

Západočeská univerzita v Plzni  
Fakulta aplikovaných věd  
Katedra informatiky a výpočetní techniky

## **Bakalářská práce**

# **Analýza EKG signálu**

Místo této strany bude  
zadání práce.

# Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 28. června 2017

Denisa Tarantíková

# Poděkování

Děkuji Ing. Pavlu Mautnerovi, PhD. za pomoc, cenné rady a ochotu při vedení mé bakalářské práce. Chtěla bych touto cestou poděkovat také své rodině za trpělivost a svým přátelům za psychickou podporu a pomoc, kterou mi poskytli během zpracování práce.

## Abstract

The thesis deals with the ECG signal processing that results in a detection of the abnormal parameters of the ECG components (waves or segments). The processing consists of the noise filtration using IIR filters and signal transformation utilizing the methods based on the difference computation and the moving average. Important points of the signal were detected by the thresholding. Using the position of the points, the parameters of the ECG components (such as amplitude or duration) were computed. These parameters were compared with the abnormal ECG parameters. The proposed technique was applied at 50 recordings. There were correctly detected 99,37% of the QRS complex peak locations and more than 90% of the other wave peaks. The success of the wave boundaries detection reached only 59-76%. The algorithm was implemented in the GUI application that displays the detected points in the signal and the analysis results.

## Abstrakt

Tato práce řeší postup při zpracování EKG signálu vedoucí k detekci abnormálních parametrů komponent EKG, tj. vln, kmitů či segmentů. V řešení byla provedena filtrace šumu za použití IIR filtrů. Dále byl signál transformován metodami založenými na výpočtu diferencí a filtraci klouzavým průměrem, pomocí prahování pak byly detekovány významné body signálu. Z polohy těchto bodů byly vypočteny parametry komponent signálu (amplituda, doba trvání, odchylka od izolinie), které byly porovnány s abnormálními hodnotami EKG. Navrženým postupem byla v 50 záznamech správně detekována poloha 99,37% QRS komplexů a přes 90% vrcholů ostatních vln, nalezení hraničních bodů však dosáhlo úspěšnosti jen 59-76%. Algoritmus byl realizován v aplikaci s GUI, jež v signálu zobrazí detekované body a výsledky analýzy.

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Elektrokardiografie</b>	<b>2</b>
2.1	Elektrické jevy v srdci . . . . .	2
2.2	Způsob měření EKG . . . . .	3
2.3	Popis EKG signálu . . . . .	5
2.4	Srdeční arytmie a abnormality v signálu . . . . .	7
<b>3</b>	<b>Postup při zpracování EKG</b>	<b>9</b>
3.1	Potlačení rušení signálu . . . . .	9
3.2	Detekce významných bodů . . . . .	12
3.3	Zjištění vlastností komponent EKG . . . . .	14
<b>4</b>	<b>Aplikace</b>	<b>16</b>
4.1	Filtrace . . . . .	16
4.2	Detekce QRS . . . . .	20
4.3	Rozměření komponent signálu . . . . .	22
4.3.1	Rozměření QRS . . . . .	23
4.3.2	Detekce a vymezení vln . . . . .	25
4.4	Vlastnosti komponent EKG a vyhodnocení analýzy . . . . .	29
<b>5</b>	<b>Testování</b>	<b>31</b>
<b>6</b>	<b>Dosažené výsledky</b>	<b>32</b>
<b>7</b>	<b>Závěr</b>	<b>36</b>
	<b>Seznam použitých zkratek</b>	<b>37</b>
	<b>Literatura</b>	<b>38</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>39</b>

# 1 Úvod

Elektrokardiografie, zkráceně EKG, je základní metodou pro vyšetření srdeční aktivity. Posouzení, zda je aktivita srdce normální, či zda dochází k poruchám, se provádí na základě analýzy elektrokardiogramu, křivky, jež vznikla záznamem časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou. Klíčovými informacemi pro vyhodnocení srdeční aktivity, které se zkoumáním zaznamenaného signálu získají, jsou výšky vln a kmitů, doba trvání intervalů mezi nimi nebo jejich odchylka od nulové izoliny. Tyto poznatky mohou následně pomoci detekovat potenciální srdeční arytmie.

Cílem této práce je popsat princip měření srdeční činnosti a zpracování elektrokardiografického signálu a navrhnout postup při analýze signálu vedoucí k detekci případných abnormalit. Součástí práce bude i zpracování signálu do podoby vhodné k jeho analýze, které bude zahrnovat filtraci šumu a transformaci signálu sloužící ke snazšímu objevení významných bodů. Pomocí těchto bodů budou rozměřeny důležité úseky křivky, jako jsou začátky a konce jednotlivých komponent či umístění vrcholů vln. Díky rozměření mohou být vypočteny amplitudy vln a kmitů, doby trvání intervalů a jiné užitečné hodnoty pro vyhodnocení srdeční aktivity. Výsledky nakonec budou porovnány s hodnotami normálního (zdravého), případně abnormálního srdečního rytmu, a tím budou nalezeny potenciální abnormality.

Výstupem práce bude aplikace, která zpracuje soubor s naměřeným EKG signálem a zobrazí výsledky analýzy. Program bude realizován tak, aby mohl v budoucnu snadno rozšířit aplikaci pro základní analýzu lidského těla a sběr souvisejících dat Exercise and Wellness Health Strategy Framework vyvíjenou na Katedře informatiky a výpočetní techniky Fakulty aplikovaných věd na Západočeské univerzitě v Plzni. Předpokládá se její použití v rámci akcí pro veřejnost pořádaných univerzitou či fakultou, jako jsou např. Dny vědy a techniky Západočeské univerzity v Plzni nebo Den otevřených dveří Fakulty aplikovaných věd.

## 2 Elektrokardiografie

Srdce, orgán zajišťující přenos živin a dýchacích plynů, je nepostradatelnou částí lidského těla. Pomocí rytmických kontrakcí vyvolaných slabými elektrickými impulsy pumpuje do těla krev obsahující důležité látky. Každou kontrakci lze změřit jako elektrickou změnu (depolarizaci) přiložením elektrod na kůži. Časová změna elektrického potenciálu se zobrazuje pomocí křivky, tzv. elektrokardiogramu.

Díky EKG lze posoudit, zda je aktivita srdce normální, či zda dochází k poruchám. EKG odhaluje srdeční arytmii, která je příznakem řady chorob, a proto je považována za klíčovou součást diagnostiky a léčby pacientů. Jelikož jsou onemocnění srdce jednou z nejčastějších příčin úmrtí v Evropě, měl by záznam i samotná analýza EKG být co nejpřesnější, aby byla včas nalezena případná porucha.

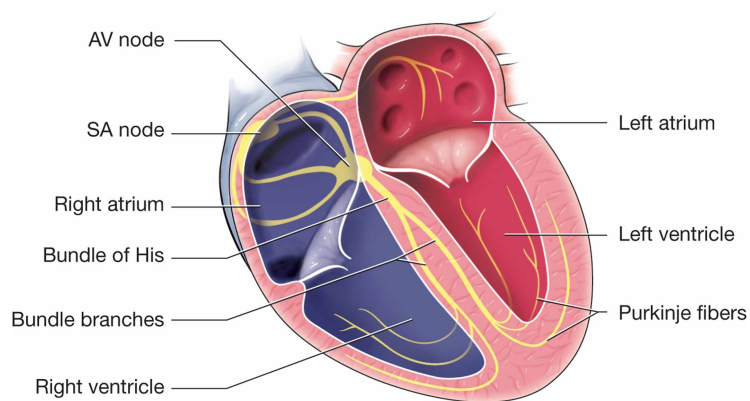
### 2.1 Elektrické jevy v srdci

Srdce je svalový orgán kuželovitého tvaru. Rozděluje se na čtyři části - 2 síně a 2 komory, nicméně z hlediska elektrické aktivace je lze dělit do dvou oddílů, jelikož obě síně i obě komory pracují společně. Svalové buňky v srdeční stěně (myokardu) vyvíjejí mechanickou aktivitu, která je spuštěna elektrickým impulsem, čímž začíná srdeční cyklus.

Impuls za normálních okolností vzniká v pravé síni v oblasti zvané sinoatriální (SA) uzel, čímž určuje (v tomto případě sinusový) srdeční rytmus. Šíří se pomocí síňových svalových vláken do atrioventrikulárního (AV) uzlu umístěného vespod pravé síně. Odtud vzruch postupuje Hisovým svazkem - specializovanou vodivou tkání, vedoucí do jinak nevodivé vazivové přepážky mezi komorami (tzv. mezikomorového septa). Hisův svazek se rozděluje na dvě raménka, každým z nich se vzruch šíří do svaloviny jedné ze srdečních komor a dále do sítě vodivých Purkyňových vláken. Celý tento proces se nazývá převodní systém srdce a je znázorněn na obrázku 2.1).[7]

Srdeční cyklus tvoří dvě hlavní fáze - systola (stah svaloviny), což je z elektrického pohledu depolarizace, a diastola (uvolnění), která odpovídá repolarizaci. Počáteční fází cyklu je depolarizace vyznačující se prudkou změnou membránového potenciálu (tj. elektrického potenciálu vnitřní strany buněčné membrány), kdy během přibližně 1 milisekundy vzroste z  $-90$  mV na  $20$  mV. Tato prudká změna způsobí depolarizaci okolních buněk, a zajistí tak přenos vzruchu srdeční stěnou. K repolarizaci, tedy k uvolnění svalů a snížení



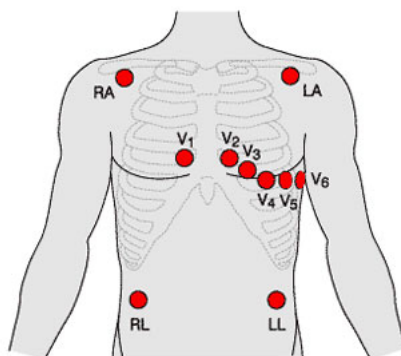


Obrázek 2.1: Převodní systém srdce<sup>1</sup>

potenciálu do klidového stavu, dochází ihned po depolarizaci buněk. Dráha šíření potenciálu vytváří charakteristické vlny a kmity, jež odpovídají určité fázi srdečního cyklu.[7]

## 2.2 Způsob měření EKG

Elektrická aktivita srdce se měří na povrchu těla pomocí elektrod vhodným způsobem rozmístěných na kůži. Počet elektrod připojených k povrchu těla závisí na typu informace, kterou chceme snímáním získat. Pro studium srdečního rytmu postačí 3 elektrody, kdežto ke zkoumání morfologie vln se běžně používá systém 10 elektrod.

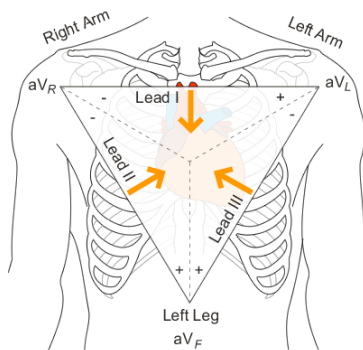


Obrázek 2.2: Standardní rozmístění elektrod<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Biology-forums.com [online]. [cit. 30.11.2015]. Dostupné na: [http://biology-forums.com/gallery/medium\\_13\\_01\\_09\\_13\\_1\\_50\\_42\\_13268138.jpeg](http://biology-forums.com/gallery/medium_13_01_09_13_1_50_42_13268138.jpeg)

Rozdíl napětí mezi dvěma elektrodami se označuje jako svod. Záznam EKG se pořizuje ve většině případů více svody - unipolárními nebo bipolárními. Unipolární svod zaznamenává kolísání napětí jedné elektrody ve vztahu k referenční elektrodě umístěné tak, aby napětí bylo v průběhu cyklu téměř konstantní. Bipolární svod naopak měří rozdíl napětí mezi dvěma elektrodami. Nejběžnějším systémem svodů je tzv. dvanáctisvodové EKG.[7]

Dvanáctisvodové EKG používá systém 10 elektrod rozmístěných po těle na standardizovaných pozicích (viz obrázek 2.2). Záznam je snímán 3 typy svodů. Do jednoho z typů se řadí 3 bipolární končetinové svody značené I, II a III, jejichž hodnoty vzniknou z rozdílu napětí mezi levou a pravou paží (I), levou dolní končetinou a pravou paží (II) a mezi levou dolní končetinou a levou paží (III). Každé dva svody jsou odděleny úhlem 60°, lze si je tudíž představit jako vrcholy rovnostranného trojúhelníku se srdcem uprostřed (tzv. Einthovenův trojúhelník - viz obrázek 2.2).[7]



Obrázek 2.3: Einthovenův trojúhelník<sup>3</sup>

12svodový systém dále zahrnuje 3 unipolární zesílené svody: aVR, který vyplňuje mezeru mezi svody I a II (úhel 60° rozděluje na dva 30stupňové), aVF umístěným mezi svody II a III a aVL nacházejícím se uprostřed svodů III a I. Unipolární zesílené svody používají stejné elektrody jako bipolární končetinové svody, ale jsou definovány jako rozdíl mezi jedním vrcholem trojúhelníku a průměrem dvou zbývajících. Tento průměr slouží jako referenční elektroda unipolárnímu svodu.[7]

Posledním typem je 6 unipolárních hrudních svodů (V1 - V6) umístěných na levé straně hrudi. Umožňují detailnější záznam srdeční aktivity než končetinové svody. Roli referenční elektrody zde hraje tzv. Wilsonova centrální

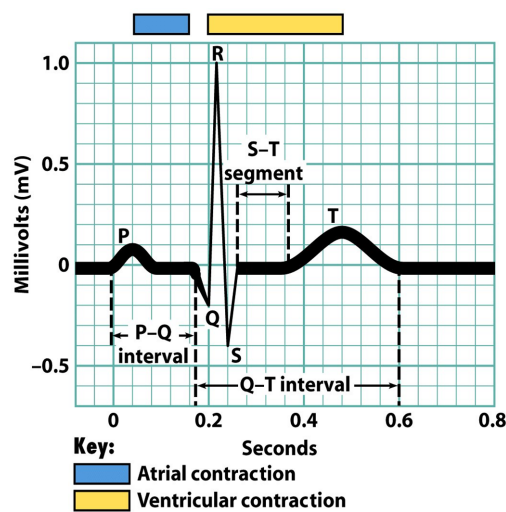
<sup>2</sup>[online]. [cit. 22.6.2017]. Dostupné na: <https://s-media-cache-ak0.pinimg.com/originals/c4/db/2f/c4db2f5c541f104cd160c7141bc4ec87.jpg>

<sup>3</sup>The University of Nottingham [online]. [cit. 2.12.2015]. Dostupné na: [http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/images/bipolar\\_triangle02.gif](http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/images/bipolar_triangle02.gif)

svorka definovaná jako průměr napětí všech tří bipolárních končetinových svodů.[7]

## 2.3 Popis EKG signálu

Na záznamu EKG se zpravidla rozlišuje několik typických prvků - vlny a kmity, mezi nimiž se vyskytují segmenty, kdy je křivka na úrovni izoelektrické linie (viz obrázek 2.4).



