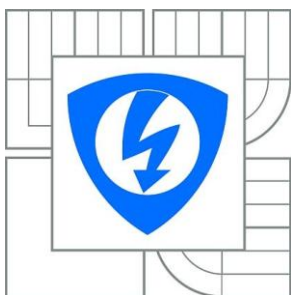


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL

DETECTION OF VENTRICULAR EXTRASYSTOLES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JOSEF VELEBA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN MÉZL

BRNO 2014



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Josef Veleba
Ročník: 3

ID: 147518
Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komorových extrasystol

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou komorových extrasystol, popište různé příčiny jejich vzniku a jejich projevy v EKG signálu. 2) Proveďte literární rešerši metod pro detekci QRS komplexu a komorových extrasystol. 3) Zrealizujte vybrané metody pro detekci QRS komplexu v programovém prostředí Matlab a otestujte funkčnost algoritmů. 4) Implementujte algoritmy pro automatickou detekci extrasystol. Navržené algoritmy otestujte na EKG signálech z databáze PhysioNet a z prasečích srdcí, které jsou k dispozici u vedoucího práce. 5) Navržené algoritmy použijte pro automatické prahování dynamických ultrazvukových sekvencí podle R vlny. 6) Vytvořte uživatelské rozhraní (GUI), které bude obsluhovat navržené funkce a bude zobrazovat počty detekovaných extrasystol.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] GACEK, Adam C a Witold PEDRYCZ. ECG signal processing, classification, and interpretation: a comprehensive framework of computational intelligence. London: Springer, c2012, x, 278 p. ISBN 08-572-9868-2.
- [2] TSIPOURAS, Markos G. a Dimitrios I. FOTIADIS. Automatic arrhythmia detection based on time and time–frequency analysis of heart rate variability. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2004, vol. 74, issue 2, s. 95-108.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl

Konzultanti semestrální práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Práce je zaměřena na problematiku komorových extrasystol a jejich detekci v signálu EKG. Přináší stručný popis fyziologické elektrické činnosti srdeční spolu s teoretickým rozбором komorových extrasystol, metod detekce QRS komplexu a na ně navazující detekce předčasných komorových stahů. Hlavní část práce představuje postup realizace vybraných metod detekce QRS komplexu a komorových extrasystol v programovém prostředí MATLAB spolu se zhodnocením testovacích výsledků.

KLÍČOVÁ SLOVA

elektrokardiogram (EKG), QRS komplex, komorová extrasystola, detekce QRS komplexu, detekce komorové extrasystoly

ABSTRACT

This thesis focuses on the issue of ventricular extrasystoles and their detection in ECG signal. It provides a brief description of physiological electrical activity of the heart with the theoretical analysis of ventricular extrasystoles, QRS complex detection methods and the related detection of premature ventricular contractions. The main part of the work presents the process of implementation of selected QRS complex detection and premature ventricular contractions detection methods in MATLAB with the evaluation of test results.

KEYWORDS

electrocardiogram (ECG), complex QRS, ventricular extrasystole, detection of QRS complex, detection of ventricular extrasystole

VELEBA, J. *Detekce komorových extrasystol*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 60 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Mézl.

PROHLÁŠENÍ

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

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Mězlovi za čas věnovaný na konzultacích, jeho ochotu, odbornou pomoc a cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	11
1 Elektrická aktivita srdce	12
1.1 Fyziologické EKG	13
1.2 Dvanáctisvodové EKG	14
1.2.1 Končetinové svody	14
1.2.2 Hrudní svody.....	14
1.3 Srovnání lidské a prasečí srdeční činnosti	15
1.4 Extrasystoly	15
1.4.1 Komorové extrasystoly	16
1.4.2 Klasifikace komorových extrasystol.....	17
2 Metody detekce QRS komplexu	20
2.1 Obecný postup detekce QRS komplexu	20
2.2 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu.....	21
2.3 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu	22
2.4 Detekce založená na počítání průchodů nulou	23
2.5 Detekce založená na vlnkových koeficientech	26
3 Realizace QRS detektoru	27
3.1 Umocnění filtrovaného signálu.....	27
3.2 Obálka filtrovaného signálu.....	28
3.3 Počítání průchodů nulou	30
4 Metody detekce komorových extrasystol	33
4.1 Detekce založená na porovnávání třech signálových vlastností.....	33
4.2 Detekce využívající vlnkových koeficientů.....	35

4.3	Detekce založená na energii signálu	36
4.4	Metoda založená na morfologické transformaci a vzájemné korelaci....	37
4.5	Detekce využívající Bayesovskou síť zahrnující P vlnu.....	39
4.6	Detekce využívající binární kódování	40
5	Realizace detektorů komorových extrasystol	42
5.1	Metoda tachogramu	42
5.2	Šířka QRS komplexu	45
5.3	Energie signálu	47
5.4	Uživatelské prostředí pro obsluhu detektorů	50
5.5	Hodnocení výsledků detektorů	51
6	Prahování ultrazvukových sekvencí	54
	Závěr	56
	Literatura	57
	Seznam příloh	60

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1. 1: Elektrická aktivita srdce vznikající v SA uzlu, převzato z [1]	12
Obr. 1. 2: EKG křivka s vyznačením vln a intervalů, převzato z [4]	13
Obr. 1. 3: EKG signál jednotlivých končetinových a hrudních svodů, převzato z [2] ...	15
Obr. 1. 4: Síňová a junkční extrasystola, převzato z [4]	16
Obr. 1. 5: Extrasystolický QRS komplex v porovnání se sinusovými, převzato z [8] ...	16
Obr. 1. 6: Kompenzační pauza s následným navázáním SA rytmu, převzato z [4]	17
Obr. 1. 7: Monotopní extrasystoly, převzato z [8]	17
Obr. 1. 8: Polytopní extrasystoly, převzato z [8]	18
Obr. 1. 9: Kuplety extrasystol, převzato z [8]	18
Obr. 1. 10: Bigeminie, převzato z [8]	18
Obr. 1. 11: Lownovo rozdělení komorových extrasystol, převzato z [9]	19
Obr. 2. 1: Obecné schéma detekce QRS komplexu, převzato z [9]	20
Obr. 2. 2: Předzpracování signálu metodou umocnění signálu, převzato z [9]	21
Obr. 2. 3: Předzpracování signálu metodou obálky signálu, převzato z [9]	23
Obr. 2. 4: Fáze detekce QRS komplexu počítáním průchodů nulou, převzato z [12]	25
Obr. 3. 1: Originální signál (nahore), předzpracovaný signál (dole)	27
Obr. 3. 2: Detekce R vlny založená na umocnění signálu	28
Obr. 3. 3: Originální signál (nahore), předzpracovaný signál (dole)	29
Obr. 3. 4: Detekce R vlny založená na obálce filtrovaného signálu	29
Obr. 3. 5: Originální signál (nahore), signál po filtraci PP a transformaci (dole)	30
Obr. 3. 6: Transformovaný signál s přidanou vysokofrekvenční sekvencí	31
Obr. 3. 7: Detekce R vln metodou založenou na počítání průchodů nulou	32
Obr. 4. 1 Vzory QRS komplexu (shora doprava 1., 2., 3., 4. typ, černě originální QRS komplex, šedě derivát)	34

Obr. 5. 1 Tachogram RR intervalů 2. svodu signálu MO1_034_12.mat.....	43
Obr. 5. 2 Detekce komorových extrasystol metodou tachogramu 2. svodu signálu MO1_034_12.mat	44
Obr. 5. 3 Ukázka neúspěšné detekce na signálu ecg_pig_data1.mat	44
Obr. 5. 4 Tachogram RR intervalu s prahem signálu ecg_pig_data1.mat.....	45
Obr. 5. 5 Detekce komorových extrasystol metodou šířky QRS komplexu 2. svodu signálu MO1_061_12.mat	46
Obr. 5. 6 Ukázka neúspěšné detekce na 2. svodu signálu MO1_117_12.mat.....	47
Obr. 5. 7 Rozložení energie v 300 vzorkových intervalech 2. svodu signálu MO1_117_12.mat	48
Obr. 5. 8 Detekce komorových extrasystol metodou výpočtu energie 2. svodu signálu MO1_117_12.mat	48
Obr. 5. 9 Ukázka energetického rozložení s prahem části signálu ecg_pig_data1.mat při neúspěšné detekci.....	49
Obr. 5. 10 Ukázka neúspěšné detekce na části signálu ecg_pig_data1.mat.....	49
Obr. 5. 11 Uživatelské prostředí detektorů	50
Obr. 6. 1 Ukázka využití detekce R vlny EKG signálu k prahování ultrazvukových sekvencí.....	55

ÚVOD

Komorové extrasystoly představují předčasné stahy srdečních komor způsobené vzruchy vznikajícími mimo sinoatriální uzel. Obvykle jsou asymptomatické, případné projevy mohou být palpitace nebo bolest na hrudi. Ojedinělé extrasystoly většinou nepředstavují riziko pro pacienta, ovšem při častějším výskytu mohou být zdrojem vážnějších somatických potíží. Léčba komorových extrasystol se provádí nejčastěji radiofrekvenční katérovou ablací, kdy je elektrickým proudem nekrotizováno místo vzniku nefyziologických vzruchů.

Část práce je věnována teoretickému rozboru a následné realizaci několika metod detekce QRS komplexu, jakožto základního pilíře pro většinu detektorů předčasných komorových stahů.

Navazující kapitoly obsahují přehled a popis využívaných metod detekce komorových extrasystol, z nichž tři vybrané metody jsou realizovány v programovém prostředí MATLAB, testovány na zkušebních signálech z databáze CSE a signálech z prasečích srdcí a na základě výsledků je hodnocena jejich úspěšnost. V rámci uživatelského usnadnění přístupu k vytvořeným funkcím a jejich použití je v GUI vytvořeno uživatelské prostředí pro ovládání detektorů.

Poslední kapitola se zabývá možnostmi využití implementovaných detektorů k automatickému prahování ultrazvukových sekvencí, a to pomocí pozic R vln v EKG signálu.

1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

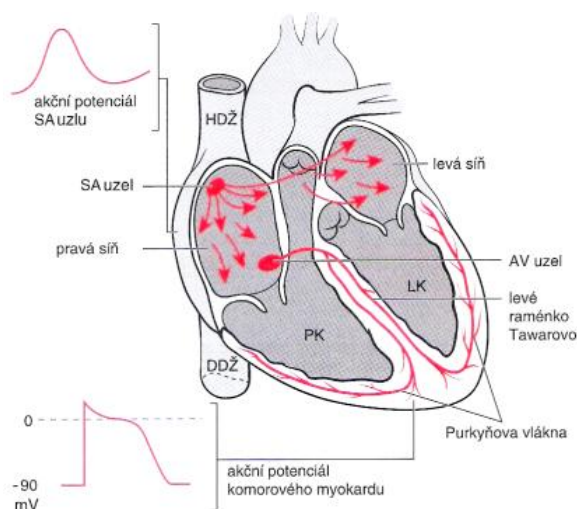
Následující text popisuje elektrickou aktivitu srdeční spolu s fyziologickým EKG a jeho základním měřením. Následně je rozebrána definice a klasifikace extrasystol se zaměřením na extrasystoly komorové.

Depolarizace zpravidla začíná v sinoatriálním uzlu. Šíří se jako vlna po svalovině síní, ale na svalovinu komor nemůže přestoupit přímo, neboť síně a komory jsou od sebe elektricky izolovány. Fyziologicky možné spojení mezi nimi je pouze přes atrioventrikulární uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna.

Po těchto strukturách se vlna šíří různou rychlostí:

- svalovina síní: 1 m/s
- AV uzel: 0,2 m/s
- svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna: 4 m/s
- svalovina komor: 0,5 m/s

Na Obr. 1. 1 vidíme šíření vzruchu po srdci přes jednotlivé části převodního systému. Zkratky HDŽ a DDŽ značí horní a dolní dutou žílu. [1]



Obr. 1. 1: Elektrická aktivita srdce vznikající v SA uzlu, převzato z [1]

1.1 Fyziologické EKG

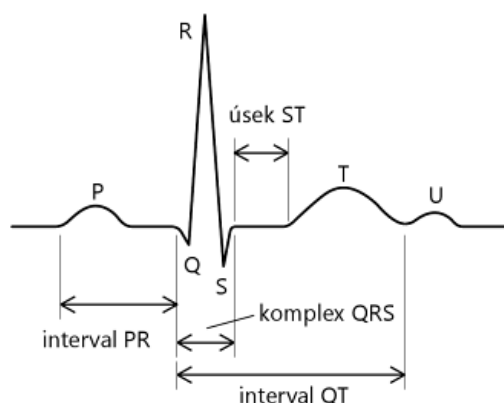
Fyziologické EKG, tedy EKG zdravého člověka, sestává z několika vln charakterizujících elektrickou aktivitu daných částí srdce, a to vlny P, QRS komplexu a vlny T.

Vlna P představuje depolarizaci síní (nejedná se o kontrakci). Interval PR zobrazuje přechod depolarizační vlny ze síní na mezikomorové septum (vedení přes AV uzel a Hisův svazek). Komplex QRS reprezentuje depolarizaci komor a vlna T jejich repolarizaci. Na EKG křivce se při jednom fyziologickém srdečním stahu zobrazí jedna vlna P před komplexem QRS a jedna vlna T za ním.

Normální délka intervalů:

- interval PR: 120 – 200 ms (interval kratší než 120 ms naznačuje abnormální vodivé spojení mezi síněmi a komorami, tzv. preexcitaci, pokud je interval delší než 200 ms, jedná se o blokádu vedení).
- komplex QRS užší než 120 ms (širší interval značí pomalé intraventrikulární vedení). [2]
- QT interval: elektrická aktivita komor (součet depolarizace a repolarizace); méně než 470 ms u mužů a méně než 470 ms u žen (tepová frekvence 60/minuta) [3]

Na Obr. 1. 2 je zobrazena standardní EKG křivka. Na některých elektrokardiogramech se vyskytuje vlna U, nacházející se za vlnou T. Původ této vlny není jasný, ale může zobrazovat depolarizaci papilárních svalů.



Obr. 1. 2: EKG křivka s vyznačením vln a intervalů, převzato z [4]

1.2 Dvanáctisvodové EKG

K měření EKG se používá 12 svodů, abychom získali dvanáct různých pohledů na elektrickou činnost srdce. Svody se rozdělují na unipolární končetinové (aVR, aVL, aVF), bipolární končetinové (I, II a III) a hrudní (V1 – V6).

1.2.1 Končetinové svody

Svody umístěné na končetinách působí jako lineární vodiče a mají stejnou voltáž po celé délce končetin, proto elektroda levé horní končetiny zaznamenává stejné EKG při umístění na zápěstí, na paži či na rameni. Unipolární svody se obvykle umísťují a značí takto:

- R – svod pravé horní končetiny
- L – svod levé horní končetiny
- F (foot) – svod levé dolní končetiny

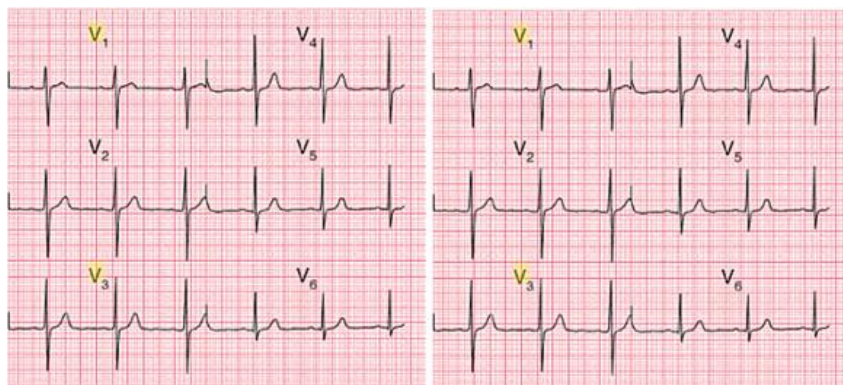
Tyto svody registrují akční potenciály ve frontální rovině a platí pro ně dvě pravidla:

1. Směřuje – li vektor depolarizace k unipolární elektrodě, zaznamenává galvanometr pozitivní výchylku.
2. Směřuje – li vektor depolarizace od unipolární elektrody, je zaznamenána negativní výchylka.

Bipolární končetinový svod I spojuje svody aVL a aVR připojením L k pozitivnímu výstupu a R k negativnímu výstupu galvanometru a registruje EKG záznam vznikající kombinací záznamů elektrod levé a pravé paže. Záznam ze svodů II a III vznikají kombinacemi záznamů z aVR, aVF a aVL, aVF. Na pravou dolní končetinu se připojuje zemnicí elektroda.

