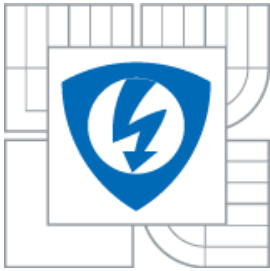




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ROZMĚŘOVÁNÍ EXPERIMENTÁLNÍCH ZÁZNAMŮ EKG

DELINEATION OF EXPERIMENTAL ECG DATA

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

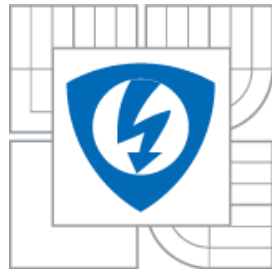
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. ADAM HANZELKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Adam Hanzelka

ID: 70138

Ročník: 2

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Rozměrování experimentálních záznamu EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody rozměrování signálu EKG. Navrhnete a popište vlastní blokové schéma obecného rozměrovacího algoritmu. Podrobně prostudujte metody založené na vlnkových transformacích a bankách filtrů. 2) Zvolte jednu z metod založenou na vlnkové transformaci, případně bance filtrů a realizujte ji v prostředí Matlab. 3) Metodu otestujte na kompletní databázi CSE signálu EKG. 4) Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 5) Navrženou metodu modifikujte pro experimentální signály získané měřením na izolovaných králicích srdcích. Účinnost metody otestujte na dostupných signálech. 6) Proveďte diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUCENÁ LITERATURA:

[1] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P.: A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.

[2] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S.; LINGAYAT, N. S.: Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Vol. 8, No. 4, pp. 185-190, 2008.

Termín zadání: 11. 2. 2013

Termín odevzdání: 24. 5. 2013

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek, Ph.D.

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následku 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 diplomová práce se zabývá rozborem principů detekce a rozměření signálu EKG. Teoretická část obsahuje popis fyziologie vzniku a šíření akčního potenciálu po srdci a věnuje se základům elektrokardiografie. Dále jsou uvedeny metody detekce komplexů QRS a metody rozměření signálu EKG, zejména pomocí vlnkové transformace. Praktickou částí je realizace vlastního algoritmu rozměření EKG pomocí vlnkové transformace. Algoritmus je otestován na standardní databázi CSE, poté je modifikován na data získané z izolovaných králičích srdcí a v závěru jsou představeny výsledky.

Klíčová slova:

Detekce komplexu QRS, rozměření křivky EKG, vlnková transformace, elektrokardiografie, databáze CSE

Abstract:

This master's thesis deals with an analysis of principles of ECG signals detection and delineation. The theoretical part describes heart electrophysiology and electrocardiography basics. Next, the most important QRS detection and ECG delineation algorithms are introduced. Especially the wavelet transform methods are described. In the practical part proper delineation algorithm was realized. It was tested on the standard CSE database, then it was modified on data of isolated rabbit hearts and the results are published in the conclusion.

Keywords:

Detection of QRS complex, ECG delineation, wavelet transform, electrocardiography, CSE database

HANZELKA, A. *Rozměřování experimentálních záznamů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 54 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že mou diplomovou práci na téma Rozměřování experimentálních záznamů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 24. května 2013

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Martin Vítek Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého diplomové práce.

V Brně dne 24. května 2013

.....
podpis autora

OBSAH

OBSAH.....	1
SEZNAM OBRÁZKU	3
ÚVOD.....	3
1. VZNIK A MĚŘENÍ EKG	4
1.1 Vznik a šíření vzruchu	4
1.2 Měření a základní popis EKG.....	5
1.3 Poruchy srdečního rytmu	6
1.4 Morfologie EKG	7
1.4.1 Vlna P	7
1.4.2 Interval PQ (PR)	8
1.4.3 Komplex QRS	8
1.4.4 Kmit Q	9
1.4.5 Kmit R	9
1.4.6 Kmit S.....	10
1.4.7 Úsek ST	10
1.4.8 Vlna T	11
1.4.9 Vlna U	12
1.4.10 Interval QT	12
2. DRUHY RUŠENÍ EKG	13
2.1 Úzkopásmové rušení.....	13
2.2 Širokopásmové rušení.....	14
3. ROZMĚŘOVÁNÍ EKG	16
3.1 Algoritmy založené na matematických modelech:	19
3.2 Algoritmy založené na obálce:	19
3.3 Algoritmy založené na sklonu křivky EKG:.....	19
3.4 Algoritmy založené na derivaci druhého řádu:	19
3.5 Algoritmy založené na vlnkové transformaci:	19
3.6 Algoritmy využívající vnořené mediánové filtry:	20
3.7 Algoritmy založené na principu dynamické časové deformace:	20
3.8 Algoritmy založené na umělých neuronových sítích:.....	20
4. VLNKOVÁ TRANSFORMACE.....	21
4.1 Typ vlnky.....	21
5. POPIS NAVRŽENÉHO ALGORITMU	24
5.1 Předzpracování a vlnková transformace	25
5.2 Hledání prahu.....	26
5.3 Detekce a rozměření komplexů QRS.....	26

5.4	Odstranění komplexu QRS z původního signálu.....	27
5.5	Detekce vln P a vln T.....	28
6.	VÝSLEDKY PRO DATABÁZI CSE	30
7.	EXPERIMENTÁLNÍ DATA	36
8.	ÚPRAVA ALGORITMU PRO POUŽITÍ NA EXPERIMENTÁLNÍCH DATECH. 39	
8.1	Předzpracování a vlnková transformace	39
8.2	Hledání prahu.....	40
8.3	Detekce a rozměření komplexů QRS.....	41
8.4	Odstranění komplexu QRS z původního signálu.....	42
8.5	Detekce vln P a vln T.....	42
9.	VÝSLEDKY PRO DATA ZÍSKANÁ Z IZOLOVANÝCH KRÁLIČÍCH SRDCÍ... 44	
	ZÁVĚR.....	46
	Použitá literatura.....	47
	Přílohy	53
A.	Seznam souborů na přiloženém CD	53
B.	Seznam zkratk a symbolů	54

SEZNAM OBRÁZKU

Obr. 1. 1: Signál EKG zdravého člověka	6
Obr. 1. 2: Typy komplexů QRS a jejich označení.....	8
Obr. 1. 3: Příklady různých tvarů vln T a jejich označení.....	11
Obr. 1. 4: Koronární vlny T	11
Obr. 1. 5: Ploché vlny T popř. plošné negativní vlny T	11
Obr. 1. 6: Vysoké špičaté vlny T s úzkou bází	12
Obr. 1. 7: Asymetrické negativní vlny T	12
Obr. 2. 1: Úzkopásmové rušení signálu EKG - kolísání izoliny. Zdroj: CSE	13
Obr. 2. 2: Úzkopásmové rušení signálu EKG- rušení elektrovedné sítě. Zdroj: CSE.....	14
Obr. 2. 3: Širokopásmové rušení signálu EKG – myopotenciály a pohybové artefakty. Zdroj: CSE.....	14
Obr. 2. 4: Širokopásmové rušení signálu EKG – skokovou změnou izoliny. Zdroj: CSE.	15
Obr. 2. 5: Širokopásmové rušení signálu EKG – impulsní rušení. Zdroj: CSE	15
Obr. 3. 1: Blokované schéma obecného rozměrovacího algoritmu	18
Obr. 4. 1: Vlnka bior1.5 v jednotlivých pásmech.....	22
Obr. 4. 2: Modulovaná frekvenční charakteristika vlnky bior1.5 ve všech pěti pásmech, fvz = 500 Hz	22
Obr. 5. 1: Blokované schéma použitého algoritmu	24
Obr. 5. 2: Původní signál a signály po použití WT v jednotlivých pásmech	25
Obr. 5. 3: Detail konce signálu s problematickým určením komplexu QRS	26
Obr. 5. 4: Problém s průchodem nulou u kmitu S	27
Obr. 5. 5: Úprava signálu	28
Obr. 5. 6: Správně rozměřený signál.	29
Obr. 6. 1: Správná detekce R kmitů.....	30
Obr. 6. 2: Chybná detekce R kmitů	31
Obr. 6. 3: Špatná detekce začátku vlny P (zelená - referenční bod, červená - detekované body).....	32
Obr. 6. 4: Špatná detekce konec vlny P (zelená - referenční bod, červená - detekované body).....	32
Obr. 6. 5: Špatná detekce začátek komplexu QRS (zelená - referenční bod, červená - detekované body).....	33
Obr. 6. 6: Špatná detekce konec komplexu QRS (zelená - referenční bod, červená - detekované body).....	33
Obr. 6. 7: Špatná detekce konec vlny T (zelená - referenční bod, červená - detekované body).....	34

Obr. 7. 1: Nahoře: Blokové schéma měřícího sedu nastaveného na tři EG kanály a jeden MAP kanál u měření emise fluorescence při jedné vlnové délce, Dole: modifikované měření poměru fluorescenční emise při dvou vlnových délkách a nastavení měřícího sedu na tři EG kanály a tři MAP kanály, kde optický snímač se skládá z fotodiody a tří segmentového zesilovače. Výstupní signál MAP_B , MAP_G , a MAP_R odpovídají modrému, zelenému a červenému světlu. (Zdroj: [60]).....	38
Obr. 8. 1: Ukázka vlnkové transformace úseku 1	40
Obr. 8. 2: Ukázka rozměření komplexů QRS.....	41
Obr. 8. 3: Ukázka odstranění komplexů QRS	42
Obr. 8. 4: Ukázka rozměření vln P, kde zelena - hrubá detekce vln P a červená rozměření vln P.....	43
Obr. 8. 5: Ukázka rozměření vln T, kde zelena - hrubá detekce vln T a červená rozměření vln T.....	43
Obr. 9. 1: Ukázka detekce R kmitů	44
Obr. 9. 2: Ukázka rozměření komplexů QRS, kde černě - poloha R kmitů a červená - rozměření komplexů QRS	45
Obr. 9. 3: Ukázka rozměření vlny P a vlny T, kde červená - vlna P a černá - vlna T	45

ÚVOD

Analýza EKG je široce používána k diagnostice srdečních onemocnění v klinické praxi, které patří k hlavním příčinám úmrtí ve vyspělých zemích světa. Jelikož většina užitečných informací na EKG je interpretována v intervalech a velikosti amplitud definovaných pomocí významných bodů (charakteristické vrcholy, vlny a jejich hranice), je vývoj přesných a robustních metod pro automatické rozměrování EKG předmětem zásadního významu zejména pro analýzu dlouhých záznamu. Např. z komplexu QRS lze určit srdeční frekvenci a také reference pro určení, zda se jedná o vyrovnaný tlukot srdce nebo nikoli, a také slouží pro následné automatické rozměrování EKG.

Automatické rozměrování EKG již bylo široce studováno a vzniklo na toto téma také mnoho prací s více či méně úspěšnými výsledky. Většina algoritmů se dělí do dvou skupin, a to na QRS detekční algoritmy a algoritmy na detekci ostatních vln. Komplex QRS je nejcharakterističtější částí EKG signálu. Jeho vysoká amplituda je důvodem jednodušší detekce než ostatních vln, proto jde o referenční oblast v rámci srdečního cyklu a bylo již vymyšleno mnoho algoritmů pro jeho detekci. Přehled různých přístupů k dané problematice v posledních desetiletích je shrnut v [8] a starší detektory lze najít také v [9]. Zobecněné schéma v [9] odpovídá většině algoritmů využívajících fázi předzpracování, která je obvykle tvořena lineární filtrací následovanou nelineární transformací a rozhodovacími pravidly. Pokud jde o rozměření (určení vrcholu a limity intervalu komplexu QRS, vlny P a T) algoritmy vychází obvykle z předchozího určení komplexu QRS a předem definovaného časového vyhledávacího okna před a za komplexem QRS pro určení dalších vln. Tyto okna mohou být dále specifičtější charakterizovány pro každou vlnu zvlášť (např. jejich frekvenčními pásmy) s cílem detekovat vrchol vlny. Lokalizace začátku a konce vlny je mnohem obtížnější jelikož amplituda signálu může být v místě začátku a konce vlny nižší než přítomný šum. Je třeba také podotknout, že neexistuje žádné všeobecně uznávané pravidlo na nalezení začátku a konce EKG vln, což komplikuje automatickou detekci těchto významných bodů. V literatuře lze najít mnoho navzájem se velmi lišících rozměrovacích přístupů založených na mnoha různých principech. Některé z principů jsou v této práci více popsány.

Cílem této práce je navrhnout algoritmus pro rozměření signálu EKG za využití jednoho z přístupů. Tento algoritmus otestovat a porovnat z již existujícími algoritmy. Pak modifikovat na experimentální data získané z izolovaných králičích srdcí. V závěru provést diskuzi výsledku a možného využití.

1. VZNIK A MĚŘENÍ EKG

V myokardu existují dva druhy buněk a to svalové buňky (vlákna), které vytvářejí vzruchy a vedou je dále (systém tvorby a vedení vzruchů), a dále buňky, které odpovídají na impulzy kontrakcí (pracovní myokard). Srdce je autonomní orgán to znamená, že podráždění svaloviny vzniká uvnitř orgánu a ne v mozku jako je tomu u kosterního svalstva. Síňový a komorový myokard nejsou vzájemně izolovány, ale jsou propojeny pomocí tzv. gap junctions. Vzruch, který se objeví kdekoli v síních a v komorách proto vždy způsobí úplnou kontrakci srdce.

1.1 Vznik a šíření vzruchu

Za fyziologicky normálních podmínek vzniká podnět pro podráždění v sinusovém uzlu, který je tedy srdečním pacemakerem. Vzruch se z něj šíří na obě síně až k atrioventrikulárnímu uzlu a dále pak na Hisovy svazky a na obě jeho Tawarová raménka a k Purkyňovým vláknům, která přenesou vzruch na myokard komor. Zde se pak vzruch šíří směrem zevnitř k vnějším vrstvám a od hrotu k bázi, což lze v intaktním organismu sledovat pomocí EKG.

Podstatou srdečního podráždění jsou následující změny iontové vodivosti přes plazmatickou membránu a v důsledku toho tedy iontové proudy: nejdříve za příčiny maximálního diastolického potenciálu se zvyšuje neselektivní vodivost a tím čistý influx kationtů dovnitř buňky (I_f , kde f je "funny"), který způsobuje pomalou depolarizaci. Když je dosaženo prahové hodnoty (-40 mV), zvýší se relativně rychlost g_{Ca} a potenciál strmě stoupá. Příčinou rychlého vzestupu depolarizace je tedy zvýšený proud Ca^{2+} dovnitř (I_{Ca}). Během změny potenciálu na kladnou hodnotu silně stoupá g_K , takže dochází k vytékání K^+ a vzniká proud směrem ven (I_K), jenž opět repolarizuje pacemakerovou buňku na úroveň maximálního diastolického potenciálu (-70 mV).

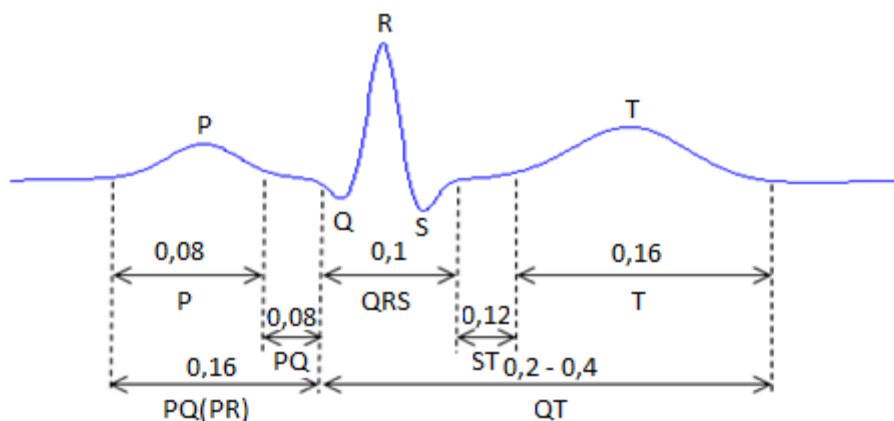
Pokud je fyziologie normální jeden akční potenciál v sinusovém uzlu vyvolá jeden srdeční stah. Frekvence může být zvýšena, když strmost vzestupu prepotenciálu se zvětší, prahový potenciál je negativnější, maximální diastolický potenciál dosahuje méně záporných hodnot, takže spontánní depolarizace začíná "s větší výškou" nebo repolarizace po akčním potenciálu probíhá strměji. [2]

1.2 Měření a základní popis EKG

Signál elektrokardiografu zobrazuje potenciálové rozdíly (v mV), které vznikají při podráždění srdeční tkáně. Tyto potenciálové rozdíly měříme pomocí končetinových a hrudních svodů, kterými pak EKG zobrazuje časový průběh okamžitého sumačního vektoru promítaného na danou rovinu svodů. Svody umístěny paralelně k sumačnímu vektoru má největší výchylku (kmit R 1 - 2 mV), svod k němu kolmý neukazuje žádnou výchylku. **Einthovenovy svody I, II a III** jsou bipolární a nacházejí se ve frontální rovině. U unipolárních **Goldbergerových svodů (aVL, aVR a aVF)** je na rozdíl od svodů I - III, aktivní elektroda umístěna vždy na jedné končetině proti spojení obou dalších elektrod, a tím dochází ke zvýraznění výchylky kmitů (ježí také ve frontální oblasti). Unipolární **hrudní svody V₁ - V₆ (Wilsonovy)** se nachází přibližně v horizontální rovině. Společně s ostatními svody nacházejícími se ve frontální rovině umožňují 3D znázornění sumačního vektoru. Svody V₁ - V₆ snímají potenciálové změny z levé poloviny hrudníku, přičemž místa svodů leží přibližně v horizontální rovině. Jako indiferentní elektroda slouží spojení tří končetinových svodů přes odpor 5 kΩ. Tyto hrudní svody slouží především k zachycení vektoru směřujícím vzad, které ve frontální rovině nevytvářejí téměř žádný nebo malý potenciál. Ve zvláštních případech lze snímat EKG ještě z jícnu, z pravé strany hrudníku (V_{r3} - V_{r6}) a z levé části zad (V₇ - V₉).[1][2]

Na křivce EKG rozeznáváme různé vlny a kmity. První vlnou při fyziologické činnosti srdce je vlna P (> 0,3 mV, > 0,1 s), je projevem depolarizace síní. U této vlny není za normálních okolností viditelná repolarizace, jelikož je překrytá následujícími kmity komplexu QRS (< 0,1 s), který se skládá z kmitů Q (mV < 1/4 R, < 0,04 s), R a S (R + S > 0,6 mV). Komplex QRS je způsoben depolarizací komor a vlna T je výsledkem jejich repolarizací. U některých osob se za vlnou T objevuje vlna U, která však není patologická. Pro stanovení diagnózy je rozhodující tvar a časový průběh jednotlivých vln a kmitu signálu EKG. Na Obr. 1. 1 je zobrazen typický průběh signálu EKG s typickými hodnotami zdravého člověka. [1][2][3]

Z technického pohledu je dobré si signál EKG popsat i ve frekvenčním spektru. U vln P a T nepřesahuje jejich frekvenční rozsah 10 Hz a nejvyšší spektrální složku má komplex QRS. Maximum spektra se většinou pohybuje v intervalu od 15 do 20 Hz a většina energie pak v intervalu do 35 až 40 Hz. [1][2]



Obr. 1. 1: Signál EKG zdravého člověka

1.3 Poruchy srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu neboli anemie, tedy změny tvorby nebo převodu podráždění, jsou patrné na EKG a lze je diagnostikovat již v raných počátcích.

Poruchy tvorby vzruchů mění sinusový rytmus. Stoupne-li frekvence nad 100/min, např. vzrušením při tělesné námaze, horečkou (vzestup asi o 10 min^{-1} na 1°C), vzrušením nebo při hypertyreóze, jde o sinusovou tachykardii. Pokud frekvence poklesne pod 60/min (při hypotyreóze) jde o sinusovou bradykardii. V obou případech je rytmus pravidelný, zatímco při sinusové arytmii frekvence kolísá. Sinusová arytmie je závislá na dýchání (při vdechu se frekvence zvyšuje a při výdechu snižuje).

