



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

DETEKTOR QRS KOMPLEXU V EKG SIGNÁLECH

QRS COMPLEX DETECTOR IN ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

KAMIL KOSÍŘ

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMÍTAL

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Kamil Kosíř

ID: 125041

Ročník: 3

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Detektor QRS komplexu v EKG signálech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou a základními principy detekce QRS komplexů v signálech EKG. 2) Vyberte minimálně dva algoritmy, o kterých si myslíte, že budou spolehlivé a realizujte je v programovém prostředí Matlab. 3) Nalezněte vhodná rozhodovací pravidla a funkčnost obou detektorů otestujte na vybraných signálech EKG. 4) Navržené QRS detektory doplňte adaptivními prahovými kritérii a inteligentními rozhodovacími pravidly pro spolehlivější detekci. 5) Statisticky zhodnoťte úspěšnost navržených detektorů na kompletní CSE (MIT-BIH) databázi. 6) Dosažené výsledky porovnejte s úspěšností jiných autorů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B.U., HENNIG, C., ORGLMEISTER, R. The Principles of Software QRS Detection. IEEE Engng. in Med. and Biol., Jan/Feb. pp. 42-57, 2002.
- [2] ELGENDI, M.; MAHALINGAM, S.; JONKMAN, M.; DE BOER, F. A Robust QRS Complex Detection Algorithm Using Dynamic Thresholds. Computer Science and its Applications. CSA '08. International Symposium on , vol., no., pp.153-158, 13-15 Oct. 2008.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

Konzultanti bakalářské 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

Úkolem této práce je seznámit se s problematikou a základními principy detekce QRS komplexů v signálech EKG. Tato práce je rozdělena do několika částí. První část se zabývá anatomii a funkcemi srdce, mezi které patří např. vznik a šíření potenciálu. V další části je uvedeno rozmístění elektrod pro snímání srdeční aktivity a popis EKG signálu. Následně je popsáno několik detektorů pro detekci QRS komplexů. Hlavní částí této práce je realizace dvou algoritmů vytvořených v programovém prostředí Matlab. A to detektoru založeného na umocnění signálu a detektoru založeném na rozkladu signálu bankou filtrů. V závěru je testována účinnost obou detektorů na signálech z databáze CSE.

Klíčová slova

QRS komplex; EKG signál; detektor; filtrace; Matlab

Abstract

The aim of this thesis is to introduce issues and basic principles of QRS complex detection in ECG signals. This work is separated into several parts. The first part deals with anatomy and functions of the heart, for example the emergence and spread of potentials. The next part includes distribution ECG leads and explanation of ECG signal. Afterwards are described some detectors of QRS complex. The main part of this work is realization of two algorithms implemented in Matlab program. The first detector is based on squaring algorithm and the the second is based on a spreading of the signal into several frequency bands. The effectiveness of both detectors is tested on signals from CSE library at the end of the work.

Key words

QRS complex; ECG signal; detector; filtering; Matlab

Bibliografická citace

KOSÍŘ, K. *Detektor QRS komplexu v EKG signálech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 40s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Detektor QRS komplexu v EKG signálech 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 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 vyplívajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne:

.....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Lukáši Smitalovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne:

.....

podpis autora

Obsah

Seznam obrázků	7
Úvod.....	8
1 Biosignály srdce	9
1.1. Elektrická činnost srdce	9
1.2. Klidový potenciál	10
1.3. Akční potenciál	10
1.4. Záznam EKG.....	11
1.5. EKG signál	14
2 Detekce QRS komplexu	15
2.1. Detektory komplexů QRS	15
2.1.1 Detektor QRS komplexu založený na umocnění filtrovaného signálu.....	16
2.1.2 Detektor QRS komplexu založený na obálce filtrovaného signálu.....	17
2.1.3 Detekce založená na přizpůsobené filtraci	17
2.1.4 Detekce QRS komplexu založená na rozkladu signálu bankou filtrů	18
2.1.5 Detekce QRS komplexu vycházející z trojice ortogonálních svodů	19
2.2. Posuzování spolehlivosti detekce komplexů QRS	20
3 Realizace detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu.....	21
3.1. Realizace v programovém prostředí Matlab	21
4 Realizace detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů	24
4.1. Realizace v programovém prostředí Matlab	24
5 Hodnocení spolehlivosti detekce	26
5.1. Hodnocení spolehlivosti detekce detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu ..	26
5.2. Hodnocení spolehlivosti detekce detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů...	30
6 Porovnání úspěšnosti.....	36
7 Závěr.....	37

Seznam obrázků

<i>Obr. 1.1: Elektrická aktivita srdce</i>	<i>10</i>
<i>Obr. 1.2: Akční potenciál pracovního myokardu [3]</i>	<i>11</i>
<i>Obr. 1.3: Bipolární končetinové svody [2]</i>	<i>12</i>
<i>Obr. 1.4: Unipolární končetinové svody podle Goldberga</i>	<i>13</i>
<i>Obr. 1.5: Rozmístění hrudních svodů [2]</i>	<i>13</i>
<i>Obr. 1.6: Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých úseků EKG signálu [8]</i>	<i>14</i>
<i>Obr. 2.1: Obecné blokové schéma detektoru komplexu QRS</i>	<i>15</i>
<i>Obr. 2.2: Výkonné spektrum vlny P, QRS komplexu a vlny T [2]</i>	<i>15</i>
<i>Obr. 2.3: Detekce QRS komplexu založená na umocnění filtrovaného signálu</i>	<i>16</i>
<i>Obr. 2.4: Detektor komplexu QRS založený na obálce filtrovaného signálu</i>	<i>17</i>
<i>Obr. 2.5: Detekce komplexu QRS založená na přizpůsobené filtraci</i>	<i>18</i>
<i>Obr. 2.6: Schéma banky pásmových propustí</i>	<i>18</i>
<i>Obr. 2.7: Schéma detekce QRS komplexu z modulu vektoru prostorového napětí</i>	<i>19</i>
<i>Obr. 3.1: Originální signál a signál filtrovaný pásmovou propustí</i>	<i>22</i>
<i>Obr. 3.2: Umocněný signál a signál filtrovaný dolní propustí</i>	<i>22</i>
<i>Obr. 3.3: Detekce R-kmitů na originálním signálu</i>	<i>23</i>
<i>Obr. 3.4: Detekce R-kmitů na filtrovaném signálu</i>	<i>23</i>
<i>Obr. 4.1: Originální signál spolu s jeho dyadickým rozdělením do pásem</i>	<i>24</i>
<i>Obr. 4.2: Detekce QRS komplexů v originálním signálu spolu s detekcí R-kmitů v jednotlivých pásmech</i>	<i>25</i>
<i>Obr. 5.1: Signál s rušením</i>	<i>27</i>
<i>Obr. 5.2: Signál s kolísáním nulové linie</i>	<i>27</i>
<i>Obr. 5.3: Signál s výskytem extrasystol</i>	<i>28</i>
<i>Obr. 5.4: Chybná detekce menšího kmitu</i>	<i>28</i>
<i>Obr. 5.5: Špička na začátku signálu</i>	<i>29</i>
<i>Obr. 5.6: Chybná detekce posledního QRS komplexu</i>	<i>29</i>
<i>Obr. 5.7: Kolísání nulové linie (originální signál)</i>	<i>31</i>
<i>Obr. 5.8: Kolísání nulové linie (pásma s detekovanými QRS komplexy)</i>	<i>31</i>
<i>Obr. 5.9: Výskyt extrasystol (originální signál)</i>	<i>32</i>
<i>Obr. 5.10: Výskyt extrasystol (pásma s detekovanými QRS komplexy)</i>	<i>32</i>
<i>Obr. 5.11: Chybná detekce u zarušeného signálu (originální signál)</i>	<i>33</i>
<i>Obr. 5.12: Chybná detekce u zarušeného signálu (pásma s detekovanými QRS komplexy)</i>	<i>33</i>
<i>Obr. 5.13: Poslední QRS komplex (originální signál)</i>	<i>34</i>
<i>Obr. 5.14: Poslední QRS komplex (pásma s detekovanými QRS komplexy)</i>	<i>34</i>
<i>Obr. 5.15: Chybná detekce na začátku signálu (originální signál)</i>	<i>35</i>
<i>Obr. 5.16: Chybná detekce na začátku signálu (pásma s detekovanými QRS komplexy)</i>	<i>35</i>

Úvod

EKG je nejčastějším vyšetřením používaným v kardiologii. S jeho pomocí lze prokázat například akutní infarkt myokardu a je na něm založena i diagnostika arytmií a perikarditidy.

Srdce, které je předmětem vyšetření EKG, funguje v těle jako krevní pumpa. Zásobuje tělo kyslíkem a živinami a přitom odvádí z buněk odpadní látky. Srdce je stimulováno elektrickými impulsy produkovanými vlastními vzrušivými buňkami. Ty mají za následek vznik a šíření vzruchu v srdci. Elektrická aktivita, která vzniká při činnosti srdce, je snímána elektrodami umístěnými na těle. Pomocí elektrokardiografu lze vytvořit její vývoj v čase a jeho výsledkem je EKG křivka. Ta slouží k hodnocení činnosti srdce na základě hodnocení délky a výšky jednotlivých vln a kmitů.

Existuje mnoho způsobů detekce QRS komplexu v EKG signálu. Některé z nich jsou v této práci popsány. V této práci jsou vytvořeny dva typy detektorů, ty jsou realizovány v prostředí MatLab. První z nich je založen na umocnění filtrovaného signálu. Filtrací pásmovou propustí je ze signálu odstraněno rušení a dochází i k potlačení ostatních vln. Umocněním na druhou se zvýrazní složky QRS komplexu a přejdou do pozitivních hodnot. Následně je signál filtrován dolní propustí, čímž se dosáhne vyhlazení signálu. Na takto upravený signál se aplikují rozhodovací pravidla společně s prahem pro detekci R-kmitů. Druhý filtr je založen na detekci bankou filtrů. Vstupní signál je zpočátku rozdělen do pásem. V jednotlivých pásmech je signál filtrován pásmovou propustí a následně zvýrazněn stejně jako u prvního detektoru. Liší se v rozhodovacích pravidlech a způsobu detekce. V tomto případě se detekuje překročení prahu ve dvousekundových úsecích daného signálu. Podmínkou pro detekci QRS komplexu je jejich výskyt nadprahové hodnoty ve dvou sousedních pásmech.

Vytvořené detektory jsou testovány na kompletní databázi CSE se vzorkovací frekvencí 500Hz. V závěru této práce je vyhodnocena účinnost detekce vytvořených detektorů vyjádřena procentuelně pomocí senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty. Získané hodnoty úspěšnosti jsou porovnány s výsledky jiných autorů.

1 Biosignály srdce

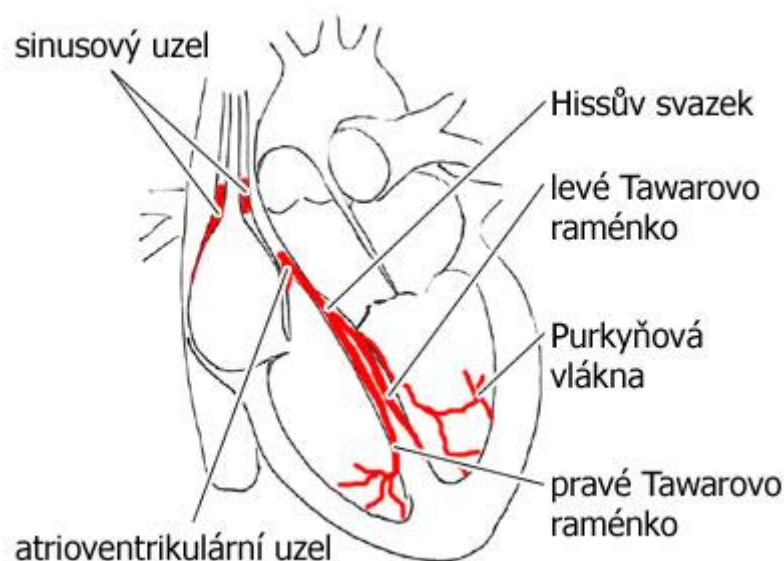
Srdce je dutý orgán, rozdělený na levou a pravou část. Obě strany jsou vzájemně synchronizované a každá podporuje jiný cévní systém. Každá strana se skládá ze síně, kde krev přitéká do srdce a komory, odkud krev proudí do těla. Srdce má vlastní automacii, schopnost se samovolně stahovat bez vnějších podnětů na základě spontánní elektrické aktivity buněk převodního systému, pro srdce charakteristické pravidelné střídání systoly (stahu) a diastoly (relaxace), vznik vzruchů na podněty a jejich šíření v srdci [1], [2].

Srdce je důležitým orgánem oběhové soustavy člověka, kde působí jako tzv. krevní pumpa. Při systole dochází ke stažení (ke kontrakci) srdce a vypuzení asi 70ml krve do oběhu (při fyzické zátěži to může být i více, až 200ml). Při diastole je srdce v klidu a komory se plní krví. Běžná tepová frekvence u zdravé dospělé osoby je 60 až 80 tepů za minutu v klidu. Při tělesné zátěži se často tato hodnota zvyšuje a může nabývat hodnot až 200 tepů za minutu. Komora jedním stahem vypudí asi 60% svého objemu. Tato hodnota je označována jako ejekční frakce a její pokles značí nedostatečnost srdeční činnosti [1], [3].

Jednotlivé části srdce se plní následovně: Krev přitékající ze všech žil v těle putuje do pravé předsíně, z předsíně se plní pravá komora, ze které je krev vypuzena při systole do plic. V plicích dochází k okysličení krve a plicními žilami se vrací do levé předsíně. Odtud se plní levá komora, kterou je následně krev vypuzena do celého krevního oběhu těla. Mezi jednotlivými částmi srdce se nacházejí chlopně, které neumožňují krvi procházet dvěma směry. Krev tak může srdcem procházet pouze jedním směrem [1], [2].

1.1. Elektrická činnost srdce

V pravé předsíni v oblasti horní duté žíly se nachází sinoatriální (SA) uzel, který je zdrojem elektrického impulzu pro kontrakci srdce. Frekvence kontrakcí srdce je řízena nervy: parasympatikem (zpomaluje činnost srdce) a sympatikem (zrychluje činnost srdce). Tepová frekvence SA uzlu je asi 50 až 100 stahů za minutu. Elektrický impulz se odtud šíří síňovými svalovými vlákny do atrioventrikulárního (AV) uzlu rychlostí 0,8 až 1,8 m/s. Na AV uzlu dochází ke zpoždění vlivem snížení rychlosti na hodnotu kolem 0,05 m/s. Z Hisova svazku se impulz šíří stonásobně vyšší rychlostí oproti AV uzlu do pravého a levého Tawarova raménka a odtud dále do Purkyňových vláken, zde se impulz zpomalí a šíří se rychlostí 0,5 m/s [2], [4], [5].



