



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

AUTOMATICKÁ DETEKCE δ -VLNY VE 12SVODOVÉM EKG

AUTOMATIC δ -WAVE DETECTION IN 12-LEAD ECG

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martina Khunová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Richard Ředina

BRNO 2023

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Martina Khunová

ID: 231041

Ročník: 3

Akademický rok: 2022/23

NÁZEV TÉMATU:

Automatická detekce δ -vlny ve 12svodovém EKG

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

- 1) Nastudujte anatomii srdce se zaměřením na převodní systém a patologické přídatné dráhy. 2) Provedte literární rešerši v oblasti používaných algoritmů pro automatickou detekci δ -vln v EKG. 3) Seznamte se s dostupnou databází dětských pacientů a dalšími volně dostupnými databázemi.
- 4) Navrhněte a implementujte vlastní řešení pro automatickou detekci. 5) Provedte optimalizaci a hodnocení navržené metody. 6) Porovnejte úspěšnost vašeho algoritmu s ostatními autory. Diskutujte výhody, nevýhody a reálnou použitelnost algoritmu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] FAZIO, Giovanni, et al. Asymptomatic ventricular pre-excitation in children. Journal of Cardiovascular Medicine, 2009, 10.1: 59-63.
- [2] GREGG, Richard E.; ZHOU, Sophia H.; DUBIN, Anne M. Automated detection of ventricular pre-excitation in pediatric 12-lead ECG. Journal of electrocardiology, 2016, 49.1: 37-41.

Termín zadání: 6.2.2023

Termín odevzdání: 29.5.2023

Vedoucí práce: Ing. Richard Ředina

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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 automatickou detekcí delta vlny z 12svodového EKG v programu Matlab. V teoretické části je stručně popsána anatomie a fyziologie srdce, dále je čtenáři představen Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom a přes projevy delta vlny na elektrokardiogramu se dostáváme k popisu lineárních filtrů a metodě detekce QRS komplexů založené na obálce filtrovaného signálu. V prvním kroku praktické části je zkonstruován detektor QRS komplexů, na nějž navazuje detektor delta vln. Detekce delta vlny probíhá na základě změření doby trvání peaku a jeho následná derivace. Detektor byl otestován na databázi, jejíž data byla nasnímána u dětských pacientů.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, srdeční arytmie, detekce arytmií, delta vlna, Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the automatic detection of delta waves from the 12-lead ECG in Matlab. In the theoretical part, the anatomy and physiology of the heart is briefly described, the reader gets familiar with Wolff-Parkinson-White syndrome, and through the manifestations of delta waves on the electrocardiogram we come to the description of linear filters and detection of the QRS complex based on the envelope. In the first part of practical part, a QRS complex detector is constructed, which is followed by a delta wave detector. The detection of the delta wave is based on the measurement of the duration of the peak and its derivation. The detector was tested on a database which data comes from pediatric patients.

KEYWORDS

ECG, cardiac arrhythmia, arrhythmia detection, delta wave, Wolff-Parkinson-White syndrome

KHUNOVÁ, Martina. *Automatická detekce delta vlny ve 12svodovém EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2022, 41 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Richard Ředina

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora: Martina Khunová
VUT ID autora: 231041
Typ práce: Bakalářská práce
Akademický rok: 2022/23
Téma závěrečné práce: Automatická detekce delta vlny ve 12svodovém EKG

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné 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 autorka uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Richardu Ředinovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	10
1 Srdce	11
1.1 Myokard	11
1.2 Převodní systém srdeční	12
1.3 Elektrokardiografie	13
2 Preexitace komor	15
2.1 Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom	15
2.2 Delta vlna na elektrokardiogramu	16
3 Popis lineárních filtrů	18
4 Databáze	21
5 Detekce QRS komplexů založená na obálce filtrovaného signálu	23
6 Detekce QRS komplexů	26
7 Detektor delta vln	30
8 Vyhodnocení výsledků	34
9 Diskuze	37
Závěr	38
Literatura	39
Seznam symbolů a zkratk	41

Seznam obrázků

1.1	Vnitřní anatomie srdce	11
1.2	Převodní systém srdeční	12
1.3	Elektrokardiogram s popsánymi vlnami a intervaly	14
1.4	Schéma rozmístění elektrod a zapojení do svodů	14
2.1	Delta vlna na EKG	17
3.1	Impulzní a frekvenční charakteristika	18
3.2	Obecná realizace FIR filtru	19
3.3	Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici	20
3.4	Frekvenční charakteristika filtru pásmová zádrž	20
4.1	Ukázka svodů v databázi	22
5.1	Blokové schéma obecného detektoru QRS komplexu	23
5.2	Náčrt výkonových spekter QRS komplexu, P vlny a T vlny	24
5.3	Frekvenční charakteristika pásmové propusti	25
5.4	Frekvenční charakteristika dolní propusti	25
6.1	Blokové schéma detektoru realizovaného metodou obálky filtrovaného signálu	26
6.2	Původní nefiltrovaný signál	27
6.3	Signál filtrovaný pásmovou propustí	27
6.4	Umocnění signálu	28
6.5	Signál filtrovaný dolní propustí	28
6.6	Předzpracovaný signál s detekovanými QRS komplexy	29
7.1	Doba trvání QRS komplexu	30
7.2	Vývojový diagram detektoru delta vln	31
7.3	Derivace signálu s preexcitací	32
7.4	Derivace signálu s raménkovou blokádou	33
7.5	Derivace signálu s komorovou extrasystolou	33

Seznam tabulek

4.1	Přehled nálezů v databázi	21
8.1	Kontigenční tabulka pro detektor delta vln	34
8.2	Tabulka dopočítaných parametrů	35
8.3	Kontigenční tabulka pro detektor delta vln s vynechanou stimulací síní a komor	35
8.4	Tabulka dopočítaných parametrů pro vynechanou stimulaci síní a komor	36

Úvod

Elektrkardiografie umožňuje diagnostiku srdečních patologií, jako jsou poruchy prokrvení myokardu a arytmie. Při elektrokardiografii je zaznamenávána elektrická aktivita srdce na základě rozdílných potenciálů. Toto elektrické pole můžeme snímat povrchově pomocí elektrod či intrakardiálně při použití katetrů. Pro správnou diagnostiku u pacienta s kardiovaskulárním onemocněním je důležitá správná analýza elektrokardiografické křivky. V dnešní době se pro analýzu často používá automatizovaná detekce.

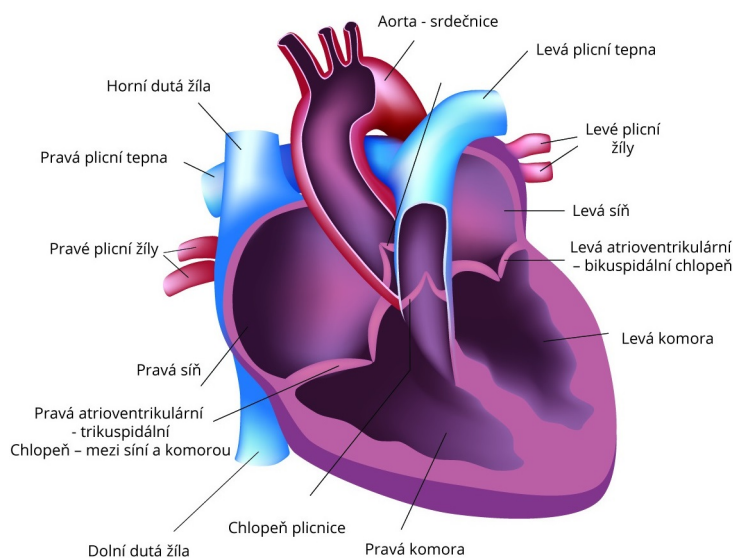
Jednou z mnoha arytmií je preexcitace, kterou způsobuje Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom a na elektrokardiogramu se projevuje jako delta vlna. Preexcitace se většinou vyskytuje u dětských pacientů a s věkem postupně mizí, v jejím důsledku však může docházet ke vzniku dalších arytmií, je tedy zapotřebí dbát na diagnostiku. A právě automatickou detekcí delta vln se zabývá tato práce.

V teoretické části bakalářské práce je stručně popsána anatomie a fyziologie srdce, Wolf-Parkinson-Whiteův syndrom, základy elektrokardiografie, projevy delta vlny na elektrokardiogramu, lineární filtry a metoda detekce QRS komplexů založená na obálce filtrovaného signálu. Praktická část se věnuje realizaci algoritmu pro detekci delta vln. Posléze je detektor testován na databázi a statisticky zhodnocen. V závěru práce je posouzeno splnění stanovených cílů.

1 Srdce

Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdrojů 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 a 8.

Srdce je pro člověka nepostradatelný orgán, který se jen těžko nahrazuje. Jeho funkce spočívá v rozvádění krve přes cévy k cílovým tkáním díky kontraktilní schopnosti kardiomyocytů, srdce se tedy chová jako pumpa. Během srdečního cyklu se střídají dva děje – systola a diastola. Systola znamená srdeční stah a vzniká za účelem vypuzení krve. Diastola je naopak relaxace svaloviny, v jejím průběhu dochází k naplnění dutiny krví. Srdce sestává ze čtyř dutin – pravá síň, levá síň, pravá komora a levá komora. Stěny dutin jsou tvořeny myokardem, jenž je upevněn na čtyři prstence vazivového skeletu, který slouží nejen jako opora svaloviny, chlopní a cév, ale funguje také jako elektrický izolant mezi síněmi a komorami. Na obrázku 1.1 je stručně znázorněna anatomie srdce. Jsou zde vyobrazeny a pojmenovány srdeční dutiny, chlopně a cévy.



Obr. 1.1: Schéma stručné anatomie srdce. Vyobrazení a pojmenování srdečních dutin, chlopní a cév. Převzato ze zdroje 6.

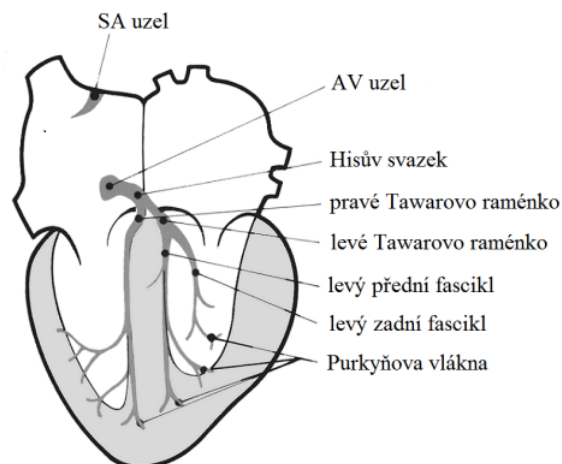
1.1 Myokard

Myokard neboli srdeční svalovina je funkčně aktivní tkáň a skládá se z několika svalových vrstev. Jeho buňky se nazývají kardiomyocyty a jsou schopné provádět mechanickou práci. Kardiomyocyty jsou svými výběžky spojovány do sítí a vázány řídkým vazivem, kterým probíhají cévy a nervy. Rychlý přenos vzruchu z jedné buňky na druhou je způsoben interkalárními disky, které se nacházejí mezi výběžky

kardiomyocytů. Svalovina síní je od svaloviny komor oddělena vazivovým skeletem. Svalovina síní má povrchovou vrstvu, ta je společná pro obě síně a hloubkovou vrstvu, jež je pro každou síň samostatná. Myokard komor je výrazně silnější než svalovina síní a skládá se ze tří vrstev – povrchová, střední a hloubková vrstva.

