

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE QRS KOMPLEXU Z KLIDOVÉHO A ZÁTĚŽOVÉHO EKG

DETECTION OF QRS COMPLEX IN RESTING ECG AND EXERCISE ECG

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Pavel Ondráček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jakub Kašpar

BRNO 2019



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Pavel Ondráček

ID: 191744

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Detekce QRS komplexu z klidového a zátěžového EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS. Vypracujte literární rešerši v této oblasti. 2) Zvolte jednu vhodnou metodu detekce komplexů QRS pro klidová i zátěžová data a realizujte ji v prostředí Matlab. Metodu dále otestujte na databázi CSE a dosažené výsledky diskutujte. 3) Pomocí Holteru vytvořte vlastní databázi EKG záznamů a to jak v klidovém, tak zátěžovém stavu. 4) Otestujte vytvořený detektor na této databázi. Detektor případně upravte vhodným způsobem, pro dosažení co nejlepších výsledků. 5) Dosažené výsledky diskutujte a porovnejte je s jinými autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOHLER, B.U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002.

[2] HILL, T.; LEWICKI, P. Statistics: Methods and applications. StatSoft, Inc., November 2005. 800 pp. ISBN 1884233597.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Jakub Kašpar

Konzultant:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá způsoby detekce QRS komplexu v EKG signálu. Je zde zobrazena elektrická aktivita srdce a samotný signál EKG. Jsou zde vylíčeny některé metody způsobu detekce a podrobněji je popsána realizace v matlabu dvou z nich. Nechybí zde ani hodnocení úspěšnosti obou realizovaných detektorů.

Klíčová slova

EKG signál, zpracování signálu, detekce QRS komplexu, umocněný signál, obálka signálu, zátěžové EKG

Abstract

This thesis deals with methods for detection of QRS complex in ECG signal. There is described electrical activity of cardiac muscle and the ECG signal itself. There are also described some of the methods for detection of QRS complex and detailed procedure of realization of the two methods in matlab. Also, the efficiency of each method is discussed and compared at the end of the thesis.

Keywords

ECG signal, signal processing, detection of QRS complex, enhanced signal, envelope signal, exercise ECG

ONDRÁČEK, Pavel. *Detekce QRS komplexu z klidového a zátěžového EKG*. Brno, 2019. 54 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Jakub Kašpar.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma „Detekce QRS komplexu z klidového a zátěžového EKG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 20. května 2019

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Jakobovi Kašparovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Poděkování patří také mým kamarádům, na kterých jsem mohl naměřit data a vytvořit tak databázi EKG signálů.

V Brně dne 20. května 2019

.....
podpis autora

Obsah

1	ÚVOD	10
2	SRDCE	11
2.1	FYZIOLOGIE SRDCE.....	11
2.2	PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ.....	12
2.3	ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	13
2.4	KŘIVKA EKG.....	15
2.4.1	<i>Vlna P</i>	15
2.4.2	<i>P-Q segment</i>	15
2.4.3	<i>QRS komplex</i>	15
2.4.4	<i>S-T segment</i>	15
2.4.5	<i>T vlna</i>	15
2.4.6	<i>RR interval</i>	16
3	PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	17
3.1	RUŠENÍ SIGNÁLU	17
3.1.1	<i>Síťové rušení</i>	17
3.1.2	<i>Kolísání nulové linie</i>	17
3.1.3	<i>Rušení myopotenciály</i>	17
3.2	FILTRACE SIGNÁLU.....	17
4	DETEKCE QRS KOMPLEXU	18
4.1	DETEKCE ZALOŽENÁ NA UMOCNĚNÍ SIGNÁLU	19
4.2	DETEKCE POMOCÍ OBÁLKY SIGNÁLU.....	20
4.3	DETEKCE NA ZÁKLADĚ POČÍTÁNÍ PRŮCHODŮ NULOU.....	20
4.4	DETEKCE ZALOŽENÁ NA PŘÍZPŮSOBENÉ FILTRACI.....	22
4.5	DETEKCE ZALOŽENÁ NA NEURONOVÝCH SÍTÍCH.....	23
4.6	DETEKCE ZALOŽENÁ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI	23
5	REALIZACE QRS DETEKTORU PRO KLIDOVÁ DATA V MATLABU	24
5.1	METODA DETEKCE ZALOŽENÁ NA UMOCNĚNÍ SIGNÁLU	24
5.2	METODA DETEKCE POMOCÍ OBÁLKY SIGNÁLU.....	28
6	ZÁTĚŽOVÉ EKG	31
6.1	RYCHLÝ ÚVOD DO FYZIOLOGIE SRDCE PŘI ZÁTĚŽI	31
6.2	KŘIVKA EKG PŘI ZÁTĚŽI.....	31
7	REALIZACE QRS DETEKTORU PRO ZÁTĚŽOVÉ EKG	33
7.1	PŘEDZPRACOVÁNÍ ZÁTĚŽOVÉHO EKG SIGNÁLU	33
7.2	SAMOTNÁ DETEKCE QRS KOMPLEXŮ.....	34
7.3	STANOVENÍ TEPOVÉ FREKVENCE.....	35
7.4	TEPOVÁ FREKVENCE V PRŮBĚHU ZÁTĚŽE.....	37
7.5	VLASTNÍ DATABÁZE EKG SIGNÁLŮ.....	38

8	UPRAVENÍ DETEKTORU	40
8.1	ZPĚTNÁ DETEKCE.....	40
8.2	OPATŘENÍ PROTI VÍCENÁSOBNĚ ŠPATNÉ DETEKCI	41
9	VYHODOCENÍ.....	45
9.1	POSUZOVÁNÍ SPOLEHLIVOSTI DETEKCE KOMPLEXŮ QRS.....	45
9.1.1	<i>Senzitivita</i>	45
9.1.2	<i>Pozitivní prediktivita</i>	45
9.2	SPOLEHLIVOST VYTVOŘENÝCH DETEKTORŮ	45
10	GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ	48
11	ZÁVĚR	49
	LITERATURA.....	51
	SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK	54

Seznam obrázků

Obrázek 1: Schéma lidského srdce [9].	12
Obrázek 2: Převodní systém srdeční [10].	13
Obrázek 3: Standartní rozmístění elektrod [4].	14
Obrázek 4: Fyziologický průběh EKG signálu [3].	16
Obrázek 5: Výkonové spektrum EKG signálu [12].	18
Obrázek 6: Obecné schéma QRS detektoru [13].	19
Obrázek 7: Blokové schéma metody detekce založené na umocnění signálu [12].	19
Obrázek 8: Blokové schéma metody detekce pomocí obálky signálu [12].	20
Obrázek 9: Blokové schéma metody detekce na základě počítání průchodů nulou [13].	20
Obrázek 10: Blokové schéma metody detekce založené na přizpůsobené filtraci [12].	22
Obrázek 11: Předzpracování signálu MO1_003_12, 1. svod.	25
Obrázek 12: Adaptivní prahové kritérium signálu MO1_003_12, 1. svod.	26
Obrázek 13: Viditelná zpětná detekce u signálu MO1_026_12, 1. svod.	27
Obrázek 14: Originální signál MO1_026_12, 1. svod s detekovanými QRS komplexy.	28
Obrázek 15: Obálka filtrovaného signálu MO1_001_12, 1. svod.	29
Obrázek 16: Signál MO1_001_12, 1. svod. Srovnání obou metod.	29
Obrázek 17: Bezproblémová detekce u signálu MO1_001_12, 1. svod.	30
Obrázek 18: Problémová detekce u signálu MO1_103_12, 1. svod z důvodu nedostatečně zvýrazněných QRS komplexů při předzpracování signálu. Detekováno: 8, referenčně: 11.	30
Obrázek 19: Kroky předzpracování zátěžového signálu zatezovy_20 pomocí obálky.	34
Obrázek 20: Detekce QRS komplexů u signálu zatezovy_20.	35
Obrázek 21: Ukázka výpočtu tepové frekvence.	36
Obrázek 22: Tepová frekvence v průběhu zátěže.	37
Obrázek 23: Rozložení systému pěti elektrod [16].	38
Obrázek 24: Naměřené signály, seshora: klidovy_012, zatezovy_12, klidovy_005.	39
Obrázek 25: Detekované QRS komplexy po úpravě, signál MO1_061_12, 12. svod.	40
Obrázek 26: Detekované QRS komplexy po úpravě, signál MO1_105_12, 12. svod.	41
Obrázek 27: Špatně detekovaný signál MO1_046_12, 1. svod.	42
Obrázek 28: Eliminace špatné detekce (pomocí obálky) MO1_046_12, 1. svod.	43
Obrázek 29: Detekce po upravení detektoru (pomocí obálky) MO1_046_12, 1. svod.	43
Obrázek 30: Ukázka hlavního bloku GUI.	48

Seznam tabulek

Tabulka 1: Srovnání úspěšnosti obou detektorů pro CSE databázi.	46
Tabulka 2: Srovnání úspěšnosti detektorů s jinými autory.....	46
Tabulka 3: Srovnání úspěšnosti obou detektorů pro klidové signály z vytvořené databáze.	47
Tabulka 4: Srovnání úspěšnosti obou detektorů pro zátěžové signály z vytvořené databáze.	47

1 ÚVOD

Srdce je nepostradatelný orgán, který rozvádí krev do celého těla a dodává tak živiny do všech buněk lidského těla. V srdci dochází ke spontánní elektrické aktivitě, pomocí které lze získat křivku EKG. Nejvýraznější útvar této křivky je QRS komplex, jehož délkou a tvarem lze získat spoustu diagnostických informací o stavu pacienta.

Tato práce se zabývá problematikou detekce QRS komplexu v EKG signálu. Je zde stručně popsána činnost lidského srdce, jeho srdeční aktivita, šíření elektrického impulsu po srdeční svalovině a samotná křivka EKG. Je zde vylíčen základní princip předzpracování signálu, který předchází detekci QRS komplexu. Následuje charakteristika obecného detektoru QRS komplexu a několika vybraných metod detekce.

Byly vybrány dvě metody detekce, konkrétně metoda detekce založená na umocnění signálu a metoda detekce pomocí obálky filtrovaného signálu. Tyto metody detekce byly vytvořeny v prostředí matlab a je detailně popsána jejich realizace. Detektory jsou otestovány na signálech z CSE databáze. Pro účely bakalářské práce byla vytvořena vlastní databáze EKG signálů, sestávající z několika klidových a zátěžových záznamů.

Detektory jsou hodnoceny podle úspěšnosti detekce, respektive podle senzitivity a pozitivní prediktivity na kompletní CSE databázi, a jsou porovnávány s jinými autory. Detektory jsou taktéž testovány na vlastní databázi. Rovněž bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní GUI pro lepší přehlednost uživatele při testování detekce.

2 SRDCE

2.1 Fyziologie srdce

Srdce, nejdůležitější sval lidského těla, je ve své podstatě pumpa, která dokáže vypumpovat až 7400 litrů krve za den. Díky srdci se do všech tkání a buněk lidského těla dostává kyslík. Srdce se skládá ze tří vrstev. Vnitřní vrstva endokard pokrývá chlopně, které slouží k tomu, aby krev v srdci proudila správným směrem. Další vrstva myokard je vlastní srdeční svalovina, která má složité uspořádání vláken. Vnější vrstva epikard je vazivová tkáň, která pokrývá zevní povrch srdce, zabraňuje jeho nadměrnému rozpětí a chrání srdce samotné před jeho okolím [1].

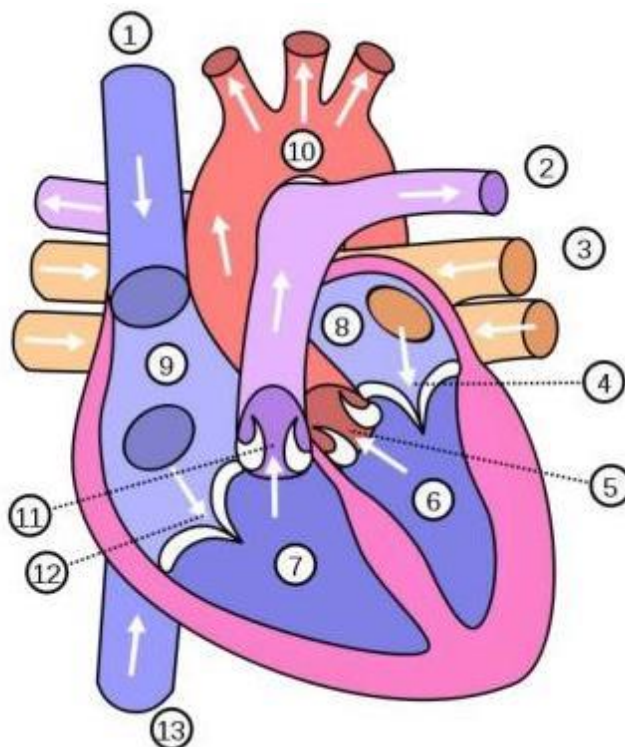
Srdce obsahuje pravou síň, levou síň, pravou komoru a levou komoru. Díky tomuto uspořádání můžeme srdce rozdělit na pravou a levou část. V pravé části srdce proudí neokysličená krev a v levé části srdce krev okysličená. Do pravé části srdce vstupuje krev z dolní a horní duté žíly, kde krev obsahuje malé procento kyslíku. Tato krev je dále pumpována přes plicní cévy do plic, kde dochází k nasycení kyslíkem. Okysličená krev vstupuje do levé části srdce plicní žílou, kde je aortou (srdečnicí) pumpována do krevního oběhu přes kapiláry, tepny a tepénky. Krev cirkuluje po celém těle a dodává kyslík a potřebné živiny do tkání, a zároveň se zbavuje odpadních látek včetně oxidu uhličitého. Žíly sbírají neokysličenou krev a přivádí ji zpátky do pravé části srdce [2].

Krev v srdci musí proudit správným směrem, aby okysličená krev neproudila zpátky do žil. Proto srdce obsahuje chlopně, které zaručují správný směr krve. Chlopně obsahují dvě nebo tři malé a silné klapky tkáně, nazývané cípy. Tyto cípy se otvírají, aby umožnily krvi proudit přes chlopeň a zavírají, aby krvi zabránily proudit zpět. Z žil vstupuje do pravé síně neokysličená krev z celého těla. Po naplnění pravé síně krví dochází k plnění pravé komory. Chlopeň, která povoluje krvi proudit z pravé síně do pravé komory a zabraňuje toku opačným směrem se nazývá trojcípá (trikuspidální) chlopeň. Tok krve z pravé komory do plicní tepny a dále do plic, kde dochází k okysličení, umožňuje jedna ze dvou poloměsíčitých chlopní lidského těla, chlopeň plicnice, která zabraňuje zpětnému toku krve z malého oběhu (plicního oběhu) do srdce. Okysličená krev je z plic vedena plicními žílami, které vedou do levé síně. Když se levá síň naplní, otevře se dvojcípá (mitrální) chlopeň a kontrakcí síně je krev vypuzena do levé komory. Dvojcípá chlopeň tedy zabraňuje zpětnému toku krve z levé komory do levé síně. Po naplnění levé komory je přes druhou poloměsíčitou chlopeň (aortální chlopeň) vypuzena krev do aorty a velkého oběhu (tělního oběhu).

Aortální chlopeň tedy zabraňuje zpětnému toku krve z velkého oběhu zpátky do srdce [2]. Schéma srdce je zobrazeno na obrázku 1.

Schéma lidského srdce:

1. Horní dutá žíla
2. Plicní tepna
3. Plicní žíla
4. Mitrální chlopeň
5. Aortální chlopeň
6. Levá komora
7. Pravá komora
8. Levá předsíň
9. Pravá předsíň
10. Aorta
11. Plicní chlopeň
12. Trojcípá chlopeň
13. Dolní dutá žíla



Obrázek 1: Schéma lidského srdce [9].

2.2 Převodní systém srdeční

Pravidelné střídání systoly a diastoly, které vede k plnění srdce krví je zprostředkováno převodním systémem srdečním. Jedná se o tkáň, která dokáže vést vzruchy. Do tohoto systému patří sinoatriální uzel (SA uzel), atrioventrikulární uzel (AV uzel), internodální dráhy, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna [2, 8].