Obr. 1.1: Elektrická aktivita srdce

1.2. Klidový potenciál

Všechny vzrušivé tkáně včetně srdečních a svalových buněk mají jedno společné, schopnost depolarizace a repolarizace jejich buněčných membrán při elektrické aktivitě. Při klidovém stavu svalových a nervových buněk je vnitřek buňky oproti vnějšku negativní (-90 mV). Tato polarizace buňky je dána nerovnoměrným rozložením iontů na obou stranách membrány. Uvnitř buňky mají převahu ionty draselné (kladné), naopak vně buňky převládají ionty sodné a vápenaté (záporné). Draselné ionty procházejí buněčnou membránou snadněji a vlivem koncentračního spádu difundují ven z buňky. Vzniká tak nadbytek kladných iontů na zevním povrchu membrány, který má za následek klidový membránový potenciál srdeční buňky. Hlavním difuzibilním anionem z vnějšího prostředí buňky je chlornatý iont. Přes membránu prochází pasivně, při pohybu kationtů vlivem koncentračního spádu [6].

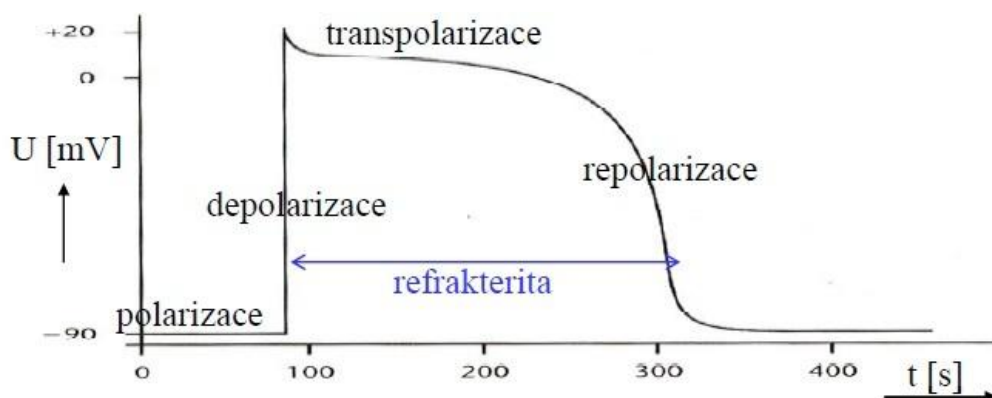
Tab. 1.1: Extra- a intracelulární koncentrace nejvýznamnějších iontů [6]

iont	extracelulární koncentrace (mmol/l)	Intracelulární koncentrace (mmol/l)
Na ⁺	145	5-10
K ⁺	4	135-150
Ca ²⁺	2-4	10-4
Cl ⁻	120	5

1.3. Akční potenciál

Začíná rychlou změnou membránového potenciálu. Otevření sodno-draselné pumpy umožní vstoupit sodíkovým iontům do nitra buňky a vzniká tak okamžitá depolarizace. Rozdíl potenciálů se rapidně změní z -90 na +20 mV během 1-3 ms. Po depolarizaci nastává období částečné repolarizace (pokles membránového potenciálu na +10 až +15 mV) a následně nastává fáze plató, která trvá přibližně 200-350 ms, při ní hodnota akčního

potenciálu neklesá. Do původního stavu se membránový potenciál vrací při repolarizaci, kdy dochází k vyrovnávání sodíkových iontů na obou stranách membrány. Celý tento proces normálně trvá 200 – 350 ms (Obr. 1.3). Od vzniku depolarizace po dokončení repolarizace je buňka elektricky inaktivní, toto období se nazývá refrakterní fáze a trvá 200 – 250 ms [4], [6].



Obr. 1.2: Akční potenciál pracovního myokardu [3]

1.4. Záznam EKG

EKG, jak se elektrokardiogramu zkráceně říká, je záznam elektrických aktivit srdce v časové oblasti. Tento záznam je získán pomocí elektrokardiografu (přístroje pro záznam biopotenciálů srdce). Jedná se o neinvazivní, bezbolestnou a časově nenáročnou metodu. EKG signál je snímán pomocí elektrod, které jsou rozmístěny na povrchu těla pacienta. Elektrokardiogram zaznamenává rozdíly potenciálů mezi jednotlivými elektrodami. Pro správný tvar EKG signálu je potřeba, aby byly elektrody správně rozmístěny. Lepší kvalitu signálu umožňuje EKG pasta, která se nanáší mezi elektrodu a pokožku, značně tak snižuje odpor a rozšiřuje kmitočtovou oblast.

Pro kvalitní záznam EKG se v dnešní době používá dvanácti svodové EKG. Skládá se ze 3 bipolárních končetinových svodů (I, II, III), 3 unipolárních zesílených svodů (aVR, aVL, aVF) a 6 unipolárních hrudních svodů (V1 – V6). Záznam lze snímat i z 3 ortogonálních svodů (X, Y, Z) [2], [3], [4]:

Bipolární končetinové svody – elektrody jsou rozmístěny podle barev na horních a dolních končetinách následovně:

- pravá paže – červená,
- levá paže – žlutá,
- pravá noha – černá (zem),
- levá noha – zelená.

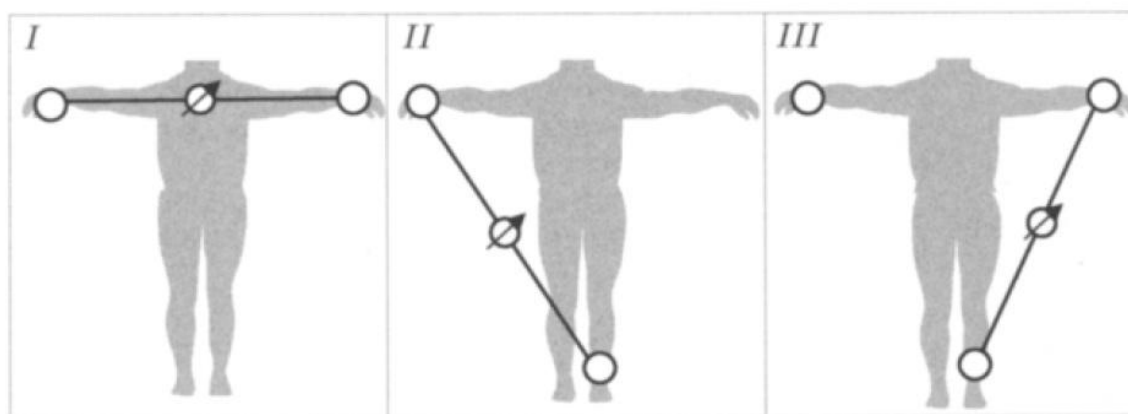
Tyto svody nám dávají rozdíly potenciálů mezi dvěma elektrodami. Svod I je tedy rozdílem potenciálů mezi pravou a levou paží, svod II je rozdílem potenciálů pravé paže a levé nohy a svod III je rozdílem potenciálů mezi levou paží a levou nohou.

$$I = V_{LA} - V_{RA}, \quad (1)$$

$$II = V_{LL} - V_{RA}, \quad (2)$$

$$III = V_{LL} - V_{LA}, \quad (3)$$

kde V_{LA} je naměřená voltáž na levé paži, V_{RA} na pravé paži a V_{LL} na levé noze.



Obr. 1.3: Bipolární končetinové svody [2]

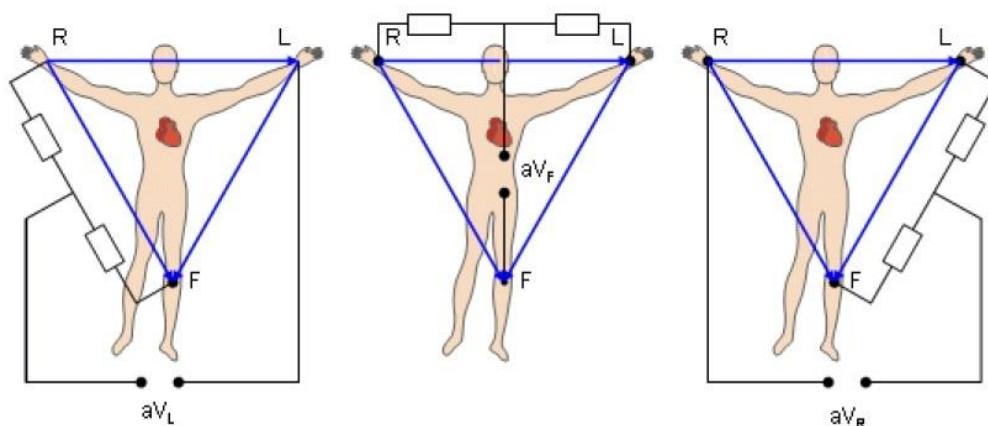
Unipolární končetinové svody – Tyto svody dávají rozdíl potenciálů mezi jedním místem (diferentní elektroda) a druhým místem (indiferentní elektroda). Rozmístění diferentních elektrod je totožné s bipolárními končetinovými svody. Ty tvoří uzavřený okruh a podle Kirchhoffova zákona je součet všech proudů, které protékají uzavřeným okruhem roven nule. Na základě toho Wilson spojil všechny tři končetinové svody do jednoho místa, do tzv. centrální svorky. Vždy se tedy měří napětí mezi končetinovou elektrodou proti napětí na centrální svorce. Tuto metodu zapojení unipolárních končetinových svodů modifikoval Goldberger. A to tak, že zvýšil voltáž výchylek až o 50%. Proto je k označení svodů přidáno písmenko „a“, jako zesílené svody (např. aVR je zesílený svod z pravé paže).

$$aVR = V_{RA} - \frac{V_{LA} + V_{LL}}{2}, \quad (4)$$

$$aVL = V_{LA} - \frac{V_{RA} + V_{LL}}{2}, \quad (5)$$

$$aVF = V_{LL} - \frac{V_{LA} + V_{RA}}{2}, \quad (6)$$

kde aVR zesiluje rozdíl potenciálu mezi pravou paží a průměrem napětí z levé paže a levé nohy, aVL zesiluje napětí mezi levou paží a průměrem napětí z pravé paže a levé nohy a svod aVF zesiluje napětí mezi levou nohou a průměrem napětí z pravé paže a levé paže.



Obr. 1.4: Unipolární končetinové svody podle Goldberga

Unipolární hrudní svody – Je jich 6 a snímají tak elektrickou aktivitu srdce z dalších šesti úhlů. Elektrody na hrudní stěně jsou rozmístěny následovně:

V1- ve 4. mezižebří napravo od sternu

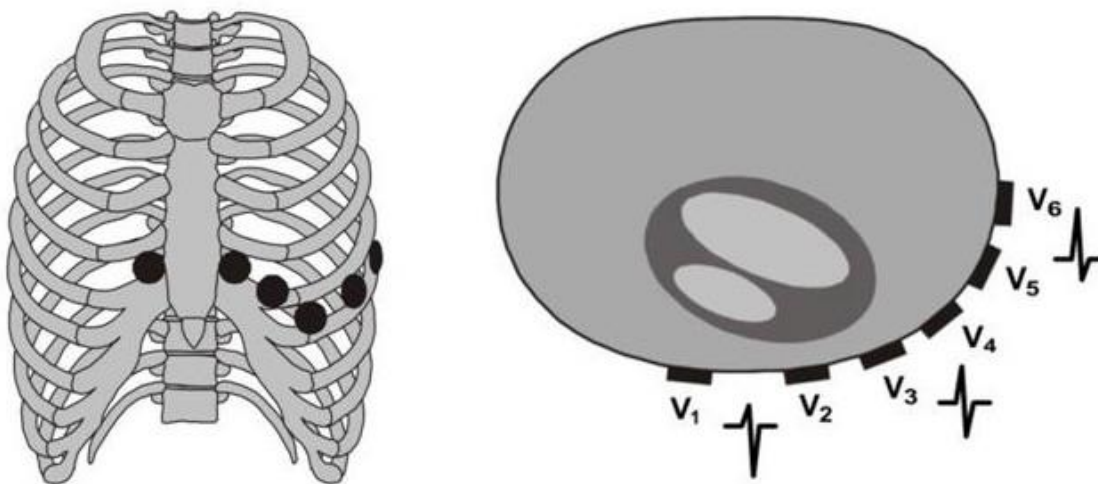
V2 - ve 4. mezižebří nalevo od sternu

V3 – mezi V2 a V4

V4 – v 5. mezižebří v čáře medioklavikulární (jdoucí středem hrudní stěny)

V5 – v přední axiální čáře ve výšce V4

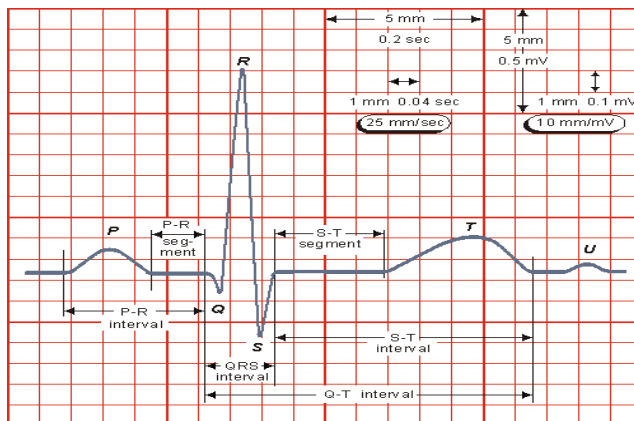
V6 – ve střední axiální čáře ve výšce V4



Obr. 1.5: Rozmístění hrudních svodů [2]

1.5. EKG signál

EKG signál se skládá z několika důležitých vln a úseků (Obr. 1.5), jejichž charakteristika je popsána níže v textu. Elektrické podráždění srdce začíná síňovou depolarizací (P vlna), následuje komorová depolarizace (QRS komplex) a je ukončeno komorovou repolarizací.



Obr. 1.6: Fyziologické hodnoty trvání jednotlivých úseků EKG signálu [8]

Vlna P je první výchylkou záznamu EKG, udává síňovou depolarizaci. Má pozitivní polaritu, na záznamu EKG je to malá zaoblená vlnka. Její amplituda je menší než $300 \mu\text{V}$ a doba trvání je menší než 120 ms.

Interval PR udává časový interval mezi vlnou P a kmitem R, který nám ukazuje dobu trvání depolarizace síní a šíření impulsu přes AV uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka až do Purkyňových vláken.