Obrázek 2.4: Křivka EKG<sup>4</sup>

První z charakteristických úseků křivky je vlna P, jež je projevem kontrakce síní. Začíná pozitivní výchylkou z izolinie a její konec lze nalézt tam, kde se k izolinii opět vrátí. Trvá obvykle méně než 120 ms (podle [1] méně než 110 ms) a nepřekračuje hodnotu 0,3 mV (podle [1] se amplituda pohybuje mezi 0,05 - 0,25 mV).

Po vlně P následuje nejvýraznější prvek křivky - komplex QRS obvyčejně složený ze tří kmitů: prvního negativního Q, pozitivního R a druhého negativního kmitu S. Kmit R bývá nejvýraznější a nejsnadněji detekovatelný, zatímco kmit Q by měl být menší než čtvrtina výchylky R. S komplexem QRS je spojena depolarizace komor. Doba trvání celého komplexu se pohybuje v rozmezí 70 - 110 ms a jeho amplituda bývá větší než 1 mV, někdy může dosáhnout i 2 - 3 mV.

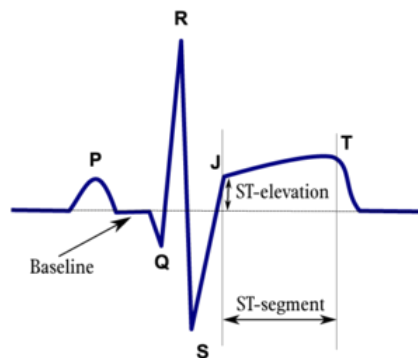
Část křivky od počátku vlny P do počátku kmitu Q se nazývá interval PQ (někdy se pro zachování konzistence značí jako PR, protože kmit Q může

<sup>4</sup>Studyblue.com [online]. [cit. 30.11.2015]. Dostupné na: <https://classconnection.s3.amazonaws.com/704/flashcards/586704/png/ekg1310602526296.png>

v některých signálech chybět), kdy v srdci dochází k převodu vzruchu z SA uzlu do myokardu komor. Tento interval trvá asi 120 - 200 ms.

Pozitivní vlna T následující po komplexu QRS je projevem repolarizace komorového myokardu. Má zaoblený tvar, který postupně přechází zpět do nulové izolinie. Trvá přibližně 100 - 250 ms a její amplituda bývá menší než 0,5 mV.

Mezi koncem kmitu S (tzv. bod J - z angl. „junction“, viz obrázek 2.5) a počátkem vlny T je křivka po dobu asi 300 ms v úrovni izoelektrické linie, tento úsek se nazývá ST segment. Jeho výchylka od izolinie, která může být vůči izolinii pozitivní i negativní, je často užitečnou informací pro vyhodnocení činnosti srdce. Měří se v bodě následujícím 40 milisekund po bodu J.



Obrázek 2.5: Bod J<sup>5</sup>

Od začátku kmitu Q po konec vlny T se hovoří o tzv. intervalu QT představujícím depolarizaci a repolarizaci komor. Jeho délka závisí na srdeční frekvenci, ale měla by být kratší než polovina trvání RR intervalu (viz dále). Po vlně T lze někdy na záznamu objevit i vlnu U, většinou malou pozitivní vlnu, jejíž původ není zcela jasný.

Základním kamenem analýzy EKG je tzv. interval RR, který se měří mezi dvěma po sobě následujícími kmity R a podle něhož se určuje variabilita srdeční tepové frekvence a rozeznávají různé druhy srdečních arytmií. Doba jeho trvání u zdravého srdce se pohybuje v rozmezí 600 - 1000 ms v závislosti na tepové frekvenci.[7][1]

<sup>5</sup>ECGpedia.org [online]. [cit. 22.6.2017]. Dostupné na: [http://en.ecgpedia.org/images/thumb/a/a7/Stelevation\\_en.png/300px-Stelevation\\_en.png](http://en.ecgpedia.org/images/thumb/a/a7/Stelevation_en.png/300px-Stelevation_en.png)

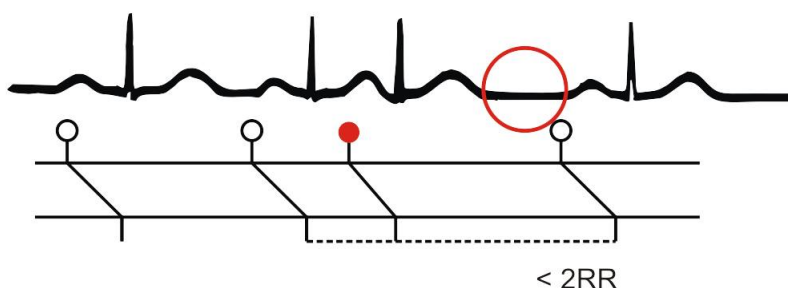
## 2.4 Srdeční arytmie a abnormality v signálu

Srdeční rytmus je určen elektrickými vzruchy vznikajícími v SA uzlu a v klidovém stavu pacienta se pohybuje okolo 60 - 100 tepů za minutu. Odchylka od normálního sinusového rytmu se nazývá arytmie. Srdeční rytmus je posuzován podle svodu, který nejlépe zobrazuje vlnu P, jež je projevem kontrakce síní, obvykle to bývá svod II nebo V1.

Abnormální rytmy lze klasifikovat podle frekvence srdečního tepu na bradykardie (pomalé, obvykle méně než 60 tepů za minutu) a tachykardie (rychlé, více než 100 tepů za minutu) nebo podle původu svého vzniku na atriální (vznikající ve svalovině komor) a ventrikulární (vznikající v síňové oblasti). Dále se dělí na extrasystoly (předčasné stahy) a fibrilace (nahodilá aktivace síní nebo komor). Arytmie, která náhle začne a náhle skončí, se nazývá paroxysmální, opakem je persistentní (permanentní) arytmie.

Nachází-li se pacient v klidovém stavu, měl by být rytmus víceméně pravidelný. Avšak i bez zátěže a vlivu stresu se v normálním srdečním rytmu vyskytuje určitá variabilita způsobená dýcháním, krevním tlakem a teplotou. Pokud je tato variabilita příliš nízká, může být spojena s různými abnormalitami. Typ sinusového rytmu, ve kterém se projevují fáze dýchání, se nazývá respirační sinusová arytmie. Při nádechu frekvence tepů zpravidla stoupá, tím se zkracují RR intervaly, při výdechu klesá a RR intervaly se prodlužují.

Arytmii může způsobovat fakt, že elektrický impuls vznikne jinde než v SA uzlu. Abnormální rytmus může pocházet ze tří různých míst - z AV uzlu (tzv. junkční rytmus), ze svaloviny síní nebo ze svaloviny komor. Sinusový, síňový a junkční rytmus patří mezi tzv. „supraventrikulární“ rytmy, jejichž depolarizační vlna se šíří normálním způsobem přes Hisův svazek. U těchto rytmů má tudíž komplex QRS stejnou (normální) podobu na rozdíl od komorových rytmů, kdy je komplex QRS široký (abnormální), jelikož se depolarizační vlna v komorách šíří Purkyňovými vlákny, tedy pomalejší cestou.[7]



Obrázek 2.6: Neúplná kompenzační pauza

Tabulka 2.1: Abnormální parametry komponent v EKG [1]

<b>Komponenta</b>	<b>Abnormální parametry</b>
P vlna	chybí, je převrácená, špičatá nebo vyšší než 0,25 mV
PQ interval	kratší než 0,12 s nebo delší než 0,2 s
Q vlna	delší než 0,04 s, amplituda dosahuje alespoň 1/4 amplitudy kmitu R
QRS komplex	doba trvání je delší než 0,11 s
QT interval	doba trvání je alespoň polovina trvání RR intervalu
ST segment	odchylka od izolinie je větší než 0,05 mV
T vlna	špičatá, převrácená, plochá, široká nebo dvoufázová, vyšší než 0,5 mV

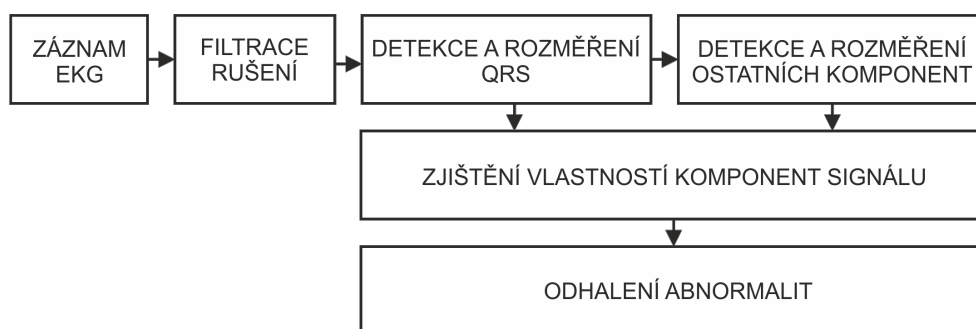
Pokud původce posílá vzruch přerušovaně, dochází k předčasným stahům (extrasystolám). U síňové extrasystoly se na křivce EKG vlna P objeví dříve a má abnormální tvar, poté následuje normální komplex QRS. Po síňové extrasystole dochází k tzv. neúplné kompenzační pauze. To znamená, že součet délky intervalu před extrasystolou a délky extrasystolického stahu včetně pauzy je kratší než 2 normální RR intervaly (viz obrázek 2.6). Komorová (atriální) extrasystola má oproti síňové úplnou kompenzační pauzu. Součet délky intervalu před extrasystolou a délky extrasystolického stahu včetně pauzy se přibližně rovná 2 normálním RR intervalům. Komplex QRS trvá déle než 0,11 s, vlna T směřuje opačně než hlavní výchylka komplexu QRS a vlna P často nebývá patrná.[4]

Srdeční poruchy mohou značně ovlivnit parametry jednotlivých komponent v EKG signálu, a to jak dobu trvání či amplitudu vln, tak jejich morfolonii. Přehled abnormálních parametrů významných úseků signálu zobrazuje tabulka 2.1.

# 3 Postup při zpracování EKG

Zpracování a analýza signálu se skládá z několika kroků (viz obrázek 3.1). Nejprve se v naměřeném záznamu potlačí nežádoucí složky (rušení), které by mohly negativně ovlivnit analýzu signálu. Následuje detekce komplexů QRS jakožto nejvýraznějších prvků v signálu, poté detekce ostatních vln a jejich rozměření, tj. určení počátků a konců. Následně se u jednotlivých komponent signálu (vlny, kmity, segmenty) zjistí jejich vlastnosti, jako je např. délka trvání nebo výška amplitudy. Posledním krokem bude srovnání těchto vlastností s hodnotami normálního (zdravého) EKG, nebo naopak s hodnotami abnormálního EKG, sloužící k odhalení případných abnormalit.[3] [7]

V některých případech se dále postupuje klasifikací zanalyzovaných signálů do tříd podle různých abnormalit, to však vyžaduje náročnější zkoumání morfologie vln a znalosti kardiologie, což je nad rámec této práce.



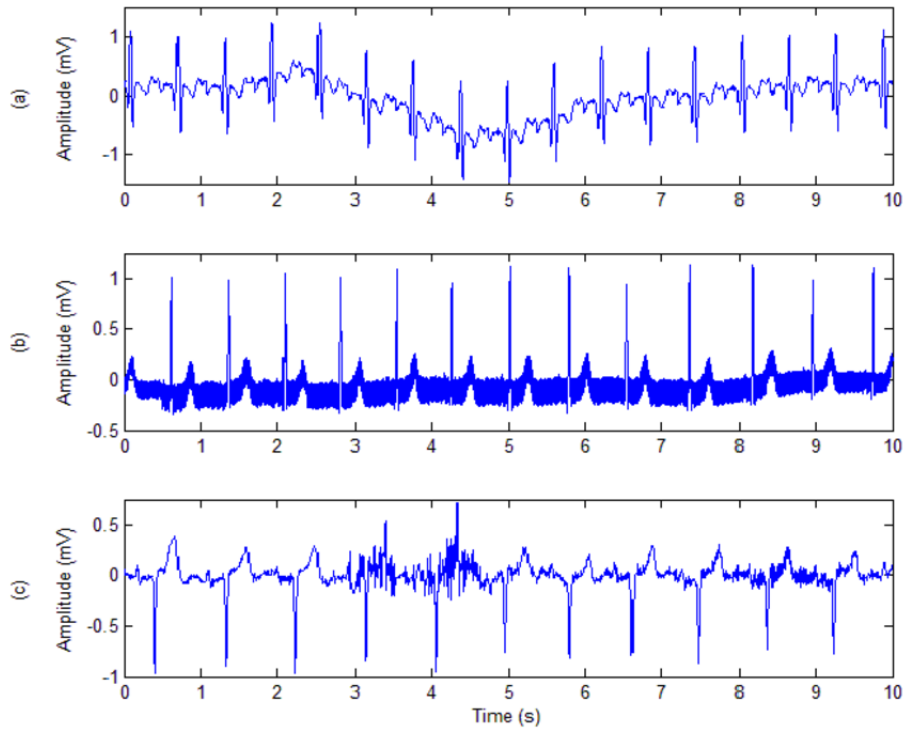
Obrázek 3.1: Postup při analýze EKG

## 3.1 Potlačení rušení signálu

Při záznamu EKG dochází k různým druhům rušení, která mohou být jak technického, tak fyziologického původu. Tato rušení snižují kvalitu signálu, a proto je nutné je před samotnou analýzou EKG odstranit. Protože se rušení a užitečný signál překrývají, nalezení ideálního algoritmu k odstranění rušení, aniž by byl naměřený EKG signál jakkoliv deformován, není možné. Volbou vhodného způsobu filtrace však lze zkreslení snížit tak, aby signál stále nesl svou diagnostickou informaci.

Mezi nejčastější typy rušení patří kolísání nulové izolinie, síťové rušení a rušení myopotenciály (tj. svalovou činností člověka), příklady těchto ru-

šení lze vidět na obrázku 3.2. První dvě rušení se řadí mezi úzkopásmová, na rozdíl od rušení myopotenciály, které je širokopásmové. Širokopásmová rušení mají velký vliv na přijatý EKG signál, a proto se špatně odstraňují. Vzhledem k použití výsledné aplikace, kdy budou osoby měřeny v klidovém stavu, se práce nebude věnovat filtraci posledního zmiňovaného rušení.