1.2 Převodní systém srdeční

Aby mohlo dojít ke kontrakci myokardu, má srdce určitou automacii ve tvorbě vzruchů, tuto schopnost mají speciální kardiomyocyty – buňky převodního systému srdečního. Za fyziologických okolností vznikají tyto vzruchy v sinoatriálním uzlu (SA), který se nachází v horní části pravé síně, v tomto případě mluvíme o sinusovém rytmu. Impulzy vycházející z SA uzlu se sbíhají do atrioventrikulárního uzlu (AV), najdeme ho ve spodní části pravé síně a jeho hlavním úkolem je zpomalit vzruch, aby se mohly komory naplnit krví. Toto zpomalení má také význam při srdečních arytmiích například při fibrilaci či flutteru síní. Aktivita síní je v těchto případech velmi rychlá, AV uzel chrání komory před těmito rychlými impulzy, aby nedošlo k fibrilaci komor, jež by mohla vést k akutnímu srdečnímu selhání. Síně jsou od komor velmi dobře elektricky izolovány vazivovým skeletem. Jediné místo, kudy může signál fyziologicky projít, je AV uzel a Hisův svazek. Hisův svazek prochází z pravé síně na mezikomorové septum a dále se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Pravé raménko je delší, užší a proniká až k hrotu pravé komory, zatímco levé raménko je širší, brzy se rozděluje a jeho větve směřují k hrotu levé komory. Převodní systém je zakončen Purkyňovými vlákny, které prostupují do hloubky myokardu. Schéma převodního systému a lokalizace jeho částí vidíme na obrázku 1.2.



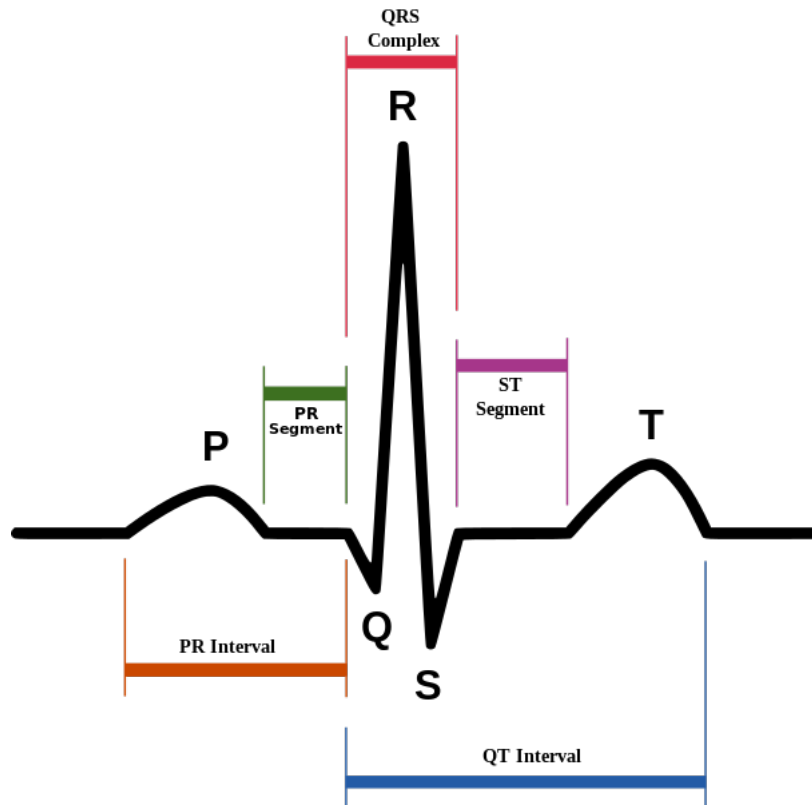
Obr. 1.2: Převodní systém srdeční. Převzato ze zdroje 7.

1.3 Elektrokardiografie

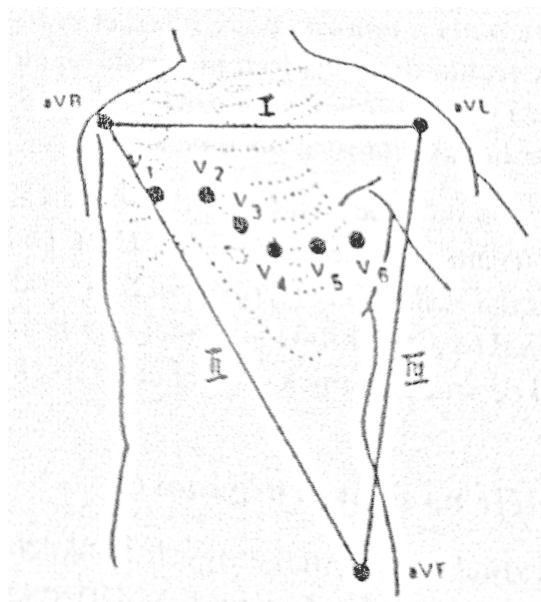
Elektrokardiografie (EKG) umožňuje diagnostiku srdečních patologií například poruchy prokrvení myokardu či arytmií – poruch vedení nebo tvorby vzruchu. Při EKG analýze je snímána elektrická aktivita srdce. Elektrické pole vytváří napětí, které je možné snímat přímo ze srdce – intrakardiální EKG, nebo z povrchu těla. Výstupem je elektrokardiogram neboli EKG křivka, což je záznam časového průběhu elektrických srdečních dějů. V EKG křivce pozorujeme pět charakteristických výchylek od izoelektrické linie, jejichž příčinou jsou právě rozdílné potenciály. První výchylka vzniká při depolarizaci síní a nazývá se P vlna, po ní následuje Q kmit, R kmit a S kmit. Tyto tři kmity dávají dohromady QRS komplex. Q kmit označuje depolarizaci septa, R kmit depolarizaci hrotu a S kmit baze komor. Repolarizace komor je na elektrokardiogramu znázorněna jako vlna T. Části izolinie mezi dvěma výchylkami se nazývají úsek, například část izolinie mezi P vlnou a QRS komplexem se nazývá PQ úsek (na obrázku 1.3 pojmenováno PR segment). Část izolinie i s vlnou se poté nazývá interval. PQ interval je na obrázku 1.3 pojmenován PR interval. PR je zkratka používaná v anglickém jazyce, zatímco v českém jazyce se používá zkratka PQ. Elektrokardiogram s popsány vlnami, intervaly, úseky a QRS komplexem je ukázán na obrázku 1.3.

Elektrický vektor srdeční je součet elementárních vektorů v srdci v každém okamžiku. Dílčí potenciály vznikají mezi depolarizovanou a klidově polarizovanou buňkou, jejich počet se v průběhu cyklu mění, a proto se mění i velikost a směr elektrického srdečního vektoru. Při depolarizaci všech buněk nebo při jejich klidové polarizaci neexistují žádné dipóly a elektrický vektor srdeční je nulový.

K měření elektrického pole se používají elektrody zapojené do svodů. U 12svodového EKG se používá deset elektrod. Čtyři jsou umístěny na končetiny, z toho jedna je tzv. zemnicí, ta spojuje neutrální potenciál přístroje s pacientem, aby nedošlo k přetížení zesilovačů a také minimalizuje rušení. Tyto elektrody snímají průmět elektrického vektoru srdečního ve frontální rovině. Zbýlých šest je přiloženo na přesně definovaná místa na hrudníku a zachycují průmět elektrického vektoru v horizontální rovině. Rozmístění elektrod a jejich zapojení do svodu je znázorněno na obrázku 1.4. Svody se dělí na bipolární a unipolární. Bipolární svody měří rozdíl potenciálů mezi dvěma elektrodami, patří zde končetinové svody I, II a III. Unipolární svody měří napětí z jedné elektrody oproti Wilsonově svorce, to je místo s nulovým potenciálem získané spojením elektrod přes velký odpor. Mezi unipolární svody se řadí hrudní svody V1-6 a končetinové svody aVR, aVL a aVF.



Obr. 1.3: Elektrokardiogram s popsanými vlnami, intervaly, segmenty a QRS komplexem. Převzato ze zdroje 8.



Obr. 1.4: Schéma rozmístění elektrod a zapojení do svodů. Převzato ze zdroje 2.

2 Preexcitace komor

Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdrojů 3, 4, 5, 9, 10 a 11.

Do kategorie preexcitačních syndromů patří arytmie při sinusovém rytmu, signál se šíří přídatnými drahami mimo AV uzel, nedojde tedy k jeho zpomalení a to vede k předčasné depolarizaci komor neboli k preexcitaci. Lownův-Ganongův-Levineův syndrom je jedním z příkladů preexcitačních syndromů. Vlna repolarizace se šíří přes přídatná Jamesova vlákna mívající AV uzel, to na elektrokardiogramu můžeme pozorovat jako zkrácení PQ intervalu. Jamesův svazek se poté připojuje na Hisův svazek, QRS komplex je tedy nerozšířený a bez delta vlny. Dalším preexcitačním syndromem je Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom (WPW syndrom).

2.1 Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom

Přídatná atrioventrikulární dráha způsobující WPW syndrom se nazývá Kentův svazek. Je to proužek pracovního myokardu prostupující vazivový prstenec, jenž elektricky izoluje oblast mezi síní a komorou. Ke vzniku této patologie dochází již ve fetálním vývoji, kdy není elektrická separace úplná, krom AV uzlu a Hisova svazku existují tedy i jiná místa pro vedení vzruchové vlny ze síně na komoru. Přídatná spojka může přecházet přes izolační linii v jakémkoli místě, zhruba u 60 % pacientů se spojka nachází v levé síní, méně často v pravé síní nebo na zadní stěně. Není pravidlem, že spojka musí být pouze jedna. Kentův svazek se vyskytuje u mnoha lidí, aktivní je však pouze u 0,1 % populace. Vodivost přídatných spojek se s věkem snižuje, jelikož dochází k fibrotizaci, proto se WPW syndrom vyskytuje spíše u mladých lidí.

Pacienti s preexcitací často pociťují palpitace, jsou-li si své nemoci vědomi, přisuzují tyto pocity nepravidelného tepu WPW syndromu, postihnout je však mohou i jiné arytmie, z tohoto důvodu je třeba dbát důraz na diagnostiku, aby se v případě dalšího onemocnění mohlo zasáhnout. Nejčastějšími původci obtíží jsou fibrilace síní a atrioventrikulární reentry tachykardie. Přídatná dráha je schopna anterográdního vedení (ze síní na komory) i retrográdního vedení (z komor na síně). Vzruch je veden přes AV uzel – fyziologicky a také přes spojku. Uzel i spojka však mají jinou dobu zotavení, AV uzel je schopen opět vést signál dříve než přídatná dráha, druhý vzruch tedy projde pouze přes uzel, mezitím se však zotavila spojka a vzruch je retrográdním vedením převeden přes přídatnou dráhu zpět na síně, tím dojde k zacyklení, které nazýváme atrioventrikulární reentry tachykardie. Druhou nejčastější arytmií doprovázející pacienty s WPW syndromem je fibrilace síní. U pacientů bez patologické přídatné dráhy slouží AV uzel jako ochrana před rychlou síňovou aktivitou při fibrilaci síní, to často zapříčiňuje rychlou odpověď komor, která může

způsobit fibrilaci komor. Při fibrilaci komor nedochází k ejekční frakci, a to vede ke kardiogennímu šoku.