Komplex QRS „je obrazem postupu elektrické aktivace myokardu komor; elektrické síly vznikající při depolarizaci svaloviny komor se na EKG registrují jako ostré kmity“ [1, 22s]. Kmit Q je převážně negativní a udává depolarizaci mezikomorové přepážky. Kmit R je největším pozitivním kmitem komplexu QRS. Po kmitu R následuje další negativní kmit S. Komplex QRS značí systolu komor (depolarizaci srdečních stěn), normálně trvá 70-110 ms a pohybuje se v intervalu 10-40 Hz. Na záznamu EKG se může objevit více kmitů R, což může být patologickým příznakem.

Úsek ST, tento časový úsek značí ukončování depolarizace komor a začátek jejich repolarizace, kdy dochází k vyrovnání jejich elektrických sil. Začíná na konci kmitu S a končí na začátku vlny T. Změny úseku ST, jako je zvýšení, pokles nebo strmý sklon, mohou značit pokles srdeční kondice.

Vlna T nastává po úseku ST, ze kterého pozvolna přechází v širší vlnu charakterizující repolarizaci komor. Vlna T se objevuje vždy po komplexu QRS a má většinou i stejnou polaritu (ve většině případů je polarita vlny T pozitivní).

RR interval odpovídá délce komorového srdečního cyklu, měří se mezi dvěma úspěšnými kmity R. Při zrychlení srdeční frekvence se zkracuje a naopak při zpomalení se prodlužuje.

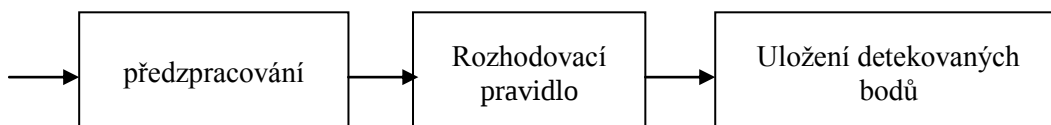
Vlna U, je nepatrná vlnka, která se objevuje po vlně T. Vzhledem k její malé velikosti se špatně rozpoznává a lze ji spatřit pouze u některých osob. Její význam je zatím nejasný [2], [3], [4]

2 Detekce QRS komplexu

Přesná a spolehlivá detekce QRS komplexu, nejvýraznějších kmitů v signálu EKG, je důležitá pro následnou klasifikaci a kvalitu výsledků zpracování. Nejzajímavější část energie se nachází ve frekvenčních pásmech od 5 do 21 Hz. U každého signálu je potřeba počítat i se změnami vznikajícími fyziologickými změnami ať už rychlými nebo postupnými (např.: tzv. extrasystoly, které vytváří tvarově odlišné QRS komplexy, bývají příčinou špatné detekce detektorů). V signálu EKG se objevují i další rušivé složky, jako je kolísání nulové izoliny, síťové rušení a svalové myopotenciály. Výskyt jednotlivých složek rušení je závislé i na způsobu vyšetření (klidové EKG, zátěžové EKG, dlouhodobý záznam EKG). Existuje mnoho detektorů používaných pro detekci QRS komplexů. Mezi sebou se liší především v principu zpracování signálu a principu detekce. V kapitole 2.1 je uvedeno několik různých detektorů QRS komplexů spolu s jejich základní charakteristikou [7].

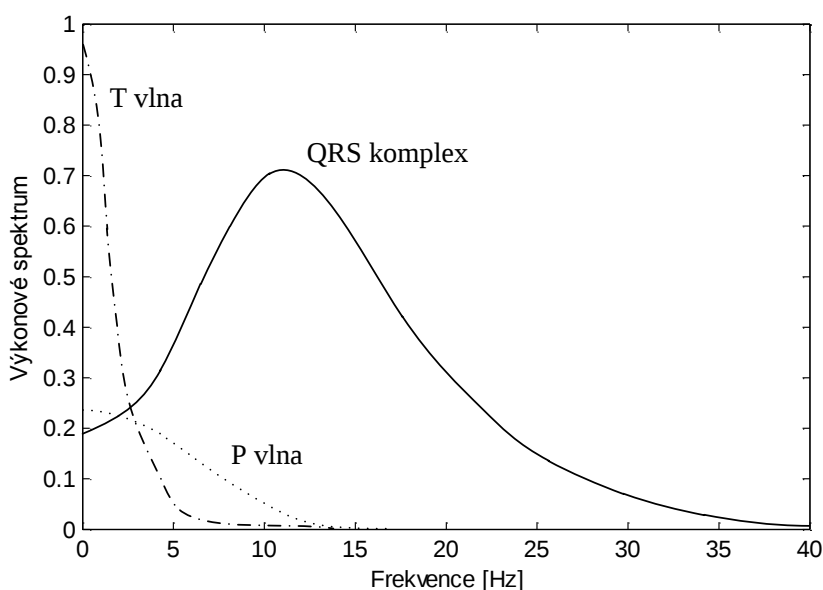
2.1. Detektory komplexů QRS

Detektory se používají s cílem určit, zda se ve zpracovávaném signálu nachází komplex QRS nebo nenachází. Tato detekce se provádí pomocí rozhodovacích pravidel. Obecné blokové schéma detektoru komplexu QRS je na obrázku (Obr. 2.1).



Obr. 2.1: Obecné blokové schéma detektoru komplexu QRS

Vlna T se pohybuje v nižších frekvencích stejně jako vlna P. Převážná část energie komplexu QRS se pohybuje v pásmu mezi 8-20 Hz s maximem mezi 10 až 15Hz. Pro potlačení vlny T a P a dalšího rušení se doporučuje pásmová propust v rozmezí 5-11Hz až 19-21Hz.



Obr. 2.2: Výkonové spektrum vlny P, QRS komplexu a vlny T [2]

Předzpracování signálu EKG slouží ke zvýraznění komplexů QRS a k potlačení rušení včetně ostatních vln (P a T). Mezi hlavní zdroje rušení patří:

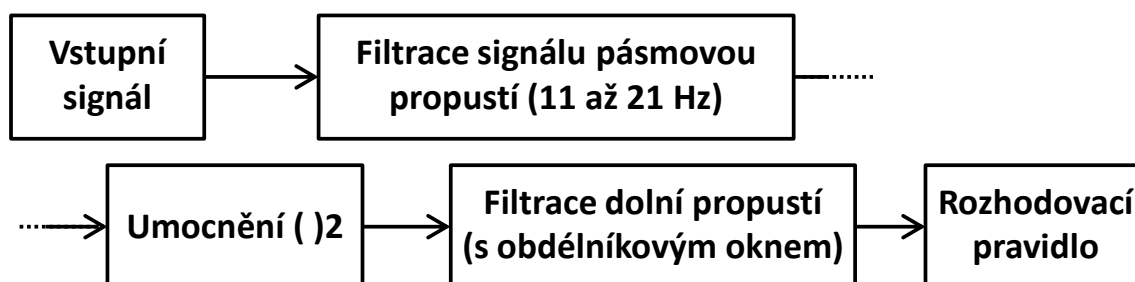
- síťový brum 50 Hz
- vyšší harmonické složky síťového brumu (100Hz,...)
- kolísání nulové linie signálu (drift), obvykle do 2Hz
- myopotenciály - u klidového EKG se vyskytují nad 100Hz
u zátěžového EKG se vyskytují zhruba od 10 Hz

Jako rozhodovací pravidlo se nejčastěji používají prahová kritéria. Aby bylo možno nastavit základní prahovou hodnotu, je potřeba tzv. učební fáze, která trvá asi 2 sekundy. U krátkých signálů s výskytem malého rušení je určen konstantní práh na 40% maxima. Pro delší signály s malým rušením se nejdříve použije práh na 40% maxima a další práh se nastaví na 40% předchozího maxima. Po aplikaci základních prahových kritérií lze aplikovat adaptivní prahová kritéria. Zde lze využít refrakterní fáze, která se objeví po dekování QRS komplexu (trvá asi 200 milisekund) v tuto dobu se další komplex QRS neočekává. Poté práh monotónně klesá až po určitou mez. Další z možností adaptivního prahového kritéria je zjistit, zdali nebyl po 1,66 násobku předchozího RR intervalu nalezen další komplex QRS, při této metodě se zpětně (v opačném směru) testuje menší prahová hodnota.

Nalezení referenčního bodu, což je okamžik, kdy dochází k výskytu komplexu, nastává nejčastěji při překročení prahové hodnoty (v nejjednodušším případě). Nalezením středu mezi oběma průchody prahem nebo nalezením extrému v signálu lze zpřesnit okamžik výskytu referenčního bodu [8].

2.1.1 Detektor QRS komplexu založený na umocnění filtrovaného signálu

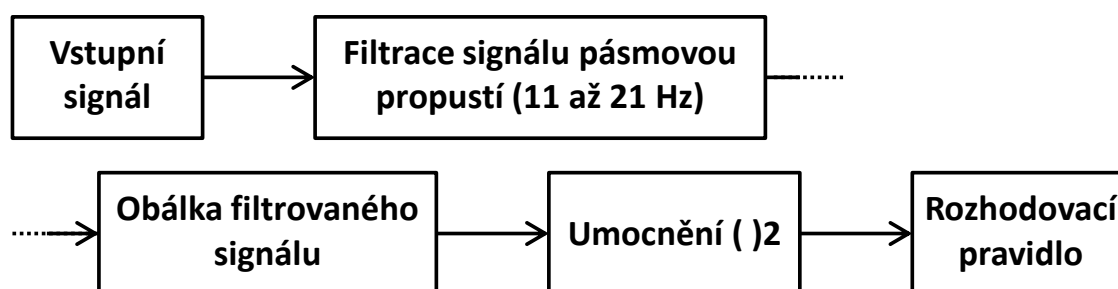
Vstupní signál EKG je filtrován pásmovou propustí, která je nastavena na rozsah 11 až 21Hz. V tomto rozsahu se nachází maximum výkonu QRS komplexu. Lze použít i mírně poupravený rozsah dle potřeby. Po filtraci pásmovou propustí (PP) se signál umocní pro zvýraznění oblastí výskytu QRS. Zvýrazněný signál se vyhladí dolní propustí (DP) s obdélníkovou impulsní charakteristikou a následně se použije práh, nejčastěji o velikosti 40% maxima. Při překročení prahu dojde k detekování R-vlny. Výhodou tohoto filtru je, že není potřeba předzpracování, jelikož použitím pásmové propusti odfiltrujeme nežádoucí brum i drift. Nevýhodou je možnost výskytu myopotenciálů při zátěžovém EKG, které zasahují do spektra komplexu QRS [8].



Obr. 2.3: Detekce QRS komplexu založená na umocnění filtrovaného signálu

2.1.2 Detektor QRS komplexu založený na obálce filtrovaného signálu

Vstupní signál je filtrován stejně jako u detektoru založeného na umocnění PP 11 až 20 Hz. Poté se vypočítá obálka signálu. Ta je definována jako absolutní hodnota analytického signálu. Analytický signál získáme vynulováním spektra původního signálu. Mějme signál $\{x(n) | n = 0, 1, \dots, N - 1\}$, kde N je liché. Diskrétní fourierovou transformací vypočítáme jeho spektrum jako $\{X(kn) | k = 0, 1, \dots, N - 1\}$. Poté se nuluje polovina spektra v pásmu $f \in \left(\frac{f_{vz}}{2}, f_{vz}\right)$, tj. $X\left(\frac{N-1}{2} + 1\right)$ až $X(N - 1)$. Analytický signál získáme inverzní diskrétní fourierově transformací. Hledaná obálka signálu $x(n)$ je absolutní hodnotou tohoto analytického signálu. Následně je signál umocněn pro zvýraznění oblasti výskytu QRS komplexu a nastaví se prahy pro detekci (stejně jako u předešlého filtru) [8].



Obr. 2.4: Detektor komplexu QRS založený na obálce filtrovaného signálu

2.1.3 Detekce založená na přizpůsobené filtraci

Detekce je založená na schopnosti detektoru učit se, tzn. získávat v průběhu detekce potřebné informace, které umožní reagovat na změny v signálu. Tyto přizpůsobené filtry se nejčastěji používají k detekci impulsů v signálu zarušeném šumem. [9]

Vstupní signál je filtrován PP 15 až 40 Hz a následně je filtrován přizpůsobeným filtrem. Základem přizpůsobené filtrace je autokorelace a souvislost korelace s konvolucí. Vzájemnou korelaci dvou signálů lze vytvořit pomocí konvoluce, kdy jeden ze dvou signálů je převeden do opačné podoby. Konvoluce $r_{yz}(n) = y(n) \cdot x(-n)$, je dána vzájemnou korelací signálů $y(n)$ a $x(n)$. Mějme tedy $y(n) = x(n) + w(n)$, kde $x(n)$ je konečný (krátký) impuls známého tvaru a $w(n)$ spolu s $x(n)$ tvoří nekorelovaný šum.

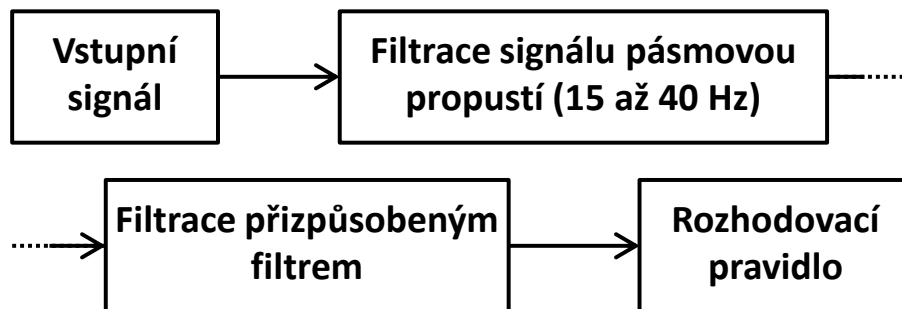
$$\begin{aligned}
 r_{yx}(n) &= y(n) \cdot x(-n) = [x(n) + w(n)] \cdot x(-n) \\
 &= x(n) \cdot x(-n) + w(n) \cdot x(-n) = r_{xx}(n) + r_{wx}(n)
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

kde $r_{xx}(n)$ je autokorelace hledaného impulsu a $r_{wx}(n)$ je vzájemná korelace šumu s hledaným impulsem (v ideálním případě směřuje k nule).