Obrázek 3.2: Různé typy rušení: a) drift, b) síťové rušení (50 Hz), c) rušení myopotenciály<sup>2</sup>

Kolísání nulové izolinie (neboli drift) může způsobovat špatný kontakt elektrody s kůží, dýchání či pomalé pohyby měřené osoby. Drift znemožňuje výpočet izoelektrické linie (ve které se nachází např. ST segment), protože není jasně daná. Frekvence rušení bývá při měření v klidovém stavu nižší než 0,5 Hz, ale vlivem pohybů se může zvýšit.[7]

K utlumení driftu se používají různé techniky filtrace. Filtrací je myšleno potlačení nežádoucího signálu a ponechání toho užitečného v nejlepší možné kvalitě. Mezi hlavní filtrační techniky používané k odstranění kolísání

<sup>2</sup>Ana Cecilia Vinzio Maggio et al. (2012). Quantification of Ventricular Repolarization Dispersion Using Digital Processing of the Surface ECG, *Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis*, InTech, DOI: 10.5772/23050 [online]. [cit. 22.6.2017]. Dostupné na: [https://www.researchgate.net/publication/221923119\\_Quantification\\_of\\_Ventricular\\_Repolarization\\_Dispersion\\_Using\\_Digital\\_Processing\\_of\\_the\\_Surface\\_ECG](https://www.researchgate.net/publication/221923119_Quantification_of_Ventricular_Repolarization_Dispersion_Using_Digital_Processing_of_the_Surface_ECG)



mulové izolínie se řadí lineární číslicová filtrace a interpolace. Číslicové filtry lze dále rozdělit na filtry s nekonečnou impulsní odezvou (IIR - Infinite Impulse Response) a s konečnou impulsní odezvou (FIR - Finite Impulse Response). Další metodou používanou v současnosti je například také vlnková transformace nebo adaptivní filtrace.[5]

Výhoda IIR filtrů spočívá v jednoduché realizaci a nízkých výpočetních nárocích, ovšem za cenu možné nestability a kumulaci zaokrouhlovacích chyb. Tyto nevýhody se dají potlačit pomocí techniky dopředně-zpětného filtrování (forward-backward filtering), ale při vysokých vzorkovacích frekvencích je tato metoda velmi náročná a nad 1000 Hz se stává filtr nestabilní [7]. FIR filtry jsou oproti IIR filtrům stabilní díky své lineární fázové charakteristice, nicméně výpočetně jsou mnohem náročnější. Metoda interpolace zavádí do signálu vysoké zkreslení, které lze o něco snížit použitím kubického splajnu, ovšem další nevýhodou této techniky je nutnost předem znát přesnou polohu bodů P a Q v signálu, což může být problém při náhlých změnách driftu.[5]

V případě digitálních filtrů se nejčastěji k potlačení driftu používá filtr typu horní propust (nepropouští nízkofrekvenční signál). Během návrhu filtru je tedy nutné si zvolit vhodnou hraniční frekvenci, která se bude filtrovat. Tepová frekvence nabývá nejnižších hodnot při bradykardii (40 tepů za minutu), z toho vyplývá, že nejnižší možná frekvence v EKG se přibližně rovná 0,67 Hz. Protože srdeční tep není úplně pravidelný, volí se o něco nižší hranice 0,5 Hz. Signál pod touto hranicí se potlačí.[7]

Síťové rušení (neboli brum) je dalším častým zdrojem rušení biosignálů. Vzniká kvůli elektromagnetické indukci v elektrovodné síti způsobené připojenými přístroji, a tak se mu dá částečně předejít vhodným výběrem místa, kde se bude EKG měřit. Brum charakterizuje frekvence pohybující se okolo 50 Hz (v rámci Evropy) nebo 60 Hz (v USA).[7]

Tento typ rušení se potlačuje relativně snadno lineárním filtrem typu pásmová zádrž, což je filtr nepropouštějící signál nežádoucích frekvencí v daném pásmu, tj.  $50 \pm 1$  Hz (v Evropě). Mezi metody používané pro potlačení brumu se stejně jako u driftu řadí lineární číslicová filtrace a dále pak adaptivní filtrace, která se vyznačuje schopností filtru přizpůsobit se získáváním informací za běhu v daném prostředí, k tomu je však potřeba další pomocný signál na vstupu. [6]

## 3.2 Detekce významných bodů

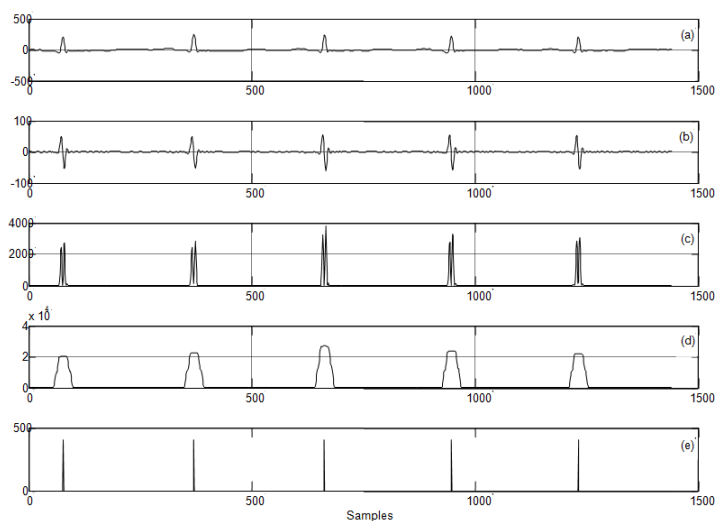
Další fází zpracování EKG bude detekce komplexů QRS a následně ostatních vln. Přesnost detekce je velmi důležitá pro správnou analýzu signálu. Mezi parametry, které se během analýzy signálu budou určovat, patří výška a doba trvání vln a kmitů a doba trvání intervalů. V případě ST segmentu se navíc bude určovat jeho odchylka od izolinie. Aby bylo možné tato měření provést, bude nutné nejprve co nejpřesněji detekovat důležité úseky křivky EKG: vrcholy jednotlivých vln a jejich začátky a konce, tedy místa, kdy se křivka vychyluje z nulové izolinie, nebo se k ní naopak vrací.

Komplex QRS je nejvýraznější částí EKG signálu a z hlediska analýzy také nejdůležitější. Od něj se posléze rozměřují další úseky křivky, a tak musí být detektor komplexu spolehlivý. Proces hledání komplexů QRS popsaný v [7] zahrnuje několik základních fází: filtraci, transformaci a detekci uplatněním rozhodovacích pravidel. Filtrace slouží k potlačení nežádoucích složek signálu, jimiž jsou v tomto případě především vlny P a T, zatímco komplex QRS zůstane zachován. K tomuto účelu se používá zejména lineární filtr s charakterem pásmové propusti. Propustné pásmo filtru závisí na frekvenčním spektru komplexu QRS, jež nabývá největších hodnot mezi 3 až 40 Hz.[7][2]

Pomocí transformace se v dalším kroku ještě více zvýrazní komplex QRS vzhledem ke zbývajícím bodům křivky, aby bylo snazší jej detekovat. Výsledkem transformace nejčastěji bývá převedení QRS komplexu do jediné pozitivní vlny například pomocí rektifikace, výpočtu druhé mocniny nebo absolutní hodnoty filtrovaného signálu. Ve výsledném signálu se poté uplatní jedno nebo více rozhodovacích pravidel, která určí, zda je komplex QRS přítomen, či zda došlo k falešně pozitivní detekci. Jako jednoduché rozhodovací pravidlo může posloužit například prahování amplitudy. Dále se postupuje rozměření, tj. nalezením přesné polohy začátků a konců komplexů QRS, případně jednotlivých kmitů, ze kterých je komplex složen.[7]

V dnešní době existuje několik typů přístupů k detekci komplexů QRS, které jsou založeny na různých principech. Mezi tyto přístupy patří například metody založené na derivacích a číslicových filtrech, přístupy založené na použití vlnek (vlnkové transformaci), různé druhy umělých neuronových sítí nebo např. syntaktická analýza, kdy je signál během zpracování rozdělen do krátkých segmentů reprezentovaných nadefinovanými primitivními vzory (řetězci) a zakódován pomocí zvolené gramatiky.

Mezi používané postupy se řadí například Panův-Tompkinsův algoritmus pro detekci QRS, který je založen na analýze sklonu, amplitudy a šířky komplexu. Skládá se z následujících kroků:



Obrázek 3.3: Panův-Tompkinsův algoritmus: a) filtrovaný signál, b) signál po výpočtu diference, c) signál po operaci umocnění, d) signál po filtraci klouzavým průměrem, e) detekce vrcholů  $R^4$

1. Filtrace pásmovou propustí
2. Výpočet diference
3. Výpočet druhé mocniny
4. Filtrace klouzavým průměrem
5. Prahování

Signál, na nějž byly aplikovány uvedené kroky, je zobrazen na obrázku 3.3. V prvním kroku se na signál aplikuje číslicový filtr typu pásmová propust (případně kaskáda složená z filtru typu horní propust a filtru typu dolní propust) s centrální frekvencí pohybující se od 10 do 25 Hz a šířkou pásma mezi 5 a 15 Hz, kdy filtr dosahuje nejlepších výsledků v poměru užitečného signálu a šumu, tzv. SNR (signal-to-noise ratio).[2]

V následujícím kroku se určí rozdíly mezi sousedními hodnotami signálu, neboli rychlost růstu amplitudy, případně její zrychlení, pomocí výpočtu první (ve druhém případě i druhé) derivace filtrovaného signálu, která zvýrazní charakteristickou strmou komplexu QRS. Následuje umocnění jednotlivých vzorků signálu (amplitud) na druhou, čímž se frekvence signálu

<sup>4</sup>Reza Fazel-Rezai et al. (2011). Biomedical Signal Transceivers, Biomedical Engineering - From Theory to Applications, Prof. Reza Fazel (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/22513 [online]. [cit. 22.6.2017]. Dostupné na: <https://www.intechopen.com/source/html/18624/media/image14.png>

převeďte do pozitivních hodnot a ještě více se zviditelní rozdíl mezi výškou frekvence QRS a ostatních částí signálu.[2]

Další bod postupu zahrnuje filtraci signálu pomocí klouzavého průměru s okénkem o velikosti přibližně odpovídající šířce komplexu QRS. Tato velikost nesmí být ani moc malá, protože by nemusela pojmout abnormálně široký QRS komplex, který může trvat až 150 ms, ale ani příliš velká, jelikož by mohla překrýt i vlnu T po komplexu následující. Posledním krokem je prahování amplitud předzpracovaného signálu, zvolený práh se pak stává výchozím bodem pro uplatnění rozhodovacích pravidel o přítomnosti QRS komplexu.[2]

Jakmile jsou známy polohy komplexů QRS, je na řadě jeho rozměření. Vrchol kmitu R lze určit snadno v původním signálu (po filtraci šumu) jako největší pozitivní výchylku v okolí detekovaného komplexu, vrchol kmitu Q jako nejbližší negativní výchylku v levém okolí kmitu R a vrchol kmitu S jako nejbližší negativní výchylku v pravém okolí kmitu R. Počátek kmitu Q a konec kmitu S se nalezne v místě, kdy se křivka dostatečně přiblíží izolínii, tj. rozdíly sousedních hodnot by v těchto místech měly být malé. Vhodným nastavením prahu, např. podle určitého procenta strmosti křivky, lze určit polohu těchto bodů. Samozřejmě je nutné brát v úvahu možnou absenci některých vln.

Po detekci a rozměření komplexů QRS se v signálu hledají vlny P a T, jejichž nalezení na pozici komplexu QRS závisí. Vlna P se nachází před komplexem QRS a vlna T za ním. K určení pozic vrcholů vln P a T se používá práh s hodnotou odvozenou od maxima nacházejícího se mezi komplexy QRS nebo od směrodatné odchylky daného úseku. Mezi nejčastěji používané postupy pro detekci vln P a T patří kombinace metod pro zjištění rozdílů mezi sousedními hodnotami signálu sloužící ke zvýraznění strmosti hran a filtru typu dolní nebo pásmová propust. Další užívanou metodou je vlnková transformace, využívající určitým způsobem posunuté nebo roztažené (či stlačené) funkce ve tvaru vlnek k transformaci signálu. Poloha začátků a konců vln P a T se opět určí prahem daným velikostí či strmostí příslušné vlny.[8][7]

### 3.3 Zjištění vlastností komponent EKG

Základním stavebním kamenem pro diagnostiku v kardiologii je tepová frekvence. Mezi nejběžněji používané metody patří zjištění počtu QRS komplexů v šesti sekundách záznamu a jeho vynásobením 10 k získání počtu komplexů za minutu (60 sekund). Tato metoda funguje dobře pro pravidelné i nepravidelné rytmy. V případě velice nepravidelného rytmu lze zvolit interval

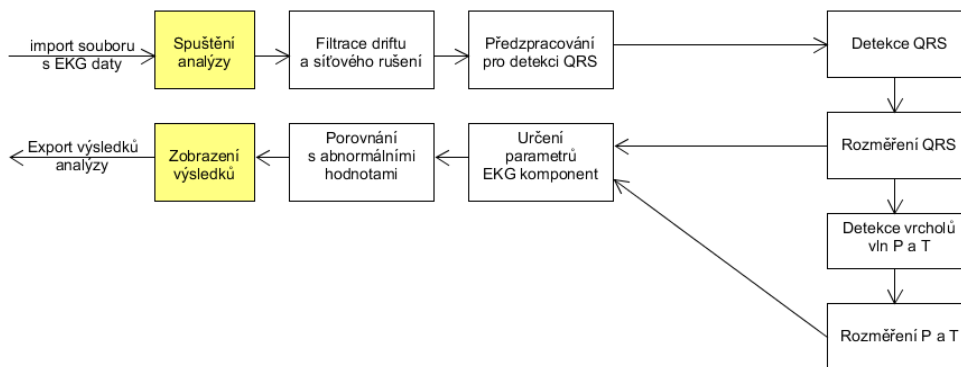
delší než 6 sekund (např. 15 sekund a následné vynásobení počtu komplexů čtyřmi).[1]

Další prvky EKG signálu, které nesou diagnostickou informaci, jsou intervaly PQ a QT, u kterých se měří doba trvání od počátku první vlny (vlna P v intervalu PQ a v případě intervalu QT je to kmit Q) do počátku druhé vlny (v intervalu PQ do počátku kmitu Q, v případě intervalu QT do počátku vlny T). Dále se zjišťují amplitudy komponent P, Q, T a QRS, jejichž referenčním bodem je izoelektrická linie, poté délka trvání vln P a T, kmitu Q a komplexu QRS a v neposlední řadě se také zjišťuje odchylka segmentu ST od izolinie, jež se měří v bodě nacházejícím se 0.04 ms od konce kmitu S. Za izolinii se nejčastěji považuje segment mezi koncem vlny P a počátkem kmitu Q, někdy segment mezi vlnami P a T, ovšem ten při vysokých tepových frekvencích může zmizet.[1]

# 4 Aplikace

Celý program je realizován v jazyce Python, jenž je také součástí softwarového řešení aplikace pro základní analýzu lidského těla a sběr souvisejících dat Exercise and Wellness Health Strategy Framework, kterou by měl v budoucnu rozšířit. Vzhledem k tomu, že se bude aplikace využívat na akcích pro veřejnost, které většinou mají vzdělávací charakter, realizace zahrnuje i grafické uživatelské rozhraní (Graphical User Interface, dále GUI) pro usnadnění manipulace s daty a jejich vizualizaci. K vytvoření GUI byla použita knihovna PyQt5.