1.2.2 Hrudní svody

Hrudní svody se umísťují na přední a levou část hrudní stěny v horizontální rovině. Svody V1 a V2 se nacházejí blízko nad stěnou pravé komory. Svod V2 a V3 leží v blízkosti mezikomorové přepážky. Svody V4 je umístěn blízko srdečního hrotu a se svodem V5 hledí na přední plochu levé komory. Svody V5 a V6 hledí na anterolaterální stěnu levé komory, podobně jako svody I a aVL, a proto bývají záznamy z těchto svodů podobné. [1]



Obr. 1. 3: EKG signál jednotlivých končetinových a hrudních svodů, převzato z [2]

1.3 Srovnání lidské a prasečí srdeční činnosti

V práci jsou pro testování detektorů využívány jak lidské EKG signály tak signály pořízené měřením na prasatech, a proto je nezbytné definovat možné rozdíly mezi zmíněnými signály.

Anatomicky se prasečí srdce lidskému velmi podobá, nepatrné rozdíly, jako například postavení srdce v hrudní dutině, nemají vliv na snímáný EKG signál. [5]

Srdeční automacii řídí, stejně jako u člověka, sinoatriální uzel, vzruch v něm vznikající se šíří stejným převodním systémem. EKG záznam je snímám z povrchu těla, tvoří ho vlna P, komplex QRS a vlna T, které podobně jako u lidského záznamu reprezentují depolarizaci síní a komor s následnou repolarizací komor.

Fyziologická srdeční frekvence prasete stejně jako fyziologické hodnoty tlaku jsou nepatrně vyšší než lidské, což ale nebude mít vliv na funkci detektorů. [6]

1.4 Extrasystoly

Extrasystoly jsou definovány jako srdeční stahy vyvolané jedním nebo více vzruchy vzniklých mimo SA uzel (ektopické vzruchy), které jsou rychlejší než vzruch z SA uzlu, tedy přicházejí předčasně. SA uzel může nebo nemusí být tímto vzruchem depolarizován. V obou případech se neuplatní, protože v období, kdy přichází fyziologický vzruch, jsou již síně depolarizovány. Obecnými příčinami vzniku extrasystol jsou například ischemie a hypoxie myokardu, iontový rozvrat, acidóza, účinek některých léků a drog. Zvýšený výskyt extrasystol může způsobovat i kofein a nikotin. Podle místa vzniku vzruchu se extrasystoly rozlišují na síňové, junkční a

komorové.

Síňové extrasystoly se na EKG projeví dříve přicházející vlnou P, interval PQ může být zkrácen, nachází – li se ektopické místo se ektopické místo v blízkosti atrioventrikulárního uzlu. Komorový komplex je v případě síňových extrasystol nezměněn. Při výskytu junkční extrasystoly se na EKG záznamu většinou nezobrazí vlna P, protože retrográdní depolarizace síní probíhá v období komorového komplexu a komorová aktivita překryje aktivitu síní. Síňovou a junkční extrasystolu v porovnání se sinusovým stahem můžeme vidět na Obr. 1. 4. [7]



Obr. 1. 4: Síňová a junkční extrasystola, převzato z [4]

1.4.1 Komorové extrasystoly

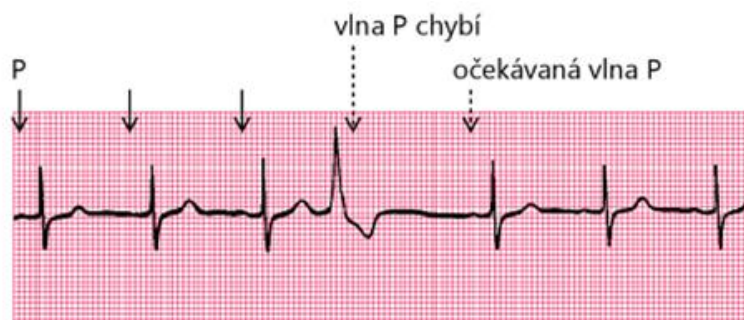
Ektopické vzruchy vyvolávající depolarizaci komor se nachází distálně od bifurkace Hisova svazku nebo v subendokardiální síti Purkyňových vláken. Šíření vzruchu bývá většinou částečně retrográdní, proto tento děj trvá déle než běžná depolarizace a na EKG se projeví širokým a tvarově netypickým QRS komplexem, což je viditelné na Obr. 1. 5. [7]



Obr. 1. 5: Extrasystolický QRS komplex v porovnání se sinusovými, převzato z [8]

Autonomní rytmus SA uzlu většinou není ovlivněn, protože vzruch neprochází

retrográdně AV uzlem. Vzdálenosti kmitů R generovaných SA uzlem proto nebývají komorovými extrasystolami změněny. Komorová extrasystola je kompenzovaná, protože vzruch z SA uzlu zastihne AV uzel a komory v refrakterní fázi. Na EKG záznamu následuje za extrasystolou mezera následovaná normálním stahem v době odpovídající frekvenci SA uzlu. Předčasný příchod QRS komplexu s absencí P vlny, kompenzační pauzu a následné navázání sinusového rytmu vidíme na Obr. 1. 6. [7]

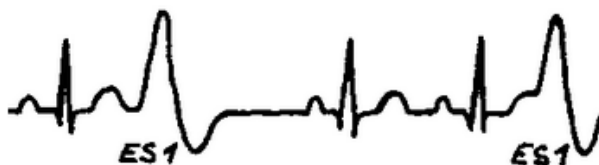


Obr. 1. 6: Kompenzační pauza s následným navázáním SA rytmu, převzato z [4]

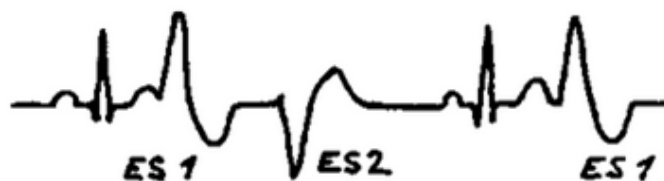
1.4.2 Klasifikace komorových extrasystol

Komorové extrasystoly se rozdělují podle kritérií, jako jsou například tvar (monotopní, polytopní) nebo četnost výskytu v EKG záznamu (ojedinělé, nakupené, vázané).

Monotopní extrasystoly mají na elektrokardiogramu stejný tvar, což je znázorněno na Obr. 1. 7. Při výskytu dvou a více odlišných tvarů se jedná o předčasné stahy polytopní viditelné na Obr. 1. 8. V případě monotopních extrasystol je v komorách pouze jedno místo vzniku ektopických vzruchů, u polytopních více. [7]

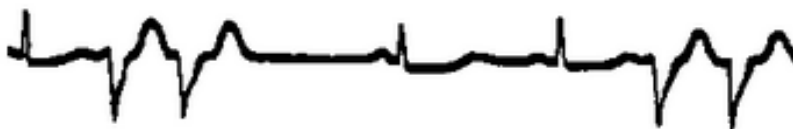


Obr. 1. 7: Monotopní extrasystoly, převzato z [8]



Obr. 1. 8: Polytopní extrasystoly, převzato z [8]

Podle četnosti výskytu se extrasystoly rozdělují na ojedinělé, nakupené (kuplety - dvě extrasystoly za sebou, salvy - tři extrasystoly za sebou, paroxysmální tachykardie), vázané (bigeminie - pravidelné střídání extrasystoly a fyziologické kontrakce, trigimenie - extrasystola každý třetí komplex, kvadrigenimie - každý čtvrtý komplex je extrasystolický). [8]

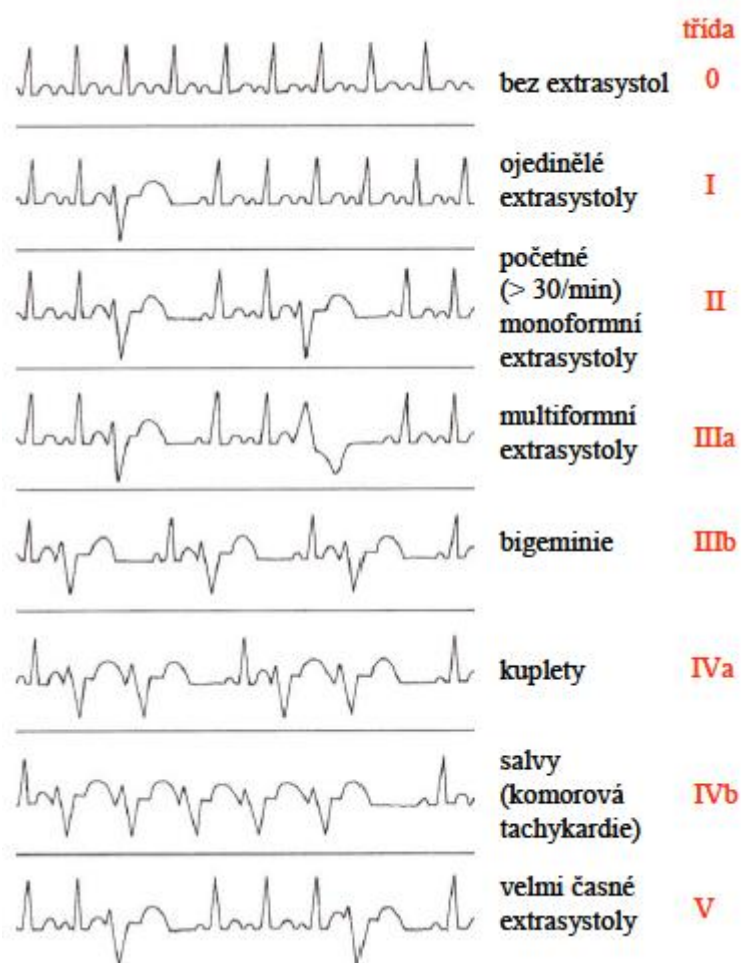


Obr. 1. 9: Kuplety extrasystol, převzato z [8]



Obr. 1. 10: Bigeminie, převzato z [8]

Nejčastěji používanou klasifikaci komorových extrasystol představuje Lownovo rozdělení do 5 tříd podle závažnosti zobrazené na Obr. 1. 11. Toto rozdělení vzniklo pro monitorování na koronárních jednotkách. [9]



Obr. 1. 11: Lownovo rozdělení komorových extrasystol, převzato z [9]

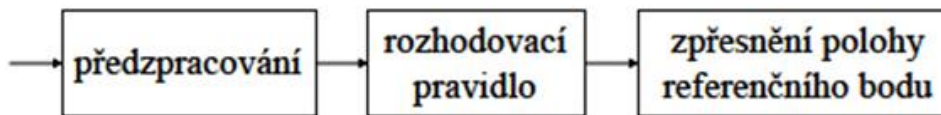
2 METODY DETEKCE QRS KOMPLEXU

Detekce QRS je zásadním krokem v analýze variability srdečního rytmu, detekci srdečních arytmií, detekci syndromu obstrukční spánkové apnoe a sledování dalších strukturálních nebo funkčních srdečních poruch. [10]

Detektorů QRS komplexu je celá řada. Práce obsahuje teoretický rozbor čtyř metod detekce, z nichž tři (detekce založené na umocnění filtrovaného signálu, detekce založená na obálce filtrovaného signálu, detekce založená na počítání průchodů nulou) jsou následně zpracovány v programovém prostředí MATLAB. Mezi další metody se řadí například detekce založená na přizpůsobené filtraci, detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů, Hilbertova transformace a mnohé další. [11]

2.1 Obecný postup detekce QRS komplexu

Detekce QRS komplexu se obecně skládá ze tří částí, jak je zobrazeno ve schématu na Obr. 2. 1.



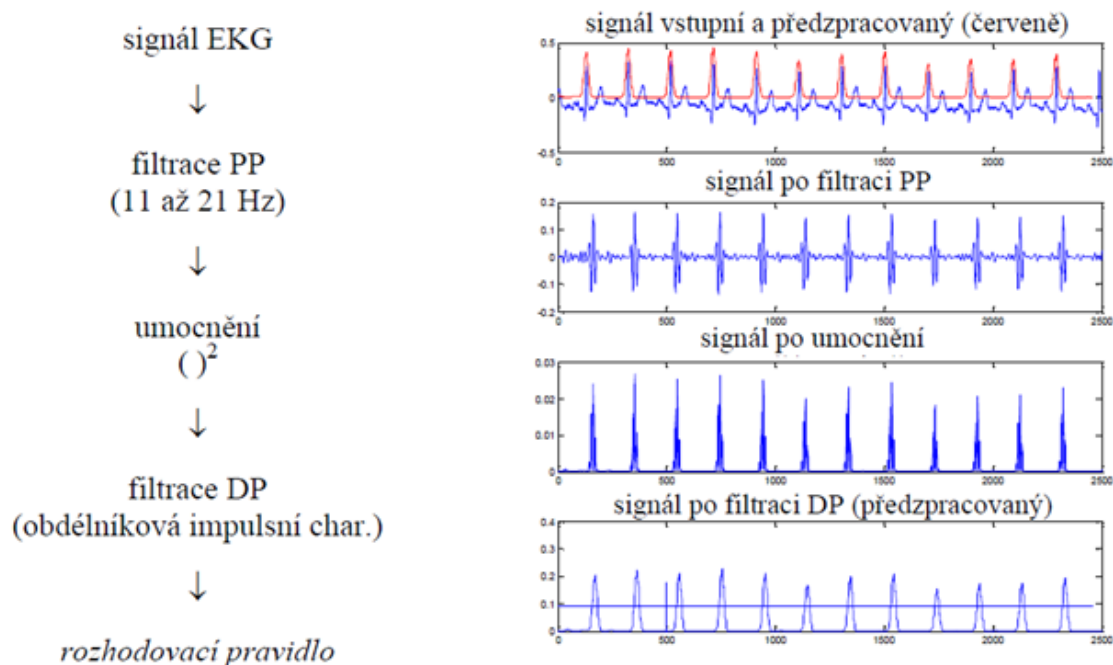
Obr. 2. 1: Obecné schéma detekce QRS komplexu, převzato z [9]

Předzpracování slouží ke zvýraznění komplexů QRS a potlačení případného rušení (brum, drift, myopotenciály). Dochází také k potlačení vln P a T. Součástí bloku předzpracování bývá lineární pásmová propust navržená tak, aby potlačovala zmiňované pomalé vlny P a T (odtud vyplývá dolní mezní frekvence kolem 10 Hz) a na druhé straně zachovala výraznou část energie komplexu QRS. Horní mezní frekvence filtru bývá volena v okolí 20 Hz z důvodů omezení vlivu rušení v podobě myopotenciálů. Pomocí rozhodovacího pravidla se stanoví přibližná poloha výskytu QRS komplexu. Rozhodovací pravidlo bývá většinou překročení předem nastavené prahové hodnoty (pevný práh) nebo adaptivního prahu. Získanou polohu QRS komplexu je třeba zpřesnit, k čemuž dochází v bloku zpřesnění referenčního bodu. [9]

2.2 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu

Metoda umocnění filtrovaného signálu patří mezi základní metody detekce QRS komplexu.

Ze signálu EKG jsou pásmovou propustí (mezní frekvence 11 a 21 Hz) vyfiltrovány vlny P a T a případné rušení. Takto upravený signál je následně umocněn, aby došlo ke zvýraznění oblastí výskytu QRS, a vyhlazen dolní propustí s obdélníkovou impulsní charakteristikou o délce korespondující s délkou filtrovaného komplexu (kolem 120 ms). Tento postup odpovídá v obecném schématu bloku předzpracování signálu a je zjednodušeně naznačen s vyobrazenými signály odpovídajícími daným krokům na Obr. 2. 2.



Obr. 2. 2: Předzpracování signálu metodou umocnění signálu, převzato z [9]

V učební fázi je předpokládán výskyt alespoň jednoho komplexu QRS (její délka bývá volena asi 2 s), aby bylo možno nastavit prahovou hodnotu. Hodnoty maxim impulsů reprezentujících předzpracované komplexy QRS často značně kolísají, proto bývá hodnota prahu proměnná. Nastavuje se např. na 40% velikosti maxima posledního detekovaného impulsu. Při výraznějším šumu se práh nastavuje na úroveň šumu zvýšenou o 40 % rozdílu mezi ní a posledním maximem. Úroveň šumu se odvozuje z odhadu směrodatné odchylky šumu nebo z hodnoty nejvyšší šumové špičky v posledním intervalu RR. Odvození úrovně šumu probíhá na předzpracovaném signálu.

Pro dosažení vyšší spolehlivosti detekce lze nastavit testování nižší prahové hodnoty v opačném směru. Tento postup se využívá v případě, pokud po asi 1,66 - násobku délky předchozího RR intervalu od posledního detekovaného komplexu není nalezen další QRS komplex.