Výslednou konvolucí je v ideálním případě autokorelační posloupnost hledaného signálu $x(n)$. Filtr, jehož impulsní charakteristika byla vytvořena časovou reverzí hledaného signálu,

$$h(n) = x(-n) \quad (8)$$

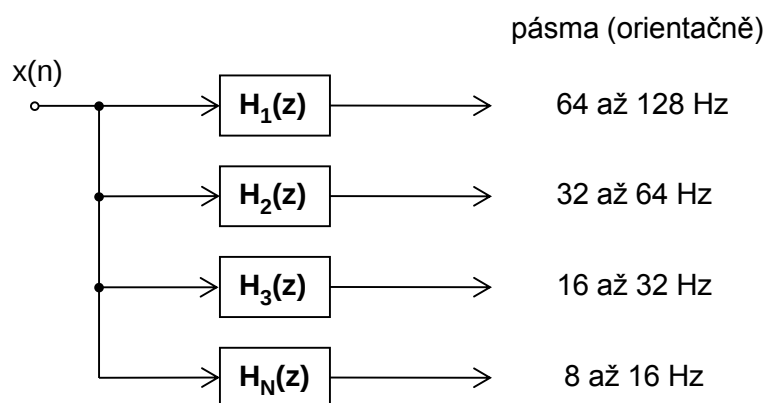
Po přizpůsobené filtraci se nastaví práh jako 90% maxima z předchozího úseku o délce 1,5 sekundy, končícího 200ms po komplexu QRS. Další práh se nastaví na 40% maxima tohoto úseku [8],[10].



Obr. 2.5: Detekce komplexu QRS založená na přizpůsobené filtraci

2.1.4 Detekce QRS komplexu založená na rozkladu signálu bankou filtrů

Vstupní signál je rozložen bankou filtrů, které jsou realizovány v podobě tzv. pásem (tyto pásma jsou vyjádřena jako relativní kmitočet f/f_{vz}). Samotná detekce funguje tak, že vstupní signál se rozdělí na jednotlivé úseky (alespoň 2 sekundové), ve kterých se objevuje minimálně jeden komplex QRS. Pro každý úsek je nastaven práh, který se nastaví např. jako 60% maxima absolutní hodnoty. Jako výskyt QRS komplexu lze označit lokalitu, kdy nadprahové hodnoty dvou sousedních pásem se projeví ve stejné lokalitě [8]



Obr. 2.6: Schéma banky pásmových propustí

2.1.5 Detekce QRS komplexu vycházející z trojice ortogonálních svodů

Detekce vychází z trojice ortogonálních svodů (x , y , z) nebo pseudoortogonálních svodů (V2, V5/V6, II/avF). U tvarově odlišných komplexů QRS dokážou tyto detektory lépe a spolehlivěji detekovat než jednobodové detektory. V první řadě se odvodí signál z výše uvedených svodů. Daný detektor může vycházet z více možností [8]:

z modulu vektoru prostorové rychlosti

$$r(n) = \sqrt{(x(n) - x(n-1))^2 + (y(n) - y(n-1))^2 + (z(n) - z(n-1))^2} \quad (9)$$

ze čtverce modulu vektoru prostorové rychlosti

$$r^2(n) = (x(n) - x(n-1))^2 + (y(n) - y(n-1))^2 + (z(n) - z(n-1))^2 \quad (10)$$

z funkce absolutních hodnot diferencí

$$ad(n) = |x(n) - x(n-1)| + |y(n) - y(n-1)| + |z(n) - z(n-1)| \quad (11)$$

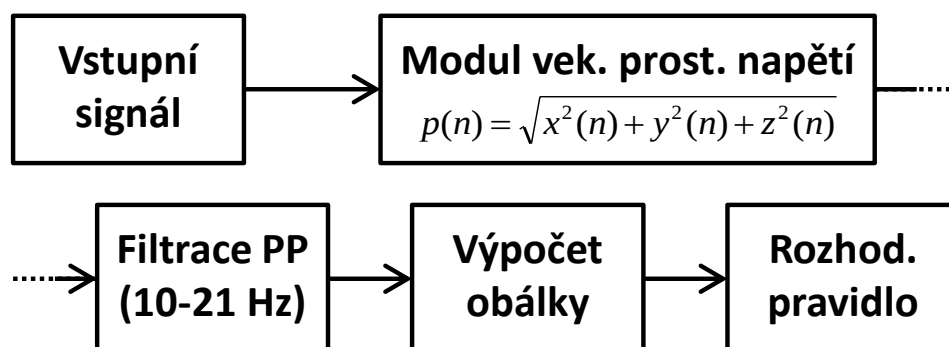
z modulu vektoru prostorového napětí

$$p(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} \quad (12)$$

z difference modulu vektoru prostorového napětí

$$dp(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} - \sqrt{x^2(n-1) + y^2(n-1) + z^2(n-1)} \quad (13)$$

Po zvoleném modulu vektoru prostorového napětí $p(n)$ dochází k filtraci signálu $p(n)$ pásmovou propustí 10 až 20 Hz. Následně se vypočítá obálka a použijeme práh pro detekci (viz. výše v textu).



Obr. 2.7: Schéma detekce QRS komplexu z modulu vektoru prostorového napětí

2.2. Posuzování spolehlivosti detekce komplexů QRS

Použití softwarové detekce QRS komplexů ve zdravotnických zařízeních vyžaduje hodnocení detekce. K čemuž slouží v podstatě dva parametry, které by měly být použity k hodnocení algoritmů. Prvním z nich je senzitivita, ta vyjadřuje procento detekovaných QRS ze všech komplexů, které se nacházejí v signálech. Jedná se tedy o pravděpodobnost pozitivní detekce, je-li komplex QRS v signálu přítomen.

$$S^+ = \frac{SP}{SP+FN} * 100[\%] \quad (14)$$

A druhým z parametrů pro hodnocení detekce je pozitivní předpovědní hodnota (PPH). Ta udává pravděpodobnost přítomnosti QRS při pozitivní detekci.

$$PPH = \frac{SP}{SP+FP} * 100[\%] \quad (15)$$

kde: SP... je počet správně pozitivních detekcí
FN... je počet falešně negativních detekcí
FP... je počet falešně pozitivních detekcí

K dosažení porovnatelných a reprodukovatelných výsledků musí být vyhodnocení provedeno na standardní databázi. Proto, aby bylo možné výsledky srovnávat, musí být výsledky hlášeny s ohledem na to, jak byly získány:

spolehlivé výsledky – algoritmus je testován na standardní databázi,

méně spolehlivé výsledky – algoritmus je testován podle části standardní databáze,

nespolehlivé výsledky – algoritmus je testován na nestandardní databázi [8], [11]

3 Realizace detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu

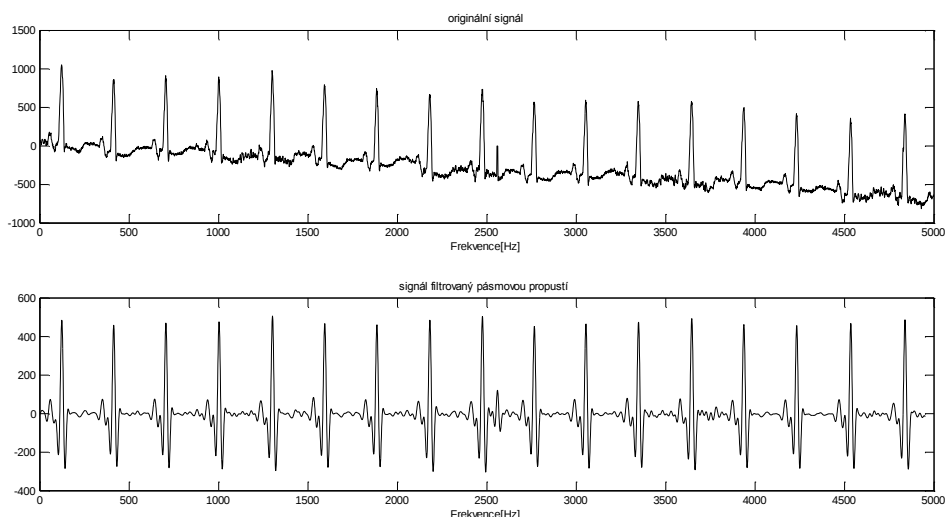
Vstupní signál vstupující do detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu, je v první části filtrován. Prvním krokem je filtrace PP s rozsahem 8 až 21 Hz. Tento rozsah odpovídá rozsahu QRS komplexu v EKG signálu. Následuje umocnění na druhou pro zvýraznění oblastí výskytu QRS. Při tomto kroku se převedou všechny složky do pozitivních hodnot. Konečným krokem předpřípravy je vyhlazení zvýrazněného signálu filtrem s DP o hodnotě 8 Hz. EKG signál je již připraven. Nyní je možné aplikovat na signál práh a rozhodovací pravidla pro detekci QRS komplexů. Pro nastavení základního prahu je aplikována na první dvě sekundy signálu učící fáze. Následně je použit adaptivní práh, který dokáže lépe detekovat kmity s různou výškou. Práh v učební fázi se nastaví na 30% maxima z dvousekundového úseku a další práh se nastaví na 20% předešlého maxima. Pro vyšší spolehlivost jsou přidána dvě pravidla, kdy po detekci QRS komplexu se po dobu 200 milisekund další komplex QRS neočekává a pokud po 1,66 násobku předešlého RR intervalu nenajde nadprahovou hodnotu, projde tento úsek znovu s nižším prahem. Kmity překračující hodnotu prahu jsou detekovány jako R-kmity, které odpovídají oblastem výskytu QRS komplexů.

3.1. Realizace v programovém prostředí Matlab

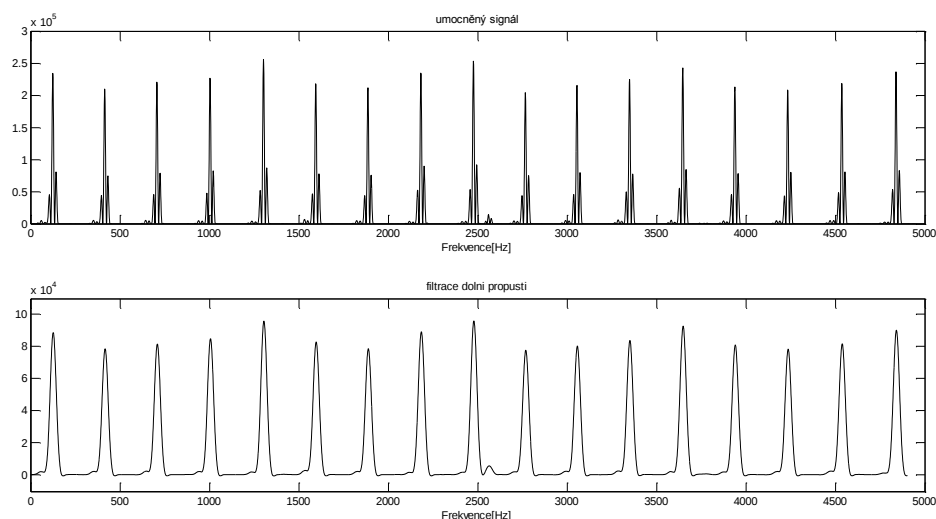
Vstupní signál EKG je načten pomocí funkce *load*. Z načteného 12-ti svodového signálu je vybrán jeden svod, jehož vektor je filtrován pásmovou propustí. K tomu slouží funkce *fir1* a posléze funkce *filter*. Pomocí *fir1* (*N*, *Wn*, '*typ*') nastavíme požadované parametry filtru. *N* charakterizuje délku impulzní charakteristiky (v našem případě *N* odpovídá hodnotě 100), *Wn* je vektor značící mezní frekvence filtru (8 a 21 Hz) a '*typ*' určuje, o jaký filtr se jedná (v tomto případě použijeme pásmovou propust). Příkazem *filter* (*b*, *a*, *x*) provedeme samotnou filtraci, kde *b* je čitatelem přenosové funkce (dáno příkazem *fir1*), *a* je jmenovatel přenosové funkce (v tomto případě zvolena hodnota 1) a *x* odpovídá signálu, který má být filtrován. Po filtraci pásmovou propustí je filtrovaný signál umocněn druhou mocninou. Tímto krokem jsou převedeny všechny složky signálu do kladných hodnot. Posledním krokem této části je filtrace dolní propustí. Použita je funkce *fir1* stejně jako při první filtraci, lišící se v proměnných *Wn* a '*typ*'. Hodnota *Wn* se pro tuto filtraci změní na 8 Hz a '*typ*' bude 'low', což znamená dolní propust. Výše popsané kroky filtrace jsou znázorněny na Obr. 3.1. Při použití dvou výše zmíněných filtrů (PP a DP) došlo ke zpoždění filtrovaného signálu oproti originálnímu. Je tedy potřeba toto zpoždění odstranit. Tato korekce se provede pomocí vzorce:

$$\tau = \frac{N - 1}{2}, \quad (16)$$

kde τ je dané zpoždění a *N* je délka impulzní charakteristiky FIR filtru. Zpoždění je nutné korigovat dvakrát, jelikož byly použity dva filtry.