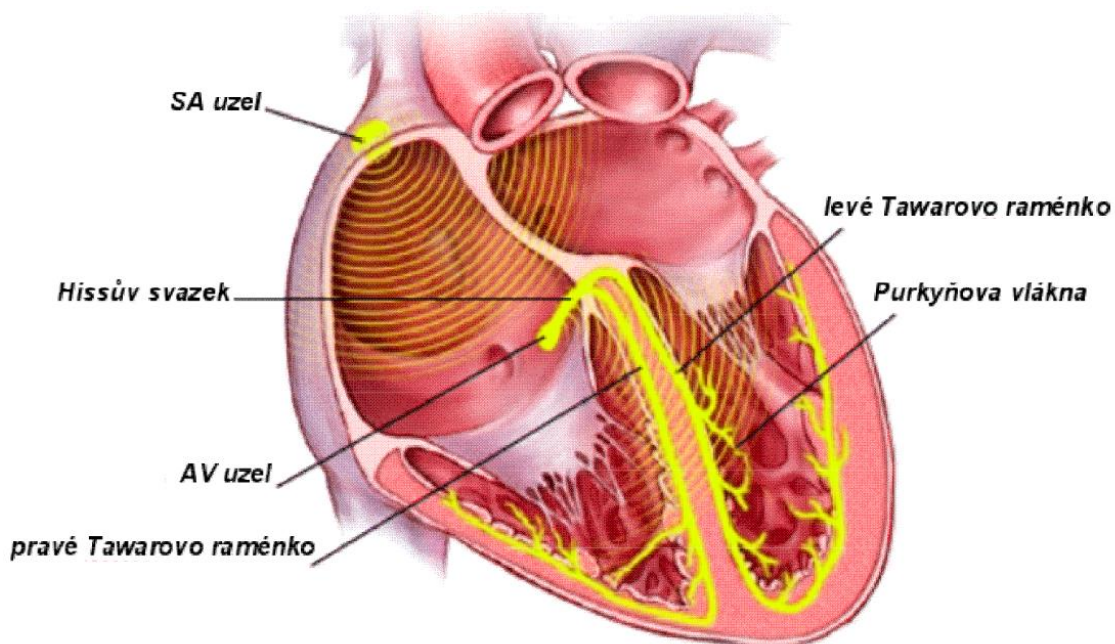
Udavatelem srdečního rytmu je sinoatriální uzel, který leží v pravé předsíni při ústí horní duté žíly do pravé síně. V sinoatriálním uzlu dochází k spontánní elektrické aktivitě, která udává tzv. sinusový rytmus. Spontánně vytvořené elektrické vzruchy se šíří ze sinoatriálního uzlu přes internodální dráhy, které vodivě spojují SA a VA uzel, na uzel atrioventrikulární, který leží na rozhraní pravé síně a pravé komory v zadním úseku srdeční přepážky [2, 8].

Atrioventrikulární uzel slouží jako elektrická brána ze síně do komory a zpožďuje elektrický impuls směřovaný ke komoře. K tomuto zpoždění dochází proto, aby síň stihla vypudit krev do komory před kontrakcí. AV uzel přijímá signály z VA uzlu a předává je na Hisův svazek [2, 8].

Hisův svazek je jediným vodivým spojením mezi síněmi a komorami, umožňuje tak další šíření srdečního vzruchu. Hisův svazek se v mezikomorové

přepážce dále dělí na pravé a levé Tawarovo raménko, které vede impulsy k hrotu srdce. Impulsy jsou dále vedeny přes Purkyňova vlákna, která vzruchy rozvádí na celý myokard komor [2].

Tento systém zaručuje vytvoření impulsu v sinoatriálním uzlu, který se dále šíří po převodním systému do celého myokardu [8]. Převodní srdeční systém je zobrazen na obrázku 2.



Obrázek 2: Převodní systém srdeční [10].

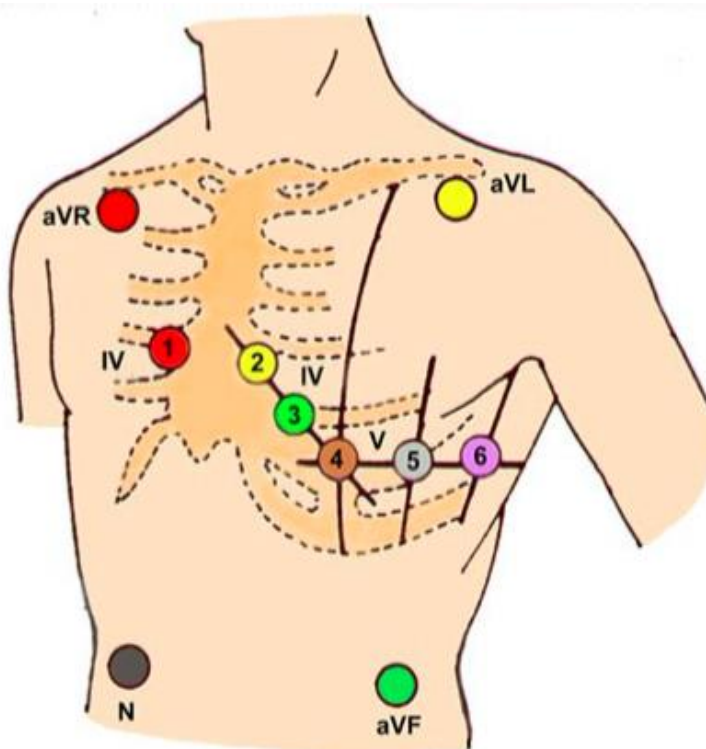
2.3 Elektrokardiografie

Elektrická aktivita srdce může být měřena pomocí elektrokardiografu, kterým získáváme křivku EKG. Existuje mnoho postupů, jak snímat EKG, nicméně se standardizoval postup, při kterém se používá deset elektrod – čtyři umístěné na končetinách (levá ruka, levá noha, pravá ruka a pravá noha, která slouží jako zemní svorka) a šest umístěných na hrudi. Tento systém umístění elektrod se nazývá dvanáctisvodový. Svod je rozdíl napětí mezi dvěma elektrodami. Svody rozdělujeme na bipolární a unipolární [4]. Standardní rozmístění elektrod je zobrazeno na obrázku 3.

Bipolární končetinové svody (Einthovenovy) měří rozdíl napětí mezi dvěma aktivními elektrodami (levá a pravá horní končetina, levá noha) a označují se jako svody I, II, III. Svod I je zapojení mezi horními končetinami. Svod II je zapojení mezi levou dolní končetinou a pravou horní končetinou. Svod III je zapojení mezi levou dolní končetinou a levou horní končetinou [6].

Unipolární svody vznikají zapojením aktivní elektrody s indiferentní elektrodou (Wilsonovou svorkou). Tím se získávají unipolární svody končetinové (Goldbergovy) a svody hrudní. Goldbergovy svody vznikají spojením jedné končetinové elektrody a svorky, která vzniká spojením zbylých dvou elektrod. Spojením elektrod do svorky vzniká nulový potenciál a měřené napětí vůči této vytvořené elektrodě je zvýšené. Tyto svody se označují jako aVR (zvýšený svod na pravé horní končetině), aVL (zvýšený svod na levé horní končetině) a aVF (zvýšený svod na levé dolní končetině) [6, 7].

Druhým typem unipolárních svodů jsou svody hrudní. Šest elektrod umístěných na hrudi v blízkosti srdce je postupně porovnáváno s indiferentní elektrodou (Wilsonovou svorkou). Tato svorka má nulové napětí. Takto vytvořené svody umožňují detailnější záznam srdeční aktivity. Hrudních unipolárních svodů je šest a označují se jako V1-V6 v závislosti na umístění hrudních elektrod. Svod V1 je spojení elektrody umístěné na pravé části hrudníku a postupně přechází ke svodu V6, který vzniká spojením elektrody umístěné na levé části hrudníku [4, 7].



Obrázek 3: Standardní rozmístění elektrod [4].

2.4 Křivka EKG

Při správném rozmístění elektrod získáváme elektrokardiografem vlastní křivku EKG. Každá vlna i segment odpovídá určité události srdečního elektrického cyklu. Křivka EKG je znázorněna na obrázku 4.

2.4.1 Vlna P

Když je síň naplněna krví, SA uzel spontánně reaguje elektrickými signály, které se šíří po síni a způsobuje její depolarizaci, tato událost je na křivce EKG reprezentována P vlnou. Vlna P má dobu trvání 80-100 ms. Kontrakce síní začíná asi za 100 ms po začátku vlny P. Jestliže vlna P předchází komplexu QRS, můžeme označit srdeční rytmus jako sinusový [3, 8].

2.4.2 P-Q segment

P-Q segment reprezentuje dobu, za kterou se signál přenese z SA uzlu na AV uzel. Jde tedy o zpomalení přenosu signálu na komory, tím je dáno oddělení systoly síní od systoly komor. Tento segment trvá 80-100 ms a doba od začátku vlny P do začátku vlny Q by neměl přesáhnout 200 ms [8].

2.4.3 QRS komplex

Q vlna reprezentuje depolarizaci mezikomorové přepážky. R vlna je produkována depolarizací hlavní části komor. S vlna odpovídá poslední fázi komorové depolarizace u samotného hrotu srdce. Celý komplex těchto tří vln se nazývá QRS komplex a představuje celkovou depolarizaci komor. Během této doby probíhá i síňová repolarizace, ta ovšem na křivce není viditelná kvůli dominantnímu QRS komplexu. Doba trvání celého komplexu je 60-100 ms [2].

2.4.4 S-T segment

Segment S-T odpovídá fázi plató, která je způsobena pomalejším otevřením vápníkových iontů a jedná se o období stabilní aktivity srdce. V myokardu fyziologicky nedochází k žádným elektrickým změnám. S-T segment by neměl přesáhnout 200 ms [6].

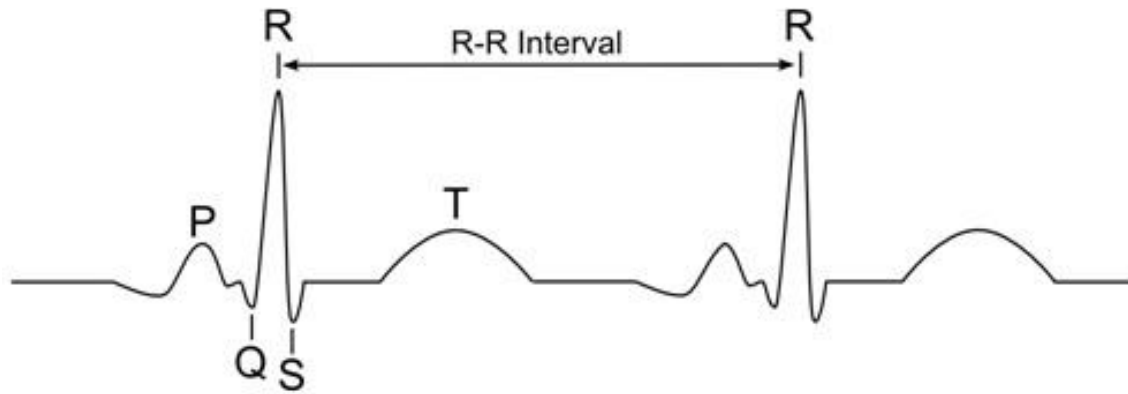
2.4.5 T vlna

T vlna reprezentuje komorovou repolarizaci hned před komorovou relaxací. Doba trvání vlny T je 200 ms. Na některých EKG záznamech se vyskytuje vlna U, jejíž existence není dosud známa [6, 8].

2.4.6 RR interval

Na EKG záznamu můžeme definovat další interval – interval RR, který představuje dobu mezi dvěma sousedními vlnami R a je z něho odvozována srdeční frekvence.

Celý cyklus od vlny P po vlnu T (případně U) se opakuje s každým úderem srdce [5].



Obrázek 4: Fyziologický průběh EKG signálu [3].

3 PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

3.1 Rušení signálu

Všechny signály EKG jsou znehodnoceny rušením různého typu. Nejčastější zdroje rušení signálu EKG jsou: síťové rušení (brum), kolísání nulové linie signálu (drift) a myopotenciály.

3.1.1 Síťové rušení

Síťové rušení (brum) – jedná se o rušení, které je zapříčiněno elektromagnetickou indukcí harmonického signálu z elektrovodné sítě. Jedná se o kmitočet 50 Hz + vyšší harmonické složky, v jiných zemích, například v USA se jedná o 60 Hz. Tento typ rušení je odstraňován filtrem typu pásmová propust [6, 11].

3.1.2 Kolísání nulové linie

Kolísání nulové linie (drift) – toto rušení zapříčiňují pomalé elektrochemické děje na rozhraní elektrody s pokožkou, vliv dýchání a pomalé pohyby pacienta. Jedná se o kmitočet do 2 Hz. Toto rušení je filtrováno horní propustí [6, 11].

3.1.3 Rušení myopotenciály

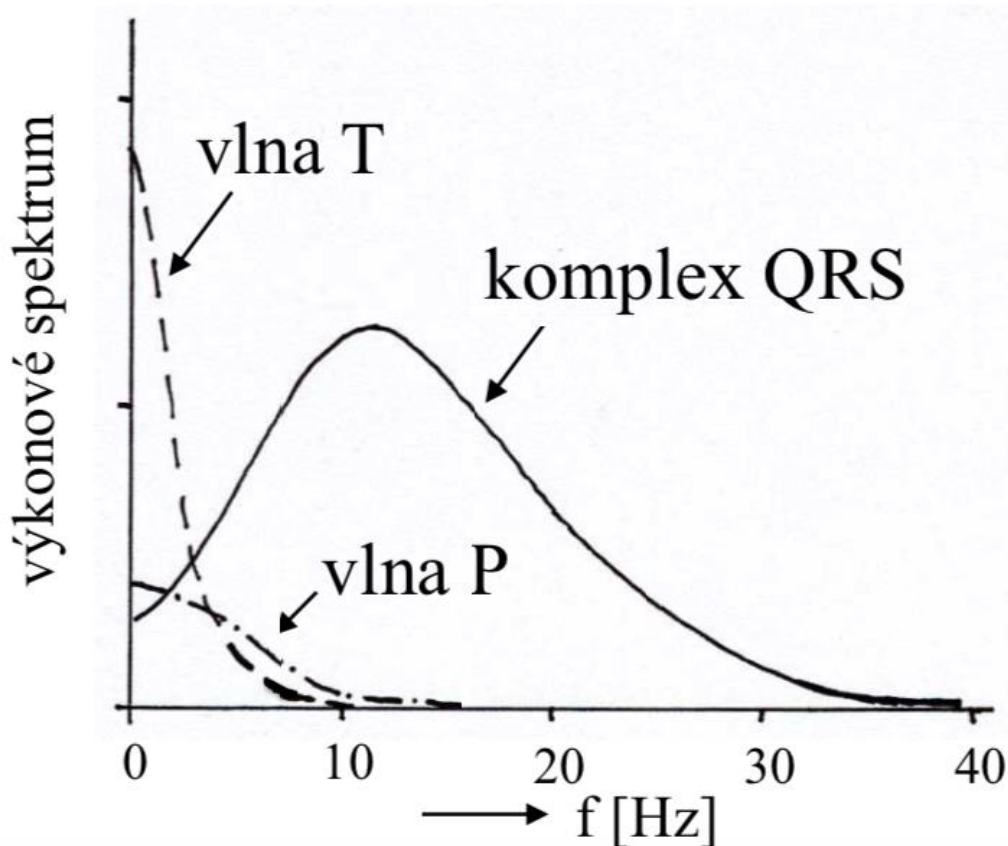
Rušení myopotenciály je způsobeno svalovou činností vyšetřované osoby. U předchozích zmíněných typů rušení se jednalo o úzkopásmový šum, který se snáze filtruje. Tento typ rušení obsahuje širokopásmový šum, který se odstraňuje adaptivní filtrací, vhodná je kumulace. U klidového EKG se jedná o kmitočet nad 100 Hz, u zátěžového EKG od 10 Hz a výše [6, 11].

3.2 Filtrace signálu

V každém EKG signálu je nějakým způsobem zakomponováno rušení. Pro další práci se signálem, jako je například detekce vln, je nutné odstranit některé složky signálu. Tyto složky odstraňujeme filtrací. Jde o potlačení neúčinných složek signálu a zvýraznění užitečných složek. Filtrace signálu není dokonalá, proto při potlačování neúčinné části signálu dochází k potlačení samotné EKG křivky. Tento jev se nazývá zkreslení signálu. Proto je nutné volit co nejpřesnější filtry s co nejpřesnějšími parametry. Nejpoužívanějšími typy filtrů jsou pásmové filtry. Jedná se o pásmovou propust, pásmovou zádrž, horní propust a dolní propust [5].