Ektopická tvorba vzruchu: podráždění může být i při (nomotopní) tvorbě vzruchů v sinusovém uzlu spouštěno z ohniska síní (atriálně), v atrioventrikulárním uzlu (nodálně) nebo v komoře (ventrikulárně). Při vysoké frekvenci výbojů atriálního ložiska dochází k síňové tachykardii (pilovitá izolovaná místo vlny P). Komory jsou schopny tuto frekvenci sledovat až do 200/min. Při vyšších frekvencích dochází k tomu, že je převáděn už jen každý druhý nebo až třetí vzruch, protože impulzy, které přecházejí mezi nimi, zastihnou části převodního systému s nejdelším akčním potenciálem v refrakterní fázi. Tyto části převodního systému tak působí jako frekvenční filtry. Při síňových frekvencích do 350/min se hovoří o síňovém flutteru, nad tuto frekvenci o síňové fibrilaci (do 500/min). Aktivace komor je pak zcela nepravidelná (absolutní arytmie). Komorová tachykardie je časným důsledkem ventrikulární (ektopické) tvorby vzruchů, která začíná extrasystolou. Plnění srdce a vypuzování krve se zmenšují a může dojít k fibrilaci komor, což jsou vysokofrekvenční nekoordinované záškuby myokardu. Jestliže nedojde k rychlému protiopatření, je tento stav, v důsledku nedostatečného přečerpávání krve, právě tak smrtící, jako srdeční zástava. Při síňové extrasystole je v EKG deformována vlna P, komplex QRS je však normální. U nodální extrasystoly jsou síně aktivovány zpětně, a proto je vlna P negativní a je většinou překryta komplexem QRS, nebo se objevuje krátce po něm.

Převodní poruchy: AV-blok. Jako AV-Blok I.stupně je označován abnormálně zpomalený AV-převod (PQ-interva $t > 0,2$ s), jako AV-blok II. stupně převod pouze každého druhého nebo třetího impulzu a jako AV-blok III. stupně úplná blokáda. Při III. stupni se srdce přechodně zastaví (Adamsova-Stokesova synkopa), aktivaci komor pak převezme komorový pacemaker (ventrikulární bradykardie při normální frekvenci aktivace síní). Důsledkem toho je částečná nebo úplná nezávislost komplexů QRS na vlně P. Když převezme úlohu pacemarkeru atrioventrikulární uzel, klesá srdeční frekvence na 40 - 55 / min a při uplatnění tzv. terciárního (ventrikulárního) pacemarkeru klesne na pouhých 25 - 40 / min. V těchto případech již pracují umělé pacemarkery. Tyto, ale i další poruchy a nemoci mohou komplikovat automatické rozměřování EKG záznamu, a proto je nutné s nimi počítat.[2]

1.4 Morfologie EKG

Na záznamu EKG jsou vlny a kmity vzniklé depolarizací a repolarizací komor a síní, které byly zmíněny výše. Pro správné rozměřování je nutné, ale také znát jejich různou morfologii.

1.4.1 Vlna P

Jedná se o vlnu způsobenou depolarizací síní. Obvykle se jedná o pozitivní kulovou vlnu, jejíž výška (amplituda) je maximálně 2,5 mm (0,25mV) a netrvá déle než 0,1 s. Nejčastěji se objevuje ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Ve svodu V1 je často vlna P bifázická (+-). Pro rozměřování jsou nejvhodnější svody II a V1, kde se nejlépe identifikuje.

Její nález, pokud je ve všech svodech pozitivní (mimo eventuální svody III a V1) a následuje-li po ní v pravidelných intervalech komplex QRS, svědčí pro sinusový rytmus.

Pokud vlna P úplně chybí jedná se o fibrilaci síní (nejčastější příčina), flutteru síní, SA bloku (komorové a supraventrikulární tachykardie), fibrilaci a flutteru komor a nebo středního junkčního (nodálního) rytmu.[61][62][63]

Patologické vlny P:

- a) Cestující (putující) pacemaker - objevuje se v případě současného uplatnění vícero center automacie, pak se podle místa, odkud se vzruch šíří, mění i tvar vlny P a vzdálenost PQ. Jsou-li na záznamu alespoň 3 různé tvary vlny P a 3 různé intervaly PQ, pak se jedná o putující pacemaker. [61][62][63]
- b) P-mitrale (P sinistocardiale) - je charakterizováno změnami vlny P v I, II, aVL, popř. V4 - 6. Vlna P je dvojevrcholová, rozšířená nad 0,11 s. Vrcholy jsou od sebe vzdáleny nad 0,04 s. Ve svodu V1 eventuálně V2 je vlna P bifázická a prohlubuje se její negativní komponenta. Amplituda vlny P je normální. [61][62][63]

- c) P-pulmonale (P dextrocardial) - charakteristické změny vlny P jsou ve svodech II, III, aVF, V1. Amplituda abnormálně vysoká - nad 2,5 mm (0,25 mV) a špičatá v uvedených svodech. Trvání nepřesahuje 0,1 s. [61][62][63]

1.4.2 Interval PQ (PR)

Tento interval představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od sinusového uzlu převodní soustavou až k pracovnímu myokardu komor. Jedná se o úsek od začátku vlny P k začátku komplexu QRS (kmitu Q nebo R), který je normálně izoelektrický a trvá 0,12 - 0,2 s. Délka trvání se však mění nepřímo úměrně s frekvencí. [61][62][63]

Příčiny prodloužení PQ(nad 0,2 s):

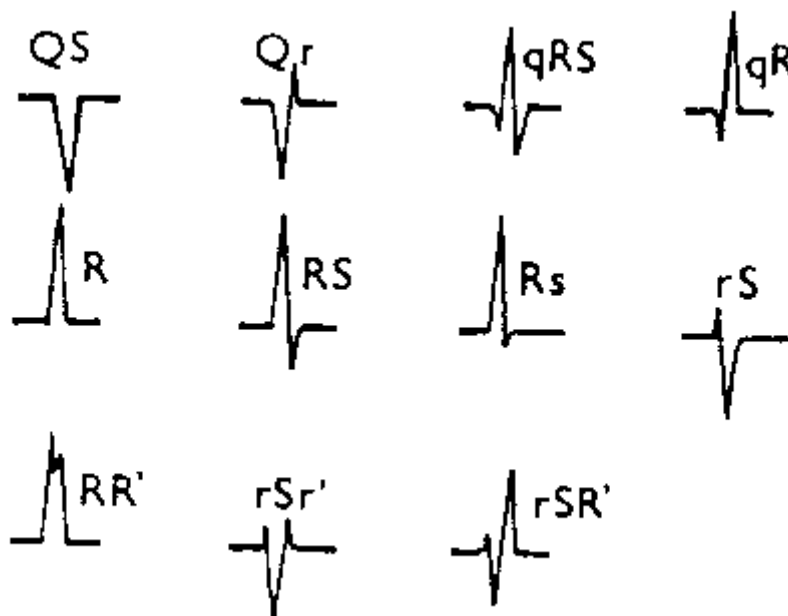
léčba igitalisem, betablokátory apod., revmatická myokarditida, vagotonie (zvýšený tonus parasymptiku)

Příčiny zkrácení PQ (pod 0,12 s):

sinusová tachykardie, syndrom preexcitace, junkční rytmus, fyziologicky u dětí

1.4.3 Komplex QRS

komplex QRS vzniká na podkladu depolarizace komor. Tato depolarizace je postupná, nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. Komplex QRS sestává, jak jde poznat již podle názvu, ze 3 kmitů - Q, R a S. Příklady označení a typy komplexu QRS ukazují Obr. 1. 2.



Obr. 1. 2: Typy komplexů QRS a jejich označení

Za normálních podmínek komplex QRS trvá 0,06-0,1 s. Mezi příčiny prodloužení QRS nad 0,1 s patří: kompletní blokáda levého nebo pravého Tawarova raménka, komorové estrasystoly, komorová tachykardie a idioventrikulární rytmus. [61][62][63]

1.4.4 Kmit Q

Jedna se o první negativní kmit komplexu QRS, který vždy předchází kmitu R. Vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Normální kmit Q trvá 0,03 s je hluboký 3 mm (0,3mV) a nepřesahuje čtvrtinu výchylky kmitu R v tomtéž svodu. Septální kmit Q se běžně vyskytuje ve svodech nad povrchem levé komory (V5 - 6).

Patologický kmit Q vzniká nad elektricky němou oblasti myokardu. Trvá 0,04 s a více, hlubší než 3 mm a větší než čtvrtina příslušného kmitu R.

Mezi příčin patologických kmitů Q patří infarkt myokardu, hypertrofie komorového septa, blok levého Tawarova raménka a syndrom preexcitace.

Ve svodu aVR je běžně kmit Q hlubší než 3 mm, stejně jako je negativní vlna P a negativní vlna T. Ve svodu aVL se také může objevit abnormální signifikantní Q, který může být fyziologický. [61][62][63]

1.4.5 Kmit R

Je vždy pozitivní. V hrudních svodech (V1 - V5) se kmit R postupně zvyšuje. Normální výška kmitu R je pro končetinové svody do 10mm (1mV), pro hrudní svody do 25 mm (2,5mV) a u mladistvých pro hrudní svody do 35mm (3,5 mV) a V1,V2 do 7 mm (0,7 mV). [61][62][63]

Patologie kmitu R

- a) Vysoká amplituda - hypertrofie levé komory (vyšší R ve V5, V6 a končetinové svody)
- hypertrofie pravé komory (vyšší R ve svodech V1 a V2)
- b) Nízká amplituda - menší než 5 mm v končetinových svodech a menší než 7 mm v hrudních svodech
- c) Chybějící kmit R - je-li tedy komplex QRS charakteru QS svědčí to pro proběhly infarkt myokardu
- přední stěny - chybí R ve svodech V1 - 3
- diafragmatické stěny - chybí R ve svodech II, III, aVF
- d) Narušený gradient - značí, že od V1 k V5 nedochází postupně k narůstání R, ale dojde k jeho snížení. Svědčí pro proběhly IM.
- e) Elektrický alternans - je pravidelné kolísání výšky amplitudy komorového komplexu nezávisle na dýchání či frekvenci.

1.4.6 Kmit S

Negativní kmit, který následuje po kmitu R. Kmit S se snižuje od V1 k V5,V6. Ve svodech V5 a V6 se nemusí nacházet nebo může být malý. Hluboký kmit S ve V5 a V6 se nachází při rotaci srdce ve směru hodinových ručiček a při levém předním hemibloku. Široký kmit S je u blokády pravého Tawarova raménka. [61][62][63]

1.4.7 Úsek ST

Je to izoelektrický interval mezi koncem komplexu QRS (konec kmitu S) a začátkem vlny T, jehož podstatou je repolarizace komor.

Bod, kterým začíná úsek ST a končí komplex QRS se nazývá junkční bod a je normálně ve stejné linii, jako začíná odstupovat Q. V hrudních svodech je junkční bod často zvýšen a toleruje se zvýšení do 2 mm ve svodech V1 - 4.

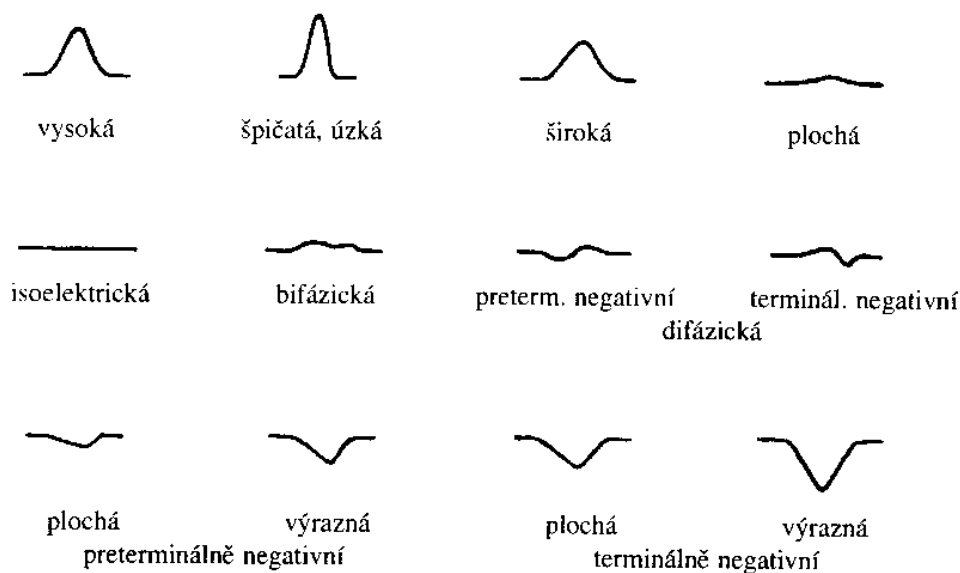
Úsek ST i vlna T jsou nejlabilnějšími částmi EKG křivky. Změny těchto částí mohou být způsobeny celou řadou příčin, a proto jejich interpretace musí být v souvislosti s klinickým obrazem a anamnézou pacienta.

Změny úseku ST

- a) Elevace ST - zvýšený úsek ST - probíhá nad izoelektrickou linií. Signifikantní elevace jsou vyšší než 1 mm u končetinových svodů a vyšší než 2 mm u hrudních svodů.
- b) Deprese ST - úsek ST probíhá pod izoelektrickou linií. Deprese ST se dělí:
 - descendentní (sestupná)
 - ascendentní (vzestupná)
 - horizontální
 - člunkovitá apod.

1.4.8 Vlna T

Vlna T je výrazem repolarizace komor stejně jako úsek ST. Normálně je vlna T lehce asymetrická, ve všech svodech je pozitivní kromě aVR, kde vždy je negativní. negativní může být vlna T fyziologicky jen ve svodech III a V1. Amplituda vlny T je 2 -8 mm a trvá 0,2 s. Na Obr. 1. 3 jsou příklady různých tvarů vln T a jejich označení. [61][62][63]



Obr. 1. 3: Příklady různých tvarů vln T a jejich označení

Patologické vlny T

1. Koronární vlny T - je hluboká symetrická negativní vlna T často hlubší než 5 mm.



Obr. 1. 4: Koronární vlny T

2. Ploché vlny T popř. plošné negativní vlny T - nízké, oploštěné až invertované.



Obr. 1. 5: Ploché vlny T popř. plošné negativní vlny T

3. Vysoké špičaté vlny T s úzkouází - vlna T je v končetinových svodech vyšší než 5 mm a v hrudních svodech vyšší než 10 mm.



Obr. 1. 6: Vysoké špičaté vlny T s úzkou bází

4. Asymetrické negativní vlny T - schodovité úseky ST s negativní vlnou T.



Obr. 1. 7: Asymetrické negativní vlny T

5. Vysoké špičaté vlny T bez úzké báze - pardeeho vlna.

1.4.9 Vlna U

Ne na všech záznamech EKG i lze najít. Nejlépe patrná je ve svodech II, aVL, V2 - 4, vždy menší než vlna T, normálně je vlna U ploše pozitivní a často nepřesahuje výšku 0,5 - 1 mm. [61][62][63]

Vznik vlny U není jasný. Předpokládá se, že se jedná o pozdější repolarizaci septa či opožděnou repolarizaci některých oblastí komor a také se soudí, že vlna U je výsledkem repolarizace Purkyňových vláken.

Výskyt vlny U

- a) fyziologický - u mladých lidí
 - u sportovců
- b) patologicky - u hypokalémie
 - po digitálistu, chinidinu
 - po sympatikomimetikách

1.4.10 Interval QT

Jde o elektrickou systolu. Začíná kmitem Q (nebo R) a končí koncem vlny T. Je výrazně ovlivňován tepovou frekvencí. QTc - hodnoty QT s korekcí na frekvenci. Hodnoty QTc se pohybují mezi 0,34 - 0,42 s a liší se podle pohlaví (u žen je delší) a podle věku (prodlužuje se s věkem). [61][62][63]

2. DRUHY RUŠENÍ EKG

Je důležité znát různé typy rušení, které se v EKG záznamu mohou vyskytovat. Cílem je odstranit či alespoň dostatečně potlačit rušivé složky, aby byl signál vhodný pro vizuální, popřípadě automatické počítačové rozměření a stanovení diagnózy. Tato kapitola se tedy bude zabývat typy rušení a podrobněji je rozebere.

Jednotlivé druhy rušení mohou být různého charakteru v závislosti na zdroji, ze kterého pocházejí. Příklady nejznámějších zdrojů rušení:

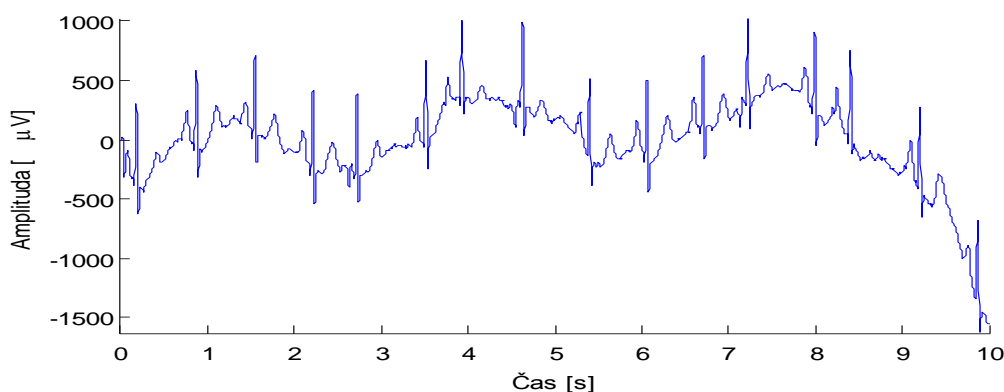
- rušivé působení organismu (myopotenciály, pacemaker žaludku)
- rušení z elektrovedné sítě (50 / 60 Hz)
- poruchy přístrojů
- změna přechodové impedance elektroda-kůže (pohyby pacienta, pocení)
- jiné vnější zdroje [1][4][5][7]

Rušení signálu EKG lze rozdělit z hlediska šířky frekvenčního pásma na:

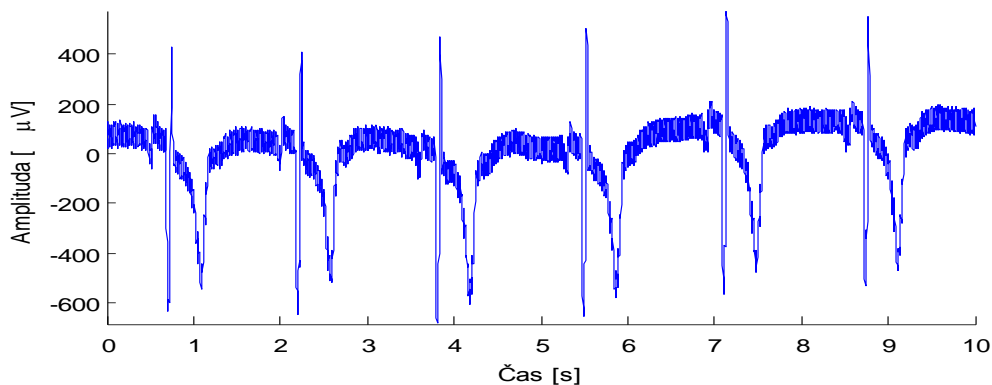
- signály úzkopásmové
- signály širokopásmové

2.1 Úzkopásmové rušení

Úzkopásmové signály jsou hlavní příčinou kolísání nulové izolinie Obr. 2. 1. Mezi tyto rušení patří signály způsobené dýcháním pacienta (do 0,5 Hz), elektrochemické procesy na rozhraní elektroda – kůže (do 0,8 Hz) nebo signály způsobené pomalými pohyby pacienta (do 1,5 Hz). Dalším úzkopásmovým rušením je síťový brum způsobený indukci napětí z elektrovedné sítě, které je na území ČR o kmitočtu 50 Hz Obr. 2. 2 [1][4][7].