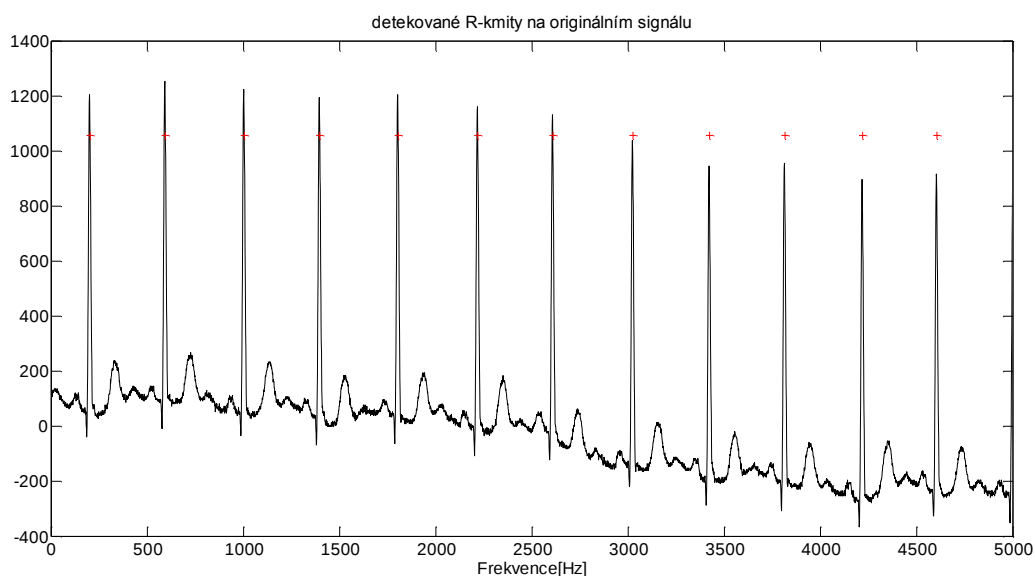
Obr. 3.1: Originální signál a signál filtrovaný pásmovou propustí



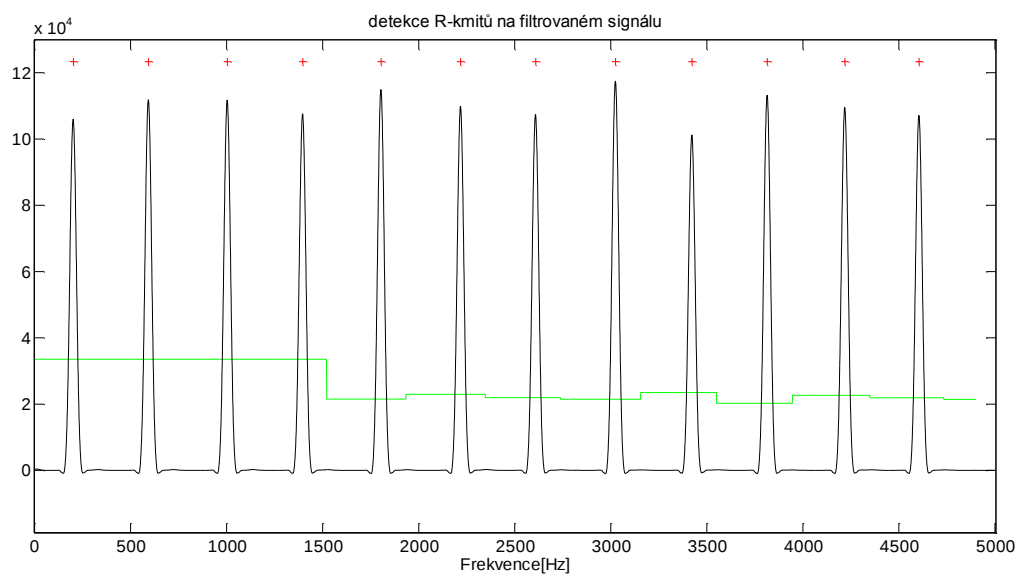
Obr. 3.2: Umocněný signál a signál filtrovaný dolní propustí

Po provedené filtraci je na řadě rozhodovací algoritmus. Pomocí funkce *max*, najdeme nejvyšší hodnotu v učební fázi signálu (učební fáze trvá cca 2 sekundy a práh má po tuto dobu konstantní hodnotu) a práh nastavíme na 30% z nalezeného maxima. Při překročení prahu vzorkem se aplikuje na signál okno délky 120 vzorků. V daném okně se hledá maximum, které odpovídá R-kmitu a následně se ukládá do připravených proměnných. EKG signál není ideální a k dosažení spolehlivé detekce je proto potřeba použít adaptivní (přizpůsobivý) práh. Přizpůsobivý práh se nastaví vždy na 20% předešlého maxima. Pro zdokonalení detekce jsou zavedena dvě pravidla. Aby se předešlo falešným kmitům, je zavedena podmínka, kdy po dobu 200 milisekund po detekci QRS komplexu se další neočekává. Pro vyšší účinnost je zavedeno pravidlo 1,66 násobku předešlého RR intervalu. To je realizováno podmínkou, která hlídá, zda je délka úseku po odečtení aktuálního kroku od posledního nalezeného QRS komplexu větší nebo rovna hodnotě $1.66 \cdot RR$. Pokud tato podmínka platí, daný úsek je prohledán znovu s menším

prahem. Toto zpětné prohledávání úseku proběhne celkem dvakrát, a pokud ani podruhé není R-kmit nalezen, signál se prohledává dál s původním prahem. Aby se hodnota prahu zmenšila nanejvýš dvakrát a poté práh pokračoval dále, je podmínka doplněna proměnnou, která hlídá, kolikrát byl práh snížen. Detektor zahrnuje ještě jeden práh, minimální, který je vypočítán v učební fázi jako 2% z maximální hodnoty a platí pro celý signál. Minimální práh slouží k tomu, aby nebyly detekovány mále zákmity objevující se v signálu (často se vyskytovalo u pravidla s 1,66 násobkem RR intervalu). Pomocí funkce *plot* jsou vykresleny body výskytu R- kmitů do příslušného signálu EKG. Na Obr. 3.4 je možné vidět detekované QRS komplex na originálním signálu.



Obr. 3.3: Detekce R-kmitů na originálním signálu



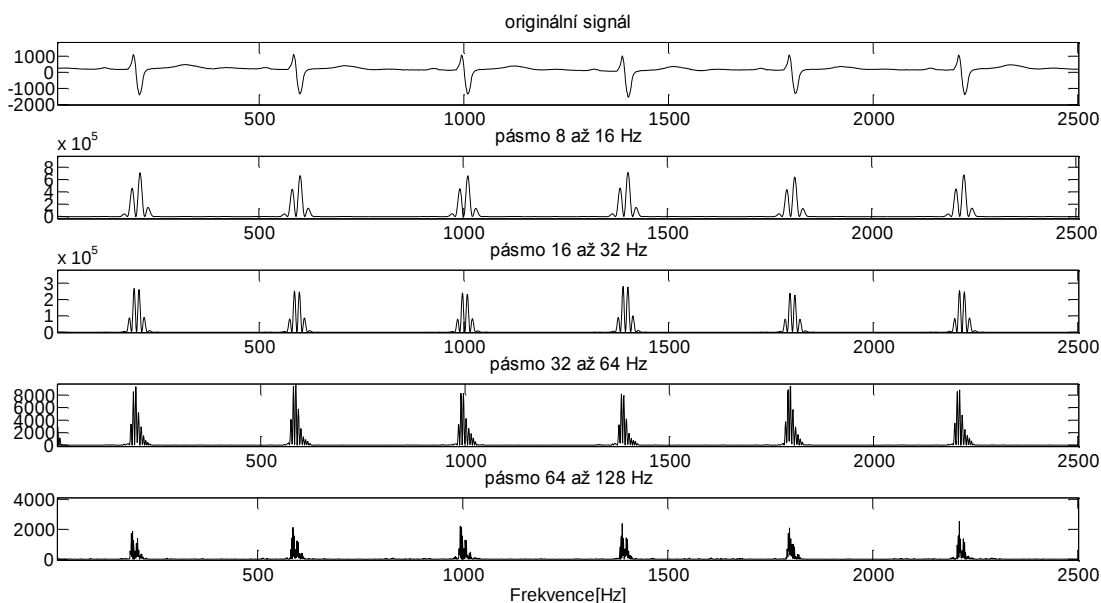
Obr. 3.4: Detekce R-kmitů na filtrovaném signálu

4 Realizace detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů

Vstupní signál je rozložen bankou filtrů, která je realizována filtry s pásmovou propustí, do tzv. pásem. Je použito dyadické rozložení, které odpovídá rozsahu QRS (10-120 Hz). Jsou tedy zvoleny čtyři pásma a to: 8-16Hz, 16-32Hz, 32-64Hz a 64-128Hz. Signál je v každém pásmu umocněn, což zvýrazní oblasti výskytu QRS komplexu a zároveň převede negativní složky signálu do pozitivních hodnot. Nyní je signál připraven k detekci. V každém pásmu se vytvoří dvou sekundové úseky, ve kterých při překročení prahu je detekován R-kmit. Práh pro pásma 8-16Hz a 16-32Hz je dán 0,7 krát směrodatnou odchylkou vypočítané z daného dvousekundového úseku. Pro pásma 32-64Hz a 64-128Hz je práh nastaven na 40% maxima v daném dvousekundovém úseku. Jako výskyt QRS komplexu označíme oblast, kdy je výskyt R-kmitů ve stejných lokalitách dvou sousedních pásem.

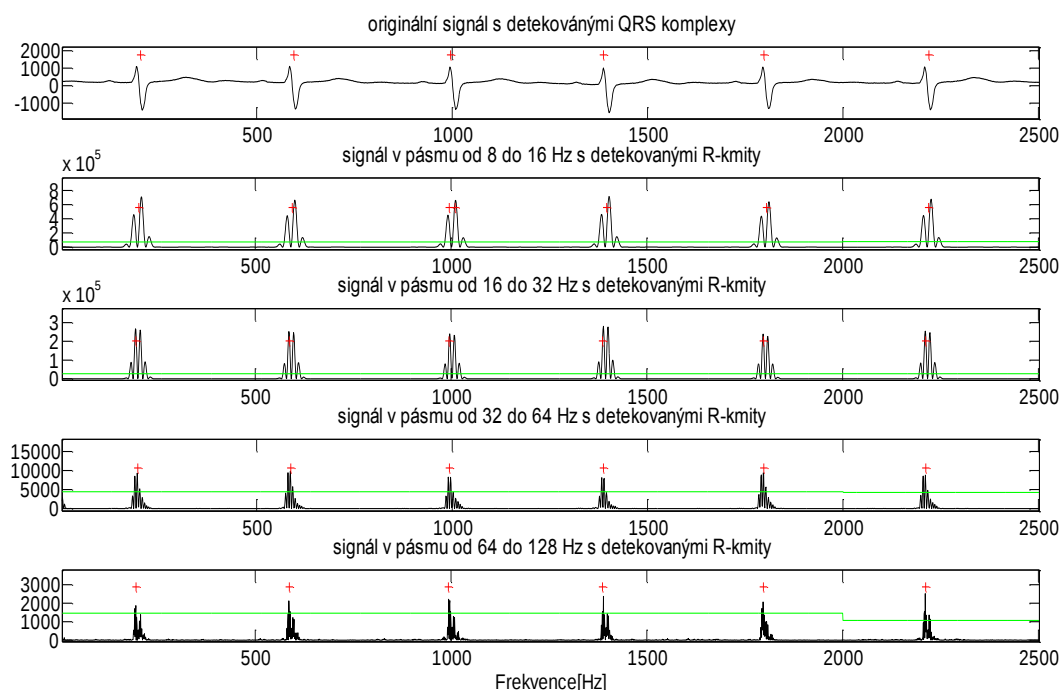
4.1. Realizace v programovém prostředí Matlab

Vstupní signál EKG je načten pomocí funkce *load*. Z načteného 12-ti svodového signálu je vybrán jeden svod. Pomocí funkce *fir1* (N , Wn , 'typ') jsou vytvořena jednotlivá pásma. Kde N odpovídá hodnotě 100 a charakterizuje délku impulsní charakteristiky, Wn je vektor značící mezní frekvence jednotlivých pásem filtru (rozdělení pásem je uvedeno níže) a jedná se o 'bandpass' (pásmovou propust). Vzhledem k tomu, že teoretický frekvenční rozsah QRS se pohybuje v hodnotách asi 10 až 120 Hz, je použito dyadické rozložení. Funkce *fir1* je tedy využita čtyřikrát, aby vytvořila pásma 8-16, 16-32, 32-64 a 64-128 Hz. Samotná filtrace jednotlivých pásem je provedena příkazem *filter* (b , a , x). Písmenko b značí čitatele přenosové funkce (dáno funkcí *fir1*), a v tomto případě odpovídá hodnotě 1 a vyjadřuje jmenovatele přenosové funkce. Signál, který má být filtrován, je x . Po filtraci je signál zvýrazněn umocněním na druhou. Na Obr. 4.1. je znázorněno rozdělení signálu do jednotlivých pásem spolu s originálním signálem.



Obr. 4.1: Originální signál spolu s jeho dyadickým rozdělením do pásem

Následuje vytvoření prahů, pro které je vytvořena funkce *detmax*. Ta při překročení prahu vyhledává v okně o velikosti 100 vzorků maximum a zároveň obsahuje pravidlo, kdy po úspěšné detekci QRS komplexu se následujících 200 milisekund další neočekává. Prah se v případě filtrace bankou filtrů nastaví pro první dvě pásma 8-16Hz a 16-32Hz, kde je signál kvalitnější, na 0,7 krát směrodatnou odchylku spočítanou vždy pro daný dvousekundový úsek a pro pásma 32-64Hz a 64-128Hz na 40% z maxima v daném dvousekundovém úseku, což je dáno větším zarušením v těchto pásmech a je tak omezena detekce falešných kmitů. Jednotlivé prahy pro daná pásma jsou nastaveny na základě zkoušení, a hledání optimálního poměru senzitivity a PPH. Prohledávání po dvousekundových úsecích je zajištěno smyčkou *while*, kde nadprahové hodnoty jsou ukládány do proměnných *polohy1-4*. Vlivem různorodosti signálu se může stát, že vektory *polohy1-4* nebudou mít stejnou délku. Vzniklé kratší vektory jsou doplněny na délky delších vektorů pomocí předem nastavených nestejných hodnot. Po úspěšném srovnání délek poloh se pomocí *for* cyklu vyhledávají vždy ve dvou sousedních pásmech detekované R-kmity. Pokud je pozice výskytu QRS komplexu v obou sousedních pásmech stejná nebo se liší o ± 30 vzorků, je označena za pozici výskytu QRS komplexu. Takto získané pozice QRS komplexů jsou dalším *for* cyklem následně překontrolovány, aby se do výsledné proměnné QRS neukládaly stejné hodnoty z různých pásem. Uplatnění prahů a detekce jednotlivých R-kmitů je vidět na Obr. 4.2.



Obr. 4.2: Detekce QRS komplexů v originálním signálu spolu s detekcí R-kmitů v jednotlivých pásmech

5 Hodnocení spolehlivosti detekce

Způsob hodnocení detekce je uveden v kapitole 2.2, kde je popsán způsob počítání spolehlivosti detektorů spolu s odpovídajícími vzorci. K hodnocení algoritmů se tedy používá senzitivita, vyjadřující procento detekovaných QRS ze všech komplexů a pozitivní prediktivní hodnota (PPH), udávající pravděpodobnost přítomnosti QRS při pozitivní detekci. K testování byla použita data databáze CSE, obsahující 125 EKG signálů ze standardních svodů a 125 EKG signálů ze svodů ortogonálních, kde každý záznam je délky 10 sekund (5000 vzorků) se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz.