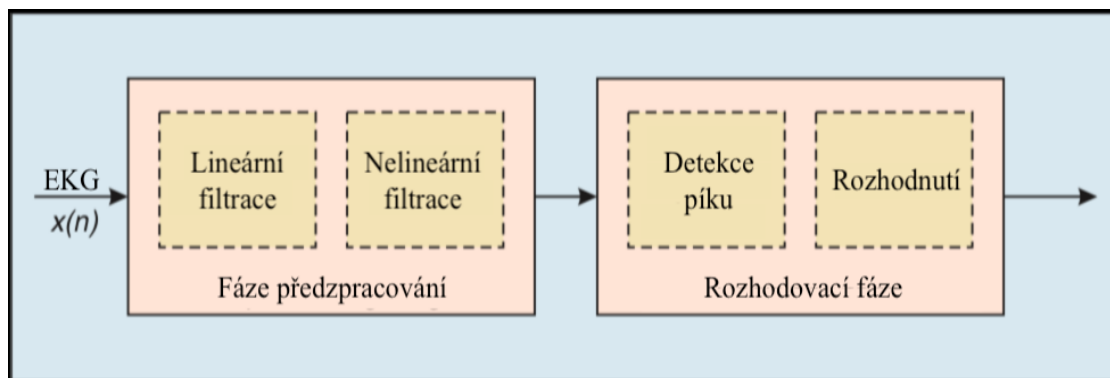
4 DETEKCE QRS KOMPLEXU

QRS komplex je nejvýraznější útvar v EKG signálu a jeho detekce je nezbytná pro klasifikaci srdečního rytmu a srdeční frekvence. Jak můžeme vidět na obrázku 5, převážná část energie komplexu QRS se nachází v pásmu mezi 5-20 Hz a její maximum mezi 10-15 Hz. Signál EKG, který je přiveden na vstup je filtrován, čemuž odpovídá fáze předzpracování. Filtrace musí být realizována takovým způsobem, aby byly odstraněny nežádoucí složky jako rušení signálu, vlna P a vlna T. Jelikož vlna T a P končí u frekvence 10 Hz a převážná část QRS komplexu u 30 Hz, využívá se pásmové propusti s rozmezím 10-30 Hz [12].



Obrázek 5: Výkonové spektrum EKG signálu [12].

Předzpracovaný signál je následně podroben detekci píku, respektive QRS komplexu. Obecné blokové schéma je zobrazeno na obrázku 6.

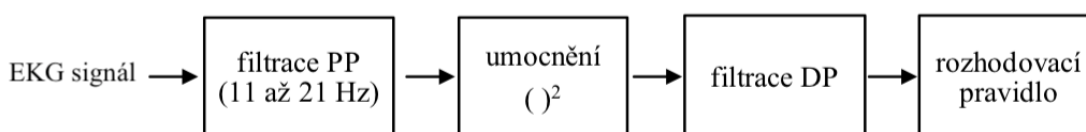


Obrázek 6: Obecné schéma QRS detektoru [13].

Způsobů, pomocí kterých můžeme detekovat QRS komplex je nespočet, proto budou představeny jen některé vybrané metody.

4.1 Detekce založená na umocnění signálu

Pro popis této metody bylo čerpáno z [12]. Blokové schéma této metody je znázorněno na obrázku 7.



Obrázek 7: Blokové schéma metody detekce založené na umocnění signálu [12].

Prvním krokem je filtrace pásmovou propustí s dolním mezním kmitočtem 11 Hz a s horním mezním kmitočtem 21 Hz. Touto filtrací získáme signál, ve kterém je potlačeno rušení různého druhu a zároveň byly potlačeny vlny T a P, které pro detekci nejsou potřebné. V praxi se rozmezí pásmové propusti může lišit. Po takto filtrovaném signálu přichází na řadu jeho umocnění. Umocněním se nám dostávají všechny hodnoty do hodnot kladných, tudíž se ze záporných QRS komplexů stávají kladné. Dále dochází ke zvýraznění všech složek signálu, ve kterém by měly vystupovat pouze QRS komplexy z důvodu dřívější filtrace. Ve filtrovaném signálu je ovšem přítomen zbylý šum o vyšších frekvencích, a proto dochází ke zvýraznění i této neúčinné složky. Z tohoto důvodu se přistupuje k další filtraci dolní propustí, po které získáváme vyhlazený signál.

Takto předzpracovaný signál je nyní podroben samotné detekci píku, který představuje QRS komplex. Nejprve je nutné zjistit maximum v prvních dvou sekundách signálu, tomu odpovídá učební fáze. Následně je zjištěn první práh, který odpovídá 40 % maxima nalezeného v učební fázi. Práh může být stanoven konstantně po celou dobu signálu, čehož se využívá u krátkých signálů

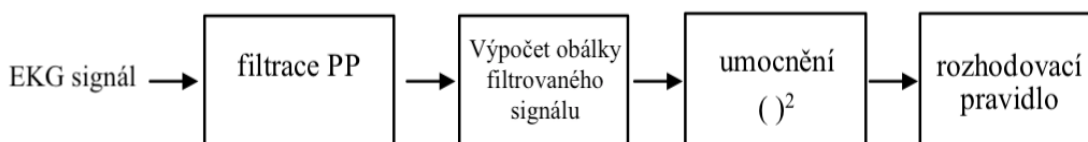
s malým rušením, nebo se může adaptivně měnit na 40 % hodnoty posledního nalezeného maxima, čehož se využívá u delších signálů s menším rušením.

Pro lepší účinnost detekce se využívají další kritéria, jako je například uvažování refrakterní fáze, což je doba, po kterou se po detekovaném QRS další QRS neočekává. Refrakterní fáze odpovídá době 0,15 sekund a nemůže být při ní QRS detekováno. Další kritérium je zpětná detekce. Pokud po 1,66 násobku posledního RR intervalu nebylo zjištěno QRS, začíná detekce v opačném směru s nižším prahem.

Tato metoda detekce bude později detailněji popsána.

4.2 Detekce pomocí obálky signálu

Tato metoda je relativně podobná jako metoda předchozí. Blokové schéma je znázorněno na obrázku 8.



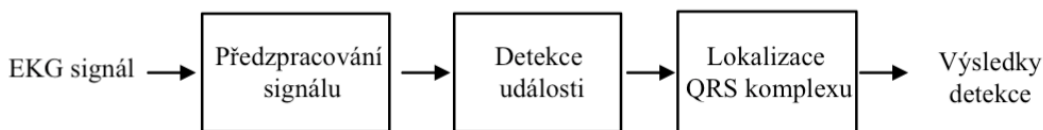
Obrázek 8: Blokové schéma metody detekce pomocí obálky signálu [12].

Nejprve je nutné filtrovat signál pásmovou propustí pro potlačení neúčinných složek podobně jako u předchozí metody. Dále je nutné získat obálku filtrovaného signálu EKG. Tento proces má několik kroků. V prvním kroku se získává spektrum filtrovaného signálu pomocí diskretní Fourierovy transformace (DFT). Dalším krokem je vynulování poloviny spektra a následná inverzní (zpětná) diskretní Fourierova transformace (IDFT). Absolutní hodnota výstupu IDFT představuje analytický signál. Modul analytického signálu tvoří obálku původního signálu. Po získání obálky přichází na řadu její umocnění. Samotná detekce QRS probíhá identicky jako u předchozí metody [12].

Tato metoda detekce bude později detailněji popsána.

4.3 Detekce na základě počítání průchodů nulou

K popisu této metody bylo čerpáno z [13]. Blokové schéma metody je znázorněno na obrázku 9.



Obrázek 9: Blokové schéma metody detekce na základě počítání průchodů nulou [13].

Tato metoda se skládá ze tří fází. První fáze předzpracování signálu zahrnuje filtraci pásmovou propustí pro potlačení neúčinných složek signálu. Pásmová propust má lineární fázovou charakteristiku, aby bylo možné přesně lokalizovat QRS komplex. Po pásmové filtraci následuje nelineární transformace podle rovnice:

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n), \quad (1)$$

kde n je vzorek signálu, $x_f(n)$ je filtrovaný signál pásmovou propustí a $y(n)$ je transformovaný signál. U této metody je potřeba mít v signálu zakomponovanou vysokofrekvenční složku. Jelikož tato složka byla dřívější filtrací odstraněna, je nutné ji znovu přičíst. Vysokofrekvenční složka je získána podle rovnice:

$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n), \quad (2)$$

kde $b(n)$ je vysokofrekvenční složka a $K(n)$ je amplituda vysokofrekvenční složky, která se vypočítá podle rovnice:

$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c, \quad (3)$$

kde λ_K je faktor zapomínání a může nabývat hodnot (0;1) a c je konstanta zisku. Nyní je získán signál s přičtenou vysokofrekvenční složkou podle rovnice:

$$z(n) = y(n) + b(n), \quad (4)$$

kde $z(n)$ je filtrovaný signál obsahující vysokofrekvenční složku. U tohoto signálu je v místech, kde se nenachází QRS komplex přítomno mnoho průchodů nulou. Naopak v místě kde se QRS komplex nachází, je průchodů nulou velmi málo. Pro detekci průchodů nulou je využíváno rovnice:

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right|, \quad (5)$$

kde výstupem je vektor hodnot $d(n)$, který je zapotřebí pro výpočet počtu průchodů nulou, který se obvykle počítá podle rovnice:

$$D(n) = \sum_{i=0}^{N-1} d(n-i), \quad (6)$$

Druhá fáze obsahuje detekci události. V této části se používá adaptivní práh θ , který se vypočítá pomocí signálu $D(n)$ podle rovnice:

$$\theta(n) = \lambda_\theta \theta(n-1) + (1 - \lambda_\theta) D(n), \quad (7)$$

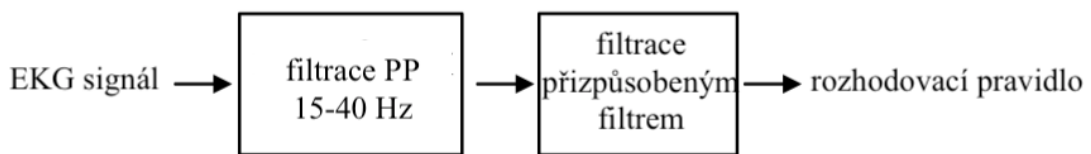
kde λ_θ je faktor zapomínání a nabývá hodnot (0;1). Nyní je adaptivní práh $\theta(n)$ porovnáván se signálem $D(n)$. Pokud signál klesne pod hodnotu prahu, je detekována událost. Jakmile se signál opět dostane nad hodnotu prahu, je detekován konec události. Jestliže je mezi dvěma událostmi příliš krátká vzdálenost, jsou obě události spojeny do události jedné. Aby se zabránilo vícenásobné detekci, je konec události detekován pouze v případě, pokud je mezi

potenciálním koncem události a následným začátkem události určitá minimální vzdálenost.

Poslední fází je samotná lokalizace QRS komplexu. V každém úseku se lokalizuje minimum a maximum. Pokud je rozsah minima mnohem větší než rozsah maxima, považuje se za místo R vlny minimum. Jinak je za místo R vlny bráno maximum.

4.4 Detekce založená na přizpůsobené filtraci

Tato metoda se obecně používá pro detekci nepravidelných impulsů ve směsi se šumem. Blokové schéma metody je zobrazeno na obrázku 10.



Obrázek 10: Blokové schéma metody detekce založené na přizpůsobené filtraci [12].

Nechť $y(n)$ je signál, který se skládá z impulsu známého tvaru $x(n)$ (v našem případě úsek, který odpovídá QRS komplexu) a bílého šumu $w(n)$, potom

$$y(n) = x(n) + w(n), \quad (8)$$

Tato metoda využívá korelaci a autokorelaci. Aplikováním korelace mezi $y(n)$ a $x(n)$ získáváme:

$$y(n) \cdot x(-n) = r_{xx}(n) + r_{wx}(n), \quad (9)$$

kde $r_{xx}(n)$ je autokorelace signálu $x(n)$, který představuje známý impuls a $r_{wx}(n)$ je korelace mezi šumem a známým impulsem. Ideálním výsledkem detekce jsou autokorelační špičky známých impulsů a korelace mezi šumem a impulsem by se měla blížit nule.

Impulsní charakteristika přizpůsobeného filtru $h(n)$ je rovna reverznímu známému impulsu (QRS komplexu):

$$h(n) = x(-n), \quad (10)$$

Samotná detekce QRS probíhá podobně jako u metody umocněného signálu podle prahových kritérií [12].

4.5 Detekce založená na neuronových sítích

Umělé neuronové sítě jsou široce využívány u nelineárního zpracování signálu, klasifikace nebo optimalizace. V mnoha aplikacích se jejich výkon jeví jako nadřazený proti klasickým lineárním metodám. Pro zpracování signálu EKG se nejvíce používá vícevrstvý perceptron MLP (multilayer perceptron) a síť s dopřednou radiální bází RBF (radial basis function). MLP síť obsahuje několik vrstev propojených neuronů, kde každý neuron reprezentuje funkci:

$$y = f(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i) , \quad (11)$$

kde w_i je vektor vah, x_i je vstupní signál a f představuje lineární, nebo nelineární funkci. RBF síť je implementací funkce:

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \quad (12)$$

kde $x(n)$ je vstupní vektor, N je počet neuronů, w_i vektor vah, c_i centrální vektory a σ_i směrodatná odchylka. w_i , c_i a σ_i jsou parametry sítě. RBF sítě jsou velmi příbuzné k metodám fuzzy logiky, a to v možnosti interpretovat parametry. To dělá výsledky více předvídatelné a spolehlivé [14].

4.6 Detekce založená na vlnkové transformaci

Vlnková transformace WT (wavelet transform) funkce $f(t)$ je integrální transformací definovanou podle rovnice:

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt , \quad (13)$$

kde $\Psi(t)$ je mateřská vlnka, a je dilatace vlny a b je časový posun vlnky. Změnou parametrů a, b lze tedy vlnku různě roztahovat a posouvat po časové ose. Tato transformace časové závislosti je podobná jako časově-frekvenční reprezentace krátké Fourierovy transformace STFT (short-time Fourier transform). WT na rozdíl od SPFT používá spoustu analytických funkcí, které dovolují proměnlivé časové a časově-frekvenční rozlišení pro různé frekvenční pásy. Analytické funkce, které toto umožňují se vypočítají z mateřské funkce $\Psi(t)$ dle rovnice:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (14)$$

Většina metod QRS detekce založených na vlnkové transformaci jsou založeny na metodě Mallata a Hwanga využívající singularity a klasifikace, kde se užívá lokálních maxim vlnky [14].

5 REALIZACE QRS DETEKTORU PRO KLIDOVÁ DATA V MATLABU

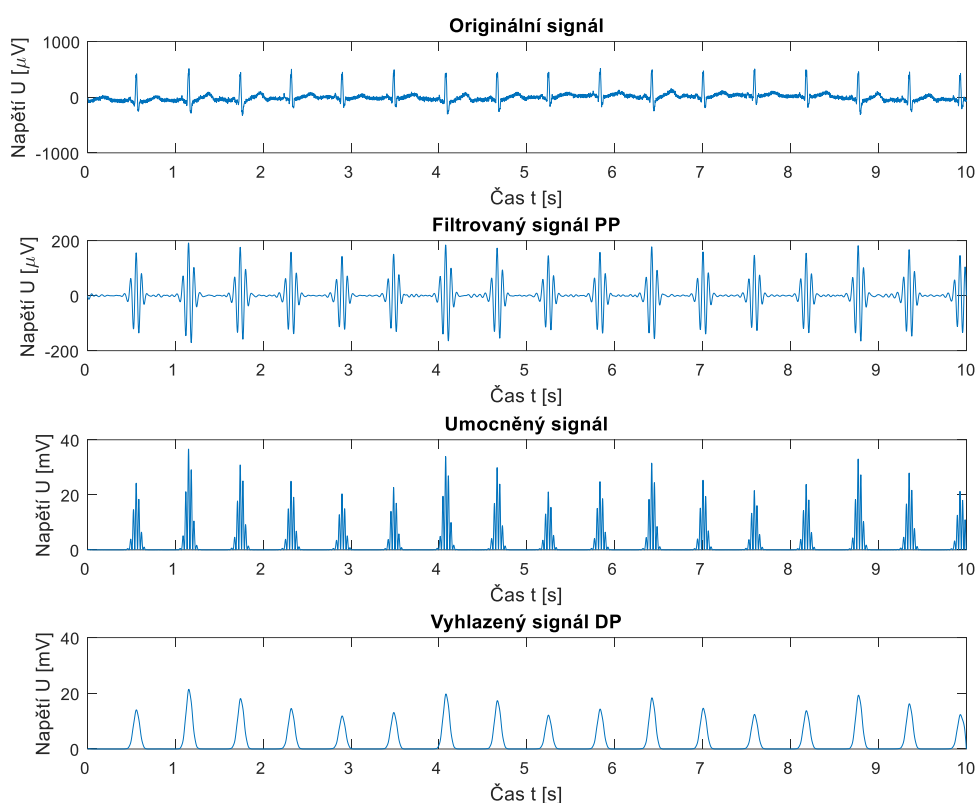
V prostředí matlab byly realizovány dva způsoby detekce QRS komplexu. Metody detekce založené na umocnění signálu a pomocí obálky signálu zde budou podrobně rozepsány a bude přesně vysvětleno, jak se v jednotlivých fázích postupovalo.

Pro tuto práci byly vytvořeny detektory pro klidová a detektory pro zátěžová data. V těchto detektorech byly použity parametry pro co nejlepší výsledky detekce na datech, na kterých byly detektory testovány. Z obou vzniklých typů detektorů (pro zátěžová a klidová data) byl vytvořen univerzální detektor, který může být použit jak pro klidová, tak pro zátěžová data. Pro tento univerzální detektor byl nalezen kompromis mezi parametry detektoru pro klidová a parametry detektoru pro zátěžová data. Při popisu realizace jednotlivých detektorů jsou zmíněny pouze již kompromisní parametry.

