]	10,32	4,65
pseudoortogonální svody		
senzitivita[%]	92,64	98,07
prediktivita[%]	92,57	96,28
chyba[%]	14,80	5,64

Z této tabulky je patrné, že doplnění algoritmu adaptivního prahování o modifikaci časových vektorů vede k zvýšení detekční účinnosti.

Tabulka 2 algoritmus konstantního prahování aplikovaný na signály daných svodů:

Algoritmus konstantního prahování					
délka učící fáze[vzorky]	500	1000	1500	2000	2500
svod V2					
senzitivita[%]	86,24	86,30	84,45	85,41	84,00
prediktivita[%]	83,31	86,36	86,29	87,52	87,50
chyba[%]	30,45	27,33	29,27	27,47	27,71
ortogonální svody (X Y Z)					
senzitivita[%]	95,85	95,10	94,59	94,59	94,59
prediktivita[%]	94,69	95,66	95,64	95,64	95,64
chyba[%]	10,00	9,24	9,78	9,78	9,78
pseudoortogonální svody(aVF,V2,V5)					
senzitivita[%]	94,29	93,89	93,46	93,39	93,39
prediktivita[%]	94,09	94,72	94,70	94,70	94,70
chyba[%]	11,69	11,40	11,84	11,91	11,91

Tabulka 3 algoritmus adaptivního prahování aplikovaný na signály daných svodů

Algoritmus adaptivního prahování					
délka okna[vzorky]	100	250	500	1000	2500
svod V2					
senzitivita[%]	96,35	95,39	95,32	93,19	91,05
prediktivita [%]	92,72	92,96	96,45	96,51	96,36
chyba[%]	10,93	11,65	8,23	10,31	12,59
ortogonální svody(X Y Z)					
senzitivita[%]	97,59	98,24	97,81	96,85	94,88
prediktivita[%]	96,25	97,11	97,45	97,5	97,44
chyba[%]	6,17	4,65	4,75	5,65	7,62
pseudoortogonální svody(aVF,V2,V5)					
senzitivita[%]	97,18	98,07	97,52	96,08	94,01
prediktivita[%]	94,83	96,28	96,66	96,48	96,61
chyba[%]	7,99	5,64	5,82	7,45	9,38

7. SHRNUTÍ

Při daných konstantních parametrech (práh, předzpracování) lze odvodit z tabulek následující závěry. Účinnost algoritmu konstantního prahování je velice závislá na délce učící fáze. Pokud bychom chtěli tento algoritmus využít a chtěli bychom dosahovat uspokojivé účinnosti (chybovosti), museli bychom pracovat s krátkými záznamy EKG signálu. Nicméně nutno podotknout, že pokud vstupují do algoritmu ortogonální nebo pseudoortogonální svody, detekční účinnost algoritmu se asi 3x zlepší. Co se týče algoritmu adaptivního prahování, tak z tabulky 3 je patrné, že účinnost tohoto algoritmu je mnohem lepší než u předcházejícího algoritmu. Taktéž si lze povšimnout, že využití ortogonální (resp. pseudoortogonálních svodů) vede ke zvýšení detekční účinnosti detektoru.

Z porovnání obou tabulek je patrné, že využití ortogonálních a pseudoortogonálních svodů je téměř ekvivalentní, resp. algoritmy, do nichž vstupují signály z těchto svodů, vykazují podobnou účinnost, takže záměnu je možné v praxi využívat. Při analýze detektorů bylo zjištěno, že v některých ortogonálních svodech knihovny CSE neexistují korektní záznamy EKG signálu. Jedná se o tyto signály (W060,W076,W084,W092,W100,W108,W124), které byly při analyzování detektorů vypuštěny. Celkový počet analyzovaných QRS komplexů při zpracování ortogonálních svodů nabýval hodnoty 1367.

