



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

## A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ANOTACE KVALITY ZÁZNAMŮ EKG

ECG SIGNAL QUALITY ANNOTATION

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vojtěch Waloszek

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Vitek, Ph.D.

BRNO 2019

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Vojtěch Waloszek

**ID:** 195203

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2018/19

**NÁZEV TÉMATU:**

## Anotace kvality záznamů EKG

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište problematiku odhadu kvality signálu EKG. Zaměřte se především na možnosti spojitého odhadu kvality za přítomnosti různých typů rušení v dlouhodobých a zátěžových záznamech EKG. 2) Navrhněte vlastní metodu umožňující spojitý odhad kvality záznamu EKG a realizujte ji v programovém prostředí Matlab. 3) Realizovanou metodu otestujte jak na umělých, tak na veřejně dostupných záznamech. Dosažené výsledky diskutujte. 4) Navrhněte a realizujte vlastní metodu anotace kvality záznamu EKG na základě jejího spojitého odhadu. 5) Realizovanou metodu otestujte jak na umělých, tak na veřejně dostupných záznamech. 6) Optimalizujte navržený řetězec metod a proveďte finální testování. 7) Veškeré dosažené výsledky diskutujte.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ORPHANIDOU, CH., T. BONNICI, P. CHARLTON, et al. Signal Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. 2014, 19(3).

[2] WANG, J. Y. A new method for evaluating ECG signal quality for multi-lead arrhythmia analysis. Computers in Cardiology, 2002, pp. 85-88.

**Termín zadání:** 4.2.2019

**Termín odevzdání:** 24.5.2019

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

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

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

## **Abstrakt**

Tato práce shrnuje základní informace o elektrofyziologii srdce a elektrokardiografii, uvádí přehled několika metod pro anotaci kvality záznamů EKG a navrhuje vlastní metodu pro anotaci kvality záznamů EKG. Realizuje výpočet příznaků - ukazatelů kvality signálu i samotné anotace kvality. Testuje správnost reakce příznaků na události v signálu, jejichž přítomnost mají příznaky reflektovat, i správnost anotací kvality.

## **Klíčová slova**

EKG, Anotace kvality signálu, Ukazatele kvality signálu, Výpočet příznaků

## **Abstract**

This thesis gives basic information summary about electrophysiology of heart and electrocardiography and overview of several signal quality assessment methods. It also presents a new method for evaluating ECG quality, shows how signal quality indices are extracted and how the quality annotation is performed. It also gives test results of how the signal quality indices reflect the presence of corresponding noise and whether the quality annotation is correct.

## **Keywords**

ECG, Signal quality annotation, Signal quality indices, Feature extraction

## **Bibliografická citace:**

WALOSZEK, Vojtěch. *Anotace kvality záznamů EKG*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/118321>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Vitek.



## **Prohlášení**

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Anotace kvality záznamů EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 24. května 2019

.....

podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 24. května 2019

.....  
podpis autora

# Obsah

Úvod.....	1
1. Elektrofyziologie srdce.....	2
1.1. Srdeční buňky.....	2
1.2. Převodní systém srdeční.....	2
1.3. Akční potenciál .....	3
1.4. Šíření vzruchu srdcem .....	4
2. Elektrokardiogram (EKG) .....	6
2.1. Svody EKG.....	6
2.2. Morfologie EKG.....	9
2.3. Spektrální charakteristika EKG .....	10
2.4. Nejčastější druhy rušení a artefaktů.....	11
3. Anotace kvality EKG.....	14
3.1. Různé přístupy k anotaci kvality signálu.....	15
3.1.1. Počet tříd kvality signálu.....	15
3.1.2. Real-time vs. off-line přístup.....	17
3.1.3. Počet svodů.....	18
3.2. Současné metody anotace kvality EKG.....	18
3.2.1. Metody využívající rozměření signálu .....	18
3.2.2. Metody využívající časové, frekvenční a časově-frekvenční analýzy bez rozměření signálu.....	23
4. Návrh vlastní metody pro odhad kvality signálu .....	27
4.1. Příznaky pro odhad kvality .....	27
4.2. Vlastní metoda anotace kvality .....	30
4.2.1. Heuristicky nastavené prahování .....	30
4.2.2. Optimalizace prahových hodnot .....	31
5. Zhodnocení úspěšnosti metody .....	33
5.1. Měření záznamů na zařízení Faros .....	33
5.2. Vizualní testování jednotlivých příznaků .....	34
5.3. Testování metody pro anotaci kvality EKG.....	46
5.3.1. Popis testovacích dat .....	46
5.3.2. Testování s heuristicky nastavenými parametry.....	48

5.3.3. Testování s optimalizovanými parametry.....	52
6. Diskuze .....	54
Závěr.....	56
Literatura.....	57

# Seznam obrázků

Obr. 1.1 Převodní systém srdeční (převzato z [3]) .....	3
Obr.1.2 Časový průběh membránového napětí buňky pracovního myokardu během akčního potenciálu (převzato z [3]) .....	4
Obr. 1.3 Srovnání průběhu membránového napětí před a během akčního potenciálu u buňky pracovního myokardu (vlevo) a u pacemakerové buňky převodního systému (vpravo). (převzato z [3]).....	4
Obr. 2.1 Bipolární končetinové svody (převzato z [8]).....	7
Obr. 2.2 Unipolární končetinové svody (převzato z [8]).....	8
Obr. 2.3 Standartní umístění hrudních svodů v pohledu zepředu (vlevo) a v řezu shora (vpravo). (převzato z [9]).....	8
Obr. 2.4 Unipolární hrudní svody (převzato z [3]).....	9
Obr. 2.5 Zápis EKG s vyznačením jednotlivých vln, kmitů, intervalů a úseků (převzato z [8]).....	10
Obr. 2.6 Energetické spektrum odděleně pro vlny P, T a komplex QRS (převzato z [10]) .....	11
Obr. 2.7 Některé typy šumu a artefaktů v signálu EKG. (převzato z [10]) .....	13
Obr. 3.1 Osmisekundové segmenty EKG s různým stupněm zarušení (převzato z [6]) ...	16
Obr. 3.2 Schéma metody A (převzato z [1]) .....	19
Obr. 3.3 Překrytí EKG 16 srdečních cyklů pro určení průměrného komplexu PQRST (Převzato z [14]).....	21
Obr. 3.4 Schéma algoritmu detekce nejběžnějších typů šumu v EKG šesti nezávislými testy (Převzato z [13]).....	25
Obr. 4.1 Nízkofrekvenční rušení signálu EKG získaný bez překrývání oken (vlevo) a s okny překrývajícími se o 1 s (vpravo) .....	28
Obr. 4.2 Směry měření zrychlení akcelerometrem umístěným u pravé klíční kosti.....	30
Obr. 4.3 Schéma vlastní metody anotace kvality.....	31
Obr. 5.1 Umístění elektrod pro jednosvodové snímání EKG zařízením Faros.....	33
Obr. 5.2 Výstup detekce konstantních úseků. Ve 13. sekundě je příznak nulový – detekce konstantního úseku při saturaci signálu .....	34
Obr. 5.3 Výstup detekce na úseku signálu s nepřipojenou elektrodou. Zařízení Faros naměřilo i bez připojené elektrody vysokofrekvenční signál s rozsahem přibližně $\pm 0,2$ mV, maximum absolutní hodnoty první diference se pohybuje mezi 200-300 $\mu$ V/ms .....	35
Obr. 5.4 Výstup detekce na normálním úseku signálu, maximální absolutní hodnota první diference se pohybuje mezi 200-300 $\mu$ V/ms .....	35
Obr. 5.5 Analýza rozsahu úseku signálu s nepřipojenou elektrodou. Rozsah je nižší než prahová hodnota, příznak správně reaguje na nepřipojenou elektrodu.....	36
Obr. 5.6 Analýza rozsahu úseku signálu s velkými výkyvy, jsou nadprahové, tedy nepřijatelné.....	36

Obr. 5.7 Analýza rozsahu úseku normálního úseku signálu. Rozsah leží mezi prahy, detektor správně rozpoznal, že nedošlo k překročení povoleného rozsahu. ....	36
Obr. 5.8 Detekce nízkofrekvenčního rušení na úseku signálu s velkými výkyvy .....	37
Obr. 5.9 Detekce nízkofrekvenčního rušení na úseku signálu s menšími výkyvy .....	37
Obr. 5.10 Detekce nežádoucích špiček velkého rozsahu i rychlosti změny napětí.....	38
Obr. 5.11 Detekce špičky mezi dvěma komplexy QRS .....	38
Obr. 5.12 Detekce rychlého poklesu napětí uvnitř komplexu QRS, a špičky mezi cykly v poměrně zarušeném úseku signálu .....	38
Obr. 5.13 Detekce síťového rušení v umělém signálu s vloženou sinusoidou o frekvenci 50 Hz.....	39
Obr. 5.14 Klidový signál EKG s korespondujícími signály z akcelerometru z jednotlivých os.....	39
Obr. 5.15 Klidový signál EKG s korespondujícím příznakem zrychlení.....	40
Obr. 5.16 Signál EKG s obsahem rušení a reakce akcelerometrického příznaku .....	40
Obr. 5.17 Silně zarušený záznam EKG.....	41
Obr. 5.18 Signál EKG dobré kvality za přítomnosti silných výkyvů akcelerometrického signálu.....	41
Obr. 5.19 Klidový a zarušený signál EKG a rozptyl signálu ve velmi krátkém okně .....	42
Obr. 5.20 Signál EKG obsahující rušení vyšší frekvence a středně velké amplitudy a jeho rozptyl v krátkém okně .....	42
Obr. 5.21 Odhad SNR VF složky EKG pro téměř nezarušený signál.....	43
Obr. 5.22 Odhad SNR na úseku EKG obsahujícím VF rušení.....	43
Obr. 5.23 Odhad SNR na úseku EKG, kde začíná vysokofrekvenční rušení .....	44
Obr. 5.24 Odhad SNR VF signálu EKG na úseku bez připojené elektrody .....	44
Obr. 5.25 Odhad SNR pro téměř nerušený signál EKG.....	45
Obr. 5.26 Odhad SNR na úseku signálu EKG obsahujícím vysokofrekvenční rušení .....	45
Obr. 5.27 Odhad SNR na úseku EKG se silným vysokofrekvenčním rušením.....	46
Obr. 5.28 Odhad SNR na úseku EKG bez připojené elektrody .....	46
Obr. 5.29 Nesprávné zařazení signálu kvalitativní třídy 2 do třídy 3 .....	50
Obr. 5.30 Zlepšení kvality umělého signálu a nesprávná reakce algoritmu.....	50
Obr. 5.31 Nesprávné zařazení signálu třídy kvality 1 do třídy 2 .....	51
Obr. 5.32 Správná, mírně zpožděná reakce na zlepšení kvality umělého signálu.....	51
Obr. 5.33 Zlepšení kvality umělého signálu ze třídy 3 na třídu 1 .....	52

## Seznam tabulek

Tab. 5.1 Míra shody jednotlivých expertů s konsensuálním rozhodnutím (mediánem) pro dva celodenní záznamy .....	47
Tab. 5.2 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 100001 délky 81 400 s (81,4 mil. vzorků) .....	48
Tab. 5.3 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 105001 délky 139 142 s (139,142 mil. vzorků) .....	48
Tab. 5.4 Výsledky anotací kvality deseti umělých signálu délky 1 800 s (10x919 100 vzorků) .....	49
Tab. 5.5 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 100001 délky 81 400 s (81,4 mil. vzorků) po optimalizaci prahových hodnot.....	52
Tab. 5.6 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 105001 délky 139 142 s (139,142 mil. vzorků) po optimalizaci prahových hodnot.....	52
Tab. 5.7 Výsledky anotací kvality deseti umělých signálů délky 1 800 s (10x919 100 vzorků) po optimalizaci prahových hodnot.....	53

# Úvod

Automatické zpracování elektrokardiografických záznamů je již běžně užíváno nejen v klinické praxi. Správnost tohoto zpracování, rozměření signálu a určení jeho fyziologických parametrů se však výrazně snižuje s přítomností různého rušení signálu, ať už rušení pochází z těla pacienta nebo z jeho okolí. Pro zajištění spolehlivé automatické analýzy signálu je proto nutné zajistit, aby pro analýzu nebyly používány zarušené signály.

Existuje více možností, jak zajistit, aby se ke zpracování nedostaly nekvalitní záznamy. Především se musí dbát na správné technické provedení měření, jako připojení elektrod, zamezení pohybu měřeného a jeho odstínění od zdrojů externího rušení. Pro očištění již naměřeného signálu od šumu je možné provést filtraci, která signál zbavuje rušivých složek, ale vždy ovlivní i diagnosticky užitečnou složku. Třetí možností je anotace kvality záznamů, to znamená označení záznamu podle kvality. Provede-li se anotace kvality před automatickou analýzou záznamu, můžeme z analýzy vyloučit ty úseky signálu, které byly anotací označeny za nekvalitní. Tím, že dojde k rozpoznání zarušených úseků, nebude docházet k chybám, které by vznikly při analýze zarušeného signálu. Použitím anotace kvality místo filtrace zamezíme deformaci užitečné složky signálu.

Tato práce se věnuje problematice anotace kvality EKG, tedy elektrokardiografických záznamů. V první kapitole popisuje základy elektrofyzologie srdce, tedy popis a funkci elektrické aktivity srdce, která je nezbytná pro jeho mechanickou činnost. Druhá kapitola se věnuje základům elektrokardiografie, tedy jak se elektrická aktivita srdce měří, vlastnosti a morfologii EKG a shrnuje nejčastější typy rušení, které se v záznamech EKG vyskytují. Třetí kapitola přechází k samotné anotaci kvality EKG, popisuje možné přístupy k anotaci a popisuje některé z navržených metod pro anotaci kvality.

Čtvrtá kapitola obsahuje popis metody pro spojitý odhad kvality signálu, kterou jsem realizoval, inspiroval jsem se metodami popsány ve třetí kapitole. V prostředí MATLAB jsem navrhl postupy pro získání devíti příznaků, které kvantifikují přítomnost jednotlivých druhů rušení v signálu. Na základě šesti z těchto příznaků pak rozhodovací algoritmus zařazuje úseky signálu do jedné ze tří tříd kvality. Návrh a optimalizace tohoto algoritmu jsou rovněž popsány v kapitole 4. V páté kapitole jsou nejprve popsány výsledky testování navržených postupů pro získávání příznaků a znázornění, jak získané příznaky reagují na přítomnost rušení, jehož přítomnost mají odhalit a následně jsou zde uvedeny výsledky testování celé metody pro anotaci kvality, včetně aplikace rozhodovacího algoritmu.



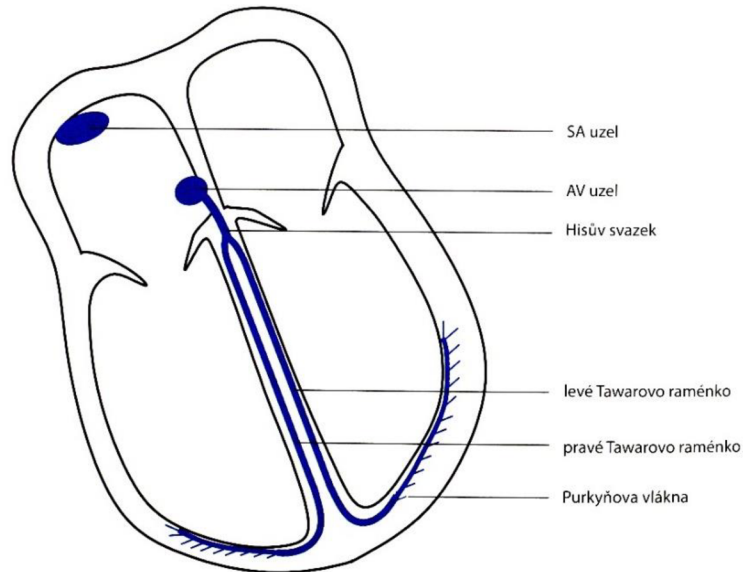
# 1. Elektrofyzologie srdce

## 1.1. Srdeční buňky

Buňky srdečního svalu jsou vzrušivé, to znamená, že adekvátní podráždění jejich buněčné membrány vyvolá elektrickou odpověď zvanou akční potenciál. Elektrická aktivita buněk myokardu se liší od ostatních vzrušivých buněk (neuronů, kosterních svalů), především tím, že má jejich akční potenciál výrazně delší trvání. Akční potenciál se svým průběhem liší i v různých částech srdce. Myokard je tvořen dvěma typy buněk, které se liší svou funkcí: buňky převodního systému srdečního a buňky pracovního myokardu. Převodní systém srdeční má funkci samovolně tvořit elektrické vzruchy a rozvést je v náležitě posloupnosti po srdci. Hlavní funkcí buněk pracovního myokardu je kontrakce, tedy mechanická práce, za normálních okolností spontánně netvoří vzruchy. I buňky pracovního myokardu jsou vzrušivé, vedou vzruch srdcem i tam, kde nedosahuje převodní systém. [3]

## 1.2. Převodní systém srdeční

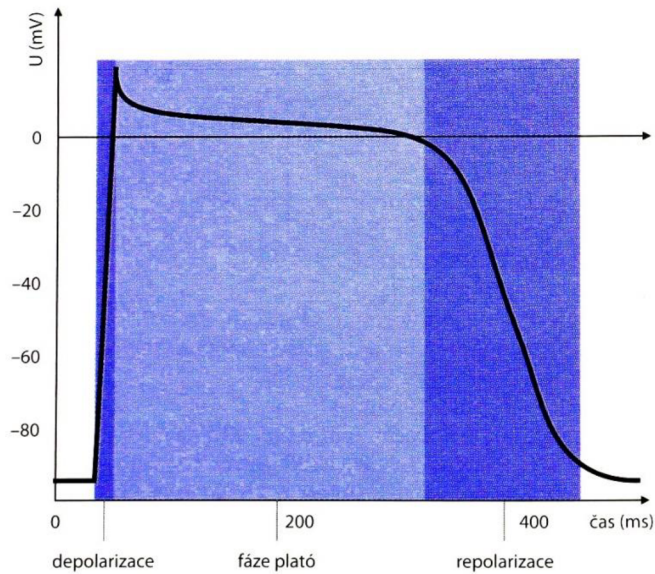
Převodní systém srdeční má tyto části: Sinoatriální uzel, Atrioventrikulární uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna. Sinoatriální uzel (též sinusový uzel, SA uzel) je pro srdce pacemakerem (udavatelem rytmu). Leží v pravé síni v blízkosti ústí horní duté žíly. Zde dochází ke spontánní elektrické aktivitě v nejvyšší frekvenci, která tak udává rytmus srdeční činnosti, tzv. sinusový rytmus. Vzruchy se ze sinoatriálního uzlu šíří po svalovině síní do atrioventrikulárního uzlu, který se nachází ve spodní části pravé komory. Atrioventrikulární uzel (též AV uzel) je sekundárním pacemakerem, který udává srdeční rytmus v případě selhání sinoatriálního uzlu. Frekvence vyvolání spontánního elektrického impulzu je u AV uzlu nižší než u sinusového uzlu. Pokud sinusový uzel funguje, AV uzel nevyvolává další impulzy, pouze převádí signál dále. Z AV uzlu se vzruch šíří přes Hisův svazek v mezikomorové přepážce, který se dělí na dvě Tawarova raménka (pravé a levé). V srdečním hrotu se Tawarova raménka větví na Purkyňova vlákna směřující stěnou komory k jejím bázím. Z Purkyňových vláken se vzruch šíří dále pracovním myokardem komor. Tento převodní systém zajišťuje vytvoření impulzu v primárním (popř. sekundárním) uzlu, a jeho rozšíření do celého srdce. Schématický obrázek převodního systému srdečního je na obr. 1.1. Synchronizované vzrušení srdečních buněk vede k jeho synchronizovanému mechanickému stahu (systole). [4]



Obr. 1.1 Převodní systém srdeční (převzato z [3])

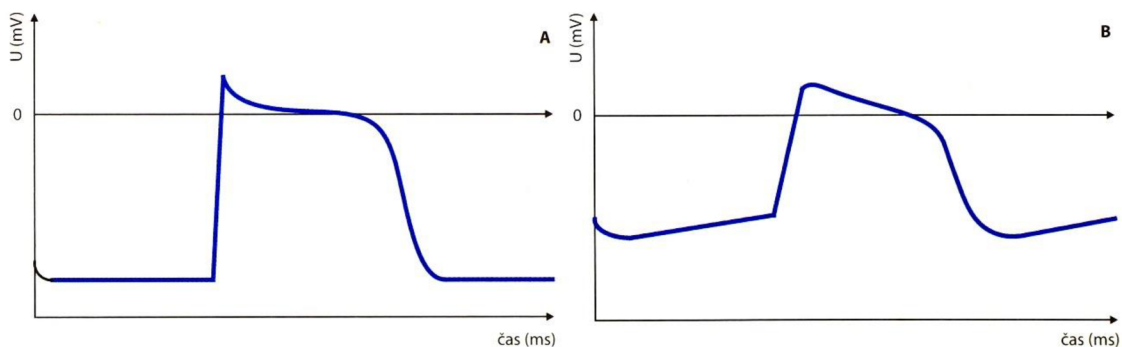
### 1.3. Akční potenciál

Veškeré vzrušivé buňky mají schopnost depolarizace a repolarizace membrány. V klidovém stavu je napětí mezi vnitřkem buňky a jejím povrchem  $-50$  až  $-90$  mV (uvnitř buňky je nižší elektrický potenciál než na povrchu, velikost napětí se liší u různých typů buněk). Tato tzv. polarizace je způsobena nerovnoměrným rozložením iontů uvnitř a vně buňky. Při různých podnětech dochází k otvírání a zavírání iontových membránových kanálů a změnám tohoto napětí. Při překročení určitého prahu (snížení absolutní hodnoty napětí o přibližně  $25$  mV) se spustí děj zvaný akční potenciál. Nejprve proběhne rychlá depolarizace, následuje krátká fáze částečné repolarizace, po ní dlouhá fáze plató, typická pro srdeční buňky, kdy membrána zůstává depolarizovaná, a poté se membránové napětí vrací do klidových hodnot, tato fáze se nazývá repolarizace. Časový průběh membránového napětí při akčním potenciálu buňky pracovního myokardu i se zvýrazněním jednotlivých fází je zobrazen na obr. 1.2. [3]



**Obr.1.2 Časový průběh membránového napětí buňky pracovního myokardu během akčního potenciálu (převzato z [3])**

Průběh membránového napětí pacemakerových buněk převodního systému se liší od buněk pracovního myokardu. Hlavním rozdílem je pomalá depolarizace buňky převodního systému v klidovém stavu. Po překročení prahové hodnoty u ní dojde k samovolnému vzniku akčního potenciálu. Schopnost pacemakerových buněk samovolně vytvářet akční potenciál se nazývá automacie. Srovnání časového průběhu akčního potenciálu buňky pracovního myokardu a pacemakerové buňky převodního systému jsou na obr. 1.3. [3]



**Obr. 1.3 Srovnání průběhu membránového napětí před a během akčního potenciálu u buňky pracovního myokardu (vlevo) a u pacemakerové buňky převodního systému (vpravo). (převzato z [3])**

## 1.4. Šíření vzruchu srdcem

Podráždění se v srdci přenáší z buňky na buňku lokálními elektrickými proudy, které vznikají mezi polarizovanými a depolarizovanými oblastmi. Jakmile kdekoli v srdci vznikne akční potenciál, šíří se sítí buněk převodního systému do buněk pracovního myokardu, dokud neproběhne po celém srdci. [3]

Cytoplazma depolarizovaných buněk má záporný potenciál. Při depolarizaci dochází k vyrovnání potenciálu s okolím, takže okolí depolarizované buňky získá záporný

potenciál. Při šíření vzruchu srdcem se dá hovořit o depolarizační vlně postupující ve směru šíření vzruchu převodním systémem. Na čele depolarizační vlny se objevuje potenciálový rozdíl mezi okolím depolarizovaných buněk (záporný elektrický potenciál) a okolím buněk, u nichž k depolarizaci ještě nedošlo (kladný elektrický potenciál). Toto napětí se dá charakterizovat elementárními dipólovými momenty mezi elementárními částmi v čele depolarizační vlny a jim sousedními částmi, které ještě depolarizované nejsou. Součet vektorů elementárních dipólových momentů udává směr výsledného elektrického vektoru.