Obr. 2. 1: Úzkopásmové rušení signálu EKG - kolísání izolinie. Zdroj: CSE



Obr. 2. 2: Úzkopásmové rušení signálu EKG- rušení elektrovodné sítě. Zdroj: CSE

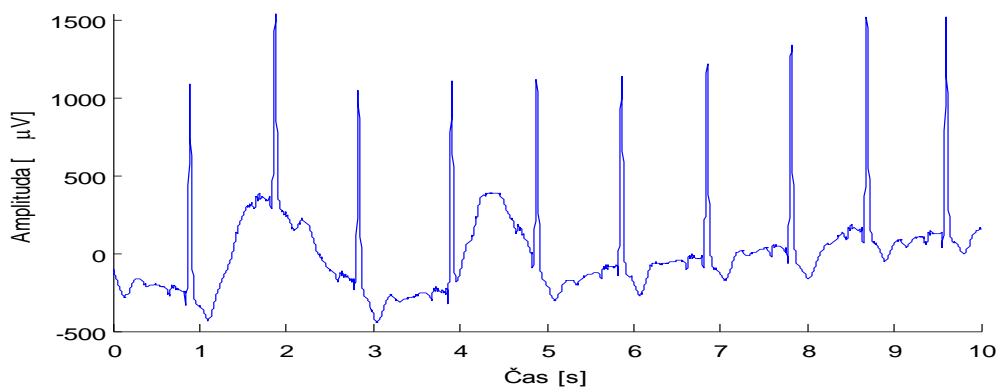
Vliv dýchání a pomalých pohybu pacienta:

Vlivem dýchání a pomalými pohyby pacienta vznikají pohyby elektrody, a tím se tedy mění rozdělení náboje v jednotlivých rozhraních, což způsobí změnu půlčlankového napětí. Tato změna je přičtena ke snímanému signálu, která se projeví pohybovým artefaktem.[4][7]

2.2 Širokopásmové rušení

Širokopásmový signál, objevující se hlavně na zátěžových EKG testech, je způsoben aktivním pohybem svalů pacienta (myopotenciály o kmitočtu od 20 Hz do řádově kHz)

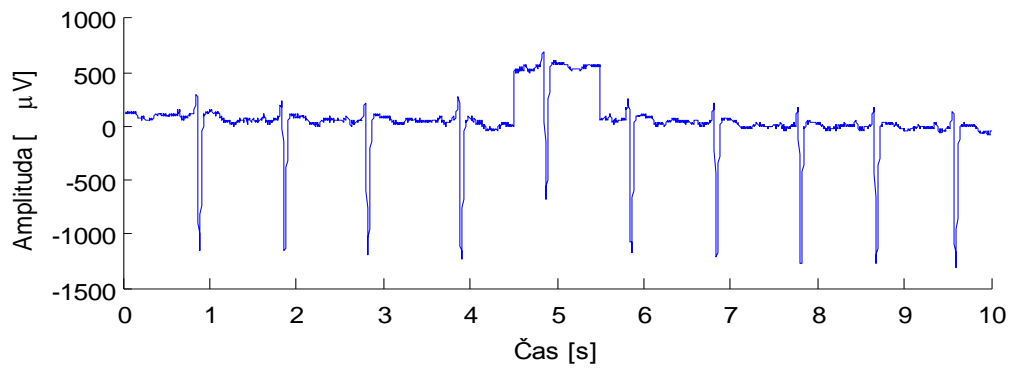
Obr. 2. 3



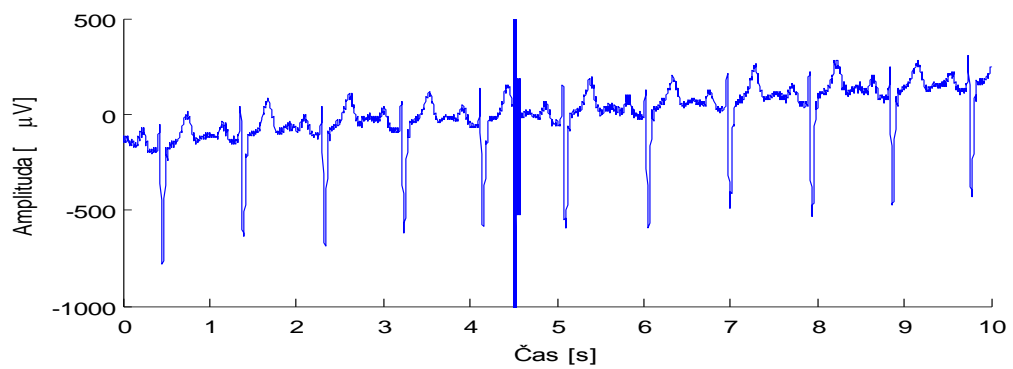
Obr. 2. 3: Širokopásmové rušení signálu EKG – myopotenciály a pohybové artefakty. Zdroj: CSE

Kromě tohoto rušení EKG signálu se mohou objevovat ještě rychlé skokové změny izolinie nebo i impulsní rušení Obr. 2. 4 a Obr. 2. 5.

Nevýhodou širokopásmových rušení je jejich mnohem větší frekvenční překrytí se spektrem signálů EKG oproti úzkopásmovým rušením. Tento fakt je proto nutné brát v potaz při snahách o jejich odfiltrování. [1]



Obr. 2. 4: Širokopásmové rušení signálu EKG – skokovou změnou izolinie. Zdroj: CSE



Obr. 2. 5: Širokopásmové rušení signálu EKG – impulsní rušení. Zdroj: CSE

3. ROZMĚŘOVÁNÍ EKG

Automatická detekce EKG významných bodů je důležitá proto, aby diagnostika srdečních onemocnění byla správná. Správná funkce automatických EKG systému pro analýzu je do značné míry závislá na přesné a správné detekci komplexů QRS stejně jako vln T a P. Do dnešní doby již bylo vyvinuto mnoho algoritmů a přístupů pro rozměřování a některé z nich jsou dále v této práci zmíněny.

Většina algoritmů jak těch v této práci uvedených, tak i těch ostatních vychází z obecně známého postupu rozměřování EKG křivky. Na Obr. 3. 1 je blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu, který se skládá s těchto bloků:

předzpracování - tento blok má za úkol odstranit šum a přitom nepoškodit nebo poškodil jen minimálně užitečnou složku signálu EKG. K tomuto účelu se nejvíce používají lineární filtry typu dolní propust a pásmová zadrž.

speciální filtrace - u tohoto bloku je větší míra specifikace než u předzpracování jelikož záleží, jaká detekce následuje. Pokud následuje detekce QRS, je nutné potlačit i ostatní složky signálu, a co možná nejvíce zvýraznit samotný komplex QRS. K tomu lze využít například lineární filtr typu pásmová propust následovaný umocněním nebo vytvořením obálky signálu. Jestliže následuje detekce jiné části signálu EKG, budou odstraněny jiné složky užitečné části signálu o jiných kmitočtech.

QRS detektor - zde jsou využity různé druhy metod pro samotnou detekci a rozměření komplexu QRS. Zde se také jednotlivé algoritmy rozcházejí. Nejčastěji jsou využívány metody založené na prahování, průchodu nulou nebo na sklonu vln a jejich kombinaci.

kontrola správné detekce komplexu QRS v jednom svodu - ne všechny detekované komplexy QRS jsou QRS komplexy, proto je nutné ty špatně detekované odstranit. K tomuto účelu může být využito časovou netečnost vycházející z fyziologických vzdáleností R-R intervalu, kdy R kmit nacházející se příliš brzo po R kmitu detekovaném předním je odstraněn.

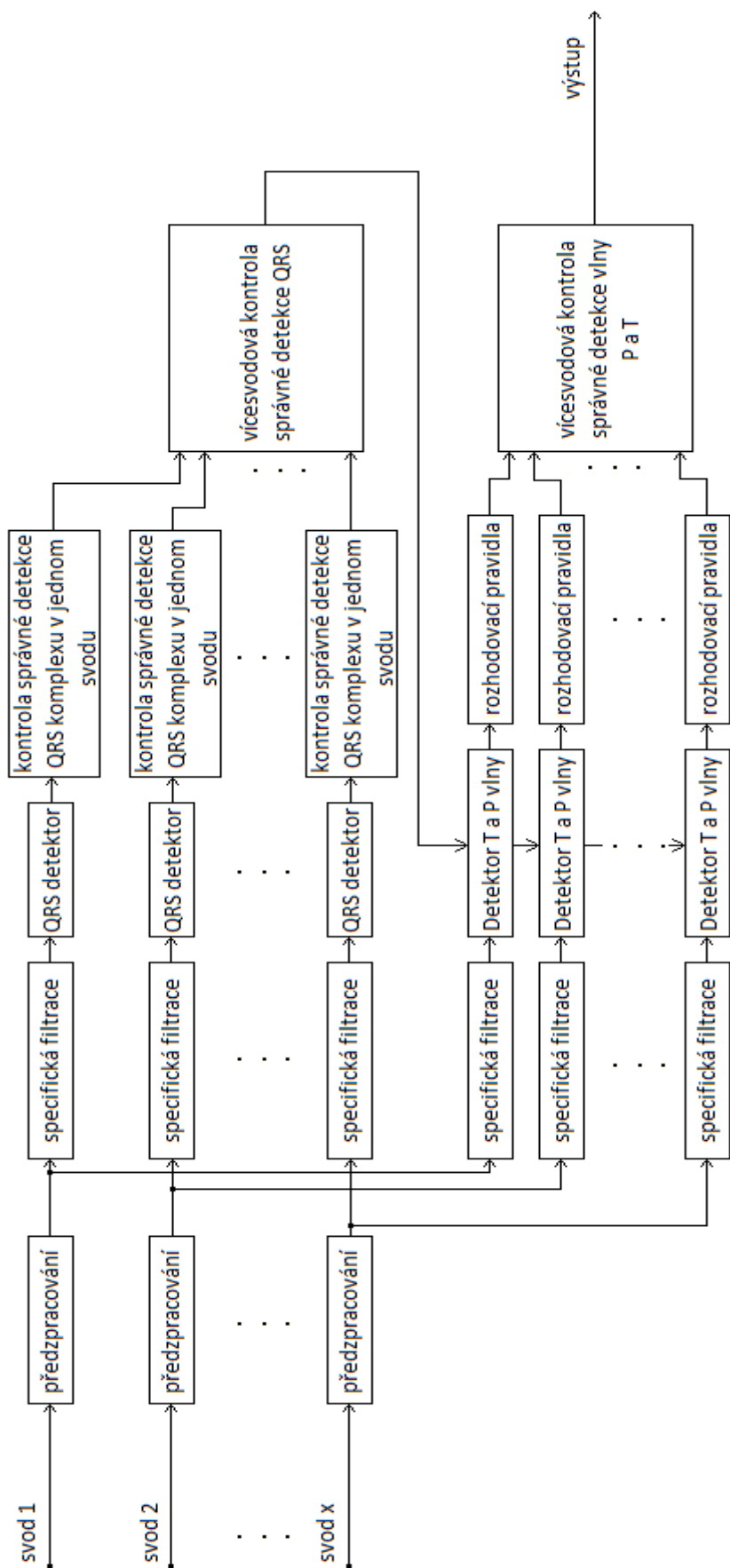
vícesvodová kontrola správné detekce QRS - přestože správnost určení komplexu QRS již byla kontrolována, mohlo dojít stále ke špatné detekci vlivem chybových údajů vznikajících na jednom svodu, který však nevykazuje nefyziologické údaje, proto je nutné provést kontrolu, zda se přibližně v této poloze komplex QRS nachází i v ostatních svodech.

detektor vlny T a P - pro správnou detekci vlny T nebo P a jejich významných bodů je nutné znát polohu komplexu QRS, ze které vycházíme, a pak pomocí okna a

rozhodovacích pravidel zjišťujeme, o jaké vlny jde a polohy jejích významných bodů. Využití okna je nejčastěji využívanou metodou, ale i zde se nejedná, o jediný možný přístup. Do dnešní doby bylo již vymyšleno mnoho různých přístupů k detekci vln T a P.

rozhodovací pravidlo - rozhoduje zda se opravdu jedná o danou vlnu a splňuje, tak její vlastnosti

vícesvodová kontrola správné detekce vlny P a T - oproti bloku vícesvodové kontroly správné detekce QRS tento blok nekontroluje správnost detekce, ale jen správnost polohy vlny P, vlny T a jejích významných bodů srovnáváním s ostatními svody



Obr. 3. 1: Blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu

3.1 Algoritmy založené na matematických modelech:

Většina algoritmů používaných na rozměrování významných bodů EKG je založena na geometrických vlastnostech křivky EKG. U algoritmů založených na matematických modelech, které se snaží matematicky popsat tuto křivku, jde o porovnání s naměřenými hodnotami. Jedním ze způsobů nalezení matematického modelu je přes Z - rovinu, kde hledáme polohy nul a pólu, a také v této rovině lze se signálem pracovat jelikož Z - rovina poskytuje další vlastnosti. Dalším možným způsobem je vytvoření modelů jednotlivých významných bodů vytvořených jejich databáze a pak srovnávat s naměřenými signály a hledat podobnost mezi nimi.[10][11]

3.2 Algoritmy založené na obálce:

Tyto algoritmy vytváří obálku signálu, což je vzhledem ke složitosti průběhu komplexu QRS zjednodušení. Po jeho aplikaci, již místo komplexu QRS, je jen jeden pík, kde jeho začátek a konec přibližně odpovídají začátku a konci komplexu QRS. Takže stačí využít metodu prahování a rozhodovací pravidlo pro rozměření. Tyto algoritmy jsou spíše používány jen pro rozměření začátku a konce komplexu QRS.[12]

3.3 Algoritmy založené na sklonu křivky EKG:

EKG vlny a kmity mají specifické sklony a toho využívají algoritmy na nich založené. U těchto algoritmů je však velmi důležitá fáze předzpracování, která z velké části ovlivní správnost detekce. Většina algoritmů založena na sklonu vln a kmitů je určena jen pro komplex QRS, již méně jich je určena i pro komplexní rozměření EKG.[13][14][15][16]

3.4 Algoritmy založené na derivaci druhého řádu:

Algoritmy používají dva vypočtené signály k detekci QRS intervalů, a to sumu absolutních hodnot první derivace a sumu absolutních hodnot ze všech svodů. K detekci začátku a konce komplexu QRS pak algoritmus využívá derivaci druhého řádu.[17]

3.5 Algoritmy založené na vlnkové transformaci:

V dnešní době jsou tyto algoritmy asi nejvíce testovaný, jelikož oproti jiným nejsou tolik náchylné na šum, protože při jejich použití již dochází k částečné někdy i zcela dostačující filtraci. Vlnková analýza je velmi nadějný matematický nástroj pro rozměrování EKG jak v časové tak frekvenční oblasti. Analýza signálu se provádí rozkladem tohoto signálu do několika pásem dle kmitočtu, kde jsou pak dále detekovány významné body EKG.[18][19][20]

3.6 Algoritmy využívající vnořené mediánové filtry:

U těchto algoritmů se využívají vlastnosti mediánových filtrů. Tyto filtry pracují na principu: z předem definované délky okna vezme mediánovou hodnotu a tu považuje za správnou a zapíše ji, poté se oko posune o jeden vzorek dále a proces se opakuje. Tento přístup byl testován hlavně na detekci konců T vln.[21]

3.7 Algoritmy založené na principu dynamické časové deformace:

Tento způsob rozměrování je inspirován technikami pro rozpoznání řeči. Metoda se skládá z následujících kroků: nejprve se provede filtrace vysokofrekvenčního šumu a dále se filtruje signál pomocí aproximace úseček. Koncové body úseček jsou považovány za soubor možných orientačních bodů. Segmentace EKG následně závisí na volbě správných míst mezi koncovými body těchto úseček.[23]

3.8 Algoritmy založené na umělých neuronových sítích:

Jsou zde využívány dva druhy neuronových sítí a to s učitelem (backpropagation síť) a bez učitele (GAL a Kohonenová síť). Hlavní výhodou Kohonenovy sítě, oproti těm založeným na učení s učitelem, je její rychlé učení, avšak tato síť se nerozšiřuje. Síť vytváří příznakový vektor u všech vnitřních tříd homogenně spíše než, aby se zaměřila na hranice mezi třídami. To znamená, že se vytváří nadměrné množství příznakových vektorů. Pro správnost této metody je, ale potřeba také předzpracování.[24][25]

4. VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Vlnková transformace je rozklad signálu na kombinaci bázových funkcí, získaných pomocí dilatace a a časového posunu b jedním typem vlny $\psi(t)$. Pomocí vlnkové transformace (WT) dostaneme tedy signál $x(t)$ definovaný takto:

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, a > 0 \quad (1)$$

Čím větší je koeficient a tím širší je základní funkce a důsledkem toho je odpovídající koeficient poskytované informace z nižší frekvenční složky signálu a naopak čím je koeficient a menší tím je koeficient poskytované informace z vyšší frekvenční složky signálu. To má za následek, že časové rozlišení je vyšší při vysokých frekvencích než při nízkých frekvencích, čímž se dosáhne té vlastnosti, že okno analýzy se sestává ze stejného počtu period pro každou středovou frekvenci.

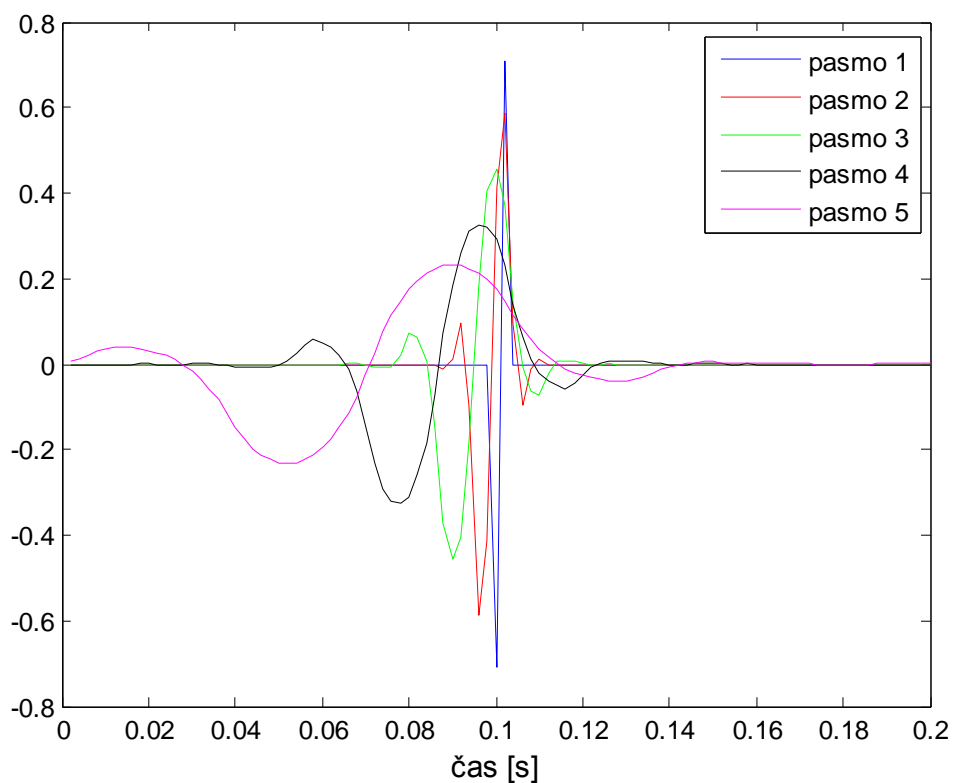
Pokud typ vlnky $\psi(t)$ je derivací vyhlazovací funkce $\theta(t)$, lze dokázat [30] [31], že vlnková transformace signálu $x(t)$ s váhou a je:

$$W_a x(b) = -a \left(\frac{d}{db}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \theta_a(t-b) dt, \quad (2)$$

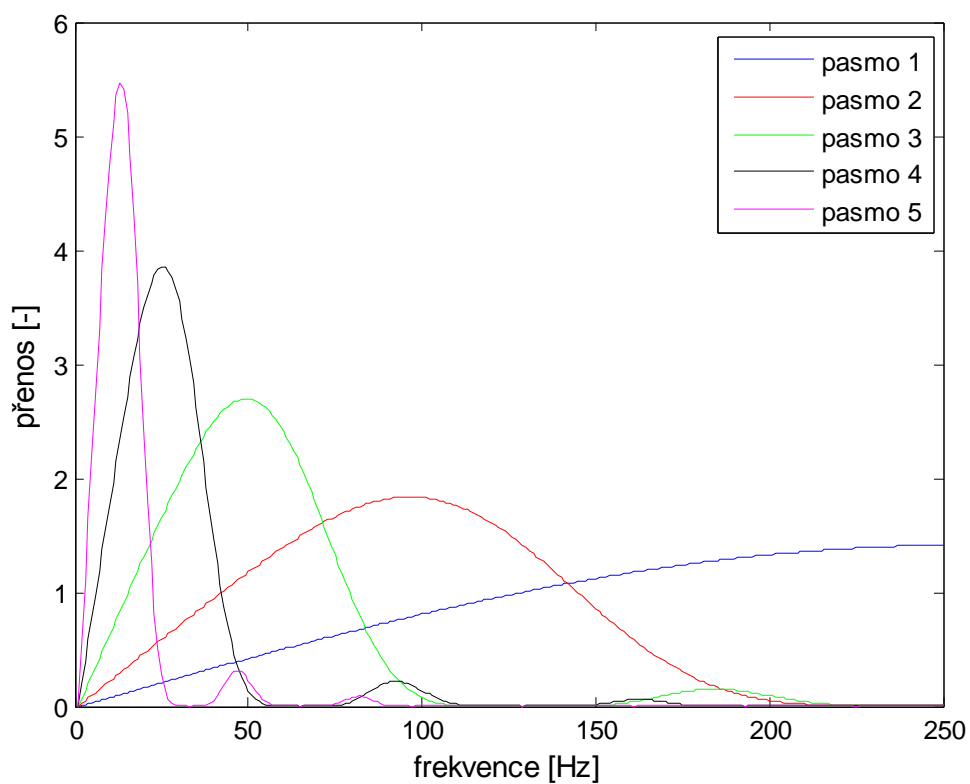
kde $\theta_a(t) = (1/\sqrt{a})\theta(t/a)$ je zkrácena verze vyhlazovací funkce. Vlnková transformace s váhou a je úměrná derivaci filtrovaného signálu s vyhlazovací impulsní charakteristikou s váhou a , proto u WT přechody nulou odpovídají lokálním maximum nebo minimum a maximální absolutní hodnoty vlnkové transformace jsou spojeny s maximálním sklonem u filtrovaného signálu.