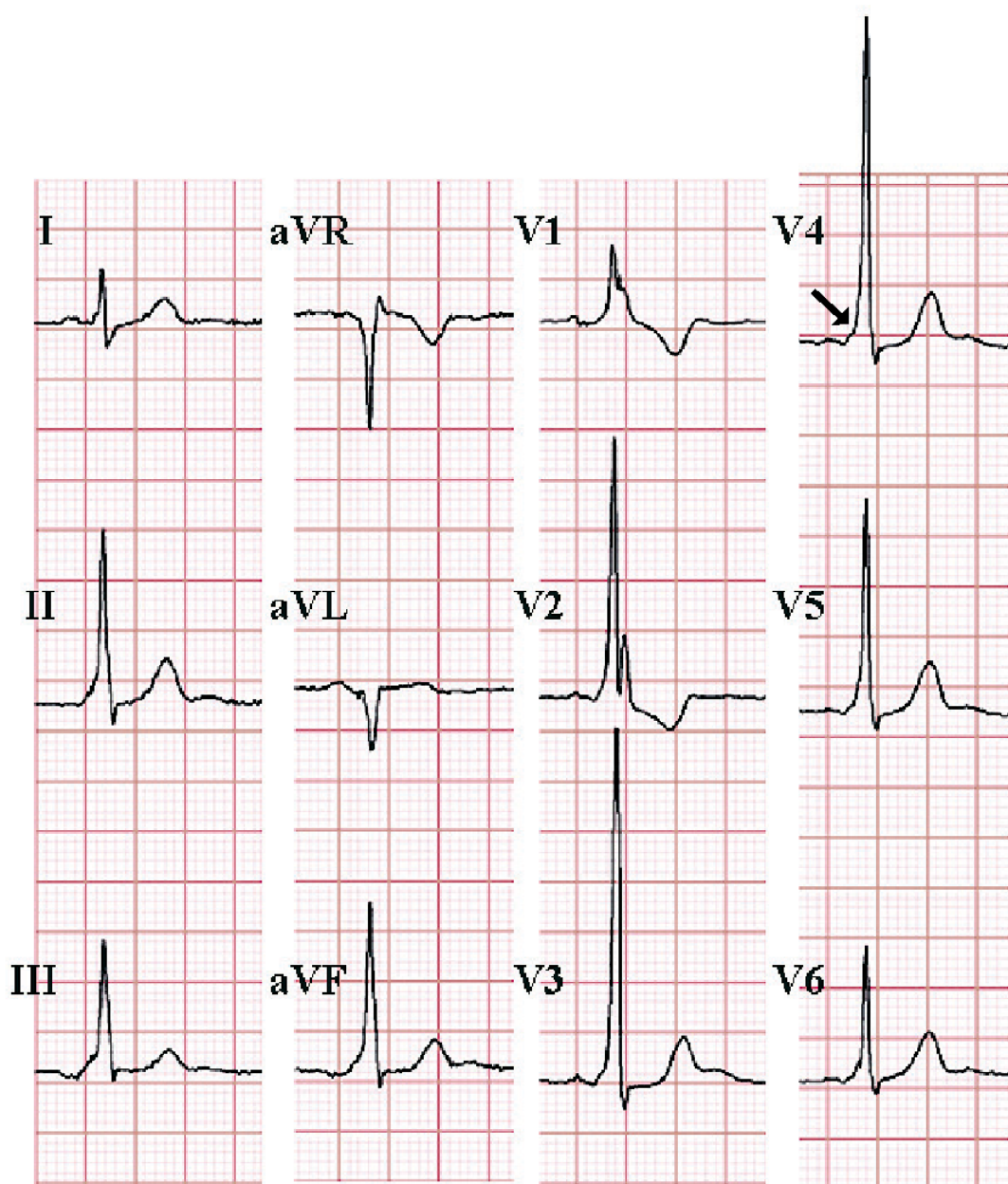
Funkce přídatných drah se může omezit farmakoterapií a radiofrekvenční ablací. Ablace se volí při neúčinnosti či nesnášenlivosti farmakoterapie nebo je-li v případě fibrilace síní rychlá komorová odpověď. Pokud se spojka nachází v blízkosti AV uzlu, může ablace způsobit vyvolání úplné AV blokády, což by znamenalo nutnost trvalé kardiostimulace. Při radiofrekvenční ablací dochází k trvalé destrukci tkáně – ablace přídatné dráhy, která je zdrojem nestandardního vedení vzruchu. To se provádí pomocí katétru a vysokofrekvenčního střídavého proudu. Katéتر je zaveden do levé síně nebo pravé síně podle toho, kde se přídatná dráha nachází.

2.2 Delta vlna na elektrokardiogramu

Přítomnost přídatné dráhy způsobuje předčasnou depolarizaci části komor, to se na elektrokardiogramu projeví jako zkrácení PQ intervalu pod 0,12 sekund. Fyziologická doba trvání PQ intervalu je 0,12-0,20 sekund. Zbytek komor je aktivován AV juncí, výsledný QRS komplex je tedy způsoben fúzí dvou aktivačních signálů a je deformován delta vlnou, která vzniká postupnou depolarizací komor. Delta vlna prodlužuje trvání QRS komplexu nad 0,12 sekund, fyziologická doba trvání QRS komplexu je do 0,12 sekund a na elektrokardiogramu se projevuje jako pozvolný nárůst R kmitu. Vede-li přídatná dráha vlnu depolarizace podstatně rychleji než AV uzel, bude delta vlna výraznější. Jak může delta vlna vypadat je ukázáno na obrázku 2.1.

Podle lokalizace Kentova svazku můžeme preexcitaci rozdělit na typ A a typ B. U typu A se přídatná spojka nachází v levé síni, vektor depolarizace se šíří z levé komory dopředu a QRS komplex je ve svodu V1 vykreslen pozitivně bez kmitu Q. Je-li vlna depolarizace vedena pravostrannou nebo posteroseptální dráhou, mluvíme o typu B. Negativní QRS ve svodu V1 a pozitivní QRS ve svodu II a III jsou indikací pro pravostrannou dráhu. Negativní QRS ve svodu III a aVF svědčí o posteroseptálním šíření. Jelikož je na obrázku 2.1 pozitivně vykreslen svod V1, jedná se o typ A.

Delta vlna není na elektrokardiogramu vždy viditelná, může docházet ke střídavému vedení přídatnou dráhou, to znamená, že některé signály jsou převáděny fyziologicky přes AV uzel.



Obr. 2.1: Přítomnost delta vlny ve 12svodech EKG, jedná se o repolarizaci typu A.
Převzato ze zdroje 11.

3 Popis lineárních filtrů

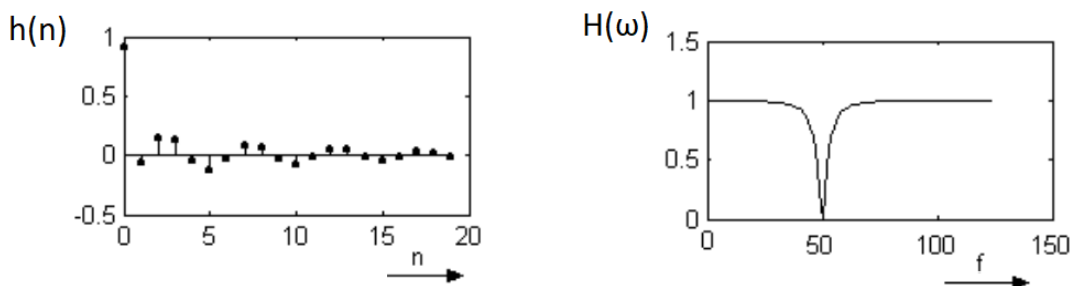
Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdrojů 12, 13 a 14.

Účelem lineární filtrace je potlačení některých frekvenčních složek signálu nebo naopak jejich zvýraznění. Lineární filtry jsou takové filtry, u kterých platí princip superpozice - odezva lineárního systému na součet signálů násobených konstantami je rovna součtu odezev násobených konstantami na jednotlivé samostatně působící signály. Princip superpozice je popsán rovnicí 3.1.

$$\sum_i [K_i S_i(n)] = \sum_i K_i H[S_i(n)] \quad (3.1)$$

V rovnici 3.1 je H operátor realizovaný filtrem, $S_i(n)$ je množina signálů násobených konstantami K_i .

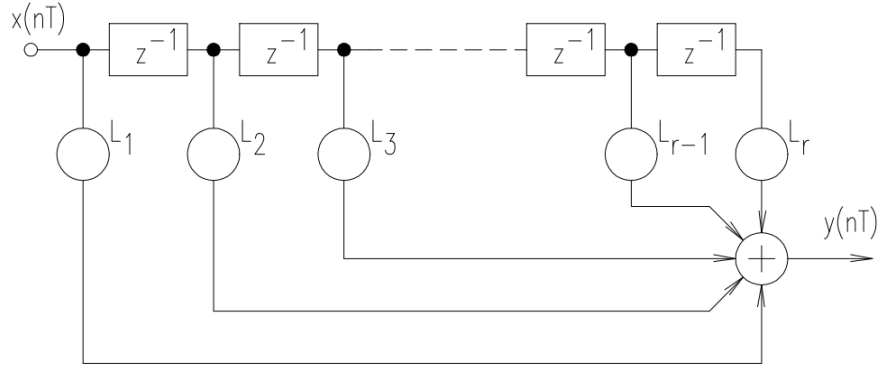
Mezi hlavní typy lineárních filtrů patří dolní propust, horní propust, pásmová propust a pásmová zádrž. Pro analýzu lineárních systémů je důležitá jejich odezva na jednotkový impuls. V jednotkovém impulsu jsou zastoupeny všechny možné harmonické složky se shodnými vahami. Odezvou lineárního filtru na jednotkový impuls v časové oblasti je impulsní charakteristika $h(n)$. Spektrem impulsní charakteristiky je frekvenční charakteristika $H(\omega)$, která reprezentuje frekvenční vlastnosti filtru. Grafické znázornění těchto charakteristik je vyobrazeno na obrázku 3.1, kde n je označení pro počet vzorků a f je označení pro frekvenci.



Obr. 3.1: Impulsní charakteristika vlevo na obrázku a frekvenční charakteristika vpravo. Převzato ze zdroje 14.

Podle odezvy na jednotkový impuls, respektive podle impulsní charakteristiky, se filtry dělí na filtr s konečnou impulsní charakteristikou (FIR) a filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou (IIR). IIR filtry jsou realizovány rekurzivně a FIR filtry jsou realizovány nerekurzivně. V této práci budou použity pouze FIR filtry, následující popis se tedy bude věnovat pouze FIR filtrům.

FIR filtry jsou popsány diferenční rovnicí, jejímž výstupem $y(n)$ je konečná diskrétní konvoluce vstupního signálu $x(n)$ s impulzní charakteristikou filtru $h(n)$ - rovnice 3.2. Schéma realizace FIR filtrů je zobrazeno na obrázku 3.2, kde je z^{-1} označení pro zpoždění neboli lineární fázový posun, $x(nT)$ značí vstupní signál a $y(nT)$ je označení pro výstup filtru.