## 2. Elektrokardiogram (EKG)

Zkratka EKG je zažitým pojmenováním elektrokardiogramu nebo elektrokardiografie. Elektrokardiogram je záznam elektrické aktivity srdce snímané z povrchu těla. Elektrokardiogram se snímá pomocí elektrod, které vytvářejí svody. Elektrokardiografie je zápis elektrických napětí z povrchu hrudníku, z jícnu (pomocí jícnových elektrod) nebo přímo ze srdce. Elektrokardiograf je přístroj pro zaznamenávání napěťových signálů vyvolaných průběhem elektrických akčních potenciálů v srdci. Elektrokardiograf je vlastně zesilovač, který zesiluje napěťový signál a vykresluje časový vývoj napětí mezi elektrodami v jednotlivých svodech. Elektrokardiografie je neinvazivní bezrizikové vyšetření, které poskytuje kvalitní diagnostické informace při patologických stavech srdečního systému. [5]

V záznamu EKG má největší diagnostickou hodnotu morfologie křivky. Kromě toho můžeme určit délky intervalů mezi jednotlivými údery srdce (intervaly RR), z nichž můžeme stanovit tepovou frekvenci, nebo zkoumat variabilitu srdečního rytmu (Heart Rate Variability – HRV). HRV je důležitý ukazatel aktivity autonomního nervového systému. Variabilitu srdečního rytmu fyziologicky způsobuje např. dýchání (mírné odchylky korelující s dýcháním), změny polohy nebo fyzická aktivita. [6]

Hlavní význam EKG je v diagnostice závažných poruch srdečního rytmu a diagnostice ischemické bolesti na hrudi. EKG má klíčový význam pro diagnostiku akutního koronárního syndromu a jeho včasnou léčbu. Má také doplňkový význam při některých náhlých stavech, jako jsou srdeční tamponáda, plicní embolie, zánětlivá onemocnění srdce, velké výkyvy hladin elektrolytů, předávkování léky apod. Měření EKG se využívá v každodenní klinické praxi. Mimo to ho lze využít také například ve sportovním lékařství ke sledování fyzické kondice sportovce nebo v prenatální diagnostice. [5]

V klinické praxi se nejčastěji měří záznamy EKG dlouhé 10 s. Na jednotkách intenzivní péče se EKG snímá po celou dobu přítomnosti pacienta a monitoruje ho neustále. Existuje však i tzv. Holterovské vyšetření, kdy pacient dostane přenosné zařízení pro záznam EKG a měření probíhá většinou celý den, nebo alespoň několik hodin, může probíhat i více dnů. Holterovský záznam EKG má monitorovat činnost srdce při běžných aktivitách pacienta, a může odhalit srdeční arytmie, které se vyskytují jen za určitých podmínek, například při fyzické zátěži určitého typu nebo ve stresu.

### 2.1. Svody EKG

Elektrická aktivita srdce se projeví změnami elektrického napětí i na povrchu těla. Místa snímání elektrického signálu z povrchu těla a jejich značení se v elektrokardiografii pevně ustálila. Běžný záznam EKG se skládá z 12 svodů. [3]

Pojem svod (lead) vyjadřuje elektrický obraz srdce. U dvanáctisvodového EKG je elektrický signál ze srdce zaznamenáván deseti elektrodami na povrchu těla, které jsou

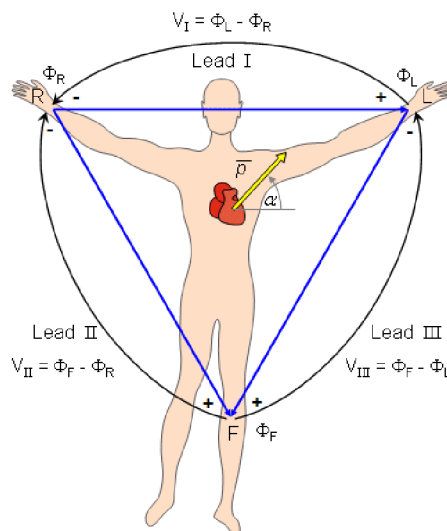
kabelem propojeny s EKG přístrojem. EKG přístroj porovnává elektrickou aktivitu zachycenou různými elektrodami, výsledný obraz elektrické aktivity mezi dvěma elektrodami se nazývá svod. Jednotlivé svody „pozorují“ srdce z různých směrů. Například svod I zobrazuje elektrické napětí mezi elektrodami na pravé a levé paži. Velikost napětí v jednotlivých svodech odpovídá průmětu elektrického srdečního vektoru do roviny daného svodu. [7]

Končetinové svody registrují elektrické potenciály ve frontální rovině, hrudní svody v horizontální rovině. Elektrické signály jsou snímány z povrchu těla, nutností je dobrý kontakt, který je zajišťován elektrovodným gelem. Kromě aktivních elektrod je na povrch těla (většinou na pravou nohu) připojena i zemní elektroda, která nefiguruje v žádném svodu, ale je důležitá pro potlačení šumu ve všech svodech. [5]

### Končetinové svody podle Einthovena

Jde o bipolární svody se zápisem pozitivní výchylky v případě, že je průmět elektrického srdečního vektoru směrem k elektrodě označené +. Elektrody se umísťují na místech, kde je nejméně svaloviny schopné způsobovat rušení signálu, tj. vnitřní strana zápěstí a holeň nad vnitřním kotníkem. [5]

Okamžitá hodnota napětí ve svodech I, II a III se vypočítá jako rozdíl okamžitých hodnot potenciálu v jednotlivých svodech (viz obr. 2.1).



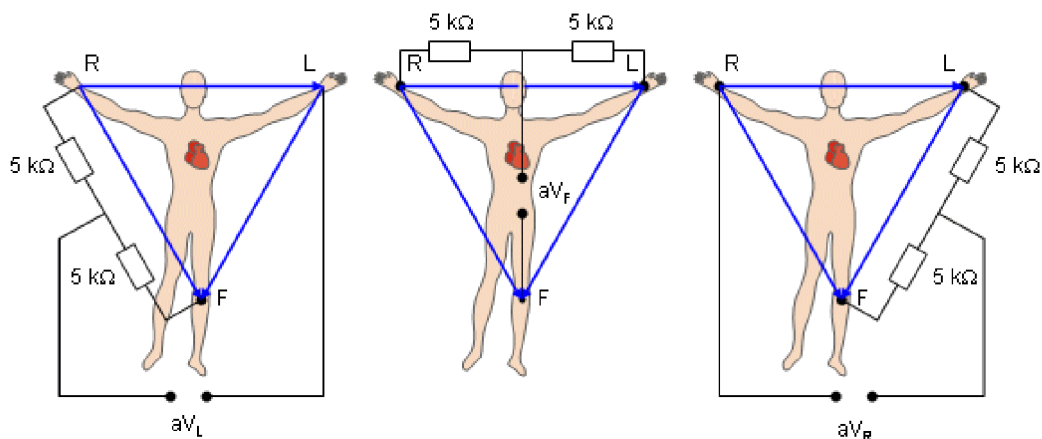
Obr. 2.1 Bipolární končetinové svody (převzato z [8])

### Končetinové svody podle Goldbergera

Svody podle Goldbergera jsou snímány identickými elektrodami z končetin, ale každá je přepojená na tzv. centrální svorku (central terminal) přes velký odpor (5 kΩ). Mají vyšší amplitudu než Einthovenovy svody, říká se jim také zesílené končetinové svody (augmented), značí se aVR, aVL a aVF. [5] Snímají napětí mezi danou elektrodou a průměrem potenciálů ostatních dvou elektrod (viz rovnice 2.1 a obr. 2.2). Rovnice (2.1) [8] platí analogicky i pro svody aVR a aVL.

$$U_{aVF} = \Phi_F - \frac{\Phi_R + \Phi_L}{2} \quad (2.1)$$

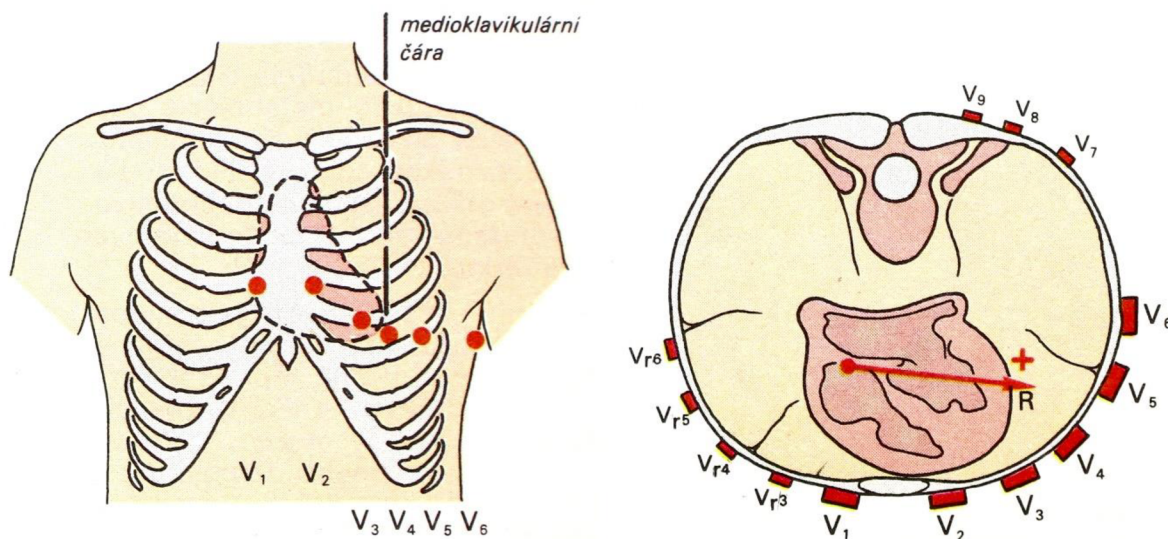




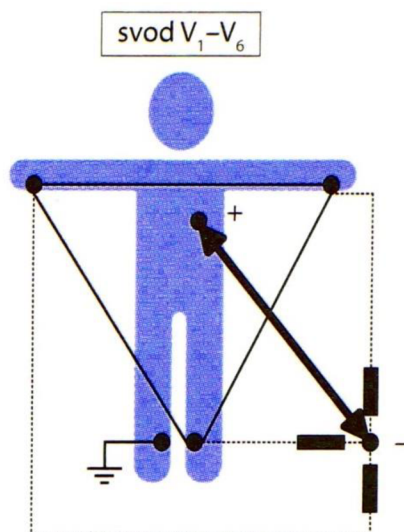
Obr. 2.2 Unipolární končetinové svody (převzato z [8])

### Hrudní svody podle Wilsona

Jedná se o 6 unipolárních svodů  $V_1$ - $V_6$ . Umístění svodů je přesně definováno, je také zobrazeno na obr. 2.3. Zaznamenávají napětí mezi aktivními elektrodami na povrchu hrudníku a referenční elektrodou s elektricky vytvořeným nulovým potenciálem (Wilsonova svorka, viz obr. 2.4). Hrudní svody v kombinaci s končetinovými svody umožňují trojrozměrný popis elektrického srdečního vektoru, protože snímají srdeční aktivitu v transverzální rovině. Elektrody hrudních svodů nejsou geometricky stejně vzdálené od srdce, a proto nelze navzájem porovnávat amplitudy jimi zaznamenaných napětí. Na obrázku 2.3 je zobrazené standartní umístění hrudních svodů a vpravo jsou zobrazeny i nestandardní hrudní svody  $V_7$ - $V_9$ , a také hrudní svody na pravé straně hrudníku, které se používají u pacientů, kteří mají dextrokardii (srdce umístěné na pravé straně). [9]



Obr. 2.3 Standartní umístění hrudních svodů v pohledu zepředu (vlevo) a v řezu shora (vpravo). (převzato z [9])



Obr. 2.4 Unipolární hrudní svody (převzato z [3])

## 2.2. Morfologie EKG

EKG jako křivka se pro přesnější rozlišení dělí na jednotlivé vlny, kmity, segmenty (úseky) a intervaly. Vlny a kmity jsou označovány písmeny P, Q, R, S, T. Každé písmeno označuje jinou část srdeční činnosti.

**Vlna P** je projevem depolarizace síní, je pozitivní, kulovitá, nejlépe se identifikuje ve svodu II a  $V_1$ . V některých svodech může být negativní. Pokud v záznamu EKG chybí vlna P, pak nejde o sinusový rytmus, vzruch nevzniká v SA uzlu.

**Komplex QRS** je projevem depolarizace komor. Šířka komplexu QRS odpovídá době, během které se vzruch šíří komorami, fyziologicky je to do 0,12 s. Při některých poruchách je komplex QRS rozšířený (blokádá Tawarova raménka, komorová tachykardie).

**Vlna T** je záznamem elektrické repolarizace komor. Je-li zploštělá nebo negativní při pozitivním komplexu QRS, ukazuje globální ischemii.

Málokdy bývá zaznamenána i vlna U jako nekonstantní součást.

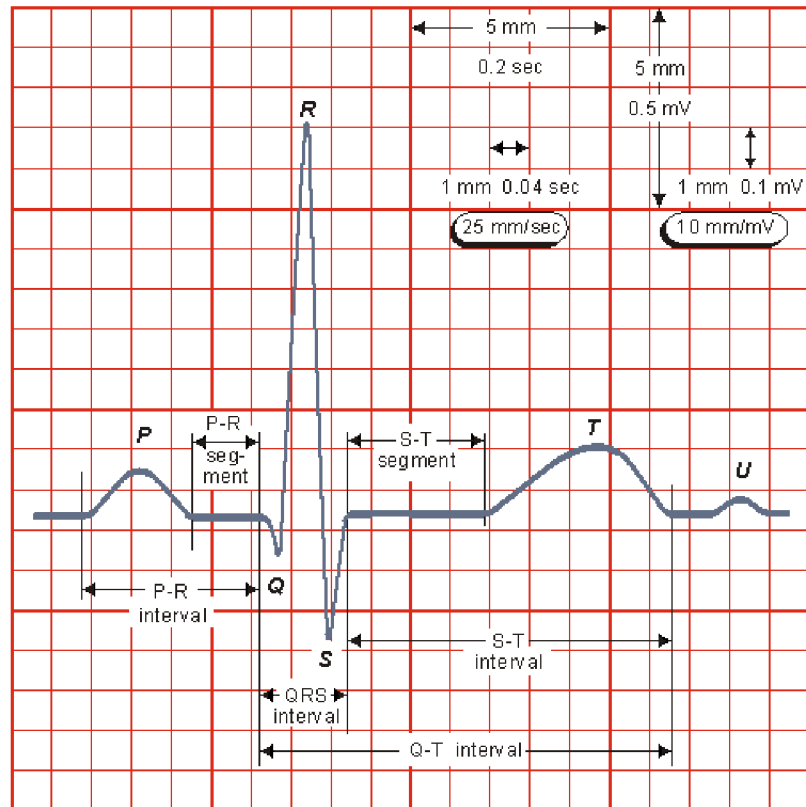
**Interval PQ** je čas od začátku vlny P do začátku komorového komplexu QRS. Trvá 0,12 - 0,20 s. Prodloužení intervalu PQ je způsobeno patologickým stavem AV blokádou, zkrácení je zaznamenáno při preexcitaci nebo tachykardii.

**Segment ST** je úsek signálu od konce komplexu QRS do začátku vlny T. Za normálních okolností je v izoelektrické čáře, za patologických okolností dochází k jeho elevaci (akutní infarkt myokardu nebo perikarditida) či depresi (ischemie). Při obrovské elevaci ST segmentu splývá elevovaný úsek ST s vlnou T, pak se hovoří o tzv. Pardeeho vlně.

**Interval QT** je čas od začátku komplexu QRS do konce vlny T. Je to doba trvání depolarizace a repolarizace komor, fyziologicky dosahuje 0,28-0,42 s.



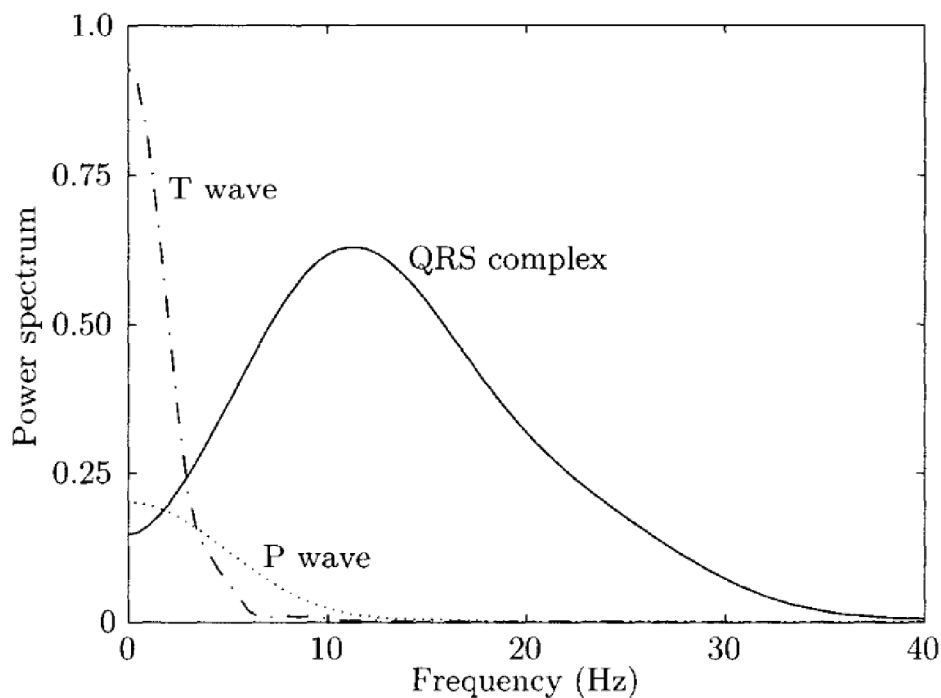
Pro záznam EKG se používá zápis na milimetrový papír s rychlostí zápisu 25 mm/s. Posun o malý čtvereček reprezentuje 0,04 s, velký čtverec odpovídá 0,2 s. Na ose y odpovídá 1 čtvereček velikosti napětí 0,1 mV. V dnešní době se používá převážně digitální záznam EKG, který však nejčastěji zobrazuje záznam v mřížce odpovídající standartnímu zápisu na milimetrový papír, protože lékaři jsou na tento typ zápisu zvyklí. [5]



Obr. 2.5 Zápis EKG s vyznačením jednotlivých vln, kmitů, intervalů a úseků (převzato z [8])

### 2.3. Spektrální charakteristika EKG

U signálu EKG bez šumu je většina energie soustředěna ve frekvenčním rozsahu 0,05 - 100 Hz, mikrofluktuační vysokofrekvenční EKG se nacházejí na frekvencích až 500 Hz. Energetické spektrum komplexu QRS a vln P a T u běžného EKG se nachází ve frekvenčním pásmu do 30 Hz (viz obrázek 2.6). Přítomnost morfologických změn komplexu QRS (zářezy vznikající za určitých podmínek) může energetické spektrum rozšířit, většina energie však zůstává v pásmu do 300 Hz. Také přítomnost šumu v signálu EKG ovlivňuje rozdělení energie na různých frekvencích, ať už v pásmu fyziologickém nebo mimo něj. [6]



Obr. 2.6 Energetické spektrum odděleně pro vlny P, T a komplex QRS (převzato z [10])

## 2.4. Nejčastější druhy rušení a artefaktů

Při měření jakéhokoli signálu se snad vždy setkáme alespoň s jistou mírou zarušení signálu. Různé metody pro zpracování signálů se snaží šum odstranit a získat tak čistý signál. Aby mohl být určitý šum v signálu rozpoznán a případně odstraněn, je třeba dobře poznat jeho vlastnosti. I pro anotaci kvality signálu je potřeba znát základní druhy šumu protože, na základě těchto znalostí budou ze signálu extrahovány jisté příznaky, pomocí nichž bude možné signál klasifikovat podle kvality. V signálu EKG je šum jakákoli změna křivky, která není způsobena elektrickou aktivitou srdce.