4.1 Typ vlnky

V této práci byla použita biortogonální vlnka bior1.5 a její modulovaná frekvenční charakteristika je zobrazena na Obr. 4. 1 a Obr. 4. 2.



Obr. 4. 1: Vlnka bior1.5 v jednotlivých pásmech



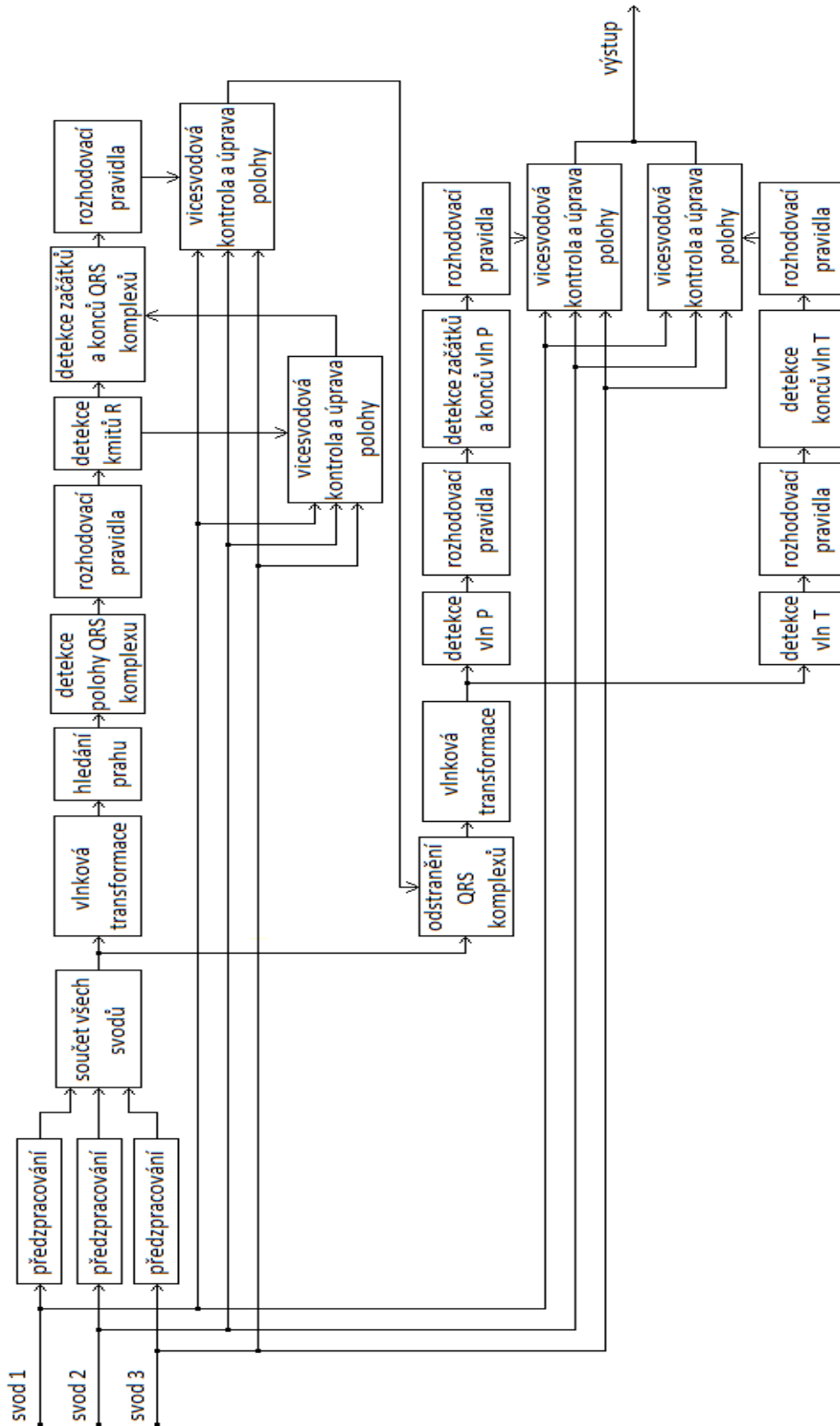
Obr. 4. 2: Modulovaná frekvenční charakteristika vlnky bior1.5 ve všech pěti pásmech, $f_{vz} = 500$ Hz

Tato vlnka má lichou symetrii, což znamená, že transformuje extrémy původního signálu na průchody nulovou hladinou a inflexní body původního signálu transformuje na extrémy. Transformací je tedy signál tvarově změněn obdobně jako při derivaci.

Z frekvenční charakteristiky Obr. 4. 2 je možné určit, které pásma jsou pro jaké rozměrování vhodné, kde je signál zesílen, kde potlačen atd..

5. POPIS NAVRŽENÉHO ALGORITMU

V této části práce je popsán použitý postup rozměřování EKG. Jsou zde popsány také některé z problému, které při rozměřování mohou nastat a řešení při jejich odstranění. Na Obr. 5. 1 je zobrazeno blokové schéma použitého algoritmu.

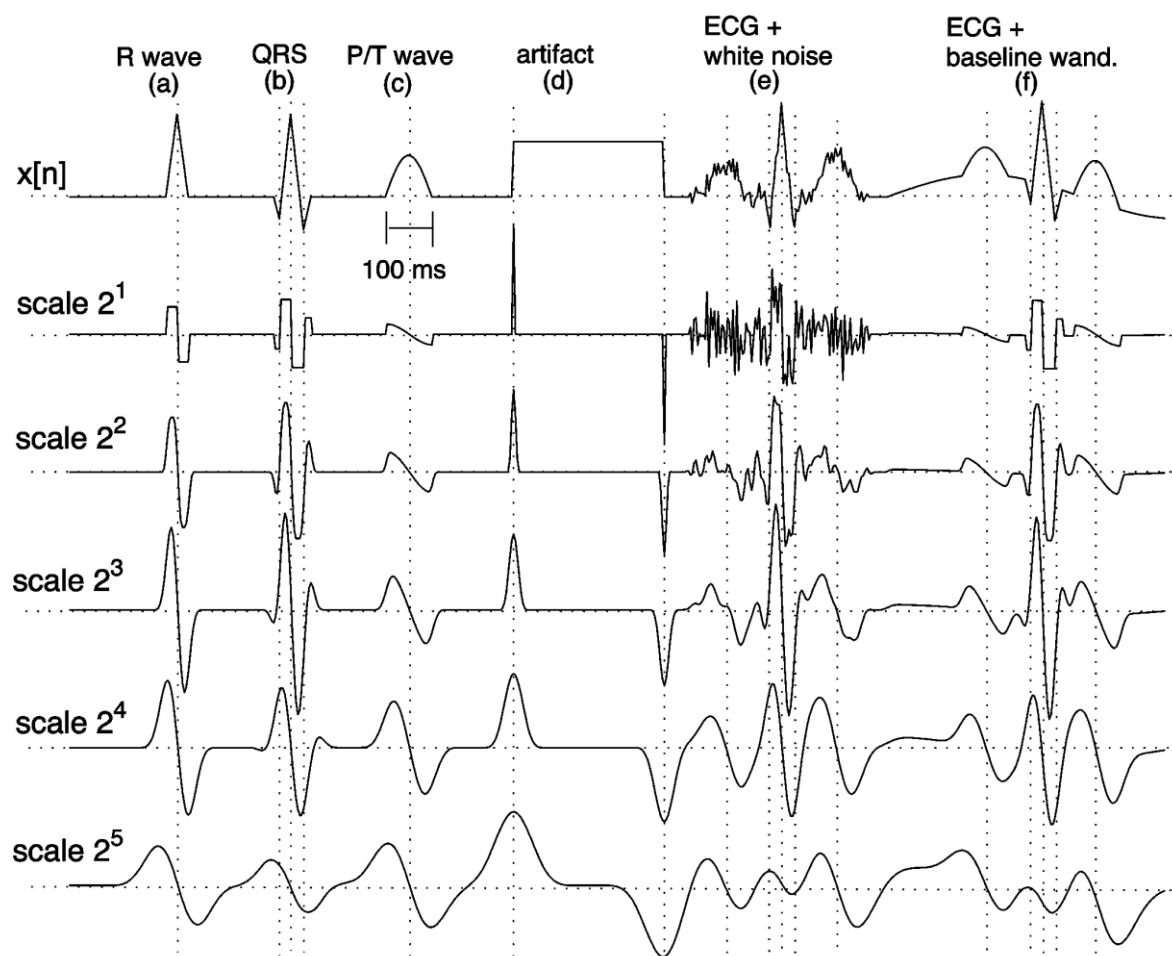


Obr. 5. 1: Blokové schéma použitého algoritmu

5.1 Předzpracování a vlnková transformace

Nejprve byla provedena filtrace síťového rušení, která byla pro detekci některých významných bodu nezbytná. Při pozdějším ladění se také ukázalo, že u předzpracování by bylo vhodné použít i další filtrace pro odstranění i jiných možných rušení popsanych v této práci výše. Pro potlačení náhodných artefaktů se ukázalo výhodné sečtení všech svodu do jednoho signálu. Dále následovala vlnková transformace pomocí mateřské vlnky bior1.5 do pěti pásem. První pásmo odpovídá frekvencím od 250 Hz do 125 Hz druhé pásmo od 125 Hz do 62,5 Hz a třetí pásmo od 62,5 Hz do 31,25 Hz. Tyto tři pásma se hodí pro detekci a rozměření komplexů QRS jelikož v nich jsou potlačeny ostatní vlny a díky tomu zde je detekce nejméně chybná. V této práci bylo použito druhé pásmo. Toto pásmo nevhodné pro detekci vlny T a P, proto pro tuto problematiku bylo využito pásmo páté, které odpovídá frekvenčnímu rozsahu 15,625 - 7,8125 Hz.

Pro správnou detekci bylo nutné znát všechny možné typy jednotlivých vln a kmitů, a vědět jak budou vypadat po použití vlnkové transformace v jednotlivých pásmech viz. Obr. 5. 2.



Obr. 5. 2: Původní signál a signály po použití WT v jednotlivých pásmech

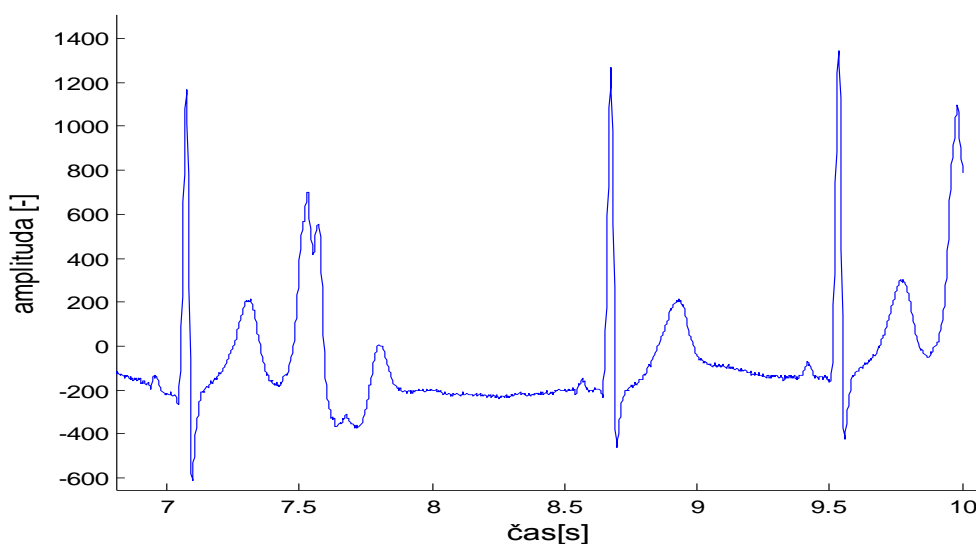
5.2 Hledání prahu

Samotné rozměrování spočívalo nejprve v nalezení nejvyšších píků signálu za pomoci metody prahování, a následném hledání průchodů nulou.

Velikost prahu byla vyřešena tak, že se našla maximální hodnotu z celého signálu. Tato hodnota udává počáteční výšku, ve které je symbolicky umístěna přímka vodorovná s časovou osou (osa x). Přímka postupně klesá s určitým předem definovaným krokem do té doby, než je splněna podmínka minimálního křížení se s křivkou signálu (podmínka minima je zvolena od minimální fyziologické tepové frekvence). Výška, ve které je splněna podmínka je pak výchozí práh, který se dále v průběhu detekce adaptuje, aby se snížila možnost chybné detekce.

5.3 Detekce a rozměření komplexů QRS

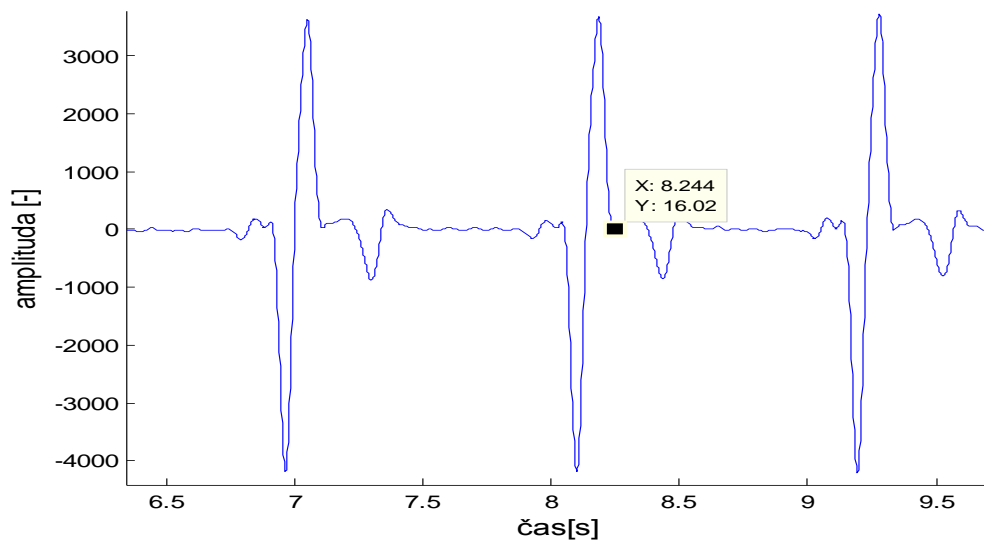
Detekované hodnoty byly výchozími body pro detekci průchodu nulou, které byly výchozími body pro další rozměrování. Ne všechny takto získané hodnoty byly však správné, proto bylo nutné použít různá rozhodovací pravidla pro určení správnosti. Mezi něž patřila maximální hodnota, která nesměla přesáhnout předem stanovenou mez (např. 3,85 násobek prahu). Dále také hrála roli vzdálenost mezi body (tepová frekvence). Nutná byla speciální detekce na koncích a začátcích signálu, jelikož se v těchto místech objevovaly rušivé elementy nebo neúplné komplexy QRS, jak je zobrazeno na Obr. 5. 3.



Obr. 5. 3: Detail konce signálu s problematickým určením komplexu QRS

Aby bylo možné správně rozměřit komplex QRS bylo nutné správně určit kmit R. K tomuto účelu sloužila vícesvodová kontrola, kde předchozí získané polohy byly výchozími body k určení maxima komplexů QRS v signálech před vlnkovou transformací ve všech svodech. Z těchto, vždy tří, maxim se pak vzalo to největší a jeho poloha byla považována za kmitu R, ze kterého je prováděné následné rozměření komplexu QRS. Než bylo možné

rozměřit začátek a konec komplexu QRS bylo ještě potřeba zjistit polohy zbývajících kmitů a to kmitu Q a kmitu S. U obou se postupovalo obdobně, akorát vždy v opačném směru od kmitu R. Nejprve se zjistily polohy nejbližších průchodu nulou, které ne vždy odpovídaly, jak by se dalo očekávat s vlastnosti vlnkové transformace, poloze kmitu Q (nejbližší průchod nulou vlevo od kmitu R) a kmitu S (nejbližší průchod nulou vpravo od kmitu R). Z důvodu tohoto problému se přijaly pomocné opatření a to zejména změna strmosti, snížení nebo zvýšení (záleží, zda se detekuje kmit Q nebo kmit S) prahu z 0 na ± 10 a již výše popsána vícesvodová kontrola. Tento problém je znázorněn na Obr. 5. 4.

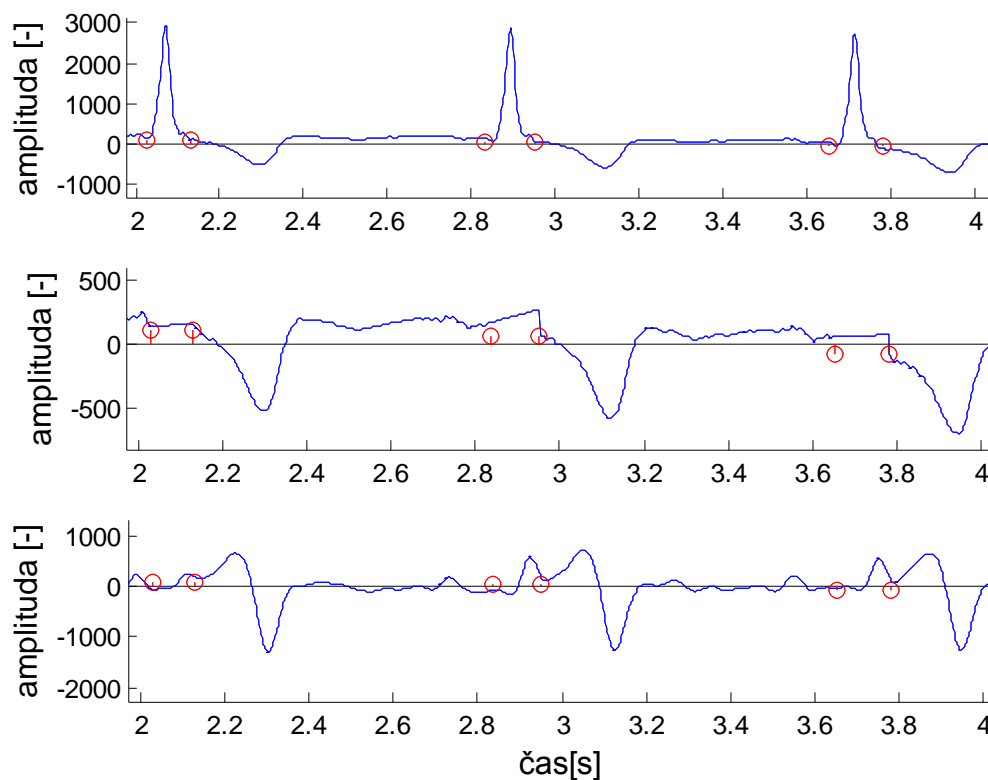


Obr. 5. 4: Problém s průchodem nulou u kmitu S

Obdobného postupu bylo použito také k detekci začátku QRS, kde se objevily obdobné problémy. Avšak k detekci konce komplexu QRS se tento způsob neosvědčil a bylo ho modifikovat. Namísto okamžitého hledání průchodu nulou se kontrolovalo, zda vůbec je v EKG záznamu kmit S. Pokud byl, tak se hledal průchod nulou. Pokud ne byla považována za konec QRS poloha kmitu S. Následovala vícesvodová kontrola a kontrola strmosti.