Detektor pro klidová data byl testován na signálech z CSE databáze a na signálech, jenž byly naměřeny během bakalářské práce viz kapitola 7.5.

5.1 Metoda detekce založená na umocnění signálu

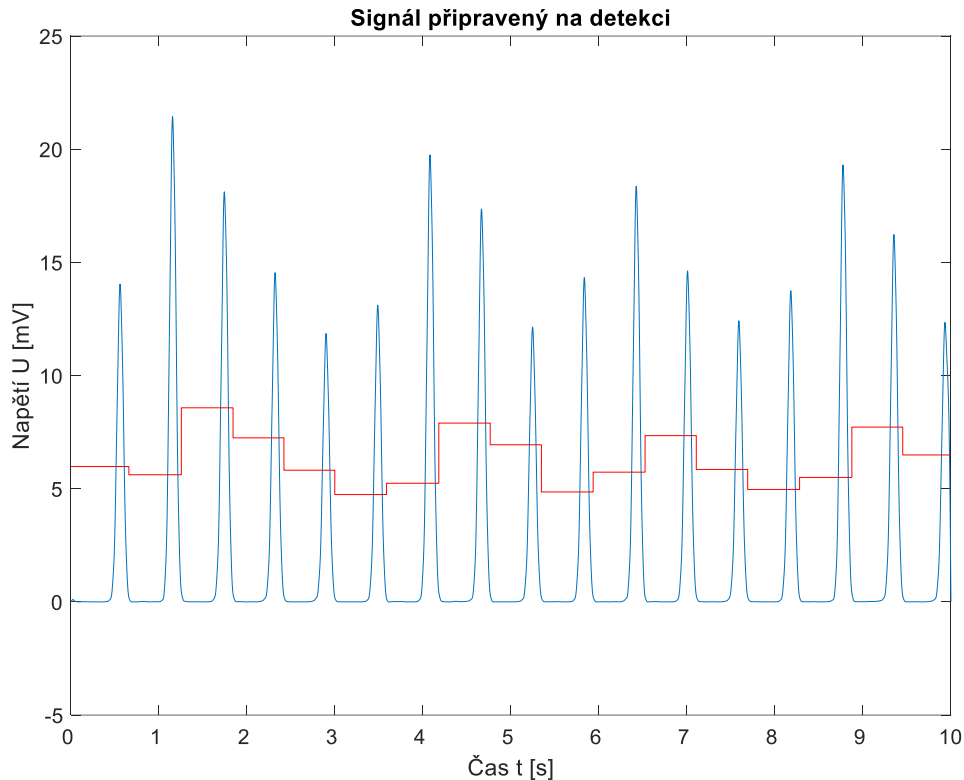
Jak bylo zmíněno dříve, nejprve je provedeno předzpracování signálu. Nejdříve je signál filtrován pásmovou propustí. Filtr je navrhnut pomocí příkazu *fir1*, kde řád je 100, dolní mezní kmitočet 11 Hz a horní mezní kmitočet 21 Hz. Poté je originální signál filtrován pomocí příkazu *filtfilt*, který na rozdíl od příkazu *filter* automaticky odstraňuje zpoždění, které se s filtrací objevuje. Nyní je získán signál, který neobsahuje neužitečné složky, jako je rušení signálu nebo vlny T a P. Filtrovaný signál je umocněn na druhou a dán do absolutní hodnoty. Tímto krokem se záporné QRS komplexy dostávají do kladných hodnot a zároveň dochází ke zvýraznění QRS komplexů. Nakonec je signál vyhlazen dolní propustí s délkou impulsní charakteristiky 51 vzorků a mezním kmitočtem 21 Hz. Jednotlivé kroky předzpracování signálu lze vidět na obrázku 11. Takto předzpracovaný signál je podroben samotné detekci QRS komplexů.



Obrázek 11: Předzpracování signálu M01_003_12, 1. svod.

Nejdříve je potřeba stanovit práh pro detekci prvního QRS. Signál je rozdělen na deset částí. V každé části je nalezena největší hodnota, všechny hodnoty jsou zprůměrovány a vynásobeny 0,4. Výsledná hodnota je práh pro první QRS. Nyní jsou hodnoty signálu porovnávány s prahem. Pokud signál překročí hodnotu prahu, je aplikováno okno, ve kterém je hledána největší hodnota. Délka QRS komplexu by neměla přesahovat 100 ms, čemuž odpovídá 50 vzorků. Pokud je tedy aplikováno okno délky 50 vzorků, je největší hodnota vždy nalezena, jelikož celý QRS komplex je pokryt tímto oknem. Největší hodnota (QRS komplex) je uložena jako první hodnota vektoru *hodnoty* a pozice tohoto komplexu je uložena jako první hodnota vektoru *polohy*. Nyní je práh pro další porovnávání adaptován na 0,4 násobek nalezené hodnoty. Následuje další porovnávání, jakmile hodnota signálu překročí adaptovaný práh, je aplikováno okno. Největší hodnota okna a její pozice jsou uloženy jako druhé hodnoty zmíněných vektorů. Následuje další adaptace prahu a celý proces probíhá znovu. Program je opatřen cyklem *while*, který zajišťuje posouvání okna a ukládání hodnot do vektorů až do úplného konce signálu. Program je taktéž opatřen kritériem proti vícenásobné detekci. Uvažuje se tzv. refrakterní fáze, což je doba, po kterou se po posledním detekovaném QRS

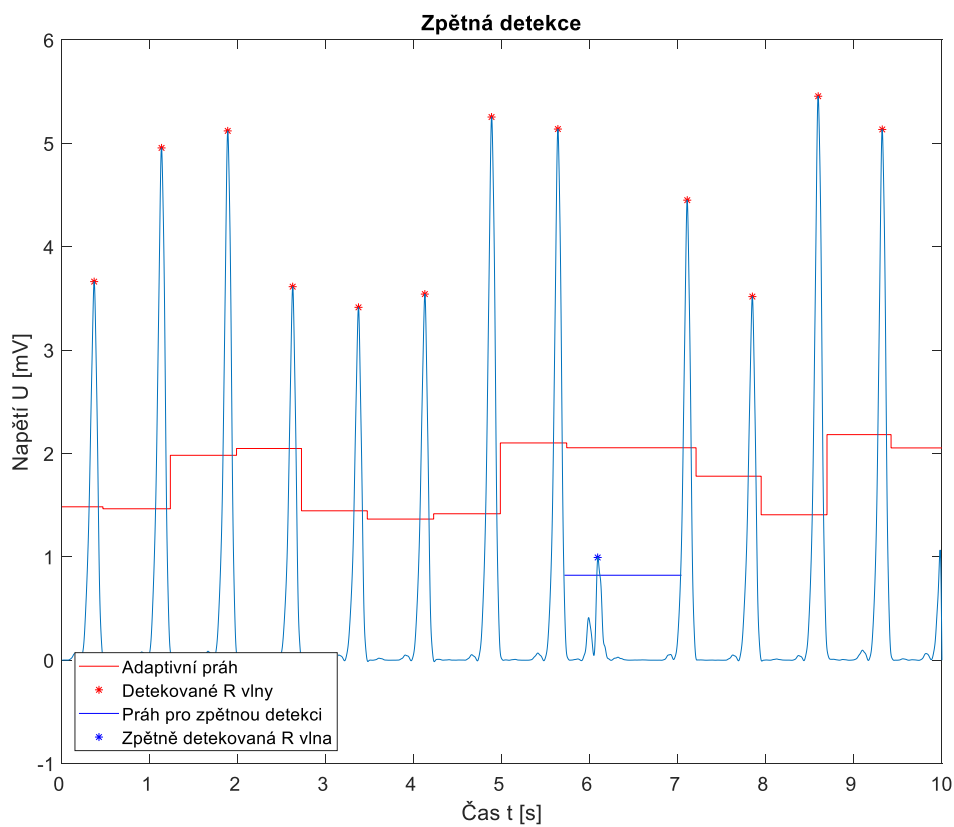
komplexu nemůže vyskytovat další QRS komplex. Refrakterní fáze trvá 150 ms, čemuž odpovídá 75 vzorků. Proto po každém detekovaném QRS komplexu proces přeskočí 75 vzorů a porovnávání signálu s prahem začíná znovu.



Obrázek 12: Adaptivní prahové kritérium signálu M01_003_12, 1. svod.

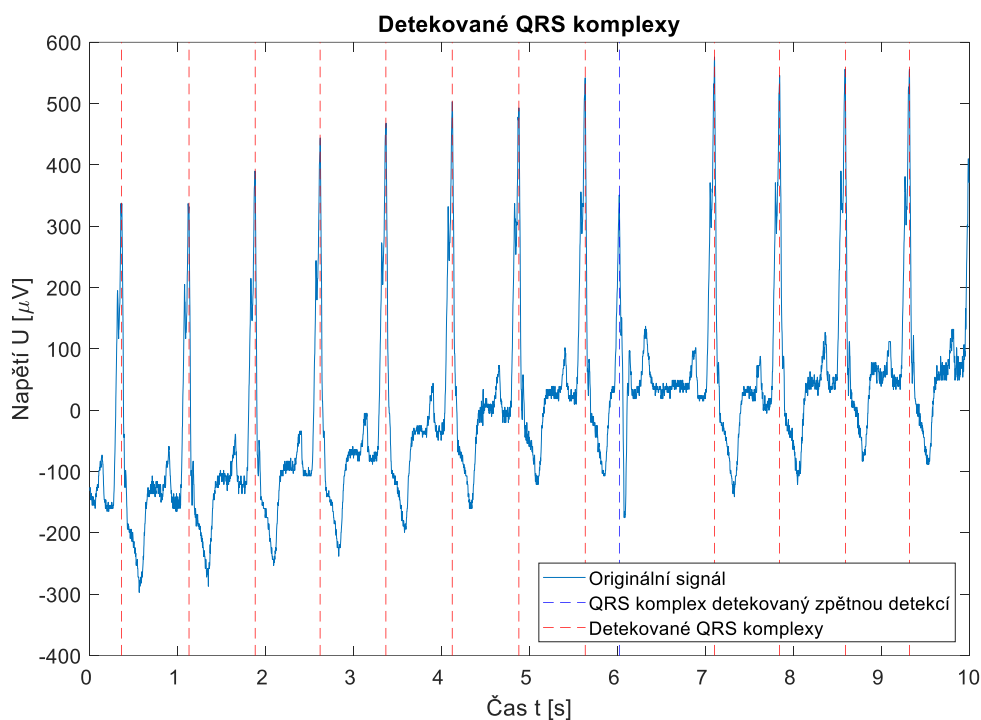
V programu je rovněž kritérium pro zpětnou detekci. Jakmile skončí první cyklus *while*, je aplikován další cyklus, který porovnává hodnoty ve vektoru *polohy*. Každé dvě sousední hodnoty vektoru značí vzdálenost mezi dvěma QRS komplexy (RR interval). Pokud je v prvním cyklu *while* detekován nový QRS komplex, jehož vzdálenost je k poslednímu detekovanému QRS komplexu větší než 1,66 násobek posledního RR intervalu (vzdálenost posledního a předposledního komplexu), předpokládá se, že detektor vynechal QRS komplex. Proto jsou hodnoty ve vektoru *polohy* porovnávány druhým cyklem *while*, který měří vzdálenosti QRS komplexů s předchozími RR intervaly. Pokud cyklus najde tuto větší vzdálenost (vynechaný QRS komplex), detekuje se znovu od QRS komplexu, který předchází předpokládanému vynechanému QRS komplexu po následující QRS komplex. Tato detekce ovšem neprobíhá stejně jako v prvním cyklu *while*, jelikož by detektor opakovaně nic nedetekoval. Proto se přistupuje ke snížení prahu, který by měl za normálních okolností 0,4 násobek poslední hodnoty QRS komplexu. Práh je v této zpětné detekci snížen na 0,3 násobek původního prahu. Pokud je po této detekci nalezeno QRS, je jeho hodnota a pozice připsána do již existujících vektorů

hodnoty a polohy. Adaptivní prahové kritérium je znázorněno na obrázku 12 a kritérium pro zpětnou detekci na obrázku 13.



Obrázek 13: Viditelná zpětná detekce u signálu M01_026_12, 1. svod.

Signál je poté vykreslen a pomocí příkazu *hold on* jsou do *plotu* vykresleny detekované polohy QRS komplexů.

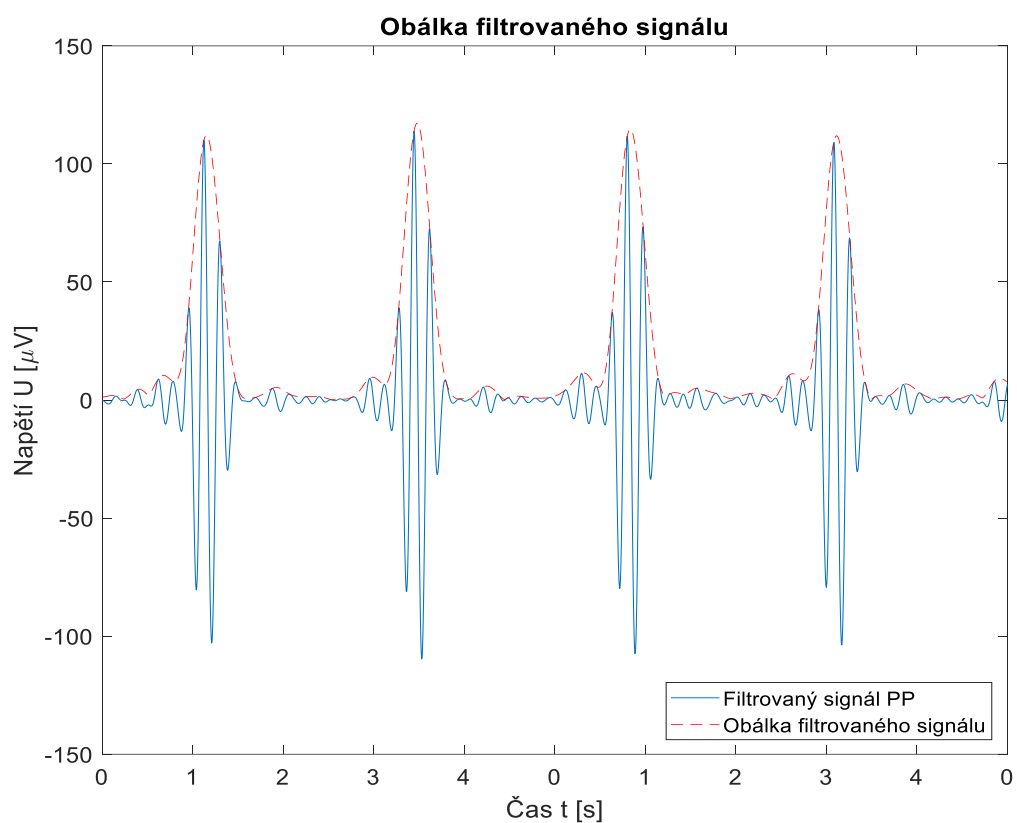


Obrázek 14: Originální signál M01_026_12, 1. svod s detekovanými QRS komplexy.

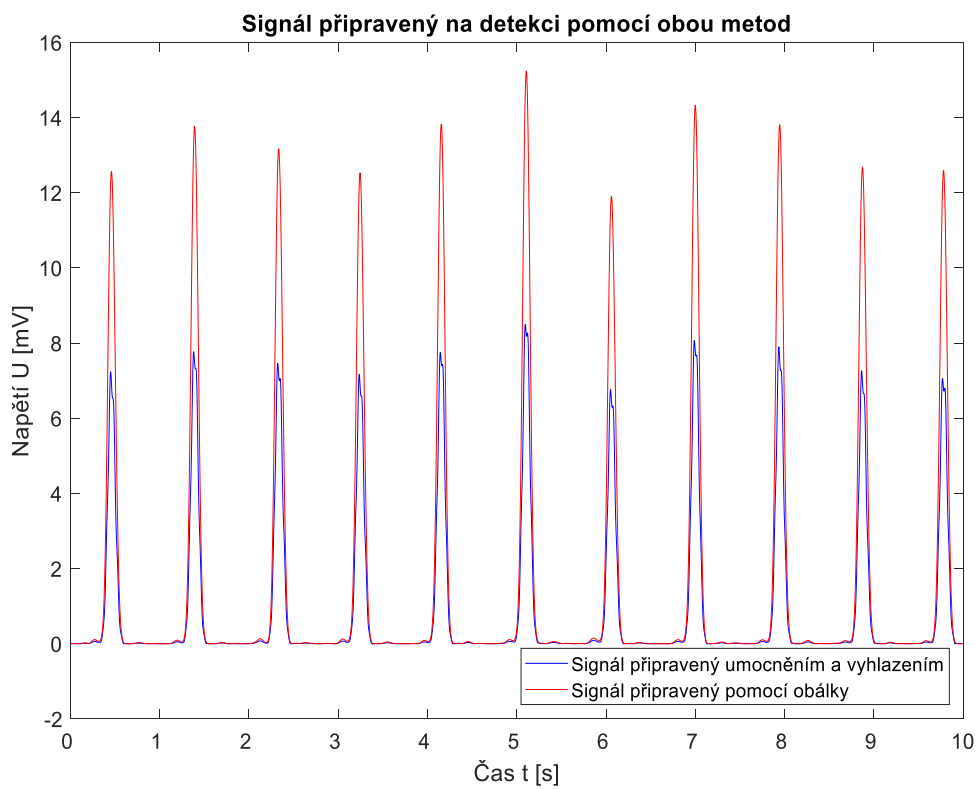
5.2 Metoda detekce pomocí obálky signálu

Stejně jako u předchozí metody je nejprve signál předzpracován. Je aplikován filtr pásmová propust se stejnými parametry jako v předchozí metodě. Dalším krokem je vypočítání DFT, vynulování poloviny spektra a aplikování IDFT. Také je možné provést Hilbertovu transformaci pomocí příkazu *hilbert*. Po této transformaci je vytvořena obálka filtrovaného signálu, která je dána do absolutní hodnoty a umocněna na druhou. Obálka filtrovaného signálu je znázorněna na obrázku 15.