Obr. 3.2: Obecná realizace FIR filtru. Převzato ze zdroje 12.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x_{n-k} h_k \quad (3.2)$$

Odezvu lineárního filtru lze tedy získat konvolucí vstupního signálu s impulzní charakteristikou filtru, tomu ve frekvenční oblasti $Y(\omega)$ odpovídá součin spektra vstupu $X(\omega)$ s frekvenční charakteristikou filtru $H(\omega)$. Tyto vztahy lze odvodit ze vztahu 3.3 pro Fourierovu transformaci s diskrétním časem.

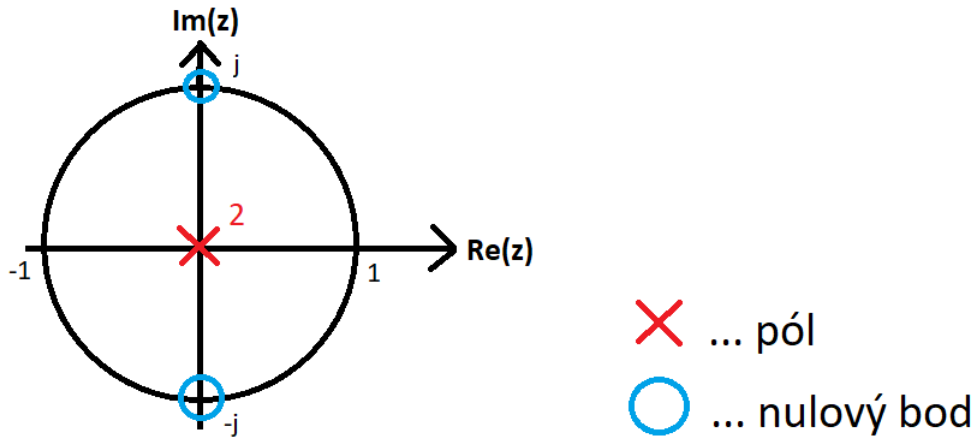
$$y(n) = x(n) * h(n) \Leftrightarrow Y(\omega) = X(\omega)H(\omega) \quad (3.3)$$

Existují i jiné metody popisu lineárního filtru mimo diferenční rovnici, která představuje algoritmus výpočtu odezvy filtru, například popis filtru pomocí přenosové funkce a rozložení nulových bodů a pólů. Jedná se o grafické znázornění míst s nulovým přenosem, která odpovídají nulovým bodům a v případě FIR filtru násobného pólu, který vyjadřuje zpoždění neboli lineární fázový posun. Tyto body jsou vyneseny na jednotkovou kružnici, jejíž osa x je reálná a osa y imaginární. Přenosovou funkci $H(z)$ získáme Z-transformací impulzní charakteristiky $h(n)$ - rovnice 3.4.

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n z^{-n} \quad (3.4)$$

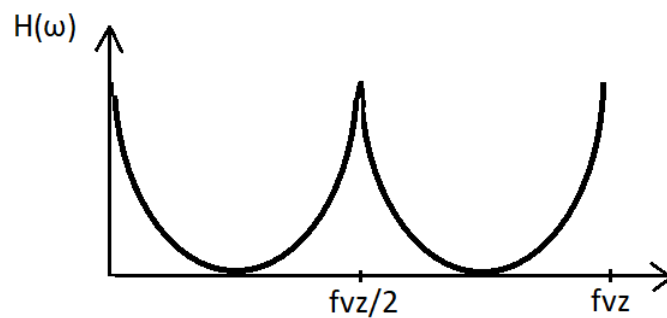
Pomocí rozložení nulových bodů a pólů můžeme stanovit stabilitu systému. Leží-li všechny póly uvnitř jednotkové kružnice, systém je stabilní a naopak nestabilní

je systém, který má pól vně kružnice. Náchází-li se pól na jednotkové kružnici, filtr má v tomto místě nekonečný přenos a je tedy na mezi stability. FIR filtry mají póly v počátku, jsou tedy vždy stabilní. Pokud by se pól u FIR filtru nacházel mimo počátek, musí být eliminován nulovým bodem. Na obrázku 3.3 je naznačeno rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici pro FIR filtr.



Obr. 3.3: Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici

Na obrázku 3.3 je znázorněno rozložení nulových bodů a pólů filtru typu pásmová zadrž. Jak by vypadala frekvenční charakteristika tohoto filtru je nakresleno na obrázku 3.4.



Obr. 3.4: Frekvenční charakteristika filtru pásmová zadrž

4 Databáze

Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdroje 15.

Databáze obsahuje celkem 326 záznamů od 100 dětských pacientů, kteří podstoupili elektrofyzilogický zákrok v Dětské nemocnici FN Brno. Během tohoto zákroku bylo snímáno povrchové EKG společně s intrakardiálním EKG.

Každý záznam byl snímán po dobu 6.4–12.2 sekund se vzorkovací frekvencí 2000 Hz. Díky vysoké vzorkovací frekvenci je časová rozlišovací schopnost mnohem lepší než u většiny jiných databází. Další výhodou této databáze je věk pacientů, od kterých EKG záznamy pocházejí, jedná se totiž o dětské pacienty, jejichž věk je v rozmezí 12 až 17 let a právě preexcitace se vyskytuje převážně u mladších pacientů. Preexcitace komor je nejčastější nález v databázi, vyskytuje se u 58 záznamů. Četnost jednotlivých nálezů je uvedena v tabulce 4.1. Tyto nálezy se navzájem nevyklučují, u jednoho pacienta se tedy může vyskytnout více nálezů.

Tab. 4.1: Přehled nálezů v databázi. Přeloženo ze zdroje 8.

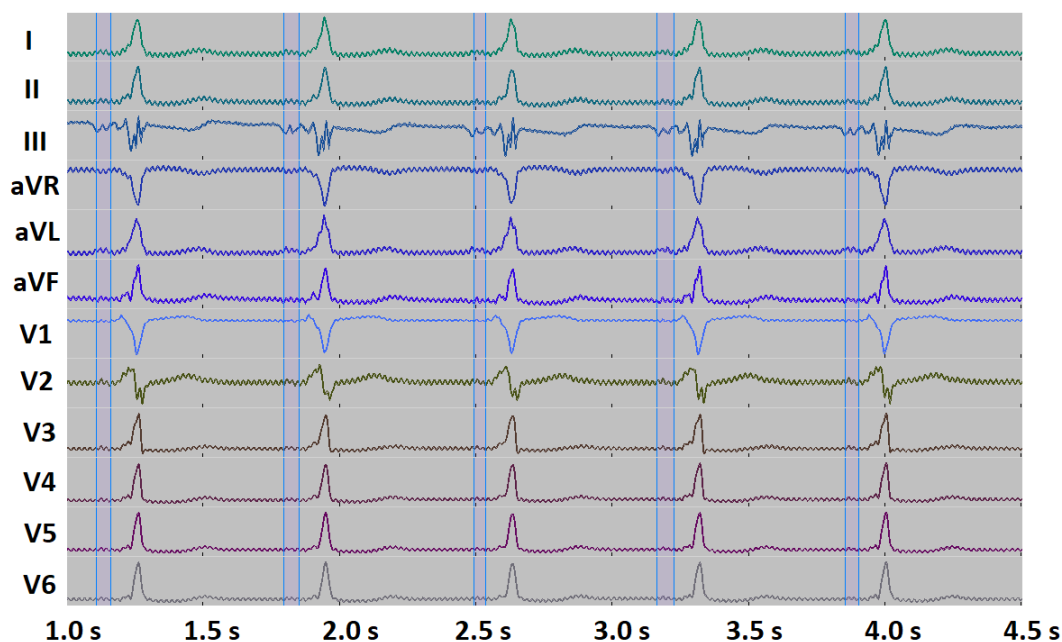
Nález	Četnost
Sinusový rytmus	191
Preexcitace komor	58
Předčasný síňový stah	47
AVNRT	45
AVRT	40
Předčasný komorový stah	40
Stimulace komor	35
Fibrilace síní	33
Junkční rytmus	22
Stimulace síní	19
BLRT	9
Fokální síňová tachykardie	8
BPRT	7
Flutter síní	5
AV blok I. stupně	3

12svodové EKG je z povrchu těla pacienta snímáno v průběhu zákroku povrchovými elektrodami. Jednotlivé svody získané povrchovým EKG jsou ukázány na obrázku 4.1. U intrakardiálního EKG jsou zavedeny dva diagnostické katétry. První katétr měří síňový signál a sleduje šíření vlny depolarizace, zaveden je do koronárního

sinu. Jedná se o 10polární katétr. Pět svodů získané tímto katétreem nesou v databázi označení CS. Druhý katétr se nachází mezi oblastí AV uzlu a Hisova svazku, je 4polární a jeho dva svody jsou v databázi pojmenovány His. Při výkonu je použit ještě jeden katétr – ablační, ten však slouží k aplikaci radiofrekvenční energie, EKG tedy nezaznamenává.

Anotační zpráva má dvě formy. V prvním případě se jedná o globální anotaci, která je vytvořená pro každý záznam. Obsahuje informace o patologických nálezech v signálu a o specifikacích přístroje. Druhá část anotační zprávy obsahuje lokální anotace vypovídající o aktivitě levé síně měřené CS. Tyto lokální anotace byly vytvořeny v softwaru SignalPlant týmem elektrofyziologů.

Struktura souboru se skládá ze čtyř hlavních datových sad – data, nastavení kanálů, informace a značení. První datová sada obsahuje devatenáct EKG svodů. Prvních dvanáct svodů je získáno povrchového snímáním, jedná se o svody I-VI, V1-6, aVR, aVL a aVF. Zbytek svodů pochází z intrakardiálního snímání – pět CS svodů a dva His svody. Délka nahrávky byla omezena na 180 sekund, tedy na 360 000 vzorků. Výsledný soubor je uložen ve formátu HDF5 – hierarchický datový formát verze 5.



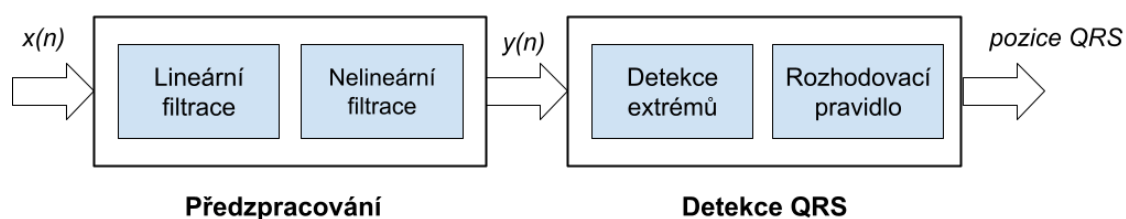
Obr. 4.1: Ukázka standardních 12 svodů získaných povrchového EKG dostupných v databázi z jednoho záznamu s lokálními anotacemi

5 Detekce QRS komplexů založená na obálce filtrovaného signálu

Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdrojů 16, 17, 18, 19, 20.

Detekování QRS komplexu je základem pro počítačovou analýzu signálu. Je to nejvýraznější útvar na EKG křivce, proto je vhodný jako orientační bod při rozměřování signálu. Detekce QRS slouží k určení tepové frekvence, srdeční akce a arytmií.

Algoritmy pro detekci QRS komplexů mají obecně společný postup, tím je předzpracování signálu a následná detekce QRS. Blokové schéma obecného detektoru je znázorněno na obrázku 5.1.