5.4 Odstranění komplexu QRS z původního signálu

Tento krok sloužil nejen k ulehčení, ale také ke zlepšení detekce vlny P a vlny T. Nejprve se vzal původní signál a za pomoci již získaných pozic začátků a konců komplexů QRS se data mezi těmito pozicemi nahradily přímkou. Přímkou, protože kdyby se jen vymazali (nahradili nulami) mohl by vzniknout ostrý přechod a došlo by k nesprávné vlnkové transformaci. I přes toto opatření nebyl přechod dokonalý. Nakonec se provedla vlnková transformace. Úprava je zobrazena na následujícím Obr. 5. 5, kde odshora: originální signál, signál s odstraněnými komplexy QRS a signál po vlnkové transformaci.



Obr. 5. 5: Úprava signálu

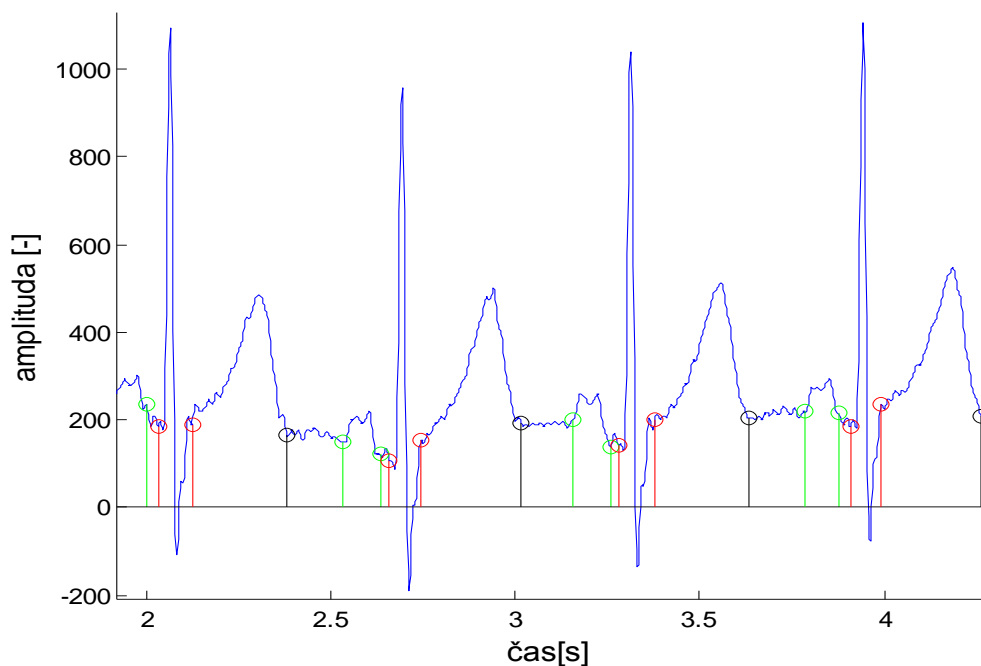
5.5 Detekce vln P a vln T

Detekce vlny P a detekce vlny T jsou založeny na stejném principu. Z fyziologických znalostí umístění vln od komplexu QRS a jejich tvarů, kterých mohou vlny nabývat, se určila velikost okna. Avšak před samotnou detekcí bylo ještě nutné upravit začátek a konec komplexů QRS, jelikož při předchozí úpravě signálu (odstranění komplexů QRS) došlo na některých místech k prudké změně sklonu. Tato změna se při vlnkové transformaci projevila jako větší vlna a docházelo ke špatné detekci.

V okně je hledáno maximum, které je opět výchozím bodem pro hledání průchodu nulou stejně jako tomu bylo u rozměřování komplexů QRS. Po detekování vlny P se nejprve hledal nejbližší vrchol v signálu, který prošel vlnkovou transformací a byl umístěn vlevo od detekované polohy vlny P (hledal se začátek vlny P). Poté následovalo hledání průchodu nulou spojené s rozhodovacími pravidly. Jelikož i zde byl problém s rušením, čímž docházelo k posunu průchodu nulou, což mělo za následek posun teoretického začátku vlny P. Konečné rozměření bylo provedeno v originálním signále, kde se měřil sklon křivky. Při detekci konce vlny P se nejlépe osvědčila metoda založená na dvou cyklech. První cyklus stejně jako u detekce začátku vlny P hledá vrchol v signálu po vlnkové transformaci a druhý cyklus hledá průchod nulou. Poloha pak ještě byla zpřesněná pomocí kontroly v originálních signálech všech svodů.

U detekce vlny T se použilo větší okno, než u vlny P jinak postup byl obdobný. Nejprve se hledala samotná poloha vlny T, což bylo problematictější díky jejím mnoha různým vzhledům. Oproti detekci vlny P se nehledalo jen maximum, ale i minimum a jejich vzájemná poloha. Tím se následně zjištění o jaký tvar vlny T jde a odkud se má provést rozměření. Konec se následně určil opět za pomoci originálního signálu a jeho sklonu. Pokud byl sklon nad daným prahem přičítala se jednička, až do doby kdy sklon příliš klesl a toto místo bylo považováno za konec vlny T.

Na následujícím obrázku (Obr. 5. 6) je znázorněna správné rozměření signálu, kde zeleně je označen začátek a konec vlny P, červeně je označen začátek a konec komplexu QRS a černě je označen konec vlny T.

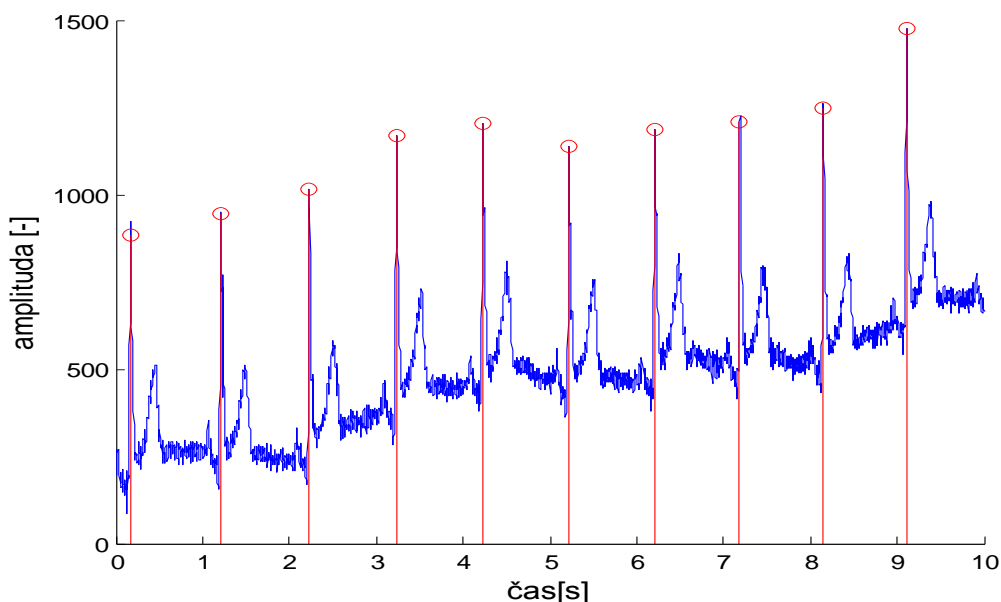


Obr. 5. 6: Správně rozměřený signál.

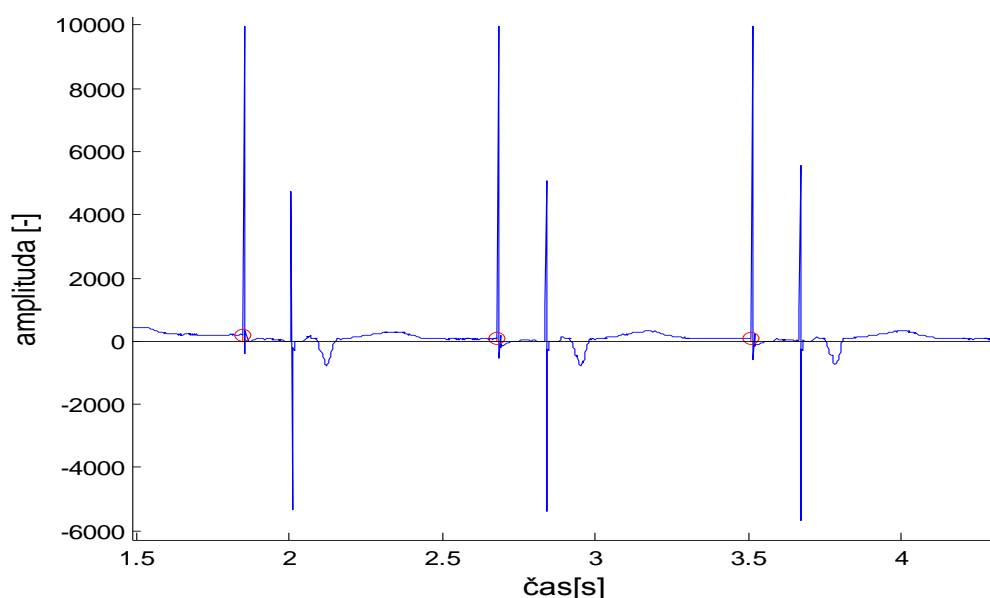
6. VÝSLEDKY PRO DATABÁZI CSE

Algoritmus byl testován na EKG databázi CSE, a to na 125 záznamech 12 - svodových a 125 záznamech 3 - svodových, kde se jedná o 10 s záznamy. Při jejichž záznamu byla použita vzorkovací frekvence 500 Hz. Z toho pro vyhodnocení bylo použito 123 záznamů 3 - svodových, protože jen k těmto byly uvedeny referenční hodnoty. U ostatních signálů bylo provedeno jen subjektivní hodnocení.

Správnost algoritmů závisí na správném určení polohy R kmitů, od kterého se pak odvíjela detekce ostatních významných bodů. Na Obr. 6. 1 je znázorněna správná detekce a na Obr. 6. 2 je znázorněna chybná detekce, kde došlo k detekci pulzu kardiostimulátoru místo kmitů R.



Obr. 6. 1: Správná detekce R kmitů

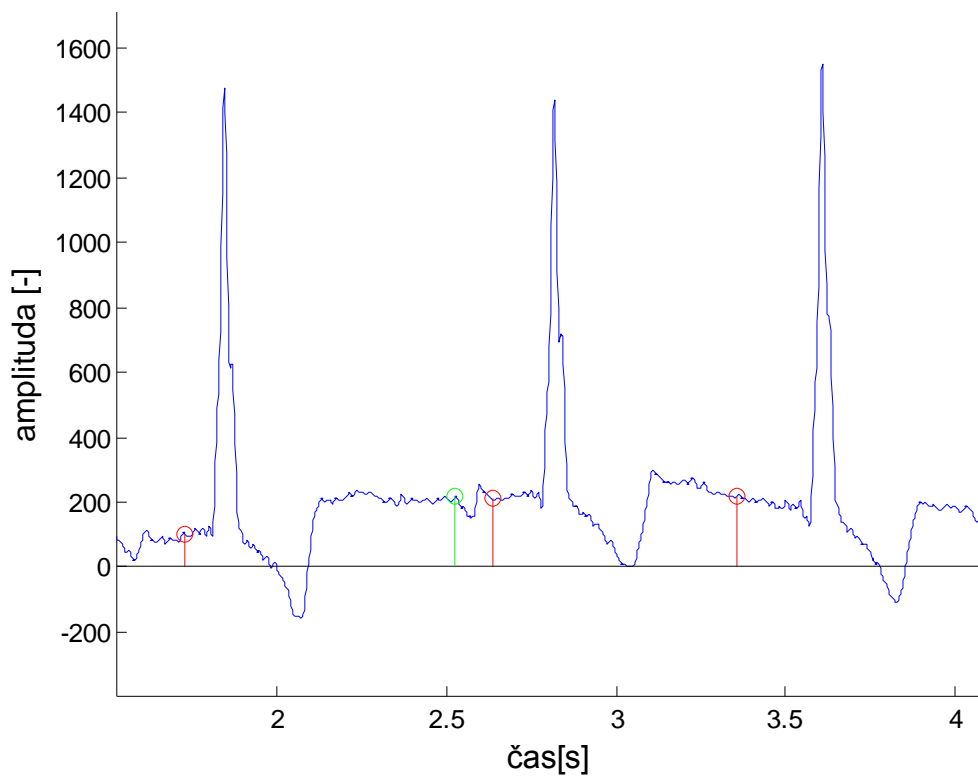


Obr. 6. 2: Chybná detekce R kmitů

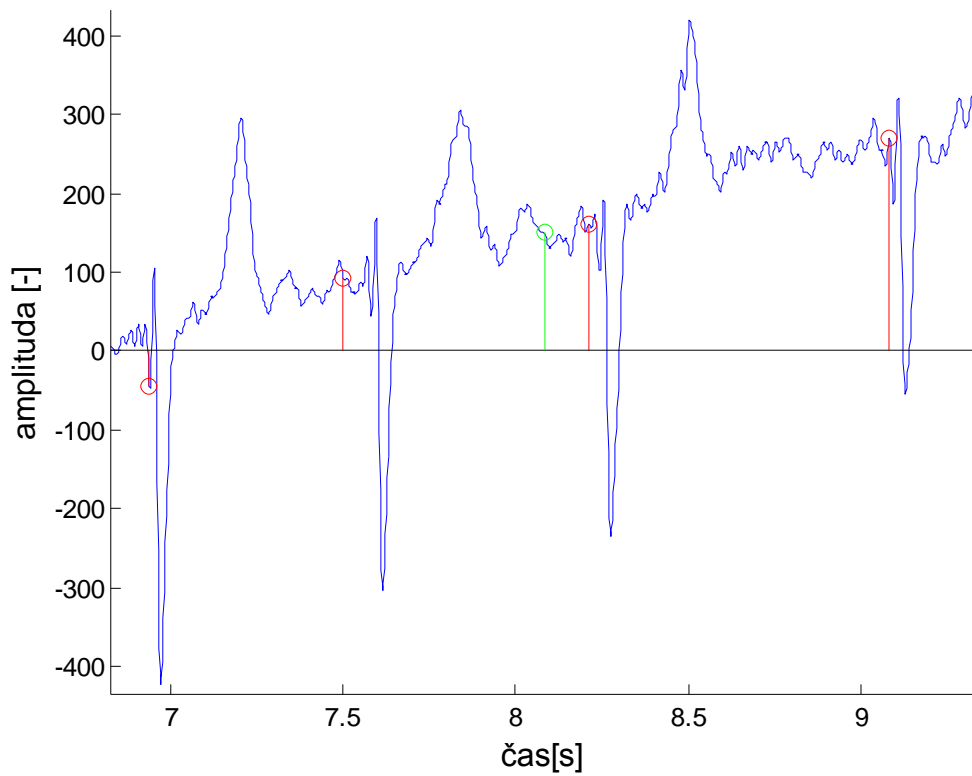
Senzitivita detekce R kmitů vyšla přes 99%. Chybná se objevovala jen na okrajích signálů a u signálů od pacientů s kardiostimulátorem (tyto ovšem nebyly používány k rozměrování - nebyly referenční hodnoty). Většina autorů algoritmů používaných k detekci R kmitů dosahovala senzitivity od 95 - 99,9%.

Důvodek k použití jako referenčního bodu kmit R byl ten, že komplex QRS (zejména tedy R kmit) je nejvýraznější i při vysokém zašumění.

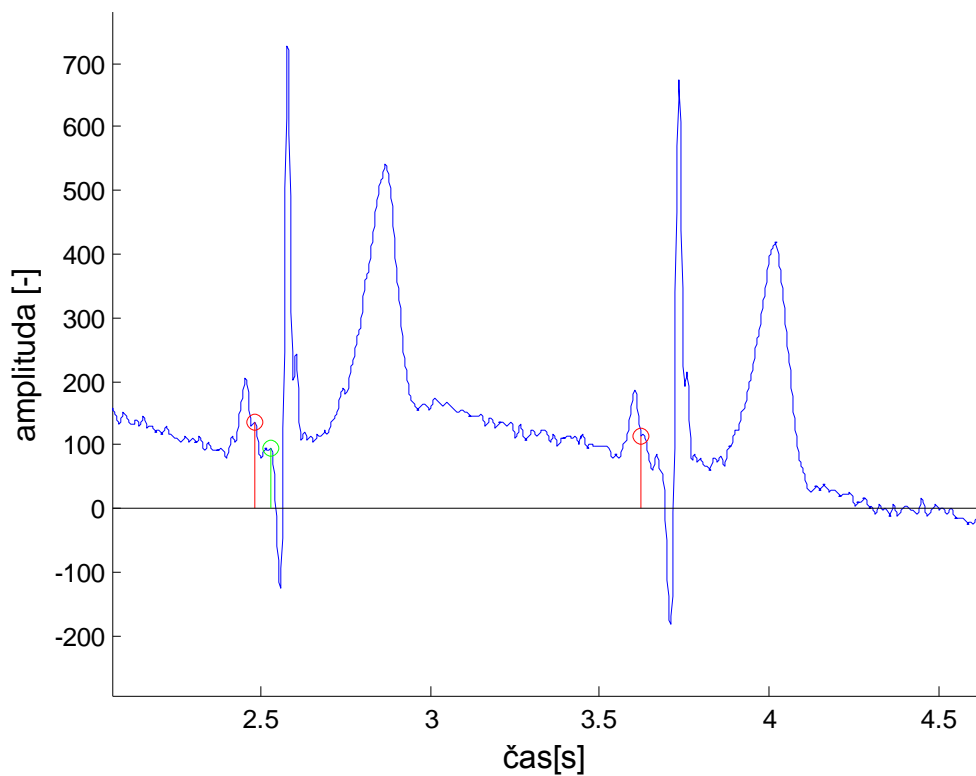
Na následujících obrázcích jsou uvedeny nejhorší dosažené detekce, které měly za následek výrazné zhoršení celkového výsledku. U některých rozměřovaných bodů tak stačila jedna špatná detekce, která ovšem byla o stovky milisekund. U vlny P v tomto případě (Obr. 6. 3) došlo ke špatnému zvolení předpokládaného typu a tudíž ke špatné detekci. V případě zobrazeném na Obr. 6. 4 se špatně předpokládala existence vlny U. Na dalších dvou obrázcích (Obr. 6. 5, Obr. 6. 6) nezafungovalo řešení sklonu křivky a u zobrazené špatné detekce vlny T (Obr. 6. 7) došlo k záměně za vlnu U.