5.1. Hodnocení spolehlivosti detekce detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu

Úspěšnost detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu byla testována na kompletní databázi CSE, která je popsána výše. Správně detekovaných QRS komplexů snímaných ze standardních svodů bylo 17198 z celkového počtu 17676. Výsledné hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty vyšly následovně:

Standardní svody:

Senzitivita:

$$S^+ = \frac{SP}{SP+FN} * 100 = \frac{17198}{17198+478} * 100 = \mathbf{97,30\%}$$

Pozitivní prediktivní hodnota:

$$PPH = \frac{SP}{SP+FP} * 100 = \frac{17198}{17198+337} * 100 = \mathbf{98,08\%}$$

Správně detekovaných QRS komplexů snímaných z ortogonálních svodů bylo 4325 z celkového počtu 4419. Výsledné hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty vyšly následovně:

Ortogonální svody:

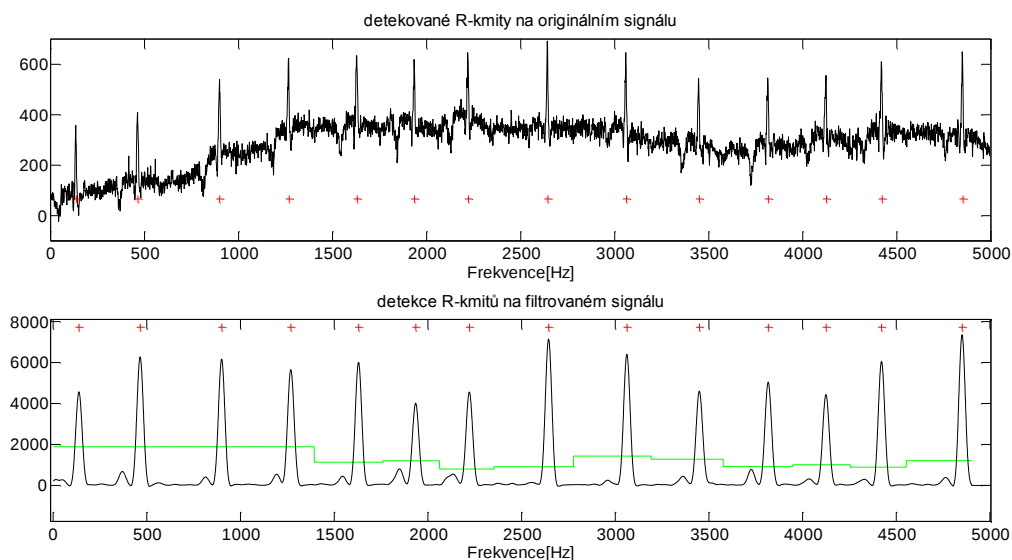
Senzitivita:

$$S^+ = \frac{SP}{SP+FN} * 100 = \frac{4325}{4325+94} * 100 = \mathbf{97,87\%}$$

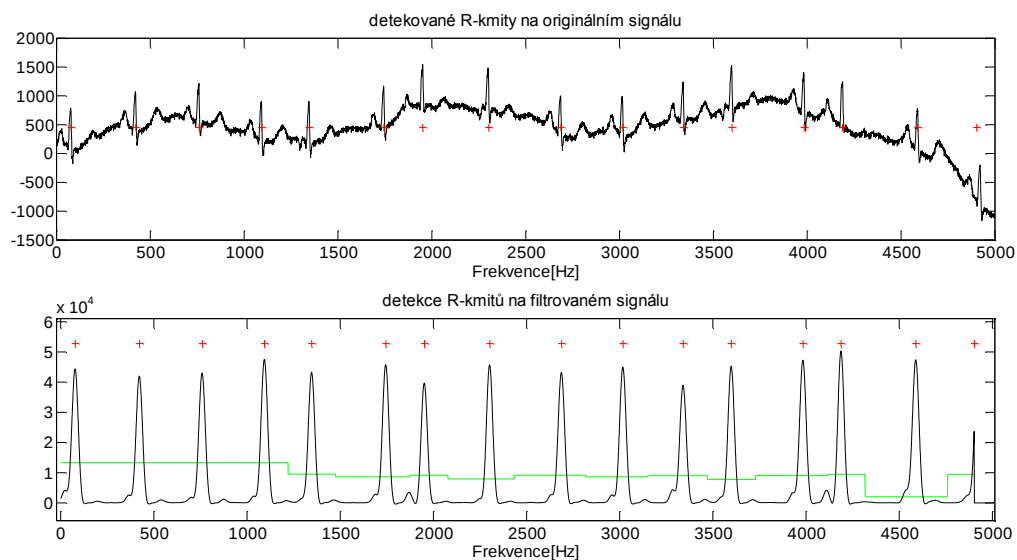
Pozitivní prediktivní hodnota:

$$PPH = \frac{SP}{SP+FP} * 100 = \frac{4325}{4325+116} * 100 = \mathbf{97,39\%}$$

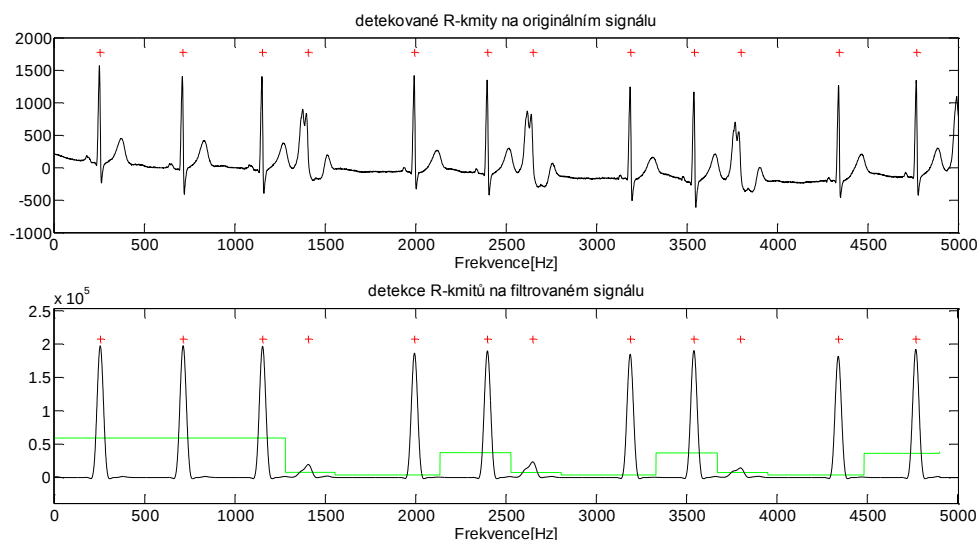
Detektor založený na umocnění filtrovaného signálu si správně počínal, jak při detekci v signálech zarušených různými kmitočty (Obr. 5.1), tak i v signálech s kolísáním nulové linie (Obr. 5.2). Velmi uspokojivá byla i detekce v patologických signálech s výskytem extrasystol (Obr. 5.3).



Obr. 5.1: Signál s rušením

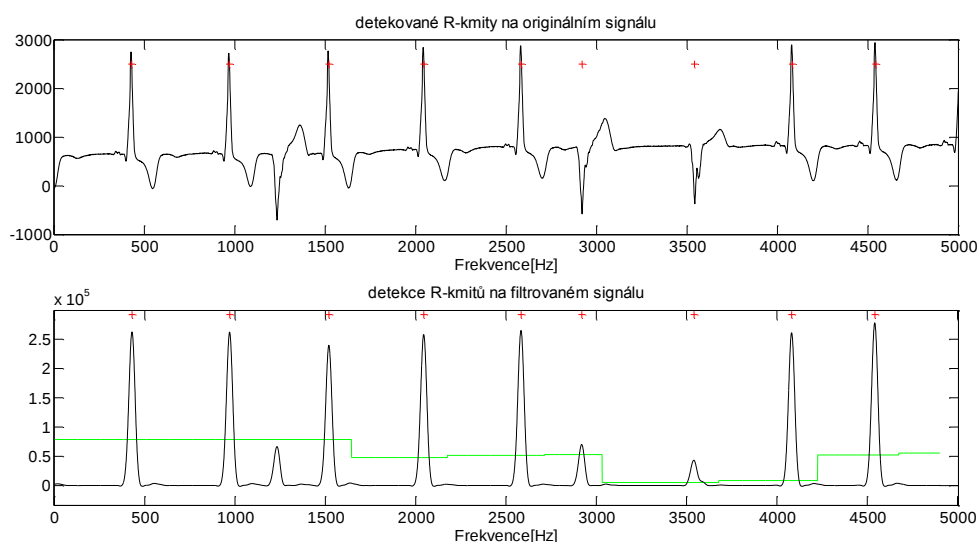


Obr. 5.2: Signál s kolísáním nulové linie

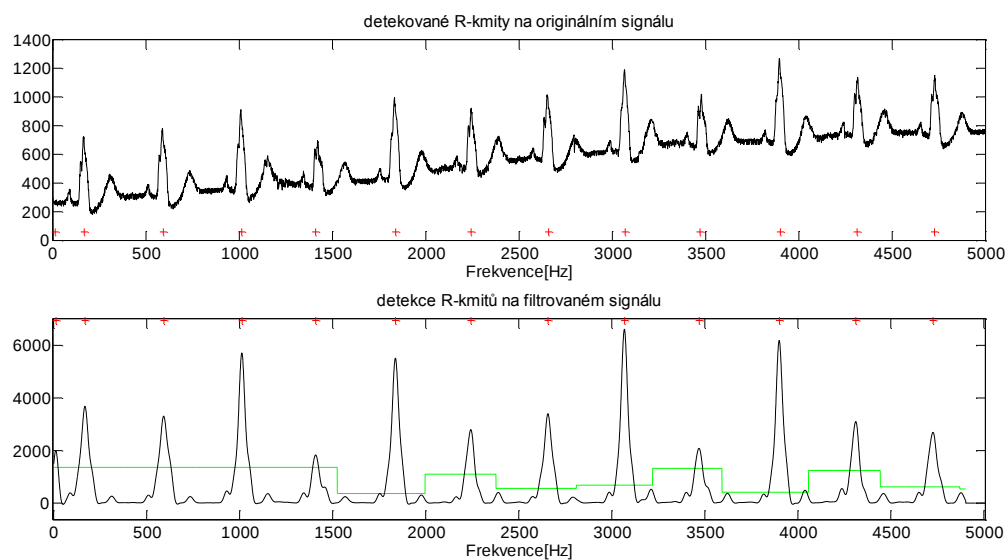


Obr. 5.3: Signál s výskytem extrasystol

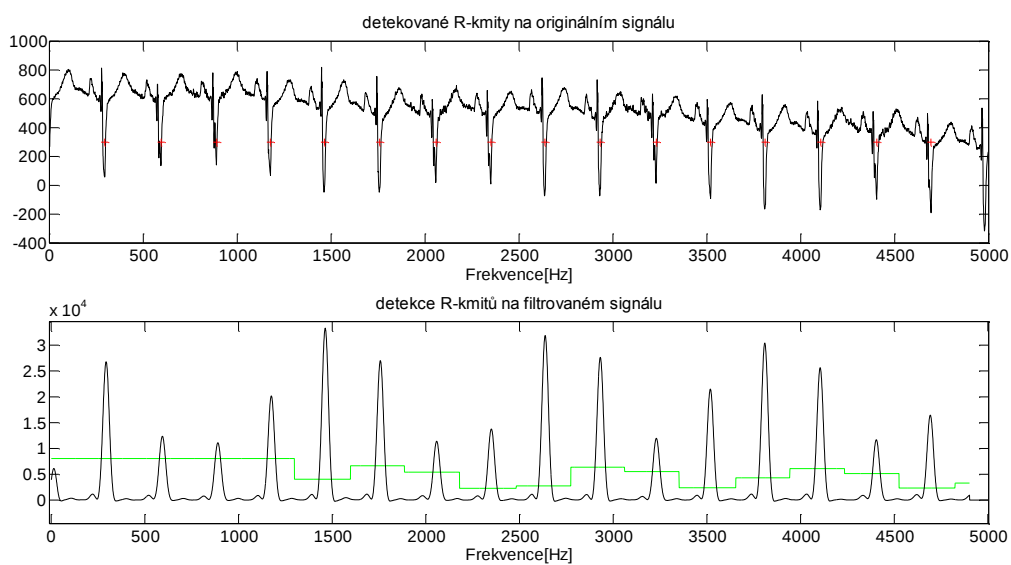
Chybná detekce se vyskytla v signálech, kde mezi dvěma vyššími kmity se objevil malý, na který nelze uplatnit pravidlo 1,66 násobku předchozího RR intervalu, protože další kmit tuto vzdálenost splnil (Obr. 5.4). Při větší různorodosti R-kmitů, v učební fázi na začátku signálu, se mohlo stát, že napevno nastavený práh podle nejvyššího kmity neumožnil detekovat menší kmity. Detektor si nedokáže poradit s některými artefakty, jako je špička na začátku signálu vzniklá zřejmě přechodovým jevem při filtraci (Obr. 5.5). Mezi nedostatky tohoto detektoru lze zařadit i chybnou detekci posledního QRS komplexu, který se nachází na konci záznamu. To je dáno především dvojitou filtrací, kde QRS komplex se dostane mimo detekční oblast detektoru (Obr. 5.6)



Obr. 5.4: Chybná detekce menšího kmity



Obr. 5.5: Špička na začátku signálu



Obr. 5.6: Chybná detekce posledního QRS komplexu

5.2. Hodnocení spolehlivosti detekce detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů

Stejně jako u prvního detektoru, byla úspěšnost detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů testována na výše uvedené kompletní databázi CSE. Správně detekovaných QRS komplexů snímaných ze standardních svodů bylo 17337 z celkového počtu 17676. Výsledné hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty vyšly následovně:

Standardní svody:

Senzitivita:

$$S^+ = \frac{SP}{SP+FN} * 100 = \frac{17337}{17337+339} * 100 = \mathbf{98,08\%}$$

Pozitivní prediktivní hodnota:

$$PPH = \frac{SP}{SP+FP} * 100 = \frac{17337}{17337+335} * 100 = \mathbf{98,10\%}$$

Správně detekovaných QRS komplexů snímaných z ortogonálních svodů bylo 4343 z celkového počtu 4419. Výsledné hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty vyšly následovně:

Ortogonální svody:

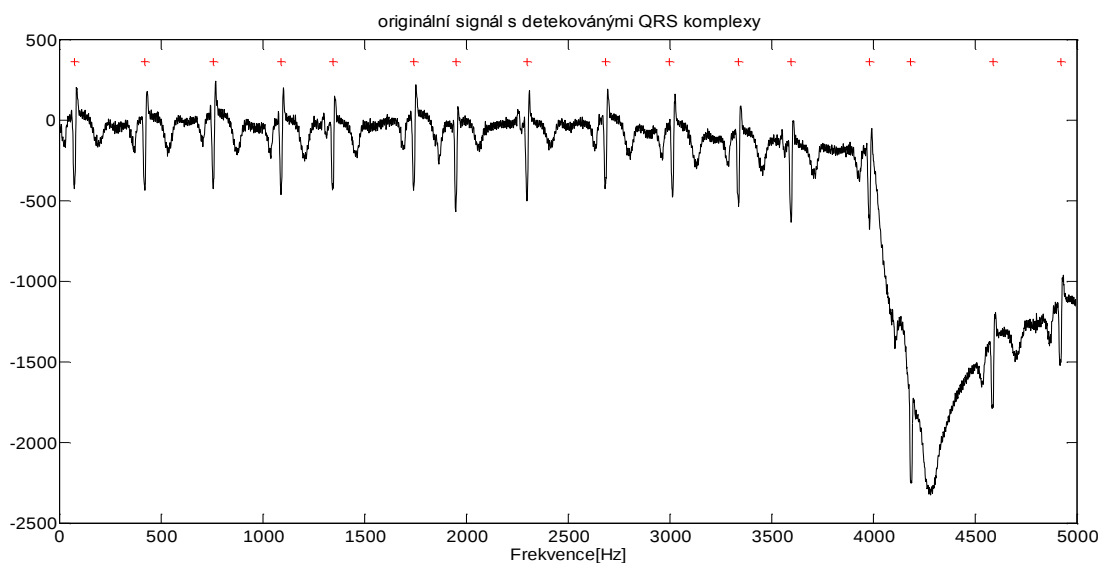
Senzitivita:

$$S^+ = \frac{SP}{SP+FN} * 100 = \frac{4343}{4343+76} * 100 = \mathbf{98,28\%}$$

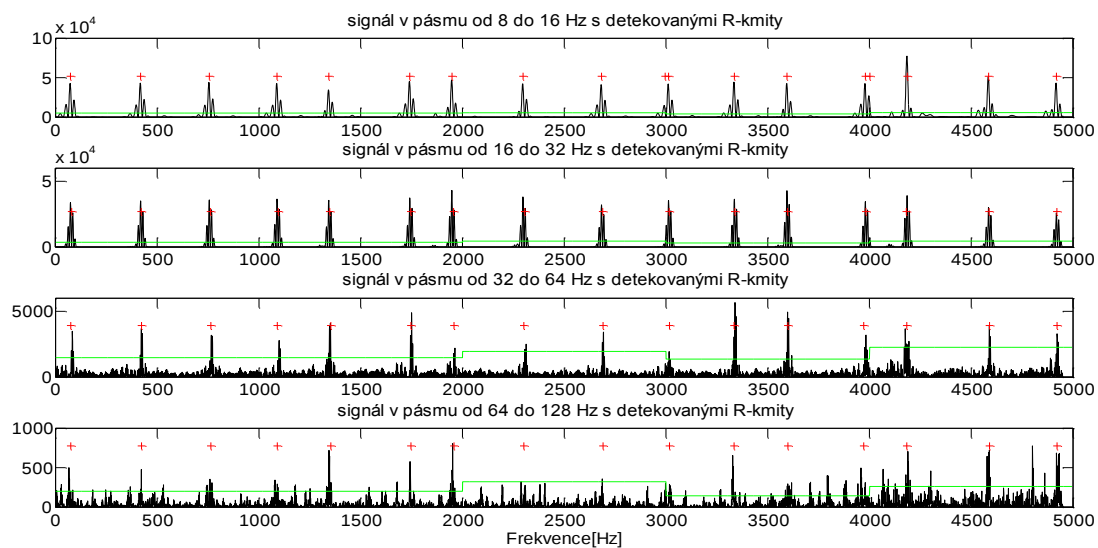
Pozitivní prediktivní hodnota:

$$PPH = \frac{SP}{SP+FP} * 100 = \frac{4343}{4343+97} * 100 = \mathbf{97,82\%}$$

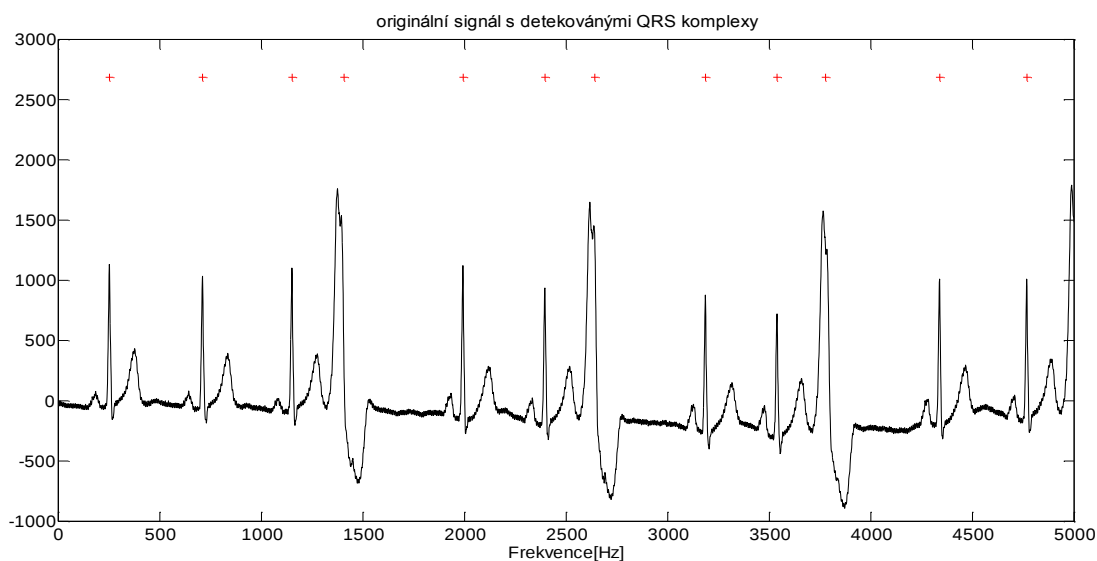
Spolehlivá detekce QRS komplexů byla u signálů, ve kterých se objevilo značné kolísání nulové linie (Obr. 5.7 a Obr. 5.8). Detektor si dobře počínal i v signálech, ve kterých se objevily patologické jevy, jako jsou například extrasystoly (Obr. 5.9 a Obr. 5.10).



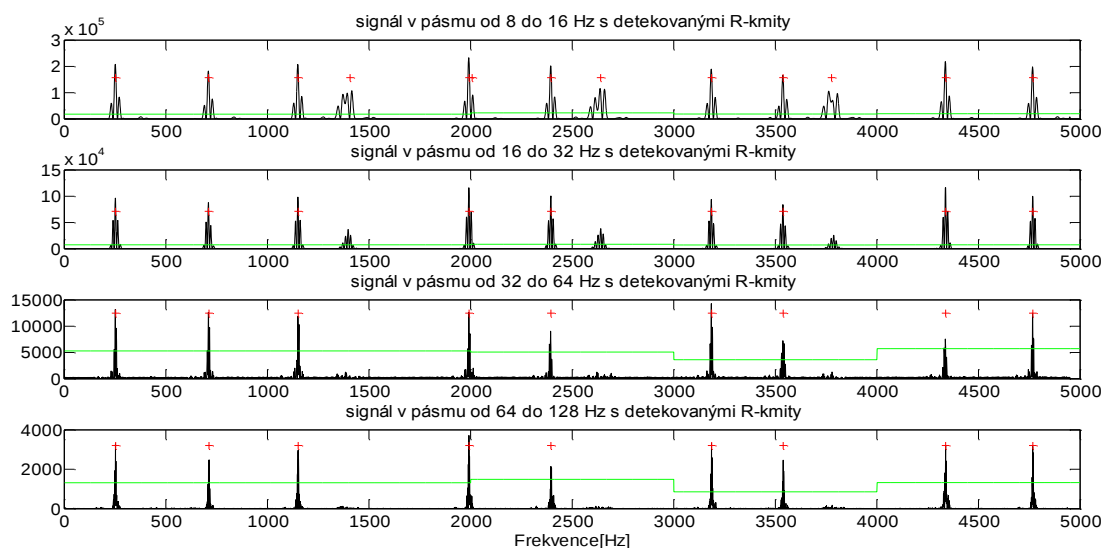
Obr. 5.7: Kolísání nulové linie (originální signál)



Obr. 5.8: Kolísání nulové linie (pásma s detekovanými QRS komplexy)

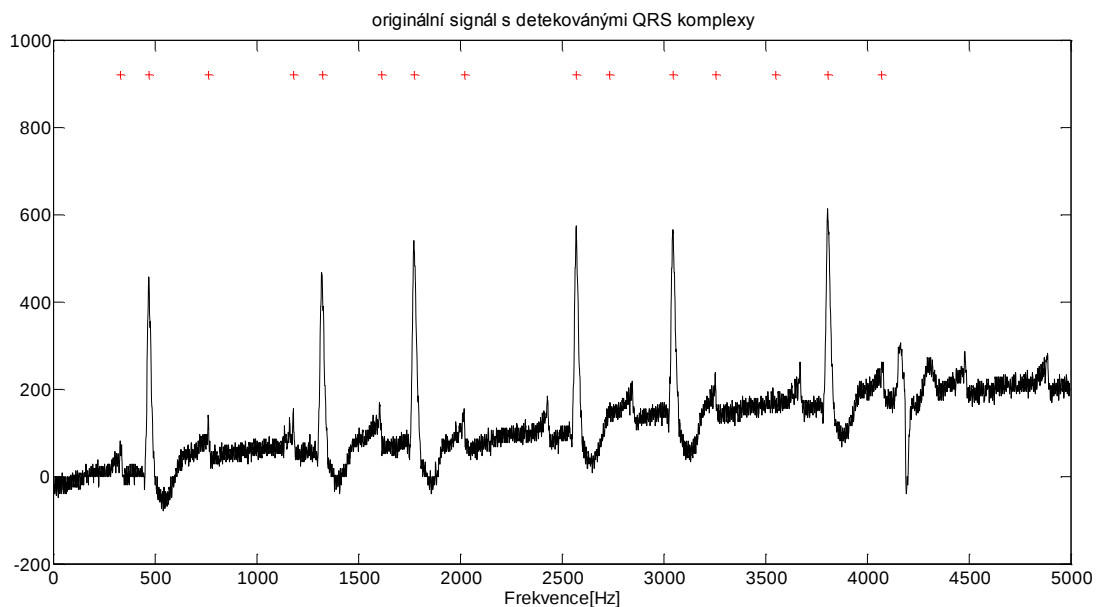


Obr. 5.9: Výskyt extrasystol (originální signál)

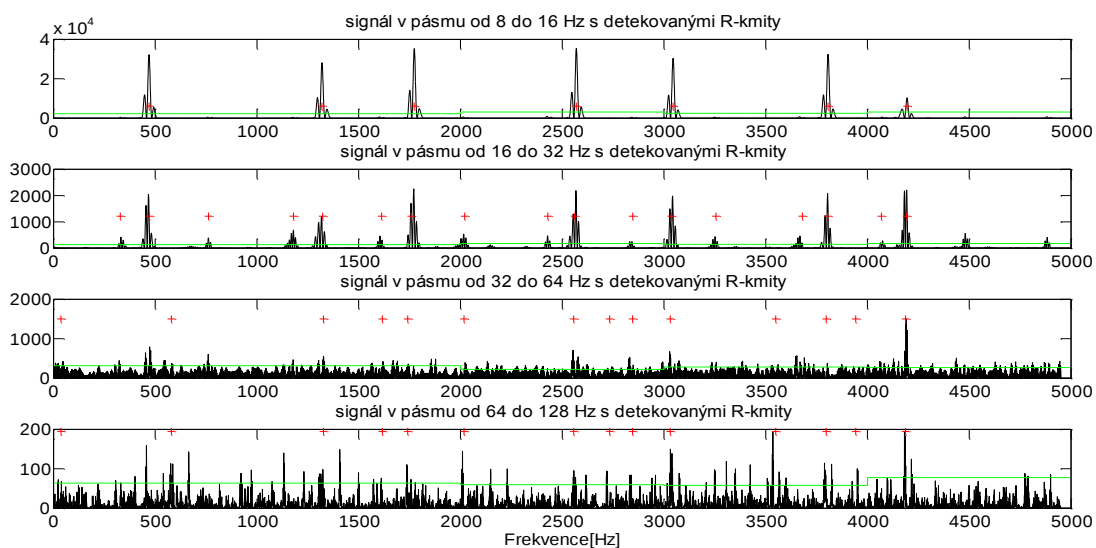


Obr. 5.10: Výskyt extrasystol (pásma s detekovanými QRS komplexy)

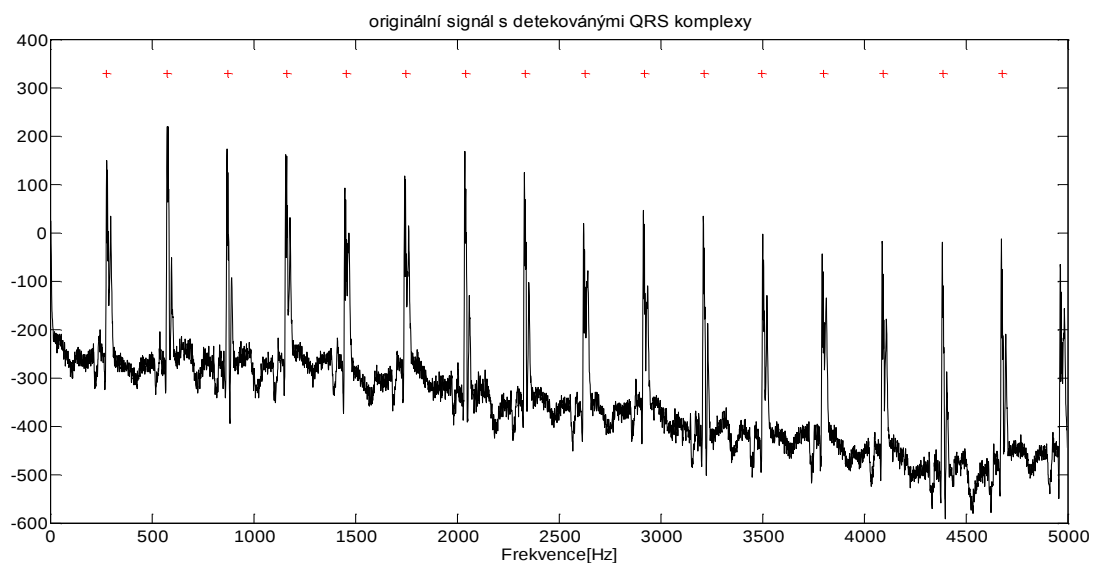
U signálů zarušených neznámým rušením, vzniklým pravděpodobně indukci z elektrovedné sítě, detekce často selhávala (Obr. 5.11 a Obr. 5.12). To je dáno především tím, že rušení se projevilo v každém frekvenčním pásmu odlišně. Chybná detekce nastala, pokud se rušení projevilo ve více pásmech současně a následným srovnáním nadprahových hodnot se do výsledné proměnné QRS zapsaly falešné QRS komplexy. Nesprávná detekce se projevila i u signálů, které mají poslední QRS komplex těsně před koncem nebo je poslední QRS komplex necelý. Což je dáno vlivem zpoždění, které vzniká filtrací a komplex se tak dostane mimo detekční zónu detektoru (Obr. 5.13 a Obr. 5.14). Nespolehlivá detekce byla způsobena i kmitem, který se objevil na začátku signálu a následně byl detekován jako R-kmit, přitom daný kmit vznikl pravděpodobně přechodovým jevem při filtraci (Obr. 5.15 a Obr. 5.16). Uvedenému nedostatku lze předejít pozornějším přístupem k obsluze přístroje, čímž lze eliminovat výskyt některých chyb.