Vlastní programové řešení je rozděleno do spouštěcího modulu a tří balíčků - první zahrnuje komponenty grafického rozhraní, druhý moduly pro zpracování dat, jako je import souboru s EKG záznamem a export výsledků analýzy, a třetí obsahuje moduly sloužící k samotné analýze EKG, jejíž realizace bude podrobněji popsána v následujících kapitolách. Blokové schéma algoritmu je znázorněno na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Blokové schéma algoritmu

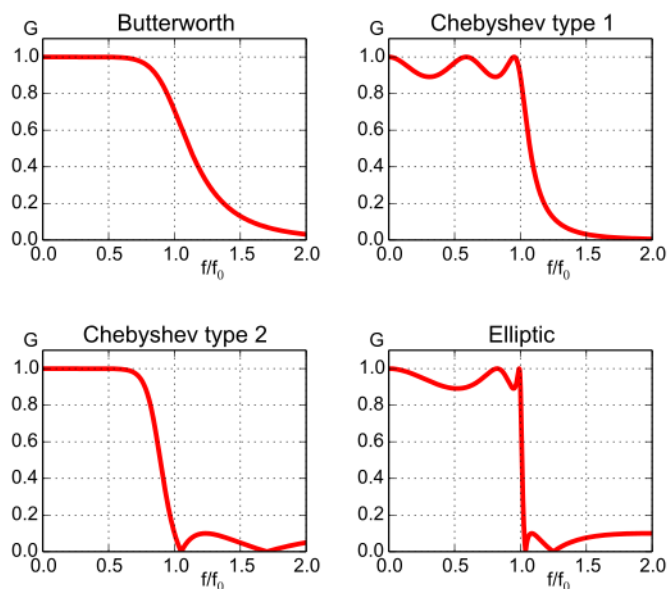
## 4.1 Filtrace

Prvním bodem zpracování EKG je filtrace šumu. Pro svou snadnou implementaci, nízkou výpočetní náročnost a relativně krátké zpoždění při zpracování vstupu byly k potlačení kolísání elektrické izoliny a síťového rušení použity číslicové filtry s nekonečnou impulsní odezvou (IIR), na které byla kvůli zpřesnění aplikována technika dopředně-zpětného filtrování. Filtrace

driftu je provedena filtrem typu horní propust s hraniční (anglicky cut-off) frekvencí 0,5 Hz. Brum je potlačen filtrem typu pásmová zadrž: jednou s nepropustným pásmem o frekvencích 49-51 Hz (pro záznamy pořízené v Evropě) a podruhé 59-61 Hz (pro záznamy pocházející z USA) z důvodu větší variability programu.

Pro návrh a implementaci filtrů byly použity funkce pro zpracování signálů z balíku `signal` knihovny SciPy. Ta nabízí návrh filtrů pomocí několika typů aproximací, mezi něž patří Butterworthova (funkce `butter()`), Čebyševova - tzv. typu 1 (funkce `cheby1()`), inverzní Čebyševova - tzv. typu 2 (`cheby2()`), a eliptická aproximace frekvenční charakteristiky (funkce `ellip()`).

Nejjednodušší návrh má Butterworthova aproximace, jejíž frekvenční odezva se v propustném i nepropustném pásmu aproximuje Taylorovým polynomem, ovšem za cenu pomalejšího přechodu mezi pásmy. U Čebyševovy metody se amplitudová frekvenční charakteristika aproximuje v propustném pásmu pomocí Čebyševova a v nepropustném pomocí Taylorova polynomu a u druhé (inverzní) Čebyševovy metody se aproximuje v propustném pásmu naopak Taylorovým a v nepropustném Čebyševovým polynomem. Nejsložitější návrh má eliptická aproximace, která používá v obou pásmech Čebyševův polynom. Jednotlivé typy aproximací a jejich magnitudové odezvy lze vidět na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2: Velikost odezvy u různých typů aproximací<sup>1</sup>

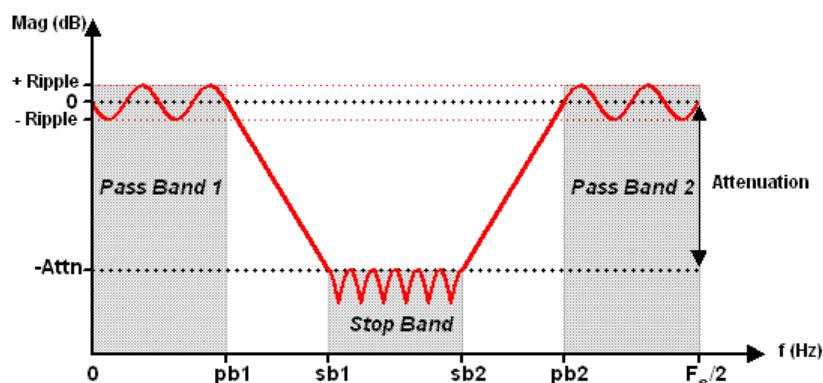
Důležitým vstupním parametrem funkce pro návrh filtru je mezní frek-

vence, která se normalizuje od 0 do 1, kde 1 je Nyquistova frekvence. Normalizovaná mezní frekvence se dosazuje v jednotkách [polovina cyklu / vzorek]<sup>2</sup>, tj.:

$$f_n = \frac{f_c}{\frac{1}{2}f_s}, \quad (4.1)$$

kde  $f_n$  je normalizovaná frekvence,  $f_c$  mezní frekvence a  $f_s$  původní vzorkovací frekvence signálu.

Dalším parametrem je řád filtru, který určuje, s jakou přesností je vypočtena přenosová charakteristika filtru (tj. vztah mezi vstupem a výstupem filtru). Čím vyšší řád, tím složitější výpočet a větší hrozba nestability IIR filtru. Jedním z parametrů je také útlum (angl. attenuation) v nepropustném pásmu (stopband) a nárůst (ripple) v propustném pásmu (passband), na obrázku 4.3 jsou znázorněny tyto parametry na příkladu eliptického filtru typu pásmová zadrž. Posledním vstupním parametrem je typ filtru, v tomto případě tedy horní propust u potlačení kolísání nulové izolinie a pásmová zadrž u potlačení síťového rušení.



Obrázek 4.3: Eliptický filtr typu pásmová zadrž<sup>3</sup>

Návratová hodnota funkce pro návrh filtru je společně s daty, která se mají filtrovat, dosazena do funkce `filtfilt()`, jež pomocí dopředně-zpětné filtrace potlačí nežádoucí složky signálu. Výsledný filtrovaný signál je nakonec v prostředí aplikace vykreslen funkcí knihovny `matplotlib` v podobě

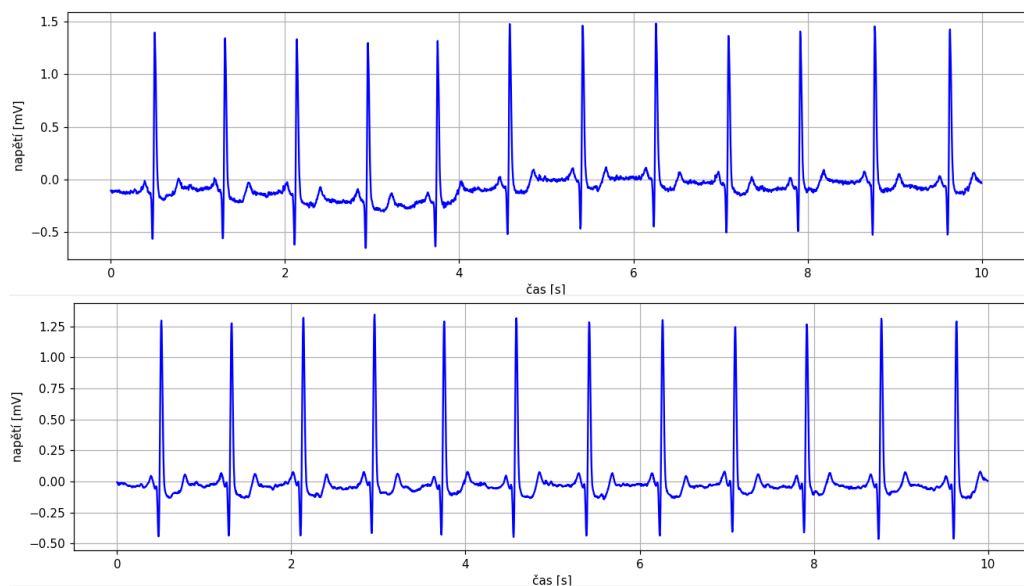
<sup>2</sup>Scipy.org [online]. [cit. 22.6.2017]. Dostupné na: <https://docs.scipy.org/doc/scipy-0.14.0/reference/signal.html>

<sup>2</sup>Wikimedia.org [online]. [cit. 3.6.2017]. Dostupné na: [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/bd/Filters\\_order5.svg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/bd/Filters_order5.svg)

<sup>3</sup>DADiSP [online]. [cit. 4.6.2017]. Dostupné na: [www.dadisp.com/webhelp/mergedProjects/refman2/image/bsrps.gif](http://www.dadisp.com/webhelp/mergedProjects/refman2/image/bsrps.gif)



grafu. Na obrázku 4.4 si lze všimnout rozdílu mezi zašuměným signálem a signálem filtrovaným v aplikaci pomocí inverzní Čebyševovy metody. V tomto případě je nastavena horní propust s řádem 4 a útlumem 25 dB v nepropustné části a filtr typu pásmová zádrž 2. řádu s útlumem 65 dB. Signál má vzorkovací frekvenci 250 Hz a byl převzat z online databáze dostupné v archivu PhysioNet<sup>4</sup>.



Obrázek 4.4: Zašuměný signál (nahore) a signál filtrovaný v aplikaci (dole)

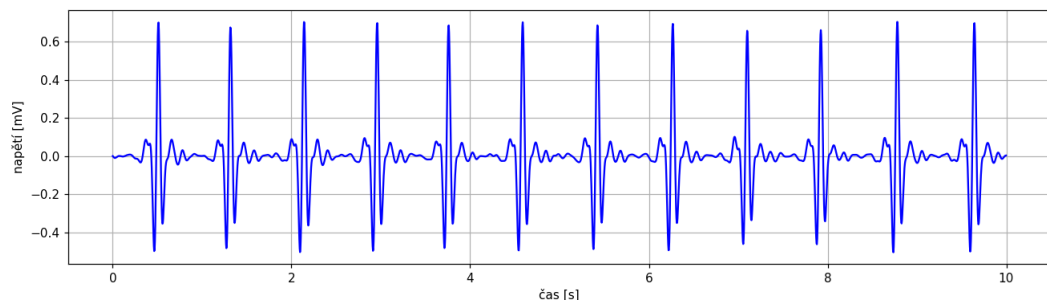
Aplikace díky grafickému rozhraní umožňuje zvolit libovolnou z uvedených aproximací a její parametry. Díky této volbě se filtrace může přizpůsobit různou měrou zašuměným signálům a lze pozorovat, jak jednotlivé typy filtrů a jejich nastavení načtený signál ovlivňují.

Algoritmy pro filtraci signálu a pro předzpracování k detekci QRS (viz dále) jsou implementovány ve třídě `ECGFilter` v modulu `ecg_filter`. Hodnoty napětí a hodnoty času jednotlivých vzorků signálu jsou v podobě spojových seznamů předány jako parametry konstruktoru objektu této třídy. Vlastnosti filtrů nastavené v aplikaci se po spuštění analýzy předají jako parametry funkcí, které přísluší implementaci daného typu filtru.

<sup>4</sup>PhysioNet [online]. [cit. 4.6.2017]. Dostupné na: <http://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>

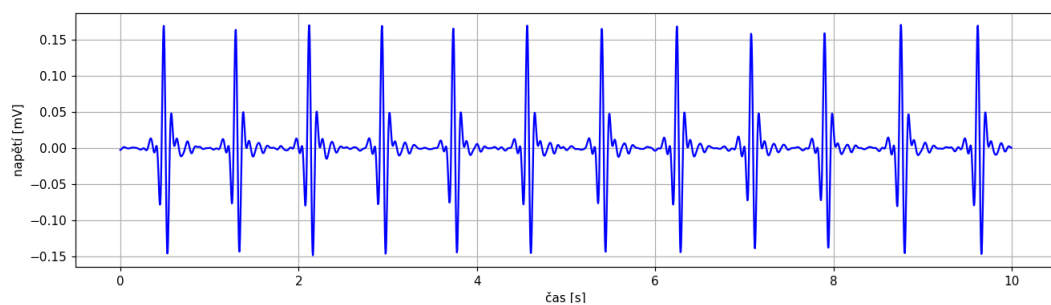
## 4.2 Detekce QRS

Filtrovaný signál se v druhém kroku analýzy předzpracuje pro snazší detekci komplexů QRS. Předzpracování začíná aplikováním filtru typu pásmová propust s propustným pásmem zvoleným v rozmezí 5-15 Hz. K tomuto účelu byl pro svou jednoduchost a nízkou výpočetní složitost zvolen IIR filtr 3. řádu s Butterworthovou aproximací frekvenční charakteristiky a poté opět uplatněna technika dopředně-zpětné filtrace funkcí `filtfilt()`. Na obrázku 4.5 je zobrazen filtrovaný signál z předchozí kapitoly, na který byla aplikována pásmová propust.



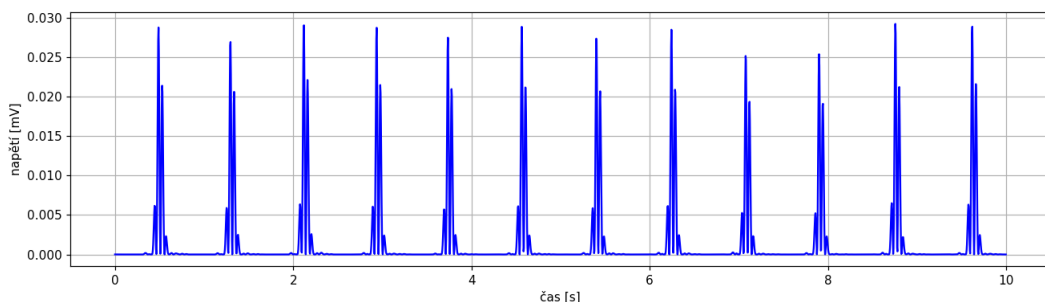
Obrázek 4.5: Signál filtrovaný pásmovou propustí

Dalším postupem při předzpracování signálu je aplikace diferenční metody. V tomto případě byla použita funkce `diff()` knihovny NumPy, která vypočítá rozdíly mezi sousedními hodnotami, neboli rychlost růstu amplitudy signálu. Na obrázku 4.6 je možné vidět předchozí filtrovaný signál, na který byla použita tato metoda.