### Kolísání nulové izolinie

Kolísání izolinie je rušivá nízkofrekvenční složka signálu, která může způsobovat nesprávnou automatickou analýzu signálu, a tak vést k nepřesné nebo nesprávné interpretaci signálu. Nelze správně provést měření, která se opírají o izolinii, protože není správně definovaná. Kolísání izolinie je nejčastěji způsobeno pohybem měřeného, dýcháním nebo špatným kontaktem mezi kůží a elektrodou. Rozsáhlé kolísání může několikanásobně zvýšit amplitudu komplexu QRS. Frekvence kolísání způsobeného dýcháním je nižší než 0,5 Hz, pokud je příčinou jiný pohyb, může být frekvence vyšší, přibližně do 1 Hz. Kolísání nulové izolinie se běžně označuje jako „drift“. [10]

### Elektrodové pohybové artefakty

Pohybové artefakty vznikají kvůli změnám napnutí kůže pod elektrodami, což mění impedanci kůže kolem elektrody. Tyto pohybové artefakty jsou podobné kolísání izolinie,

s tím rozdílem, že jejich frekvenční rozsah je v pásmu 1-10 Hz, takže se prolíná se spektrem užitečného signálu. V signálu EKG se tyto artefakty mohou projevit vlnami o vysoké amplitudě, které mohou být někdy zaměněny za komplexy QRS. [10]

### **Síťové rušení (50/60 Hz)**

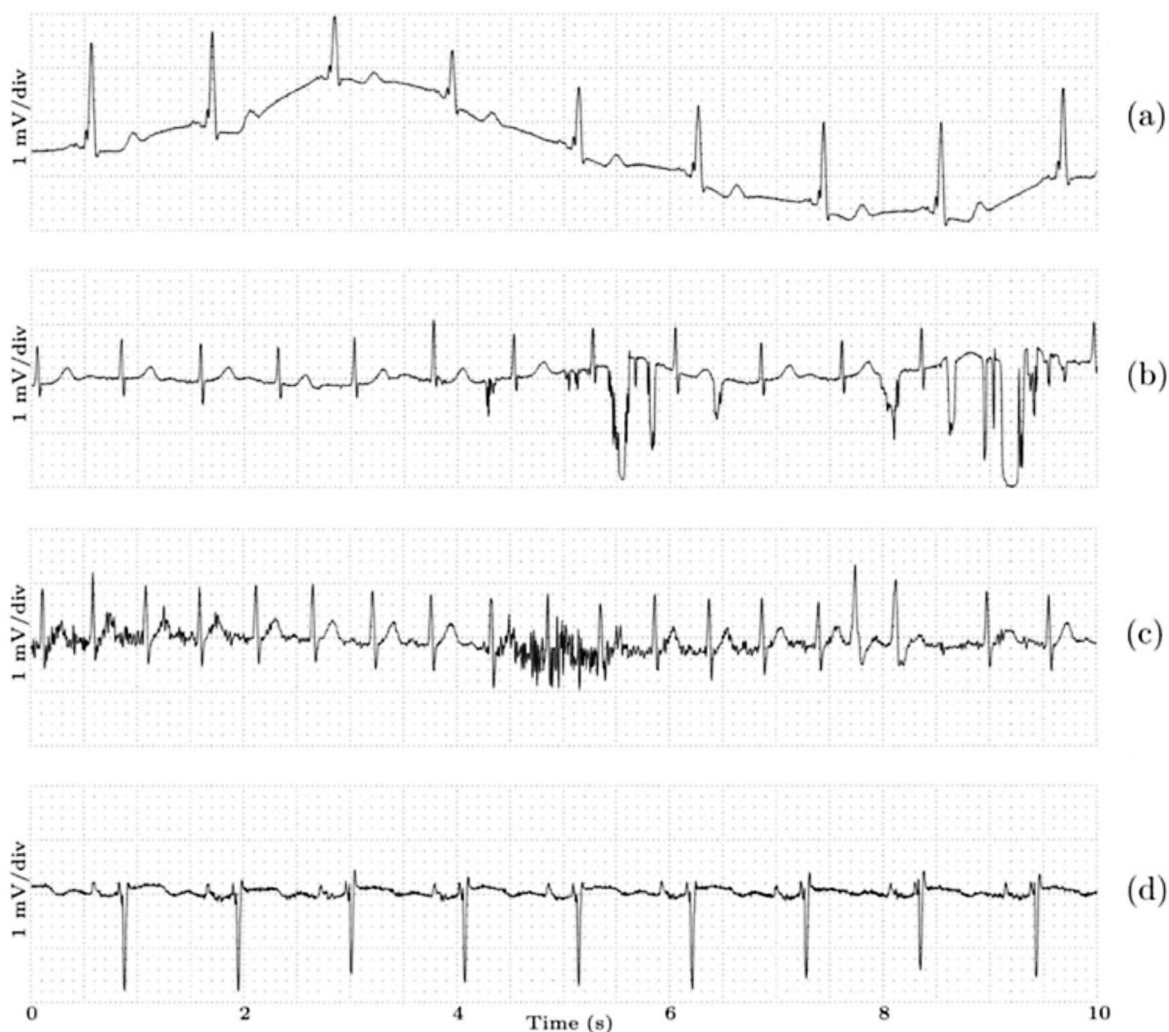
Síťové rušení je způsobeno nesprávným uzemněním EKG vybavení nebo interferencí s elektronikou v blízkosti měřeného. Toto rušení se nachází ve velmi úzkém frekvenčním pásmu kolem 50 Hz nebo 60 Hz, podle frekvence střídavého napětí v elektrorozvodné síti. V Evropě je to 50 Hz, v USA 60 Hz. Rušení má v signálu tvar sinusoidy o konstantní frekvenci, amplituda může být různá. Vliv síťového rušení můžeme omezit tím, že budeme EKG snímat v místě obklopeném minimem elektrických přístrojů, stíněním a náležitým uzemněním místa měření a měřícího přístroje. Síťové rušení se běžně označuje jako „brum“. [10]

### **Elektromyografický šum**

Elektrická aktivita kosterních svalů vytváří elektromyografický signál (EMG), který se při pohybu pacienta během snímání promítá do EKG jako šum. Při měření klidového EKG se tomuto rušení dá předejít tím, že se pacient nebude hýbat. To však nelze udělat u zátěžového EKG nebo u dlouhodobého měření, protože člověk zapojuje svaly. Myopotenciály vytváří vysokofrekvenční kmity. Jejich amplituda závisí na síle svalové kontrakce, při silnější kontrakci se snižuje vzdálenost mezi jednotlivými kmity. Svalový signál se může rychle měnit kvůli náhlým pohybům, nebo může být více stacionární při konstantní kontrakci svalu. Frekvenční spektrum myopotenciálů se výrazně prolíná se spektrem užitečného signálu EKG, jeho frekvenční rozsah je přibližně 5-500 Hz. [10]

### **Dechová aktivita**

Dýchání se v EKG projevuje jednak tím, že způsobuje variabilitu srdečního rytmu (HRV), ale také ovlivňuje jeho morfologii. Morfologické změny jsou způsobeny pohyby hrudníku, změnou polohy srdce vůči elektrodám při pohybu a změnami ve vodivosti plic. Při změně polohy elektrody se mění poloha svodu a tím i průmět elektrického vektoru do tohoto svodu. Na obrázku 2.7 d) vidíme v signálu EKG proměny amplitudy komplexů QRS v průběhu dechového cyklu. V tomto příkladu je perioda dýchání přibližně 5 s, dechová frekvence 12 dechů za minutu. Díky těmto změnám lze z EKG extrahovat informaci o dechové frekvenci. [10]



**Obr. 2.7 Některé typy šumu a artefaktů v signálu EKG. (převzato z [10])**

Na obr. 2.7 můžeme vidět některé typy šumu a artefaktů, které se mohou vyskytovat v záznamech EKG. a) Kolísání nulové izolinie, b) elektrodové pohybové artefakty, c) elektromyografický šum, d) dýcháním vyvolaná modulace amplitudy komplexů QRS.

Při měření záznamů EKG je obecně snaha o dosažení co nejvyšší kvality signálu a potlačení šumu. Při snímání je nutné dbát na dobrý kontakt elektrod s pokožkou, ten je zajištěn použitím gelu. Dále je snaha o minimalizaci pohybu pacienta, aby se eliminovaly pohybové artefakty a elektromyografický šum. Je-li EKG snímáno dlouhodobě na přenosná zařízení, nelze se pohybu vyhnout.

### 3. Anotace kvality EKG

Signály EKG se kromě klinické diagnózy lékařem uplatňují například k automatické diagnóze kardiovaskulárních onemocnění, rozpoznávání arytmií, detekci spánkové apnoe, sledování chronicky nemocných pacientů, predikci náhlé srdeční zástavy nebo v systémech pro rozpoznávání fyzické a emoční aktivity. Všechny tyto systémy ke své správné funkci vyžadují přesné určení charakteristických bodů signálu EKG (začátek a konec vlny P, začátek a konec komplexu QRS a konec vlny T), morfologických příznaků (výška, doba trvání, polarita a tvar vln) a časových příznaků (interval PR, interval QT, segment ST, interval RR). Pro správné rozměření signálu EKG vyžaduje většina analytických systémů signál s velmi nízkou hladinou šumu. Automatické ohodnocení kvality signálu je velmi důležité proto, abychom mohli odůvodnit nesprávnou funkci systémů analyzujících EKG a předejít falešně pozitivním nálezům. [11]

Současné analytické systémy reagují na zarušené signály nepřesným a nespolehlivým měřením a výstupem jsou často falešně pozitivní nálezy patologických událostí, které u automatických klinických diagnostických systémů používaných na jednotkách intenzivní péče spustí alarm, který přivolá obsluhu. Šum přítomný v izoelektrické oblasti může vést k falešné detekci vlny nebo kmitu, zarušení skutečných vln a kmitů může vést k jejich nesprávnému změření a tím ke špatnému vyhodnocení; systém tak může vyhodnotit šumem způsobenou událost v signálu jako patofyziologickou událost. Časté falešné alarmy obtěžují pacienty i obsluhu, ale mohou vést i k nesprávné diagnóze, když zdravotnický personál nepozná, že se jednalo o falešný alarm. Časté falešné alarmy mohou také způsobit, že obsluha k pacientovi nepřispěchá hned po spuštění alarmu v domněnku, že se opět jedná o falešný alarm, a může se tak zpozdit reakce personálu na skutečnou arytmiu, která vyžaduje rychlý zásah. [11]

Anotace kvality je důležitá i při měření na nositelných zařízeních, na které je tato práce více zaměřena. V dlouhodobých záznamech EKG z těchto zařízení se s velkou pravděpodobností budou vyskytovat zarušené úseky z důvodu pohybu měřené osoby. I nositelná zařízení mohou obsahovat systém pro automatickou diagnózu, a nerozpoznání nekvalitního úseku může vést k falešnému alarmu.

Existují dva přístupy, jak řešit problém falešných alarmů:

1. Odstranění šumu ze signálu – zpracování signálu s cílem vyfiltrovat neúčinnou složku
2. Anotace kvality signálu – hodnocení kvality signálu

Při jakékoli filtraci dochází kromě potlačení šumu i k deformaci užitečné složky signálu, byť někdy jen ve velmi malé míře. Existuje celá řada metod filtrace, například průměrovací filtry, mediánové filtry, frekvenčně-selektivní filtry, adaptivní filtry, diskrétní vlnková transformace, a vyvíjejí se stále nové metody. Filtry odstraňující složky šumu, které se výrazně liší od užitečné složky signálu EKG, jsou velmi účinné. Problémem však je šum, který je od užitečné složky těžko odlišitelný. Odstranění kolísání nulové

izolinie může zkreslit ST segment, mnohé techniky způsobují změnu délky nebo tvaru jednotlivých vln a kmitů. [11]

Kromě filtrace lze k omezení falešných nálezů v signálech použít také hodnocení kvality signálu. Ze signálu se získávají nejen příznaky potřebné pro rozměření a vyhodnocení fyziologických hodnot v signálu, ale také ukazatele kvality signálu SQI (signal quality indexes). Tyto ukazatele kvality se poté slučují a vyhodnocují, v rámci jednotlivých metod se používají různé způsoby jejich využití. Při automatickém zpracování anotovaného signálu EKG se části segmentu označené jako nekvalitní nebudou vyhodnocovat, nebo se vyhodnotí, ale při pozitivním nálezu se spustí alarm nižší priority nebo technický alarm, protože automatická diagnóza je v této části signálu nespolehlivá. [11]

### **3.1. Různé přístupy k anotaci kvality signálu**

Jednotlivé metody pro anotaci kvality se liší nejen v konkrétním řešení hodnocení kvality, ale u jednotlivých metod se používá různý počet tříd kvality, do kterých je signál rozdělován, některé metody hodnotí kvalitu v reálném čase (real-time), jiné zpětně na dříve naměřeném signálu (off-line). Metody se také liší v tom, zda využívají jen jeden svod, nebo více svodů.

#### **3.1.1. Počet tříd kvality signálu**

##### **Dvě třídy**

Nejčastější je rozdělení kvality signálů do dvou tříd – *Přijatelná* a *Nepřijatelná*, nebo *Dobrá* a *Špatná*. Signály nepřijatelné kvality jsou pak buď odstraněny, nebo se s nimi dále nepracuje. Signály přijatelné kvality jsou dále zpracovávány.

##### **Tři třídy**

V některých metodách se signál rozděluje do tří tříd kvality – *Přijatelná*, *Nepřijatelná* a *Nelze rozhodnout*. Z hlediska použitelnosti pro lékařské vyšetření by se dala kvalita EKG rozdělit následovně:

*Nepřijatelná kvalita* – v signálu nelze spolehlivě detekovat ani komplexy QRS

*Základní kvalita* – v signálu jsou jasně identifikovatelné kmity R, je možné spolehlivě získat informace o srdeční frekvenci a také zjistit některé typy arytmií

*Diagnostická kvalita* – lze jasně rozpoznat vlny P, T a komplexy QRS, signál EKG může být použit pro klinickou diagnózu [6]

V této práci bylo použito rozdělení kvality do tří tříd, třída 1 odpovídá diagnostické kvalitě, lze jasně rozpoznat všechny vlny a kmity, třída 2 odpovídá základní kvalitě, kdy je možno spolehlivě detekovat pouze kmity R, třída 3 obsahuje úseky signálu, kde nelze spolehlivě detekovat ani komplexy QRS.

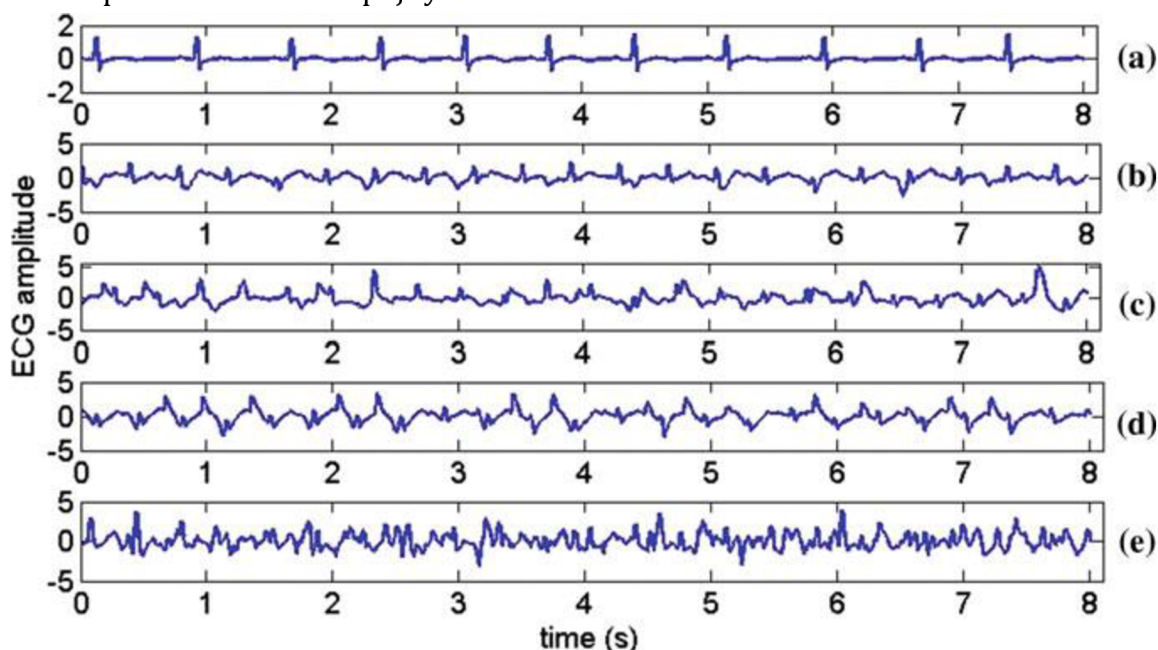
## Více tříd

Článek Larse Johannesena [12] popisuje přípravu testovacích dat, která používal ve své metodě, kde signály anotovali lidští experti. Protože neexistuje zlatý standard pro hodnocení kvality EKG, je hodnocení kvality člověkem subjektivní. Proto je k hodnocení vhodné pozvat více expertů a jejich odpovědi sloučit. V tomto článku experti klasifikovali kvalitu signálu do pěti tříd – *vynikající*, *dobrá*, *dostatečná*, *špatná* a *nepřijatelná*. Jejich odpovědi následně sloučili a výsledek klasifikovali do tří tříd (přijatelná, průměrná a nepřijatelná).

Metoda, kterou představila Irena Jekova a kol. [13], je založená na detekci šesti příznaků, kdy se vyhodnocovala přítomnost každého zvlášť, se pak celková kvalita vyhodnocovala podle počtu příznaků přítomných v signálu, tedy do 6 tříd, výsledkem však nakonec bylo rozdělení do dvou tříd kvality. I v jiných metodách se vyskytlo hodnocení, kdy výsledkem byl výčet vyskytujících se druhů šumu.

## Spojitě hodnocení

Poslední možností je spojitý výstup metody hodnocení kvality, například SNR. Metody nakonec nejčastěji použijí práh, na základě něhož se signál rozdělí do dvou tříd kvality, ale dá se pracovat i s tímto spojitým odhadem.



Obr. 3.1 Osmisekundové segmenty EKG s různým stupněm zarušení (převzato z [6])

Signály na obr. 3.1 se dají rozdělit do tří tříd z hlediska použitelnosti pro lékařské vyšetření. a) Čistý EKG segment, má diagnostickou kvalitu. b) Segment základní kvality, lze z něj získat srdeční frekvenci, ale není vhodný pro diagnostické účely. c)-e) Segmenty nepřijatelné kvality, čím dál více zarušené. Čím větší poměr šumu obsahují, tím je tvar křivky náhodnější.

## 3.1.2. Real-time vs. off-line přístup

### Real-time přístup

Real-time hodnocení kvality signálu spočívá v aplikaci algoritmu pro výpočet kvality na signál, který právě vystupuje z elektrokardiografu. Kvalita signálu se hodnotí pro současný vzorek signálu a pro vzorky z minulosti.

Pro vyhodnocení krátkého úseku signálu můžeme využít takzvané plovoucí okno délky  $N$ , kdy vždy vyhodnocujeme právě vystupující vzorek a  $N-1$  vzorků z minulosti, pro každý vystupující vzorek se počítá výstup okna. Nebo můžeme využít pevné okno, postup je podobný jako u plovoucího okna, ale výsledek nepočítáme pro každý výstupní vzorek s  $N-1$  předchozími vzorky, ale po výpočtu výstupu okna počkáme, než se naplní nové okno novými vzorky. Výstup pevného okna se tedy počítá jen jednou za  $N$  vzorků. Použití plovoucího okna je výpočetně náročnější, provádíme  $N$ -krát více výpočtů než při použití pevného okna. Plovoucí okno však lépe reaguje na pomalejší změny v signálu, jako například drift. Kompromis mezi použitím pevného a plovoucího okna je překrývání pevných oken, kdy se počítá výstup okna častěji než jednou za  $N$  vzorků, ale ne pro každý vystupující vzorek.

Real-time hodnocení kvality je nutné tam, kde probíhá real-time zpracování signálu vyžadující i znalost kvality signálu (například na jednotce intenzivní péče v patientském EKG monitoru, kde potřebujeme kvalitu zjišťovat pro snížení počtu falešných alarmů). Ukazatel kvality je proměnný, daný signál může obsahovat kvalitní i nekvalitní části.

U real-time systémů je nutné kontrolovat výpočetní náročnost algoritmů. Obsahuje-li systém automatické hodnocení fyziologických vlastností signálu a ještě navíc algoritmus pro hodnocení kvality, je vyžadován buď méně výpočetně náročný algoritmus, nebo výkonnější procesor systému. Vyšší výpočetní náročnost má také vliv na spotřebu energie systému, což je důležitý parametr u přenosných zařízení pro měření a zpracování EKG.

### Off-line přístup

Vyhodnocení kvality signálu off-line znamená, že algoritmus hodnocení můžeme aplikovat na celou délku signálu najednou, tedy není potřeba používat okna. Vyhodnocení může být přesnější, protože můžeme použít výpočetně náročnější algoritmy.

Off-line můžeme hodnotit kvalitu signálu jako celku, tedy když algoritmus detekuje nízkou kvalitu, byť i na malé části signálu, označí celý signál jako nekvalitní. Můžeme však také odhadovat kvalitu po celé délce signálu a vybrat z něho kvalitní a nekvalitní části.

Tento přístup se může použít například k automatickému hodnocení kvality signálů v databázi signálů EKG nebo v telemedicině. Telemedicina u EKG spočívá v tom, že pacient nenavštěvuje ordinaci lékaře, ale doma si sám nebo s asistencí nelékařského personálu naměří záznam EKG. Pokud by EKG přístroj obsahoval algoritmus pro hodnocení kvality, mohl by pacient nebo jeho asistent poznat, že naměřený záznam je nekvalitní (případně by systém mohl podat informaci jaký příznak je v signálu nekvalitní) a provedl by se opakovaný záznam s případně odstraněnými důvody snížené kvality.



### 3.1.3. Počet svodů

Kvalitu je možné určovat buď z jediného svodu, nebo kombinací více svodů. Výhodou určování kvality z jediného svodu je možnost použití pro každý signál EKG, je hodnocena kvalita jednotlivého signálu. Některé přístroje totiž neumožňují měření více svodů, nebo není potřebné snímat vícesvodový elektrokardiogram.

Při zkoumání kvality vícesvodového EKG, nejčastěji dvanáctisvodového, je možné využít toho, že všech 12 svodů ukazuje srdeční aktivitu ve stejných momentech, určit například polohu kmitů R z jednoho svodu a tím získat polohu kmitů R i u ostatních svodů, čehož lze využít k extrakci různých příznaků. Svody je také možné navzájem porovnávat, a získat tak příznaky, které by ze samostatného svodu nebylo možné získat (korelace svodů, porovnání detekce vrcholů kmitů R mezi svody, křížení svodů) [6]. Většinou platí, že pokud je detekována špatná kvalita u jednoho svodu, pak je všech dvanáct svodů označeno za nekvalitní.

## 3.2. Současné metody anotace kvality EKG

V této kapitole jsou popsány některé ze současných metod pro odhad kvality EKG. Většina algoritmů pro anotaci kvality aplikuje tři kroky k uznání nebo zamítnutí segmentu EKG:

- 1) *předzpracování signálu* – tato fáze používá různé typy filtrací nebo rozložení signálu pro rozlišení jednotlivých druhů rušení
- 2) *extrakce příznaků* – získání spektrálních, časových, časově-frekvenčních, statistických nebo informačních příznaků, které jsou použity pro následnou klasifikaci
- 3) *klasifikace* – jsou použita rozhodovací pravidla (heuristická) nebo algoritmy strojového učení pro rozdělení signálu do tříd podle kvality

### 3.2.1. Metody využívající rozměření signálu

#### A) Metoda odhadu kvality pomocí příznaků získaných detekcí kmitů R

Tuto metodu představuje Christina Orphanidou a kol. ve svém článku [1]. Tato metoda anotuje kvalitu EKG nebo PPG signálu, využívá čtyři příznaky, z nichž tři jsou odvozeny z polohy kmitů R (u PPG se používá jiný bod pro určení intervalu mezi srdečními cykly). Metoda je navržena pro hodnocení kvality desetisekundových signálů, ať už off-line v databázi, nebo real-time pro použití v nositelných zařízeních, kde hodnotí kvalitu v desetisekundových pevných oknech a zjištěnou kvalitu používá k šetření energie baterie zařízení. Signály klasifikuje do dvou tříd – *dobrá* a *špatná* kvalita.

Předzpracováním signálu je detekce kmitů R. Následuje získávání příznaků a posouzení, zda je daný příznak v pořádku, nebo zda je jeho hodnota nadprahová.