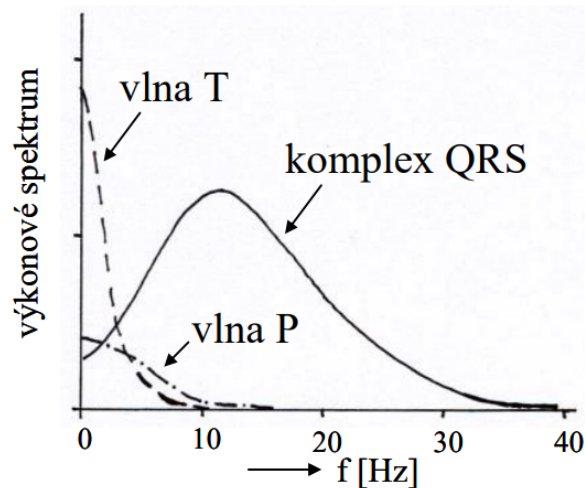
Obr. 5.1: Blokové schéma obecného detektoru QRS komplexu

Cílem předzpracování je zvýraznění QRS komplexu a potlačení rušivých artefaktů včetně vln P a T. Do rušivých artefaktů patří síťové rušení (brum), které se projevuje na frekvenci 50 Hz. Pomalé pohyby pacienta, vliv dýchání a děje na rozhraní kůže a elektrody způsobují kolísání nulové izoliny (drift) v rozmezí 2 Hz. K odstranění těchto šumů se používají lineární a nelineární filtry. Rušení způsobují také myopotenciály, jejich frekvenční pásmo se může podobat frekvenčnímu pásmu EKG, z tohoto důvodu je odstranění složitější – filtrace by mohla vést ke zkreslení signálu. V tomto případě se tedy nabízí řešit problém kumulací (průměrováním). Při kumulaci dojde k získání reprezentativní repetice užitečného EKG signálu a k potlačení náhodných myopotenciálů. Podmínkou pro kumulaci je repetiční charakter signálu.

Po předzpracování přichází na řadu detekce extrémů a rozhodovací pravidlo. Pro samotnou detekci QRS komplexů existuje mnoho algoritmů například detekce založená na obálce filtrovaného signálu. Metoda detekce QRS komplexů založená na obálce filtrovaného signálu sestává z několika kroků předzpracování. Blokové schéma této metody je znázorněno na obrázku 6.1.

Prvním krokem předzpracování EKG signálu u metody detekce QRS komplexů založené na obálce filtrovaného signálu je filtrace pásmovou propustí, která je navr-

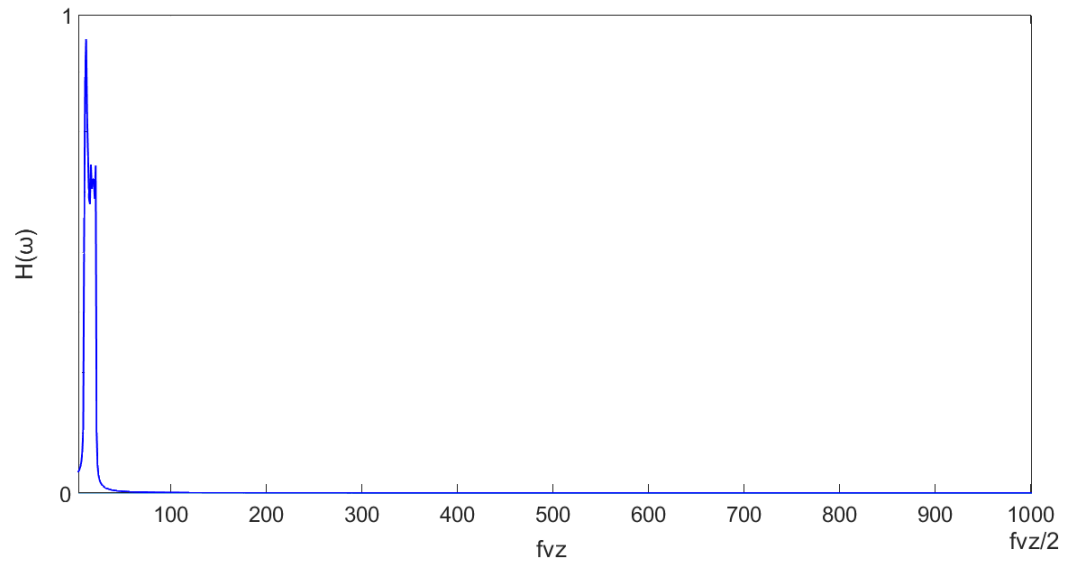
žena tak, aby zachovala hlavní část energie QRS komplexu, ale také potlačila vlny P a T. Výkonová spektra QRS komplexu, vlny P a vlny T jsou načrtnuty na obrázku 5.2. Jak je z obrázku 5.2 patrné, převážná energie QRS komplexu se nachází v rozmezí 5–20 Hz s maximem v 10–15 Hz. Naopak vlny P a T mají svou energii soustředěnou především do pásma 0–10 Hz. Z těchto čísel jsou odvozeny meze pro pásmovou propust, která bude v této práci použita. Jako spodní mez je určena hodnota 10 Hz, takto dojde k odstranění vlny P a T, ale dolní mez maximální energie QRS komplexu je zachována. 21 Hz je hodnota horní hranice pásmové propusti – hodnota o 1 Hz vyšší než horní mez hlavní energie QRS komplexu. Dalšími rušivými artefakty jsou brum, neboli síťové rušení a drift (kolísání) nulové izoliny. Brum se projevuje na frekvenci 50 Hz a drift na frekvenci 2 Hz, z toho plyne, že oba jsou odstraněny výše zmíněnou pásmovou propustí. Frekvenční charakteristika takto navržené pásmové propusti pro vzorkovací frekvenci 2000 Hz vypadá následovně 5.3.



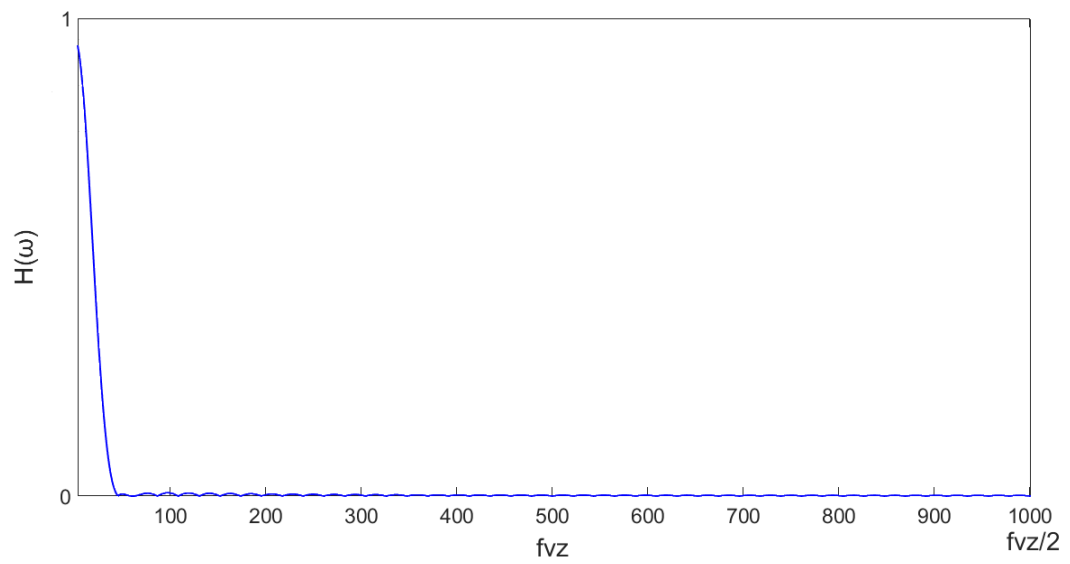
Obr. 5.2: Náčrt výkonových spekter QRS komplexu, P vlny a T vlny. Převzato ze zdroje 20.

Pro zvýraznění QRS komplexů se signál následně umocní, tím se také ze záporných hodnot stanou kladné. Takto upravený signál se následně vyhladí dolní propustí s obdélníkovou impulsní charakteristikou o délce korespondující s délkou filtrovaného komplexu. Takto získáme odhad kvadrátu obálky signálu. Frekvenční charakteristika takto navržené dolní propusti pro vzorkovací frekvenci 2000 Hz vypadá následovně 5.4.

Po předpracování přichází na řadu detekce extrémů a rozhodovací pravidlo. Nejdříve je stanoven práh. Pevný práh je stanoven v rozmezí 25 – 45 % maximální hodnoty signálu. Adaptivní práh je nejprve nastaven na 25 – 45 % maximální hodnoty signálu a u další detekce snížen o 25 – 45 % prvního maxima.



Obr. 5.3: Frekvenční charakteristika pásmové propusti

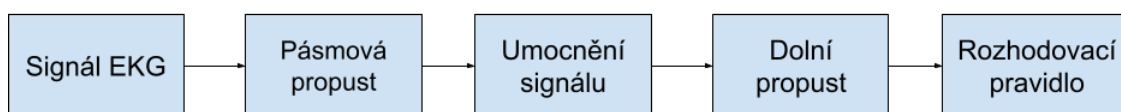


Obr. 5.4: Frekvenční charakteristika dolní propusti

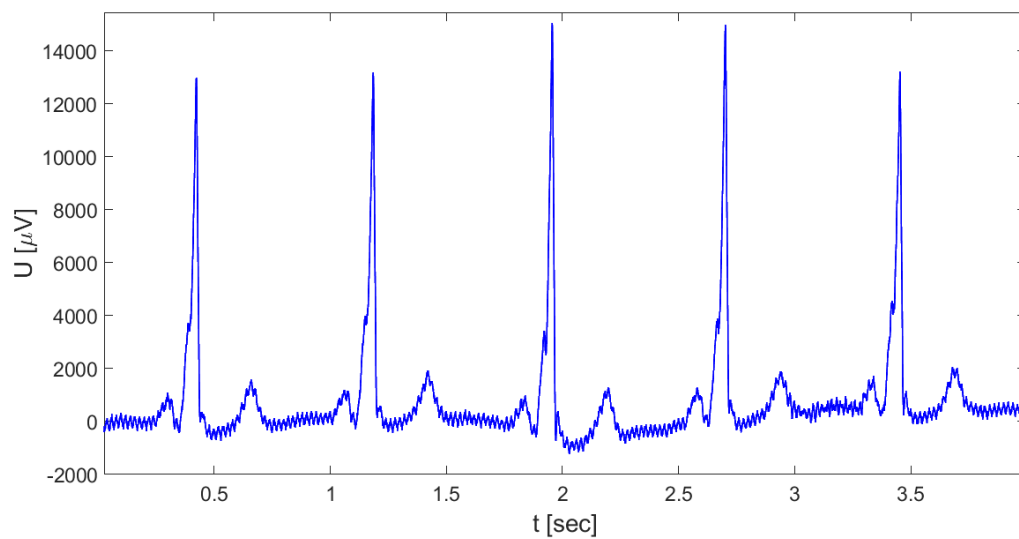
6 Detekce QRS komplexů

Pro detekci QRS komplexů v této práci je využita metoda založená na obálce filtrovaného signálu, jež je podrobněji popsána v kapitole 5. Blokové schéma této metody je znázorněno na obrázku 6.1. Vstupní signál (obrázek 6.2) je nejprve filtrován pásmovou propustí v rozmezí od 10 Hz do 21 Hz, což jsou hodnoty frekvenčního pásma QRS komplexu. Výsledná podoba signálu po filtraci pásmovou propustí je vyobrazena na obrázku 6.3. Pásmová propust odstraňuje rušivé složky. Pro zvýraznění QRS komplexu, především kmitu R, je signál umocněn, tím se také ze záporných hodnot stanou kladné. Umocněný signál je zobrazen na obrázku 6.4. K dodatečnému vyhlazení je použit filtr dolní propust (obrázek 6.5).