Obrázek 4.6: Filtrovaný signál po použití funkce `diff()`

Jako třetí krok následuje výpočet druhé mocniny pro každou hodnotu amplitudy zpracovaného signálu, jenž signál převede do posloupnosti kladných bodů. Výsledek tohoto procesu zobrazuje obrázek 4.7.



Obrázek 4.7: Zpracovaný signál po umocnění amplitud na druhou

Následujícím bodem předzpracování signálu pro detekci komplexů bylo použití klouzavého průměru s okénkem o šířce 80 ms, která přibližně odpovídá šířce normálního QRS komplexu. Průměr byl aplikován pomocí funkce `convolve()` knihovny NumPy, jež provede diskrétní konvoluci dvou posloupností hodnot. První posloupností je zpracovaný signál a druhá posloupnost vznikne následovně:

1. Zjištění počtu vzorků odpovídajícímu šířce okénka  $w$  vynásobením vzorkovací frekvence signálu (v Hz) hodnotou této šířky (v sekundách), tj.:

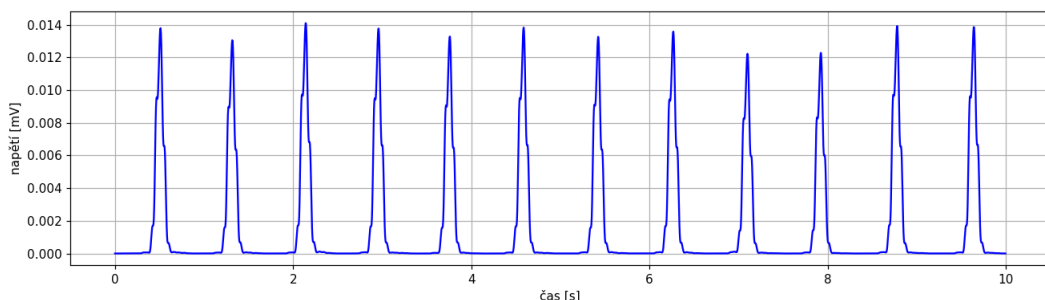
$$w = f_s \times 0,08. \quad (4.2)$$

2. Pomocí funkce `ones()` knihovny NumPy se hodnota vypočtená v předšlém bodě převede do posloupnosti jedniček o počtu členů rovnému celočíselné části této hodnoty.
3. Vydělení každého členu posloupnosti šířkou okénka  $w$ .

Například při vzorkovací frekvenci 250 Hz se bude šířka okénka rovnat 20 vzorkům. Druhá posloupnost se tím pádem bude skládat z 20 členů o hodnotě 0,05. Na obrázku 4.8 je vykreslen signál, na který byla aplikována funkce `convolve()`, kde každá vlna představuje potenciální QRS komplex.

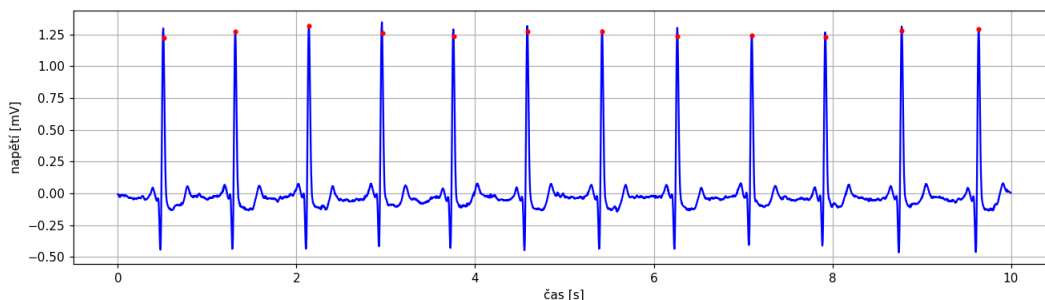
V takto předzpracovaném signálu se nyní detekují vlny, jež splňují níže popsaná pravidla. Ta určí, zda se za konkrétními vlnami „skrývají“ komplexy QRS.

- Minimální vzdálenost mezi dvěma QRS komplexy je 200 ms.
- Amplituda vlny je větší než zvolený práh, jenž se určí pomocí nalezení maximální hodnoty napětí v prvních šesti sekundách záznamu. Čtvrtina této hodnoty je hledaný práh.



Obrázek 4.8: Signál po aplikaci funkce `convolve()`

Tato pravidla (minimální vzdálenost a hodnota prahu) se dosadí do funkce pro hledání vrcholů `detect_peaks()`<sup>5</sup>, jež určí výslednou polohu QRS komplexů v podobě jednorozměrného pole indexů, kde každý z nich určuje index v poli s amplitudami předzpracovaného signálu. Na obrázku 4.9 je graf původního signálu, u kterého byl filtrován šum v podobě driftu a brumu. Jsou na něm červeně vyznačeny body, jejichž indexy detektor označil za polohy komplexů QRS.



Obrázek 4.9: Detekované QRS komplexy vyznačené v původním filtrovaném signálu

### 4.3 Rozměření komponent signálu

Vymezení počátků a konců komponent EKG signálu je naprogramováno ve třídě `WaveDetector` v modulu `wave_detector`. Data (napětí a časy vzorků v záznamu) jsou stejně jako při filtraci implementována spojovými seznamy.

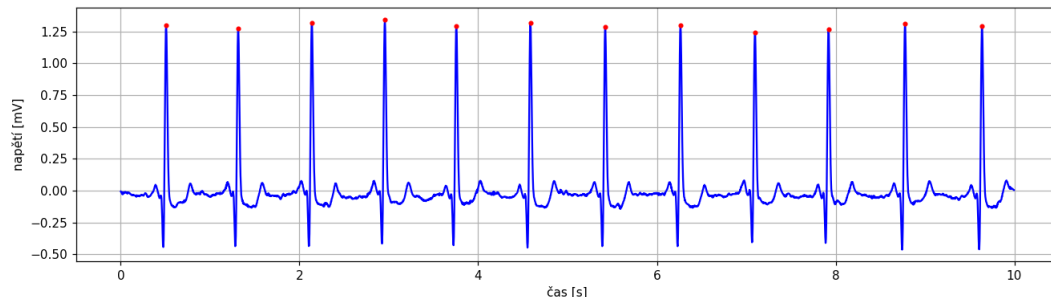
<sup>5</sup>Importovaný modul vytvořený pod svobodnou licencí MIT, jehož autorem je Marcos Duarte, verze 1.0.4. Dostupné na <https://github.com/demotu/BMC>.

Každý typ komponenty (vlnu T, vlnu P, QRS komplex,...) reprezentuje objekt třídy `Feature` v modulu `feature`, ve kterém jsou uloženy spojové seznamy se začátky a konci, amplitudy nebo délky trvání dané komponenty v průběhu celého záznamu. Pořadí v seznamu je dáno pořadím cyklu, ve kterém se komponenta vyskytuje. Pokud v některém cyklu komponenta nebo její vlastnost chybí (např. není znám konec vlny z důvodu ukončení záznamu), je na příslušné místo v seznamu přidán nulový prvek (`None`).

### 4.3.1 Rozměření QRS

Jakmile jsou detekovány polohy komplexů QRS, je na řadě rozměření kmitů, z nichž se komplex skládá. Od této chvíle se již pracuje s původními daty, u kterých byl pouze potlačen drift a síťové rušení.

Jako první se identifikuje poloha kmitu R. Vrchol R je nejvyšší pozitivní bod v blízkém okolí detekovaného komplexu, přičemž velikost okolí je dána největší možnou šířkou  $w$  komplexu QRS, tj. 0,15 s. Určená poloha QRS komplexu je přibližně v polovině jeho šířky, a tak se doba výskytu kmitu R nalezne zjištěním maxima z intervalu  $\langle qrs - w \times 0,5s; qrs + w \times 0,5 \rangle$ , kde  $qrs$  je čas výskytu (v sekundách) detekovaného QRS komplexu od počátečního času záznamu. Detekované kmity R (vyznačeny červeně) lze vidět na obrázku 4.10.



Obrázek 4.10: Detekované kmity R

Počátek komplexu QRS se hledá v intervalu  $\langle qrs - w \times 0,5s; qrs \rangle$  pomocí následujícího postupu:

1. Zjištění velikosti nárůstu nebo poklesu amplitudy v čase nalezením diferencí  $d$  mezi každými dvěma po sobě jdoucími hodnotami  $n$  vzdálenými od sebe 1 krok, tj.:

$$d_i = |n_{i+1} - n_i| \quad (4.3)$$

pro  $i = 1, 2, \dots, k - 1$ , kde  $k$  je počet vzorků signálu v daném intervalu.

2. Nalezení bodu, než se křivka signálu vychýlí z nulové izolinie postupným porovnáním hodnot diferencí a prahem  $t$  zvoleným v hodnotě

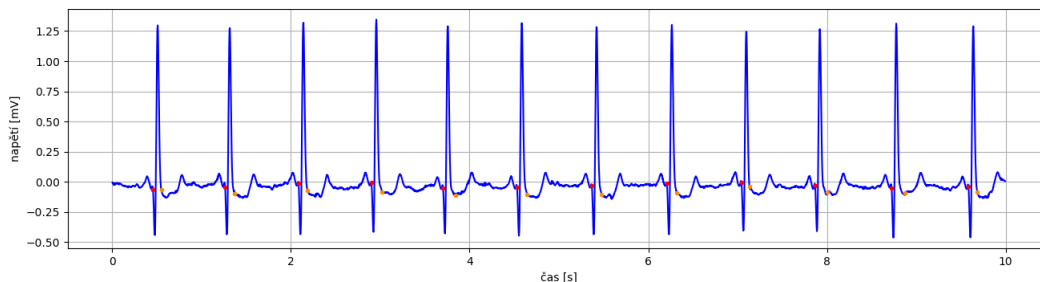
$$t = |c \times d_{max}|, \quad (4.4)$$

kde  $d_{max}$  je maximální rozdíl sousedních hodnot v daném intervalu a koeficient  $c$  bude zvolen z intervalu  $(0; 1)$  na základě nejlepšího výsledku při testování. Pokud je diference  $d_i$  větší než  $t$ , je  $i$  zvoleno jako umístění (index) zmíněného bodu v tomto intervalu. V opačném případě se hodnota  $t$  porovnává s další diferencí v pořadí. Nalezený bod je počátek QRS komplexu u jednoho srdečního cyklu.

Konec komplexu QRS se hledá podobným způsobem v intervalu  $\langle qrs; p+w \rangle$ , kde  $p$  je čas počátku (v sekundách) příslušného komplexu QRS. Tento interval je vymezen „zbylou částí“ největší možné šířky  $w$  komplexu QRS, jejíž první část „zabírá“ doba trvání od počátku  $p$  do detekovaného bodu  $qrs$ . Rozdíl oproti hledání počátku je v tom, že při výpočtu diferencí se postupuje opačným směrem (zprava doleva), tj.:

$$d_{k-i+1} = |n_i - n_{i-1}| \quad (4.5)$$

pro  $i = k, k-1, \dots, 2$ , kde  $k$  je počet vzorků signálu v daném intervalu. Druhý krok je již stejný jako při hledání počátků, koeficient  $c$  pro výpočet prahu se však může lišit. Na obrázku 4.11 jsou červeně zvýrazněny detekované počátky a žlutě konce komplexů QRS v celém záznamu.



Obrázek 4.11: Detekované počátky (červeně) a konce (žlutě) komplexů QRS

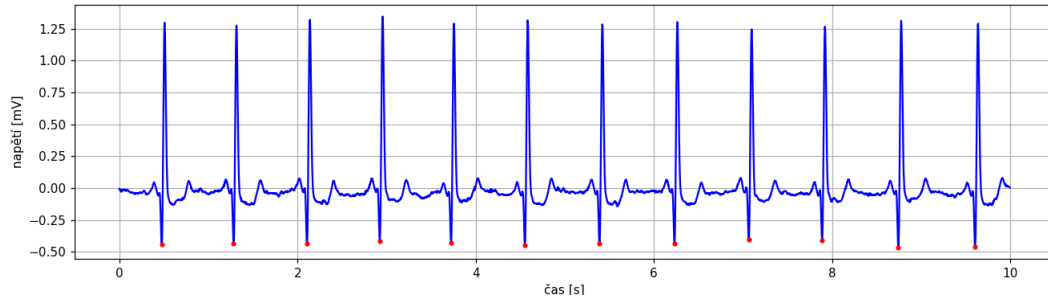
Vrchol kmitu Q se nalezne v bodě minima v intervalu od počátku QRS komplexu po vrchol kmitu R. V případě, že tímto minimem je bod počátku QRS komplexu nebo je absolutní hodnota minima menší než zvolený práh, je kmit Q označen jako chybějící. Práh je určen aritmetickým průměrem rozdílů  $d_1, d_2, d_3$  mezi hodnotami těsně před počátkem QRS komplexu:

$$d_1 = |h_p - h_{p-1}|, \quad (4.6)$$

$$d_2 = |h_{p-1} - h_{p-2}|, \quad (4.7)$$

$$d_3 = |h_{p-2} - h_{p-3}|, \quad (4.8)$$

kde  $h_p$  je hodnota amplitudy v bodě počátku komplexu QRS,  $h_{p-1}$  je hodnota v bodě těsně před počátkem QRS (ve vzdálenosti 1),  $h_{p-2}$  hodnota v bodě ve vzdálenosti 2 před počátkem QRS atd. Nalezené vrcholy kmitů Q lze vidět na obrázku 4.12.