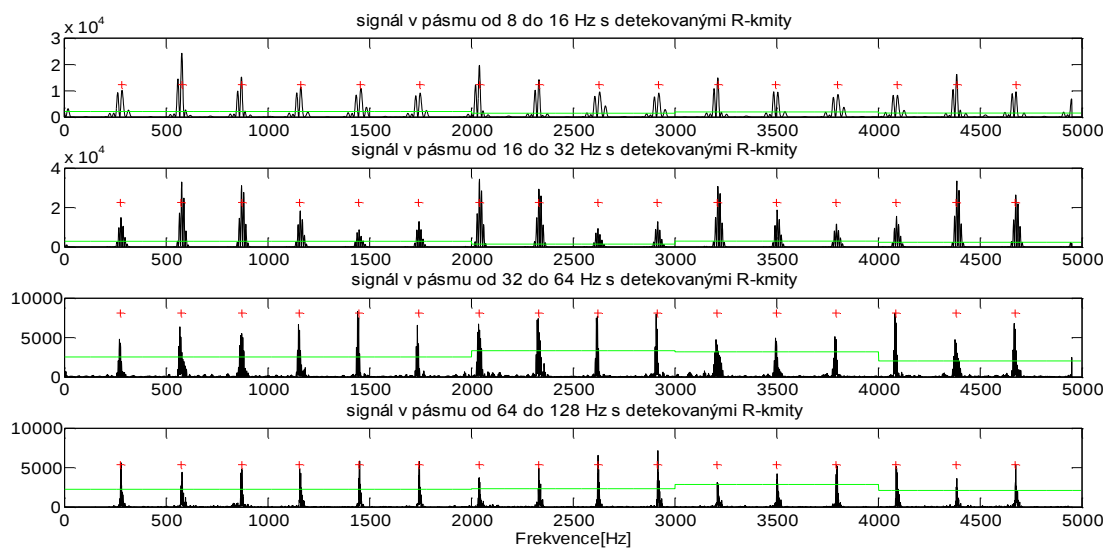
Obr. 5.11: Chybná detekce u zarušeného signálu (originální signál)



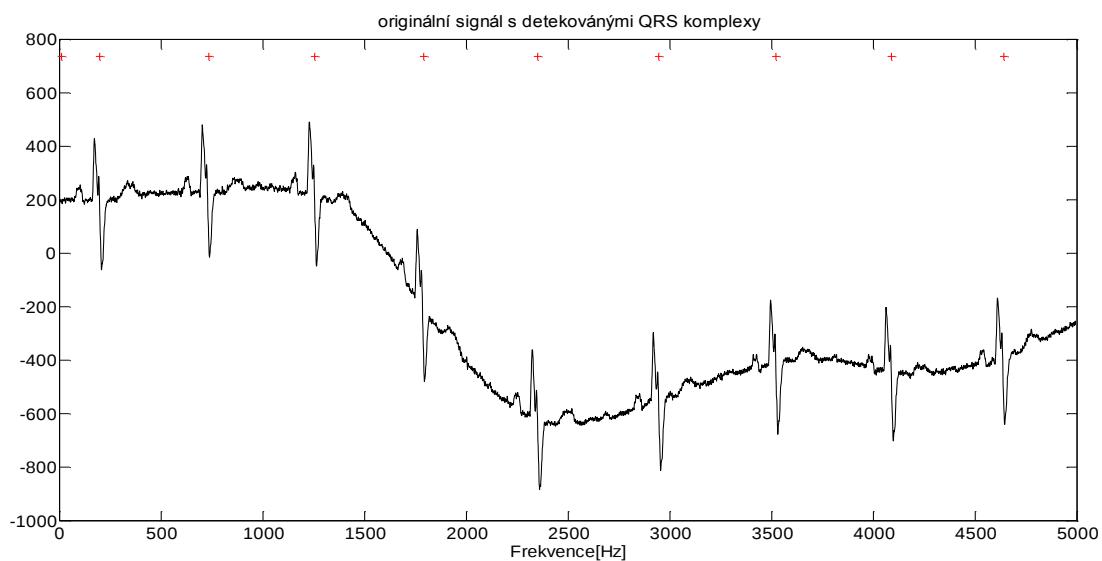
Obr. 5.12: Chybná detekce u zarušeného signálu (pásma s detekovanými QRS komplexy)



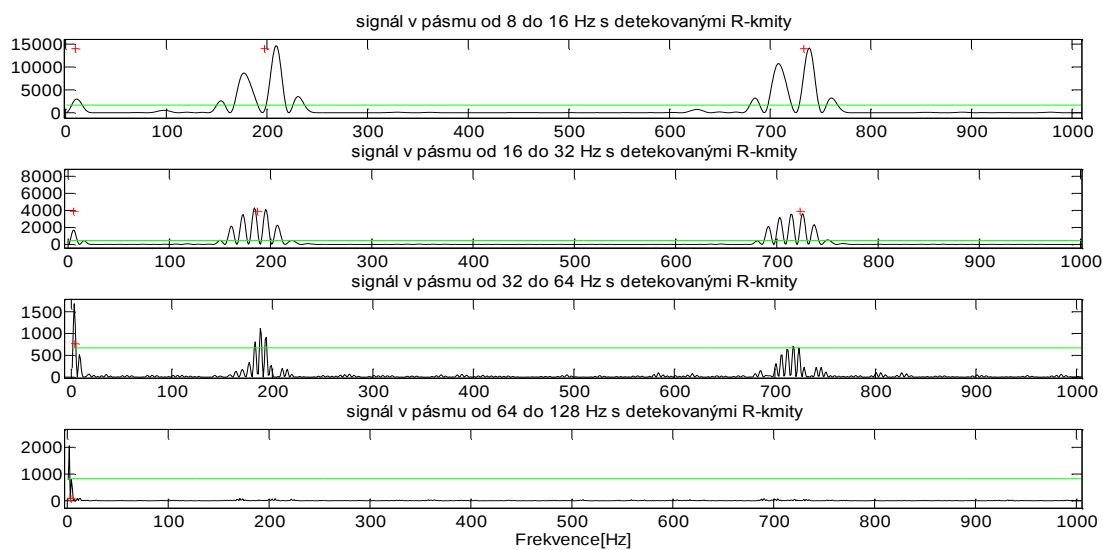
Obr. 5.13: Poslední QRS komplex (originální signál)



Obr. 5.14: Poslední QRS komplex (pásma s detekovanými QRS komplexy)



Obr. 5.15: Chybná detekce na začátku signálu (originální signál)



Obr. 5.16: Chybná detekce na začátku signálu (pásma s detekovanými QRS komplexy)

6 Porovnání úspěšnosti

Všechny metody uvedené v tabulce jsou testovány na standardních databázích CSE. Jednotlivé metody jsou v tabulce seřazeny podle výkonnosti, ta je posuzována podle menší z hodnot senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty.

Tab. 6.1: Přehled výsledků testování detektorů QRS na databázích CSE

metody	SP [-]	FP [-]	FN[-]	Se [%]	P ⁺ [%]	databáze
Mehta [12]	1486	8	1	99,93	99,46	CSE
Trahanias [16]	1404	74	88	99,38	99,48	CSE
Mehta [13]	1487	13	1	99,93	99,13	CSE
Chouhan [15]	17729	148	259	98,56	99,18	CSE
Mehta [14]	1484	24	4	99,73	98,40	CSE

SP: počet správně pozitivních detekcí, FP: počet falešně pozitivních detekcí, FN: počet falešně negativních detekcí, Se: senzitivita, P⁺: pozitivní prediktivní hodnota

Spolehlivost detekce překračující 99,5% je dostatečná pro použití v online klinických aplikacích [11]. Z výše uvedených metod je nejbližší Mehta [12], která téměř tuto hranici splňuje, další metody se svou výkonností od této hranice vzdalují. Z tabulky je patrné, že i když byly metody testovány na standardní databázi CSE, tak čtyři z pěti metod byly testovány na výrazně menší databázi. Velikostí databáze se tedy mnou vytvořené detektory přibližují velikosti databáze, na které proběhlo testování metody Chouhan [15]. Tato metoda však dosahuje vyšších hodnot úspěšnosti senzitivity i pozitivní prediktivní hodnoty. Moje metody detekce by v tabulce neobstály, což je dáno především chybami detekce v obou detektorech (uvedeny v kapitole 5).

7 Závěr

V úvodu této práce je teoretické seznámení se s mechanickou a elektrickou prací srdce a je zde popsán klidový membránový potenciál spolu s akčním potenciálem. V další části je uvedeno rozmístění elektrod pro měření srdeční aktivity srdce pomocí EKG přístroje a popsány jednotlivé vlny, kmity a intervaly EKG signálu. Po spíše lékařském úvodu se dostáváme k určení zajímavého rozsahu QRS komplexu, možnému rušení, kterým může být signál postihnut a pravidla, která umožňují spolehlivější detekci. Následně je stručně uvedeno několik detektorů sloužících k detekci QRS komplexů.

Hlavní část této práce je zaměřena na realizaci dvou detektorů. Jedním z nich je detektor založený na umocnění filtrovaného signálu, který spočívá ve filtraci vstupního signálu pásmovou propustí, následném zvýraznění oblasti výskytu QRS komplexů a filtraci dolní propustí pro vyhlazení signálu. Výhodou tohoto filtru je, že filtrací pásmovou propustí potlačíme většinu rušení různého typu spolu s ostatními vlnami vyskytujícími se v EKG křivce. Takto předzpracovaný signál je nyní připravený k detekci. Ta spočívá v detekci R-kmitů, které překročí práh. Detektor obsahuje navíc adaptivní práh a rozhodovací pravidla pro spolehlivější detekci. Detekované polohy jsou uloženy do příslušné proměnné a následně vykresleny spolu s originálním signálem. Druhým detektorem je detektor založený na rozkladu signálu bankou filtrů. Filtry s pásmovou propustí je signál rozdělen do jednotlivých pásem. V každém pásmu je signál rozdělen do dvousekundových úseků. Nadprahové hodnoty jsou detekovány jako R-kmity a následně uloženy do příslušných proměnných. Jako výskyt QRS komplexu lze označit lokalitu, kdy nadprahové hodnoty dvou sousedních pásem se projeví ve stejné lokalitě.

V závěru této práce je provedeno posouzení spolehlivosti vytvořených detektorů. Testování proběhlo na 125 EKG signálech získaných ze 12 standardních a 3 ortogonálních svodů. K vyhodnocení spolehlivosti detekce QRS komplexů se využívá především dvou parametrů. Senzitivity, vyjadřující procento detekovaných QRS komplexů ze všech komplexů v signálu, a pozitivní prediktivní hodnoty, udávající pravděpodobnost přítomnosti QRS při pozitivní detekci. Detektor založený na umocnění má senzitivitu 97,87% a PPH 97,39% pro ortogonální svody. Pro dvanácti svodové EKG má senzitivitu 97,30% a PPH 98,08%. U detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů vyšla senzitivita 98,28% a PPH 97,82% pro svody ortogonální. Pro dvanáctibodové EKG vyšla senzitivita 98,08% a PPH 98,10%. U obou detektorů se vyskytly chyby v detekci posledních kmitů a i artefaktů na začátku signálu. Chybnou detekci způsobovaly i velmi zarušené signály, u kterých nepomohly ani použité filtry. Naopak oba detektory správně detekovaly v signálech s kolísáním nulové linie a poradily si i s výskytem extrasystol. K dosažení vyšší účinnosti by bylo zapotřebí doplnit detektory dalšími inteligentními rozhodovacími pravidly a adaptivními prahovými kritérii, což už je nad rámec této práce.

Seznam literatury

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša. *Biologie člověka*. Brno : FEKT VUT v Brně, s. r. o., 1995. 77s
- [2] SORMNO, L., LAGUNA, P. *Signal Procesing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005. 688s. ISBN: 0124375529
- [3] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály 1 : Geneze, zpracování a analýza*. Praha : Vydavatelství ČVUT, 1992. 204 s.
- [4] KHAN, M. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. 1. Vydání. Praha : Grada Publishing, a.s., 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4
- [5] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 6. Vydání. Praha : Grada Publishing, a. s., 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0
- [6] TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání. Praha : Grada Publishing, a. s., 2003. 772s. ISBN 80-247-0512-5
- [7] HOLČÍK, J. Detekce komplexu QRS: Předzpracování. Lékař a technika. 1989. 6/89. 121-128s, ISSN 0301-5491
- [8] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signalů*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2011
- [9] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signalů*. 2. Upravené a rozšířené vydání. Brno: VUITUM, 2002. 428s. ISBN 60-214-1558-4
- [10] KOZUMPLÍK, J., KOLÁŘ, R., JAN, J. *Číslicové zpracování signal v prostředí Matlab*. 1. Vydání. Brno: FEKT VUT v Brně, 2001. 73s. ISBN 80-21401964-4
- [11] KOHLER, B.U., HENNIG, C., ORGLMEISTER, R. *The Principles of Software QRS Detection*. IEEE Engng. In Med. And Biol., Jan-Feb. 2002, pp.42-57.
- [12] MEHTA, S.; LYNAYAT, N. *Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM*. Computers in biology and medicine, Vol. 38, No. 1, pp. 2008. 138-145s.
- [13] MEHTA, S.; LYNAYAT, N. *Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram*. Signal Processing, Vol. 87, No. 12, pp. 3190-3201.
- [14] MEHTA, S.; LYNAYAT, N. *Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram*. Expert Systems with Applications, Vol. 36, No. 1, 2009. pp. 820-828s.
- [15] 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, Vol. 8, No. 1, 2008. pp. 155-163s.
- [16] TRAHANIAS, P. E. *An approach to QRS complex detection using mathematical morphology*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 40, No. 2, 1993, pp. 201-205s.

Seznam symbolů a zkratk

EKG	elektrokardiograf
QRS komplex	část záznamu odpovídající depolarizaci komor
SA uzel	sinoatriální uzel
AV uzel	atrioventrikulární uzel
FIR filtr	filtr s konečnou impulsní charakteristikou
PP	pásmová propust
DP	dolní propust
S⁺	senzitivita
PPH	pozitivní prediktivní hodnota
h (n)	impulsní charakteristika

Seznam příloh

Tato bakalářská práce obsahuje následující přílohu:

Příloha: CD s programy, s databází CSE, elektrickou verzí bakalářské práce a návodem