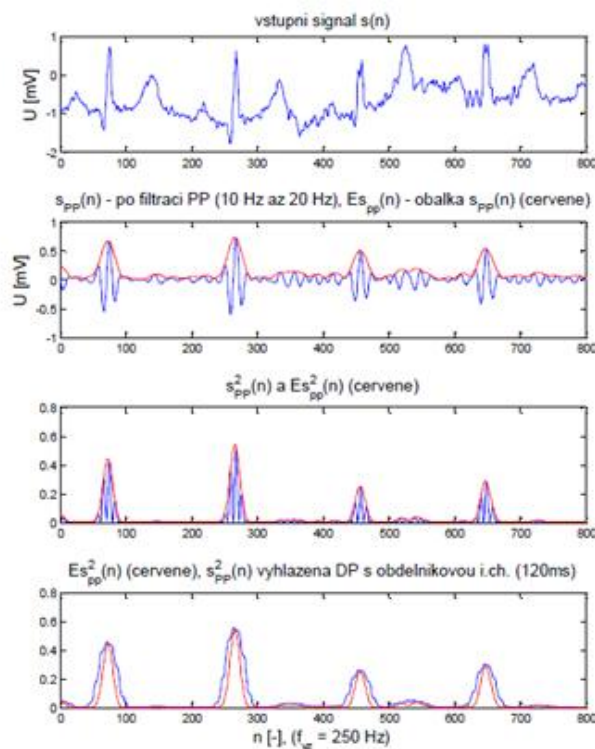
Za okamžik výskytu komplexu je považován okamžik překročení prahové hodnoty, zpřesnění polohy probíhá nalezením středu intervalu mezi oběma průchody prahem nebo nalezením extrému v signálu (v kmitu R) v tomto intervalu. [9]

2.3 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

Metoda detekce QRS komplexu založená na obálce filtrovaného signálu je realizačně náročnější ale přesnější než metoda umocnění signálu.

Prvním krokem v předzpracování signálu je filtrace pásmovou propustí s mezními frekvencemi podobně jako v předchozí metodě přibližně 11 a 21 Hz, protože maximální energie QRS komplexu je mezi 5 a 20 Hz, a proto se doporučuje pásmová propust s mezním kmitočtem kolem 16 Hz a šířkou propouštěného pásma 9 – 12 Hz.

Další krok představuje vytvoření obálky analytického signálu (komplexní signál), který byl vytvořen z původního reálného signálu vynulováním poloviny spektra. Obálku signálu $\{x(n)|n = 0, 1, \dots, N - 1\}$, kde N je liché, vypočítáme následujícím postupem. Diskrétní Fourierovou transformací (DFT) získáme spektrum signálu $\{X(k)|k = 0, 1, \dots, N - 1\}$. Následuje nulování poloviny spektra v pásmu $f \in (f_{vz}/2, f_{vz})$ a zpětnou diskrétní Fourierovou transformací (IDFT) získáme analytický signál, jehož absolutní hodnota reprezentuje obálku signálu $x(n)$. Obálku je třeba vynásobit dvěma, aby byla kompenzována ztráta celkové energie signálu nulováním poloviny spektra. Posledním krokem předzpracování signálu je umocnění obálky. Obr. 2.3 znázorňuje postup předzpracování signálu touto metodou a zároveň srovnání s metodou předchozí. Lze konstatovat, že vytvoření obálky je vhodnější pro kvalitnější detekci, neboť vyhlazení umocněného signálu nevede k jeho zcela hladkému průběhu, jak je na Obr. 2.3 znázorněno taktéž.



Obr. 2. 3: Předzpracování signálu metodou obálky signálu, převzato z [9]

Rozhodovací pravidlo a zpřesnění polohy referenčního bodu může být podobně jako v metodě umocnění signálu zrealizováno překračováním prahové hodnoty a následným nalezením extrému v intervalu mezi dvěma průchody prahem. [9]

2.4 Detekce založená na počítání průchodů nulou

Metoda upravuje signál tak, aby procházel nulovou linií, a na základě počtu průchodů nulou byly rozeznatelné QRS komplexy od zbytku signálu.

Signál je vyfiltrován pásmovou propustí, aby bylo potlačeno rušení a vlny P a T. Mezní frekvence pásmové propusti jsou 18 a 35 Hz. Zvýšení kvality signálu se v této metodě dosahuje nelineární transformací podle vzorce

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n), \quad 2.1$$

kde $x_f(n)$ představuje signál EKG vyfiltrováný pásmovou propustí a $y(n)$ nelineární transformovaný signál, čímž dojde ke zvýraznění QRS komplexu, aniž by se změnil

původní tvar signálu. Pásmovou propustí byl signál zbaven vysokofrekvenčních složek, tudíž obsahuje nedostatek průchodů nulou. K signálu je přidána vysokofrekvenční sekvence

$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n), \quad 2.2$$

n je časový index a $K(n)$ je časově proměnná amplituda. Signál, po přičtení vysokofrekvenční sekvence popisuje vztah

$$z(n) = y(n) + b(n), \quad 2.3$$

kde $z(n)$ představuje signál s přidanou sekvencí a $b(n)$ danou vysokofrekvenční sekvencí. Předpokládá se, že $D(n) = N$ v místech mimo QRS komplex a $D(n) < N$ na pozicích QRS komplexu. $D(n)$ je počet průchodů nulou. Pokud je amplituda $K(n)$ příliš vysoká bude počet průchodů nulou vždy roven N . V případě nízké hodnoty $K(n)$ omezuje signál přílišné rušení šumem a nelze ho hodnotit. Amplituda $K(n)$ musí být tedy řádně stanovena, čehož se dosáhne pomocí vzorce

$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c, \quad 2.4$$

kde $\lambda_K \in (0;1)$ je faktor zapomínání a c konstanta zesílení, např. $c = 4$.

Detekce průchodů nulou a jejich počet jsou určeny pomocí vzorců

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right|, \quad 2.5$$

a

$$D(n) = \lambda_D D(n-1) + (1 - \lambda_D) d(n), \quad 2.6$$

kde $\lambda_D \in (0;1)$ je faktor zapomínání.

Pro detekci QRS komplexu se používá adaptivní práh, který lze vypočítat podle vztahu

$$\theta(n) = \lambda_{\theta}\theta(n-1) + (1 - \lambda_{\theta})D(n), \quad 2.7$$

kde $\lambda_{\theta} \in (0;1)$ reprezentuje faktor zapomínání. Práh je porovnáván s funkcí signálu $D(n)$. Pokud klesne pod práh, hodnota se zaznamená. V některých případech může QRS komplex obsahovat více vrcholů, proto vzdálenost mezi dvěma správně detekovanými vrcholy bývá definována jako čas mezi koncem jednoho a začátkem druhého vrcholu. V případě příliš krátké vzdálenosti mezi dvěma detekcemi jsou spojeny do jedné.

Začátek a konec detekované oblasti poskytují hranice intervalu, kde probíhá vyhledávání vrcholu R vlny. Elektrická poloha srdce má velký vliv na amplitudu a tvar R vlny. Proto se pro určení polohy R vrcholu používá kombinované vyhledávání minimum/maximum. Pokud je velikost minima v intervalu mnohem větší než velikost maxima, bere se pozice minima jako čas R vrcholu. V jiném případě je brána pozice maxima jako výstup. Na Obr. 2. 4 můžeme v jednotlivých panelech vidět změny signálu od předzpracování až po samotnou detekci. Jednotlivým panelům postupně odpovídá originální signál, filtrace pásmovou propustí, nelineární transformace, přidání vysokofrekvenční sekvence, funkce signálu $D(n)$, intervaly výskytu R vln a detekované vrcholy R vln. [12]



Obr. 2. 4: Fáze detekce QRS komplexu počítáním průchodů nulou, převzato z [12]

2.5 Detekce založená na vlnkových koeficientech

Pomocí diskrétní vlnkové transformace je signál rozložen do několika úrovní. Principiálně se jedná o kombinaci několika filtrů typu horní a dolní propusti s různými mezními frekvencemi.

Pro rozklad hraje důležitou roli výběr vlnkové rodiny. Haar rodina se v tomto případě ukázala jako nejvhodnější, jelikož výsledky získané rozkladem pomocí jiných rodin nebyly dostatečně přesné. Signál projde rozkladem do pěti frekvenčních úrovní v závislosti na vzorkovací frekvenci, s tím, že horní frekvenční limit je vždy roven polovině předchozího a dolní polovině horního. V každé úrovni rozkladu jsou horními propustmi získávány detailní vektory d_n , zatímco dolními propustmi aproximace A_n .

QRS komplex frekvenčně odpovídá nižším hodnotám, tudíž pro výpočet produktu, následně porovnávaného s prahem, jsou vybrány detailní koeficienty d_4 a d_5 . Výpočet probíhá podle vzorce

$$h = \left| \prod_{j=4}^5 d_j \right|, \quad 2.8$$

kde h představuje produkt.

QRS detekce probíhá porovnáváním produktu s prahem, jehož hodnota odpovídá 30% maximální hodnoty produktu. Hodnoty vyšší než práh představují možné pozice QRS komplexu. V případě vzdálenosti mezi dvěma detekovanými body menší než počet vzorků odpovídající času 100 ms, jsou body považovány za jeden komplex.

Následné zvýšení přesnosti probíhá eliminací vícečetných detekcí a zpětným hledáním vynechaných komplexů. Detekovaný komplex vyskytující se v refrakterní fázi (200 ms) předchozího je vymazán, a pokud není ve vzdálenosti 150% průměrné velikosti RR intervalu od R vlny detekován komplex, probíhá porovnávání daného úseku produktu s prahem poloviční velikosti. [13]

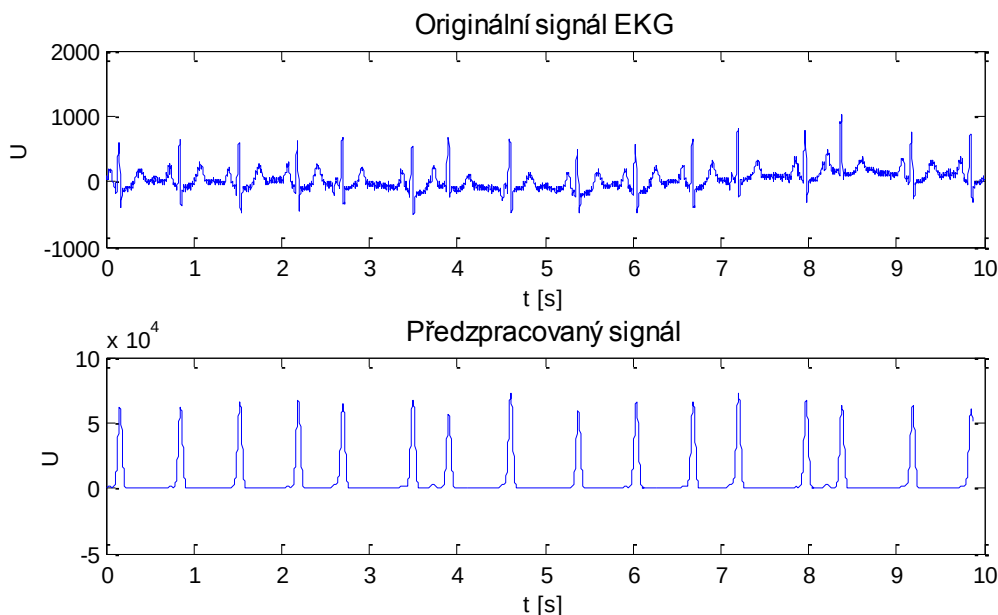
3 REALIZACE QRS DETEKTORU

V programovém prostředí MATLAB byly zpracovány programy pro detekci QRS komplexu teoreticky rozebrané v předchozí kapitole, a to metoda založená na umocnění filtrovaného signálu, metoda založená na vytvoření obálky filtrovaného signálu a metoda založená na počítání průchodů nulou. Programy lze používat jako funkce i jako skripty, záleží na uživateli. K ověřování funkčnosti byly použity signály z databáze CSE, v práci jsou obrázky zpracování druhého svodu signálu MO1_006_12.mat.

3.1 Umocnění filtrovaného signálu

Po načtení signálu je vybrán zpracovávaný svod a následuje předzpracování skládající se z filtrace pásmovou propustí, umocnění a vyhlazení signálu dolní propustí.

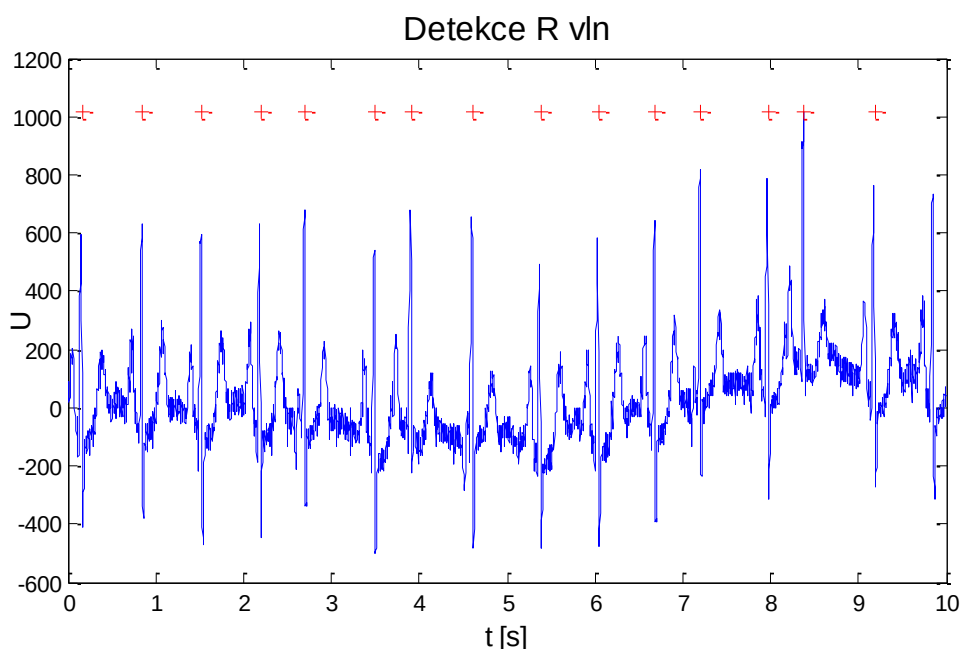
Mezní frekvence pásmové propusti byly zvoleny 5 a 20 Hz. Pro nastavení parametrů filtru byla použita funkce `fir2` (řád filtru=80) a pro samotnou filtraci funkce `filter`. Vyfiltrovaný signál umocníme, čímž docílíme zvýraznění QRS komplexu. Nakonec je signál vyhlazen dolní propustí realizovanou funkcemi `fir2` (řád filtru=61) a `filter`. Takto předzpracovaný signál a originální signál lze vidět na Obr. 3. 1.



Obr. 3. 1: Originální signál (nahore), předzpracovaný signál (dole)

V učební fázi získáme průměrné maximum ze tří úseků signálu, díky čemuž

nastavíme vstupní hodnotu prahu pro začátek detekce. Samotná detekce probíhá v cyklu `while`, kdy je signál porovnáván s prahovou hodnotou, která se mění v závislosti na posledním detekovaném maximu. Podmínky `if` vyhrazují intervaly, v nichž se funkcí `max` určuje maximum, jehož pozici nalezneme funkcí `find` v předzpracovaném signálu. Dalším krokem je přičtení 1,66 - násobku vzdálenosti posledních dvou detekovaných maxim k předchozímu maximu. Získáme interval možné vynechané vlny, v němž hledáme maximum porovnáváním s nižší hodnotou prahu a případné nově nalezené maximum porovnáváme s již detekovaným. V případě rovnosti cyklus pokračuje dál, v případě nerovnosti je nové maximum uloženo do vektoru `maxim`. Výslednou detekci metodou umocnění signálu lze vidět na Obr. 3. 2.