Obrázek 4.12: Detekované vrcholy Q (červeně)

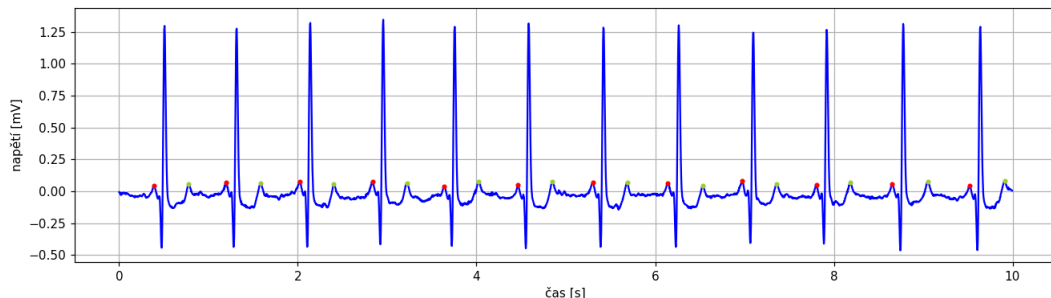
### 4.3.2 Detekce a vymezení vln

Pro detekci vln P a T se celý signál rozdělí na 3 části - první část zahrnuje data od počátku záznamu do začátku prvního komplexu QRS, druhou část tvoří vzorky mezi každými dvěma komplexy QRS a poslední část zabírají data od konce posledního QRS komplexu po konec záznamu. Vlny P a T se hledají mezi koncem jednoho QRS komplexu a začátkem následujícího. V prvním úseku se navíc hledá první vlna P a v posledním úseku poslední vlna T. Vlny se detekují postupně v každém srdečním cyklu níže uvedeným způsobem:

1. Určení prahu pro minimální amplitudu vrcholů vln výpočtem mediánu hodnot napětí v daném úseku mezi dvěma komplexy QRS.
2. Nastavení minimální vzdálenosti mezi detekovanými vrcholy vln P a T v jednom intervalu o něco menší než polovina jeho délky. Tato vzdálenost byla experimentálně zvolena jako  $\frac{I}{2.5}$ , kde  $I$  je délka intervalu.
3. Pomocí importované funkce `detect_peaks()` (viz kapitola 4.2), do které se dosadí výše vypočítané hodnoty, se pro každý úsek signálu naleznou vrcholy vyhovující daným parametrům.
4. Podle nalezených vrcholů se určí poloha vrcholů vln P a T:

- Jsou-li nalezeny právě 2 vrcholy, je první označen jako vlna P a vrchol po něm následující jako vlna T.
- Je-li nalezen právě 1 vrchol, rozhodnutí, zda byla detekována vlna P, nebo vlna T, se řídí vzdáleností tohoto vrcholu od konce předcházejícího QRS komplexu. Detekovaný bod se považuje za vrchol vlny T, pokud splňuje alespoň jednu z podmínek uvedených níže. V opačném případě je to vlna P. Vlna, která v úseku nebyla detekována, je označena jako chybějící.
  - (a) Vzdálenost nalezeného bodu od konce předcházejícího QRS komplexu je menší nebo rovna maximu z délek intervalů mezi konci QRS komplexů a doposud detekovaných vrcholů vln T.
  - (b) Vzdálenost bodu od konce předcházejícího komplexu je menší než minimum z délek intervalů mezi konci QRS komplexů a doposud detekovaných vrcholů vln P.
- Nemá-li nalezen ani jeden vrchol, označí se obě vlny jako chybějící.
- Je-li detekováno 3 a více vrcholů, vyberou se dva nejvyšší. Vrchol blíže k předcházejícímu komplexu QRS je vlnou T a následující vrchol vlnou P.

Na obrázku 4.13 jsou zeleně vyznačeny aplikací detekované vrcholy vln T a červeně vrcholy vln P.



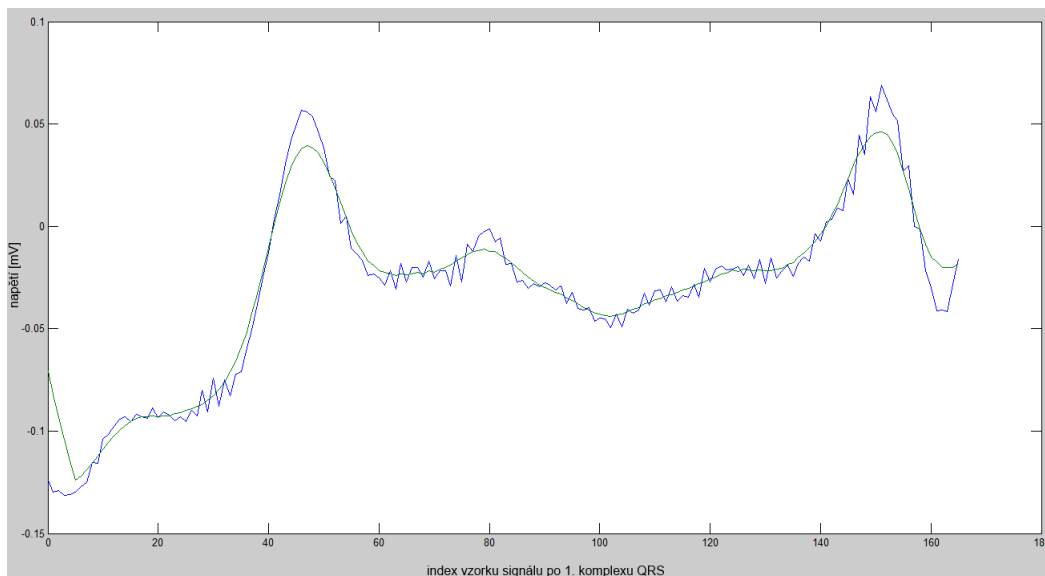
Obrázek 4.13: Detekované vrcholy vln P (červeně) a T (zeleně)

Po detekci vrcholů jsou v každém intervalu mezi komplexy QRS vymezeny začátky a konce vln. Postup pro rozměření vlny T je následující:

1. Vyhlazení signálu mezi dvěma komplexy QRS pomocí klouzavého průměru se zvolenou šířkou okénka 11 vzorků signálu. Průměr je aplikován pomocí funkce `convolve()` knihovny NumPy podobně jako při detekci



QRS v kapitole 4.2. Na obrázku 4.14 lze vidět původní (modře) a vyhlazený signál (zeleně) mezi prvními dvěma komplexy QRS, který byl vykreslen v prostředí MATLAB.



Obrázek 4.14: Původní signál (modře) a signál po aplikaci klouzavého průměru (zeleně)

2. Volba prahu  $t_1$  pro určení počátku vlny T. Tato hodnota je závislá na maximální diferenci  $d_{max1}$  mezi dvěma přímo sousedícími hodnotami z intervalu od konce předcházejícího QRS komplexu po detekovaný vrchol vlny T a je určena takto:

$$t_1 = |d_{max1} \times c_1|, \quad (4.9)$$

kde  $c_1$  je koeficient, jehož hodnota bude zvolena v intervalu  $(0; 1)$  na základě výsledků během testování.

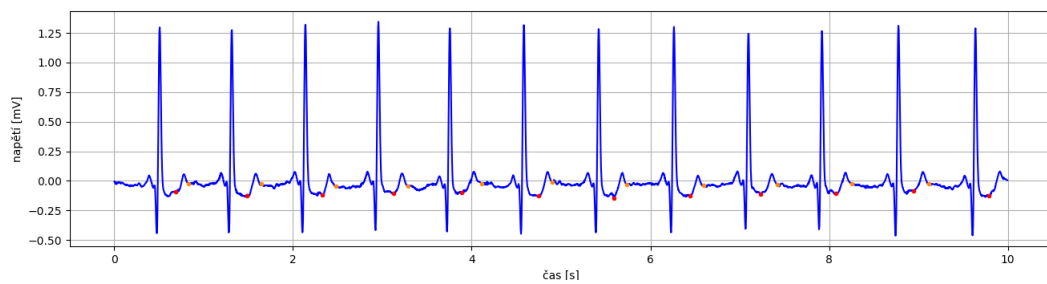
3. Nalezení počátku vlny T porovnáváním rozdílů mezi sousedními hodnotami se zvoleným prahem. Postupuje se zprava doleva, tj. od vrcholu vlny po konec předešlého komplexu. První hodnota rozdílu, která je menší než práh  $t_1$ , je bodem počátku vlny T.
4. Volba prahu  $t_2$  pro nalezení bodu, kde končí vlna T. Pro tento práh platí vztah:

$$t_2 = |d_{max2} \times c_2|, \quad (4.10)$$

kde  $d_{max2}$  je maximální rozdíl mezi dvěma přímo sousedícími hodnotami z intervalu od vrcholu vlny T až do začátku následujícího QRS komplexu a  $c_2$  je opět koeficient z intervalu (0; 1). Mezi tyto hodnoty se vmísí i vlna P, proto by se zdálo vhodné detekovat konec vlny T až po rozměření vlny P a odebrat ji z intervalu zmíněného výše. Tato metoda však byla zvolena tak, aby rozměření jedné vlny nebylo závislé na detekci a rozměření druhé vlny.

5. Nalezení konce vlny T porovnáváním rozdílů mezi sousedními hodnotami s prahem  $t_2$ . Tentokrát se postupuje zleva doprava. První hodnota rozdílů, která je menší než práh, je konec vlny T.

Výsledek rozměření je zobrazen na obrázku 4.15, kde jsou červeně zvýrazněny začátky vln T a žlutě jejich konce.



Obrázek 4.15: Záčátky a konce vln T detekované v aplikaci

První krok rozměření vlny P (použití klouzavého průměru) je shodný jako u vlny T a dále je postup obdobný. Pro určení začátku vlny P byl na vyhlazený signál použit práh  $t_3$ , pro nějž platí:

$$t_3 = |d_{max3} \times c_3|, \quad (4.11)$$

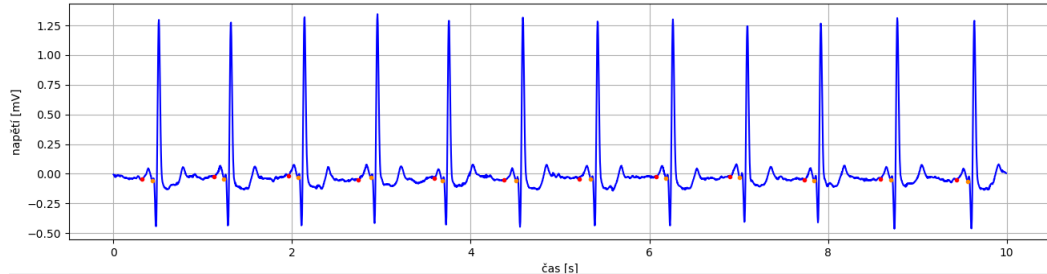
kde  $d_{max3}$  je maximální rozdíl mezi dvěma přímo sousedícími hodnotami z intervalu od konce předchozího QRS komplexu po vrchol vlny P a  $c_3$  koeficient z intervalu (0; 1). U porovnávání rozdílů mezi sousedními hodnotami se stejně jako u detekce počátků vln T postupuje zprava doleva (od vrcholu vlny do konce předešlého komplexu).

Při hledání konce vlny P byl zvolen práh  $t_4$ :

$$t_4 = |d_{max4} \times c_4|, \quad (4.12)$$

kde  $d_{max4}$  je maximální rozdíl mezi dvěma přímo sousedícími hodnotami z intervalu od vrcholu vlny P po začátek následujícího QRS komplexu a  $c_4$

hodnota koeficientu z intervalu (0; 1). Rozdíly jsou porovnávány také zprava doleva. Obrázek 4.16 ukazuje počátky (červeně) a konce (žlutě) vln P tak, jak byly detekovány v aplikaci.



Obrázek 4.16: Začátky a konce vln P detekované v aplikaci

## 4.4 Vlastnosti komponent EKG a vyhodnocení analýzy

Po vymezení významných bodů se u každé EKG komponenty zjišťují její vlastnosti. Základním poznatkem je průměrná tepová frekvence  $f$  [bpm], která je vypočítána modifikací metody uvedené v kapitole 3.3, a to následovně:

$$f = c \times \frac{60}{t}, \quad (4.13)$$

kde  $c$  je počet QRS komplexů v celém záznamu a  $t$  je doba trvání záznamu v sekundách.

Délka trvání komponenty se získá odečtením času záznamu v bodě, kdy komponenta začíná, od času, kdy končí. Amplitudy se měří odečtením napětí v jejich počátku (tj. v místě nulové izolinie) od hodnoty napětí ve vrcholu komponenty. Všechny tyto hodnoty se (stejně jako u detekce významných bodů) zaznamenávají do spojových seznamů příslušících jedné vlastnosti dané komponenty, aby mohly být porovnány s abnormálními hodnotami uvedenými v tabulce 2.1 v kapitole 2.4. Umístění hodnoty v seznamu je spjaté s pořadím cyklu, kde se komponenta vyskytuje.

Dále se vypočítává aritmetický průměr každého parametru komponenty v rámci celého záznamu. V aplikaci jsou průměrné hodnoty vyznačeny červeně, pokud neodpovídají normálním vlastnostem komponenty, tj. jsou abnormální, a také je zde uveden počet chybějících komponent daného typu.

Zjištěné hodnoty parametrů komponent v jednotlivých srdečních cyklech nejsou uvedeny v hlavním okně programu, aby neomezovaly přehlednost

aplikace, ale jsou obsaženy v souboru ve formátu XML (Extensible Markup Language), kam lze výsledky analýzy exportovat. Převod do formátu XML zajišťuje rozhraní `etree` knihovny `lxml`. Data s výsledky analýzy jsou implementována tak, aby mohla být snadno dosazena do struktury elementů v souboru, pomocí dvouprvkového seznamu s názvem komponenty (řetězec) a slovníkem (dictionary) jejich vlastností, kde každý prvek je ve formátu `typ parametru : hodnota`.

Jedna z vlastností uváděných v souboru u komponenty signálu je nalezená abnormalita. Jestliže vlna P měla v jednom ze srdečních cyklů např. amplitudu vyšší než 0,25 mV, ve výsledcích se u vlny P v tomto cyklu objeví vlastnost `abnormality = "amp+"`, pokud byl například jeden z PQ intervalů kratší než 0,12 s, přibude u něj vlastnost `abnormality` s hodnotou `dur`-`apod`. Znak "+" znamená vyšší hodnotu než norma, naopak znak "-" menší hodnotu. Ze zjišťovaných vlastností se amplituda značí "amp", délka trvání "dur" (z angl. duration) a odchylka "dev" (z angl. deviation). Přesný formát výstupního souboru je popsán pomocí schématu XSD v příloze B.

## 5 Testování

Testování aplikace bylo rozděleno do několika fází. V první řadě se testovala funkčnost a přesnost algoritmu pro detekci významných bodů v signálu, která je pro celou aplikaci klíčová. K ověření správnosti výsledků bylo na výběr několik metod. Nejspolehlivější možností by bylo odborné posouzení zkušeným kardiologem, to však z časových důvodů nebylo možné. Jako další metoda se nabízelo porovnání s hodnotami naměřenými profesionálním softwarem pro analýzu EKG, jako je např. program od společnosti *VivaQuant*<sup>TM1</sup> nebo *AcqKnowledge* od BIOPAC<sup>2</sup>, problémem je však jejich cenová dostupnost. K určení správnosti výsledků proto byla zvolena třetí možnost, a to subjektivní hodnocení na základě vizuálního posouzení.

K otestování algoritmu byly použity desetisekundové záznamy z online databází MIT-BIH Arrhythmia Database a MIT-BIT Normal Sinus Rhythm Database, které jsou dostupné v archivu PhysioBank<sup>3</sup>. Algoritmus byl ověřován celkem na 50 záznamech v několika krocích.