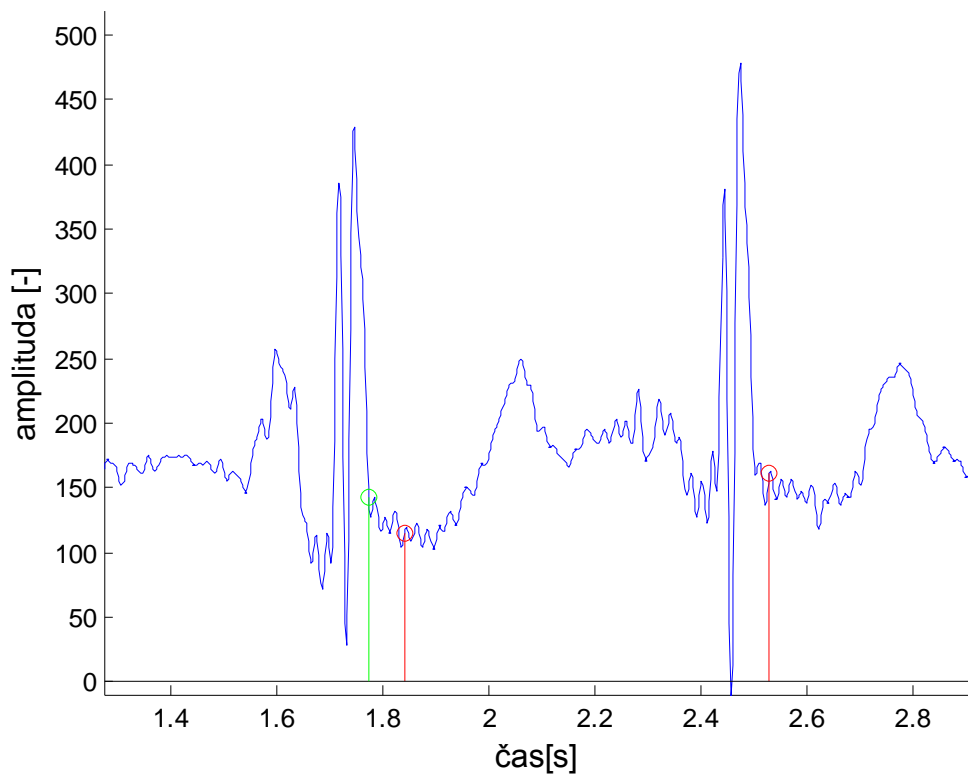
Obr. 6. 3: Špatná detekce začátku vlny P (zelená - referenční bod, červená - detekované body)



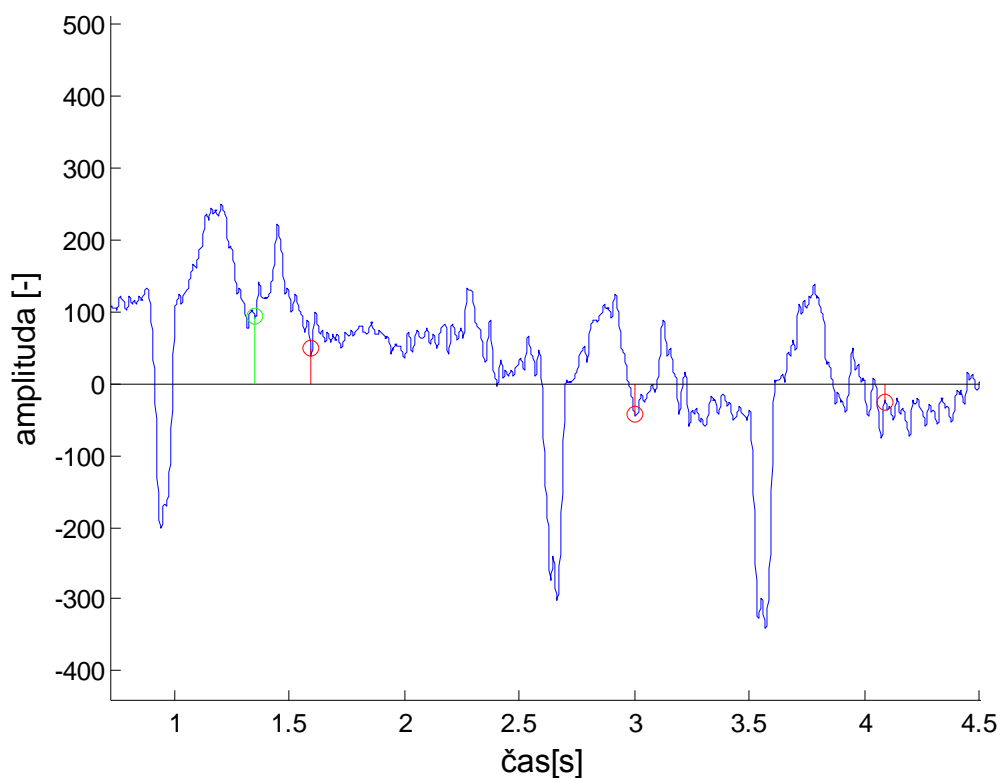
Obr. 6. 4: Špatná detekce konec vlny P (zelená - referenční bod, červená - detekované body)



Obr. 6. 5: Špatná detekce začátek komplexu QRS (zelená - referenční bod, červená - detekované body)



Obr. 6. 6: Špatná detekce konec komplexu QRS (zelená - referenční bod, červená - detekované body)



Obr. 6. 7: Špatná detekce konec vlny T (zelená - referenční bod, červená - detekované body)

V Tab. 1 je uvedena ukázka některých výsledků detekce použitého algoritmu v této práci u databáze CSE, neboli přesněji rozdíl hodnot detekovaných algoritmem oproti ručně rozměřeným hodnotám odborníky. V této tabulce lze vidět jak dokonalé výsledky, kde rozdíl je nula, ale také velmi špatné výsledky např.: záznam číslo 23, u něhož rozdíl referenční hodnoty a detekované hodnoty byl až 68 ms. Na konci tabulky je uvedena průměrná hodnota a směrodatná odchylka ze všech použitých záznamů. Tyto dva poslední řádky tabulky jsou zde uvedeny zejména pro porovnání s jinými algoritmy, jejichž výsledky jsou uvedeny v Tab. 2. Některé metody nerozměřovaly všechny významné body EKG, a proto nejsou v tabulce uvedeny. Již s této tabulky je patrné, která detekce byla úspěšná a která naopak ne.

Tab. 1: Ukázka některých výsledků rozměřených signálů

pořadí záznamu	P- [ms]	P+ [ms]	QRS- [ms]	QRS+ [ms]	T+ [ms]	pořadí záznamu	P- [ms]	P+ [ms]	QRS- [ms]	QRS+ [ms]	T+ [ms]
1	10	0	2	20	0	59	-2	-20	-2	0	2
2	14	2	-8	22	8	60	-4	14	-2	6	-6
3	0	8	-8	4	-10	61	40	22	-6	16	22
4	28	8	2	6	-6	62	32	8	2	36	28
5	-4	-4	4	6	-20	68	6	-6	0	42	-2
16	8	-2	0	-4	-4	69	0	2	-4	8	-12
17	-4	0	2	10	-18	70	-4	22	2	6	-20
18	4	14	6	14	-4	113	18	0	-6	8	6
19	4	8	0	16	-6	114	12	-2	2	8	-6
20	4	-8	-4	16	-12	115	28	-6	-2	4	-26
21	4	-2	-6	-2	0	116	4	2	6	2	2
22	40	-6	4	44	8	117	4	-12	-2	4	-16
23	10	8	-6	68	6	118	0	0	-4	10	0
24	-2	4	12	24	14	119	16	6	2	-6	38
25	-2	-8	4	22	12	120	0	-10	2	0	10
40	-34	-48	10	10	-8	121	18	0	-8	10	-2
41	-6	0	-2	34	-6	122	10	30	-8	4	-2
42	2	-14	0	-2	8	123	-2	-14	-4	10	4
43						Průměr [ms]	10,31	2,24	-1,77	11,12	0,89
44						Směrodatná odchylka [ms]	18,87	20,78	6,50	12,99	26,53
58	0	6	-2	-2	2						

Tab. 2: Srovnání s jinými metodami

Metoda	P _{on} m ± s [ms]	P _{off} m ± s [ms]	QRS _{on} m ± s [ms]	QRS _{off} m ± s [ms]	T _{off} m ± s [ms]
Chouhan et al [28]	3,2 ± 9,2	9,4 ± 27,6	-7,5 ± 6,6	0,9 ± 9,2	-18,5 ± 14,4
Laguna et al	1 ± 7,9	-1 ± 5,1	-2,1 ± 7,4	-0,2 ± 3,6	2,6 ± 10,5
de Chazal et al [13]	N/A	N/A	0,9 ± 3,6	-0,6 ± 7,1	N/A
WT [29]	-4,9 ± 5,4	-1 ± 6,9	1,3 ± 6,3	5,8 ± 10,9	1,3 ± 21,8
Sahambi et al [19]	N/R ± 4	N/R ± 6	N/R ± 2	N/R ± 4	N/R ± 20
Tato práce	10,3 ± 18,9	2,2 ± 20,8	-1,77 ± 6,5	11,1 ± 13	0,89 ± 26,5
Tolerance 2 _{SCSE}	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

m: průměrná hodnota mezi referenčními a detekovanými pozicemi, s: směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi, N/A: neznáma data, N/R: nepublikovaná data, 2_{SCSE}: maximální povolená směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi

7. EXPERIMENTÁLNÍ DATA

Hlavním úkolem této práce bylo rozměřit dodané experimentální data získané s izolovaných králičích srdcí. Tudíž předchozí nepříliš dobré výsledky, získané na testovací databázi CSE, nebyly předpokladem pro špatnou detekci u experimentálních dat. Experimenty, při nichž byly získány data a důvody těchto experimentů jsou uvedeny v následujících odstavcích.

Elektrofyzologie srdce je běžně studována na izolovaném perfuzovaném zvířecím srdci. Experimenty jsou zaměřeny na popis fyziologických a patofyziologických stavů srdce a jejich vývoj/progrese. Během experimentu mohou být sledovány různé parametry za velmi dobře definovaných podmínek, například elektrogramy, monofazické akční potenciály, atriální a ventrikulární tlak, teplota, pH atd.. [60]

Metoda Langendorffem ve spojitosti s perfuzovaným zvířecím srdcem je uznávaná/zavedená metoda v experimentální kardiologii. Je používána více jak století a stále má velmi důležitou roli v základní kardiologii a farmakologickém výzkumu. [32] Ve farmakologických studiích jsou aplikovány na perfuzované srdce různé léky a je monitorována jeho odezva. [33][34][35] Změny v elektrogramu poskytují informace o rychlosti změny srdce a případných dysfunkcích vodivého systému. Koronární průtok, který je sledován během experimentu ukazuje vliv léků na srdeční koronární systém. Elektrická aktivita perfuzovaného srdce byla použita ve studiích srdečních arytmií[36], akčních potenciálů a alternací ve vlně T [37], předpokladů ischemie [38][40][42] a šíření akčních potenciálů. [43]

Experimentální nastavení metody Langendorff laboratoři bylo změněno tak, aby bylo možné zaznamenat akční potenciály pomocí optické metody z lokální oblasti srdečního povrchu. [44][45] Další možností je zaznamenání optické mapy elektrické aktivity z velké oblasti srdce. [46][47][48] Optické mapování je v zásadě založené na použití fluorescenčních barviv citlivých na napětí (voltage-sensitive dye -VSD), které se přidávají ke zkoumané tkáni a tam se naváží na membránu srdečních buněk. VSD reaguje na lokální změny potenciálu v okolí elektrického pole. Barvivo podléhá měřitelnému posunu náboje při excitaci (základ fluorescence-excitace/emise). Rozdíl v energii mezi základním a excitovaným stavem je citlivý na vnější elektrické pole orientované ve směru posunu náboje. [50][51][52] Zkoumaná tkáň je osvětlená světlem, které má obvykle relativně úzce omezené spektrum. Poté, barvivo emituje fluorescenční světlo o vyšší vlnové délce a amplitudě úměrné potenciálu na povrchu srdce. Emitované světlo pak může být jednoduše detekovatelné, zaznamenané a měřitelné.

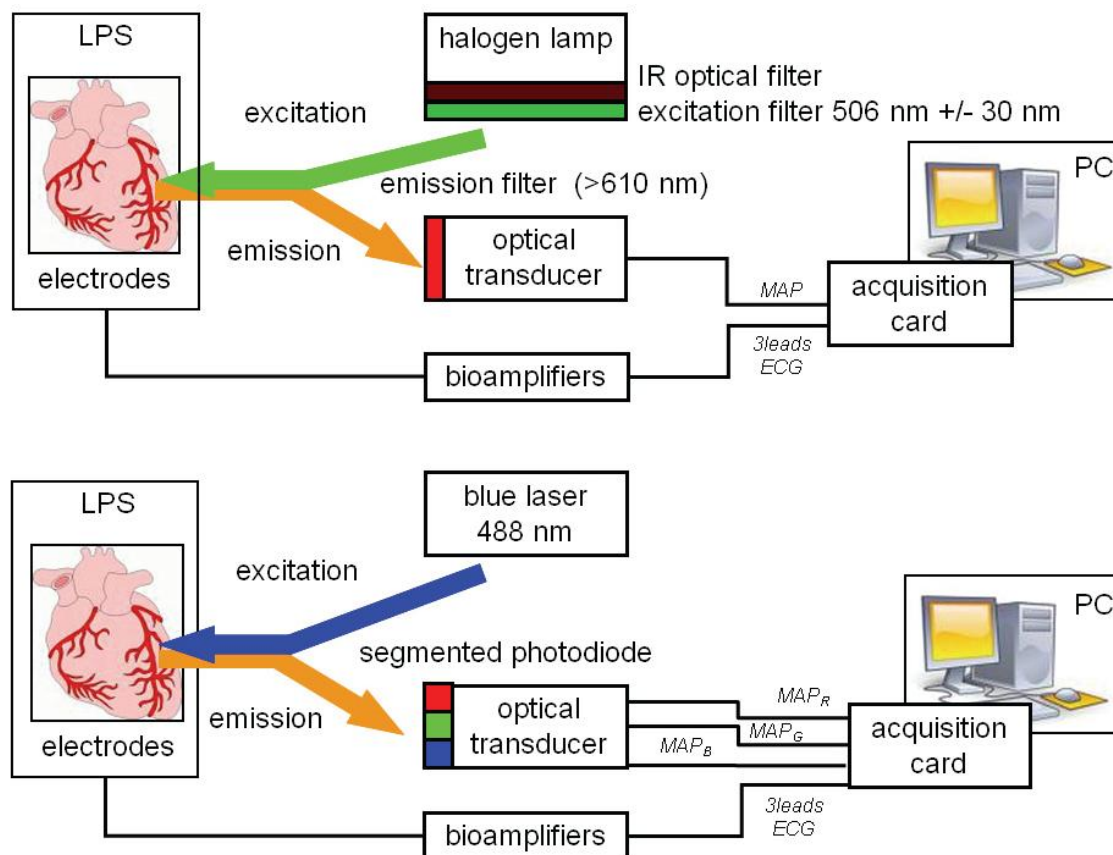
V experimentech bylo použito barvivo di-4-ANEPPS. Jeho excitační a emisní spektrum obsahuje vlnové délky viditelného světla. Excitační spektrum koresponduje s vlnovými délkami modro-zeleného světla (400-530nm). Emisní spektrum koresponduje

s delšími vlnovými délkami připadající na světlo zeleno-červené (550-760nm). Existují dvě metody pro detekci a měření emitovaného světla.[60]

První metoda je založena na měření emise při jedné vlnové délce (single-wavelength). Je založena na detekci emitovaného světla, jehož vlnová délka je delší než přibližný střední kmitočet emisního píku (610nm pro di-4-ANEPPS). Ne všechny informace obsažené ve spektru emitovaného světla použitého barviva je možné tímto způsobem detekovat. MAP signály získané pomocí měření jedné vlnové délky jsou často vychýlené v důsledku pohybových artefaktů. Eliminace pohybových artefaktů je možná pomocí analýzy více signálů MAP měřené pomocí optického mapování nebo pomocí potlačení srdečního pohybu. V případě optického mapování je v každém okamžiku zaznamenávána mapa elektrické aktivity tkáně a získané mapy jsou setříděny. Kritériem pro optimální funkci registrace obrazu je vzájemný vztah mezi referenční a aktuální mapou. Omezením této metody je fakt, že pohybové artefakty je možné vyřešit pouze v rovinném zobrazení (2D). Zatímco ve skutečnosti se srdce pohybuje volně v prostoru (3D). Z tohoto důvodu je obvykle srdce připevněno k plochému sklu, přes které jsou zaznamenávány mapy. Pohyb srdce může být rovněž omezen vápníkovými blokátory. Nicméně tyto blokátory ovlivňují také elektrofyziologické vlastnosti srdečních buněk, a proto nemohou být obecně používány.[53][41]

Další metoda detekce a měření emitovaného světla je poměr dvou vlnových délek (dual-wavelength radiometry). Poprvé byla použita při měření hipokampálních neuronů během buzení napěťovými impulzy [54]. Je založena na měření celého emitovaného spektra zahrnujícím jeho zelenou (510-570 nm) a červenou složku (>590 nm). [55][56][57] Zveřejněný (používaný) systém obsahuje dichroické zrcadlo pro oddělení emitovaného světla na dva různé paprsky. Každý světelný paprsek je zaměřen (dopadá) na detektor citlivý v jiném rozsahu vlnových délek. Nakonec jsou měřeny dva signály odpovídající intenzitě zeleného a červeného světla. Oba dva signály obsahují informaci o změnách membránových potenciálů. Metoda poměru dvou vlnových délek udává jako výsledek akčních potenciálů poměr vypočtený ze zeleného a červeného signálu. Intenzita zeleného světla roste se změnou membránového napětí, zatímco intenzita červeného světla se snižuje. Změny v zelené a červené fluorescenci způsobené vyhasínáním (photobleaching), změny v koncentraci barviva nebo pohybové artefakty jsou zachyceny/ jsou v souladu s oběma detekovanými signály. Vyhodnocením poměru signálů mohou být efektivně potlačeny výše zmíněné rušivé elementy. [37][54][58][59]

K získání dat používaných v této práci byly použity dvě metody: měření emise fluorescence při jedné vlnové délce a modifikované měření poměru fluorescenční emise při dvou vlnových délkách, kde jejich princip je znázorněn na Obr. 7. 1. Modifikace je založena na zlepšení optické dráhy a na použití pokročilého integrovaného fotodetektoru.[44][39][60]



Obr. 7. 1: Nahoře: Blokové schéma měřícího sedu nastaveného na tři EG kanály a jeden MAP kanál u měření emise fluorescence při jedné vlnové délce, Dole: modifikované měření poměru fluorescenční emise při dvou vlnových délkách a nastavení měřícího sedu na tři EG kanály a tři MAP kanály, kde optický snímač se skládá z fotodiody a tří segmentového zesilovače. Výstupní signál MAP_B , MAP_G , a MAP_R odpovídají modrému, zelenému a červenému světlu. (Zdroj: [60])

V této práci bylo použito sedm úseku vybraných ze signálů naměřených z izolovaného králičího srdce (tri ortogonální svody):

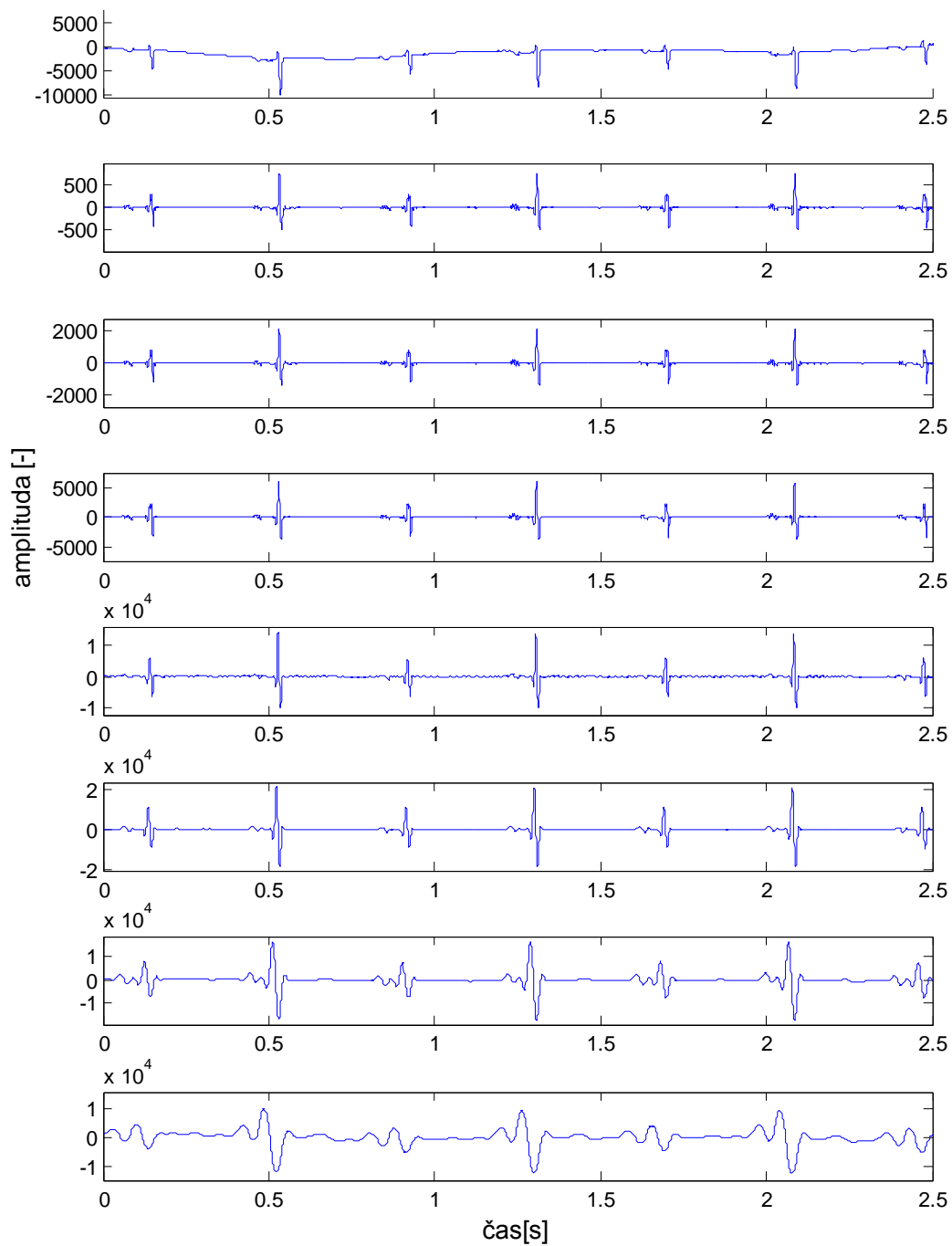
- úsek 1: dva typy komplexů QRS v důsledku intenzivního pohybu srdce
- úsek 2: dva typy komplexů QRS v důsledku intenzivního pohybu srdce
- úsek 3: extrasystoly a velké vlny T
- úsek 4: artefakty (impulzové)
- úsek 5: blokády a extrasystoly na konci signálu
- úsek 6: blokády
- úsek 7: kvalitní R kmity v průběhu natáčení srdce podél osy z ($0^\circ \rightarrow 100^\circ \rightarrow 0^\circ \rightarrow -100^\circ$ s krokem 10°)

8. ÚPRAVA ALGORITMU PRO POUŽITÍ NA EXPERIMENTÁLNÍCH DATECH

Původní algoritmus byl navržen pro práci s lidskými záznamy EKG o vzorkovací frekvenci 500 Hz a délkou 5000 vzorků na jeden svod (10 s). Experimentální data získané s izolovaných králičích srdcí měly vzorkovací frekvenci 2000 Hz a délka záznamu od 53808 do 1530557 vzorků. Již z těchto údajů je patrné, že některé předchozí části algoritmu se budou muset upravit nebo dokonce zcela předělat např.: vzorkovací frekvence, tepová frekvence (králičí srdce je fyziologicky uzpůsobeno na vyšší frekvenci), atd., a proto tato část práce je zaměřena na rozbor změn v původním algoritmu.