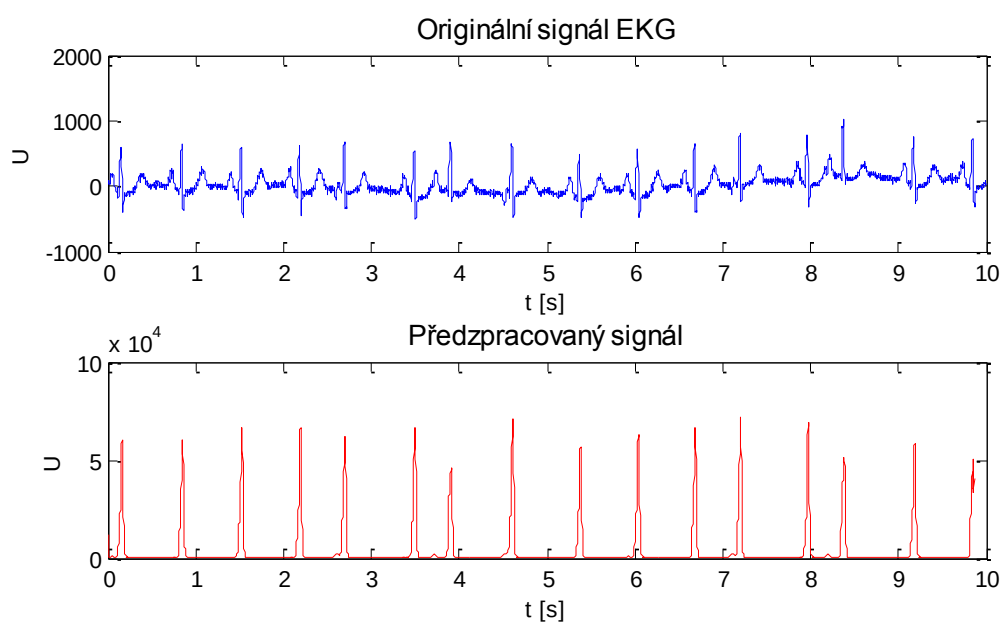


Obr. 3. 2: Detekce R vlny založená na umocnění signálu

3.2 Obálka filtrovaného signálu

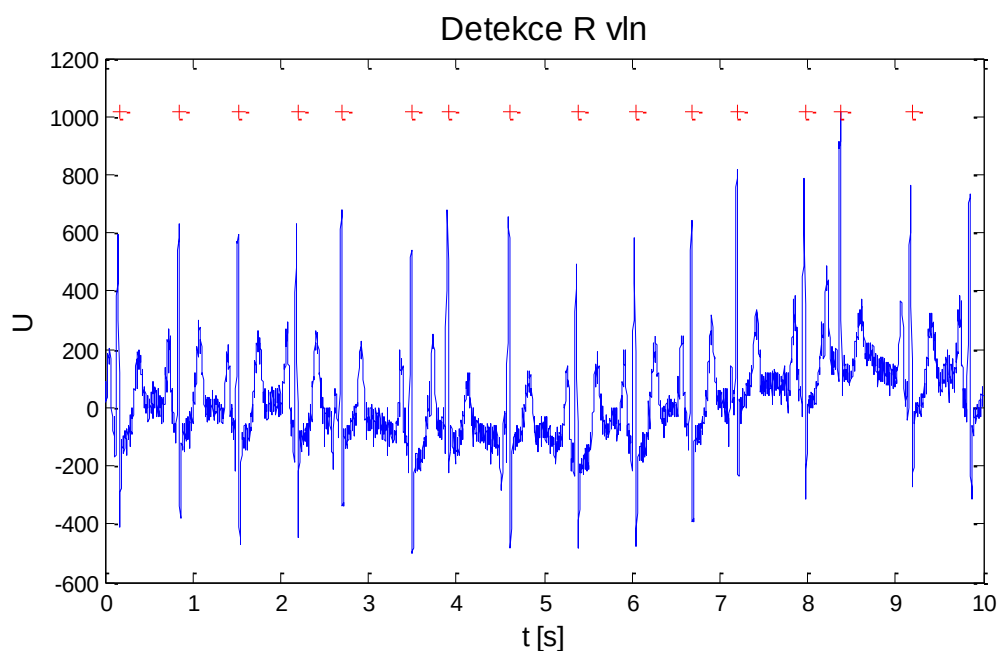
Po načtení signálu je, stejně jako u předchozí metody, vybrán zpracováváný svod. Předzpracování signálu sestává z filtrace pásmovou propustí a vytvoření obálky signálu.

Filtraci pásmovou propustí v pásmu 5 - 20 Hz realizují funkce `fir2` (řád filtru=140) a `filter`. Vytvoříme spektrum vyfiltrovaného signálu funkcí `fft`. Dalším krokem je vynulování poloviny spektra a následná zpětná Fourierova transformace provedená funkcí `ifft`. Nakonec absolutní hodnotu takto upraveného signálu umocníme na druhou. Výsledné předzpracování signálu je na Obr. 3. 3.



Obr. 3. 3: Originální signál (nahore), předzpracovaný signál (dole)

Detekční část programu se shoduje s metodou rozebíranou v předchozí kapitole 3.1. Detekce R vln metodou založenou na obálce signálu je zobrazena na Obr. 3. 4.

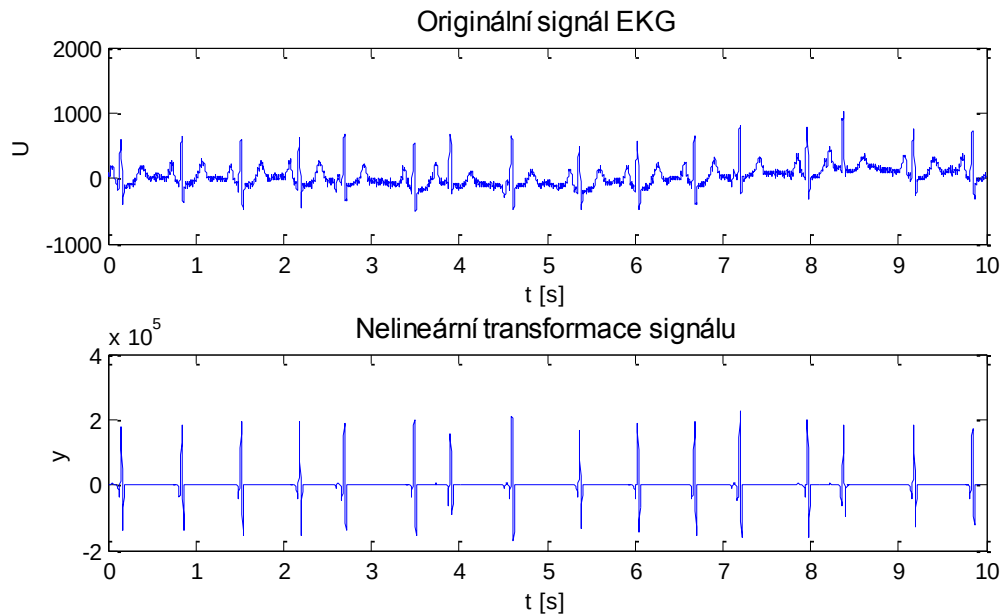


Obr. 3. 4: Detekce R vlny založená na obálce filtrovaného signálu

3.3 Počítání průchodů nulou

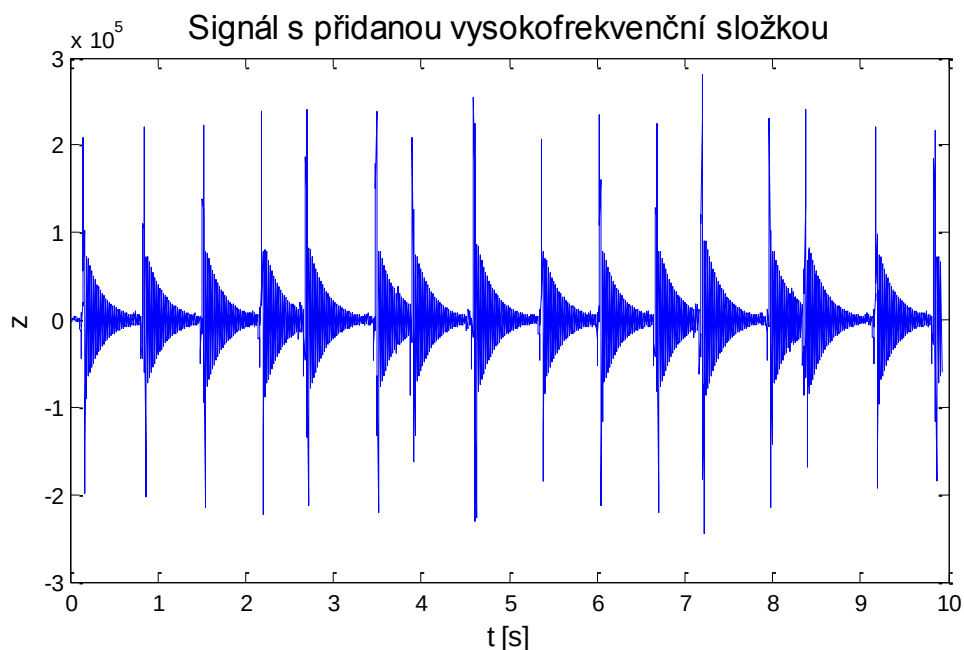
Prvním krokem po načtení signálu je filtrace pásmovou propustí s frekvenčními mezemi 5 a 20 Hz. Pro nastavení filtru je použita funkce `fir2` (řád filtru = 80) a pro filtraci `filter`.

Nelineární transformaci signálu podle vztahu 2. 1 lze vidět na Obr. 3. 5.



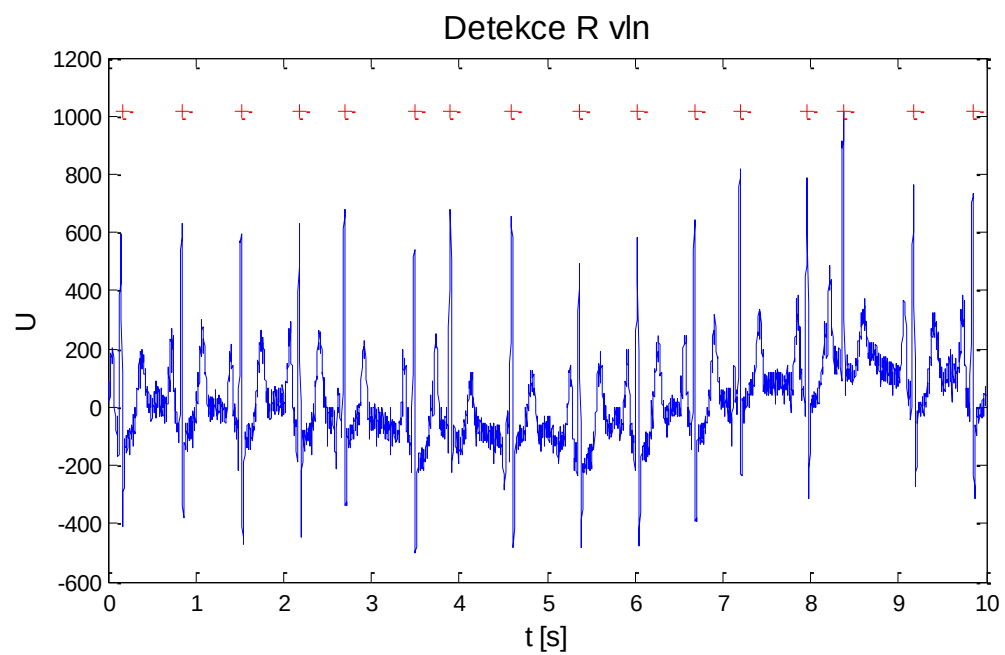
Obr. 3. 5: Originální signál (nahore), signál po filtraci PP a transformaci (dole)

Podle vztahu 2. 4, kde faktor zapomínání α je nastaven na hodnotu 0,99 a konstanta zesílení c na 4, určujeme časově proměnnou amplitudu κ , kterou dosazujeme do rovnice 2. 2, čímž získáme vysokofrekvenční složku b . Aplikací vztahu 2. 3 na sekvenci b a transformovaný signál `ekg_transformovane` vznikne signál z , znázorněný na Obr. 3. 6. Vektor d , obsahující 1 na pozicích průchodu signálu nulovou linií a 0 na ostatních pozicích, je vypočítán pomocí vzorce 2. 5. Následně získáme podle vztahu 2. 6, kde faktor zapomínání nastavujeme na hodnotu 0,96, vektor D , který dosadíme do rovnice 2. 7 pro výpočet adaptivního prahu. Při výpočtu prahu se faktor zapomínání α rovná hodnotě 0,97.



Obr. 3. 6: Transformovaný signál s přidanou vysokofrekvenční sekvencí

Na pozicích, kde jsou hodnoty D menší než prahové hodnoty, jsou do vektoru s ukládány hodnoty 1, na ostatních pozicích 0, čímž také získáme vektory `start_interval` a `stop_interval` obsahující hodnoty začátků a konců intervalů, v nichž budou hledány R vlny. Hodnotám v těchto intervalech jsou vyhledány odpovídající hodnoty v signálu, v nich určujeme maximum a minimum. V případě absolutní hodnoty minima větší než hodnota maxima, je brána právě tato hodnota jako R vlna, v opačném případě se za výchozí hodnotu považuje maximum intervalu. Příkazem `find` nalezneme pozici dané hodnoty v signálu. Takto získaná detekce je zobrazena na Obr. 3. 7.



Obr. 3. 7: Detekce R vln metodou založenou na počítání průchodů nulou

4 METODY DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL

Detekce arytmií, jako jsou předčasné komorové stahy, představuje jeden z velmi důležitých úkolů intenzivní medicíny. Časnou a přesnou detekcí extrasystol lze předejít vážnějším srdečním problémům. V současné době se stále spousta výzkumů věnuje zdokonalování metod detekce komorových extrasystol, protože jejich morfologie a nepravidelnost výskytu znesnadňuje vytvoření dostatečně kvalitních algoritmů. [14]

Mezi dnes využívané metody detekce komorových extrasystol se řadí například algoritmy založené na časové a časově frekvenční analýze, autokorelačních funkcích, neuronových sítích, vlnkové transformaci nebo kombinaci fuzzy logiky a neuronových sítí. V následující části jsou rozebrány některé z těchto metod podrobněji. [15]

4.1 Detekce založená na porovnávání třech signálových vlastností

Tato metoda nemá vysoké výpočetní nároky, lze ji aplikovat na signál v reálném čase, a proto je používána v ambulantních EKG - přístrojích. Algoritmus pracuje s třemi charakteristikami signálu, a to délka RR intervalu, šířka QRS komplexu a porovnávání QRS komplexu s předvolenými vzory.

Prvním krokem v detekci extrasystol je detekce QRS komplexu, k čemuž lze využít metody zpracované výše. V dalším kroku jsou získány informace o třech zmíněných vlastnostech signálu, na jejichž základě se rozhoduje o přítomnosti předčasného stahu.

Délka RR intervalu je zjišťována, protože v případě vzruchů vznikajících v ektopickém komorovém ložisku přichází R vlna dříve, než při sinusovém rytmu. RR intervaly jsou zjištěny výpočtem času mezi po sobě jdoucími již detekovanými R vlnami.

V praxi jsou QRS komplexy vyskytující se ve fyziologickém EKG většinou stejné nebo velmi podobné. V případě komorové extrasystoly bývá morfologie komplexu pozměněna z důvodů vedení signálu různými elektrickými cestami, čehož se využívá při porovnávání komplexu s předem definovanými vzory QRS. Pro porovnávání s danými vzory bylo vypořazováno, že QRS komplex se skládá z dvou pozitivních a

jednoho negativního vrcholu. Na základě zmíněného pozorování byly definovány 4 deriváty fyziologického vzoru komplexu, s nimiž se při zpracování signálu každý QRS komplex porovnává. Při tomto porovnávání hraje důležitou roli důležitá hodnota 10% absolutní hodnoty amplitudy derivátu, se kterou je porovnávána velikost pozitivních vrcholů. Rozhodovací kritéria pro jednotlivé deriváty jsou v Tabulka 4. 1.

Tabulka 4. 1: Rozhodovací kritéria pro jednotlivé vzory QRS, LPV (levý pozitivní vrchol), PPV (pravý pozitivní vrchol), P_{10} (10% absolutní hodnoty amplitudy derivátu)

Typ QRS vzoru	Rozhodovací pravidlo
Typ I	$LPV > P_{10}$, $PPV < P_{10}$
Typ II	$LPV < P_{10}$, $PPV > P_{10}$
Typ III	$LPV, PPV > P_{10}$, $LPV > PPV$
Typ IV	$LPV, PPV > P_{10}$, $LPV < PPV$

Jednotlivé vzory QRS lze vidět na Obr. 4. 1.



Obr. 4. 1 Vzory QRS komplexu (shora doprava 1., 2., 3., 4. typ, černě originální QRS komplex, šedě derivát)

Šířka QRS je počítána pro každý komplex, na základě přiřazeného vzoru z předchozího kroku. Pro typ I začíná hledání počátku QRS komplexu z maxima komplexu a postupuje se dozadu, dokud není překročeno 50% maxima, hodnota odpovídající hledanému začátku. Nalezení konce probíhá podobně, hledání začíná od minimální hodnoty komplexu, z níž se postupuje směrem dopředu k výchozí hodnotě, 25% minima. Šířku komplexu typu II získáme stejným postupem, pouze v opačném směru. Začátek komplexu typu III a IV je hledán z LPV jako 50% jeho hodnoty a konec

z PPV jako 25% jeho hodnoty. Za účelem zvýšení spolehlivosti při porovnávání se vzory a počítání šířek může být aplikován vyhlazovací filtr, který signál vyhladí bez degradace QRS komplexů.