Nejlepších výsledků, co se týče spolehlivosti detekce vykazoval algoritmus adaptivního prahování doplněný o modifikaci (dosahoval spolehlivosti 95,35 %) a nejhorších výsledků, vykazoval algoritmus konstantního prahování zpracovávající jediný svod, jenž dosahoval spolehlivosti 72,67%.

7.1 METODA, KTERÁ BY VEDLA KE ZLEPŠENÍ SPOLEHLIVOSTI DETEKCE.

Algoritmus adaptivního prahování by mohl být doplněn o další práh, který by byl vygenerován spolu s adaptivním prahem a vyskytoval by se nad ním (např. 45% z lokálního maxima). Dostali bychom další časový vektor nástupných a sestupných hran, který by sloužil k potvrzení pozice R-kmitu. Pokud by prvním prahem nebyly zaznamenány okamžiky, kdy filtrovaný signál je pod úrovní prahu a druhým prahem ano, znamenalo by to, že by v tomto místě měla být vygenerována sestupná hrana (resp. nástupná hrana). Do vektoru sestupných (resp. nástupných hran) by se uložil časový okamžik překročení druhého prahu. Poté by se vypočítala poloha R-kmitu, na níž by opět mohla být navázána úprava časových vektorů, která by eliminovala chyby již zmíněné (kap. 6.5.4).

8. POUŽITÁ LITERATURA:

- [1] Jakub Kotálek: *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů*
- [2] Roman Bittner: *Spolehlivý QRS detektor*
- [3] Bert-Uwe Köhler, Carsten Hegin, Reinhold Orglmeister: *The principles of software QRS detection*, IEEE Engng. in Med. and Biol.,Jan/Feb.2002, pp.42-57
- [4] Jiří Jan, *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*, Brno: VUTIUM, 427 s.
- [5] Jiří Kozumplík, a kol.,*Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*,
- [6] TOMPKINS, W.J.:*Biomedical Digital Signal Processing*. New Persey : Prentice-Hall, 1993..
- [7] Nataša Honzíková *skripta: Biologie člověka*
- [8] Jiří Kozumplík, *MABD_2_detekceQRS.pdf*,
- [9] K.Šmíd, *Adaptivní filtrace biologických signálů*,
- [10] M.Princ, *Detekce a filtrace signálu*,
- [11] M. Gabriel Khan, *EKG a jeho hodnocení*,

Internetové zdroje :