8.1 Předzpracování a vlnková transformace

Než došlo k předzpracování, bylo nutné vědět, jak signály vypadá a až poté se buďto signály všech svodů sečetly nebo se použil jako výchozí signál pouze jeden svod. Poté následovala vlnková transformace. Ukázka vlnkové transformace v sedmi pásmech je vidět na následujícím obrázku (Obr. 8. 1), kde odshora je výchozí signál, první pásmo (1000 - 500Hz), druhé pásmo (500 - 250 Hz), třetí pásmo (250 - 125 Hz), čtvrté pásmo (125 - 62,5 Hz), páté pásmo (62,5 - 31,25 Hz), šesté pásmo (31,25 - 15,625 Hz) a sedmé pásmo (15,625 - 7,8125 Hz). Důvodem rozkladu do tolika pásem byla frekvence posledního pásma, jelikož u testovacího algoritmu byla frekvence posledního pásma od 15,625 Hz do 7,8125 Hz.



Obr. 8. 1: Ukázka vlnkové transformace úseku 1

8.2 Hledání prahu

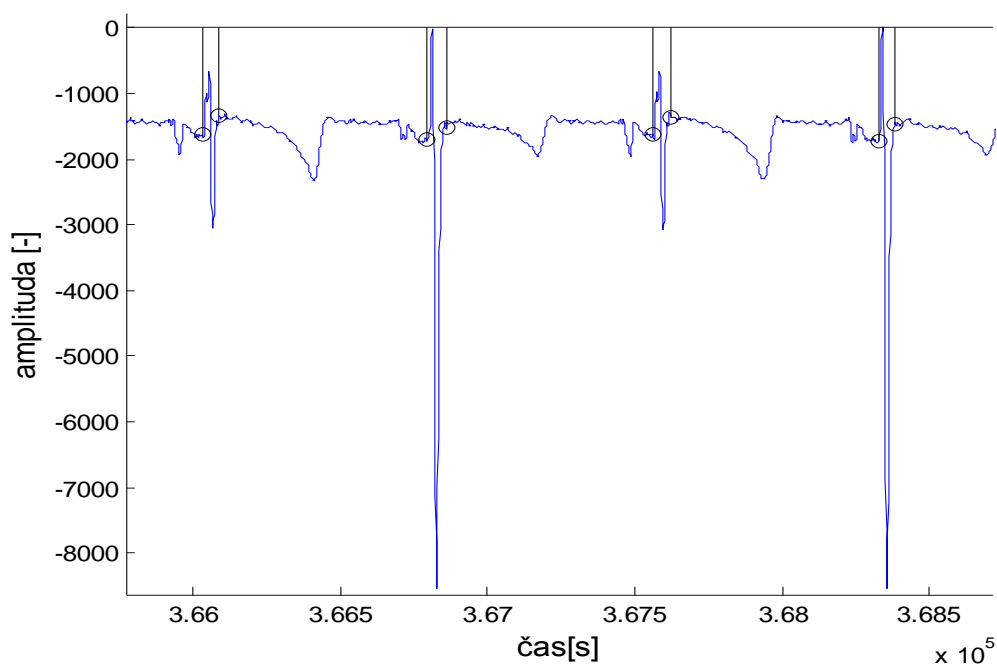
Původně byl práh vyhledáván automaticky, ale z důvodu příliš dlouhých záznamů nebyl vhodný. Nejprve se testovalo rozdělení záznamu na kratší úseky, kde by původní

vyhledávání, bylo možné použít bez větších zásahů. Díky nepříliš dobrému výsledku se nakonec práh u signálu získaných z izolovaných králičích srdcí zadává ručně (pro každý usek zvlášť).

8.3 Detekce a rozměření komplexů QRS

Tato část algoritmu, zejména detekce R kmitů, dala nejvíce práce, při jejím modifikování na signály z izolovaných králičích srdcí a byly na ní kladeny také největší požadavky. Kdyby již zde docházelo ke špatné detekci, chyba by se přenášela i na ostatní rozměřování poněvadž od polohy R kmitů se dále vycházelo. Po zadání prahu se procházel signál do té doby, dokud nebyla hodnota signálu, v daném místě větší než prah. Od tohoto místa se vzalo okno hodnot (pro každý usek ručně zadáváno) a v něm se hledala maximální hodnota. Toto maximum bylo výchozím místem pro následné hledání průchodu nulou a toto místo odpovídalo poloze kmitu R, avšak pro zpřesnění se vykonala vícesvodová kontrola. Vícesvodová kontrola probíhala tím způsobem, že od orientačně zjištěné polohy se hledalo nejbližší maximum v každém svodu a to maximum, které bylo nejvyšší, bylo považováno za referenční a zapsáno. Díky takto detekovaným R kmitům se mohla vypočítat tepová frekvence, která sloužila ještě ke zpřesnění, této detekce.

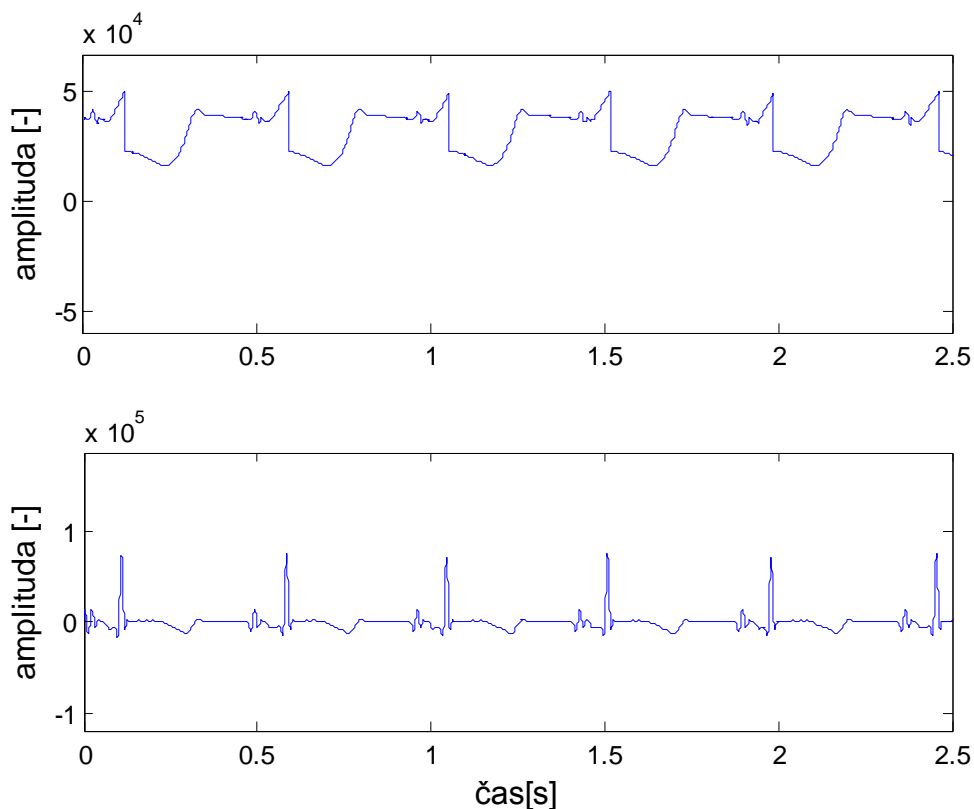
Rozměření komplexu QRS zůstalo stejné jako u testovacího algoritmu. Nejprve se detekuje hrubě poloha Q kmitu, následuje vícesvodová kontrola a od této polohy se rozměřuje začátek komplexu QRS. Pokud se Q kmit v signálu nenachází je tato poloha považována za začátek komplexu QRS. Obdobně se postupovalo i při rozměření konce komplexů QRS s tím rozdílem, že místo Q kmitu se nejprve hledala poloha S kmitu. Ukázka rozměření je na Obr. 8. 2.



Obr. 8. 2: Ukázka rozměření komplexů QRS

8.4 Odstranění komplexu QRS z původního signálu

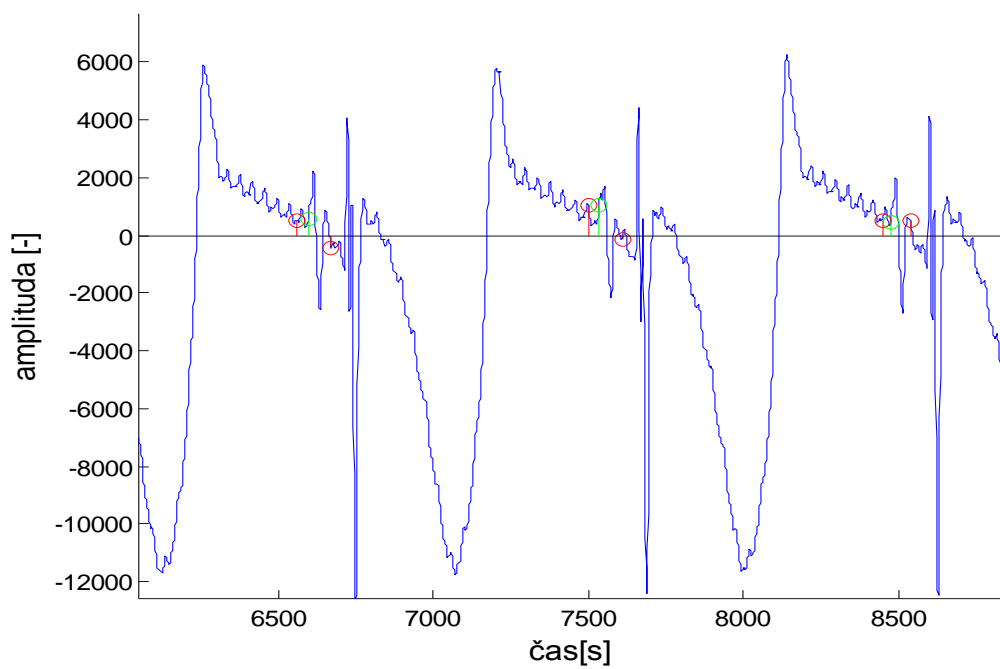
Opět pro další rozměrování bylo výhodné odstranit komplex QRS z originálního signálu a provést novou vlnkovou transformaci.



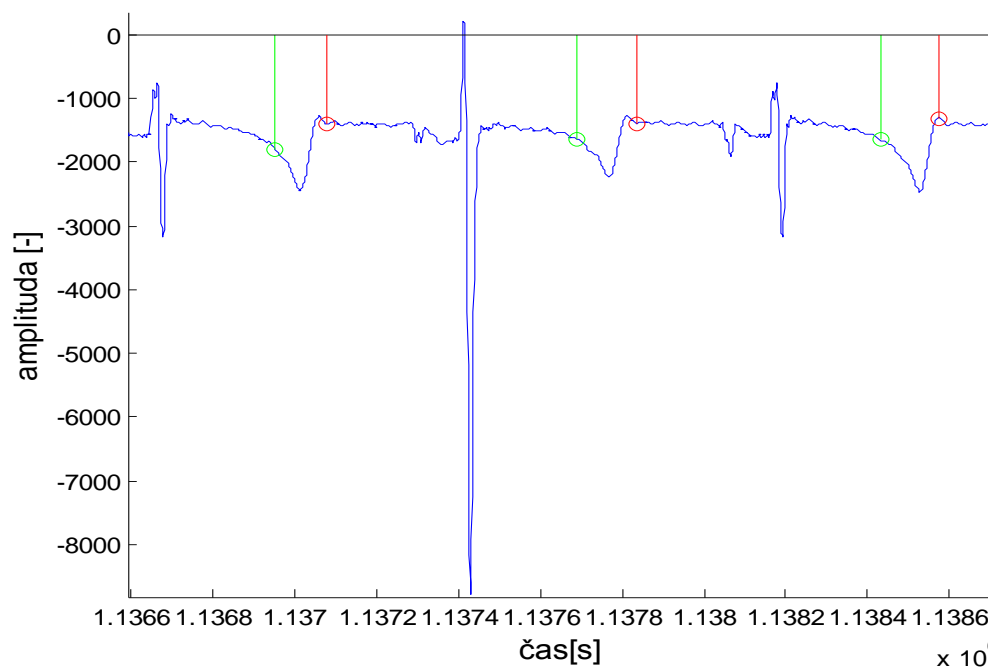
Obr. 8. 3: Ukázka odstranění komplexů QRS

8.5 Detekce vln P a vln T

Rozměrování vln P a vln T vycházelo opět z testovacího algoritmu a hlavní změnou bylo upravit používané konstanty, jelikož se změnila vzorkovací frekvence. To obnášelo taky změnu rozhodovacích pravidel. Ukázka rozměření vlny P je na Obr. 8. 4 a na následujícím obrázku je ukázka detekce a rozměření vlny T, kde zelenou barvou je označena hrubá detekce a červenou barvou rozměření vln



Obr. 8. 4: Ukázka rozměření vln P, kde zelena - hrubá detekce vln P a červená rozměření vln P



Obr. 8. 5: Ukázka rozměření vln T, kde zelena - hrubá detekce vln T a červená rozměření vln T

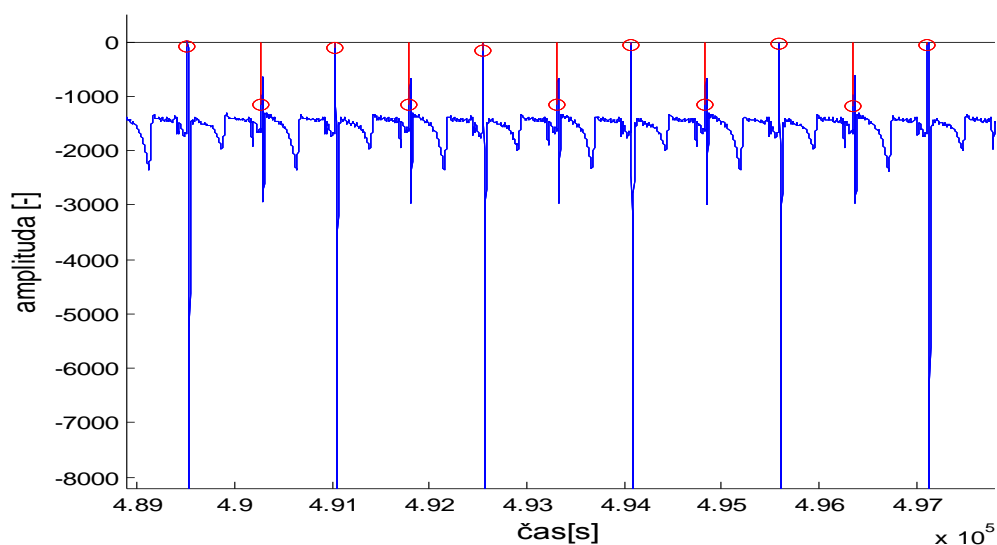
9. VÝSLEDKY PRO DATA ZÍSKANÁ Z IZOLOVANÝCH KRÁLIČÍCH SRDCÍ

Jelikož u signálů získaných z izolovaných králičích srdcí, nebyly referenční hodnoty pro rozměření, jsou výsledky vyhodnocovány subjektivně. Dále z důvodu lepších výsledků byly pro každý z těchto signálů nastaveny jiný prah a délka okna pro vyhledávání R kmitů. Tyto hodnoty byly zadávány empiricky a jsou uvedeny v Tab. 3. U úseku 3 a 7 byla použita ještě speciální úprava poloh R kmitů.

Tab. 3: Počáteční nastavení algoritmu.

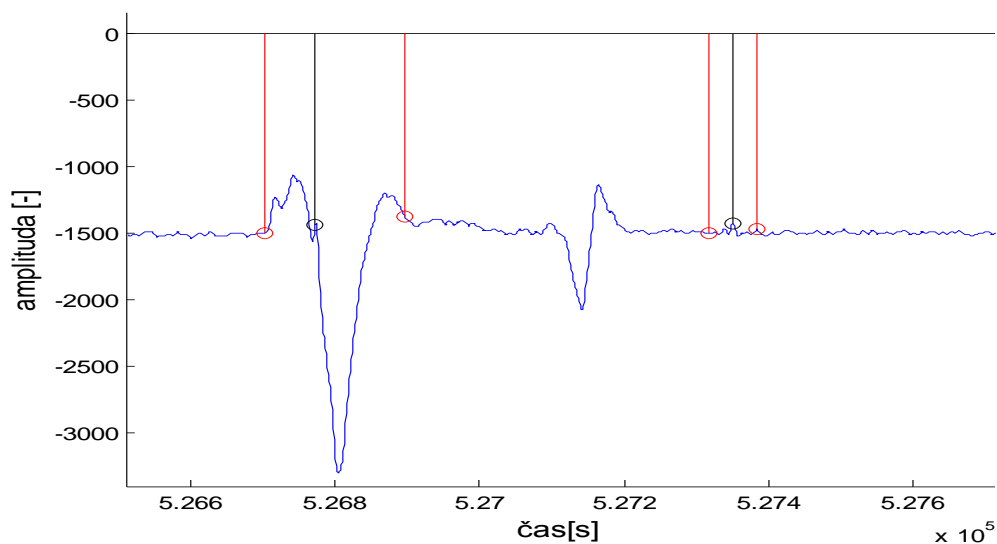
Číslo úseku:	Nastavený prah:	Délka okna:
1	500	100
2	500	100
3	8000	100
4	1000	100
5	200	400
6	240	300
7	500	200

I když R kmit nepatří mezi hledané významné body (začátek a konec vlny P, začátek a konec komplexu QRS a konec vlny T) byl v této práci vybrán jako výchozí bod k rozměrování, jelikož je nejvýraznější složkou v EKG záznamu. Díky již výše zmíněné neznalosti referenčních bodů byla senzitivita odhadnutá subjektivně přes 95%. Toto subjektivní hodnocení bylo provedeno ručním kontrolou signálů. Na následujícím obrázku (Obr. 9. 1) je ukázka této detekce.