Klasifikační část se skládá ze dvou kroků. První částí odpovídá 35 sekundám učení algoritmu za účelem určení počáteční sady RR intervalů a QRS šířek fyziologických tepů. V druhé detekční části je algoritmus založen heuristicky. Nejprve se porovnává délka RR intervalu a šířka QRS komplexu, přičemž hodnota RR intervalu kratší než 0,94 násobek průměru 8 fyziologických RR intervalů a šířka QRS komplexu širší než 1,32 násobek průměru 8 fyziologických komplexů značí výskyt komorové extrasystoly. Šířka extrasystolického QRS komplexu však může být užší než práh pro daný vzor, a proto je 8 komplexů, z nichž byla vypočtena průměrná šířka, ověřováno, zda patří do stejné typové kategorie. V případě, že ano, daný stah odpovídá komorová extrasystola. Pokud není RR interval kratší než práh a šířka QRS komplexu širší než průměrná hodnota, považuje se stah za sinusový. [16]

4.2 Detekce využívající vlnkových koeficientů

Diskrétní vlnková transformace rozkládá signál na vlnkové koeficienty. Signál prochází řadou zrcadlových filtrů (horní a dolní propust) se stejnou mezní frekvencí. V každé úrovni vytváří horní propust detailní informace d_n , zatímco dolní propust pouze hrubé aproximace A_n . Při rozkladu nad úroveň j jsou uloženy všechny členy vektoru d , zatímco aproximace pouze odpovídající úrovni j , tudíž pro danou úroveň získáme vždy $j + 1$ koeficientu (j detailních a jednu aproximaci). V každé úrovni se snižuje mezní frekvence filtrů na polovinu oproti předchozí. Existuje několik vlnkových rodin, v tomto případě je použita HAAR. Detailní koeficienty a jim odpovídající frekvenční rozhraní využívané v této metodě jsou v Tabulka 4. 2.

Tabulka 4. 2: Vlnkové koeficienty a jim odpovídající frekvenční rozhraní pro vzorkovací frekvenci 360 Hz

Koeficient	Frekvenční rozhraní [Hz]
d_1	90 - 180
d_2	45 - 90
d_3	22,5 - 45
d_4	11,25 - 22,5
d_5	5,62 - 11,25

Většina energie EKG signálu se soustřeďuje v QRS komplexu. Koeficienty d_3 , d_4 a d_5 reprezentující nižší frekvence, jimž odpovídá právě QRS komplex, jsou nejvhodnější pro rozhodování mezi fyziologickým a extrasystolickým stahem. Bylo vyzkoušeno, že je třeba mnohem více testování pro výběr koeficientů, protože v některých případech se jeví koeficienty d_1 a d_2 vhodnější než d_5 . Nakonec byly pro rozhodování vybrány d_3 a d_4 .

Koeficient h , vypočítané ze vztahu

$$h = \left| \prod_{j=3}^4 d_j \right|. \quad 4.1$$

Hodnoty koeficientu jsou normalizovány a porovnávány s prahem λ , pro nějž platí $0 < \lambda < 1$. Pokud je hodnota $h(i)$ odpovídající QRS komplexu menší než práh, je QRS komplex považován za extrasystolický, v ostatních případech za fyziologický stah. [14]

4.3 Detekce založená na energii signálu

Signál může být definován jako funkce různých amplitud v čase, tedy jeho energii lze vypočítat jako plochu pod křivkou. Signál obsahuje i negativní vlny, a proto je třeba při výpočtu energie pracovat s umocněným signálem nebo jeho absolutní hodnotou.

Filtrací horní propustí s mezní frekvencí 2 Hz se eliminuje vliv kolísání izolínie na výpočet energie. Takto upraveným signálem prochází plovoucí okno o délce 600 ms, v němž probíhá výpočet energie. Okno neprochází signál vzorek po vzorku ale po celých intervalech odpovídajících jeho délce, tedy z každého 600 ms dlouhého úseku signálu je vypočtena jedna hodnota energie. Pokud nastane situace, že délka signálu neumožní naplnění ona v posledním kroku, doplní si signál nulami na potřebný počet vzorků. Výpočet energie probíhá podle vzorce

$$E = \int_{t_2}^{t_1} |x(t)|^2 dt, \quad 4.2$$

kde $x(t)$ je zpracovávaný signál a t_1 , t_2 jsou časy odpovídající mezním hodnotám plovoucího okna.

Pro diskrétní signál platí vztah

$$E = \sum_{i=n}^m |x(i)|^2, \quad 4.3$$

kde n a m jsou hranice plovoucího okna.

Energie signálu v úsecích výskytu komorových extrasystol značně převyšuje hodnoty fyziologických komplexů, a proto jsou hodnoty energií z jednotlivých úseků porovnávány s prahem odpovídajícím 60% maximální hodnoty energie. Úseky s hodnotou energie vyšší než prahová hodnota reprezentují místa výskytu komorových extrasystol.

Popsaný detektor bývá z důvodu zvýšení úspěšnosti detekce používán v kombinaci s algoritmem detekujícím na základě porovnávání délek RR intervalů. [17]

4.4 Metoda založená na morfologické transformaci a vzájemné korelaci

Detekční proces je rozdělen do pěti kroků, předzpracování signálu modifikovanou morfologickou filtrací, detekce R vrcholů a určení trvání RR intervalu vícerozměrnou morfologickou derivací, vytvoření šablony, nalezení korelačních koeficientů při nulovém zpoždění mezi šablonou a každým R vrcholem, rozhodnutí o přítomnosti extrasystoly na základě dvou rozhodovacích indexů.

Modifikovanou morfologickou filtrací je signál zbaven šumu, kolísání izolinie, vlivu myopotenciálů a dalších vlivů. Filtr pracuje s morfologickými operátory otevření a uzavření:

$$x_b = x_0 \circ B_0 \bullet B_c, \quad 4.4$$

$$x = \frac{1}{2} [(x_0 - x_b) \circ B_1 \bullet B_2 + (x_0 - x_b) \bullet B_1 \circ B_2], \quad 4.5$$

kde x_0 představuje originální signál, x_b detekovaný základní drift, $\circ$ a $\bullet$ morfologické operátory otevření a uzavření, B_0 a B_c strukturní elementy vybrané podle vlastností EKG charakteristických vln, x výsledný signál, B_1 a B_2 dva různé strukturní elementy.

Vícerozměrná morfologická derivace může být definována jako

$$M_x^{ds}(t) = \frac{1}{s} \times [\max(x(t)|_{t \in [t-s, t+s]}) + \min(x(t)|_{t \in [t-s, t+s]}) - 2x(t)], \quad 4.6$$

kde x je předzpracovaný signál. R vlny jsou detekovány použitím prahové techniky. Následně se vypočítá střední hodnota vzdáleností mezi R vlnami.

Při vytváření šablony prochází signál okno odpovídající 20 s, v němž probíhá korelace prvního detekovaného stahu s ostatními. Během vzájemné korelace je každý R vrchol zarovnáván podle testovacího vrcholu. Testovací vrchol byl detekován vícerozměrnou morfologickou derivací. Pokud vzájemná korelační hodnota při nulovém zpoždění zůstává v úzkém rozmezí pro více než 60% hodnot v okně, definuje se daný vrchol jako vzor, v jiném případě se testuje další vrchol. Tímto způsobem vznikne finální šablona.

Následuje hledání korelačních koeficientů, čehož se dosáhne vzájemnou korelací šablony a signálu popsanou vztahem

$$\gamma_i = \frac{\sum c(t)x_i(t)}{\sqrt{\sum c^2(t) \sum x_i^2(t)}}, \quad 4.7$$

kde $c(t)$ je vzorový vrchol a x_i je vrchol předzpracovaného signálu.

Rozhodování závisí na dvou indexech. Vytvoří se rozhodovací parametr příkládající stejnou váhu oběma indexům. Index₁ je stanoven za předpokladu lineárního vztahu mezi rozdílem střední hodnoty trvání RR intervalu a daného intervalu a pravděpodobností, že daný stah představuje extrasystolu. Index₁ se vyskytuje v rozmezí hodnot od -1 do 1, kdy 1 odpovídá polovině střední hodnoty a -1 1,5 násobku střední hodnoty. Pokud hodnota trvání intervalu klesá vzhledem ke střední hodnotě, hodnota indexu roste a naopak. Rovnice rozhodovacího parametru je formulována tak, aby hodnoty vyskytující se blízko střední hodnoty měly na parametr minimální vliv. Index₂ se stanoví pomocí exponenciálního vztahu mezi rozdílem korelačních koeficientů a příspěvkem k rozhodovacímu parametru. Index nabývá hodnot od -1 do 1 a při výskytu extrasystoly jeho hodnota klesá výrazněji vzhledem k fyziologickému stahu. Exponenciální funkce se používá z důvodu zohlednění nepatrných rozdílů v hodnotách

korelačních koeficientů.

$$d = 1 - \gamma_i, \text{ kde } i = 1, 2, 3, \dots; \quad 4.8$$

$$\text{index}_2 = 1 - e^{-ad}, \text{ kde } a = 6. \quad 4.9$$

Pro rozhodovací parametr bývá prahová hodnota 0,3. Pokud dojde k překročení prahu, daný stah je považován za komorovou extrasystolu. [18]

4.5 Detekce využívající Bayesovskou síť zahrnující P vlnu

Bayesovské sítě jsou založeny na Bayesovském teorému a podmíněnou pravděpodobnost lze popsat vztahem

$$P(A|B) = \frac{P(B|A)P(A)}{P(B)}, \quad 4.10$$

kde $P(B|A)$ a $P(A|B)$ jsou posteriorní pravděpodobnosti jevů A a B , $P(A)$ a $P(B)$ apriorní pravděpodobnosti jevů A a B . Uzly Bayesovské sítě představují jednotlivé proměnné a oblouky existující souvislosti mezi danými uzly. Bayesovská síť se skládá ze skupiny U náhodných proměnných $U = \{A_1, A_2, \dots, A_n\}$ a tvoří přímý acyklický graf. Pro každou proměnnou A mající $B_1, \dots, B_n$ jako „rodiče“, je vytvořena tabulka posteriorních pravděpodobností. Pokud A nemá „rodiče“, je vytvořena tabulka apriorních pravděpodobností. Bayesovská síť zachovává Markovovu podmínku, tedy pouze uzly spojené obloukem mají vztahovou závislost. Rozdělení pravděpodobností v síti jako celku se vypočítá pomocí vztahu

$$P(U) = P(A_1, A_2, \dots, A_n) = \prod_{i=1}^n P(A_i | pa(A_i)), \quad 4.11$$

kde $P(U)$ vyjadřuje spojení mezi pravděpodobnostmi, $pa(A_i)$ jsou „rodiče“ uzlu A_i a $P(A_i|pa(A_i))$ podmínka pravděpodobnosti A_i podle jeho „rodičů“.

Data potřebná pro nastavení algoritmu jsou rozdělena do dvou částí, jedna pro učení sítě a druhá pro testování. Učící část upravuje kvantitativní část uzlů (pravděpodobnostní tabulky), testovací část ověřuje důvěryhodnost algoritmu.

Topologie Bayesovské sítě:

1. *ESV*: binární proměnná reprezentující extrasystolu. Její hodnota je T při výskytu předčasného vztahu, F v jiném případě.
2. Předčasný stah: binární proměnná indikující výskyt (T) nebo absenci (F) extrasystoly.
3. Komorový stah: binární proměnná spojená s rozšířeným QRS komplexem reprezentovaná hodnotami T při výskytu a F při absenci komplexu.
4. *RR*: reálná proměnná vyjadřující čas mezi dvěma po sobě jdoucími R vrcholy.
5. *LL*: reálná proměnná reprezentující pravděpodobnost výskytu QRS komplexu, využívající se při měření rozšíření komplexu.

K dvěma proměnným *RR* a *LL* představujícím uzly sítě byla přidána třetí reprezentující výskyt nebo absenci P vlny (hodnota T pro výskyt a F pro absenci) jako další ukazatel extrasystolického stahu. Zahrnutím P vlny jako uzlu bylo dosaženo mírného zvýšení přesnosti v detekci komorových extrasystol v signálu. [19]

4.6 Detekce využívající binární kódování

Prvním krokem algoritmu je filtrace originálního signálu EKG následovaná vlnkovým rozkladem signálu, což představuje konvoluci signálu a vlnkové funkce. Vlnkovou transformací jsou získány koeficienty ($d_1 - d_5$) s odpovídajícími frekvenčními pásmy. Pomocí koeficientů odpovídajících frekvencím QRS komplexu je sestavena rovnice pro zvýraznění komplexu. Vrchol R představuje maximum zvýrazněného QRS komplexu. Následuje nalezení Q a S bodů pomocí rovnic

$$QS_{\text{signal}} = d_2 + d_3 + d_4 + d_5 \quad 4.12$$

a

$$f'(x) = \frac{-f(x+2h) + 8f(x+h) - 8f(x-h) + f(x-2h)}{12h}, \quad 4.13$$

kde h je vzorkovací frekvence.

Tvarový faktor (FF) vyjadřuje složitost signálu, zvyšuje se s rostoucí rozdílností signálu. FF lze vypočíst ze vztahů

$$M(x) = \frac{\sigma_{x'}}{\sigma_x} \quad 4.14$$

a

$$FF = \frac{M_{x'}}{M_x}, \quad 4.15$$

kde σ je rozdílnost signálu, M pohyblivost a x' první derivace. FF se využívá k izolování extrasystol, které mívají nekonvenční strukturu a tím zvyšují složitost signálu zvyšováním rozdílnosti reprezentovanou hodnotou FF .

Další počítanou vlastnost signálu představuje tepová frekvence definovaná jako počet úderů za minutu.

Pro detekci je generován kód v závislosti na pravděpodobnostních hodnotách určitých vlastností extrasystol. Kód tvoří pět binárních bitů. Každý bit nebo kombinace dvou bitů reprezentuje některou vlastnost signálu vygenerovanou dříve. Kódování usnadňuje klasifikaci srdečních úderů. Postup přiřazení kódu k vlastnosti signálu je následující: Hodnota FF pro extrasystoly značně převyšuje hodnoty fyziologických stahů. Stejně tak srdeční frekvence předčasných stahů převyšuje fyziologickou. Pokud je tedy hodnota FF a srdeční frekvence vyšší než předdefinované hodnoty, $D4 = 1$, jinak $D4 = 0$. Algoritmus je používán většinou pro detekci více druhů arytmií, a proto zde nejsou popsány ostatní bity jim odpovídající.

Při rozhodování jsou kontrolovány hodnoty jednotlivých bitů. V rámci detekce předčasných stahů se jedná pouze o bit $D4$. Pokud platí $D4 = 1$, je daný srdeční stah označen za komorovou extrasystolu. [20]

5 REALIZACE DETEKTORŮ KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL

V programovém prostředí MATLAB byly zrealizovány tři algoritmy pro detekci předčasných komorových stahů, detektory založené na vytvoření tachogramu z velikostí RR intervalů (`RR_intervaly`), výpočtu šířky QRS komplexů (`tvar_QRS`) využívající funkci `pocet_pruchodu_nulou` pro detekci QRS komplexů a detektor založený na výpočtu energie signálu (`energie_signalu`).

5.1 Metoda tachogramu

Algoritmus představuje rozšíření funkce `pocet_pruchodu_nulou`, neboť pracuje s polohami QRS komplexů získanými právě zmíněnou funkcí, jejíž realizaci popisuje podkapitola 3.3.

Polohy QRS komplexů slouží k výpočtu velikostí RR intervalů, z nichž jsou, v případě výskytu více než 15 komplexů, plovoucím oknem o velikosti 10 RR intervalů, a v případě kratšího signálu, pevným oknem zahrnujícím všechny RR intervaly vypočteny průměrné hodnoty velikosti RR intervalů a jejich odchylky. Velikost plovoucího okna a jeho použití v případě signálu obsahujícího 15 QRS komplexů a více byla nastavena podle úspěšnosti testovacích výsledků. Takto jsme získaly proměnné `prumer_RR`, `odchylka` (odchylka pro signály s více než 15 QRS komplexy počítaná pomocí plovoucího okna) a `deviation` (odchylka pro kratší signály počítaná bez plovoucího okna).

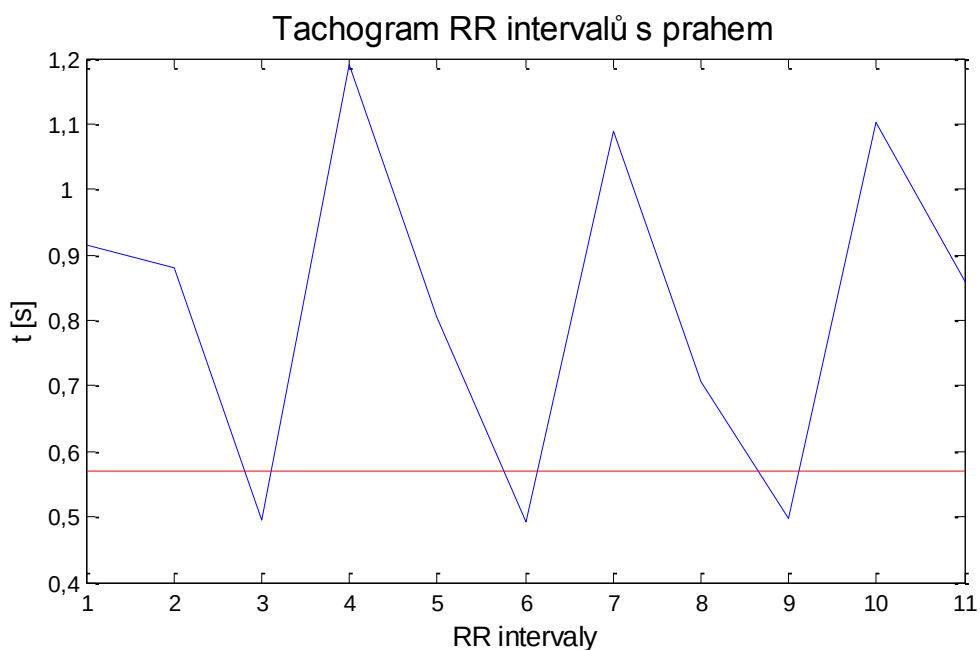
Následující postup zahrnuje již samotnou detekci komorových extrasystol. V podkapitole 4.1, kde je metoda teoreticky popsána, se lze dočíst, že detekce probíhá porovnáváním s prahem odpovídajícím 0,94 násobku průměru z 8 posledních velikostí RR intervalu. V tomto případě se jako přesnější ukázalo porovnávání s již vypočtenými průměrnými hodnotami a zahrnutí odchylek velikostí RR intervalů.