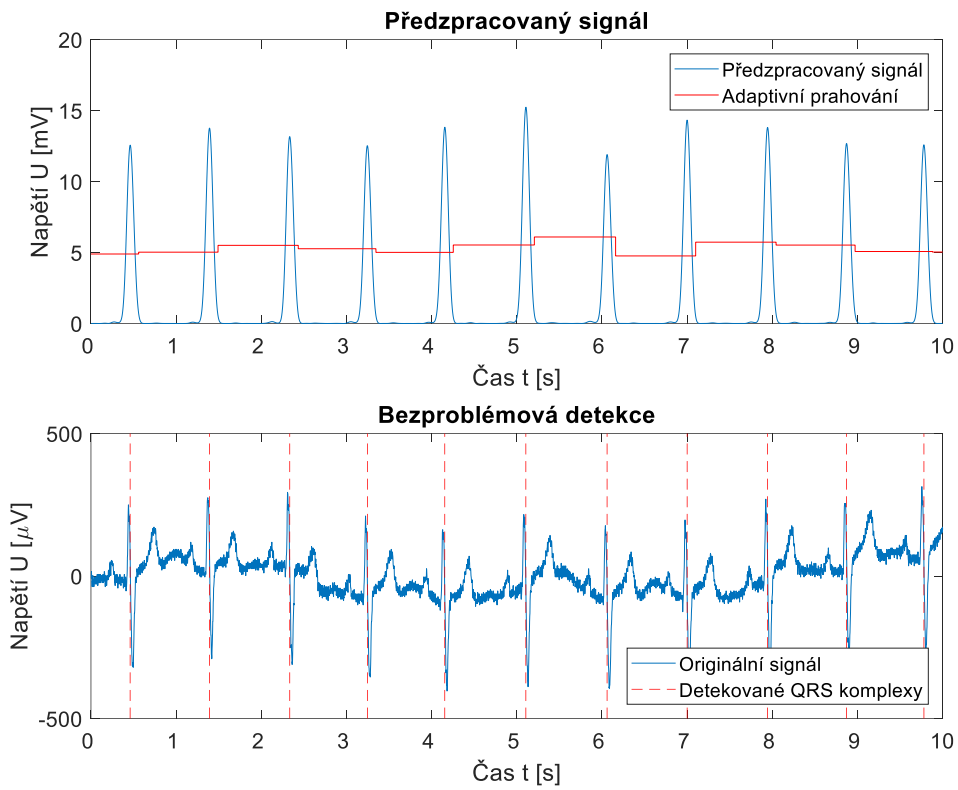
Rozhodovací pravidla a kritéria pro detekci QRS komplexu jsou úplně stejná jako v předchozí metodě.



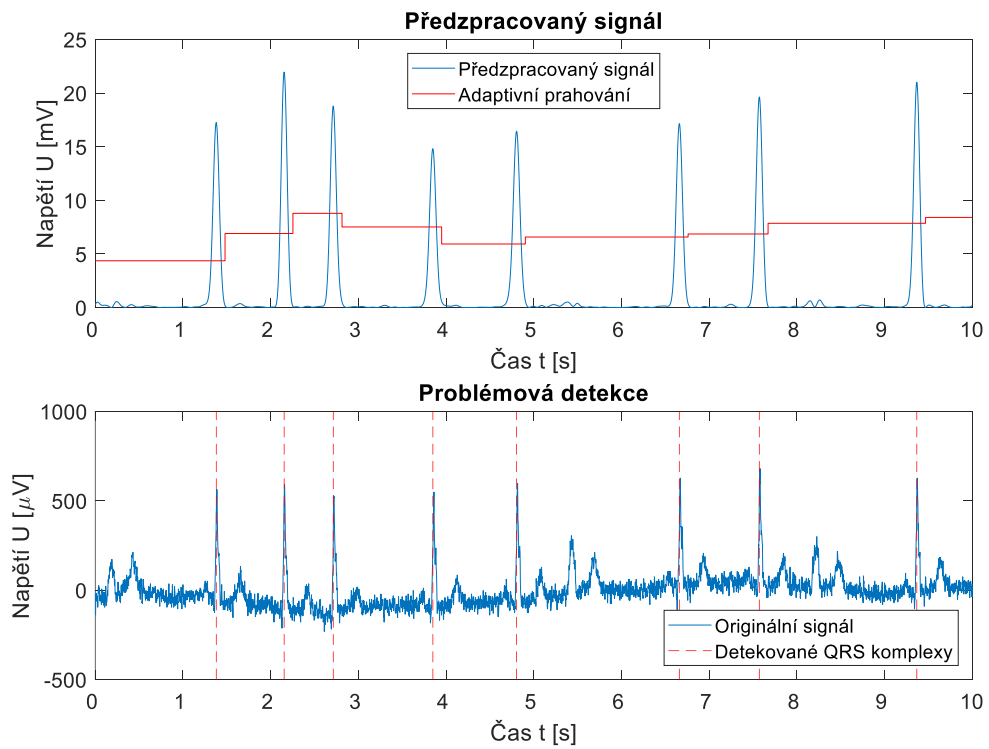
Obrázek 15: Obálka filtrovaného signálu MO1_001_12, 1. svod.



Obrázek 16: Signál MO1_001_12, 1. svod. Srovnání obou metod.



Obrázek 17: Bezproblémová detekce u signálu M01_001_12, 1. svod.



Obrázek 18: Problémová detekce u signálu M01_103_12, 1. svod z důvodu nedostatečně zvýrazněných QRS komplexů při předzpracování signálu. Detekováno: 8, referenčně: 11.

6 ZÁTĚŽOVÉ EKG

6.1 Rychlý úvod do fyziologie srdce při zátěži

Centrum pro řízení srdeční činnosti se nachází v prodloužené míše, odkud jsou vysílány vzruchy sympatickými a parasympatickými vlákny do srdce. Sympatická vlákna jsou aktivována jak při tělesné a psychické zátěži, tak i při samotné přípravě na zátěž či ohrožení. Sympatická vlákna aktivují činnost dřeně nadledvin, čímž dochází k produkci látek, jako je například adrenalin. Adrenalin soustřeďuje krev v životně důležitých orgánech, urychluje srdeční činnost a zvyšuje tepovou frekvenci a sílu stahu srdečního svalu [20].

Parametry, které bývají obvykle pozorovány při změnách klidového a zátěžového stavu jsou především tepová frekvence a minutový objem srdeční. Tepová frekvence je definována jako počet tepů srdce za minutu. Minutový objem srdeční je objem krve vypuzený srdeční komorou za jednu minutu. Fyziologické hodnoty tepové frekvence v klidovém stavu jsou mezi 60 a 90 tepy za minutu. Objem krve vypuzen stahem levé komory v klidovém stavu se pohybuje mezi 60 a 80 ml za minutu a označuje se jako tepový nebo systolický objem. Minutový objem srdeční je tedy násobkem tepové frekvence a systolického objemu, pohybuje se okolo pěti litrů. V průběhu zátěže se může tepová frekvence vlivem hormonů zvyšovat až na hodnotu tzv. kritické frekvence, která se určuje podle vzorce 220-věk. Pokud se tedy jedná o dospělého člověka, mohla by se tato frekvence pohybovat kolem 190 tepů za minutu. Systolický objem se při zátěži zvyšuje na 100-150 ml. Minutový objem srdeční se tudíž může zvýšit až na 25 litrů za minutu. Srdeční diastola je při dosažení kritické tepové frekvence natolik zkrácena, že další zvýšení tepové frekvence není možné [21].

Sportovci mají zpravidla nižší tepovou frekvenci než netrénovaní jedinci. Je to způsobeno tím, že sportovci mají silnější a větší myokard, při jednom stahu srdce tedy vypudí více krve. Při samotné zátěži, kdy je zapotřebí zvýšený průtok krve svalstvem, není vyžadováno zvýšení tepové frekvence, jelikož je požadovaný průtok pokryt zvýšeným systolickým objemem [15].

6.2 Křivka EKG při zátěži

Křivka zátěžového EKG je proti křivce klidového EKG lehce rozdílná. V zátěži roste tepová frekvence, což se projeví zkrácením RR intervalů, nicméně platí, že se další QRS komplex může objevit až po refrakterní fázi srdce. Kdyby srdce nebylo opatřeno refrakterní dobou a byl by vybaven další impuls z AV uzlu v době, kdy ještě neproběhlo uvolnění myokardu, došlo by k svalovému tetanu. Se zvyšující se

frekvencí dochází ke zkracování intervalu mezi T a P vlnou, což se na křivce EKG jeví jako „nasedání“ vlny T na vlnu P [21].

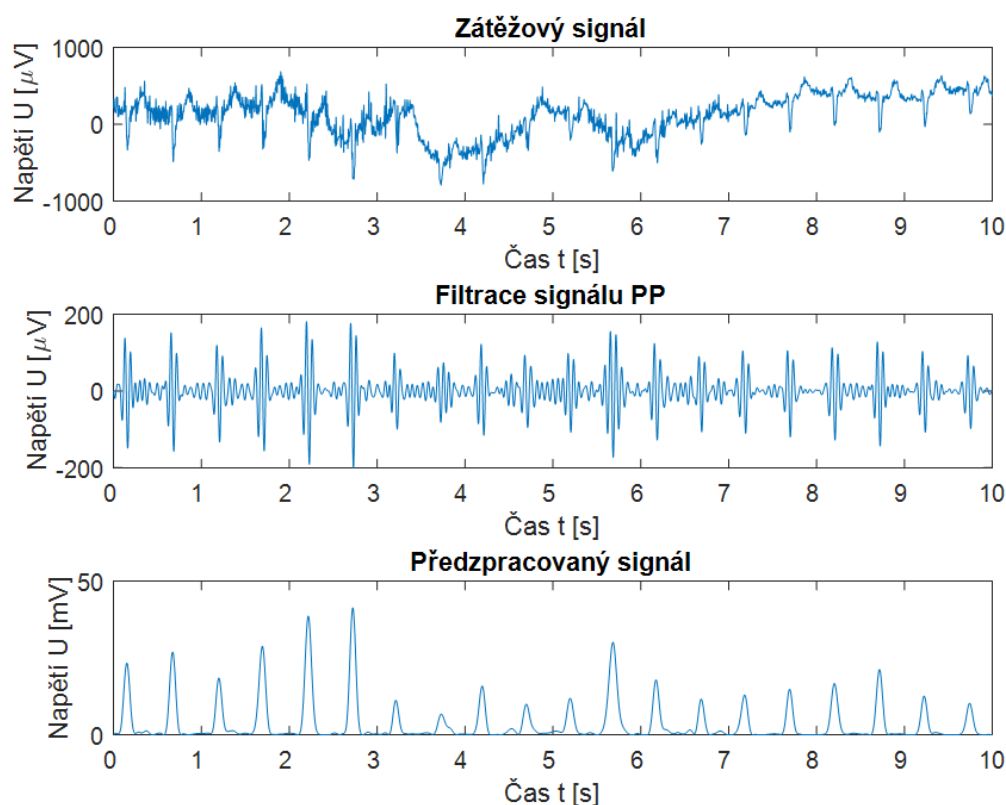
7 REALIZACE QRS DETEKTORU PRO ZÁTĚŽOVÉ EKG

7.1 Předzpracování zátěžového EKG signálu

Stejně jako u klidového EKG signálu je nutné signál nejprve předzpracovat. U klidového EKG ruší signál především drift a myopotenciály. Oba typy rušení jsou snadno filtrovatelné. Filtrace zátěžového EKG může ovšem představovat problém. Drift, podobně jako u klidového signálu, je možný filtrovat horní propustí s mezním kmitočtem 2 Hz. Zatímco myopotenciály se u klidového EKG objevují od 100 Hz (snadná filtrace bez zásahu do frekvenčního spektra EKG 0-40 Hz), u zátěžového EKG se mohou objevovat již od 10 Hz. Pokud jsou tedy myopotenciály filtrovány ze zátěžového EKG, nelze se obejít bez zásahu do původního tvaru signálu.

Pro účinnou filtraci bez většího zkreslení EKG signálu jsou používány nelineární adaptivní filtry nebo kumulační techniky. Nejúčinnější filtrace může být realizována aplikací vlnkového filtru. Pro detekci QRS komplexu je potřeba pouze část frekvenčního pásma EKG a to část, která odpovídá převážné energii QRS komplexu (10-25 Hz viz obrázek 5), proto není nutné použít složitější filtrační techniky, jako při filtraci celého EKG signálu. Pro filtraci je tedy použito pásmové propustí s mezními frekvencemi 11 a 21 Hz. Negativem lineární filtrace myopotenciálů může být zkreslení signálu, které však v tomto případě není znát. Ukázalo se, že signály filtrované pásmovou propustí jsou pro následnou detekci QRS komplexu dostačující.

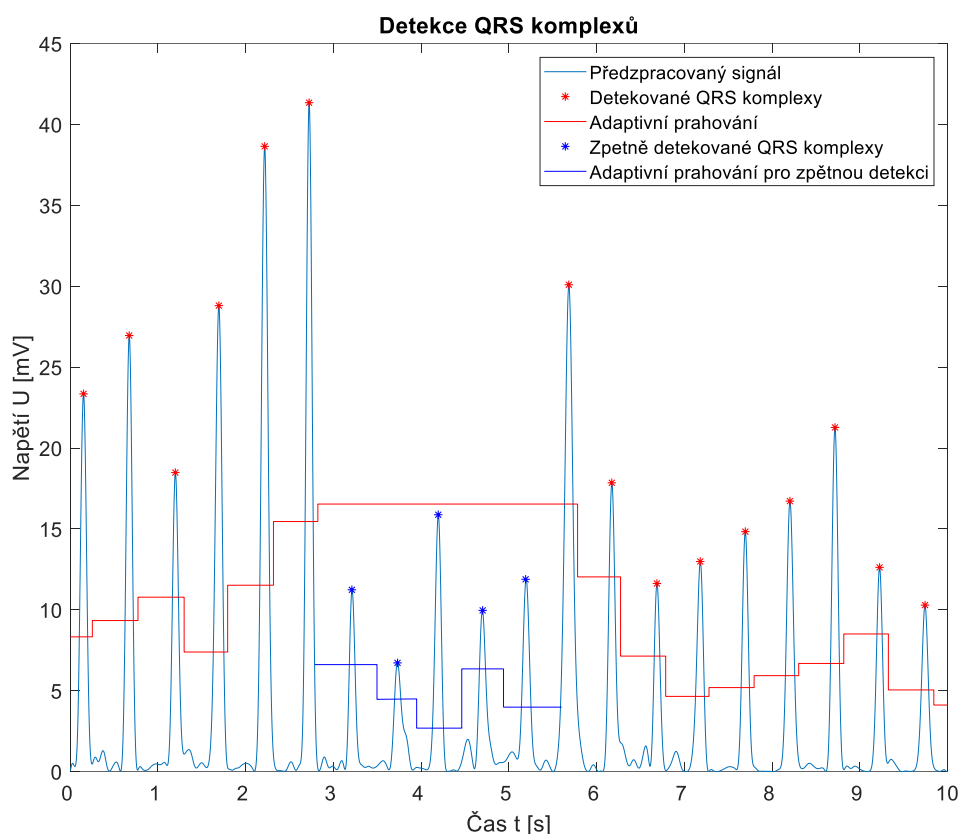
Po filtraci EKG signálu přicházejí na řadu další kroky předzpracování v závislosti na použitých metodách, které jsou popsány v kapitole 5.1 a 5.2.



Obrázek 19: Kroky předzpracování zátěžového signálu zatezovy_20 pomocí obálky.