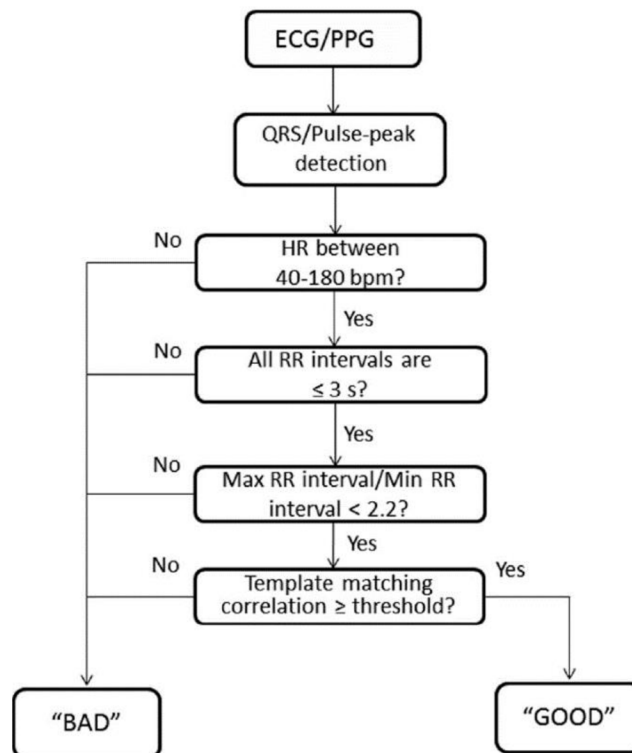
První příznak je tepová frekvence. Hodnota tepové frekvence se vypočítá jako převrácená hodnota intervalu RR neboli doby jednoho srdečního cyklu. Pokud je tepová frekvence mimo nastavenou mez 40-180 tepů za minutu, signál je označen jako špatné

kvality. Tepová frekvence může nabývat i hodnot mimo tento interval, ale u cílové skupiny lidí, kteří budou používat přenosná EKG zařízení, je to málo pravděpodobné.

Druhý příznak je délka intervalů RR. Je-li v signálu interval RR delší než tři sekundy, je kvalita signálu špatná. Interval 3 sekundy by odpovídal tepové frekvenci 20 tepů za minutu. Tento příznak detekuje situace, kdy detektor kmitů R nedetekuje více než jeden kmit v řadě.

Třetím příznakem je poměr nejdelšího a nejkratšího intervalu RR. Je-li tento poměr větší než 2,2, znamená to, že detektor kmitů R nedetkoval více než jeden kmit R, a proto je kvalita signálu špatná.

Čtvrtý příznak využívá korelaci jednotlivých srdečních cyklů v desetisekundovém úseku. Pomocí mediánového intervalu RR se určí velikost okna pro korelaci. Ve středu okna je vždy kmit R. Průměrováním jednotlivých oken se vytvoří šablona, se kterou korelujeme jednotlivá okna. Korelační koeficienty všech oken se poté zprůměrují a porovnají s nastaveným prahem. Je-li hodnota podprahová, signál obsahuje nepravidelný cyklus a je označen za nekvalitní.



Obr. 3.2 Schéma metody A (převzato z [1])

Tato metoda měla při testování na lidskými experty anotované databázi senzitivitu 93 % a specifitu 97 %, anotace kvality provedená touto metodou se silně shodovala s anotací lidskými experty.

Nevýhodou této metody, stejně jako všech ostatních metod využívajících příznaky získané detektorem pulsů (kmitů R) je fakt, že spolehlivost metody závisí na spolehlivosti detektoru pulsů. Je velmi obtížné realizovat spolehlivý detektor, spolehlivá detekce je také výpočetně náročná. Mnohé detektory pulsů do detekce nezahrnují detekci patologických

srdečních cyklů, například výskyt extrasystol. Jakkoli dobrý detektor zavádí do anotace chybu. Proto jsem se v návrhu své metody vyhnul příznakům vycházejícím z detekce pulsů.

## B) Metoda měřící rozdíl mezi sousedními komplexy QRS

J. Y. Wang v roce 2002 představil metodu [2], která vyhodnocuje hladinu šumu porovnáním dvou komplexů QRS, buď ze sousedních nebo i z navzájem vzdálenějších komplexů QRS. Metoda byla vyvinuta pro real-time analýzu vícesvodových signálů, jejím cílem bylo vybrat nejvhodnější svody pro další analýzu a vyřadit nekvalitní nebo redundantní svody.

Principem metody je výpočet odlišnosti mezi sousedními srdečními cykly. Důležitým krokem je detekce komplexů QRS. Porovnávané křivky se překryjí, orientačním bodem překrytí jsou detekované komplexy QRS, a počítá se odlišnost mezi nimi podle rovnice (3.1).

$$\text{Odlišnost}(X, Y) = \frac{\sum |X(i) - Y(i)|}{\sum |X(i)| + \sum |Y(i)|} \quad (3.1)$$

Aby se zabránilo vzniku velké odlišnosti vlivem nesprávného překrytí porovnávaných křivek, provádí se více výpočtů, kdy se v malém rozsahu posouvá vzájemná poloha křivek a vybere se z nich výsledek s minimální odlišností. Z naměřených hodnot odlišností se vytvoří histogram, z jednotlivých histogramů se poté vytvoří kumulovaný histogram a ten se použije pro hodnocení kvality. Kvalita signálu se stanovuje ze strmosti růstu kumulativních křivek. Křivky signálů vyšší kvality budou mít strmější růst než signály nízké kvality.

## C) Dvě metody pro odhad SNR ze zprůměrovaného cyklu

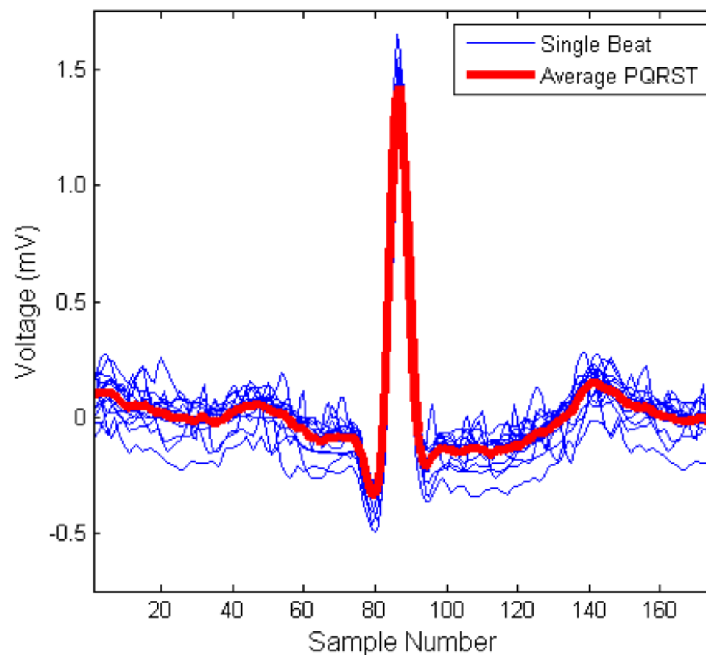
P. X. Quesnel, A. D. C. Chan a H. Yang představili dvě metody pro detekci šumu způsobeného pohybem [14], [15], založené na stejném principu, a to odhad SNR (signal to noise ratio = poměr energie signálu a šumu) jednotlivých srdečních cyklů (komplexů PQRST) porovnáním s průměrným komplexem PQRST. Pro předzpracování se opět používá detektor komplexů QRS. Metody jsou použitelné i pro samostatný svod, ale mohou kombinovat i hodnocení z více svodů; dělí signál do dvou tříd kvality.

První z metod [14] navrhuje real-time anotaci kvality v pevném okně, jehož délka je určena délkami komplexů PQRST, například okno obsahující 16 komplexů PQRST. V tomto okně se provede segmentace na jednotlivé komplexy PQRST, jejich překrytí pomocí křížové korelace, a zprůměrnění všech komplexů PQRST v okně. Tím vznikne průměrný komplex PQRST, který se použije jako šablona pro kvantifikaci šumu v jednotlivých cyklech. Výpočet SNR se provádí pomocí rovnice (3.2), kde  $PQRST_{Avg}$  je průměrný komplex QRS,  $\check{Sum}_i$  je rozdíl současného a průměrného PQRST cyklu. RMS (root mean square) je druhá odmocnina z průměru kvadrátů (aritmetického průměru druhých mocnin) daného setu čísel.

$$\{SNR_i\}_{i=1}^N = 20 \log \left( \frac{RMS(PQRST_{Avg})}{RMS(\check{Sum}_i)} \right) \quad (3.2)$$

Tento výpočet SNR reaguje na veškeré nepravidelné změny v signálu, takže je dobře použitelný například i pro elektromyografický šum a pohybové artefakty. Reaguje však také na nepravidelné změny způsobené srdeční činností, například arytmií.

Druhá z metod [15] pracuje opět real-time ve 30 sekund dlouhém okně, které se posouvá v pětisekundových skocích. K předzpracování používá horní propust s mezní frekvencí 0,67 Hz pro odstranění driftu. Pro následný výpočet SNR je použita jiná rovnice, ale princip je stejný, opět se porovnává současný a průměrný komplex PQRST.



Obr. 3.3 Překrytí EKG 16 srdečních cyklů pro určení průměrného komplexu PQRST (Převzato z [14])

#### D) Metoda anotace napodobováním lidských expertů

Tuto metodu představil Lars Johannesen a Lorian Galeotti [16]. Metoda se snaží dosáhnout stejného výsledku anotace jako lidští experti, a napodobit i jejich postup anotace. Nejprve detekuje velké nedostatky signálu (chybějící nebo špatně připojený svod, nedetekované komplexy QRS v některém svodu) a signály obsahující tyto nedostatky označuje za nepřijatelné, ostatní signály podléhají dalšímu hodnocení. Metoda je navržena pro vícesvodové záznamy EKG. U signálů, které neobsahují velké nedostatky pak hodnotí kvalitu spojitě, pro výslednou klasifikaci používá práh, který rozdělí signály na přijatelné a nepřijatelné.

Nejprve vyhledává chybějící svody. Pokud byl rozsah svodu menší než čtyřnásobek rozlišení (v jejich případě  $4 \times 0,5 \mu\text{V}$ ), vodič byl označen jako *chybějící* a signál jako *nepřijatelný*. Následovala detekce komplexů QRS pomocí nelineárního operátoru U3. Pokud detektor našel méně než 5 nebo více než 40 komplexů QRS v desetisekundovém okně, byl signál označen jako *nepřijatelný*. Také porovnává detekci komplexů QRS mezi svody.

Po odstranění těchto velkých chyb metoda pokračuje kvantifikací síťového rušení a driftu jejich případným odstraněním. Následně algoritmus detekuje elektromyografický šum: rozdělí komplexy QRS do několika tříd podle podobnosti. Skupina s nejkratší dobou trvání komplexů QRS je považována za komplexy v sinusovém rytmu. Z těchto komplexů QRS se vybere mediánový komplex, který slouží jako vzorový. Ostatní komplexy QRS se s ním porovnávají a míra rozdílnosti je považována za míru elektromyografického šumu.

Naměřené hladiny těchto tří druhů šumu byly hodnoceny pro každý srdeční cyklus v každém svodu zvlášť. V globálním hodnocení kvality záznamu se pro každý cyklus využil svod s nejvyšší mírou rušení, pro elektromyografický šum se zohledňovaly jen hodnoty naměřené ve skupině cyklů v sinusovém rytmu.

Výstupní hodnocení do tříd *přijatelný* a *nepřijatelný* probíhalo tak, že každý ze tří druhů rušení byl ohodnocen na škále od 0 do 10. Signál pak byl označen jako nepřijatelný, pokud celkové skóre přesahovalo 20 (ze 30), nebo pokud jednotlivý druh šumu měl hodnotu 10.

### **E) Metoda založená na strojovém učení**

G. D. Clifford, J. Behar, Q. Li a I. Rezek [17] představili plně automatickou metodu pro detekci nekvalitních signálů EKG. Je navržena k použití na 5-10 s dlouhých signálech, ať už jednosvodových nebo vícesvodových, které rozděluje do dvou tříd kvality.

Při předzpracování probíhá převzorkování signálů na vzorkovací frekvenci 125 Hz a detekce komplexů QRS dvěma detektory. Z každého svodu bylo získáno sedm příznaků, z dvanáctisvodového záznamu tak vzešlo 84 příznaků.

Prvním příznakem je procento komplexů QRS detekovaných v daném svodu, které byly detekovány i v ostatních svodech. Druhý příznak je procento komplexů QRS detekovaných oběma detektory. Třetím příznakem je relativní energie komplexu QRS neboli poměr energie pásma 5-15 Hz k energii pásma 5-40 Hz. Čtvrtým příznakem je koeficient šikmosti rozdělení komplexů QRS, pátým koeficient špičatosti rozdělení komplexů QRS (statistické koeficienty). Šestým příznakem je poměr nulového signálu (nulová izolinie) v celé délce signálu, sedmým příznakem je relativní energie izolinie (poměr energie pásma 0-1 Hz k energii pásma 1-40 Hz. Všechny příznaky mohou nabývat hodnot od 0 do 1.

Pro klasifikaci byla použita buď umělá neuronová síť – třívrstvý dopředný perceptron, nebo Support vector machine (metoda strojového učení). Tyto automatické klasifikátory je nejprve potřebné nastavit tak, aby uměly správně klasifikovat. Pro nastavení se používá tzv. učení s učitelem, kdy na vstup klasifikátoru je přiveden trénovací signál, a k jednotlivým signálům i rozdělení, zda patří do třídy *přijatelný* nebo *nepřijatelný*. Klasifikátor na základě těchto trénovacích dat nastaví své vnitřní parametry a tím se „naučí“ reagovat na vstupní data správným výstupem. Na dalších datech se testuje, jestli klasifikátor funguje správně. Pro trénování klasifikátoru je důležité vybrat data homogenně reprezentující všechny kategorie, tedy přibližně stejný počet přijatelných a nepřijatelných signálů, a také vhodné množství trénovacích dat. Při

nedostatku dat by mohlo dojít k „nedoučení“ klasifikátoru, kdy by klasifikátor neuměl dobře reagovat na všechny situace, které mohou nastat. Při příliš dlouhém učení (nebo při příliš velkém množství dat) by mohlo dojít k „přeučení“ klasifikátoru, kdy by se klasifikátor příliš přizpůsobil trénovacím datům, a pokud by byl malý rozdíl mezi některými prvky z jedné a druhé třídy, mohlo by dojít k nesprávné klasifikaci nových signálů blízkých hranici mezi třídami.

### **Další metody používající příznaky získané rozměření signálu**

T. H. C. Tať, C. Xiang, a L. E. Thiam [18] použili pro rozhodování detekci izolované, tepové frekvence, vývoj hodnoty napětí při kmitěch R, hodnotu šumu získanou porovnáním komplexů QRS. K vyhodnocení využili nastavení prahu, signály rozdělili do dvou tříd kvality.

M. Vaglio a kol. [19] představili metodu pro odhad kvality off-line pro použití na mnoha záznamech EKG v databázích. Pro hodnocení používají příznaky jako obsah šumu, pravidelnost srdečního rytmu, velikosti kmitů R a vln T, intervaly QT, klasifikace probíhá na základě porovnání příznaků s prahovými hodnotami.

H. Naseri a M. R. Homaeinezhad [20] představili metodu, která pro anotaci využívá strojové učení neuronové sítě. Ve fázi předzpracování odstraňuje drift a vysokofrekvenční šum, hlavní fází je odhad energie signálu, hodnocení komplexů QRS a porovnání jednotlivých svodů. Následná klasifikace se provádí již zmíněnou dopřednou neuronovou sítí.

Steffen A. Mann a Reinhold Orglmeister [21] hodnotili kvalitu dvanáctisvodových Holterovských záznamů EKG. Hodnocení kvality využívá čtyř příznaků. Rozsah signálu, který musí být mezi 0,2 a 15 mV, poměr energie signálu z frekvenčního pásma 5-20 Hz a 0-62,5 Hz, autokorelace (korelace se zprůměrněným cyklem) a mezisvodová korelace.

### **3.2.2. Metody využívající časové, frekvenční a časově-frekvenční analýzy bez rozměření signálu**

V této skupině jsou představeny metody, které pro extrakci příznaků pro hodnocení kvality nepotřebují detektor komplexů QRS. Pro návrh vlastní metody jsem čerpal inspiraci hlavně z metody A.

#### **A) Metoda odhadu kvality detekcí běžných typů rušení založené na prahování**

Metodu představili Irena Jekova, Vessela Krasteva, Ivaylo Christov a Roger Abächerli [13]. Byla navržena pro anotaci dvanáctisvodového EKG, ale příznaky se dají využít i pro samostatné svody. Analyzuje desetisekundové záznamy. Metoda je rozdělena na šest nezávislých testů přítomnosti jednotlivých druhů rušení, ve výsledku jsou signály rozděleny do dvou tříd kvality. Každý test obsahuje fázi předzpracování, většinou filtraci, poté extrakci příznaků a následné vyhodnocení podle prahu. Ve článku je u každého prahu

grafické vyhodnocení vlivu nastavení parametrů prahu na senzitivitu a specifitu daného testu.

První test detekuje konstantní úseky (FLAT). Je provedena první derivace signálu (u diskrétního signálu jde o první diferenci) a jsou hledány nulové úseky v plovoucím okně délky  $TI_{FLAT}$ . Po analýze vlivu délky na výsledky testu od 1 do 10 s bylo zjištěno, že nejlepší výsledky podává analýza oknem délky 1 s.

Detekce nízkého rozsahu (LA – low amplitude) skenováním rozsahu komplexů QRS peak-to-peak po filtraci horní propustí se střední frekvencí 4 Hz. Práh  $THR_{LA}$  byl nastaven na hodnotu 100-300  $\mu V$ , nižší hodnota způsobuje vyšší specifitu, vyšší hodnota vyšší senzitivitu testu.

Detekce špičkového rušení (PA – peak artifacts) je detekce kmitů, které mají příliš rychlý vzestup napětí. Pro detekci se využívá dvou kritérií – svahové a rozsahové. Svahové kritérium (SLOPE) spočívá ve snímání první derivace (diference) signálu. Práh rychlosti stoupání je 500  $\mu V/ms$  (u nejvyššího pediatrického EKG byla naměřena maximální rychlost stoupání přibližně 400  $\mu V/ms$ ). Pokud jsou špičky detekovány, zkoumá se pravidelnost intervalů mezi špičkami. Jsou-li špičky v signálu periodické ve fyziologických hodnotách tepové frekvence, jedná se pravděpodobně o špičky tvořené činností kardiostimulátoru. Pro analýzu periodicity špiček je vhodné co nejdelší okno, tedy v případě této metody 10 s. Rozsahové kritérium spočívá ve vyhledávání úseků s peak-to-peak rozsahem větším než definovaný práh  $THR_{PA}$ . Tento práh je nastaven jako k-násobná hodnota mediánového peak-to-peak rozsahu signálu EKG v oknech délky 1 s. Tedy v pevných oknech délky 1 s se počítal peak-to-peak rozsah signálu, ze všech těchto rozsahů v desetisekundovém intervalu (deset hodnot), se vybral mediánový rozsah a ten se vynásobil koeficientem k. Pozitivní detekce špičkového rušení nastane, platí-li alespoň jedno z kritérií v předem nastaveném počtu svodů  $NbLeads_{PA}$ , nejlepších výsledků detekce bylo dosaženo při použití jednoho svodu.

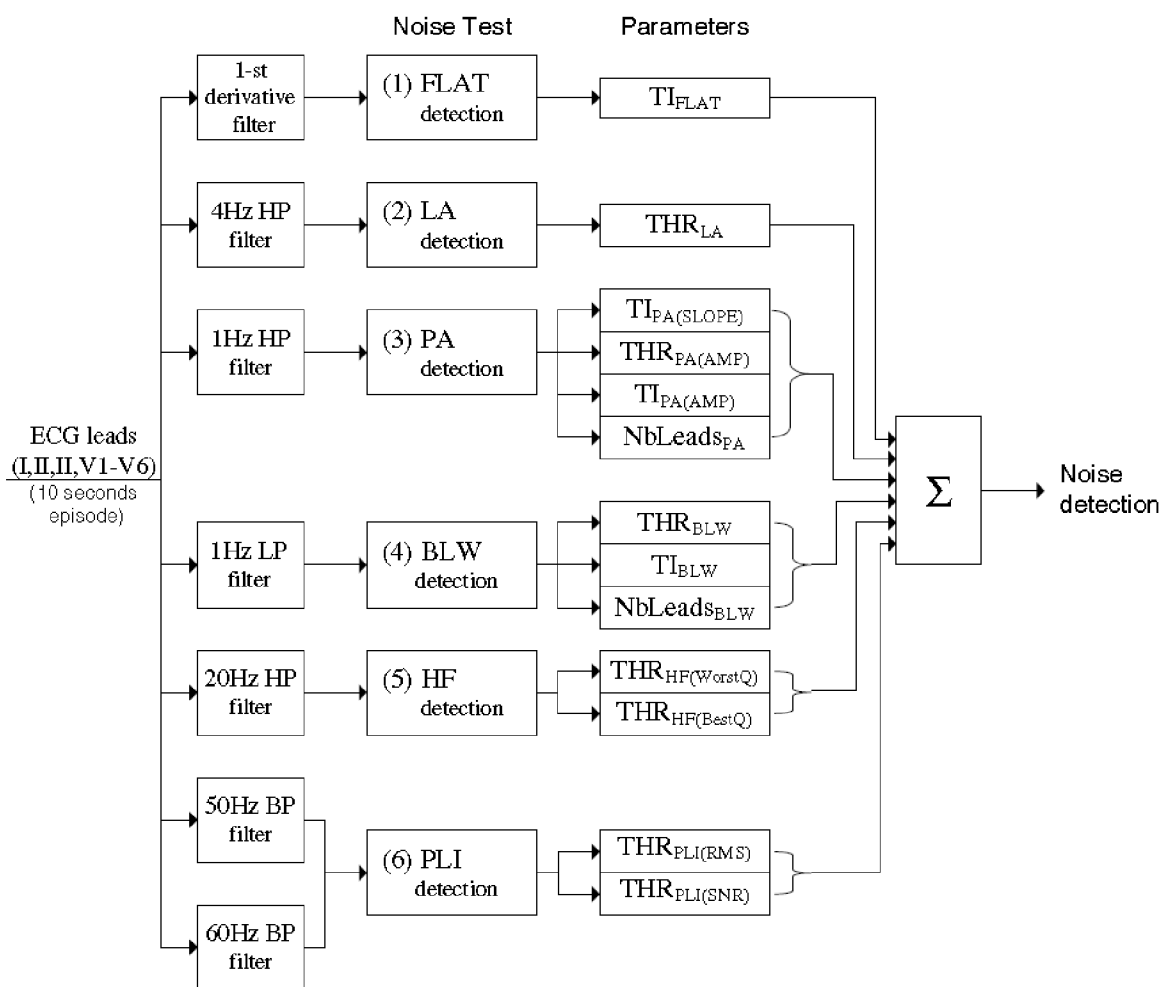
Detekce kolísání izolinie – driftu (BLW – baseline wander) probíhá na signálu filtrovaném dolní propustí s mezní frekvencí 1 Hz. Je počítána střední hodnota tohoto signálu v plovoucím okně délky 3 s a porovnává se s přednastaveným prahem  $THR_{BLW}$ . Přítomnost driftu se ověřuje tím, že se zkoumá periodicitu hodnot překračujících práh, kdyby se jednalo o široké komplexy QRS. Pokud nebyla nalezena periodicitu v intervalu delším než  $TI_{BLW}$  v předem nastaveném počtu svodů  $NbLeads_{BLW}$ , je detekován drift. Práh  $THR_{BLW}$  byl nastaven na hodnoty 250  $\mu V$  až 2 mV, vyšší práh způsobuje nižší senzitivitu a vyšší specifitu. Interval detekce period  $TI_{BLW}$  byl měněn od 3 do 10 s, delší interval snižoval senzitivitu a zvyšoval specifitu. Použití více svodů snižuje senzitivitu, specifita je pro jeden svod nižší, ale pro dva a více se příliš nezlepšuje, ideální nastavení je 1-3 svody.