Při zpracování dlouhého signálu hraje roli velikost odchylky. Pokud je velikost odchylky v rozmezí 20 - 40 ms, prahová hodnota odpovídá rozdílu proměnných `prumer_RR` a `odchylka`. Hodnota odchylky vyšší než 40 ms určí prahovou hodnotu rovnou pouze průměru velikostí RR intervalů. Velikost odchylky menší než 20 ms reprezentuje signál bez výskytu předčasných komorových stahů.

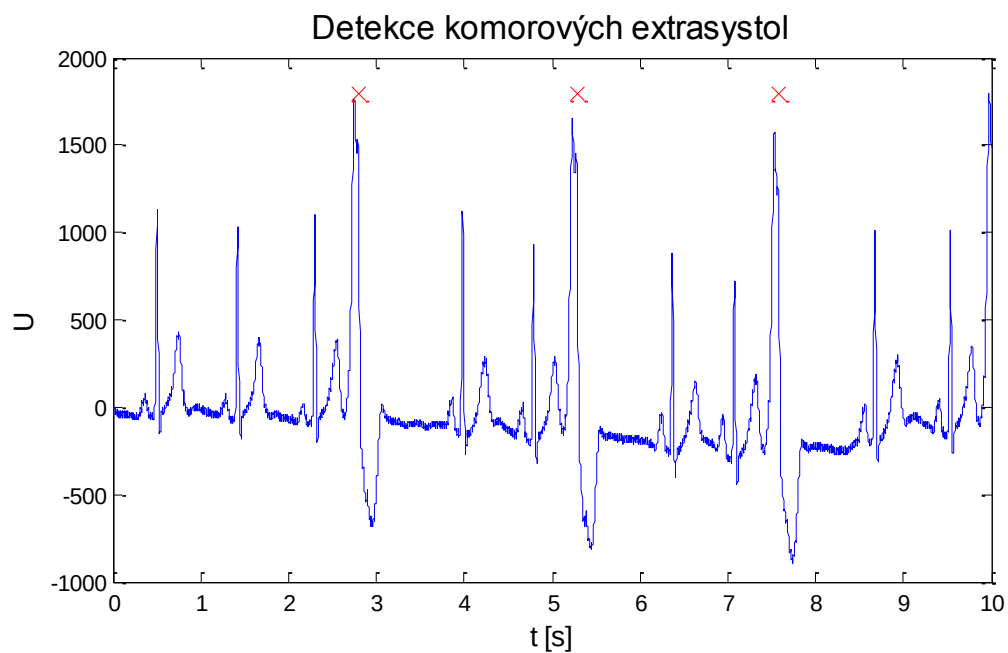
Zpracování krátkých signálů s 15 QRS komplexy a méně je, co se týče hodnot

odchylek, rozdílné oproti delším, protože hodnota odchylky se zde projevuje podstatně více. Hodnota odchylky menší než 170 ms není do porovnávání s prahem zahrnuta, v opačném případě je práh roven rozdílu proměnných `prumer_RR` a `deviation`.

Tachogram vytvořený z velikostí RR intervalu a práh jsou na Obr. 5. 1. Viditelným podprahovým hodnotám odpovídají detekované komorové extrasystoly znázorněné na Obr. 5. 2.

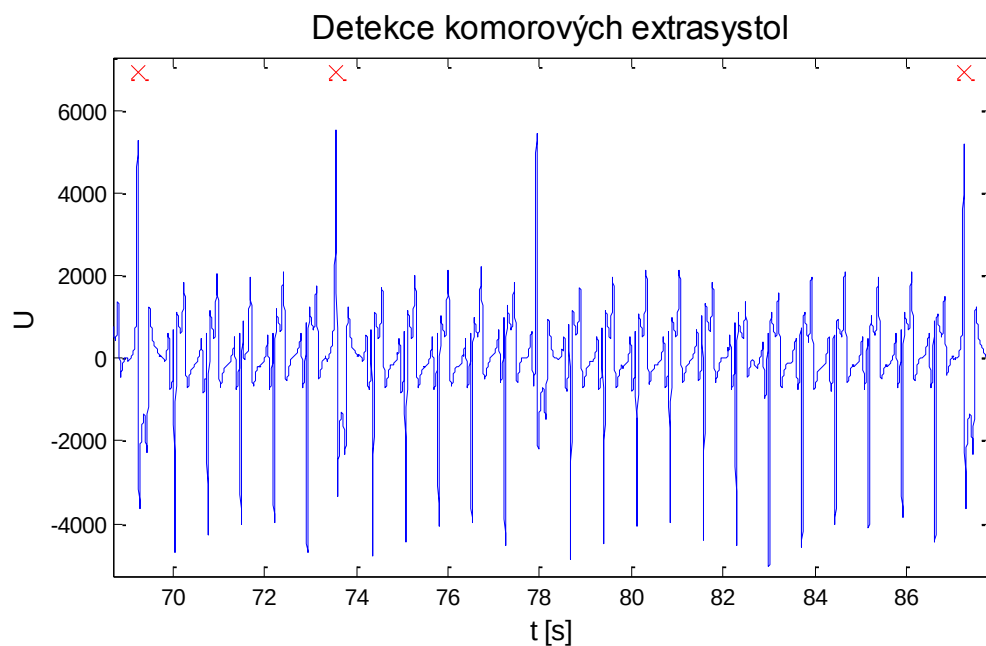


Obr. 5. 1 Tachogram RR intervalů 2. svodu signálu MO1_034_12.mat

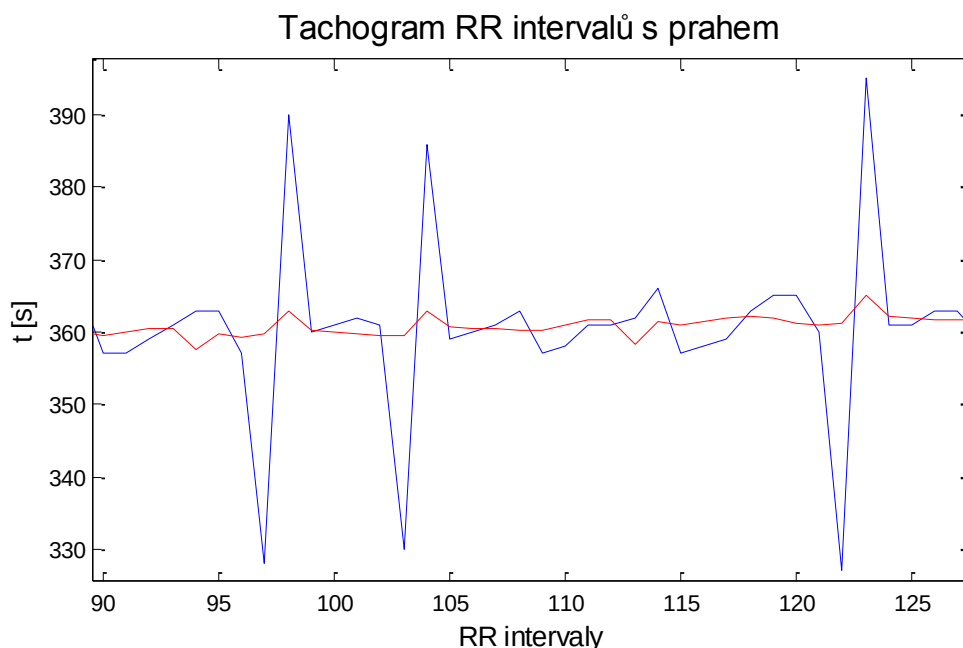


Obr. 5. 2 Detekce komorových extrasystol metodou tachogramu 2. svodu signálu
MO1_034_12.mat

Na Obr. 5. 3 lze vidět ukázkou neúspěšné detekce, kdy i přesto, že se jedná o komorovou extrasystolu, algoritmus komplex nedetekoval. Chybu způsobila velikost RR intervalu mezi extrasystolou a předchozí R vlnou, která se blíží fyziologickým hodnotám, jak lze vidět na Obr. 5. 4.



Obr. 5. 3 Ukázka neúspěšné detekce na signálu ecg_pig_data1.mat



Obr. 5. 4 Tachogram RR intervalu s prahem signálu `ecg_pig_data1.mat`

5.2 Šířka QRS komplexu

Funkce `tvar_QRS` také využívá poloh R vln získaných pomocí funkce `pocet_pruchodu_nulou`, jako bodu, od nichž vyhledává začátky a konce QRS komplexů pro jejich rozměření.

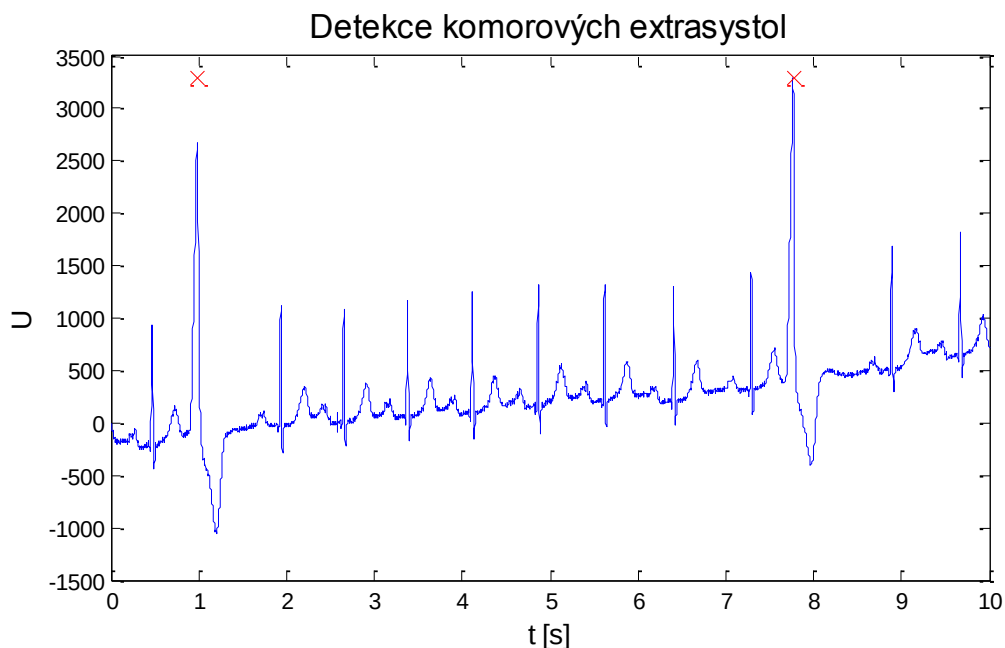
Vyfiltrovaný signál projde derivací, která je realizována jako prostá difference dvou sousedních vzorků signálu. Tento derivovaný signál poslouží pro stanovení derivátů QRS komplexů, jak je popsáno v podkapitole 4.1. Následně jsou hledány negativní, levý a pravý pozitivní vrchol derivátu komplexů. Negativní vrchol nalezneme jako minimum v intervalu (`poloha_R:poloha_R+35`), poloha levého pozitivního vrcholu je nalezena pomocí příkazu `findpeaks` v intervalu (`poloha_NV-20:poloha_NV`) a poloha pravého pozitivního vrcholu pomocí stejného příkazu v intervalu (`poloha_NV:poloha_NV+30`). Intervaly byly určeny na základě nejčastějšího výskytu hledaných vrcholů.

Následně hledáme maximum z pozitivních vrcholů a absolutní hodnoty negativního vrcholu, podle jehož 10% hodnoty a Tabulka 4. 1 třídíme deriváty komplexů do čtyř skupin. Dle postupů pro jednotlivé typy QRS komplexů popsaných v podkapitole 4.1 nalezneme začátky a konce derivátů, které jsou ukládány do proměnných `start_QRS` a `konec_QRS`.

Rozdílem vektorů `konec_QRS` a `start_QRS` získáme vektor šířek QRS komplexů `wide`, z něhož je spočtena průměrná hodnota a odchylka.

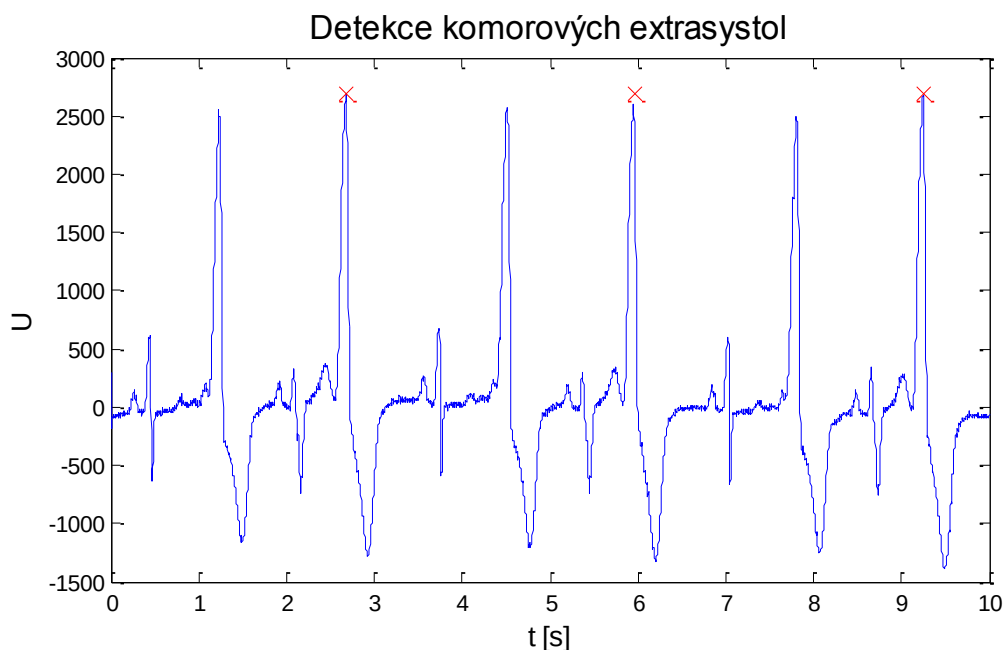
Samotná detekční část je v podkapitole 4.1 popsána jako porovnávání šířek komplexů s 1,32 násobkem průměrné šířky spočtené z 8 fyziologických QRS komplexů. Testováním metody na použitých signálech se ukázalo přesnější zvolit prahové kritérium jako průměrnou hodnotu vektoru `wide` a dle velikosti odchylky k ní přičíst samotnou hodnotu odchylky (odchylka > 2 ms) nebo trojnásobek její hodnoty (odchylka < 2 ms). V případě šířky komplexu vyšší než prahové kritérium uloží detektor komplex do vektoru `pvc`.

Na Obr. 5. 5 lze vidět příklad detekce algoritmem `tvar_QRS`. Obr. 5. 6 je příkladem neúspěšné detekce. Při porovnání detekované a nedetekované extrasystoly si lze všimnout, že vrchol před R vlnou detekované extrasystoly, který má být u daného typu derivátu detekován jako levý pozitivní vrchol, je znatelně vyšší ve srovnání s vrcholem před nedetekovanou. Malý vrchol před R vlnou vede v tomto případě k chybné detekci levého pozitivního vrcholu a následně začátku QRS komplexu, což má na svědomí nesprávnou hodnotu jeho šířky.



Obr. 5. 5 Detekce komorových extrasystol metodou šířky QRS komplexu 2. svodu signálu

MO1_061_12.mat



Obr. 5.6 Ukázka neúspěšné detekce na 2. svodu signálu MO1_117_12.mat

5.3 Energie signálu

Metoda využívá předchozí detekce QRS komplexu pouze z důvodu výpočtu specifity při hodnocení úspěšnosti detektoru, pro výpočet plochy pod křivkou není znalost jejich pozic nezbytná.