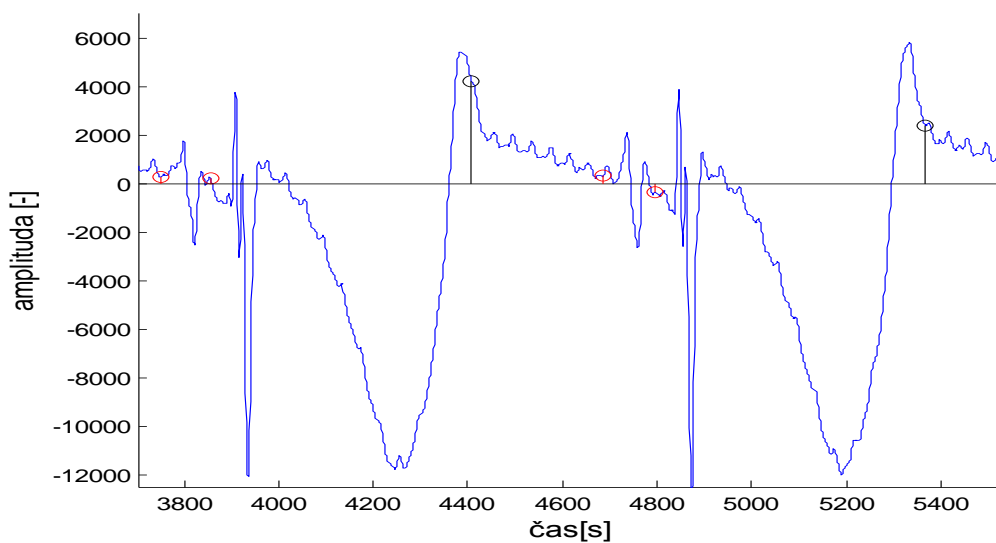
Obr. 9. 1: Ukázka detekce R kmitů

U rozměření komplexů QRS byla nutná správná předchozí detekce R kmitů a pokud tedy R kmit byl správně určen i rozměření vycházelo velmi dobře. Naopak pokud byl R kmit špatně nalezen, byly určené nesmyslné hodnoty začátku a konce komplexu QRS. Obě dvě situace jsou patrné na Obr. 9. 2.



Obr. 9. 2: Ukázka rozměření komplexů QRS, kde černě - poloha R kmitů a červena - rozměření komplexů QRS

Následující tři významné body (začátek a konec vlny P a konec vlny T) byly závislé na správném určení vln jím příslušejícím. Přesnost tohoto určení byla ovlivňována přítomností šumu a přítomností vlny U. Při správném určení polohy vln se rozměření zdálo být správné u začátku vlny P, ale u konce vlny P a vlny T docházelo ke značným chybám způsobenými šumem a morfologií těchto vln. Tato problematika je znázorněna na následujícím obrázku.



Obr. 9. 3: Ukázka rozměření vlny P a vlny T, kde červená - vlna P a černá - vlna T

ZÁVĚR

Tato práce si brala za cíl shrnout problematiku rozměrování elektrokardiologických signálů a popsat možné způsoby a metody tohoto rozměrování. Realizovat rozměrování významných bodů EKG za využití vlnkové transformace a otestovat na signálech databáze CSE a následně tento algoritmus modifikovat na signály získané z izolovaných králičích srdci. Nakonec o dosažených výsledcích diskutovat.

Navržený algoritmus je velice závislý na správné detekci kmitu R, od něhož vychází detekce všech významných bodů. Pokud je tedy R kmit chybně detekován tato chyba může ovlivnit i výsledky celého rozměrování. Proto je kladena větší pozornost na tuto detekci a použito více rozhodovacích pravidel, které mají za úkol zpřesnit detekci a vytvořit tak robustnější algoritmus. Pro detekci samotných významných bodů algoritmus využíval vícero metod a přístupů jako např.: průchod nulou, sklon křivky, okna a jiné. Dále algoritmus kontroloval správnost určení samotných významných bodů a to pomocí porovnání s ostatními svody. Aby bylo možné algoritmus kvalitativně ohodnotit bylo nutné ho otestovat, pro tuto práci byla vybrána databáze CSE, k níž jsou známy i referenční hodnoty získané ručním rozměrováním odborníky z oboru kardiologie. Senzitivita algoritmu vyšla 99 % a algoritmy dnešní doby vykazují senzitivitu 99 % a vyšší. Z výsledku je také patrné, že pouze začátek komplexu QRS vykazuje velmi dobrých výsledku a poté ještě konec vlny P a T, kde ovšem byly vykazovány velké směrodatné odchylky. Špatné výsledky jsou způsobeny zejména nedostatečným filtrováním v úseku předzpracování a také ojedinělými velkými odchylkami od referenčních hodnot, kde při jedné detekované hodnotě o řád větší než je referenční hodnota dojde k velkému vychýlení průměru, který sloužil jako srovnávací hodnota s ostatními algoritmy.

Modifikace algoritmu na experimentální data získaná s izolovaných králičích srdcí se zpočátku zdála snadná, pouhé změnění vzorkovací frekvence z 500 Hz na 2000 Hz a úpravy používaných konstant. Nejprve bylo nutné upravit část algoritmu na vyhledávání prahu. K tomuto účelu bylo zkoušeno vícero přístupů, z nichž nakonec nejpřesnější se ukázalo ruční zadávání. Díky neznalosti referenčních hodnot nebylo možné objektivně vyhodnotit výsledky, proto výsledky pro část věnované experimentálním datům jsou vyhodnocovány pouze subjektivně. Dle subjektivního vyhodnocení tedy specifická detekce R kmitů byla přes 95% a relativně přesných výsledku dosahovalo rozměrování komplexů QRS a začátek vln P. U konce vln P a konce vln T měl největší podíl na chybovosti přítomný šum a více typů vzhledu těchto vln se kterými se nepočítalo.

I přes nepříliš dobré výsledky může být tato práce dobrým výchozím bodem pro práce zabývající se automatickým rozměrováním, nicméně je třeba se zaměřit na oblast předzpracování a znalost morfologie EKG.

Použitá literatura

- [1] ROZMAN, J, et al. Elektrické přístroje v lékařství. Praha: ACADEMIA, 2006. 406 s.
- [2] SILBERNAGL, S; DESPOPOULOS, A. Atlas fyziologie člověka. 3. české. Praha: Grada, 2006. 448 s.
- [3] HONZÍKOVÁ, N; HONZÍK, P. Biologie člověka. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2003.
- [4] KOLÁŘ, R. Lékařská diagnostická technika. Brno: FEKT Vysoké učení technické v Brně, 2006. 92 s.
- [5] MOZAFFARY, B; TINATI, M.A. ECG Baseline Wander Elimination using Wavelet Packets. World Academy of Science: Engineering and Technology [online]. 2005, č. 3, [cit. 2011-01-04]. Dostupný z: www.waset.org/journals/waset/v3/v3-4.pdf.
- [6] KAPLAN, D. T. Simultaneous QRS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions. Computers in Cardiology 1990 : Proceedings [online]. 1990, no., [cit. 2012-12-14]. Dostupný z: www.ieeexplore.ieee.org.
- [7] OGUZ, S. H; ASYALI, M. H. Wander elimination in ECG records. Biomedical Engineering Days, 1992., Proceedings of the 1992 International [online]. 18-20 Aug 1992, no., [cit. 2012-12-14]. Dostupný z: www.ieeexplore.ieee.org.
- [8] KÖHLER, B. - U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag* [online]. 2002, č. 21 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [9] PAHLM, O., L. SÖRNMO. Software QRS detection in ambulatory monitoring – A review. *Med. Biol. Eng. Comp.* [online]. 1984, č. 22 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: <http://link.springer.com>
- [10] MURTHY, I., G. D. PRASAD. Analysis of ECG from pole-zero models. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [online]. 1992, č. 39 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [11] VILA, J., Y. GANG, PRESEDO, M. FERNANDEZ-DELGADO a M. MALIK. A new approach for TU complex characterization. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [online]. 2000, č. 37 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [12] NYGARDS, M., L. SÖRNMO. Delineation of the QRS complex using the envelope of the ECG. *Med. Biol. Eng. Comput.* [online]. 1983, č. 21 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org

- [13] DE CHAZAL, P., B. CELLER. Automatic measurement of the QRS onset and offset in individual ECG leads. *IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* [online]. 1983, [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [14] DASKALOV, I. K., I. A. DOTSINSKY a I. I. CHRISTOV. Developments in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement and recording. *IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* [online]. 1998, č. 17 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [15] DASKALOV, I., I. CHRISTOV. Electrocardiogram signal preprocessing for automatic detection of QRS boundaries. *Med. Eng. Phys.* [online]. 1999, č. 21 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [16] DASKALOV, I. K. a I. I. CHRISTOV. Automatic detection of the electrocardiogram T-wave end. *Med. Biol. Eng. Comput.* [online]. 1999, č. 37 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [17] KEMMELINGS, J. G. C., A. C. LINNENBANK, S. L. C. MUILWIJK, A. SIPPENS- GROENEWEGEN, A. PEPPER a C. A. GRIMBERGEN. Automatic QRS onset and offset detection for body surface QRS integral mapping of ventricular tachycardia. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [online]. 1994, č. 41 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [18] LI, C., C. ZHENG, C. TAI a A. PEPPER. "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [online]. 1995, č. 42 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [19] SAHAMBI, J. S., S. TANDON, R. K. P. BHATT a A. PEPPER. Using wavelet transform for ECG characterization. *IEEE Eng. Med. Biol.* [online]. 1997, č. 16 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [20] BAHOURA, M., M. HASSANI, M. HUBIN a A. PEPPER. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis. *Comput. Meth. Programs Biomed.* [online]. 1997, č. 52 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [21] STRUMILLO, P. a PEPPER. Nested median filtering for detecting T-wave offset in ECGs. *Electron. Lett.* [online]. 2002, č. 38 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [22] SORIA-OLIVAS, E., M. MARTÍNEZ-SOBER, J. CALPE-MARAVILLA, J. F. GUERRERO- MARTÍNEZ, J. CHORRO-GASCÓ a J. ESPÍ-LÓPEZ. Application of adaptive signal processing for determining the limits of P and T waves in an ECG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* [online]. 1998, č. 45 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [23] VULLINGS, H., M. VERHAEGEN, H. VERBRUGGEN a J. CHORRO-GASCÓ. Automated ECG segmentation with dynamic time warping. *IEEE Eng. Med. Biol.* [online]. 1998, č. 20 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org

- [24] DOKUR, Z., T. OLMEZ, E. YAZGAN a O. ERSOY. Detection of ECG waveforms by neural networks. *Med. Eng. Phys.* [online]. 1997, č. 19 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [25] BYSTRICKY, W., A. SAFER a O. ERSOY. Modelling T-end in Holter ECG's by 2-layer perceptrons. *IEEE Computer Society Press* [online]. 2002, č. 29 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [26] CLAVIER, L., J.-M. BOUCHER, R. LEPAGE, J.-J BLANC a J.-C. CORNILY. Automatic P-wave analysis of patients prone to atrial fibrillation. *Med. Biol. Eng. Comp.* [online]. 2002, č. 40 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [27] ALVARADO, C. Automatic detection of ECG ventricular activity waves using continuous spline wavelet transform. *Electrical and Electronics Engineering* [online]. 2005, č. 2 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [28] CHOUHAN, V. S., S. S. MEHTA a N. S. LINGAYAT. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. *International Journal of Computer Science and Network Security*. 2008, č. 8
- [29] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2004, č. 51 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [30] MALLAT, S. a S. ZHONG. Characterization of signals from multiscale edge. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell*[online]. 1992, č. 14 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [31] SAHAMBI, J. S., S. TANDON a R. K. P. BHATT. Wavelet based ST-segment analysis. *Med. Biol. Eng. Comput.*[online]. 1998, č. 36 [cit. 2012-12-14]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org
- [32] VALENTIN J, HOFFMANN P, CLERCK FD, HAMMOND T, HONDEGHEM L: Review of the predictive value of the Langendorff heart model (screenit system) in assessing the proarrhythmic potential of drugs. *J Pharmacol Toxicol Methods* 49: 171-181, 2004.
- [33] NOVAKOVA M, BARDONOVA J, PROVAZNIK I, TABORSKA E, BOCHORAKOVA H, PAULOVA H, HORKY D: Effects of voltage sensitive dye di-4-ANEPPS on guinea pig and rabbit myocardium. *Gen Physiol Biophys* 27: 45-54, 2008.
- [34] NOVAKOVA M: Effects of sigma receptor ligand BD737 in rat isolated hearts. *Scripta Med* 80: 255-262, 2007.

- [35] WALL T, DALTONA J, WOLFEE M, HIGDONA N, CLARKA M, GAUVINA D, BAIRDA T: Effects of cisapride, sotalol and haloperidol in a Langendorff assay and comparison to herg, purkinje fiber and in vivo telemetry assays. *J Pharmacol Toxicol Methods* 56: 1741-1754, 2007.
- [36] HWANG GS, HAYASHI H, TANG L, OGAWA M, HERNANDEZ H, TAN A, LI H, KARAGUEUZIAN H, WEISS J, LIN SF, CHEN PS: Intracellular calcium and vulnerability to fibrillation and defibrillation in Langendorff-perfused rabbit ventricles. *Circulation* 114: 2595-2603, 2006.
- [37] QIAN YW, SUNG R, LIN SF, PROVINCE R, CLUSIN W: Spatial heterogeneity of action potential alternans during global ischemia in the rabbit heart. *Am J Physiol* 285: H2722-2733, 2003.
- [38] BARDONOVA J, PROVAZNIK I, NOVAKOVA M, SEKORA J, SVRCEK M: Statistical analysis in complex-valued wavelet analysis of voltage-sensitive dye mapping. *Comput Cardiol* 34: 101-104, 2007.
- [39] BARDONOVA J, PROVAZNIK I, NOVAKOVA M, NOGOVA K, SEKORA J: New recording setup for ratiometric recording of action potentials by optical means. *Comput Cardiol* 35: 1085-1088, 2008.
- [40] FIALOVA K, KOLAROVA J, PROVAZNIK I, NOVAKOVA M: Model of preconditioning in guinea pig and rabbit isolated hearts loaded with voltage-sensitive dye di-4-ANEPPS. *Comput Cardiol* 36: 529-532, 2009.
- [41] NYGREN A, KONDO C, CLARK R, GILES W: Voltage-sensitive dye mapping in Langendorff perfused rat hearts. *Am J Physiol* 284: H892-H902, 2003.
- [42] NYGREN A, BACZKO I, GILES W: Measurements of electrophysiological effects of components of acute ischemia in Langendorff-perfused rat hearts using voltagesensitive dye mapping. *J Cardiovasc Electrophysiol* 17: S113- S123, 2006.
- [43] BAUER S, FRUHNER S, ROMERO I, ENGEL H, BAR M: Propagation of electrical excitation in isolated rabbit hearts: Influence of stimulation protocol and spatial coupling. *Comput Cardiol* 35: 299-302, 2008
- [44] PROVAZNIK I, NOVAKOVA M, VESELÝ Z, BLAHA M, CHMELAR M: Electro-optical recording system for myocardial ischemia studies in animal experiments. *Comput Cardiol* 30: 573-576, 2003.
- [45] PITRUZZELLO A, KRASSOWSKA W, IDRIS S: Spatial heterogeneity of the restitution portrait in rabbit epicardium. *Am J Physiol* 292: H1568-H1578, 2007.
- [46] LAURITA K, SINGAL A: Mapping action potentials and calcium transients simultaneously from the intact heart. *Am J Physiol* 280: H2053-H2060, 2001.
- [47] MILLS W, MAL N, FORUDI F, POPOVIC Z, PENN M, LAURITA K: Optical mapping of late myocardial infarction in rats. *Am J Physiol* 290: H1298-H1306, 2006.

- [48] SALAMA G, CHOI B, AZOUR G, LAVASANI M, TUMBEV V, SALZBERG B, PATRICK M, ERNST L, WAGGONER A: Properties of new, long-wavelength, voltage-sensitive dyes in the heart. *J Membr Biol* 208: 125-140, 2005.
- [49] SALAMA G, LOMBARDI R, ELSON J: Maps of optical action potential and NADH fluorescence in intact working hearts. *Am J Physiol* 252: H384-H394, 1987.
- [50] LOEW L, COHEN L, SALZBERG B, OBAID A, BEZANILLA F: Charge-shift probes of membrane potential. Characterization of aminostyrylpyridinium dyes on the squid giant axon. *Biophys J* 47: 71-77, 1985.
- [51] LOEW L, BONNEVILLE GW, SUROW J: Charge shift probes of membrane potential. Theory. *Biochemistry* 17: 4065- 4071, 1978.
- [52] FLUHLER E, BURNHAM V, LOEW L: Spectra, membrane binding, and potentiometric responses of new charge shift probes. *Biochemistry* 24: 5749-5755, 1985.
- [53] ROHDE G, DAWANT B, LIN S: Correction of motion artifact in cardiac optical mapping using image registration. *IEEE Trans Biomed Engn* 52: 338-341, 2005.
- [54] BULLEN A, SAGGAU P: High-speed, random-access fluorescence microscopy: II. Fast quantitative measurements with voltage-sensitive dyes. *Biophys J* 76: 2272-2287, 1999.
- [55] HIMEL H, KNISLEY S: Imaging of cardiac movement using ratiometric and nonratiometric optical mapping: effects of ischemia and 2, 3-butaneodione monoxime. *IEEE Trans Med Imaging* 25: 122-127, 2006.
- [56] KNISLEY SB, JUSTICE RK, KONG W, JOHNSON PL: Ratiometry of transmembrane voltage-sensitive fluorescent dye emission in hearts. *Am J Physiol* 279: H1421-H1433, 2000.
- [57] TAI D, CALDWELL B, LEGRICE I, HOOKS D, PULLAN A, SMAILL B: Correction of motion artifact in transmembrane voltage-sensitive fluorescent dye emission in hearts. *Am J Physiol* 287: H985-H993, 2004.
- [58] GROSS E, BEDLACK RS, LOEW LM: Dual-wavelength ratiometric fluorescence measurement of the membrane dipole potential. *Biophys J* 67: 208-216, 1994.
- [59] EFIMOV I, HUANG D, RENDT J, SALAMA G: Optical mapping of repolarization and refractoriness from intact hearts. *Circulation* 90: 1469-1480, 1994.
- [60] KOLÁŘOVÁ, J.; FIALOVÁ, K.; JANOUŠEK, O.; NOVÁKOVÁ, M.; PROVAZNÍK, I. Experimental methods for simultaneous measurement of action potentials and electrograms in isolated heart. *Physiological Research*, 2010, roč. 59, č. Suppl 1,s. S71 (S80 s.)ISSN: 0862- 8408.

- [61] BAŠTECKÝ, Jan, Jiří KVASNIČKA a Vlasta WASYLIWOVÁ. *Atlas EKG křivek pro studující lékařství*. 1/1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1989, 122 s.
- [62] KHAN, M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2005, 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [63] SOVA, Josef. *EKG a jiné grafické metody v kardiologické praxi*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1975, 303 s.

Přílohy

A. Seznam souborů na přiloženém CD

Adresář CD:\

- Soubor *Adam_Hanyelka_DP.pdf* - elektronická verze diplomové práce
- Adresář CSE_MO1_03
- Adresář Experimentální_data
- Adresář Program

Adresář CD:\CSE_MO1_03

- Soubory *MO1_001_03* až *MO1_125_03* - třísvodová databáze CSE

Adresář CD:\Experimentální_data

- Soubory *usek1* až *usek7* - experimentální data získaná z izolovaných králíčích srdcí

Adresář CD:\Program

- Soubor *zacatekQRS* - algoritmus pro vyhledávání začátků komplexu QRS
- Soubor *zacatek_P* - algoritmus pro vyhledávání začátků vlny P
- Soubor *upravaQRS* - algoritmus pro odstranění komplexů QRS
- Soubor *S* - algoritmus pro vyhledávání kmitu S
- Soubor *Q* - algoritmus pro vyhledávání kmitu Q
- Soubor *poloha_T* - algoritmus pro vyhledávání polohy vlny T
- Soubor *poloha_P* - algoritmus pro vyhledávání polohy vlny P
- Soubor *Pocatek* - algoritmus pro rozměření signálu EKG
- Soubor *konecQRS* - algoritmus pro vyhledávání konce komplexů QRS
- Soubor *konec_T* - algoritmus pro vyhledávání konce vlny T
- Soubor *konec_P* - algoritmus pro vyhledávání konce vlny P

B. Seznam zkratek a symbolů

CSE	standardní databáze signálu EKG (z angl. Common Standards for quantitative Electrocardiography)
EKG	Elektrokardiograf
2_{SCSE}	měkké kritérium databáze CSE
MAP	monofazický akční potenciál
IM	infarkt myokardu
m	průměrná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi
s	směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi
WT	vlnková transformace (z angl. Wavelet Transform)
$\psi(t)$	mateřská vlnka
EG	elektrogram