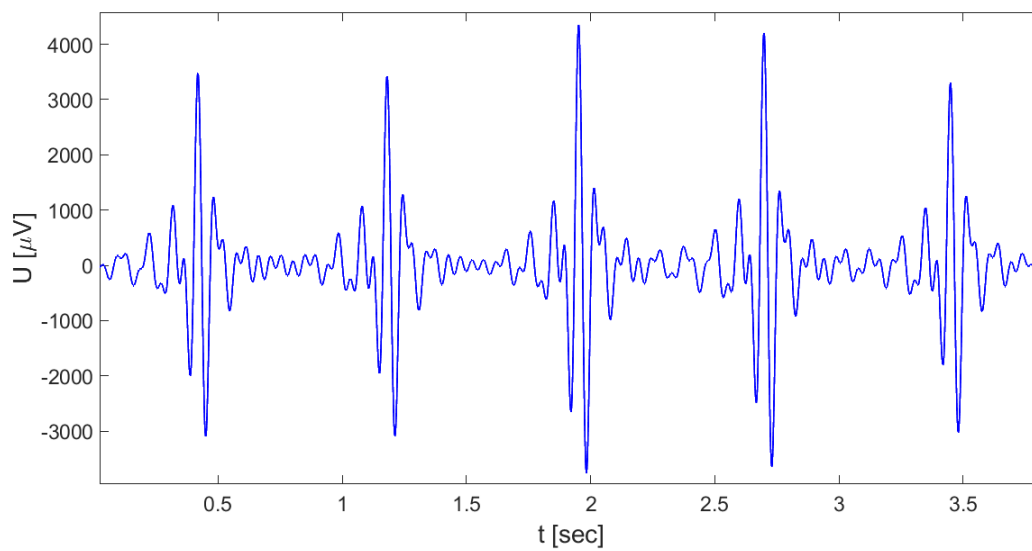
Po filtraci je zjištěna amplituda nejvyššího peaku a následně spočítán práh pro budoucí detekci. Práh byl spočítán jako 40% amplitudy nejvyššího peaku a tento práh je použit v první detekci. Aby byla detekce přesnější, byl vypočítán druhý práh, který odpovídá 40% průměru amplitud peaků detekovaných první detekcí, následně je provedena detekce s novým prahem. Výsledek detekce QRS komplexů předzpracovaného signálu je zobrazen na obrázku 6.6.



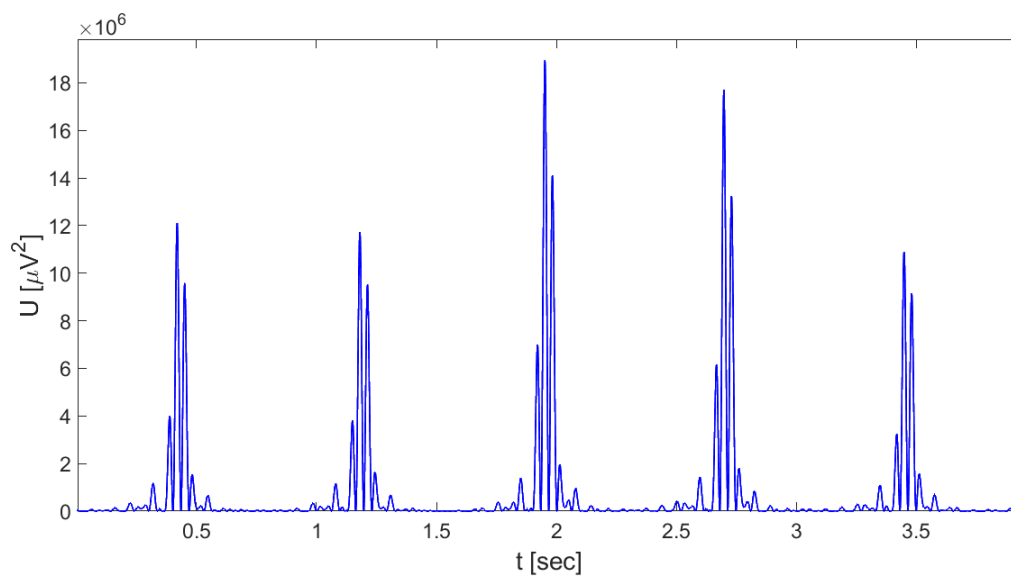
Obr. 6.1: Blokové schéma detektoru realizovaného metodou obálky filtrovaného signálu



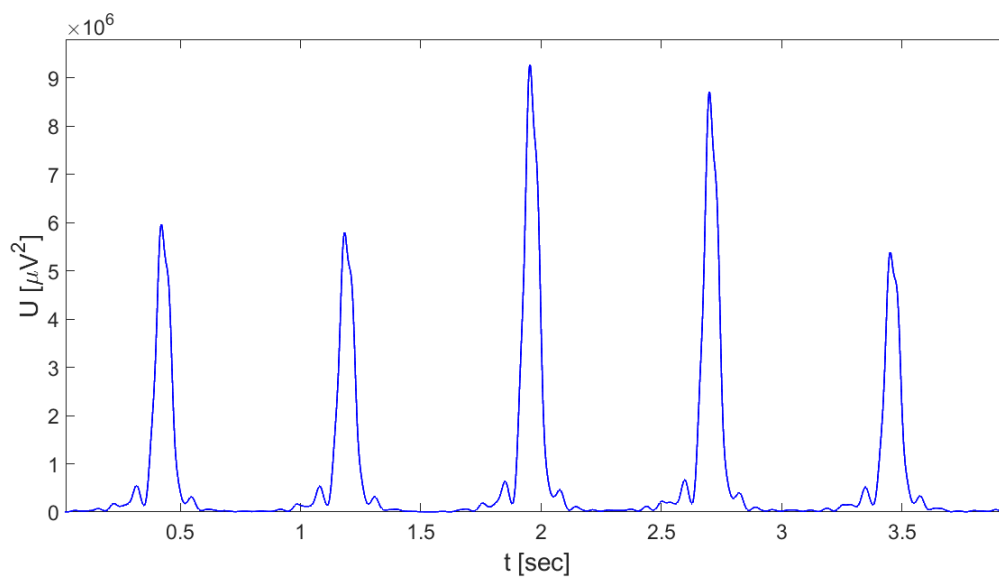
Obr. 6.2: Původní nefiltrovaný signál. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h5



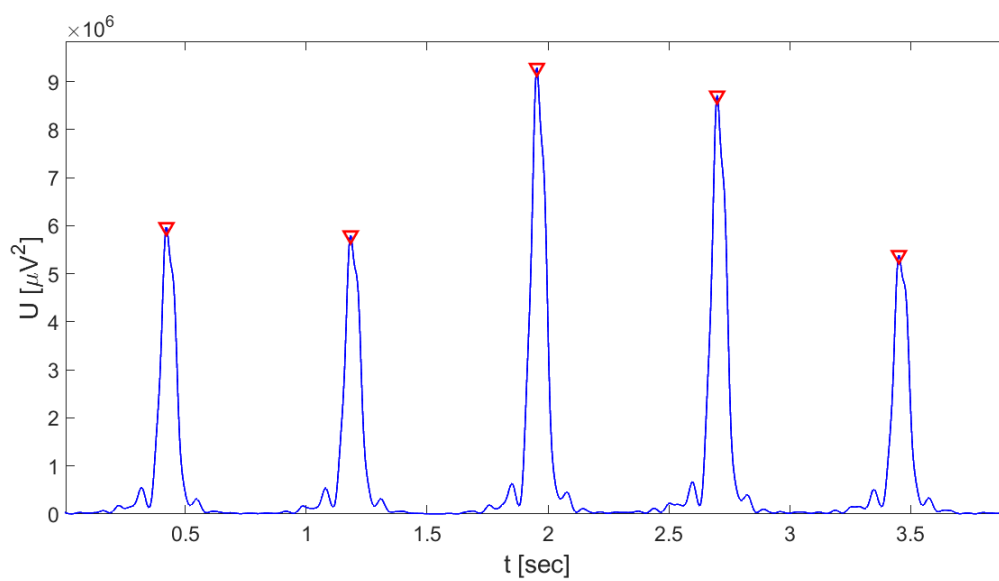
Obr. 6.3: Signál filtrovaný pásmovou propustí. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h5



Obr. 6.4: Umocnění signálu. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h5



Obr. 6.5: Signál filtrovaný dolní propustí. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h5



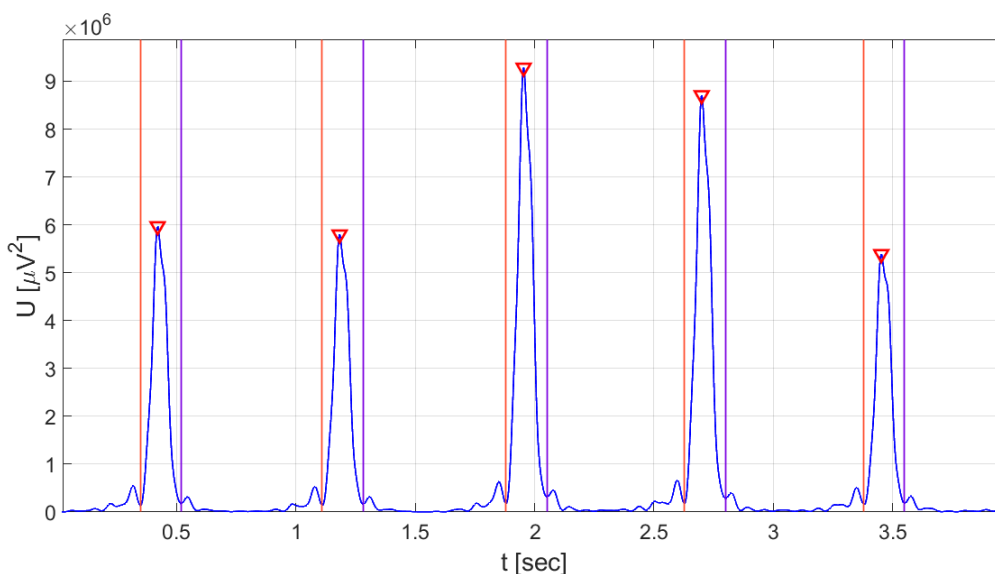
Obr. 6.6: Předzpracovaný signál s detekovanými QRS komplexy. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h5