Detekce elektromyografického a dalších vysokofrekvenčních rušení (HF – high frequency). Předzpracování probíhá horní propustí s mezní frekvencí 20 Hz. Vyhodnocení probíhá výpočtem poměru signálu a šumu (SNR – signal to noise ratio) v plovoucím okně délky 3 s podle rovnice (3.3). Třísekundové okno se rozdělí na

nepřekrývající se segmenty délky 200 ms a v těchto segmentech se vypočítá RMS (odmocnina z kvadratického průměru hodnot). Maximální  $RMS_{HF}$  přibližně reprezentuje vysokofrekvenční obsah komplexu QRS, minimální  $RMS_{HF}$  reprezentuje vysokofrekvenční obsah nulového úseku signálu. Tím vznikne křivka odhadu  $SNR_{HF}$ . Pokud odhad SNR klesne pod práh  $THR_{HF(WorstQ)}$  nebo je maximální hodnota odhadu SNR v okně nižší než  $THR_{HF(BestQ)}$ , je signál považován za nekvalitní. U vícesvodového EKG se hodnotí SNR svodu s nejnižším SNR.

$$SNR_{HF} = \frac{\max(RMS_{HF})}{\min(RMS_{HF})} \quad (3.3)$$

Detekce síťového rušení (PLI – powerline interference) se provádí skenováním dvou úzkopásmových propustí BP50 (48-50 Hz) a BP60 (58-62 Hz). Provádí se dva výpočty –  $RMS_{BP50}$  a  $RMS_{BP60}$  mimo oblasti komplexů QRS a  $SNR_{BP50}$  a  $SNR_{BP60}$  jako poměr mezi amplitudou komplexů QRS a výstupem pásmových propustí. Ze všech svodů se berou v úvahu hodnoty nejvyššího RMS a nejnižšího SNR. Síťové rušení je přítomné, pokud je RMS větší než práh  $THR_{PLI(RMS)}$  nebo pokud je SNR nižší než práh  $THR_{PLI(SNR)}$ . Optimální nastavení  $THR_{PLI(SNR)}$  je mezi 8 a 17 dB a  $THR_{PLI(RMS)}$  mezi 50 a 200  $\mu V$ .



Obr. 3.4 Schéma algoritmu detekce nejběžnějších typů šumu v EKG šesti nezávislými testy (Převzato z [13])



I detekce jednoho typu šumu znamená pozitivní detekci rušení (zařazení signálu do třídy *nepřijatelný*). Součet výsledků jednotlivých testů může nabývat hodnot od 0 (žádný šum) do 6 (přítomnost všech druhů rušení).

### **B) Metoda využívající tři jednoduchá pravidla**

Metodu [22] představil Benjamin E. Moody. Hodnotí off-line záznamy. Spočívá v detekci tří situací. První z nich je konstantní část signálu. Pokud signál obsahuje neměnný úsek délky alespoň 200 ms, pak je považován za nepřijatelný. Druhou situací byla detekce příliš nízkého nebo vysokého rozsahu hodnot. Příliš nízký rozsah znamená nesprávně připojenou elektrodu, příliš vysoký může vzniknout vlivem velkého driftu nebo přítomností napěťových špiček. Hranice správného rozsahu nastavil na 0,2 mV a 15 mV.

Třetím ukazatelem je krátkodobá variabilita hodnot signálu. V normálním EKG je většina částí „klidná“, neobsahuje náhlé změny. Když se podíváme na velmi krátký úsek signálu, řádově desítky milisekund, je rozsah hodnot velmi malý. Ovšem v některých částech cyklu (komplex QRS) je i v krátkém intervalu velký rozsah hodnot. V této metodě použili pro výpočet rozptylu okna délky 64 ms, která se navzájem překrývala o 32 ms. Rozsah se v okně vypočítá jako rozdíl maxima a minima. Poté se nastaví práh, a část signálu pod tímto prahem je označena jako „klidná“. Signál vysoké kvality by měl mít většinu těchto intervalů „klidných“, ale ne všechny. Při testování byl tento ukazatel vhodný pro identifikaci „dobrých“ signálů spíše než špatných. Při nastavení prahu na 0,1 mV 100 ze 773 použitelných signálů a žádný nepoužitelný obsahovalo mezi 64 % a 96 % „klidných“ úseků.

Hodnocení kvality pak bylo následující: pokud signál obsahuje konstantní segment delší než 200 ms, je nepřijatelný. Pokud má signál jiný rozsah, než je nastaven pomocí prahů, je signál nepřijatelný. Pokud signál obsahuje 64-96 % klidných úseků, je přijatelný.

### **C) Odhad SNR porovnáním energie frekvenčních pásem.**

John Allen a Alan Murray představili metodu anotace na základě porovnání energie frekvenčních pásem [23]. Měří sílu signálu v šesti frekvenčních pásmech – nízká frekvence 0,05-0,25 Hz, nízkofrekvenční EKG pásmo 0,25-10 Hz, vyšší EKG pásmo 10-20 Hz, střední frekvence 20-48 Hz, síťový šum 48-52 Hz a vysoká frekvence 52-100 Hz. Pomocí RMS se počítala síla signálu v každém frekvenčním pásmu. Energie pásma 0,25-20 Hz byla považována za energii signálu a energie zbylých pásem jako energie šumu. Dalším měřeným parametrem byl limit signálu  $\pm 4$  mV. Pro klasifikaci využili statistických metod.

## 4. Návrh vlastní metody pro odhad kvality signálu

Pro návrh vlastní metody jsem byl inspirován metodami popsány výše. Větší důraz byl kladen na odhad kvality v přenosných zařízeních, kde mezi všemi typy rušení převažují pohybové artefakty (drift, elektromyografický šum), případně chyby připojení elektrod.

Metoda využívá data ze samostatných svodů, aby ji bylo možné využít pro odhad kvality všech záznamů, i těch jednosvodových. Sám jsem pomocí zařízení Faros měřil jednosvodové dlouhodobé (Holterovské) záznamy. Metoda pracuje v reálném čase.

Pro odhad kvality nebyly využity příznaky, k jejichž extrakci je nutné použít detektor komplexů QRS nebo kmitů R. Spolehlivě detekovat kmity R je velmi náročný úkol. Existuje metoda detekce komplexů QRS představená P. S. Hamiltonem a W. J. Tompkinsem [24], která je poměrně přesná, a většina metod anotace kvality využívá pro detekci komplexů QRS právě tento způsob. Ovšem jakkoli přesná detekce ovlivňuje správnost anotace. Může dojít k nerozpoznání kmity R, nebo k označení jiného úseku za komplex QRS. Obojí by výrazně zkreslilo parametry, které jsou pak použity pro anotaci. Samozřejmě je možné kontrolovat správnost detekce a pravidelnost rytmu a s jistou přesností rozpoznat, že detektor udělal chybu. Algoritmus detekce komplexů QRS a případné kontrolní algoritmy jsou rovněž poměrně výpočetně náročné.

U přenosných zařízení pro měření a analýzu EKG je důležitým faktorem výpočetní náročnost z důvodu spotřeby energie pro výpočet a s tím související výdrž baterie v zařízení. Kombinací několika (i jednodušších) pravidel je možné správně detekovat většinu nekvalitních signálů [11]. Proto byla vyvinuta snaha vybrat pro anotaci jednodušší příznaky, jejichž získání není příliš výpočetně náročné.

### 4.1. Příznaky pro odhad kvality

V této kapitole je uveden výčet příznaků, které tato metoda počítá ze signálu, a které jsou následně použity pro odhad kvality.

#### Detekce konstantních úseků

Předzpracováním je první diference signálu. Plovoucím oknem délky 1 s jsou pak vyhledávány úseky s nulovou diferencí. Pokud je tento příznak pozitivní, pak signál obsahuje konstantní úsek delší než 1 s. Tento příznak by měl reagovat na situaci, kdy není připojená elektroda.

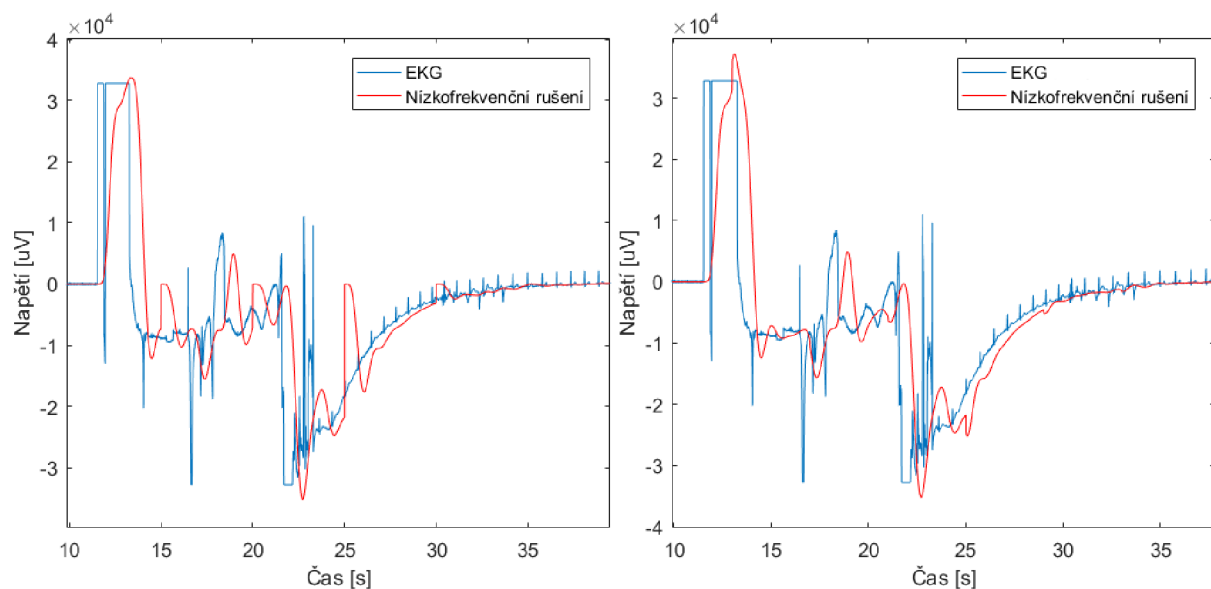
#### Analýza rozsahu

Jsou dvě možnosti zkoumání rozsahu signálu. Buď je to absolutní hodnota napětí, nebo rozdíl minima a maxima (peak-to-peak). V této metodě jsem použil absolutní hodnotu napětí. V plovoucím okně délky 1 s se určí maximální výchylka (kladná nebo záporná), která se považuje za rozsah v daném okně. Je-li hodnota rozsahu nižší než práh 0,4 mV, je rozsah příliš malý, jedná se o nepřipojenou elektrodu nebo špatný kontakt elektrody

s kůží. Je-li rozsah vyšší než práh 12 mV, je příliš velký. To může být způsobeno velkým driftem nebo vysokými špičkovými impulzy. Toto pravidlo vymezuje rozsah signálu, který ještě považujeme za dobrý. Rozsah běžného signálu EKG je do 5 mV.

### Nízkofrekvenční rušení

Pro získání úrovně nízkofrekvenčního rušení, jehož hlavní složkou je drift, je použit Butterworthův filtr šestého řádu – dolní propust s mezní frekvencí 1 Hz. Filtrace probíhá v oknech délky 5 s, sousední okna se jednu sekundu překrývají. Bez překryvu docházelo na začátku každého okna k poklesu úrovně nízkofrekvenčního signálu, signály sousedních oken na sebe nenavazovaly plynule. Při použití překryvu není použita první sekunda nového okna, a signály sousedních oken na sebe plynule navazují (viz obr. 4.1). Pokud je rozsah nízkofrekvenčního rušení větší než práh 0,3 mV, signál obsahuje nízkofrekvenční rušení.



Obr. 4.1 Nízkofrekvenční rušení signálu EKG získaný bez překrývání oken (vlevo) a s okny překrývajícími se o 1 s (vpravo)

### Odhad SNR pro vysokofrekvenční složky EKG

Tento příznak má za cíl nalézat úseky EKG s vysokou úrovní šumu vyšších frekvencí (od 20 Hz), jako elektromyografické rušení, případně síťové rušení. Jde o odhad SNR tohoto signálu. Předzpracování probíhá Butterworthovu horní propustí šestého řádu s mezní frekvencí 20 Hz. Okno délky 3 s je segmentováno na 15 úseků dlouhých 200 ms. V každém z těchto segmentů je počítán RMS. Ze všech patnácti segmentů se vybere úsek s nejvyšším RMS, který přibližně reprezentuje vysokofrekvenční obsah komplexu QRS, a úsek s nejnižším RMS, který reprezentuje vysokofrekvenční obsah nulového úseku signálu. Výpočet SNR se provádí podle rovnice (3.3). Tím vznikne křivka odhadu SNR. Okno se posunuje vždy o délku jednoho segmentu (o 200 ms).

## Výpočet rozptylu v krátkém okně

Pro sledování rychlých změn v signálu můžeme využít výpočet rozptylu ve velmi krátkém okně dlouhém 64 ms. Okno se posunuje skokově po 32 ms. V každém okně se vypočte rozptyl hodnot napětí. Tento příznak by měl reagovat na rychlé změny v signálu, tedy vysokofrekvenční složky signálu. Reaguje i na komplexy QRS.

## Sítové rušení

Sítové rušení má v Evropě frekvenci v úzkém pásmu kolem 50 Hz. Pro předzpracování signálu před detekcí sítového rušení je použita pásmová propust s mezní frekvencí 48 a 52 Hz, Butterworthův filtr 6. řádu v okně délky 5 s s překrytím 1 s pro hladké navazování filtrovaného signálu z jednotlivých oken. V těchto oknech se v segmentech dlouhých 200 ms počítá  $RMS_{50}$  filtrovaného signálu.  $RMS_{50}$  představuje míru energie signálu v tomto úzkém pásmu.

## Špičkové artefakty

Výskyt špičkových artefaktů odhaluje pravidlo maximální rychlosti stoupání/klesání napětí. Nejvyšší naměřená rychlost změny napětí je  $400 \mu\text{V/ms}$  (u dětského EKG). Jako předzpracování je potřeba počítat první diferenci signálu, která představuje rychlost změny napětí mezi sousedními vzorky. Pokud první diference překročí práh odpovídající  $500 \mu\text{V/ms}$ , je detekován špičkový artefakt. Práh pro detekci špičky je nastaven v závislosti na vzorkovací frekvenci, pro výpočet použijeme rovnici (4.1).

$$\text{Práh} = 500 \times \frac{1000}{fvz} \quad (4.1)$$

## Odhad SNR porovnáním energie frekvenčních pásem

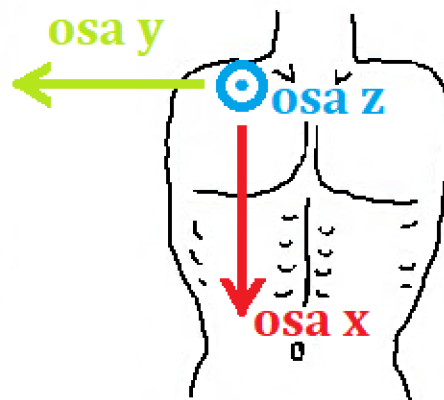
V oknech délky 5 sekund s překrytím sousedních oken o 1 s probíhá nejprve filtrace Butterworthovou pásmovou propustí třetího řádu s mezní frekvencí 0,5 a 20 Hz. Signál tohoto pásma je považován za užitečnou složku záznamu EKG. Poté je v segmentech dlouhých 100 ms počítán SNR podle rovnice (4.2) [25], kde  $x_n$  je n-tý vzorek signálu,  $\tilde{x}_n$  je n-tý vzorek filtrovaného signálu a  $\bar{x}$  je stejnosměrná složka signálu (v tomto případě 0). Číselník argumentu logaritmu představuje energii signálu, jmenovatel představuje energii šumu (signál - užitečná složka).

$$\text{SNR}(dB) = 10 \times \log_{10} \left( \frac{\sum_{n=1}^N (x_n - \bar{x})^2}{\sum_{n=1}^N (x_n - \tilde{x}_n)^2} \right) \quad (4.2)$$

## Údaje z akcelerometru

Pomocí zařízení eMotion Faros 180° jsme kromě EKG snímali i záznam z akcelerometru, který snímal zrychlení ve třech osách. Tyto informace o zrychlení by měly korelovat s pohyby pacienta, tedy s nízkofrekvenčním pohybovým rušením a elektromyografickým rušením. Údaje z akcelerometru nereflektují jen pohyb pacienta, ale také pohyb dopravního prostředku, ve kterém se pacient nachází, což může ale nemusí ovlivnit kvalitu EKG.

Při snímání jednosvodového a třísvodového EKG je zařízení Faros upevněné u pravé klíční kosti. Zrychlení na ose  $x$  je pozitivní při zrychlení směrem dolů, na ose  $y$  směrem doprava, na ose  $z$  směrem dopředu (viz obr. 5.11).



**Obr. 4.2** Směry měření zrychlení akcelerometrem umístěným u pravé klíční kosti

Signály ze tří os akcelerometru jsou pro výpočet kvalitativního příznaku spojeny do jediného, který vyjadřuje prostorové zrychlení, vypočte se jako odmocnina ze sumy kvadrátů jednotlivých os, tedy podle rovnice (4.3). Tento je pak filtrován pásmovou propustí o mezních frekvencích 0,5 Hz a 20 Hz. Následně je počítána obálka signálu, která je pak použita jako příznak kvality. Obálka signálu je získána umocněním signálu, filtrací dolní propustí s mezní frekvencí 3 Hz a mediánovou filtrací s délkou okna 5.

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (4.3)$$

## 4.2. Vlastní metoda anotace kvality

Jak již bylo řečeno v kapitole 3.1.1, kvalita signálu EKG je v této práci dělena do tří tříd. První třída obsahuje signály, které jsou vhodné pro kompletní rozměření signálu. Signály ve druhé třídě nelze spolehlivě rozměřit, ale stále lze spolehlivě detekovat komplexy QRS, a tak určit tepovou frekvenci. Třetí třída obsahuje signály, kde nelze spolehlivě detekovat ani komplexy QRS. V této kapitole je popsán algoritmus, který byl použit pro vyhodnocení všech kvalitativních příznaků současně.

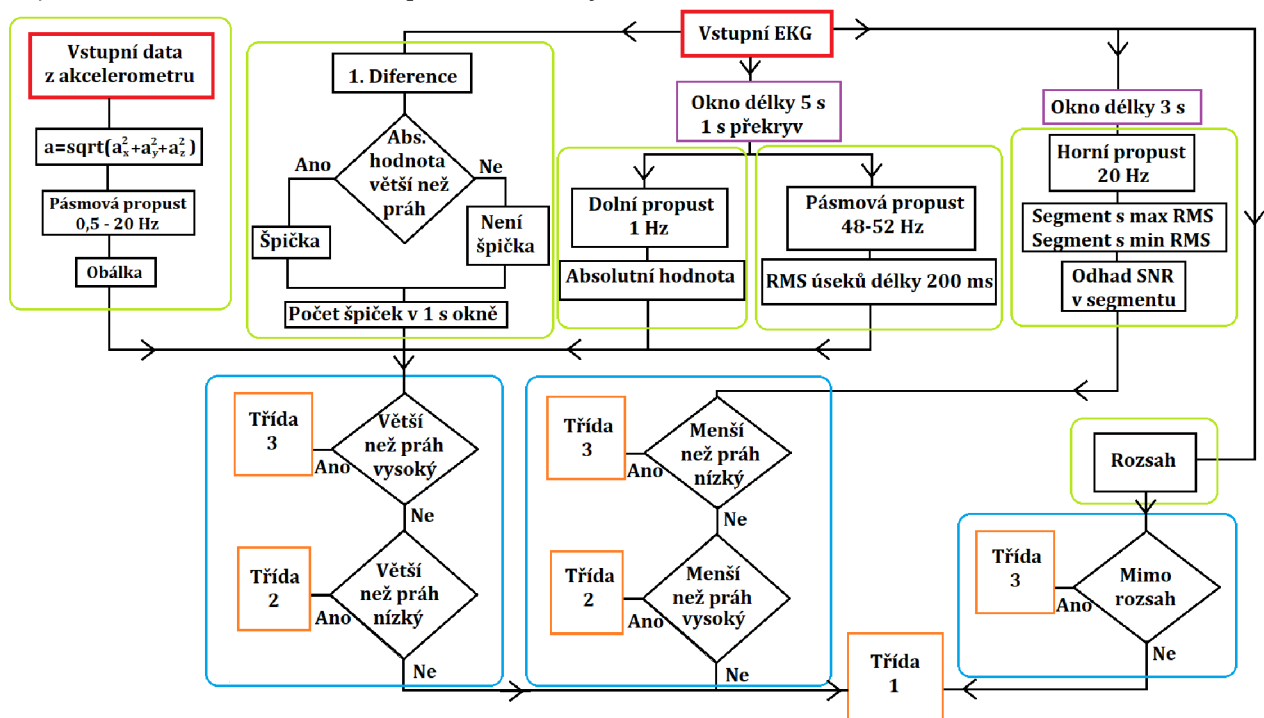
### 4.2.1. Heuristicky nastavené prahování

Pro anotaci kvality na základě získaných příznaků bylo využito algoritmu prahování. V plovoucím okně délky 1 s algoritmus porovnává, zda některý z příznaků nepřekročil jeden z prahů. Pro každý příznak jsou určeny dva prahy, jejichž překročení zařadí signál do druhé nebo třetí třídy kvality. Pokud není ani jeden z prahů překročen, je signál zařazen do třídy 1. Prahly byly nastaveny nejprve heuristicky, a to následovně: pro drift 300 mV a 10 000 mV, pro brum 100 mV a 1 000 mV, pro zrychlení 10 000  $\text{mg}^2$  a 310 000  $\text{mg}^2$ , pro SNR 2 a 11. V případě přítomnosti špiček je prahován počet detekovaných špiček v okně, prahy jsou 2 a 7 špiček. Prahly pro rozsah zařazují signál jen do 1. nebo 3. třídy, pro 1. třídu

musí být rozsah v rozmezí 0,4 – 12 mV. Je tedy dohromady dvanáct prahů, přičemž překročení sedmi z nich vede k zařazení do 3. třídy kvality, zbylých pět prahů rozhoduje o zařazení do 2. třídy.