Nejprve byla posuzována přesnost detekce a rozměření QRS komplexů. Během testování byly vyzkoušeny 4 typy filtrů s různým nastavením parametrů a také s různými hodnotami koeficientů prahu  $c$  u vyměřování počátků a konců komplexů. V dalším kroku byla ověřována schopnost nalezení vln P a T opět s různými koeficienty prahů pro vymezení jejich hranic.

Program byl dále testován na delších záznamech (1minutový záznam o 21 600 vzorcích a 20minutový záznam s 432 000 vzorky) k ověření robustnosti a rychlosti algoritmu. Uživatelské prostředí prošlo několika testy pro ověření stability aplikace při importu špatného formátu souboru nebo zadání chybných vstupních dat. Také byla ověřována kompatibilita programu s operačními systémy Microsoft Windows 10, Microsoft Windows 7 a GNU/Linux.

---

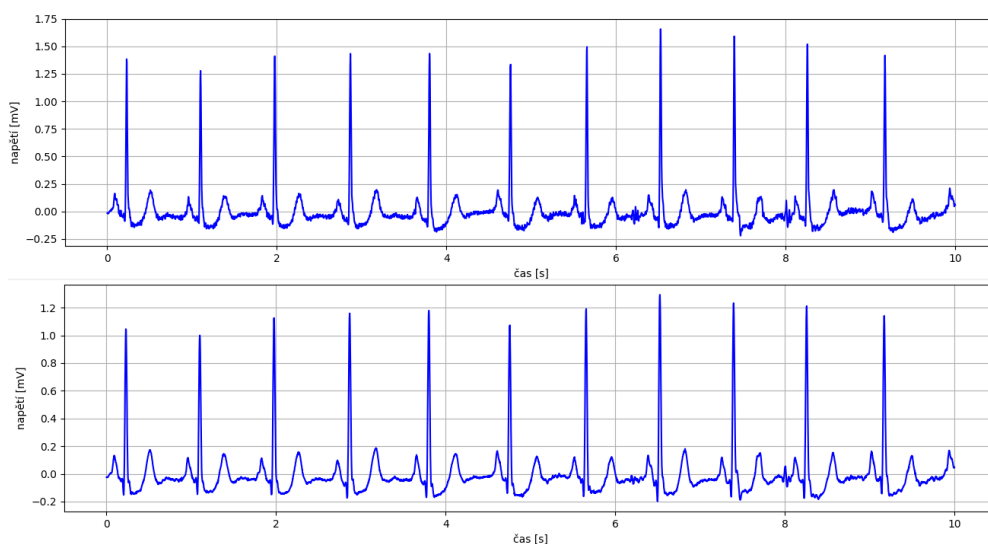
<sup>1</sup><http://www.vivaquant.com/ecgservices.htm>

<sup>2</sup><https://www.biopac.com/knowledge-base/ecg-analysis/>

<sup>3</sup>Goldberger AL et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13). Data dostupná na: <http://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>

## 6 Dosažené výsledky

Během testování bylo zjištěno, že v závislosti na nastavení parametrů filtrace je různou měrou ovlivněno jak zkreslení daného signálu, tak úspěšnost detekce významných bodů a naměřené parametry EKG komponent. Na obrázku 6.1 lze vidět rozdíl mezi filtrací pomocí Butterworthovy metody s filtrem 4. řádu typu horní propust (pro potlačení driftu), filtrem 3. řádu typu pásmová zádrž (k odstranění brumu) a filtrací pomocí inverzní Čebyševovy metody s horní propustí 4. řádu, útlumem v nepropustném pásmu 25 dB, pásmovou zádrž 2. řádu a útlumem 65 dB. Obrázek 6.2 ukazuje, jak parametry filtrace ovlivňují výsledky analýzy. Druhým aspektem ovlivňujícím výsledky bylo nastavení prahových koeficientů.



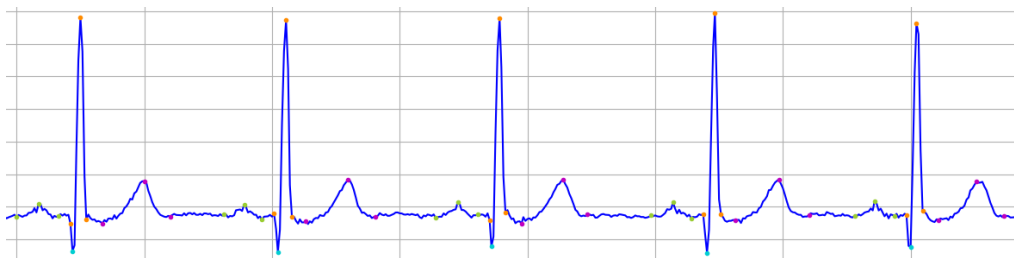
Obrázek 6.1: Signál filtrovaný Butterworthovým filtrem (nahore) a signál filtrovaný inverzním Čebyševovým filtrem (dole)

Následující výsledky byly dosaženy po filtraci signálu Butterworthovou aproximací s horní propustí 4. řádu a pásmovou zádrž 3. řádu, která nezašela do signálu příliš velké zkreslení. Úspěšnost detekce byla hodnocena subjektivním posouzením. Na obrázku 6.3 je detail záznamu vykreslený aplikací, kde je většina významných bodů signálu relativně přesně nalezena.

Algoritmus našel v 50 záznamech celkem 628 ze 632 vrcholů kmitů R, tj. úspěšnost detekce polohy komplexu QRS byla 99,37%. Pro detekci počátku komplexu QRS byl koeficient prahu  $c$  zvolen 0,1 a u detekce konce 0,08. Z detekovaných počátků komplexů bylo 434 detekováno na pohled přesně

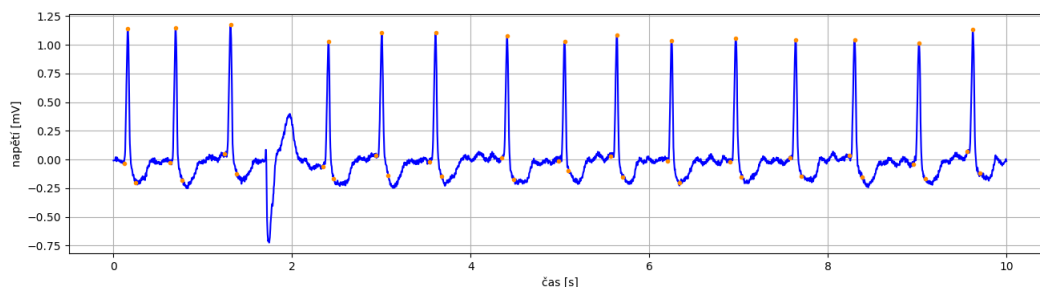
Průměrné hodnoty			Průměrné hodnoty		
Tepová frekvence: 66.02 bpm					
• □ P vlna	trvání: 0.156 s	amplituda: 0.168 mV	• □ P vlna	trvání: 0.148 s	amplituda: 0.166 mV
• □ Q vlna	trvání: 0.009 s	amplituda: 0.06 mV	• □ Q vlna	trvání: 0.012 s	amplituda: 0.099 mV
Počet chybějících kmitů: 6					
• □ QRS komplex	trvání: 0.09 s	amplituda: 1.539 mV	• □ QRS komplex	trvání: 0.097 s	amplituda: 1.213 mV
• □ T vlna	trvání: 0.198 s	amplituda: 0.262 mV	• □ T vlna	trvání: 0.255 s	amplituda: 0.293 mV
RR interval: 0.894 s					
PR interval: 0.173 s					
QT interval: 0.405 s					
odchyška ST segmentu: 0.113 mV					
odchyška ST segmentu: 0.104 mV					

Obrázek 6.2: Výsledky analýzy po filtraci Butterworthovým filtrem (vlevo) a inverzním Čebyševovým filtrem (vpravo)



Obrázek 6.3: Detail záznamu s detekovanými významnými body EKG: zeleně vlna P, oranžově komplex QRS, modře kmit Q, fialově vlna T

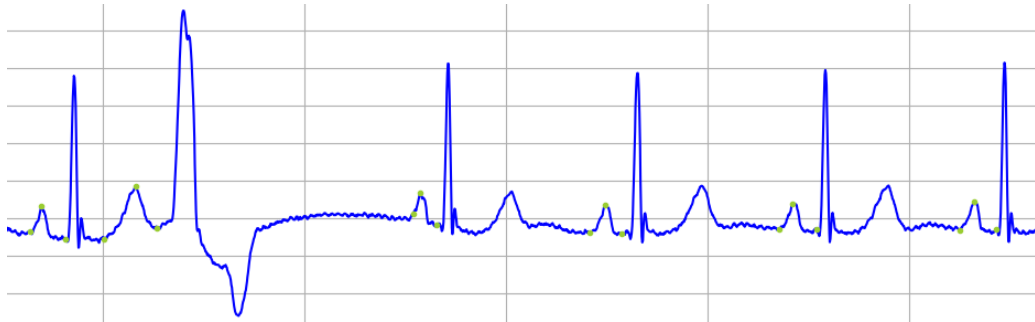
(68, 78%), z konců to bylo 374 (59, 18%). U většiny zbylých počátků a konců komplexů došlo pouze k nepřesnostem v řádu jednotek až dvou desítek milisekund, výjimečně se vyskytly naprosto chybné detekce. Na obrázku 6.4 je vykreslen signál s detekovanými hraničními body komplexu QRS, v němž se pravděpodobně vyskytuje obrácený QRS komplex, který nebyl aplikací rozpoznán.



Obrázek 6.4: Signál, ve kterém nebyl rozpoznán QRS komplex

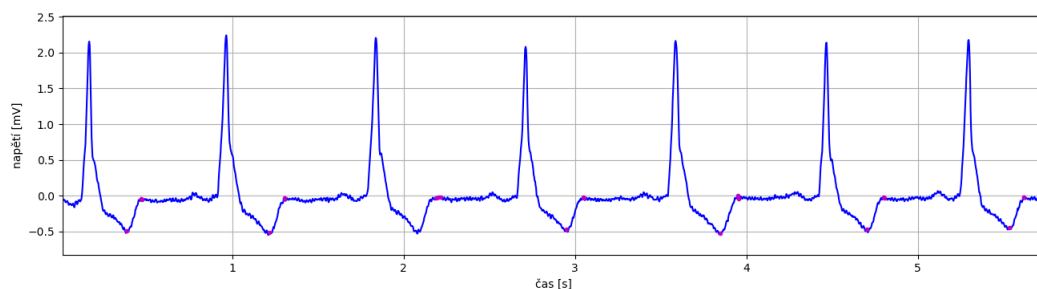
Z 544 zřetelných vrcholů vln P jich bylo správně detekováno 493 (90, 63%),

navíc došlo k 34 falešně pozitivním detekcím, kdy ve většině z nich byla vlna P zaměněna s vlnou T (viz obrázek 6.5). Pro určení počátku vlny P byl zvolen prahový koeficient  $c_1 = 0,05$  a pro nalezení konců  $c_2 = 0,06$ . Počátků bylo úspěšně nalezeno 367 (67,46%) a konců 414 (76,1%).



Obrázek 6.5: Detail signálu, v němž byla vlna P zaměněna s vlnou T (v pořadí druhá zelenými body označená vlna). V signálu lze vidět i nepřesnosti v detekci konců vln P

Vrcholů vln T bylo úspěšně nalezeno 512 z 549 (93,26% z celkového počtu vln T) a vyskytlo se navíc 7 falešně pozitivních detekcí. Prahové koeficienty  $c_3$  a  $c_4$  pro určení počátků a konců vln T byly zvoleny v hodnotě 0,01. Program našel 324 (59,02%) počátků vln T a 335 (61,02%) konců. Největším problémem pro úspěšnou detekci hraničních bodů se jevila obrácená nebo dvoufázová vlna T (viz obrázek 6.6).



Obrázek 6.6: Špatně detekované hraniční body převrácených vln T

U některých záznamů bylo obtížné vizuálně určit správné pozice počátků nebo konců vln, a někdy dokonce i přítomnost samotných vln. V takových případech se nezapočítávaly do celkového počtu detekovaných vln.

Rychlost algoritmu analýzy EKG (bez započtení doby trvání vykreslení záznamu) je pro 10sekundový záznam přibližně 50 ms, pro minutový záznam



250 ms a pro 20minutový necelé 4 sekundy. Tyto časy byly naměřeny na počítači s 64bitovým operačním systémem Microsoft Windows 10, 4jádrovým procesorem o frekvenci 1,6 GHz a velikostí paměti 6 GB.

Kompatibilita výsledné aplikace byla úspěšně ověřena pro operační systém Microsoft Windows verze 7 a verze 10 a stejně tak je aplikace spustitelná pod operačním systémem GNU/Linux. Podrobnější informace o konfiguraci, spuštění a ovládání aplikace jsou popsány v příloze B.

## 7 Závěr

Úkolem práce bylo seznámit se s principem měření a analýzy EKG signálu, navrhnout algoritmus pro zpracování záznamu a tento postup realizovat v aplikaci. Algoritmus měl zahrnovat filtraci šumu a transformaci signálu do podoby vedoucí k detekci významných bodů a potenciálních abnormalit v signálu.

V navrženém postupu byly pro filtraci kolísání nulové izoliny a síťového rušení zvoleny IIR filtry. Pro transformaci signálu k usnadnění detekce poloh komplexů QRS byla použita metoda založená na filtraci, výpočtu diferencí a druhé mocniny a na aplikaci klouzavého průměru. Umístění vrcholů a vymezení hranic komplexů QRS, vln P a T bylo nalezeno zjištěním diferencí a prahováním. V konečné fázi byly vypočítány hodnoty nesoucí diagnostickou informaci, tj. délky trvání a amplitudy EKG komponent, aby následně mohly být porovnány s abnormálními hodnotami EKG.

Implementace algoritmu pro zpracování EKG signálu byla provedena v jazyce Python, výstupem je aplikace s grafickým uživatelským rozhraním, která vykreslí do podoby grafu naměřená EKG data vybraného souboru, provede analýzu signálu a zobrazí její výsledky. Program také umožňuje export detailních výsledků analýzy do souboru ve formátu XML.

Úspěšnost navrženého algoritmu realizovaného v aplikaci byla hodnocena subjektivně na základě vizuálního posouzení. V 50 desetisekundových záznamech bylo správně detekováno více než 90% ze všech vrcholů vln (u komplexů QRS více než 99%), avšak při určování počátků a konců jednotlivých komponent přesnost detekce zdaleka nedosáhla takové úspěšnosti (přibližně 59 - 76% správně nalezených hraničních bodů dané komponenty). Tato skutečnost byla dána jednak záznamy, ve kterých se vyskytovaly špatně zřetelné vlny nebo vlny s abnormálním tvarem (převrácené, dvoufázové), které algoritmus nedokázal rozpoznat, a za druhé nastavením parametrů filtrace a neměnných koeficientů prahu, které měly značný vliv na přesnost detekce.