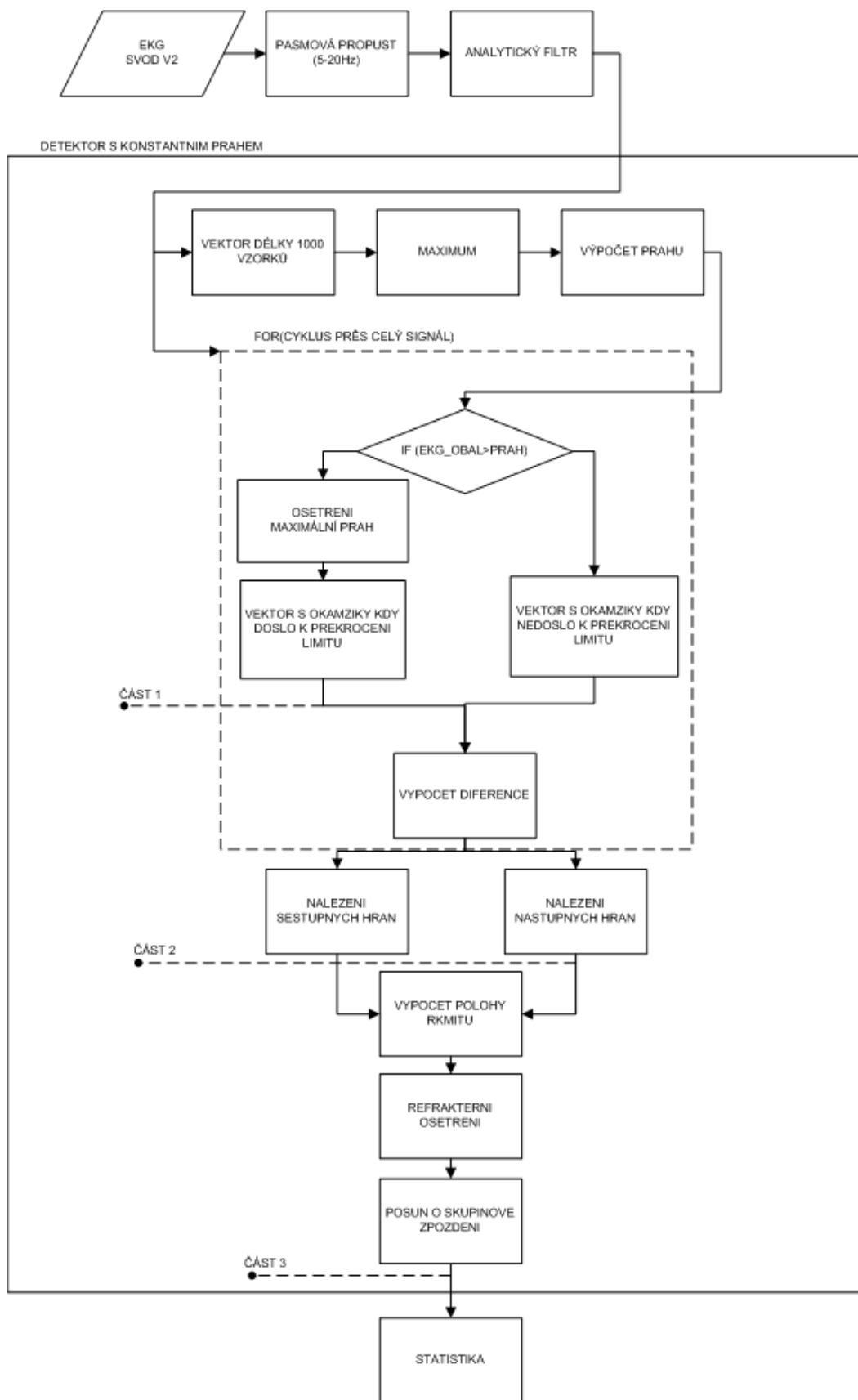
- [12] [Http://www.pomoooc.estranky.cz](http://www.pomoooc.estranky.cz)[cit.2010-05-20]. Dostupné z WWW: <<http://www.pomoooc.estranky.cz/clanky/anatomie/srdce---anatomie>>.
- [13] <http://gerstner.felk.cvut.cz>[cit.2010-05-20].Dostupné z WWW:<http://www.gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf
- [14] <http://gerstner.felk.cvut.cz>[cit.2010-05-20] Dostupné z WWW:<http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/referaty/2005_2006_LS/1100/Dostal%20Jiri/