7 Detektor delta vln

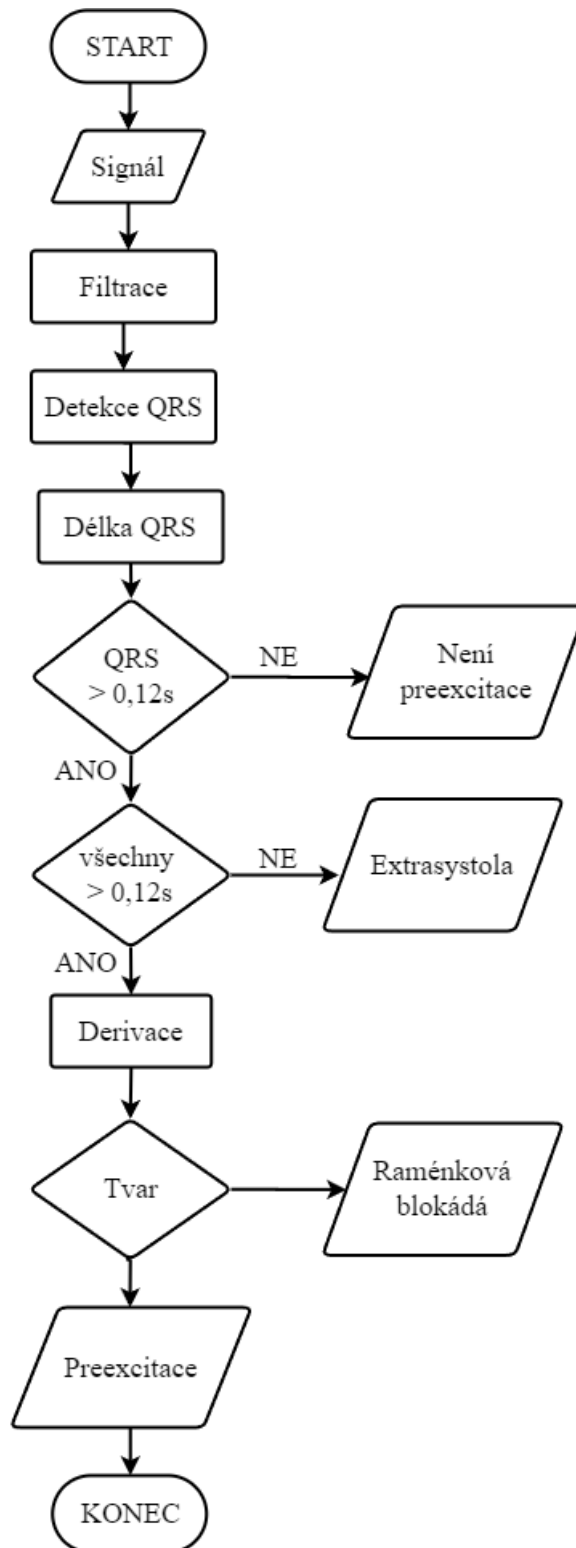
Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdrojů 16, 18, 19, 20, 21 a 22.

Delta vlna způsobuje prodlouženou dobu trvání QRS komplexu nad fyziologických 0,12 sekund a zkracuje dobu trvání PQ intervalu, jehož fyziologická doba trvání je 0,12-0,20 sekund. Dalším specifickým projevem delta vlny na elektrokardiogramu je pozvolný nárůst R kmitu z izolnie, a právě tento pozvolný nárůst má za následek prodloužení doby trvání QRS komplexu a zkrácení doby trvání PQ intervalu.

V této kapitole je popsána modifikace detektoru QRS komplexů na detektor delta vln, jehož vývojový diagram je na obrázku 7.2. V prvním kroku byla změřena doba trvání QRS komplexu. Z detekovaného vrcholu kmitu se postupně klesá nejprve na levou stranu, dokud signál nezačne stoupat, toto zlomové místo je zaznamenáno. Následně je stejný postup použit i pro pravou stranu kmitu. Rozdílem indexů zlomových míst je vypočítána doba trvání QRS komplexu. Na obrázku 7.1 jsou vidět jednotlivé QRS komplexy s označenými hranicemi. Tímto způsobem ovšem došlo k detekci nejen delta vln, ale také k detekci QRS komplexů rozšířených například komorovou extrasystolou či raménkovou blokádou. Komorová extrasystola se dá vyloučit následujícím způsobem, obsahuje-li signál malé množství rozšířených QRS komplexů, jedná se právě o komorové extrasystoly.

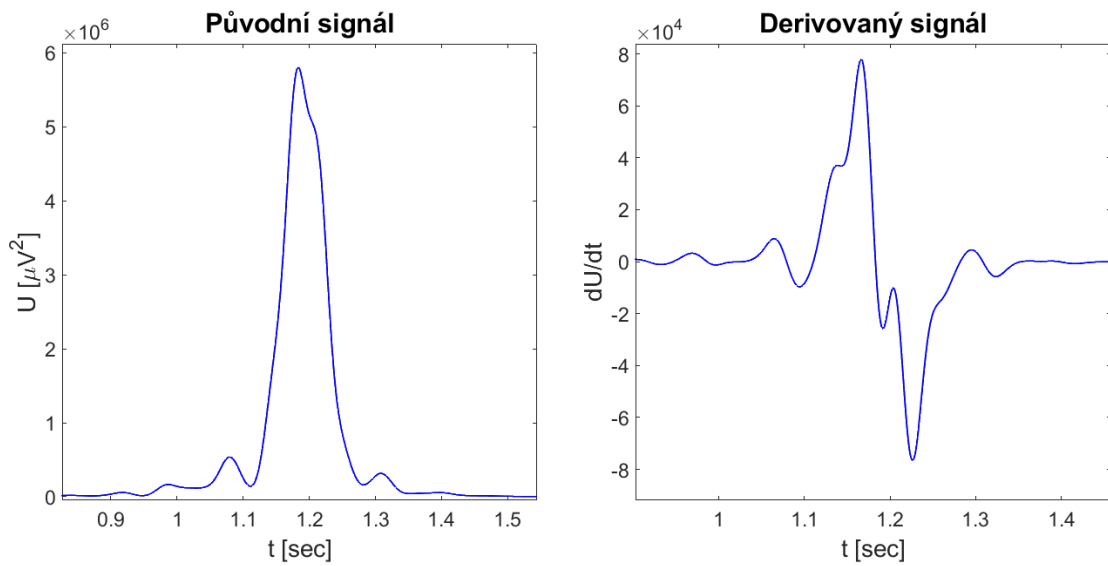


Obr. 7.1: Doba trvání QRS komplexu. Začátek komplexu je označen svislou oranžovou čarou a konec komplexu je označen svislou fialovou čarou. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h

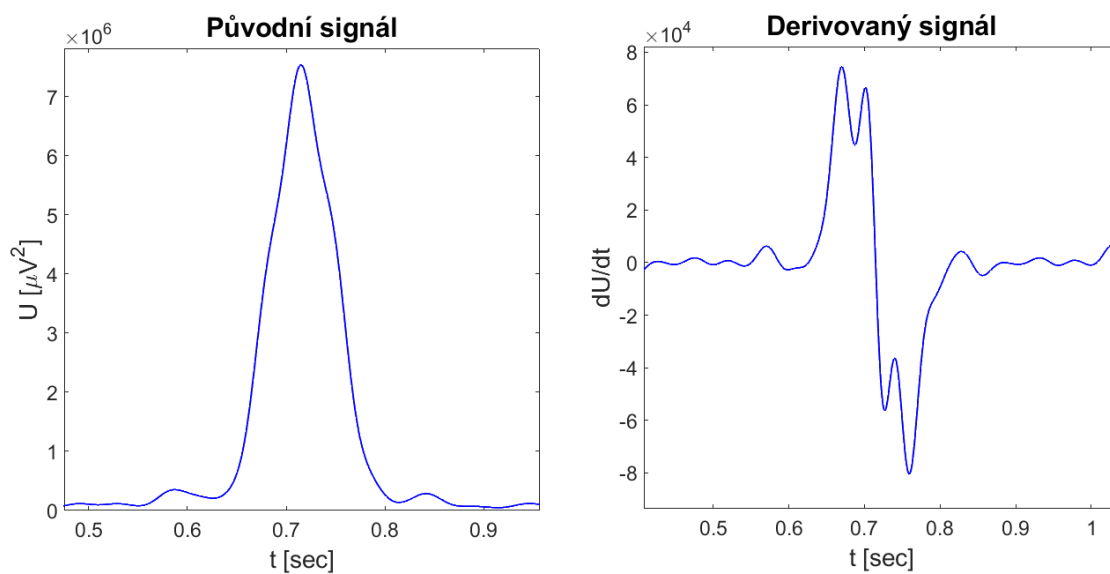


Obr. 7.2: Vývojový diagram detektoru delta vln

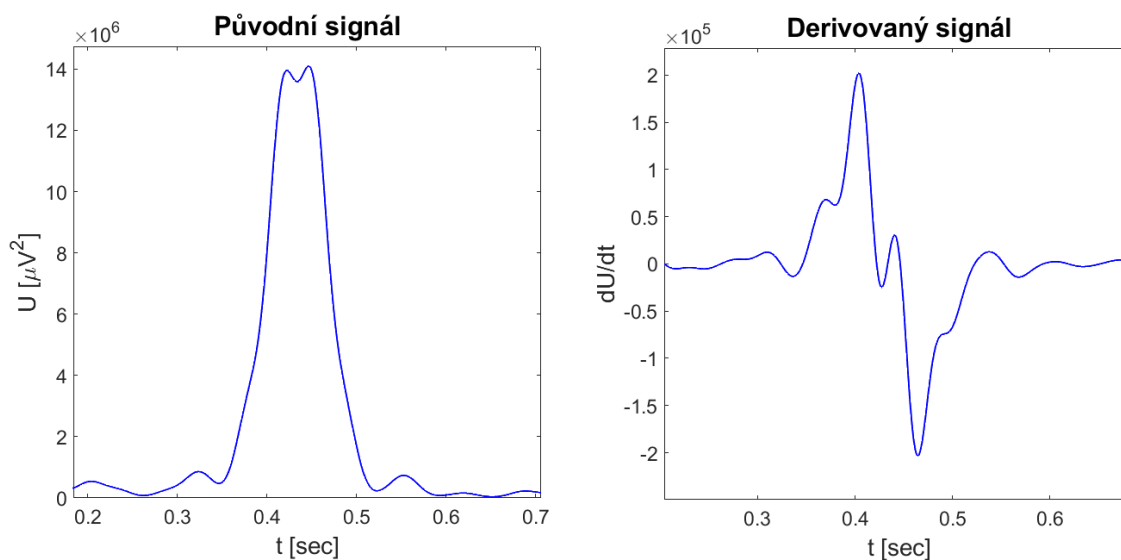
Rozlišení preexcitace od raménkové blokády je provedeno derivací signálu. Derivace signálu s delta vlnou (obrázek 7.3) má pozvolný nárůst R kmitu. Derivace signálu s raménkovou blokádu má strmý nárůst i pokles a na rozdíl od preexcitace je na jedné hraně patrný druhý zákmit (obrázek 7.4). Derivace komorové extrasystoly je ukázána na obázku 7.5. Algoritmus následně vyhodnocuje, v jaké vzdálenosti se dva vrcholy od sebe nacházejí. Pokud jsou detekovány dva peaky, které jsou u sebe blíž než 0.2 sekundy, jedná se pravděpodobně o raménkovou blokádu. Pro přesnější určení je stanovena podmínka, že se tyto dva vrcholy musí nacházet nejen v blízkosti podle osy x , ale také v blízkosti stanovené prahem, který odpovídá 30% amplitudy peaku, tedy podle osy y .