7.2 Samotná detekce QRS komplexů

Vzhledem k tomu, že délka QRS komplexu i refrakterní doba zůstávají stejné, není nutné měnit parametry detektoru. Hodnoty pro detekci tak zůstávají totožné. Filtrace signálu není vždy dokonalá a dochází k utlumení amplitud některých QRS komplexů v předzpracovaném signálu viz obrázek 19. Utlumené QRS komplexy pak nejsou detekované. Nedetekované QRS komplexy jsou následně detekovány zpětnou detekcí. Zpětně detekovaný komplex je použit pro výpočet nového RR intervalu a zpětná detekce pokračuje. Jestliže QRS komplex opakovaně chybí, je jako práh pro detekci definován 0,3 násobek hodnoty posledního QRS komplexu (zpětně detekovaného). Při více nedetekovaných QRS komplexech tedy vzniká adaptivní práh pro zpětnou detekci. Celková detekce je zobrazena na obrázku 20.



Obrázek 20: Detekce QRS komplexů u signálu zatezovy_20.

7.3 Stanovení tepové frekvence

Jak již bylo zmíněno v kapitole 6.1 tepová frekvence je definována jako počet tepů za jednu minutu. Jeden tep je představován jedním QRS komplexem. Jelikož byl sestrojen detektor pro detekci QRS komplexů, je možné z jejich počtu tepovou frekvenci stanovit.

Pro výpočet tepové frekvence v detektoru byl navržen následující vzorec:

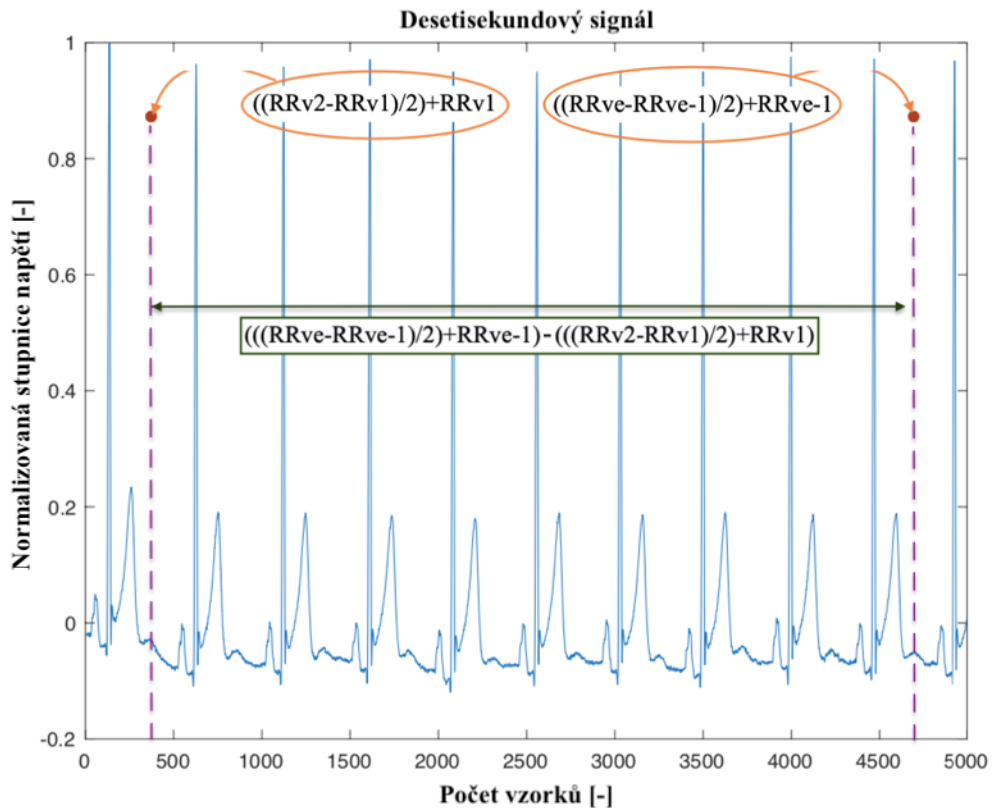
$$TF = \frac{(R-2) \cdot 60}{\left(\frac{RR_{te} - RR_{te-1}}{2} + RR_{te-1}\right) - \left(\frac{RR_{t2} - RR_{t1}}{2} + RR_{t1}\right)}, \quad (15)$$

kde R je počet QRS komplexů v signálu, RR_{te} a RR_{te-1} jsou časy, ve kterých se nachází poslední a předposlední R vlna signálu a RR_1 a RR_2 jsou časy, ve kterých se nachází první a druhá R vlna signálu. Všechny parametry RR jsou dosazovány v sekundách.

Jelikož matlab pracuje se vzorky, je nutné převést vzorky na čas. Převod je možný dle následujícího vzorce:

$$RR_x = \frac{RR_y \cdot T}{V}, \quad (16)$$

kde index x je parametr v čase (t_1, t_2, t_{e-1}, t_e) a y index je parametr ve vzorcích (v_1, v_2, v_{e-1}, v_e). T je doba signálu EKG v sekundách a V je počet vzorků signálu EKG. U signálů z vytvořené databáze v kapitole 7.5 a u signálů z CSE databáze $T=10$ s a $V=5000$. Ukázka výpočtu srdeční frekvence bude popsána pomocí obrázku 21.



Obrázek 21: Ukázka výpočtu tepové frekvence.

Jak lze vidět na obrázku, signál není v časové ose, nýbrž ve vzorkové. První R vlna leží na vzorku 134, druhá R vlna leží na vzorku 626. Poslední R vlna leží na vzorku 4928 a předposlední vlna leží na vzorku 4468. Detektor detekoval 11 QRS komplexů. Dosazením do rovnice 15 vyjde:

$$TF = \frac{(11 - 2) \cdot 60}{\left(\frac{4928 - 4468}{2} + 4468\right) - \left(\frac{626 - 134}{2} + 134\right)}. \quad (17)$$

Ve jmenovateli bylo ovšem pracováno se vzorky a proto je nutný převod na sekundy. Pro převod vzorků na sekundy bude použita rovnice 16.

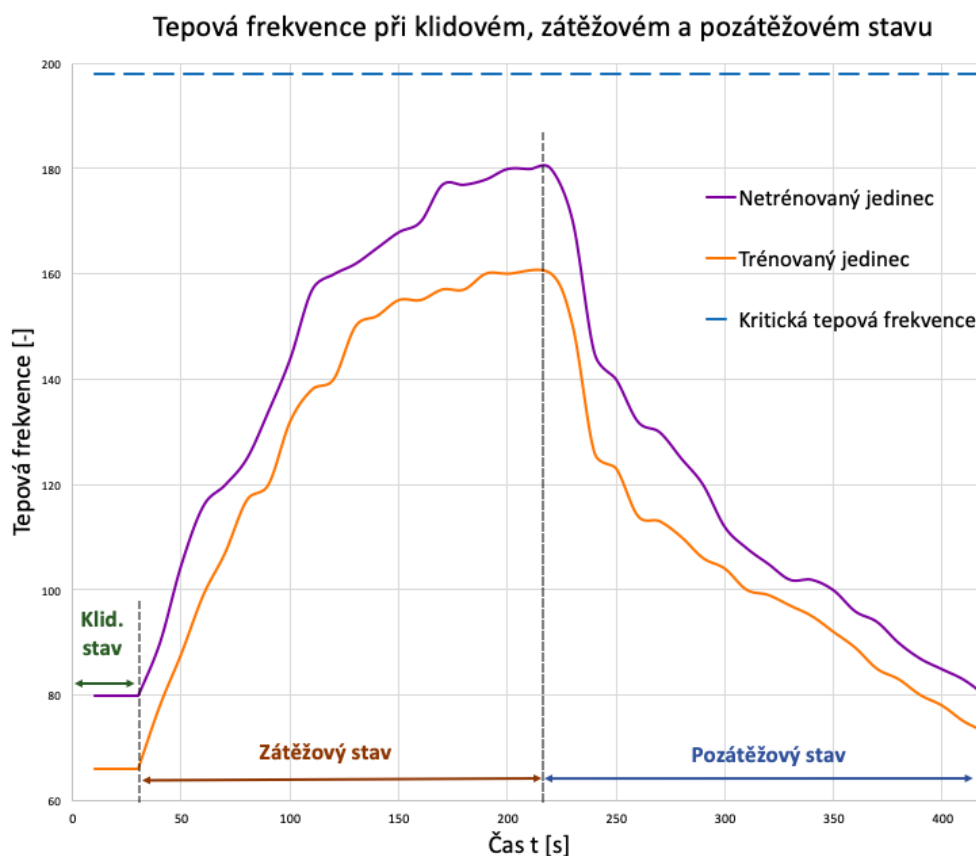
Jelikož se ve jmenovateli vyskytují pouze parametry ve vzorcích není potřeba převádět každý vzorek zvlášť, ale je možné převést jmenovatel jako celek. Po převodu je rovnice upravena:

$$TF = \frac{(11 - 2) \cdot 60}{\left[\left(\frac{4928 - 4468}{2} + 4468 \right) - \left(\frac{626 - 134}{2} + 134 \right) \right] \cdot \frac{10}{5000}} = 62,529. \quad (18)$$

Srdeční tepy jsou představovány pouze celými čísly, tepová frekvence je tedy vždy zaokrouhlena dolů. Srdeční tepová frekvence je proto 62 tepů za minutu.

7.4 Tepová frekvence v průběhu zátěže

Tepová frekvence se v klidovém stavu nemění. Po začátku psychické či fyzické zátěže se tepová frekvence rychle zvyšuje po dobu několika sekund. Po ustálení zátěže se zvyšuje pomaleji až k potenciální kritické frekvenci. Po skončení zátěže se tepová frekvence rychle několik sekund snižuje, následně již pomaleji. Z dat při měření vlastních EKG záznamů byl vytvořen graf závislosti srdeční tepové frekvence na čase při určitých stavech, který je zobrazen na obrázku 22. Na obrázku je rovněž srovnání tepové frekvence sportovce s netrénovaným jedincem.

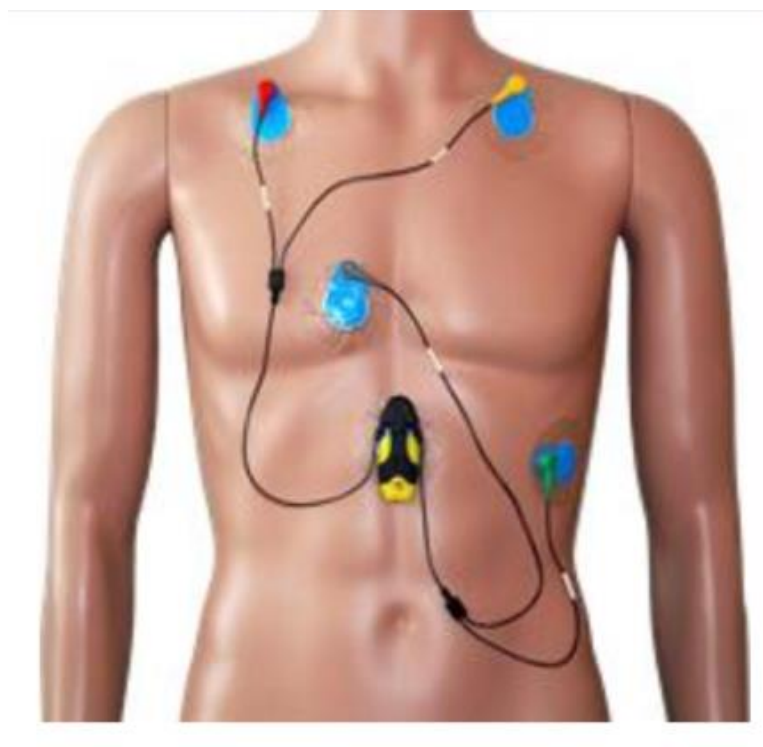


Obrázek 22: Tepová frekvence v průběhu zátěže.

7.5 Vlastní databáze EKG signálů

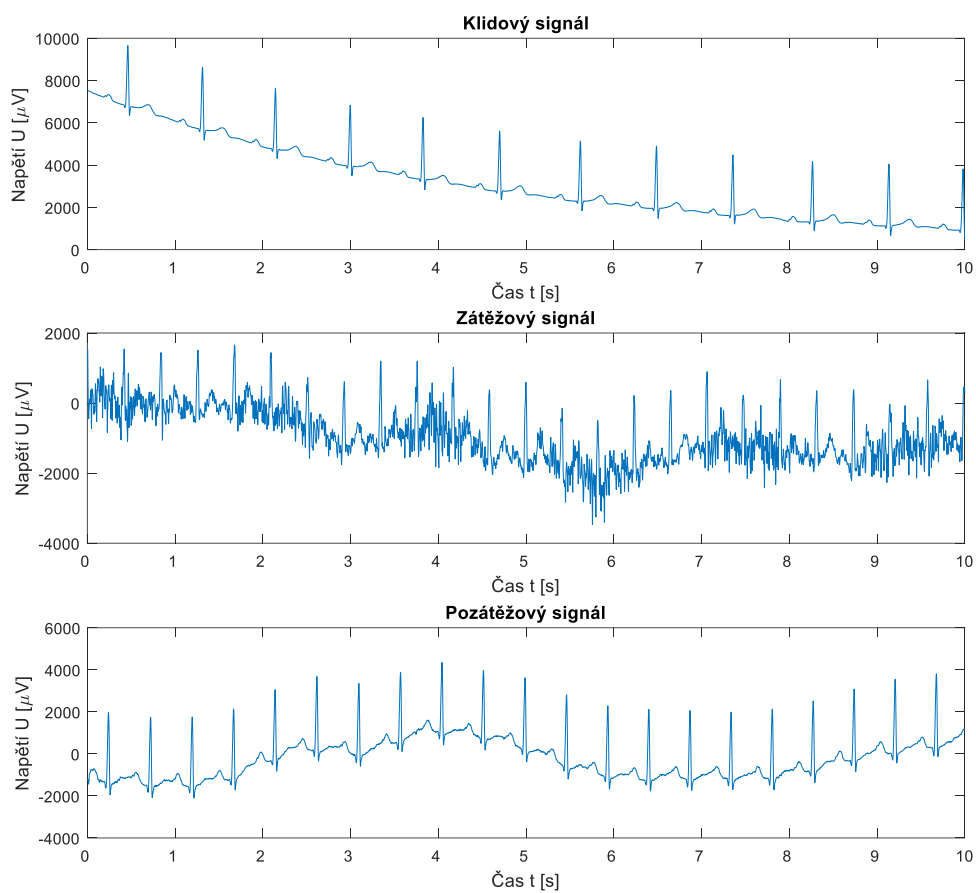
Pro hodnocení úspěšnosti detektoru především pro zátěžová data bylo potřeba vytvořit vlastní databázi EKG signálů, protože jiná volně dostupná databáze se zátěžovými daty není k dispozici. K vytvoření databáze byl použit Faros 360, přenosný EKG záznamník od společnosti Bittium. Faros 360 je schopný monitorovat EKG signál, srdeční tep, tělesnou teplotu, fyzickou aktivitu a dýchání [16].

Pro potřeby této bakalářské práce bylo využito pouze zaznamenání EKG signálu. K získání EKG signálu bylo použito systému pěti elektrod, jak lze vidět na obrázku 23.



Obrázek 23: Rozložení systému pěti elektrod [16].

Bylo naměřeno několik signálů v klidovém, zátěžovém i pozátěžovém stavu. Pozátěžové signály se liší od klidových pouze zvýšeným počtem QRS komplexů, proto byly zahrnuty mezi klidové EKG signály. Vlastní databáze obsahuje 100 klidových EKG signálů a 63 zátěžových EKG signálů. Tyto signály byly naměřeny na několika pacientech v různých časových intervalech. Zátěžová data jsou obvykle získávána pomocí bicyklové ergometrie. Pro získání zátěžových dat v této práci bylo ovšem nutné improvizovat a místo ergometru byl použit rotoped. Naměřené signály jsou zobrazeny na obrázku 24.



Obrázek 24: Naměřené signály, seshora: klidovy_012, zatezovy_12, klidovy_005.

Vytvořená databáze obsahuje ke každému EKG signálu referenční polohy, které byly diskutovány na Fyziologickém ústavu Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně.