Pro SNR platí, že je-li hodnota příznaku v okně menší než vyšší z prahů, bude okno zařazeno do třídy 2, pokud bude nižší než nižší z příznaků, bude zařazen do třídy 3. Pokud bude rozsah signálu vyšší než vyšší z prahů nebo nižší než nižší z prahů, bude signál zařazen do třídy 3. Pro čtyři ostatní příznaky platí, že bude-li hodnota příznaku vyšší než nižší z prahů, bude okno zařazeno do třídy 2, bude-li hodnota vyšší než vyšší z příznaků, pak bude okno zařazeno do třídy 3.

Pokud kterýkoli příznak překročí alespoň v jednom vzorku v okně práh pro 3. třídu kvality, je výsledek anotace okna 3. třída. Totéž platí i pro 2. třídu. Je-li celé okno pod prahy, pak je okno ve třídě 1. Na obrázku 2 je znázorněno blokové schéma znázorňující princip extrakce jednotlivých příznaků (zeleně), fungování rozhodovacích pravidel (modře) a výslednou anotaci pro daný úsek signálu (oranžově). Některé příznaky ve schématu nejsou, protože z testování popsaného v kapitole 5 vyplynulo, že tyto příznaky nejsou informačně hodnotné pro další analýzu.



Obr. 4.3 Schéma vlastní metody anotace kvality

#### 4.2.2. Optimalizace prahových hodnot

Protože navržený algoritmus s heuristicky nastavenými prahy dosáhl dobrých výsledků (testování je popsáno v kapitole 5), není nutné provádět úpravy ve způsobu výpočtu kvalitativních příznaků ani v rozhodovacím algoritmu. Aby bylo dosaženo ještě lepších výsledků, byla provedena optimalizace nastavení prahových hodnot tak, aby se maximalizovala shoda anotací prováděných navrženou metodou s anotacemi lidských expertů. Jedná se o tzv. učení s učitelem, kdy jsou známa vstupní (záznam EKG) i výstupní

(anotace lidských expertů) data a je snaha přizpůsobit rozhodování algoritmu tak, aby rozhodoval pokud možno stejně jako experti.

Pro optimalizaci jsem navrhnul vlastní algoritmus, přičemž jsem se inspiroval ve článku od L. Smitala [26]. Testování shody při daném nastavení prahů bylo prováděno na signálu délky 5 000 s, který má při vzorkovací frekvenci 1 000 Hz délku 5 000 000 vzorků. Anotace je prováděna pro každý vzorek signálu. Shoda výsledků navržené metody s anotacemi lidských expertů se počítá jako podíl počtu vzorků zařazených představeným algoritmem i experty do stejných tříd kvality a všech vzorků.

Pro každý ze dvanácti prahů byl vytvořen vektor možných hodnot v určitém intervalu a s určitými odstupy jednotlivých hodnot. Pro některé prahy tak vznikl interval obsahující více než tisíc možných hodnot, pro jiné byly možné jen 4 hodnoty. Na začátku byla pro každý práh vybrána náhodná pozice ve vektoru prahových hodnot, na kterou byl práh nastaven. Poté se postupně pro každý práh hledala optimální hodnota, a to následovně: Po vyhodnocení shody navržené metody s lidskými experty při počátečním nastavení prahu byla pozice ve vektoru prahových hodnot posunuta o nastavený krok směrem doprava a počítala se shoda navržené metody s lidskými experty při dalším nastavení prahu. Pokud se shoda zlepšila nebo zůstala stejná, vybral se práh s pozicí dále vpravo s posunem o nastavený krok. Pokud se však shoda zhoršila, udělal se ve vektoru prahových hodnot krok zpět, zmenšila se velikost kroku a provedl se menší krok směrem doprava. Dokud se shoda nezmenšovala nebo dokud výpočet nedošel na konec vektoru, posunoval se algoritmus ve vektoru směrem doprava. Když i při posunu o nejmenší možný krok docházelo ke zhoršení shody, algoritmus se vrátil na počáteční pozici ve vektoru, nastavil se největší krok a tentokrát se pozice ve vektoru prahových hodnot posunovala doleva.

Tímto způsobem bylo nalezeno optimální nastavení pro každý ze dvanácti prahů. Aby nedošlo k nalezení pouze lokálního optimálního nastavení prahů, byl celý postup pro všech dvanáct algoritmů proveden třikrát, pokaždé s jinou náhodnou počáteční pozicí ve vektoru prahových hodnot.

Různě velikých kroků ve vektoru prahových hodnot bylo použito kvůli velké výpočetní náročnosti. Díky větším krokům můžeme nejprve nahrubo prohledat velký rozsah prahových hodnot, a až později volit jemné nastavení prahů. I s tímto opatřením probíhal výpočet optimalizace prahů pro trénovací signál délky 5 000 s více než 24 hodin.

Nejlepší shody s lidskými experty dosáhl algoritmus při tomto nastavení prahů: pro drift 350 mV a 12 450 mV, pro brum 100 mV a 1 000 mV, pro zrychlení 6 520 mg<sup>2</sup> a 302 100 mg<sup>2</sup>, pro SNR 1,58 a 11,96, počet špiček 1 a 7. Prahy pro 0,425 mV a 15 mV.

Některé prahy zůstaly nastaveny heuristicky, protože jejich změnou nedošlo ke zlepšení ani zhoršení shody. V trénovacím signálu nedocházelo k jejich překročení.

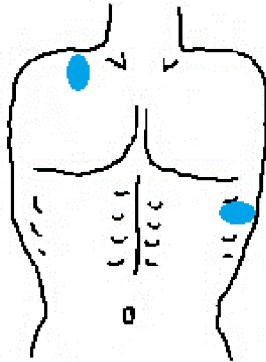


## 5. Zhodnocení úspěšnosti metody

V této kapitole jsou příznaky testovány na reálných datech z databáze, k jejímuž vytvoření jsem také přispěl měřeními pěti záznamů na zařízení eMotion Faros 180°, a také na umělých datech.

### 5.1. Měření záznamů na zařízení Faros

V říjnu roku 2018 jsem pořídil pět 24-hodinových záznamů EKG na zařízení eMotion Faros 180°, které jsem měl zapůjčené z Ústavu biomedicínského inženýrství (ÚBMI). Byly to jednosvodové záznamy pořízené pomocí dvou elektrod umístěných podle obr. 5.1. Měřil jsem tři záznamy na sobě a dva záznamy na dalších lidech. Kromě mě měřili své záznamy i další studenti a učitelé z ÚBMI, společně jsme takto vytvořili databázi Holterovských celodenních záznamů, některé záznamy jsou třísvodové. Kromě EKG snímalo zařízení také údaje z akcelerometru ve třech osách.



Obr. 5.1 Umístění elektrod pro jednosvodové snímání EKG zařízením Faros

Všechny záznamy EKG byly natočeny podle stejného protokolu, jejich parametry jsou: vzorkovací frekvence EKG 1000 Hz, vzorkovací frekvence akcelerometru 100 Hz, rozsah EKG  $\pm 32,8$  mV, rozsah zrychlení  $\pm 16$  g.

U jednoho záznamu, který jsem pořizoval, jsem zapnul záznam dříve, než byly připojeny elektrody. Tento záznam jsem s výhodou využil pro testování detekce nepřipojené elektrody.

Dva vybrané celodenní záznamy byly anotovány třemi lidskými experty, kteří mají praxi v hodnocení kvality signálu, předzpracování signálu pro klinické použití a automatickém zpracování Holterovských záznamů. Dva z nich pracovali na kardiologické klinice, třetí ve firmě, která se zabývá měřeními dlouhodobých záznamů na přenosných zařízeních, které se následně využívá pro lékařské vyšetření. Experti rozdělovali signály do tří tříd kvality, nezávisle na sobě. Trénování a testování algoritmu pro anotaci kvality, které je popsáno níže, bude využívat těchto expertů anotovaných signálů.

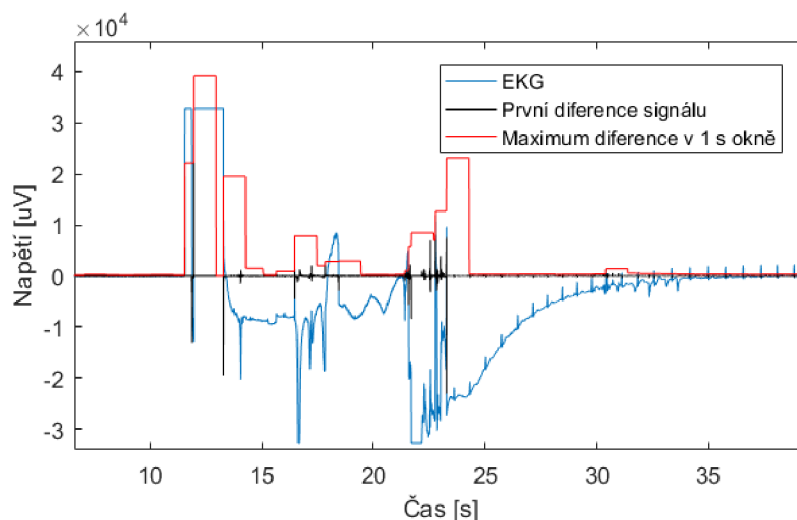


## 5.2. Vizuální testování jednotlivých příznaků

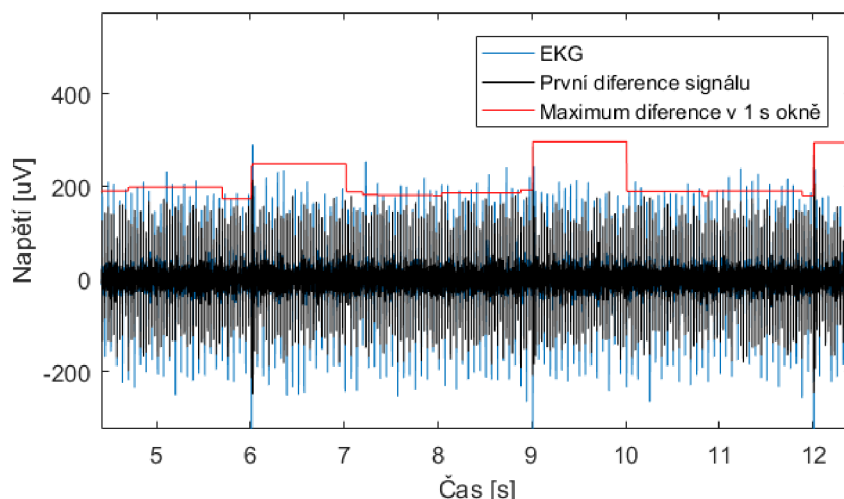
V této podkapitole je představeno, jak jednotlivé kvalitativní příznaky reagují na rušení, jehož přítomnost mají reflektovat. Testování probíhalo vizuálně na základě vykreslení časového průběhu signálu a vypočtených kvalitativních příznaků. Příznaky, které reagovaly nesprávně nebo ne příliš jasně, nebyly následně použity v algoritmu pro anotaci kvality.

### Detekce konstantních úseků

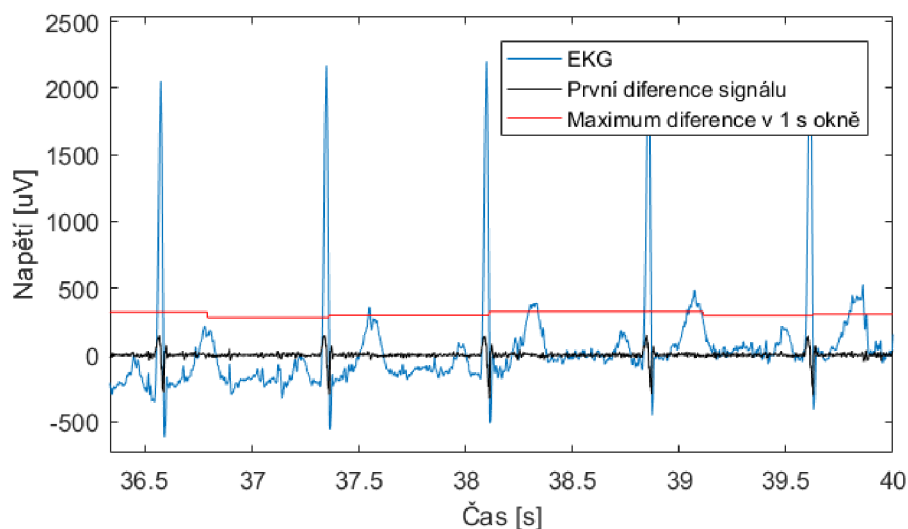
Algoritmus popsany výše, který měl detekovat konstantní úseky delší než 1 s, byl otestován na úseku naměřeného záznamu EKG před připojením elektrod, při připojování a po ustálení signálu (viz obr. 5.2, 5.3 a 5.4). I když nebyla zapojena elektroda, signál obsahoval vysokofrekvenční rušení malého rozsahu, a proto tento detektor nemá pro detekci nepřipojených elektrod žádný význam. Maximum difference v oknech délky 1 s je srovnatelné v úseku s nepřipojenou elektrodou i v ustáleném úseku dobré kvality. Proto nemá tento příznak pro klasifikaci významnou informační hodnotu. Jediná situace, na kterou tento příznak reaguje, je saturace delší než 1 s. Saturaci lze ovšem odhalit i analýzou rozsahu signálu, a proto nebude mít výpočet tohoto příznaku žádný přínos.



Obr. 5.2 Výstup detekce konstantních úseků. Ve 13. sekundě je příznak nulový – detekce konstantního úseku při saturaci signálu



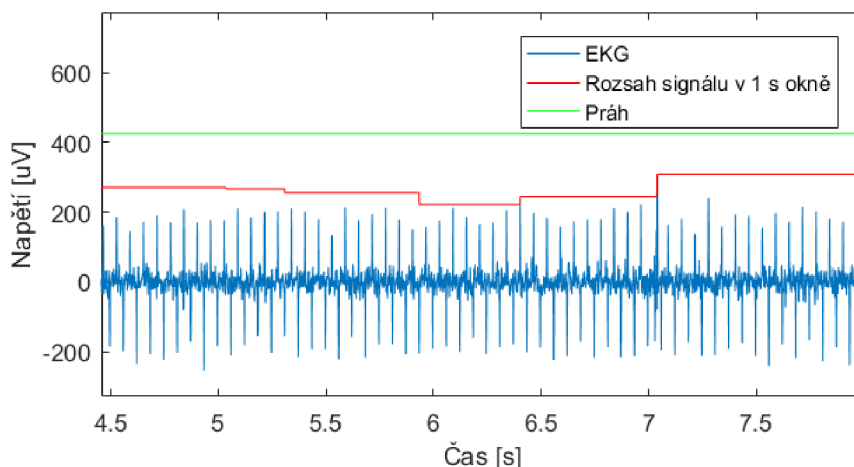
**Obr. 5.3 Výstup detekce na úseku signálu s nepřipojenou elektrodou. Zařízení Faros naměřilo i bez připojené elektrody vysokofrekvenční signál s rozsahem přibližně  $\pm 0,2$  mV, maximum absolutní hodnoty první diference se pohybuje mezi 200-300  $\mu\text{V}/\text{ms}$**



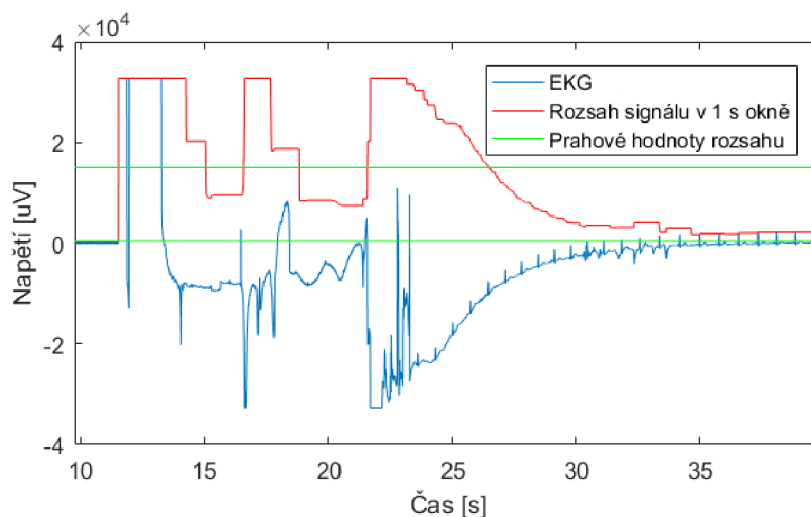
**Obr. 5.4 Výstup detekce na normálním úseku signálu, maximální absolutní hodnota první diference se pohybuje mezi 200-300  $\mu\text{V}/\text{ms}$**

### Analýza rozsahu

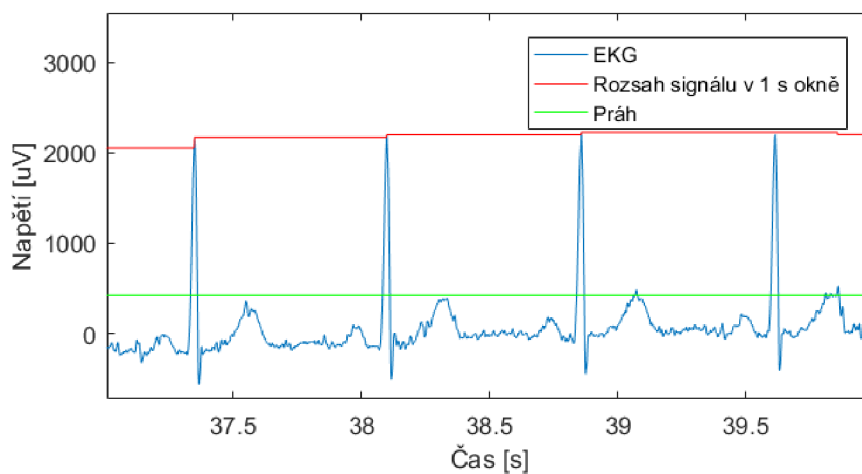
Pro testování analýzy rozsahu byla vybrána stejná data jako pro testování detekce konstantních úseků. Signál bez připojené elektrody má nižší než prahový rozsah, takže tento příznak reaguje na nepřipojenou elektrodu (viz obr. 5.5). Velké výkyvy signálu jsou rovněž detekovány, protože mají příliš velký rozsah (obr. 5.6). Normální signál má rozsah bezpečně mezi prahy (obr. 5.7).



**Obr. 5.5** Analýza rozsahu úseku signálu s nepřipojenou elektrodou. Rozsah je nižší než prahová hodnota, příznak správně reaguje na nepřipojenou elektrodu.



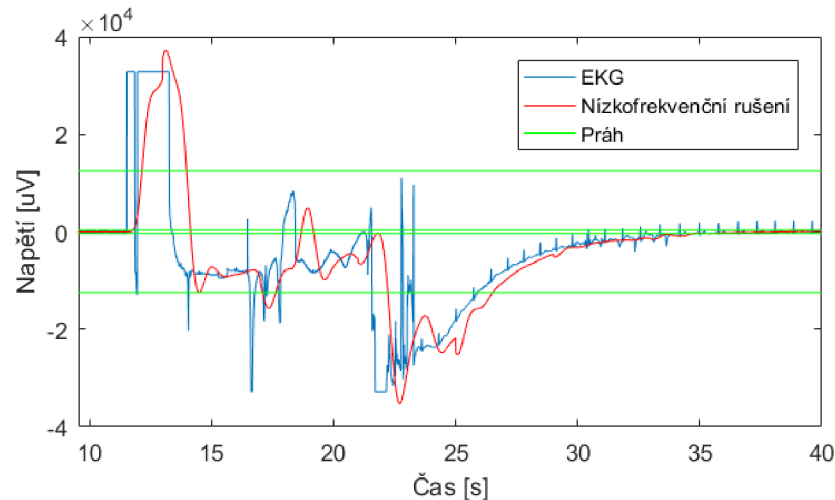
**Obr. 5.6** Analýza rozsahu úseku signálu s velkými výkyvy, jsou nadprahové, tedy nepřijatelné.



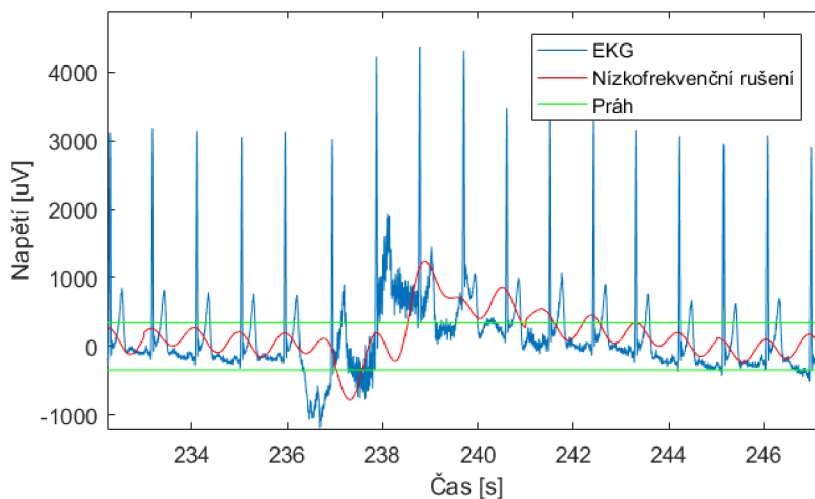
**Obr. 5.7** Analýza rozsahu úseku normálního úseku signálu. Rozsah leží mezi prahy, detektor správně rozpoznal, že nedošlo k překročení povoleného rozsahu.

## Nízkofrekvenční rušení

Detekce přítomnosti nízkofrekvenčního rušení (driftu) byla testována na několika úsecích signálu. Příznak reaguje na pomalé změny v signálu. Reakce je mírně zpožděná, ale přesto je dobrá. Problém v detekci může nastat při průchodech nízkofrekvenčního signálu nulou, kdy se chvíli nachází v přípustném pásmu. Pokud však bude tento přechod kratší než 1 s, bude i úsek procházející nulou zařazen do stejné třídy kvality jako jeho okolí, protože algoritmus pro zařazení do příslušné třídy pracuje v plovoucím okně délky 1 s a pro zařazení do horší třídy stačí, když příznak v jediném vzorku okna překročí práh.