9. PŘÍLOHY

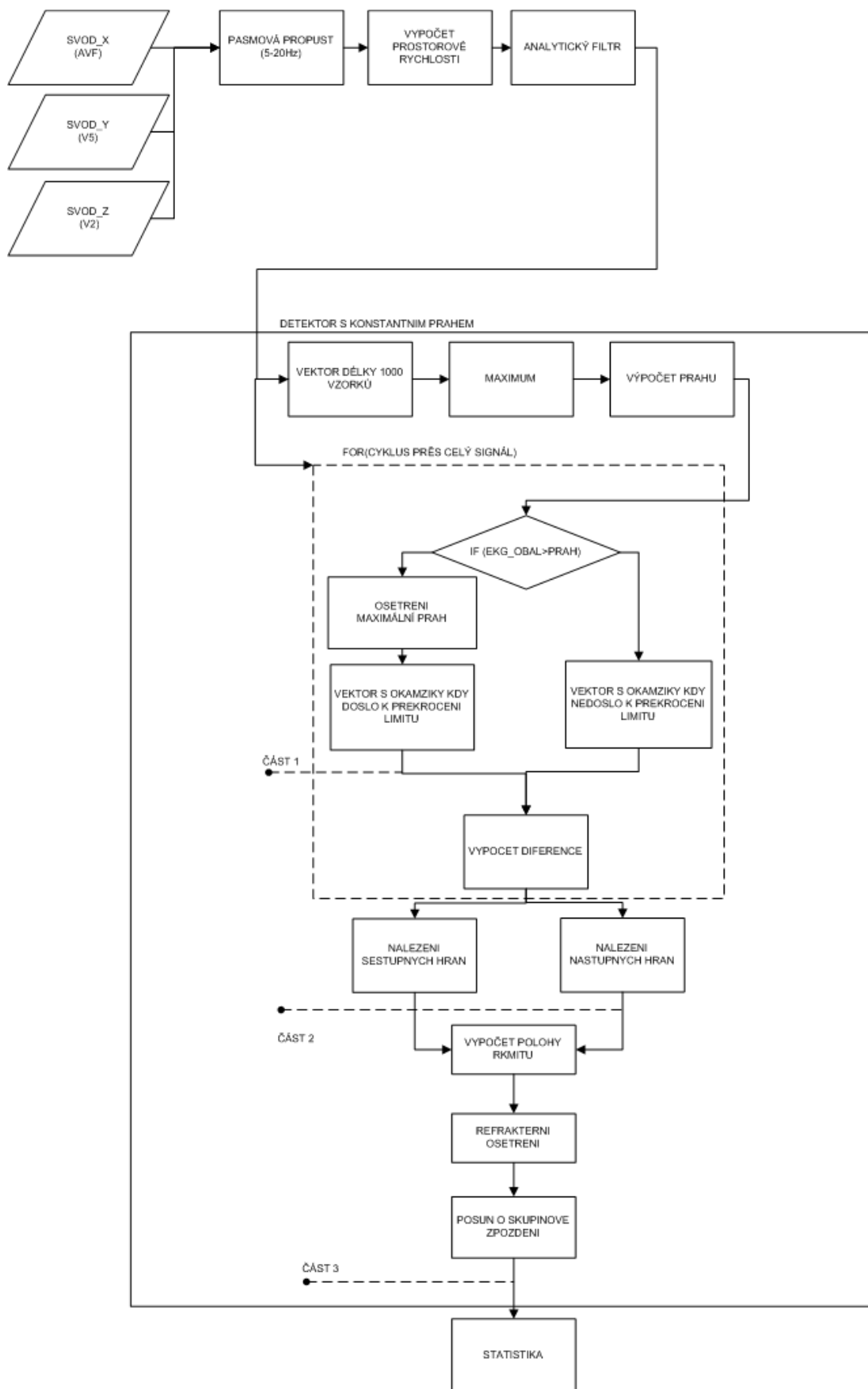
Tato diplomová práce obsahuje následující přílohy:

Seznam příloh:

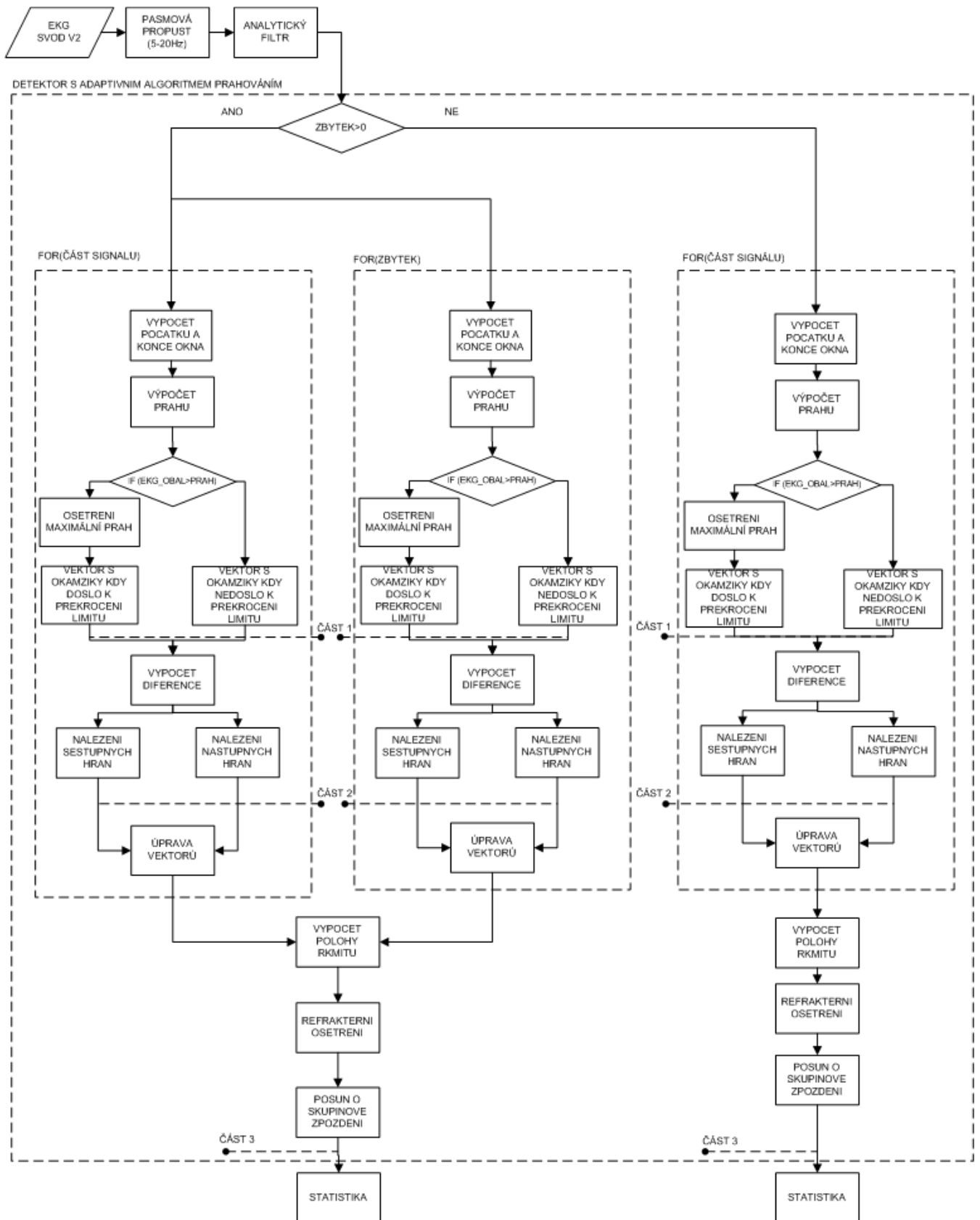
- CD se softwarem
- Vývojový diagram detektoru s konstantním prahováním zpracovávající jeden svod
- Vývojový diagram detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající jeden svod
- Vývojový diagram detektoru s konstantním prahováním zpracovávající ortogonální svody
- Vývojový diagram detektoru s adaptivním prahováním zpracovávající ortogonální svody