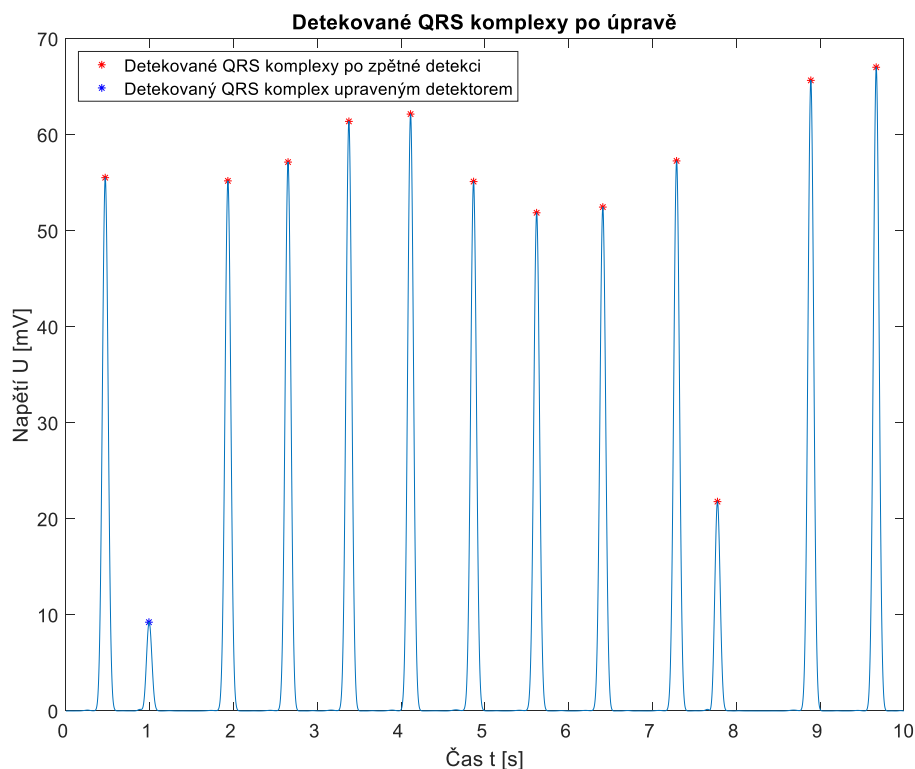
8 UPRAVENÍ DETEKTORU

Po otestování detektoru na CSE a vytvořené databázi byla přidána další opatření pro dosažení co nejlepší úspěšnosti. Některá z nich budou vysvětlena a popsána.

8.1 Zpětná detekce

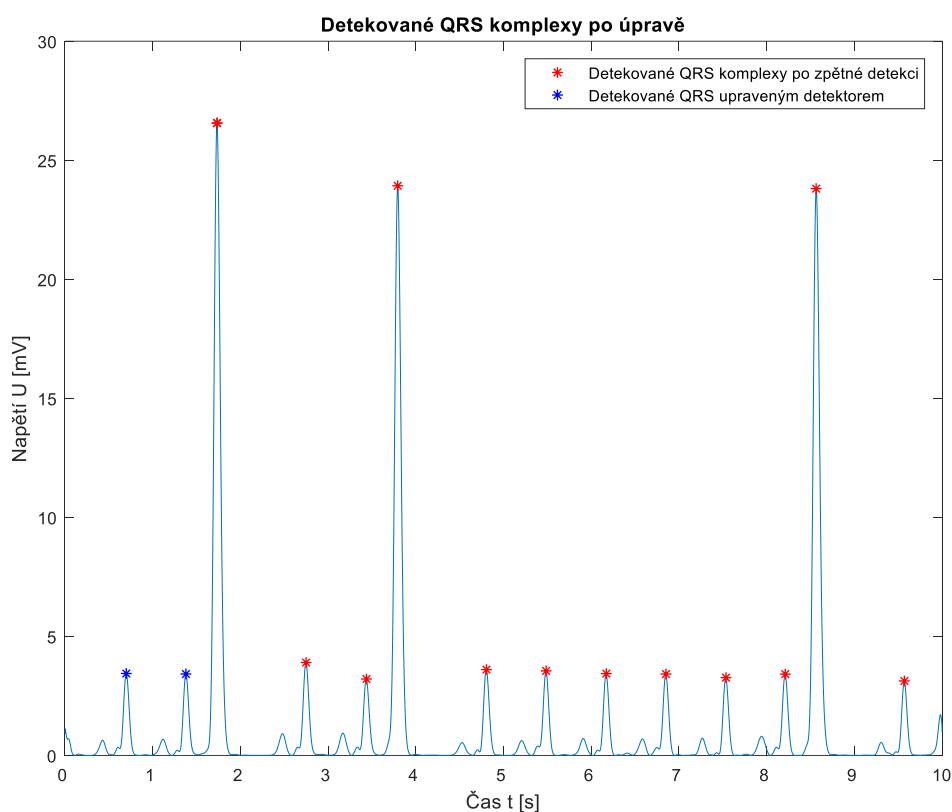
Zpětná detekce je založena na porovnání vzdáleností dvou RR intervalů. Jestliže detektor správně detekuje několik QRS komplexů a zároveň špatně nedetekuje QRS komplexy, které se nachází mezi prvním a druhým detekovaným QRS komplexem, tak tyto nedetekované QRS komplexy není možné zpětně detekovat. Detektor byl upraven tak, aby i tyto nedetekované QRS komplexy byly zachyceny.

Po skončení normální i zpětné detekce je nalezen nejdelší ze všech RR intervalů. Po nalezení nejdelšího RR intervalu je spuštěn cyklus, který projíždí signál až do druhého detekovaného QRS komplexu. Pokud je RR interval prvních dvou detekovaných QRS komplexů delší než nejdelší nalezený RR interval, začíná další detekce. Detekce začíná na vzorku signálu, na kterém leží první QRS komplex + refrakterní doba srdce a končí na vzorku signálu, na kterém leží druhý detekovaný QRS komplex - refrakterní doba srdce. Práh pro detekci je 0,3 násobek hodnoty prvního QRS komplexu.



Obrázek 25: Detekované QRS komplexy po úpravě, signál MO1_061_12, 12. svod.

Pokud detektor správně detekuje několik QRS komplexů a zároveň špatně nedetekuje QRS komplexy, které se nachází před prvním detekovaným QRS komplexem, je nalezen nejdelší RR interval ze všech detekovaných QRS komplexů. Jestliže je vzdálenost mezi začátkem a první polohou signálu větší než nejdelší interval, začne nová detekce od začátku signálu po první detekovaný QRS komplex. Práh pro detekci je nejmenší hodnota z detekovaných QRS komplexů.

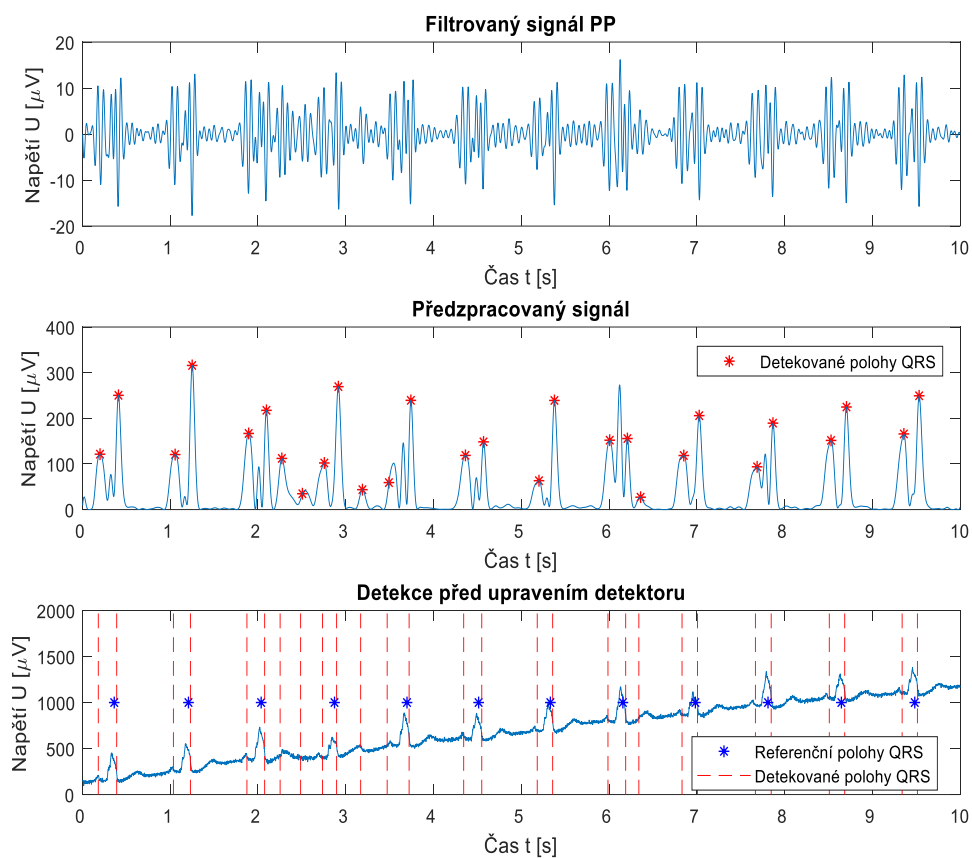


Obrázek 26: Detekované QRS komplexy po úpravě, signál M01_105_12, 12. svod.

8.2 Opatření proti vícenásobně špatné detekci

Pokud je signál nedostatečně filtrován, zůstanou v něm i ostatní frekvenční pásma EKG. Následnými úpravami při předzpracování signálu sice dochází k zvýraznění složek odpovídajících QRS komplexu, ale i k zvýraznění složek, které jsou nežádoucí. Takto předzpracovaný signál obsahuje spoustu píků, které ale neodpovídají jednotlivým QRS komplexům a dochází tak ke špatné detekci.

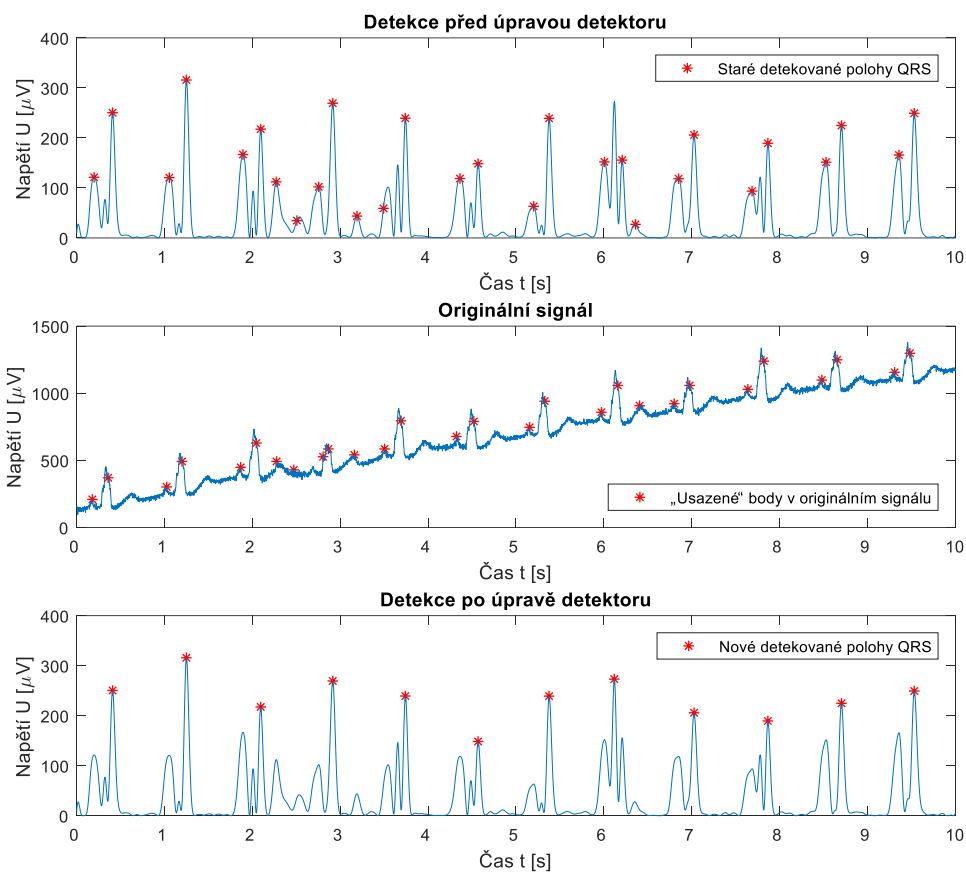
Příklad nedostatečně filtrovaného signálu, špatného předzpracování a špatně detekovaných QRS komplexů je zobrazen na obrázku 27. Detektor byl upraven způsobem, který špatné detekce částečně eliminuje.



Obrázek 27: Špatně detekovaný signál M01_046_12, 1. svod.

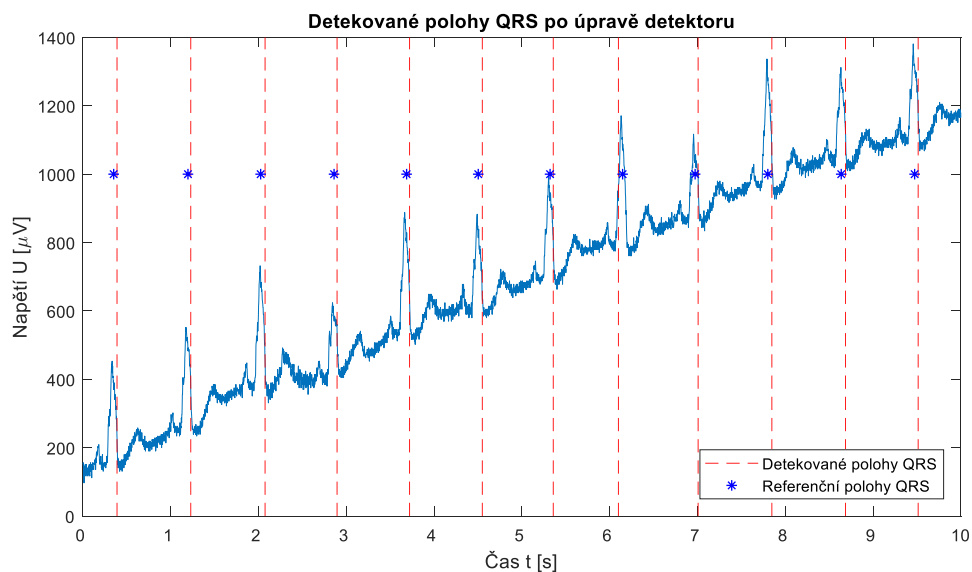
Pro zlepšení úspěšnosti detekce jsou detekované polohy a hodnoty QRS komplexů vyneseny do originálního signálu takovým způsobem, že se posouvají po signálu v okně délky QRS komplexu, což v CSE databázi odpovídá 50 vzorkům (QRS komplexy se tedy posouvají o 25 vzorků dozadu a 25 vzorků dopředu) a usadí se v největší absolutní hodnotě signálu tohoto okna. Následně jsou vzdálenosti poloh porovnávány. Pokud je vzdálenost dvou poloh QRS komplexů menší než součet délky QRS komplexu a refrakterní fáze srdce, je odstraněna ta poloha, která je usazena v menší hodnotě signálu. Polohy „usazených“ QRS komplexů jsou následně znovu vyneseny do předzpracovaného signálu. V předzpracovaném signálu se lehce posunuté QRS komplexy usazují v maximální hodnotě signálu v okně po 50 vzorcích stejným způsobem jako v originálním signálu. Polohy takto usazených bodů jsou polohy nových QRS komplexů.

Toto opatření je spuštěno, jestliže je počet detekovaných QRS komplexů větší než 25 (předpoklad pro špatnou detekci). Ukázka opatření proti vícenásobně špatné detekci je zobrazena na obrázku 28.



Obrázek 28: Eliminace špatné detekce (pomocí obálky) M01_046_12, 1. svod.

Následně jsou detekované polohy vyneseny do originálního signálu.



Obrázek 29: Detekce po upravení detektoru (pomocí obálky) M01_046_12, 1. svod.

K úpravě detektoru patří také zpoždění cyklu pro detekci. Cyklus nezačíná od prvního vzorku, ale od pevně stanovené hodnoty, aby se zamezilo detekci QRS komplexů s ořezem vlny Q. Takto ořezaný QRS komplex se nepovažuje za referenční QRS komplex signálu. Pevná hodnota zpoždění cyklu byla s přihlédnutím na délku QRS komplexu stanovena na 60 ms (pro CSE a vlastní databázi 30 vzorků).

9 VYHODOCENÍ

9.1 Posuzování spolehlivosti detekce komplexů QRS

Pro posuzování spolehlivosti detektorů se používá zejména senzitivita a pozitivní předpovědní hodnota, respektive prediktivita. Tyto dva parametry jsou na sobě většinou vzájemně závislé. Pokud se zvýší hodnota jednoho parametru, sníží se druhá a naopak. Proto je nutné volit kompromis.

9.1.1 Senzitivita

Senzitivita (S^+) značí procento detekovaných QRS ze všech komplexů, které se v signálu nachází, neboli pravděpodobnost pozitivní detekce, je-li přítomen QRS komplex [12].

Senzitivita se vypočítá podle rovnice:

$$(S^+) = \frac{SP}{SP+FN} \cdot 100 [\%], \quad (19)$$

kde SP je celkový počet správně detekovaných komplexů a FN je počet nezachycených komplexů. Jmenovatel tedy značí celkový počet QRS komplexů v signálu [12].

9.1.2 Pozitivní prediktivita

Pozitivní prediktivita (P^+) značí pravděpodobnost přítomnosti QRS při pozitivní detekci [12].