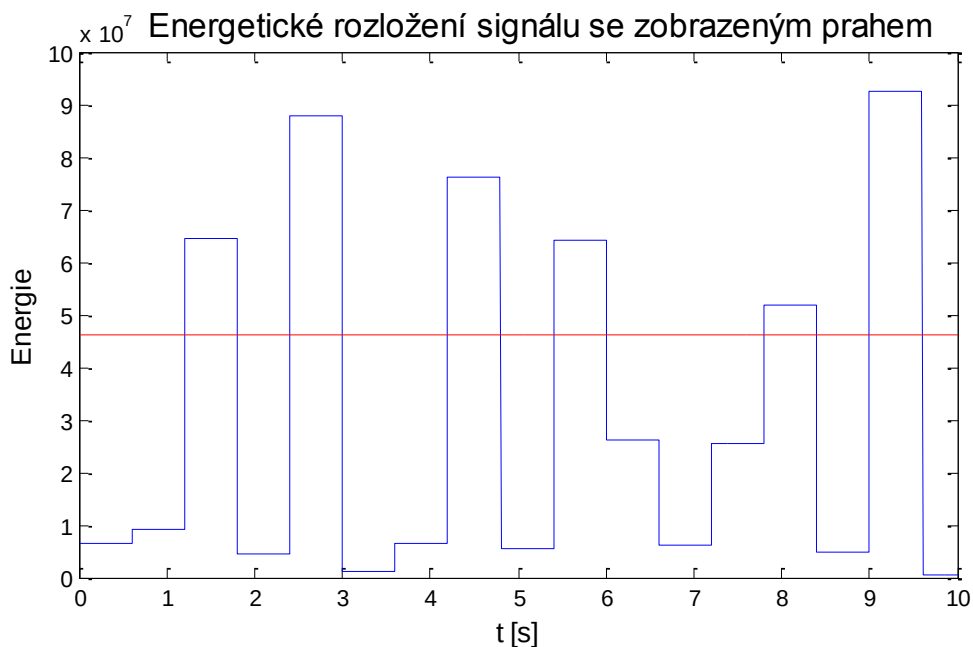
Dolní propustí s mezní frekvencí 2 Hz zbavíme signál kolísání nulové izoliny. V případě, délka signálu není dělitelná 300, je signál prodloužen vektorem nul tak, aby tuto podmínku splňoval.

Signálem prochází plovoucí okno o délce 300 vzorků (při vzorkovací frekvenci 500 Hz je délka intervalu rovna 600 ms, nastaveno podle 4.3). Okno se neposouvá o vzorek, ale vždy o celý interval, proto musí být délka signálu dělitelná 300. V každém úseku je podle vztahu 4.3 spočtena plocha pod křivkou, realizováno příkazem `trapz`.

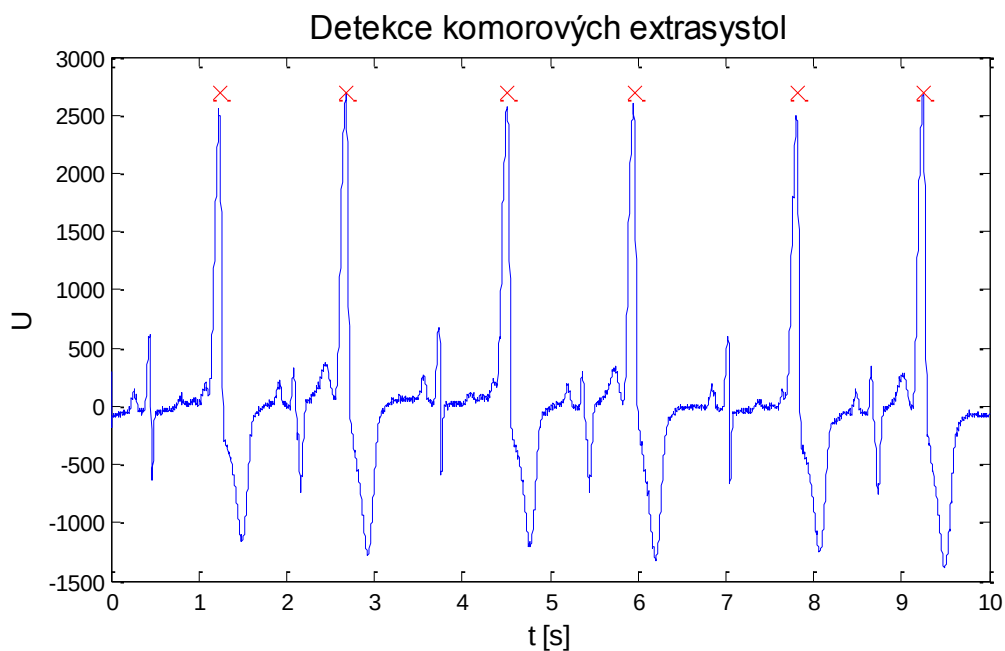
Prahovou hodnotou bylo dle výsledků testování zvoleno 50% maximální hodnoty energie pro případ, že směrodatná odchylka vypočtená z hodnot energií převyšuje 15% maximální hodnoty, v opačném případě se prahová hodnota rovná součtu 50% maxima energií a směrodatné odchylky. Pokud průměrná hodnota energií signálu převyšuje 50% maximální hodnoty, není automaticky detekována žádná extrasystola.

V intervalech, které byly detektorem označeny za místa výskytu extrasystol, jsou pozice předčasných stahů zpřesněny výběrem maxima. Pro zamezení vícenásobné

detekce prochází výsledný vektor cyklem, jenž vymaže detekce, které se nachází předchozí blíže než 300 ms. Na Obr. 5. 7 lze vidět energetické rozložení signálu spolu se zobrazeným prahem a na Obr. 5. 8 odpovídající detekci komorových extrasystol.



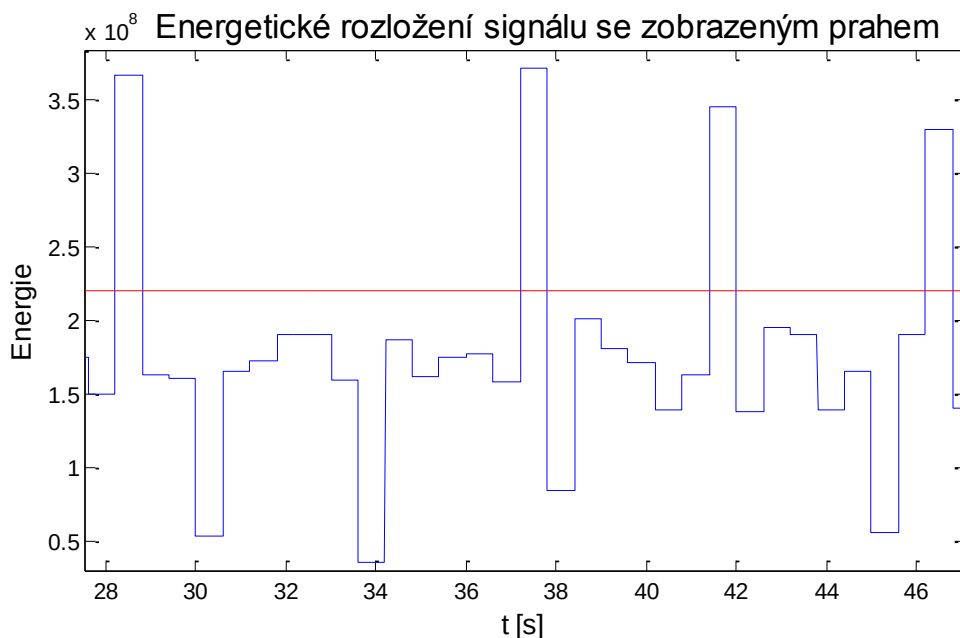
Obr. 5. 7 Rozložení energie v 300 vzorkových intervalech 2. svodu signálu MO1_117_12.mat



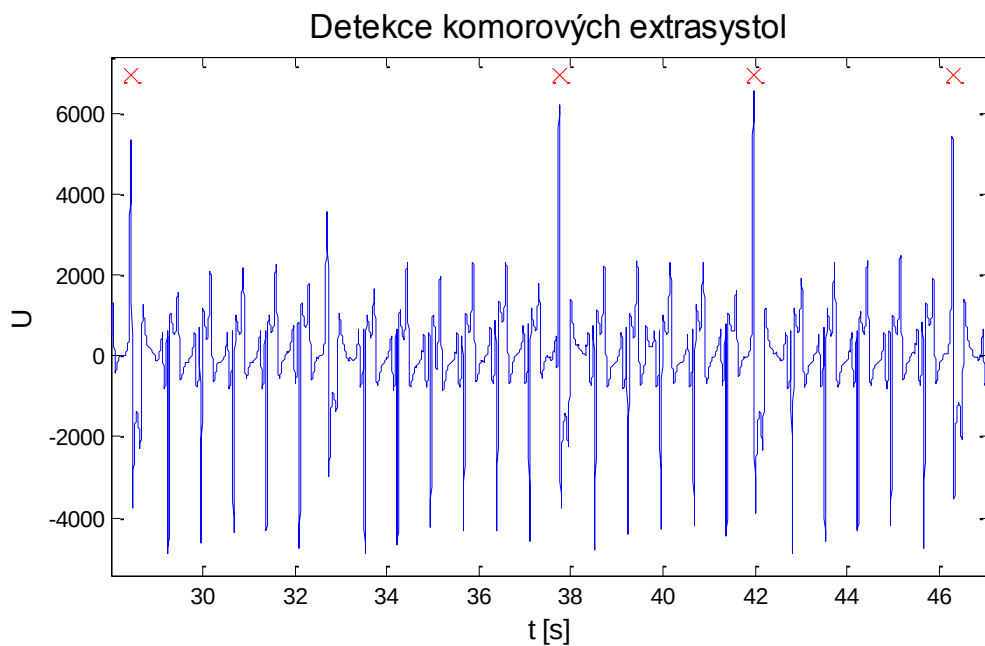
Obr. 5. 8 Detekce komorových extrasystol metodou výpočtu energie 2. svodu signálu MO1_117_12.mat

Obr. 5. 10 prezentuje ukázkou neúspěšné detekce metodou výpočtu energie signálu.

Srovnáním detekovaných s nedetekovanou extrasystolou vidíme zřejmý rozdíl v jejich velikosti, tedy nedetekovaný předčasný stah nepředstavuje dostatečně výraznou energetickou hodnotu, aby byl překročen práh, o čemž se můžeme přesvědčit na Obr. 5. 9.



Obr. 5. 9 Ukázka energetického rozložení s prahem části signálu `ecg_pig_data1.mat` při neúspěšné detekci

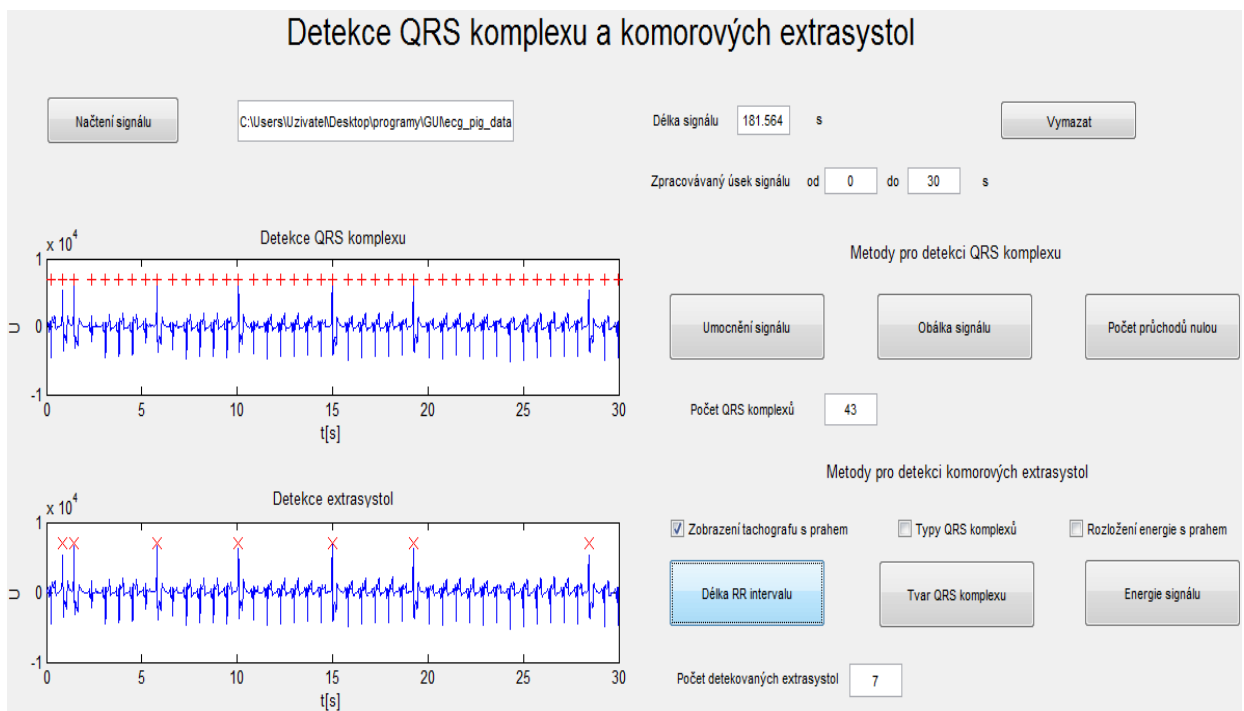


Obr. 5. 10 Ukázka neúspěšné detekce na části signálu `ecg_pig_data1.mat`

5.4 Uživatelské prostředí pro obsluhu detektorů

Pro obsluhu všech detektorů QRS komplexu i komorových extrasystol bylo vytvořeno uživatelské rozhraní (GUI) usnadňující spouštění detektorů.

Uživatelské prostředí umožňuje načtení jakéhokoliv z testovacích signálů, přičemž jsou automaticky zobrazeny cesta k signálu a jeho délka v sekundách. Následně uživatel zadá začátek a konec zpracovávaného úseku signálu, nebo může nechat přednastavenou celou délku. Detekci QRS komplexu lze provést jakoukoliv ze zpracovaných metod, stejně jako detekci komorových extrasystol, u nichž je možnost zvolit podrobnější zobrazení detekce v novém okně. Po spuštění detekce se zobrazí ve dvou grafech signály s detekovanými QRS komplexy a extrasystolami. Samozřejmostí je možnost detekovat pouze QRS komplexy nebo pouze extrasystoly, záleží na uživateli. Počty detekovaných komplexů a předčasných komorových stahů se zobrazují v odpovídajících polích. Uživatelské prostředí pro obsluhu detektorů lze vidět na Obr. 5. 11.



Obr. 5. 11 Uživatelské prostředí detektorů

5.5 Hodnocení výsledků detektorů

Detektory byly nejprve testovány na 2. svodech šesti signálů z databáze CSE, z nichž jeden obsahuje pouze fyziologické stahy (CSE_016.mat). Následně probíhalo testování na pěti dlouhých signálech prasečích srdcí, které byly podrobně zanalyzovány z důvodu získání přesných počtů komorových extrasystol a fyziologických QRS komplexů (QRS_f) potřebných pro hodnocení výsledků. Dva ze zmíněných signálů prasečích srdcí obsahují pouze fyziologické stahy (ecg_pig_data2.mat, ecg_pig_data5.mat).

K hodnocení úspěšnosti detektorů slouží hodnoty senzitivity vypočtené podle vztahu

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad 5.1$$

kde *TP* je hodnota správně detekovaných extrasystol a *FN* hodnota nedetekovaných, a specificity, jejíž hodnoty jsou získány pomocí vzorce

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP}, \quad 5.2$$

kde hodnota *TN* odpovídá počtu správně detekovaných fyziologických stahů a hodnota *FP* počtu nesprávně detekovaných extrasystol.

Výsledky jednotlivých detektorů výsledky lze vidět v Tabulka 5. 1.