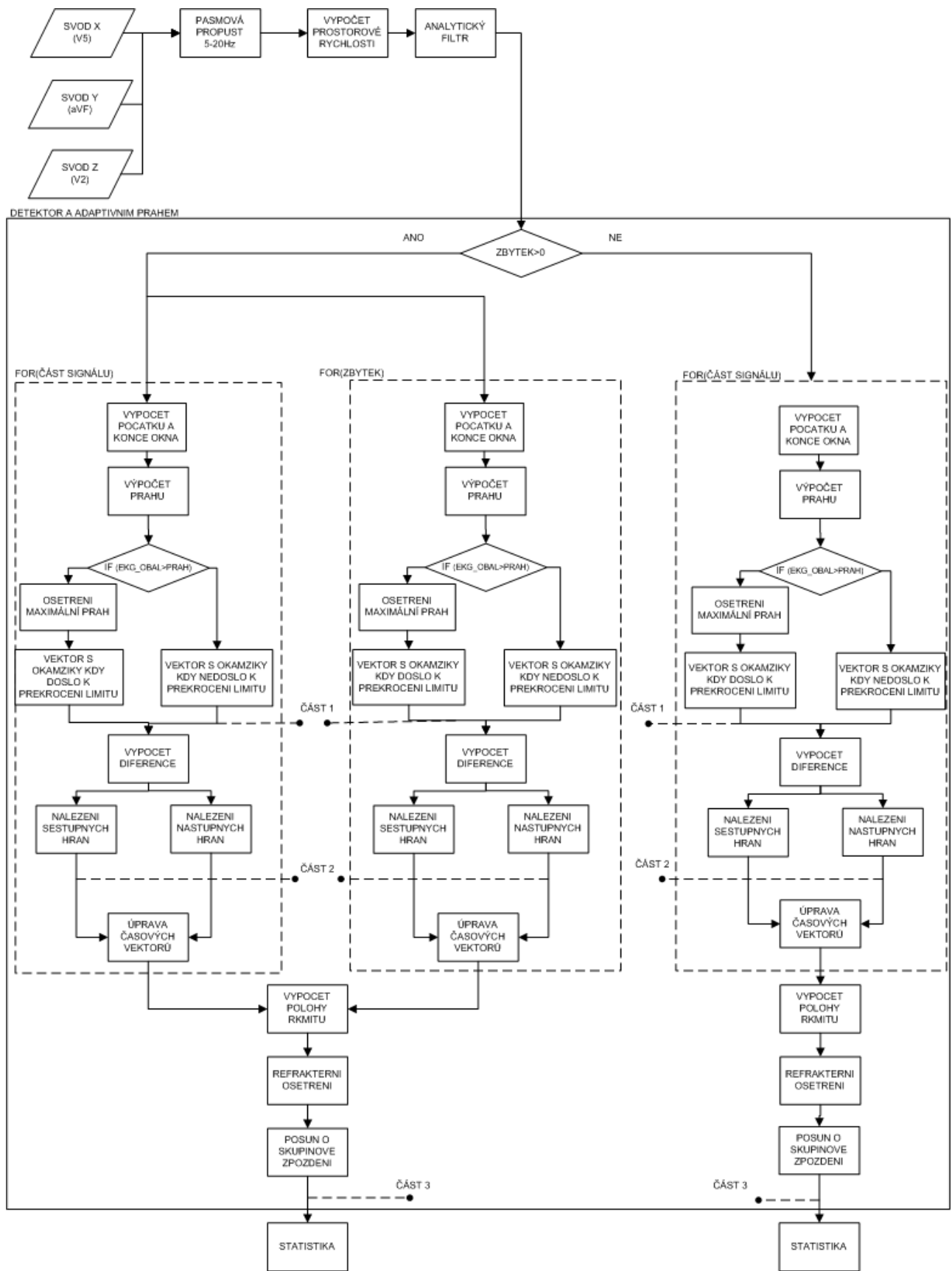
Obrázek 9-1 Vývojový diagram detektoru s konstantním prahem zpracovávající jeden svod



Obrázek 9-2 Vývojový diagram detektoru s konstantním prahem zpracovávající ortogonální svody



Obrázek 9-3 Vývojový diagram detektoru s adaptivním prahem zpracovávající jeden svod



Obrázek 9-4 Vývojový diagram detektoru s adaptivním prahem zpracovávající ortogonální svody