Prediktivita se vypočítá podle rovnice:

$$(P^+) = \frac{SP}{SP+FP} \cdot 100 [\%], \quad (20)$$

kde FP je počet falešně detekovaných komplexů. Jmenovatel značí celkový počet detekcí [12].

9.2 Spolehlivost vytvořených detektorů

Detektory byly testovány na signálech z databáze CSE a to konkrétně na 125 signálech, kde každý obsahoval 12 svodů.

Ve všech signálech se dohromady vyskytovalo 17676 QRS komplexů. Navržený detektor metodou umocnění z toho správně detekoval 17450 QRS komplexů, dosazením do rovnice 15 vychází senzitivita 98,72 %. Detektor navržený pomocí obálky správně detekoval 17451 QRS komplexů, dosazením do rovnice 15 vychází senzitivita 98,73 %.

Detektor navržený metodou umocněním detekoval 17490 QRS komplexů, z toho 17450 bylo správně pozitivních, dosazením do rovnice 16 vychází prediktivita 99,77 %. Detektor navržený pomocí obálky detekoval 17491 QRS komplexů, z toho bylo 17451 pozitivních, dosazením do rovnice 16 vychází prediktivita 99,77 %.

Tabulka 1: Srovnání úspěšnosti obou detektorů pro CSE databázi.

ÚSPĚŠNOST DETEKCE	TYP DETEKTORU	
	Umocnění	Obálka
Senzitivita S^+	98,72 %	98,73 %
Prediktivita P^+	99,77 %	99,77 %

Obě metody dosáhly srovnatelných výsledků. Nepatrně lepší úspěšnost senzitivity vykazuje metoda pomocí obálky, kterou detektor pozitivně detekoval o jeden QRS komplex více než metodou umocněním. Prediktivita dosahuje stejné hodnoty u obou metod. Úspěšnost detekce obou metod na jednotlivých signálech se občas nepatrně lišila, nicméně úspěšnost detekce na CSE databázi jako celku je téměř totožná. Pro objektivní porovnání jsou v tabulce 3 uvedeny úspěšnosti detektorů jiných autorů, kteří své detektory testovali na stejné databázi.

Tabulka 2: Srovnání úspěšnosti detektorů s jinými autory.

ÚSPĚŠNOST DETEKCE	AUTOŘI		
	Chouhan [17]	Vítek [18]	Mehta [19]
Senzitivita S^+	98,56 %	99,29 %	99,93 %
Prediktivita P^+	99,18 %	-	99,13 %

Vytvořené detektory pomocí obou metod vykazují lepší senzitivitu proti [17], ale horší než zbylé dva detektory. Porovnáním s autory, kteří zde nejsou zmíněni, dosahuje senzitivita obou detektorů spíše průměrných až podprůměrných hodnot. To je také dáno vysokou hodnotou prediktivity, která převyšuje hodnoty uvedených autorů a je srovnatelná s detektory založenými na složitějších metodách. Pokud by byla přidána další opatření pro zvýšení senzitivity, klesla by prediktivita a naopak.

Detektory byly testovány i na vytvořené databázi, která obsahuje 100 EKG signálů, kde každý signál obsahuje 1 svod. Ve všech signálech se dohromady vyskytovalo 1497 QRS komplexů. Detektor navržený pomocí obálky jich správně zachytil 1493 a falešně detekoval 2. Detektor navržený pomocí umocnění vykazoval totožné výsledky. Srovnání spolehlivosti obou metod je zobrazeno v tabulce 3.

Tabulka 3: Srovnání úspěšnosti obou detektorů pro klidové signály z vytvořené databáze.

ÚSPĚŠNOST DETEKCE	TYP DETKTORU	
	Umocnění	Obálka
Senzitivita S^+	99,73 %	99,73 %
Prediktivita P^+	99,87 %	99,87 %

Vytvořená databáze obsahuje 63 zátěžových signálů EKG, obsahujících 1 svod, ve kterých se dohromady vyskytovalo 1686 QRS komplexů. Detektor navržený pomocí obálky jich správně zachytil 1680 a falešně detekoval 1. Detektor navržený pomocí umocnění vykazoval totožné výsledky. Srovnání spolehlivosti obou metod je zobrazeno v tabulce 4.

Tabulka 4: Srovnání úspěšnosti obou detektorů pro zátěžové signály z vytvořené databáze.

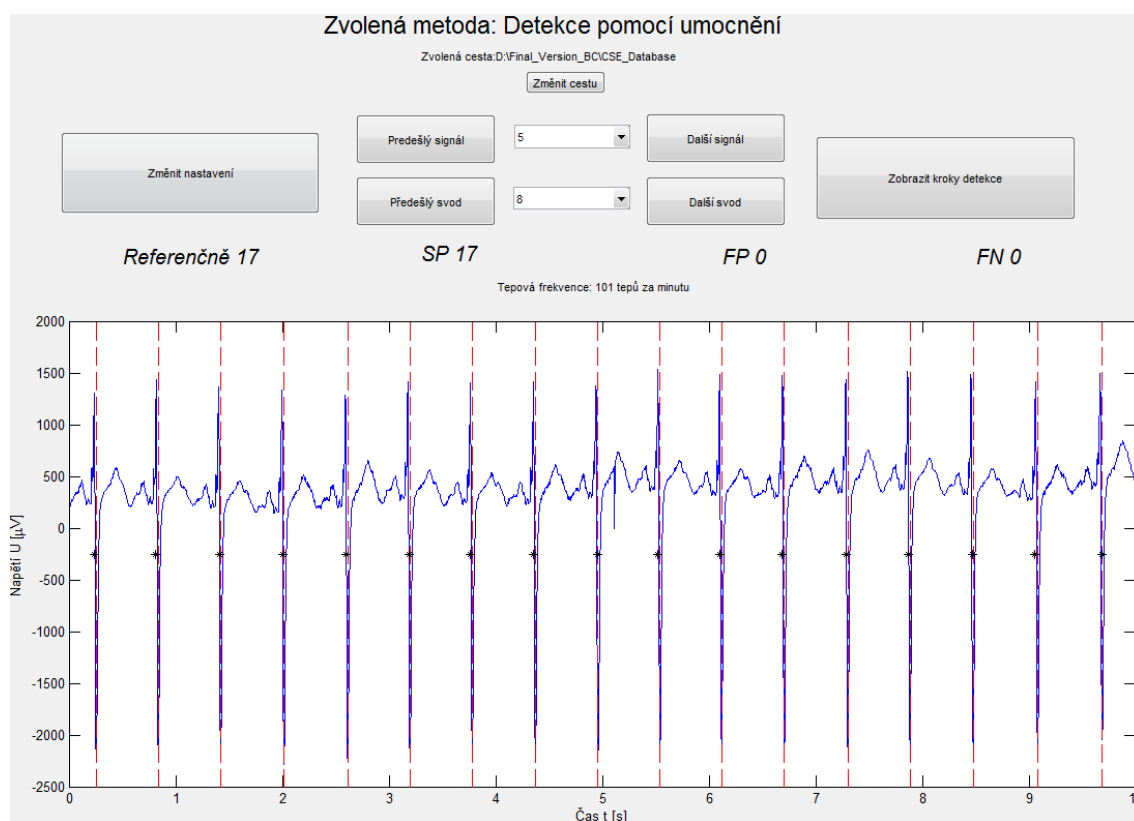
ÚSPĚŠNOST DETEKCE	TYP DETEKTORU	
	Umocnění	Obálka
Senzitivita S^+	99,64 %	99,64 %
Prediktivita P^+	99,94 %	99,94 %

Oba detektory ze všech přítomných QRS komplexů v klidových signálech nedetekovaly jen 4 QRS komplexy a falešně detekovaly pouze 2 QRS komplexy, což je solidní výsledek. Je ovšem nutné vzít v úvahu, že v naměřených signálech nebyl spatřen výskyt patologií, a které obsahovaly časové úseky bez výraznějších změn morfologie.

U zátěžových dat byly hodnoty úspěšnosti obou metod rovněž totožné. Ze všech QRS komplexů nebylo detekováno 6 QRS komplexů a pouze jeden byl detekován falešně. Detektory tedy mohou být použity i pro detekci zátěžových signálů a lze je považovat za univerzální. Otázkou zůstává, jak by se změnila úspěšnost detekce u zátěžových signálů, obsahujících patologie a výraznější změny morfologie.

10 GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ

Pro větší pohodlnost a lepší vizualitu testování detekce na signálech EKG bylo vytvořeno GUI, které se skládá ze čtyř bloků. První blok slouží k vyhrazení jedné z metod, na které se bude detekce testovat. Dalším blokem si uživatel zvolí složku se signály. Na třetím (hlavním) bloku je zobrazen originální signál s vyznačenými detekovanými i referenčními (pokud jsou dostupné) QRS komplexy. Je také možnost volit mezi signály a svody, případně měnit nastavení. V tomto bloku je možné vidět počet správně či falešně pozitivních detekcí a falešně nedetekovaných detekcí. Tyto hodnoty jsou získávány pomocí algoritmu, který byl během bakalářské práce vytvořen. Taktéž lze vidět hodnotu tepové frekvence, která je získána z rovnic 15 a 16. Blok také obsahuje tlačítko, jehož stisknutím se otevře poslední blok se zobrazenými kroky detekce. Hlavní blok je zobrazen na obrázku 30.



Obrázek 30: Ukázka hlavního bloku GUI.

11 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo seznámit se s problematikou detekce QRS komplexu. Bylo zde stručně vysvětleno fungování lidského srdce a jeho elektrická aktivita, která má za následek vznik křivky EKG, jejíž parametry byly náležitě popsány. Další kapitola se zabývala filtrací a zpracováním signálů, nejčastějšími typy rušení EKG signálu a možnostmi, jak tato rušení odstranit.

Následující část se věnovala metodám detekce QRS komplexu. Z těchto metod byly vybrány dvě, jedna založená na umocnění signálu a druhá založená na obálce filtrovaného signálu. Tyto metody byly zrealizovány v prostředí matlab a bylo detailněji popsáno předzpracování a samotná detekce QRS komplexu.

Jelikož byla tématem této bakalářské práce i detekce QRS komplexu ze zátěžového EKG, byly zde popsány základní změny činnosti srdce při zátěži a křivka EKG.

Vytvořené detektory byly obohaceny o různá opatření a kritéria pro dosažení co nejlepších výsledků na CSE databázi. Metoda pomocí umocnění vykazovala senzitivitu 98,72 %, metoda pomocí obálky 98,73 %. Prediktivita činila 99,77 %. Obě metody byly tedy srovnatelné a dosahovaly relativně stejných výsledků. Porovnáním s detektory jiných autorů byla senzitivita spíše podprůměrná až průměrná, naopak prediktivita byla srovnatelná s detektory založenými na složitějších metodách. Lepších výsledků by mohlo být dosaženo aplikováním složitějších metod, jako například vlnkové transformace.

Pro otestování vytvořených detektorů na zátěžových datech byla vytvořena databáze obsahující 63 zátěžových EKG signálů. Tyto signály byly naměřeny na několika pacientech v různých časových intervalech. Zátěžové EKG signály se běžně získávají pomocí bicyklové ergometrie. Pro získání dat v této práci bylo nutné improvizovat a byl použit rotoped. Referenční polohy všech QRS komplexů byly diskutovány na Fyziologickém ústavu Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně. Na zátěžových datech vycházela senzitivita obou metod 99,64 % a prediktivita 99,94 %, lze tedy prohlásit, že tyto detektory jsou univerzální. V těchto datech se ovšem nachází časové úseky bez výraznějších morfologických změn, které navíc kromě extrasystol neobsahují jiné patologické jevy. Databáze rovněž obsahuje 100 naměřených klidových EKG signálů, na které oba detektory reagovaly senzitivitou 99,73 % a prediktivitou 99,87 %. Dosažení vyšší senzitivity u vytvořené databáze než u CSE databáze mohlo být způsobeno menším počtem naměřených signálů a dostupných svodů, což mělo za následek nižší vypovídací hodnotu.

Pro snazší a pohodlnější manipulaci uživatele při testování detekce bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní GUI, které informuje uživatele například o počtu správně či falešně detekovaných QRS komplexů.

Literatura

- [1] MUDr. K. Kapounková. *Fyziologie kardiovaskulárního systému* [online prezentace]. Brno: Masarykova Univerzita, [cit. 2018-11-11]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1451/podzim2012/bk1156/um/Fyziologie_kardiovaskularniho_systemu.pdf
- [2] BARRET, Kim, PhD, BARMAN, Susan, PhD, BOITANO, Scott, PhD and BROOKS, Heddwen, PhD. *Ganong's Review of Medical Physiology*. 25th edition. New York: McGraw-Hill Education, 2016. 721 s. ISBN 978-1-25-925538-0
- [3] Základní čtení a hodnocení EKG křivky. *Rehabilitace.info* [online]. Říjen 12, 2012, [cit.2018-12-30]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni-zarizeni/zakladni-cteni-a-hodnoceni-ekg-krivky/>
- [4] Markéta Vojtová. *EKG, monitoring FF* [online prezentace]. Hradec Králové: VOŠZ a SZŠ, [cit. 2018-11-11]. Dostupné z: https://www.zshk.cz/sites/default/files/EKG_monitoringFF.pdf
- [5] Lysák, K. *Metody detekce QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital
- [6] Kubík, A. *Detektor QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 37 s. 2 příl. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital
- [7] Tarantíková, D. *Analýza EKG signálu*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra informatiky a výpočetní techniky, 2017. 48 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Pavel Mautner, PhD
- [8] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie*. Učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 1. vyd. Praha: GRADA publishing, 2005. 204 s. ISBN 80-247-1190-

- [9] *Oběhová soustava, srdce, cévy, krevní oběh, krevní tlak* [online prezentace]. Hranice: Gymnázium hranice, [cit. 2018-11-11]. Dostupné z: <https://www.slideserve.com/muncel/ob-hov-soustava-srdce-c-vy-krevn-ob-h-krevn-tlak>
- [10] Mgr. Marek Schwarz. *Oběhová soustava – srdce a cévy* [online prezentace]. Týn nad Vltavou: Gymnázium Týn nad Vltavou, [cit. 2018-11-11]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/docview/24/3303750/file=/storage/24/3303750/3303750.pdf>
- [11] KOZUMPLÍK, J.: Zpracování biologických signálů (AABS): Filtrace signálů EKG. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2017, <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [12] KOZUMPLÍK, J.: Zpracování biologických signálů (AABS): Detektory komplexů QRS. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2017, <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [13] 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
- [14] KOHLER, B. U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. *The principles of software QRS detection*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002
- [15] SEIDENGLANZ , David. Fyziologie: Srdeční Činnost a krevní oběh při námaze (2.část). In: *Trenink.com* [online], [cit. 2019-04-01]. Dostupné z: <http://www.trenink.com/index.php/medicina-medicina-a-regenerace-265/fyziologie-medicina-a-regenerace-270/1848-fyziologie-srdeni-innost-a-krevni-obh-pi-namaze-2ast>
- [16] *Faros series manual*. Version 3.0.0. Kuopio: Bittium biosignals ltd pioneerinkatu, 2018. 52 s
- [17] CHOUHAN, V. S., MEHTA, S. S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. 2008, vol. 8, No. 1, pp. 155-163

- [18] VÍTEK, M., KOZUMPLÍK, J. Detection of QRS Boundaries and T Wave End in Multilead ECG Signals. In Proceedings of the 14th Conference Student EEICT 2008, Vol. 4, Brno 2008, p. 285-289, ISBN 978-80-214-3617-6
- [19] MEHTA, Sarabjeet Singh a Nitin Shivappa LINGAYAT. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. Signal Processing [online]. 2007, vol. 87, issue 12, s. 3190-3201 [cit. 2019-5-5]. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165168407002320>
- [20] POCOCK, Gillian, RICHARDS, Christopher D. *Human Physiology*. The basis of medicine. 3rd edition. New York: Oxford university press, 2006. 656 s. ISBN 978-0-19-856878-0
- [21] HALL, E. John, PhD. *Textbook of medical physiology*. 13th edition. Philadelphia: Elsevier, 2016. 1168 s. ISBN 978-1-4557-7005-2

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

AV	-	Atrioventrikulární
DFT	-	Diskrétní Fourierova transformace
DP	-	Filtr dolní propust
EKG	-	Elektrokardiogram
FEKT	-	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
GUI	-	Grafické uživatelské rozhraní
Hz	-	Hertz
IDFT	-	Inverzní diskrétní Fourierova transformace
MLP	-	Multilayer perceptron
ms	-	milisekunda
mV	-	miliVolt
P+	-	Pozitivní prediktivita
PP	-	Filtr pásmová propust
QRS	-	Komplex, jenž reprezentuje depolarizaci komor
RBF	-	Radial basis function
SA	-	Sinoatriální
Se+	-	Senzitivita
STFT	-	Krátká Fourierova transformace (Short-time Fourier transform)
VUT	-	Vysoké učení technické v Brně
WT	-	Vlnková transformace (Wavelet transform)
μV	-	mikroVolt