Tabulka 5. 1: Výsledky detekce jednotlivých algoritmů (pro signály bez extrasystol nebyla počítána senzitivita)

	TP	FP	FN	TN	Se [%]	Sp [%]
CSE_117.mat		Počet extrasystol = 6			Počet QRS_f = 6	
RR_intervaly	6	0	0	6	100	100
tvar_QRS	3	0	3	6	50	100
energie_signalu	6	0	0	6	100	100
CSE_112.mat		Počet extrasystol = 2			Počet QRS_f = 11	
RR_intervaly	2	0	0	11	100	100
tvar_QRS	2	0	0	11	100	100
energie_signalu	2	0	0	11	100	100
CSE_061.mat		Počet extrasystol = 2			Počet QRS_f = 11	
RR_intervaly	2	0	0	11	100	100
tvar_QRS	2	0	0	11	100	100
energie_signalu	2	0	0	11	100	100

	TP	FP	FN	TN	Se [%]	Sp [%]
CSE_034.mat		Počet extrasystol = 3			Počet QRS_f = 9	
RR_intervaly	3	0	0	9	100	100
tvar_QRS	2	1	1	8	66,7	88,9
energie_signalu	3	0	0	9	100	100
CSE_016.mat		Počet extrasystol = 0			Počet QRS_f = 16	
RR_intervaly	0	0	0	16	-	100
tvar_QRS	0	0	0	16	-	100
energie_signalu	0	0	0	16	-	100
CSE_006.mat		Počet extrasystol = 4			Počet QRS_f = 12	
RR_intervaly	4	0	0	12	100	100
tvar_QRS	0	0	4	12	0	100
energie_signalu	2	1	2	11	50	91,7
ecg_pig_data1.mat		Počet extrasystol = 22			Počet QRS_f = 230	
RR_intervaly	21	0	1	230	95,5	100
tvar_QRS	20	1	2	229	90,9	99,6
energie_signalu	20	0	2	230	90,9	100
ecg_pig_data2.mat		Počet extrasystol = 0			Počet QRS_f = 98	
RR_intervaly	0	0	0	98	-	100
tvar_QRS	0	0	0	98	-	100
energie_signalu	0	0	0	98	-	100
ecg_pig_data3.mat		Počet extrasystol = 2			Počet QRS_f = 253	
RR_intervaly	1	1	1	252	50	99,6
tvar_QRS	2	0	0	253	100	100
energie_signalu	2	0	0	253	100	100
ecg_pig_data4.mat		Počet extrasystol = 1			Počet QRS_f = 256	
RR_intervaly	1	3	0	253	100	98,8
tvar_QRS	1	0	0	256	100	100
energie_signalu	1	0	0	256	100	100
ecg_pig_data5.mat		Počet extrasystol = 0			Počet QRS_f = 265	
RR_intervaly	0	0	0	265	-	100
tvar_QRS	0	0	0	265	-	100
energie_signalu	0	0	0	265	-	100
Celkové hodnoty						
		Počet extrasystol = 42			Počet QRS_f = 1166	
RR_intervaly	40	4	2	1163	95,2	99,7
tvar_QRS	32	2	10	1164	76,2	99,8
energie_signalu	38	1	4	1165	90,5	99,9

Nejvyšší celkové hodnoty senzitivity, 95,2%, dosáhl detektor založený na počítání velikostí RR intervalů. Jeho nejvyšší účinnost potvrzují, až na výjimku (ecg_pig_data3.mat), i hodnoty senzitivity na jednotlivých signálech. S velmi dobrou

hodnotou senzitivity pracuje také detektor počítající energii signálu. Výsledky dosažené na jednotlivých signálech jsou téměř srovnatelné s výsledky předchozího detektoru. Nejnižší hodnota senzitivity připadá metodě detekce založené na porovnávání šířek QRS komplexů, čemuž odpovídá i například úplné selhání metody na signálu `CSE_006.mat`. Hodnoty specificity jsou celkově i pro jednotlivé signály vysoké pro všechny metody. Nejvyšší specificity, a to 99,9%, dosahuje metoda založená na počítání energie signálu, metody založené na porovnávání délek RR intervalů a šířek QRS komplexů dosáhly hodnot 99,7% a 99,8%.

6 PRAHOVÁNÍ ULTRAZVUKOVÝCH SEKVENCÍ

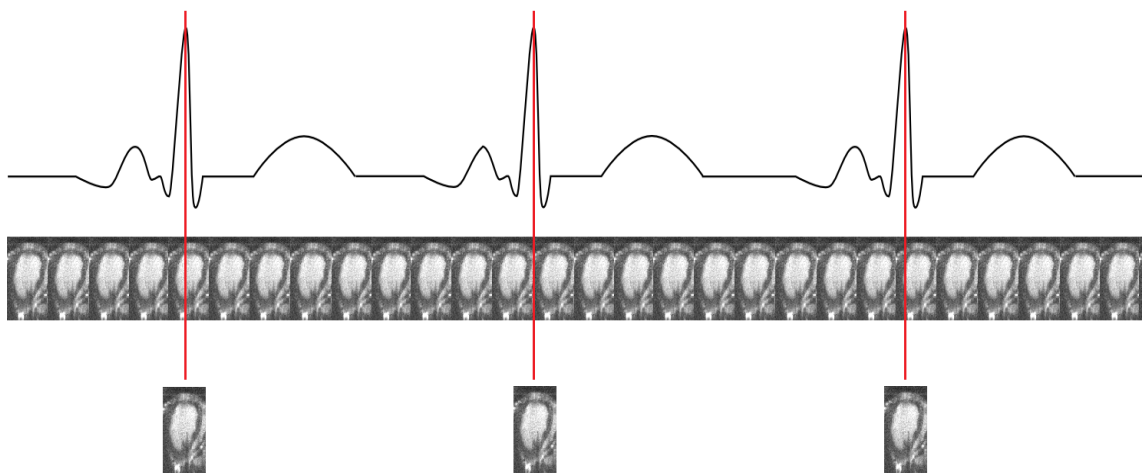
Navržené algoritmy pro detekci QRS komplexu a komorových extrasystol, konkrétně funkce `pocet_pruchodu_nulou` a `energie_signalu`, byly použity pro automatické prahování dynamických ultrazvukových sekvencí myokardu prasat.

Tyto sekvence byly snímány pro účely perfúzní analýzy prasečího myokardu. Pro toto snímání byl použit ultrazvukový systém GE Vivid 7 se sektorovou sondou. Dynamická kontrastní sekvence byla snímána po podání kontrastní látky SonovoueTM s obrazovou frekvencí 30 FPS. Vyšetření bylo prováděno na otevřeném hrudníku přiložením ultrazvukové sondy přímo na obnažené srdce, díky tomu docházelo ke vzniku komorových extrasystol. Pro další zpracování bylo nutné vybrat pouze snímky, které odpovídají konkrétní fázi srdečního cyklu, zde R vlně. K tomuto účelu je paralelně snímán signál EKG pomocí tří svodů. Pro další zpracování jsou použita data ve formátu HDF5, který umožňuje export jak obrazových, tak i EKG dat. [21] Jedná se o univerzální datový model, který reprezentuje velmi komplexní datové objekty a umožňuje práci s širokou škálou metadat. [22] Práci s těmito daty umožňuje v programovém prostředí MATLAB příkaz `hdf5read`.

Pro výběr obrazů, které odpovídají R vlnám, je potřeba správné detekce QRS komplexu a extrasystol v časové oblasti. Takto detekované časové pozice QRS komplexů jsou použity pro výběr snímku z obrazové sekvence (viz Obr. 6. 1). Funkcí `pocet_pruchodu_nulou` získáme pozice R vln a funkcí `energie_signalu` pozice komorových extrasystol v EKG signálu. Následně vytvoříme vektor jedniček a nul, kde jedničky reprezentují pozice R vln, a to pouze těch, které odpovídají fyziologickým stahům. Tedy v případě shody pozic R vlny a komorové extrasystoly se pozice R vlny taktéž nuluje. Vynulování pozic extrasystol je nutné, protože extrasystoly znehodnocují ultrazvukový záznam. Ostatní pozice signálu jsou vynulovány.

Znalost vzorkovací frekvence EKG signálu a frekvence snímkování ultrazvukové sekvence využijeme k přepočítání poloh jedniček ve vektoru na časové značky, díky kterým získáme ultrazvukové snímky odpovídající QRS komplexu. Tímto dojde k podvzorkování obrazové frekvence ultrazvukových dat na hodnotu odpovídající tepové frekvenci. Popsaný postup je znázorněn na Obr. 6. 1. Data přidaná k práci, sloužící k ověření funkčnosti skriptu, obsahují z důvodu velikosti pouze ukázkový HDF5 soubor, protože velikost těchto souborů bývá běžně v řádech stovek MB. Celé

sekvence jsou k dispozici u vedoucího práce.



Obr. 6. 1 Ukázka využití detekce R vlny EKG signálu k prahování ultrazvukových sekvencí

ZÁVĚR

Cílem práce byl teoretický rozbor problematiky komorových extrasystol spolu vytvořením literární rešerše metod jejich detekce a jim předcházející detekce QRS komplexu. Následně na základě popsanych metod byly realizovány tři algoritmy pro detekci QRS komplexu a další tři algoritmy pro detekci předčasných komorových stahů, jejichž úspěšnost byla testována na šesti signálech z databáze CSE a pěti signálech z prasečích srdcí.

Implementované algoritmy pro detekci QRS komplexu reprezentují metody umocnění signálu, obálky signálu a počtu průchodů nulou, jejichž funkčnost lze vidět na obrázcích Obr. 3. 2, Obr. 3. 4 a Obr. 3. 7. Metodu počítání průchodů nulou využívají dva ze tří realizovaných detektorů komorových extrasystol (funkce `RR_intervaly` a `tvar_QRS`).

Metody pro detekci předčasných komorových stahů realizované v programovém prostředí MATLAB jsou metody založené na délce RR intervalu, šířce QRS komplexu a výpočtu energii signálu. Na základě výsledků testování (Tabulka 5. 1) lze konstatovat, že metoda s nejvyšší celkovou senzitivitou i senzitivitou pro jednotlivé signály je metoda založená na počítání délek RR intervalů. Naopak s nejnižší senzitivitou pracuje metoda založená na porovnávání šířek QRS komplexu. Celkové hodnoty specifict jsou u všech metod velmi vysoké, liší se pouze o desetinu procenta.

Pro ovládání navržených funkcí bylo v GUI vytvořeno uživatelské prostředí, kde si lze nastavit délku vybraného zpracovávaného úseku signálu a vybrat metodu detekce QRS komplexu a komorových extrasystol. Výsledná detekce je zobrazena ve dvou grafech a počty detektovaných QRS komplexů a extrasystol v příslušných oknech.

Metody `pocet_pruchodu_nulou` a `energie_signalu` byly použity k vytvoření skriptu pro automatické prahování dynamických ultrazvukových sekvencí. Díky polohám R vln v EKG signálu odpovídajících pouze fyziologickým QRS komplexům jsou získány časové značky určující výskyt daných R vln na ultrazvukovém záznamu.

LITERATURA

- [1] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 348 s. ISBN 8024709104.
- [2] HAMPTON, John R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 9788024714486.
- [3] BĚLOHLÁVEK, Jan. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. Praha: Grada, 2012, 414 s. ISBN 9788073452872.
- [4] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 192 s. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [5] ČERNÝ, Hugo. *Veterinární anatomie pro studium a praxi*. 1. vyd. Brno: Noviko, 2002, 528 s. ISBN 80-865-4201-7.
- [6] CIBULKA, Jiří, Alena FUČÍKOVÁ, Helena HÄRTLOVÁ, František JÍLEK, Vilma LÁNSKÁ a Markéta SEDMÍKOVÁ. *Základy fyziologie hospodářských zvířat*. 1. vyd. V Praze: Česká zemědělská univerzita v Praze, 2004. ISBN 978-802-1312-470.
- [7] NEČAS, Emanuel. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2009, 379 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-802-4617-107.
- [8] HAMAN, Petr. *EKG - popis EKG křivky, výuka EKG, ukázky křivek, umístění elektrod, srdeční rytmus, akce, frekvence, elektrická osa, kmity, vlny, arytmie na EKG, svody I, II, III, avL, avR, avF, V1, V2, V3, V4, V5, V6* [online]. Plzeň [cit. 2013-12-28]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [9] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno, Elektronická skriptá FEKT VUT v Brně, 2011.
- [10] ELGENDI, Mohamed, Sivaram MAHALINGAM, Mirjam JONKMAN a Friso De BOER. *A Robust QRS Complex Detection Algorithm Using Dynamic Thresholds*. International Symposium on Computer Science and its Applications [online]. IEEE, 2008, s. 153-158 [cit. 2013-12-28]. DOI: 10.1109/CSA.2008.16. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4654078>
- [11] KOHLER, B. - U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. *The principles of software QRS detection*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine [online]. vol. 21, issue 1, s. 42-57 [cit. 2013-12-28]. DOI: 10.1109/51.993193. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=993193>
- [12] KOHLER, B. U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. *QRS detection using zero crossing counts*. Progress in Biomedical Research, Vol. 8, No. 3, pp. 138-145, 2003.

- [13] ZIDELMAL, Zahia, Ahmed AMIROU, Mourad ADNANE a Adel BELOUCHRANI. *QRS detection based on wavelet coefficients*. Computer Methods and Programs in Biomedicine [online]. 2012, vol. 107, issue 3, s. 490-496 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2011.12.004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016926071100321X>
- [14] ADNANE, Mourad a Adel BELOUCHRANI. *Premature ventricular contraction arrhythmia detection using wavelet coefficients*. 2013 8th International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications (WoSSPA) [online]. IEEE, 2013, s. 170-173 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1109/WoSSPA.2013.6602356. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6602356>
- [15] TSIPOURAS, Markos G. a Dimitrios I. FOTIADIS. *Automatic arrhythmia detection based on time and time-frequency analysis of heart rate variability*. Computer Methods and Programs in Biomedicine [online]. 2004, vol. 74, issue 2, s. 95-108 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1016/S0169-2607(03)00079-8. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260703000798>
- [16] ITTATIRUT, Supat, Apiwat LEK-UTHAI a Arporn TEERAMONGKONRASMEE. *Detection of Premature Ventricular Contraction for real-time applications*. 2013 10th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology [online]. IEEE, 2013, s. 1-5 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1109/ECTICon.2013.6559531. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6559531>
- [17] PACHAURI, Awadhesh a Manabendra BHUYAN. *Wavelet and energy based approach for PVC detection*. 2009 International Conference on Emerging Trends in Electronic and Photonic Devices [online]. IEEE, 2009, s. 258-261 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1109/ELECTRO.2009.5441123. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5441123>
- [18] NAHAR, Shamsun a Md. ShahNoor BIN MUNIR. *Automatic detection of premature ventricular contraction beat using morphological transformation and cross-correlation*. 2009 3rd International Conference on Signal Processing and Communication Systems [online]. IEEE, 2009, s. 1-4 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1109/ICSPCS.2009.5306426. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5306426>
- [19] DE OLIVEIRA, L S C, Rodrigo V ANDREÃO a M SARCINELLI-FILHO. *Detection of Premature Ventricular Beats in ECG records using Bayesian networks involving the P-Wave and fusion of results*. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology [online]. IEEE, 2010, s. 1131-1134 [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627116. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5627116>

- [20] PAL, S. a M. MITRA. *Detection of cardiac arrhythmic beats by logical classifier using binary coding*. IET Science, Measurement [online]. 2012, vol. 6, issue 6, s. 449- [cit. 2014-05-24]. DOI: 10.1049/iet-smt.2011.0170. Dostupné z: <http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/iet-smt.2011.0170>
- [21] MEZL, Martin, Radovan JIRIK, Knut MATRE, GEIR OLAV DAHLE, Ketil GRONG, Pirjo-Riitta SALMINEN, Mai Tone LONNEBAKKEN a Torfinn TAXT. *Quantitative myocardial perfusion analysis with contrast-enhanced ultrasound bolus tracking - preliminary animal results*. 2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) [online]. IEEE, 2013, s. 541-544 [cit. 2014-05-26]. DOI: 10.1109/ULTSYM.2013.0140. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6724910>
- [22] HDF Group - HDF5. *HDF Group - HDF5* [online]. 12. 5. 2014 [cit. 2014-05-24]. Dostupné z: <http://www.hdfgroup.org/HDF5/whatishdf5.html>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Seznam souborů na CD a jejich funkce

1) Testovací signály

- 2. svody signálů z databáze CSE - CSE_006.mat, CSE_016.mat, CSE_034.mat, CSE_061.mat, CSE_112.mat, CSE_117.mat
- signály z prasečích srdcí - ecg_pig_data1.mat, ecg_pig_data2.mat, ecg_pig_data3.mat, ecg_pig_data4.mat, ecg_pig_data5.mat

2) Funkce

- umocneni - detekce QRS komplexu metodou umocnění signálu
- obalka - detekce QRS komplexu metodou obálky signálu
- pocet_pruchodu_nulou - detekce QRS komplexu metodou počítání průchodů nulou
- RR_intervaly - detekce komorových extrasystol metodou porovnávání délek RR intervalů
- tvar_QRS - detekce komorových extrasystol metodou porovnávání šířek QRS komplexů
- energie_signalu - detekce komorových extrasystol metodou výpočtu energie signálu

3) GUI

Složka GUI obsahuje tytéž signály a funkce vypsané výše. Funkce jsou upraveny pro činnost v uživatelském prostředí detektorů. Navíc obsahuje funkce:

- detektor - spouštěcí funkce uživatelského prostředí
- pomocna_funkce_RR - funkce sloužící k vykreslení podrobnějšího průběhu detekce metodou porovnávání délek RR intervalů
- pomocna_funkce_tvar_QRS - funkce sloužící k vykreslení podrobnějšího průběhu detekce metodou porovnávání šířek QRS komplexů

4) Prahování dynamických ultrazvukových sekvencí

- pocet_pruchodu_nulou - detekce QRS komplexu
- energie_signalu - detekce komorových extrasystol
- data_h5_load - skript pro načtení a práci se zpracovávanými daty
- name_file - pomocná funkce
- original_data_h5 - ukázkový soubor ve formátu HDF5