Obr. 5.8 Detekce nízkofrekvenčního rušení na úseku signálu s velkými výkyvy

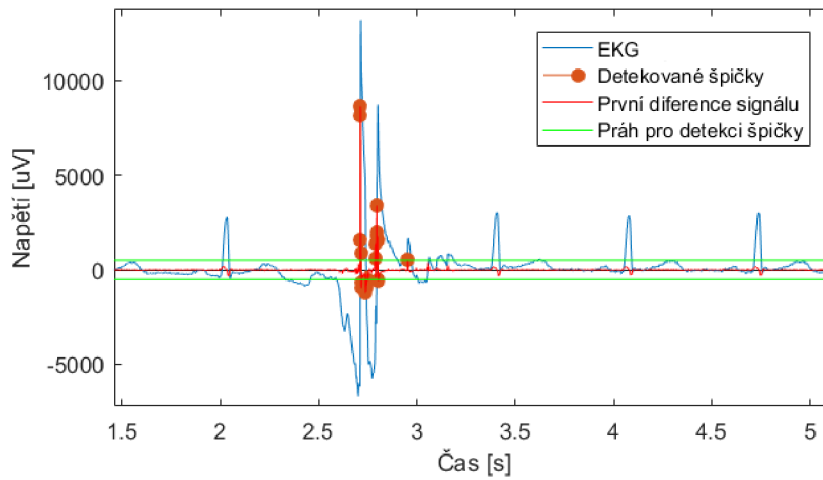


Obr. 5.9 Detekce nízkofrekvenčního rušení na úseku signálu s menšími výkyvy

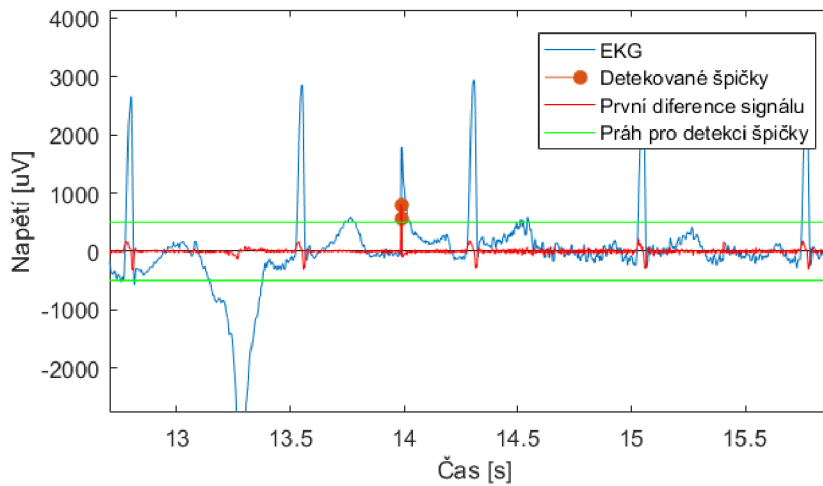
## Špičkové artefakty

Špičky jsou detekovány, pokud je absolutní hodnota první diference větší než práh – 0,5 mV. Test detektoru proběhl na dalším úseku dat ze mnou pořízeného záznamu, který obsahoval rušení. V cyklu EKG s obsahem silného rušení – rychlých a velkých změn napětí (obr. 5.10) detekoval více vzorků s diferencí vyšší než práh. Při detekci samostatné špičky je přítomno jen několik nadprahových vzorků (na obr. 5.11 a 5.12). Na obr. 5.12 vidíme také, že diference přesáhla práh na sestupné straně komplexu QRS. U ostatních komplexů

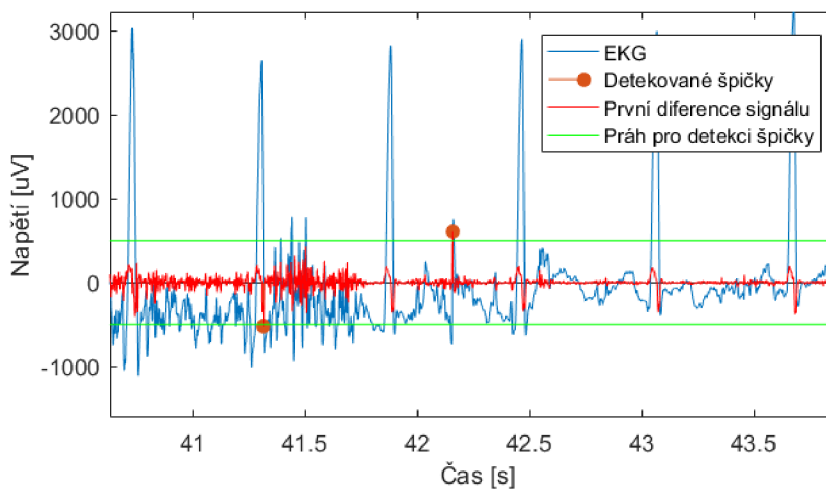
QRS tento problém není, proto usuzuji, že tento vzestup difference se objevil kvůli vysokofrekvenčnímu rušení, který je v daném cyklu obsažen.



**Obr. 5.10** Detekce nežádoucích špiček velkého rozsahu i rychlosti změny napětí



**Obr. 5.11** Detekce špičky mezi dvěma komplexy QRS

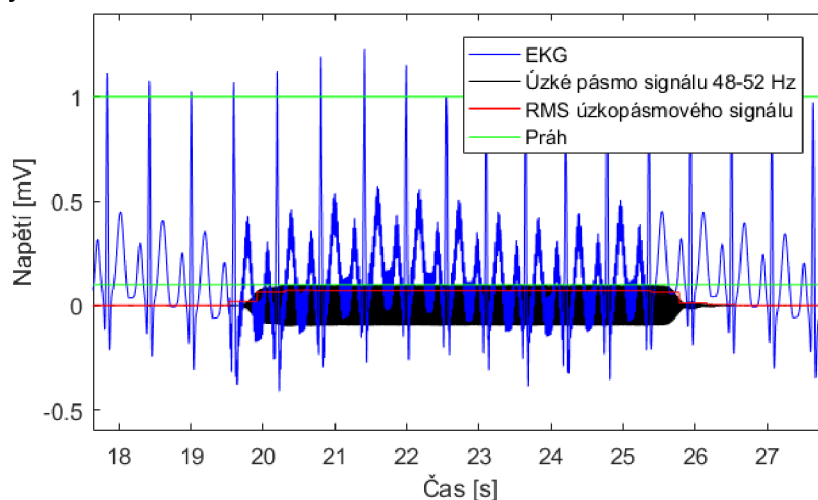


**Obr. 5.12** Detekce rychlého poklesu napětí uvnitř komplexu QRS, a špičky mezi cykly v poměrně zarušeném úseku signálu

## Sítové rušení

Správnost detekce sítového rušení byla ověřena na umělém signálu, ke kterému byla v čase 19,5-25,5 s přičtena sinusoida s frekvencí 50 Hz a amplitudou 0,1 mV. Ukazatel (RMS signálu) kopíruje detekovanou složku správně, ale možná není jeho výpočet potřebný, protože rozsah (absolutní hodnota) signálu sama o sobě postačí pro vyhodnocení úrovně sítového rušení.

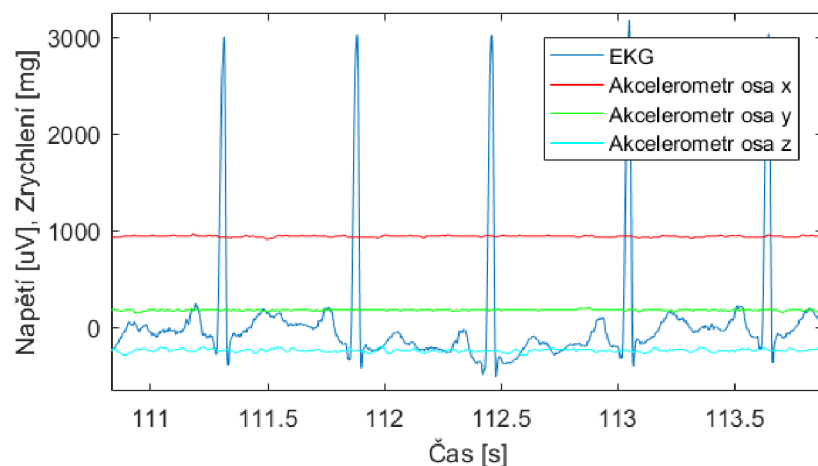
Test byl proveden jen na umělých datech, protože jsem reálných záznamech v naší databázi jsem nezaznamenal přítomnost tohoto rušení. Úroveň tohoto úzkopásmového signálu se mírně zvedá v rámci každého cyklu, a výrazněji také v oblastech postižených širokopásmovým rušením.



Obr. 5.13 Detekce sítového rušení v umělém signálu s vloženou sinusoidou o frekvenci 50 Hz

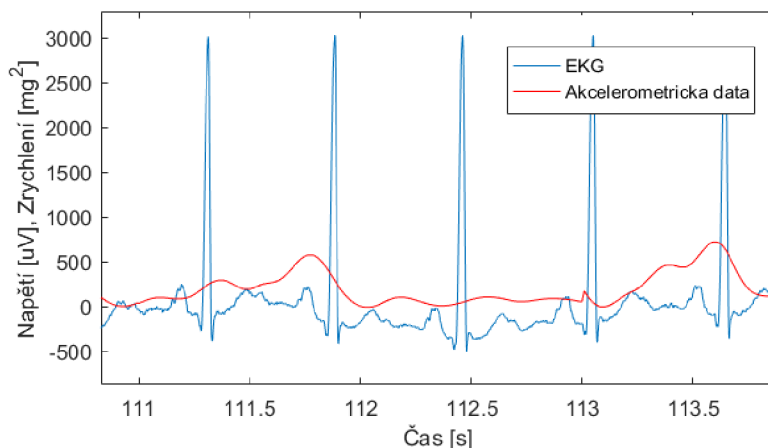
## Údaje z akcelerometru

Pro testování reakce akcelerometru na zarušení signálu byly použity úseky signálu obsahující různé druhy vysokofrekvenčního rušení. Na obr. 5.14 je vyobrazen úsek klidového signálu bez většího zrychlení. Zrychlení ve směru osy x kolísá přibližně kolem hodnoty 950 mg, osy y kolem 200 mg a osy z kolem -200 mg. Tyto hodnoty představují pro dané signály nulovou hodnotu (offset).



Obr. 5.14 Klidový signál EKG s korespondujícími signály z akcelerometru z jednotlivých os

Na obr. 5.15 je pak stejný úsek s příznakem zrychlení, který byl získán jako odmocnina ze sumy kvadrátů jednotlivých os, filtrací pásmovou propustí 0,5-20 Hz a výpočtem obálky. Offset jednotlivých signálů, který je vidět na obr. 5.14 byl odstraněn použitím pásmové propusti, šlo o stejnosměrnou složku. Příznak nabývá pouze kladných hodnot. Oproti původním datům má příznak vyšší citlivost kvůli umocnění.

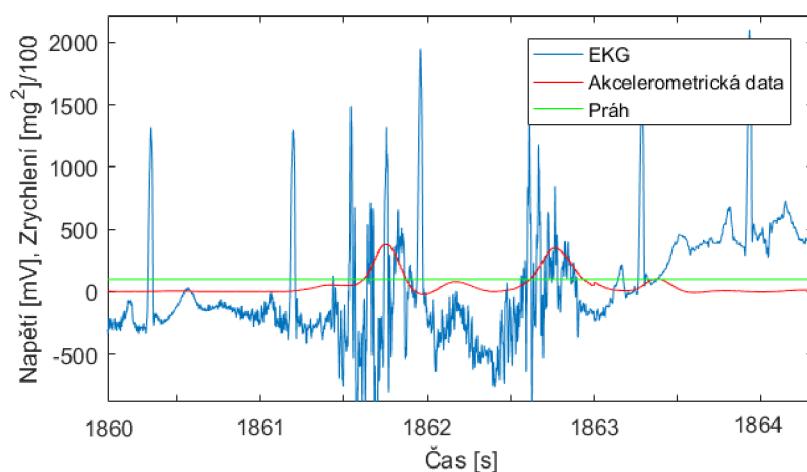


**Obr. 5.15 Klidový signál EKG s korespondujícím příznakem zrychlení**

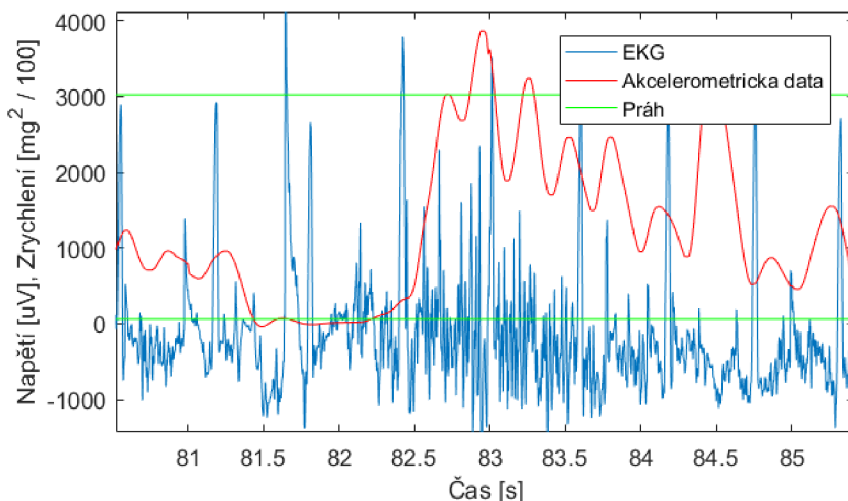
Na obr. 5.16 a 5.17 jsou zobrazeny úseky zarušeného signálu a reakce tohoto příznaku na zhoršení kvality. V úsecích horší kvality příznak překračuje práh pro zařazení do druhé třídy. V úseku se silným rušením na obr. 5.17 přesáhl příznak i práh pro zařazení do třídy 3.

Na obr. 5.18 však vidíme nesprávnou reakci příznaku. Signál je kvalitní, ale akcelerometrický příznak nabývá vysokých hodnot. Tento fakt souvisí s tím, že ne každý pohyb pacienta musí znamenat zhoršení kvality. Mohlo by se jednat o zrychlování v dopravním prostředku nebo při chůzi po schodech, kde měřená osoba nemusí nutně pracovat svaly v blízkosti srdce, které by se výrazně projevíly na kvalitě signálu EKG.

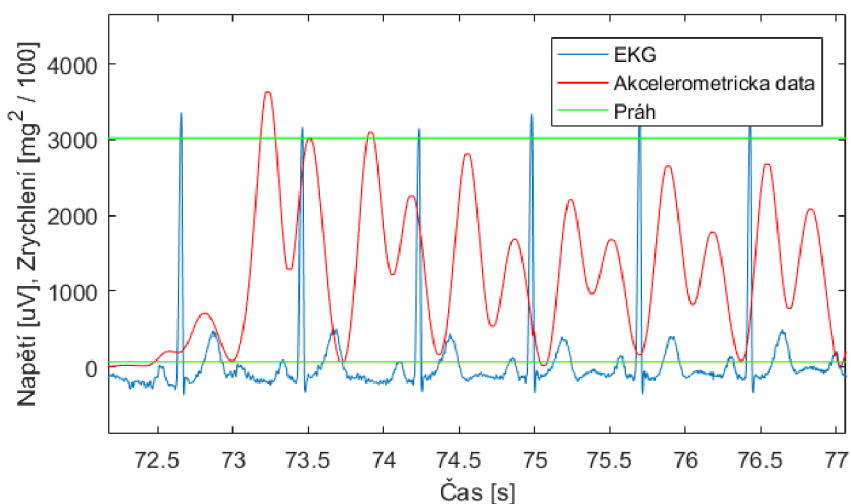
Celkově lze o tomto příznaku říci, že na zhoršení kvality signálu reaguje velmi dobře. Jeho omezení je v tom, že ne každé zhoršení kvality signálu je spojeno s pohybem a zrychlením, stejně tak ne každé zrychlení je spojeno se zhoršením kvality signálu EKG.



**Obr. 5.16 Signál EKG s obsahem rušení a reakce akcelerometrického příznaku**



Obr. 5.17 Silně zarušený záznam EKG

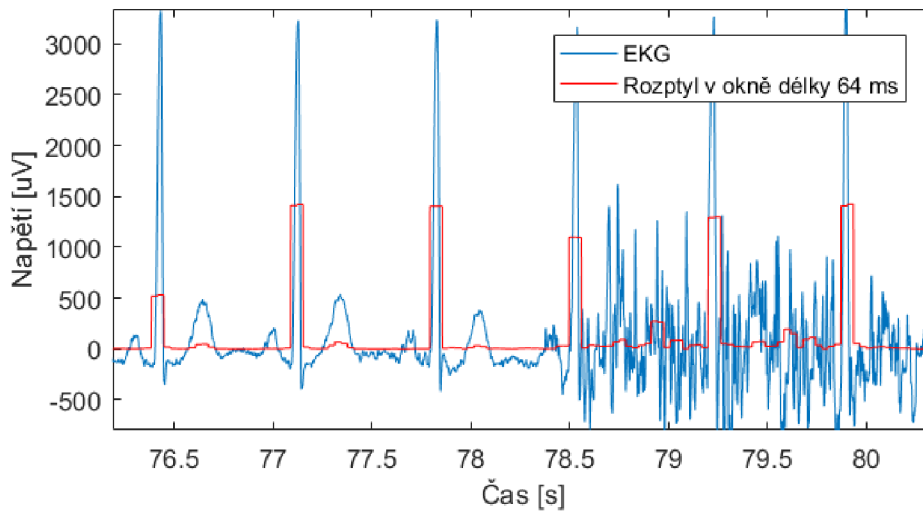


Obr. 5.18 Signál EKG dobré kvality za přítomnosti silných výkyvů akcelerometrického signálu

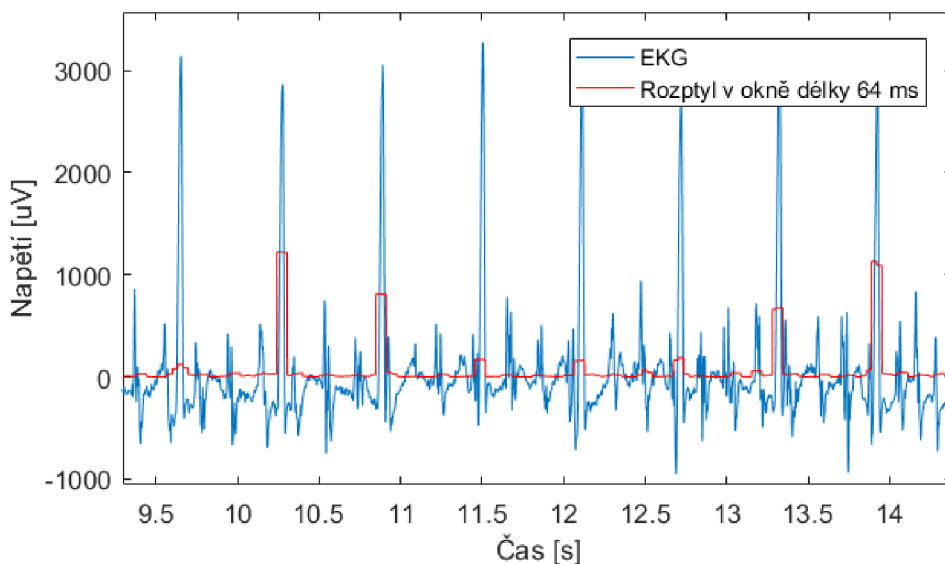
### Výpočet rozptylu v krátkém okně

Rozptyl signálu v krátkém okně reaguje na komplexy QRS, ovšem na některé poměrně slabě (druhý komplex QRS v obrázku 5.19), na vlny T a na silné vysokofrekvenční rušení (viz obr. 5.19). Rozptyl vysokofrekvenčního rušení je malý v porovnání s rozptylem většiny komplexů QRS. Tento příznak je velmi málo senzitivní, a proto k hodnocení kvality nebude využit.





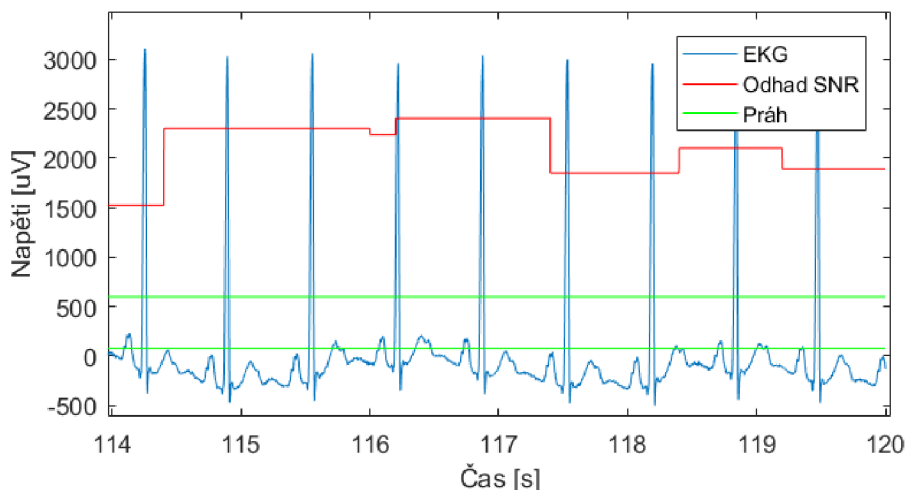
Obr. 5.19 Klidový a zarušený signál EKG a rozptyl signálu ve velmi krátkém okně



Obr. 5.20 Signál EKG obsahující rušení vyšší frekvence a středně velké amplitudy a jeho rozptyl v krátkém okně

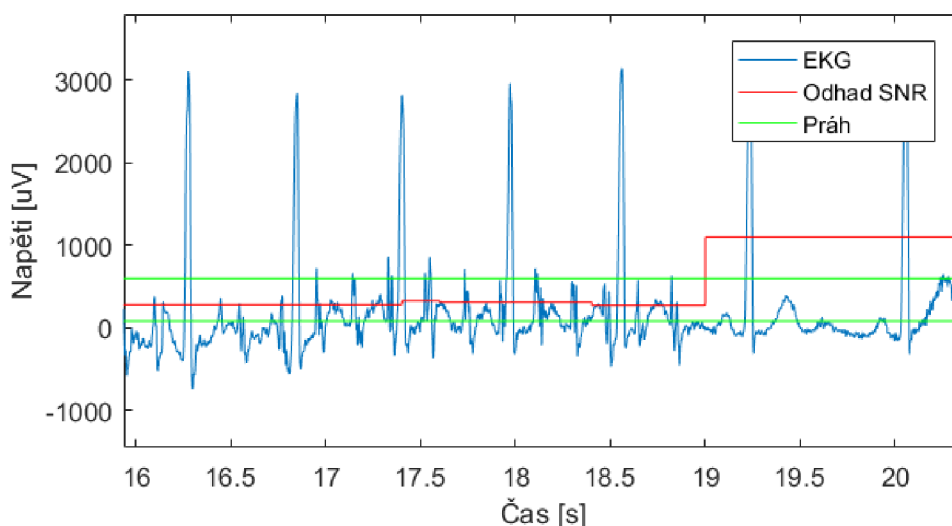
### Odhad SNR pro vysokofrekvenční (VF) složky EKG

Odhad probíhal v okně délky 3 s posunujícím se o délku jednoho segmentu, tedy 200 ms. Na obr. 5.21 vidíme odhad SNR úseku bez vysokofrekvenčního šumu.