Obr. 7.3: Derivace signálu s preexcitací a ukázka původního signálu. Svod V6 signálu 00000004_00_1.h5



Obr. 7.4: Derivace signálu s raménkovou blokádou a ukázka původního signálu.
Svod V6 signálu 00000006_00_1.h5



Obr. 7.5: Derivace signálu s extrasystolou a ukázka původního signálu. Svod V6
signálu 0000001c_02_1.h5

8 Vyhodnocení výsledků

Při tvorbě této kapitoly bylo čerpáno ze zdroje 23.

Detektor delta vln byl otestován na databázi, jež je podrobněji popsána v kapitole 4. Testu bylo podrobena celkem 310 z 326 záznamů, přesněji svod V6 každého záznamu, z toho preexcitace se nachází na 58 záznamech. 16 záznamů bylo vynecháno ze dvou důvodů. V prvním případě neměl signál v anotaci pojmenovaný nález a druhým důvodem byl výskyt vysokého kmitu, kvůli kterému detektor nezachytil ostatní QRS komplexy. Jeden z vynechaných záznamů obsahoval preexcitaci.

Výsledky jsou zaznamenány do tabulky 8.1. Pokud detektor rozpoznal preexcitaci správně, je záznam počítán do kategorie správně pozitivní (TP). Preexcitace detektorem nerozezná spadají do kategorie falešně negativní (FN) a jedná se o chybu druhého řádu. Parametry správně negativní detekce (TN) a falešně pozitivní detekce (FP) neboli chyby prvního řádu jsou také součástí tabulky.

Tab. 8.1: Kontingenční tabulka pro detektor delta vln

Parametr	Počet záznamů
TP	42
TN	172
FP	81
FN	15

Tyto parametry budou nadále využity pro následující statistické zhodnocení detektoru delta vln. Senzitivita (TPR) vyjadřuje citlivost algoritmu a udává, s jakou pravděpodobností dojde k zachycení pozitivního nálezu. Specifita (TNR) vyjadřuje pravděpodobnost zachycení negativního nálezu. Pozitivní prediktivní hodnota (PPV) udává pravděpodobnost, se kterou pozitivní výsledek odpovídá skutečně pozitivnímu nálezu a naopak negativní prediktivní hodnota (NPV) říká, s jakou pravděpodobností je negativní výsledek skutečně negativní. Správnost (ACC) vypovídá o správnosti algoritmu. Tyto parametry lze vypočítat pomocí rovnic:

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN} \quad (8.1)$$

$$TNR = \frac{TN}{TN + FP} \quad (8.2)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \quad (8.3)$$

$$NPV = \frac{TN}{TN + FN} \quad (8.4)$$

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (8.5)$$

Tab. 8.2: Dopočítané parametry

Parametr	Počet záznamů
TPR	74%
TNR	69%
PPV	34%
NPV	92%
ACC	69%

Toto statistické zhodnocení obsahuje i záznamy se stimulací síní a komor, právě stimulace však byla z 63% detektorem nesprávně zhodnocena. Jak by výsledky vypadaly bez záznamů se stimulací, je vidět v tabulkách 8.3 a 8.4.

Tab. 8.3: Kontingenční tabulka pro detektor delta vln s vynechanou stimulací síní a komor

Parametr	Počet záznamů
TP	38
TN	156
FP	48
FN	14

Tab. 8.4: Dopočítané parametry pro vynechanou stimulaci síní a komor

Parametr	Počet záznamů
TPR	73%
TNR	76%
PPV	45%
NPV	92%
ACC	76%

Po odstranění záznamů se stimulací došlo k výraznému zlepšení pozitivní prediktivní hodnoty o 11%, i nadále ovšem zůstává pod hranicí 50%. O 7% vzrostla specifita na 76% a účinnost algoritmu také na 76%. Negativní prediktivní hodnota zůstala nezměněná na 92%. O 1% se naopak snížila senzitivita, jelikož předešlé výsledky obsahovaly 4 správně detekované záznamy s preexcitací a stimulací. Důvody takto vysokých falešně pozitivních výsledků a návrhy na zlepšení jsou rozebrány v diskuzi.

9 Diskuze

Metoda detekce založená na obálce filtrovaného signálu se v tomto případě velmi osvědčila při samotné detekci QRS komplexů. Algoritmu utekl jen málokterý QRS komplex a ty, které detektor nezaznamenal, se nacházely v záznamu s velmi vysokým peakem, který upozadil ostatní komplexy. Naopak méně výhodná je tato metoda jako základ pro detektor delta vln, jelikož velmi zvýrazňuje QRS komplex, čímž mění dobu jeho trvání. Podmínkou, která říká, že do další analýzy mohou postoupit jen signály s QRS komplexem, jehož doba trvání je menší než 0,12 sekund, prošly i některé záznamy, které by projít neměly. O to těžší bylo poté vyhodnocení první derivace signálu, jelikož se zde nacházely záznamy s jinými patologiemi, než jsou preexcitace, raménkové blokády a extrasystoly, a právě tento fakt vedl k vysokému počtu falešně pozitivních výsledků. Část algoritmu vyhodnocující derivaci signálu byla sama o sobě účinná pro rozlišení preexcitace od raménkové blokády, kdyby hodnocené signály obsahovaly pouze tyto patologie, byla by specifita algoritmu podstatně vyšší. Metoda detekce založená na obálce filtrovaného signálu má tedy v tomto případě svá pozitiva i negativa.

Závěr

V teoretické části této bakalářské práce byla nastudována anatomie a fyziologie srdce se zaměřením na převodní systém srdeční a patologické přídatné dráhy - především příčiny vzniku preexcitace a projevy delta vlny na elektrokardiografické křivce. V práci je také stručně popsána teorie lineárních filtrů, které jsou základem metody detekce QRS komplexů založené na obálce filtrovaného signálu. Právě pomocí metody obálky je v praktické části realizován detektor QRS komplexů, který je nadále rozšířen na detektor delta vln. Přesněji je měřena doba trvání QRS komplexu a komplexy, které jsou rozšířeny, jsou následně derivovány. Na základě tvaru derivovaného signálu je poté preexcitace odlišena od ostatních patologií. Takto navržený algoritmus je otestován na databázi, jejíž data pocházejí od dětských pacientů. Získané výsledky jsou na závěr statisticky zhodnoceny a jsou rozebrány výhody zvolené metody a také místa pro zlepšení.

Cílem práce bylo navržení a sestavení detektoru delta vln. Výsledný algoritmus má své výhody i nevýhody, a i navzdory svým nedokonalým výsledkům může sloužit jako podklad pro další rozvíjení a zlepšování. Automatická detekce je v dnešní době velmi dobrým pomocníkem pro lékaře při vyhodnocování EKG jak v ordinaci při běžném vyšetření, tak i u dlouhodobého monitoringu například při využití holterů. Jelikož nejsou v populaci arytmie vzácným jevem, vyplatí se vyvíjet algoritmy podobné tomuto detektoru. Automatická detekce nejen že dokáže usnadnit práci lékařům, ale také může pomoci v místech, kde je zdravotnického personálu nedostatek.

Literatura

- [1] NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Přehled anatomie*. Čtvrté vydání. Praha: Galén, 2019. xi, 416. ISBN 9788074924507.
- [2] WILHELM, Zdeněk. Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. In *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 1. vyd. Brno: Masarykova universita v Brně, 2005. 115 s. ISBN 80-210-2837-8.
- [3] BENNETT, David H. *Srdeční arytmie : praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014. 384 s. ISBN 9788024751344.
- [4] KVASNIČKA, Jiří a Aleš HAVLÍČEK. *Arytmologie pro praxi*. Praha: Galén, 2010. 165 s. ISBN 9788072626786.
- [5] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. xxxiii, 72. ISBN 9788024713854.
- [6] Srdce. Symptomy.cz [online]. [cit. 2022-11-17]. ISSN 2336-6540. Dostupné z: <https://www.symptomy.cz/anatomie/srdce>
- [7] SPIELMANN, Nadine. Heart rate variability. Humboldt universität zu Berlin [online]. Dostupné z: <http://edoc.huberlin.de/dissertationen/spielmann-nadine-2004-12-16/HTML/chapter2.html>
- [8] HABÁSKO, Jan. Elektrokardiogram (EKG). Myokarditida [online]. Dostupné z: <https://myokarditida.cz/>
- [9] ZEMAN, Karel. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Dotisk 1. vyd. Brno: NCONZO, 2005. 175 s. ISBN 8070132221.
- [10] VÍCHA, M., T. SKÁLA a M. TÁBORSKÝ. Arytmie u mladých dospělých. *Kardiologická revue - Interní medicína*. 2018, (2), 87-95. ISSN 1803-6597.
- [11] Soo, W.M., Chong, E., Teo, S.G., Poh, K.K. (2011). ECG delta waves in patients with palpitation. *Singapore medical journal*, 52 2, 68-71; quiz 72 .
- [12] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab. Brno: Vysoké učení technické, 2001. ISBN 80-214-1964-4.
- [13] Jan, J.: Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Vysoké učení technické v Brně, nakl. VUTIUM, Brno, 2002.
- [14] Jan, J.: Číslicové zpracování a analýza signálů – stručné skriptum. Skripta FEKT VUT v Brně, 2010.

- [15] Richard Ředina, Jakub Hejč, David Pospíšil, Marina Ronzhina, Petra Novotná, Zdeněk Starek. - Arrhythmia database with annotated intracardial atrial signals from pediatric patients undergoing catheter ablation.
- [16] Kozumplík, J. Analýza biologických signálů. Vysoké učení technické. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. 2011.
- [17] VÍTEK, M. Automatické rozměření signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [18] SORNMO, Leif a Pablo LAGUNA. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Boston: Elsevier Academic Press, 2005, 668 s. ISBN 01-243-7552-9.
- [19] HAMILTON, P. Open source ECG analysis. Computers in Cardiology [online]. IEEE, 2002, roč. 29, s. 101-104. DOI: 10.1109/CIC.2002.1166717. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1166717>
- [20] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů 1: Úvod, Signály kardiovaskulárního systému - skriptum. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně.
- [21] GREGG, Richard E.; ZHOU, Sophia H.; DUBIN, Anne M. Automated detection of ventricular pre-excitation in pediatric 12-lead ECG. Journal of electrocardiology, 2016, 49.1: 37-41.
- [22] BLAHÚT, Peter. Srdce a EKG, EKG Arytmológia (Kniha).
- [23] ZÁHORA, Jiří. Učebnice statistiky. Univerzita Karlova v Praze, Lékařská fakulta v Hradci Králové. ISBN 978-80-88176-00-8.

Seznam symbolů a zkratek

EKG Elektrokardiografie

SA uzel Sinoatriální uzel

AV uzel Atrioventrikulární uzel

WPW syndrom Wolff-Parkinson-Whiteův syndrom

AVRT Atrioventrikulární reentry tachykardie

AVNRT Atrioventrikulární nodální reentry tachykardie

BLRT Blokáda levého Tawarova raménka

BPRT Blokáda pravého Tawarova raménka

FIR Finite impulse response - Filtr s konečnou impulzní charakteristikou

IIR Infinite impulse response - Filtr s nekonečnou frekvenční charakteristikou

PP Pásmová propust

DP Dolní propust

TP True positive - Správně pozitivní

TN True negative - Správně negativní

FP False positive - Falešně pozitivní

FN False negative - Falešně negativní

TPR True positive rate – Senzitivita

TNR True negative rate – Specificita

PPV Positive prediction value – Pozitivní prediktivní hodnota

NPV Negative prediction value – Negativní prediktivní hodnota

ACC Accuracy – Správnost