Značným vylepšením aplikace by byla možnost ručního posunutí detekovaných bodů na místo v grafu, kde se význačný bod má skutečně nacházet. Tak by mohly být správně změřeny parametry komponent a hodnoty určené k porovnání s abnormalitami by byly přesnější. Další možností by byla volba jiné metody pro nalezení hraničních bodů založené například na strojovém učení a neuronových sítích.

# Seznam použitých zkratek

AV - atrioventrikulární

EKG - elektrokardiografie, elektrokardiogram

FIR - Finite Impulse Response

GUI - Graphical User Interface

IIR - Infinite Impulse Response

OS - operační systém

SA - sinoatriální

SNR - Signal to Noise Ratio

USA - United States of America

XML - Extensible Markup Language

XSD - XML Schema Definition

# Literatura

- [1] *ECG Primer* [online]. Nursecom Educational Technologies, 2003. [cit. 2017/5/25]. The Six Second ECG Guidebook. Dostupné z: <http://www.nursecom.com/ECGprimer.pdf>.
- [2] AFONSO, V. X. ECG QRS Detection. In TOMPKINS, W. J. (Ed.) *Biomedical Digital Signal Processing*. University of Wisconsin-Madison: Willis J. Tompkins, 2000. 12, s. 236–264.
- [3] GACEK, A. – PEDRYCZ, W. *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation*. Springer, 2012. ISBN 978-0-85729-867-6.
- [4] HAMAN, P. *Základy klinické elektrokardiografie*. MEDPRINT, 1993.
- [5] PROCHÁZKA, P. Odstraňování kolísání izolinie v EKG pomocí empirické modální dekompozice. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 70 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Alena Kubičková.
- [6] RYŠÁNEK, J. Úzkopásmová filtrace signálu EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2010. 50 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [7] SÖRNMO, L. – LAGUNA, P. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Academic Press, 2005.
- [8] 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.

# Seznam příloh

Příloha A - Ukázka zdrojového kódu programu

Příloha B - Uživatelská příručka

## Příloha A: Ukázka zdrojového kódu programu

Vzhledem k rozsáhlosti aplikace jsou zde pro názornost uvedeny pouze některé důležité funkce programu.

Funkce pro detekci poloh komplexů QRS v modulu `wave_detector`:

```
'''
    Detekuje polohu komplexů QRS
    processedVoltage - signál zpracovaný pro detekci QRS [mV]
'''
def detectQRS(self, processedVoltage = [], *args):
    minDist = 0.2 * self.sampling # min. vzdálenost mezi 2 QRS
    samples = 6 * self.sampling # počet vzorků pro určení prahu
    thresh = 0 # minimální výška vrcholů

    if len(processedVoltage) > samples:
        # práh určen 25% max. amplitudy v prvních 6 s záznamu
        thresh = max(processedVoltage[0:int(samples):1]) * 0.25
    else:
        thresh = max(processedVoltage) * 0.25

    self.qrs.index = detect_peaks(processedVoltage,
                                  mph = thresh,
                                  mpd = minDist)
```

Funkce pro detekci poloh vrcholů kmitu R v modulu `wave_detector`:

```
'''
    Nalezne vrcholy kmitů R v okolí detekovaných QRS.
    Velikost okolí dána maximální možnou šířkou QRS.
'''
def detectRPeaks(self):
    left = int(self.MAX_QRS_W / 2) # velikost levého okolí
    right = left # pravé okolí
    index = 0
    qrs = [] # interval, kde se může nacházet R

    for point in self.qrs.index:
        if point + right < len(self.vData) and point - left >= 0:
            qrs = self.vData[(point - left):(point + right):1]
        elif point - left >= 0:
```

```

        qrs = self.vData[(point - left):len(self.vData) - 1:1]
elif (point + right) < len(self.vData):
    left = point
    qrs = self.vData[0:(point + right):1]
if len(qrs) > 0:
    maximum = max(qrs)
    maxIndex = qrs.index(maximum)
    maxIndex = point - left + maxIndex

    self.r.time.insert(index, self.tData[maxIndex])
    self.r.voltage.insert(index, self.vData[maxIndex])
    self.r.index.insert(index, maxIndex)

index = index + 1

```

Funkce pro určení poloh začátků a konců QRS komplexů nacházející se v modulu `wave_detector`:

```

'''
    Nalezne počátky a~konce QRS komplexů
'''
def delineateQRS(self):
    # index cyklu
    index = 0
    # počet vzorků od vrcholu, kde hledat začátky a~konce QRS
    samplesOffset = int(self.MAX_QRS_W / 2)

    for peak in self.qrs.index:
        # místo, odkud hledat začátek QRS
        i = peak - samplesOffset
        # nalezne místo, kde se izolinie mění v kmit Q
        i = self.findQRSStartIndex(i, samplesOffset, 1)
        self.qrs.startTime.insert(index, self.tData[i])
        self.qrs.startVoltage.insert(index, self.vData[i])
        self.qrs.startIndex.insert(index, i)

        # místo, kam až hledat konec QRS
        i = int(round(self.MAX_QRS_W +
            self.qrs.startIndex[index], 0))
        # nalezne místo, kde se kmit S mění v izolinii

```

```

i = self.findQRSEndIndex(i, i - peak, 1)
self.qrs.endTime.insert(index, self.tData[i])
self.qrs.endVoltage.insert(index, self.vData[i])
self.qrs.endIndex.insert(index, i)

dur = self.qrs.endTime[index] - self.qrs.startTime[index]
self.qrs.duration.insert(index, dur)
amp = abs(self.r.voltage[index] -
           self.qrs.startVoltage[index])
self.qrs.amplitude.insert(index, amp)
self.delineateQWave(index)
index = index + 1

```

Funkce pro určení poloh začátků QRS komplexů nacházející se v modulu `wave_detector`:

```

'''
Najde index prvního bodu, kde je rozdíl okolních hodnot
menší, než v předchozích bodech. Prohledává pravé okolí.
pointIndex - index bodu, od kterého se má hledat v okolí
right - velikost pravého okolí (v počtu vzorků signálu)
step - krok
'''
def findQRSStartIndex(self, pointIndex, right, step):
    diffs = [] # rozdíl hodnot vzdálených od sebe o daný krok

    i = 0 # počet vzorků od začátku (pointIndex)
    # vypočte rozdíly mezi hodnotami vzdálenými o daný krok
    while i+step < right and i+step+pointIndex < len(self.vData):
        difference = abs(self.vData[pointIndex + i] -
                        self.vData[pointIndex + i + step])
        diffs.insert(i, difference)
        i = i + 1

    # nalezne bod křivky, kde je rozdíl větší než práh
    i = 0
    coef = 0.1 # koeficient z intervalu (0;1)
    if len(diffs) > 0:
        thresh = abs(max(diffs) * coef)
        while i < len(diffs):

```



```
    if abs(diffs[i]) > thresh:
        break
    i = i + 1

startIndex = i + pointIndex
return startIndex
```

## Příloha B: Uživatelská příručka

### Spuštění programu

Spuštění programu pod operačním systémem Microsoft Windows se provede dvojklikem na dávkový soubor `run.bat` nebo v příkazové řádce (kde nejprve musí být nastavena cesta k tomuto souboru) příkazem:

```
run.bat
```

Všechny balíky a knihovny potřebné pro spuštění a běh programu (včetně Pythonu verze 3.6) pod OS Windows jsou součástí přiloženého CD, není proto nutné nic instalovat. Z tohoto důvodu však může spuštění aplikace chvíli trvat (řádově desítky sekund).

Pro spuštění programu pod operačním systémem GNU/Linux je vyžadován předem nainstalovaný Python alespoň verze 3.4 (doporučená je verze 3.6). Před prvním spuštěním aplikace je nutné spustit konfigurační soubor, který nainstaluje potřebné knihovny, příkazem v terminálu:

```
./configure_environment.sh
```

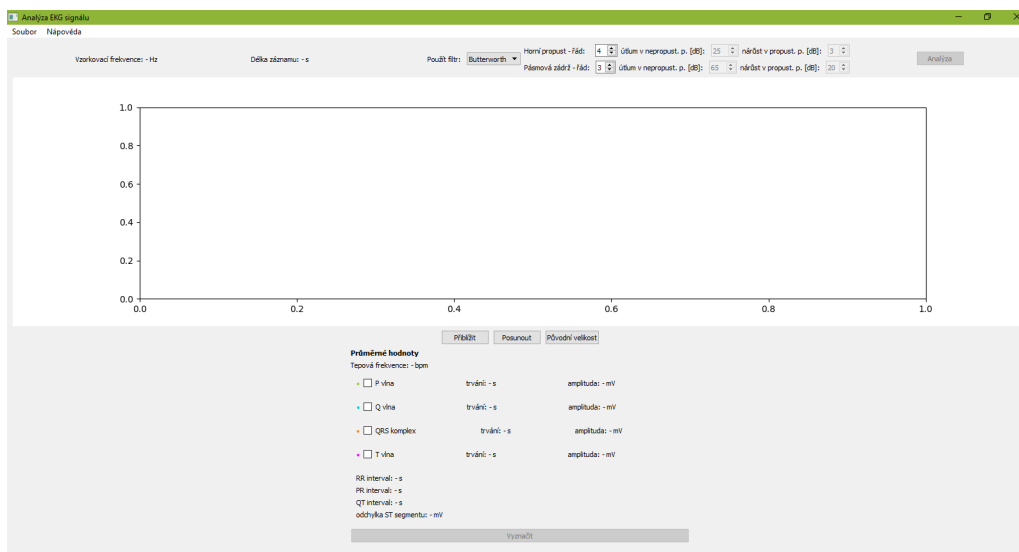
Spuštění samotné aplikace se poté provede příkazem:

```
./run.sh
```

### Ovládání programu

Po spuštění programu se objeví hlavní okno aplikace (viz obrázek 6.1). Po kliknutí na položku `Načíst soubor...` v menu `Soubor` v horní části okna je možné vybrat soubor s daty záznamu EKG. Soubor musí být ve formátu `.csv`, kde je oddělovačem mezi sloupci čárka (`,`). Níže je uveden příklad takového souboru:

```
'Záznam EKG 001'  
'm:ss.mmm', 'mV'  
'0:00.000', -0.105  
'0:00.004', -0.115  
'0:00.008', -0.115  
'0:00.012', -0.110  
'0:00.016', -0.128  
'0:00.020', -0.105
```



Obrázek 7.1: Hlavní okno aplikace

V prvním řádku se předpokládají informace o souboru či naměřených datech. Ve druhém řádku je specifikován formát dat níže uvedených v souboru - v prvním sloupci je čas a ve druhém napětí, případné další sloupce jsou ignorovány. Aplikace akceptuje formáty času podle následujícího regulárního výrazu:

$$([\text{Hh}] 1, 2 [ : ] [\text{Mm}] 2 [ : ] [\text{s}] 2 [ ] [\text{m}] +) | ([\text{Mm}] 1, [ : ] [\text{s}] 2 [ ] [\text{m}] +) | ([\text{m}] +) | ([\text{s}] 1, [ ] [\text{m}] +)$$

Formát napětí mohou být pouze hodnoty v mV. Na dalších řádcích následují konkrétní hodnoty signálu v pořadí čas, napětí.

Po výběru požadovaného souboru se data zobrazí v hlavním okně v podobě grafu. Pomocí tlačítek **Přiblížit**, **Posunout** a **Původní velikost** lze se zobrazením signálu manipulovat. Nad grafem jsou vypsány informace o vzorkovací frekvenci signálu a délce záznamu. Dále je zde možné nastavit způsob filtrace dat - na výběr jsou 4 různé typy filtrů, kterým lze nastavit příslušné parametry. Kliknutím na tlačítko **Analýza** se na signál aplikuje aktuální nastavení filtru a provede se analýza EKG signálu, jejíž výsledky je možno vidět pod grafem (viz obrázek 6.2).

Na obrázku 6.3 je zobrazen detail výsledků analýzy. V okně aplikace jsou pro přehlednost uvedeny pouze průměrné hodnoty signálu. Červeně jsou zvýrazněny ty hodnoty, jež neodpovídají normálním parametrům EKG, zbývající hodnoty jsou vypsány černou barvou. Vedle popisku komponent EKG jsou umístěna zaškrťávací tlačítka, jejichž zaškrtnutím a následným stisknutím tlačítka **Vyznačit** se vrcholy vybraných komponent zvýrazní v signálu



Obrázek 7.2: Hlavní okno po načtení signálu a provedení analýzy

příslušnou barvou.



Obrázek 7.3: Zobrazení výsledků analýzy

Detailní výsledky analýzy jsou popsány v XML souboru, který lze vygenerovat a uložit vybráním položky **Export výsledků...** v menu **Soubor**. Schéma XML souboru je popsáno níže pomocí XSD:

```
<xs:schema attributeFormDefault="unqualified"
  elementFormDefault="qualified"
  xmlns:xs="http://www.w3.org/2001/XMLSchema">
```

```

<xs:element name="feature">
  <xs:complexType>
    <xs:simpleContent>
      <xs:extension base="xs:string">
        <xs:attribute type="xs:float" name="bpm"
          use="optional"/>
        <xs:attribute type="xs:float" name="duration"
          use="optional"/>
        <xs:attribute type="xs:float" name="amplitude"
          use="optional"/>
        <xs:attribute type="xs:string" name="abnormality"
          use="optional"/>
        <xs:attribute type="xs:float" name="deviation"
          use="optional"/>
      </xs:extension>
    </xs:simpleContent>
  </xs:complexType>
</xs:element>
<xs:element name="cycle">
  <xs:complexType>
    <xs:sequence>
      <xs:element ref="feature" maxOccurs="unbounded"
        minOccurs="0"/>
    </xs:sequence>
  </xs:complexType>
</xs:element>
<xs:element name="average_values">
  <xs:complexType>
    <xs:sequence>
      <xs:element ref="feature" maxOccurs="unbounded"
        minOccurs="0"/>
    </xs:sequence>
  </xs:complexType>
</xs:element>
<xs:element name="details">
  <xs:complexType>
    <xs:sequence>
      <xs:element ref="cycle" maxOccurs="unbounded"
        minOccurs="0"/>
    </xs:sequence>
  </xs:complexType>
</xs:element>

```

```
    </xs:complexType>
  </xs:element>
  <xs:element name="data">
    <xs:complexType>
      <xs:sequence>
        <xs:element ref="average_values"/>
        <xs:element ref="details"/>
      </xs:sequence>
      <xs:attribute type="xs:string" name="rec_time"/>
      <xs:attribute type="xs:string" name="sample_frequency"/>
    </xs:complexType>
  </xs:element>
</xs:schema>
```