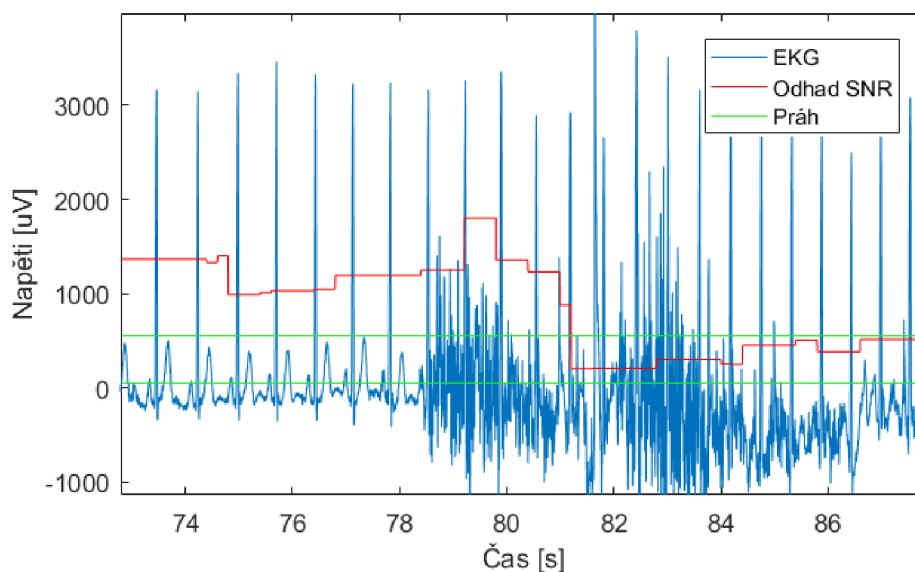
**Obr. 5.21 Odhad SNR VF složky EKG pro téměř nezarušený signál**

Obrázek 5.22 znázorňuje odhad SNR v zarušeném signálu, hodnota SNR je nízká. Jakmile se však úroveň rušení snížila, hodnota SNR vzrostla. Tento odhad tedy rychle reaguje na zlepšení kvality signálu.



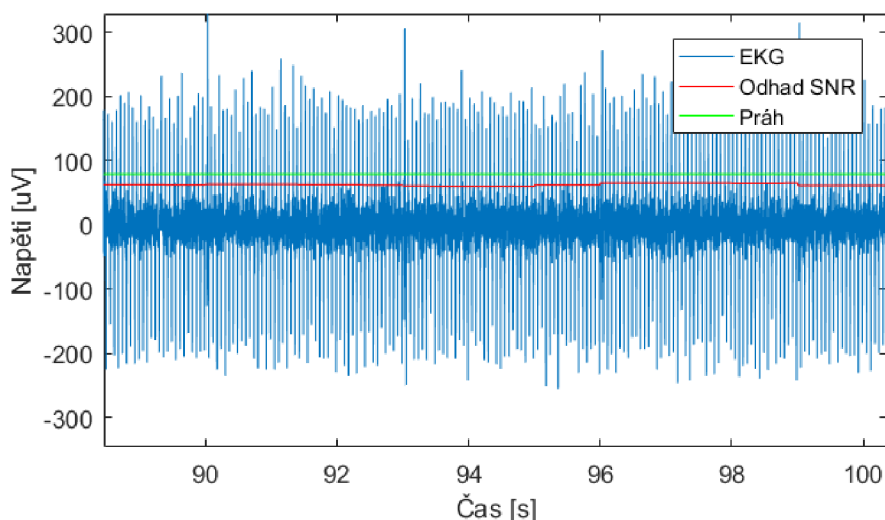
**Obr. 5.22 Odhad SNR na úseku EKG obsahujícím VF rušení**

Na obrázku 5.23 vidíme nástup signálu s velkým obsahem VF rušení. Hodnota SNR se podle předpokladů výrazně snížila, ale reakce na zhoršení kvality signálu byla zpožděná. Je to způsobeno tím, že odhad SNR se počítá v okně délky 3 s, kvůli tomu je krátce po začátku rušení hodnota SNR ještě vysoká. Tím, že algoritmus pro anotaci kvality pracuje v okně délky 1 s a pro zařazení do nižší třídy stačí, když je práh překročen v malém vzorku signálu, bude reakce na snížení kvality signálu zpožděna ještě méně a zpoždění tak nebude příliš významné.



**Obr. 5.23 Odhad SNR na úseku EKG, kde začíná vysokofrekvenční rušení**

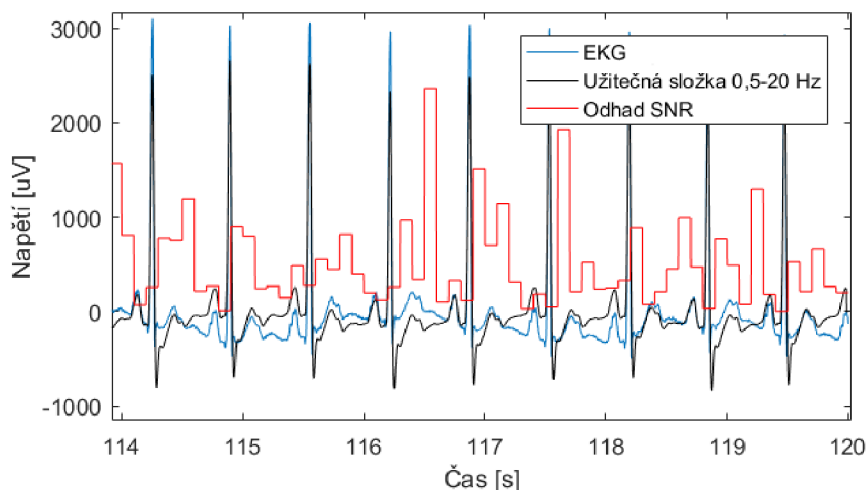
Obrázek 5.24 ukazuje odhad SNR na úseku bez připojené elektrody. Hodnota SNR je zde velmi nízká. Tento odhad SNR tedy rozpozná nepřipojenou elektrodu, rychle reaguje na zlepšení signálu a se zpožděním reaguje na zhoršení kvality signálu co se týče přítomnosti vysokofrekvenčního rušení.



**Obr. 5.24 Odhad SNR VF signálu EKG na úseku bez připojené elektrody**

### **Odhad SNR porovnáním energie frekvenčních pásem**

Pro testování tohoto odhadu SNR byly použity stejné signály jako pro předchozí odhad SNR pro VF složky. Hodnota SNR se snižuje v segmentech s komplexy QRS a vlnami T a je vysoká v segmentech nulové izoliny (viz obr. 5.25).

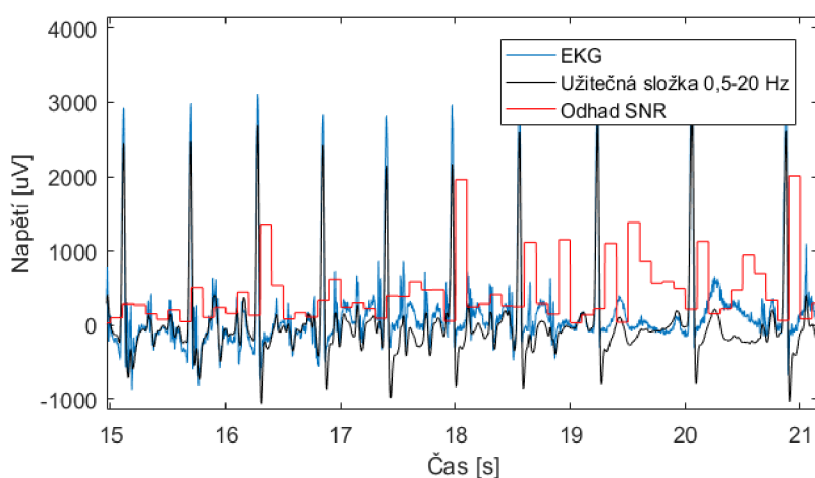


**Obr. 5.25 Odhad SNR pro téměř nerušený signál EKG**

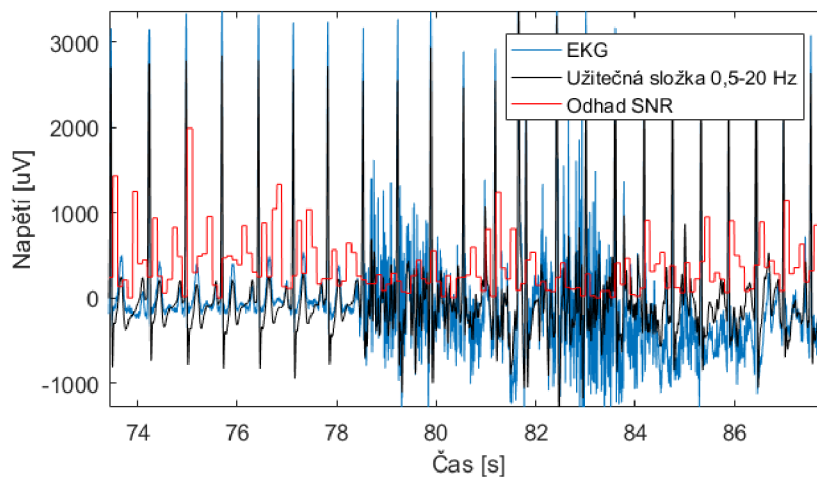
V zarušených úsecích se hodnota SNR pohybuje většinou nízko, pouze opět v segmentech v oblasti izolinie s menší mírou rzšebá je hodnota SNR vyšší (viz obr. 5.26 a 5.27). Na úseku signálu bez připojené elektrody je hodnota SNR velmi nízká (obr. 5.28).

Problémem tohoto příznaku je fakt, že za užitečný signál je považován pouze signál v pásmu 0,5-20 Hz, a všechny ostatní složky signálu jsou brány jako rušení. To však není pravda. Většina energie signálu se nachází v tomto pásmu, ale ne všechna energie. Signál je po filtraci pásmovou propustí deformován. Odchylka signálu v tomto pásmu od původního signálu se nejvíce projevuje v úseku ST. Původní signál se po kmitu S rychle vrátí na hodnotu blízkou nule, zatímco „užitečná složka“ má po krátkou dobu poměrně velkou zápornou hodnotu. Poměr velké hodnoty „užitečné složky“ k téměř nulové hodnotě původního signálu je velký. Proto se vždy po komplexu QRS výrazně zvýší hodnota tohoto odhadu SNR, která ovšem nijak nesouvisí s kvalitou signálu.

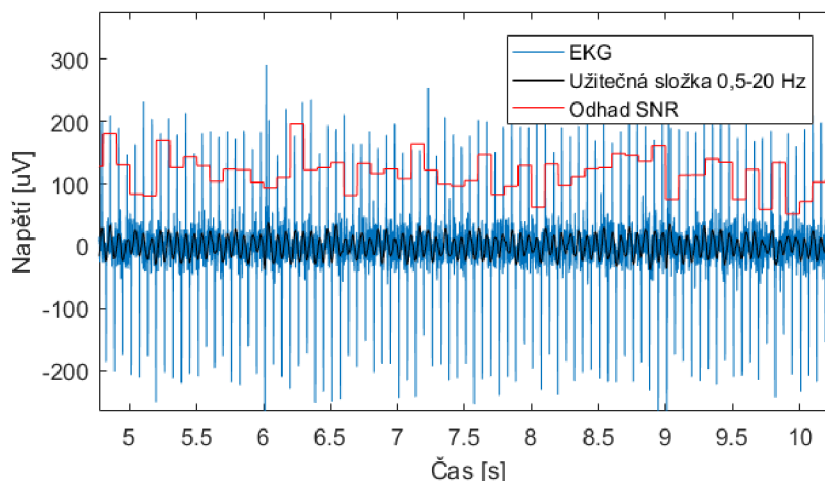
V úsecích signálu s velkým obsahem vysokofrekvenčního rušení (obr. 5.27) sledujeme nižší úroveň tohoto příznaku, ale reakce na velké zhoršení kvality není příliš významná. Tento příznak proto nebyl pro anotaci kvality použit.



**Obr. 5.26 Odhad SNR na úseku signálu EKG obsahujícím vysokofrekvenční rušení**



Obr. 5.27 Odhad SNR na úseku EKG se silným vysokofrekvenčním rušením



Obr. 5.28 Odhad SNR na úseku EKG bez připojené elektrody

### 5.3. Testování metody pro anotaci kvality EKG

Realizovaná metoda pro anotaci kvality EKG byla podrobena řadě testů. Testování probíhalo na dvou celodenních záznamech naměřených pomocí zařízení Faros, které byly anotovány třemi lidskými experty. Anotace kvality provedené touto metodou byly porovnávány s anotacemi provedenými lidskými experty. Dále bylo provedeno testování správnosti anotace na umělých signálech EKG s uměle vygenerovaným svalovým rušením. Testování proběhlo dvakrát, jednou před optimalizací parametrů metody, podruhé po optimalizaci.

#### 5.3.1. Popis testovacích dat

##### Reálné celodenní záznamy

Z databáze celodenních záznamů, která byla vytvořena studenty a pracovníky ÚBMI měřením pomocí zařízení eMotion Faros 180°, byly vybrány dva záznamy – 100001 a

105001. Tyto záznamy byly třemi lidskými experty anotovány. Anotace je provedena pro každý vzorek signálu, tedy každý vzorek je přiřazen do třídy 1, 2 nebo 3.

Tři experti provedli anotace nezávisle na sobě. Pro anotaci kvality neexistuje zlatý standard, který by určoval, jakým způsobem nejlépe rozhodnout o kvalitě EKG. Rozhodnutí jednotlivých expertů tedy není vždy stejné. Proto bylo pro vyhodnocení správnosti anotace použito konsensuální rozhodnutí těchto tří expertů, které vzniklo jako medián rozhodnutí jednotlivých expertů pro každý vzorek.

V tabulce 5.1 je znázorněna míra shody anotací jednotlivých expertů s mediánem, tedy množství vzorků, ve kterých se jejich rozhodnutí shoduje s konsensuálním rozhodnutím pro oba anotované celodenní záznamy. Na těchto výsledcích je možné pozorovat, jak rozdílné mohou být přístupy různých lidí k rozhodnutí o kvalitě signálu, třebaže se jedná o odborníky v dané oblasti.

**Tab. 5.1 Míra shody jednotlivých expertů s konsensuálním rozhodnutím (mediánem) pro dva celodenní záznamy**

	Shoda s mediánem	
	100001	105001
Expert 1	80,77 %	94,49 %
Expert 2	83,31 %	97,71 %
Expert 3	92,76 %	89,35 %

### **Umělé testovací signály**

Anotace kvality byla rovněž testována na umělých signálech EKG délky 1800 s se vzorkovací frekvencí 512 Hz, které obsahovaly vygenerované EMG rušení. Původní umělý signál byl rozdělen na náhodný počet segmentů náhodné délky. Pro každý z těchto segmentů byla náhodně určená hladina SNR a následně byl do signálu EKG superponován elektromyografický signál takového rozsahu, aby hladina SNR měla v segmentu tuto určenou úroveň.

Na základě známých hodnot SNR v segmentech byl signál rozdělen do tří tříd kvality. Pokud byla hladina SNR vyšší než 18 dB, pak byly vzorky v tomto segmentu zařazeny do třídy 1. Pokud byla hladina SNR nižší než 18 dB, ale vyšší než 5 dB, pak byl úsek signálu zařazen do třídy 2. Pokud byla hladina SNR nižší než 5 dB, pak byl úsek zařazen do třídy 3. Toto rozdělení bylo při testování metody anotace kvality bráno jako referenční, správnost anotace byla porovnávána s tímto rozdělením. Je nutné podotknout, že toto určení třídy kvality podle hladiny SNR s těmito konkrétními hranicemi není učiněno expertem na anotaci. Jedná se o heuristicky nastavené hladiny prahu pro zařazení do třídy kvality na základě známé hladiny SNR v segmentech.

Při testování na umělých signálech nebylo možné pro rozhodnutí o kvalitě použít příznak využívající data z akcelerometru, protože k těmto signálům není k dispozici. Proto je použito pouze 5 kvalitativních příznaků.

### 5.3.2. Testování s heuristicky nastavenými parametry

V tabulkách 5.2 a 5.3 jsou napsány výsledky testování metody na reálných záznamech s heuristicky nastavenými prahovými hodnotami. Jsou zde vypsány počty vzorků, které byly představenou metodou a lidskými experty zařazeny do příslušných tříd. V tabulce 5.4 jsou pak výsledky z testování na umělém signálu, opět zařazené do příslušné třídy představenou metodou a na základě známé hodnoty SNR. Na hlavní diagonále jsou počty vzorků, které byly zařazeny do stejné třídy jako v referenčním rozdělení, tedy kde došlo ke shodě. Pod tabulkami je pak ukázán výpočet míry shody anotací představenou metodou s lidskými experty (rovnice 5.1 a 5.2), respektive s rozdělením na základě SNR (rovnice 5.3), jde o podíl počtu vzorků v hlavní diagonále a počtu všech vzorků v tabulce. Jako anotace lidskými experty je zde brán konsensus anotací tří expertů (medián).

V záznamu 100001 je z testování vyřazen úsek, který byl používán pro nastavení prahů (trénování).

**Tab. 5.2 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 100001 délky 81 400 s (81,4 mil. vzorků)**

Záznam 100001		Anotace představenou metodou		
		Třída 1	Třída 2	Třída 3
Anotace lidskými experty	Třída 1	47 915 273	8 542 929	102 932
	Třída 2	9 848 718	14 560 385	319 259
	Třída 3	0	17 879	92 609

$$\text{Míra shody} = \frac{47\,915\,273 + 14\,560\,385 + 92\,609}{81\,399\,984} \times 100\% = 76,87\% \quad (5.1)$$

**Tab. 5.3 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 105001 délky 139 142 s (139,142 mil. vzorků)**

Záznam 105001		Anotace představenou metodou		
		Třída 1	Třída 2	Třída 3
Anotace lidskými experty	Třída 1	51 870 592	6 300 667	111 215
	Třída 2	12 698 398	20 393 502	422 205
	Třída 3	0	5 620	47 339 802

$$\text{Míra shody} = \frac{51\,870\,592 + 20\,393\,502 + 47\,339\,802}{139\,142\,001} \times 100\% = 85,96\% \quad (5.2)$$

Míra shody anotací těchto dvou záznamů představenou metodou s mediánem anotací lidskými experty se přibližuje shodě některých jednotlivých expertů s mediánem. Anotace prvního záznamu touto metodou mají shodu s mediánem v 76,87 % vzorků, expert 1 v 80,77 % vzorků a expert 2 v 83,31 %. Anotace touto metodou je tedy možné považovat za téměř srovnatelné s anotacemi jednotlivých expertů. Anotace třetího



experta měly shodu s mediánem v 92,76 % vzorků, tento se více shodoval s ostatními dvěma experty. Jiní experti by mohli kvalitu signálu vyhodnotit opět trochu jiným způsobem. Shoda anotací jednotlivých expertů může být u jiných záznamů lepší, jako například v případě záznamu 105001. Zde je ovšem vyšší i shoda této metody (85,96 %), která se tentokrát přibližuje shodě experta 3 s mediánem (89,35 %).

V tabulce 5.4 jsou vypsané výsledky testování metody na deseti uměle vygenerovaných signálech délky 1800 s. Výsledky testování všech deseti vzorků jsou sečteny a míra shody platí pro data ze všech těchto signálů.

**Tab. 5.4 Výsledky anotací kvality deseti umělých signálů délky 1 800 s (10x919 100 vzorků)**

Umělý záznam		Anotace představenou metodou		
		Třída 1	Třída 2	Třída 3
Rozdělení podle SNR segmentů	Třída 1	584 710	2 029 548	11 985
	Třída 2	15 142	1 987 176	1 757 462
	Třída 3	10 016	57 472	2 737 499

$$\text{Míra shody} = \frac{584\,710 + 1\,987\,176 + 2\,737\,499}{9\,191\,010} \times 100\% = 57,77\% \quad (5.3)$$

Anotace kvality v umělém signálu probíhaly bez možnosti využití příznaku, který zpracovává akcelerometrická data. V tomto umělém signálu rovněž dochází k selhávání příznaku provádějícího odhad SNR, jak je ukázáno na obrázcích 5.29, 5.30 a 5.31. Umělý signál je od reálného v některých ohledech odlišný. Například má mírně odlišný tvar, frekvenční spektrum, je pravidelný. Tento umělý signál pak obsahuje superponované elektromyografické rušení různé intenzity po celé délce signálu. Souhra těchto faktorů způsobuje, že příznak pro odhad SNR reaguje na mnohé úseky signálu nesprávně. Jeho reakce jsou v umělém signálu jiné než v reálném signálu, podle kterého byly nastavovány prahy pro zařazení do příslušných tříd kvality.

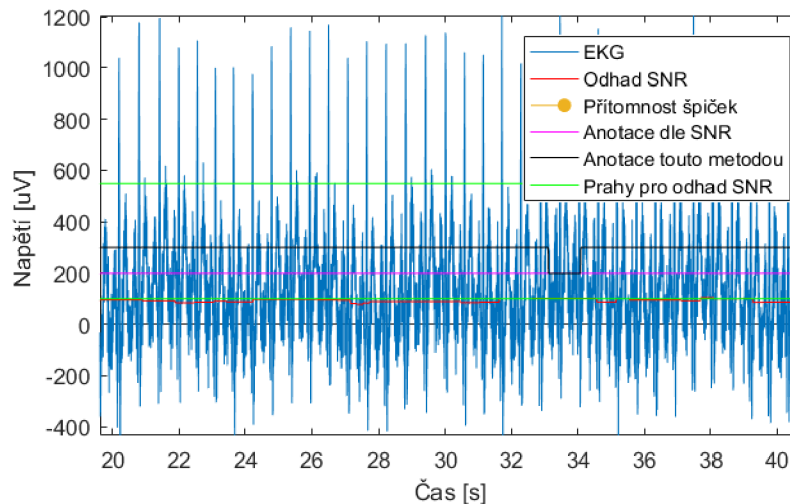
Příznak pro SNR je v těchto umělých signálech téměř vždy nižší než některý z prahů. Do třídy 1 je v tomto signálu zařazeno jenom 6,6 % vzorků, přičemž do ní podle reference patří 28,6 % vzorků. Hodnota odhadu SNR je v tomto signálu vysoká i v přítomnosti EMG rušení malého rozsahu. Aby bylo dosaženo lepších výsledků, musely by prahy pro odhad SNR být nastaveny pro umělé signály jinak, nebo by se s těmito signály mělo počítat při nastavování prahů pro všechny signály.

V obrázcích je znázorněn průběh signálu a dvou příznaků – odhadu SNR a přítomnosti špiček. Ostatní příznaky měly v signálu většinu času podprahovou úroveň, takže nezpůsobovaly zařazení do tříd 2 a 3. Pouze v úseku signálu, který obsahoval nejsilnější rušení, překročil brum prahovou úroveň pro zařazení do třídy 2. V těchto úsecích však byl odhad SNR nebo počet špiček v úrovni odpovídající prahu pro třídu 3, takže příznak pro výpočet brumu nehrál v tomto signálu velkou roli. Tento signál totiž obsahuje elektromyografické rušení v širokém pásmu, jehož přítomnost mají v metodě reflektovat hlavně příznaky pro odhad SNR, akcelerometrická data a přítomnost špiček.



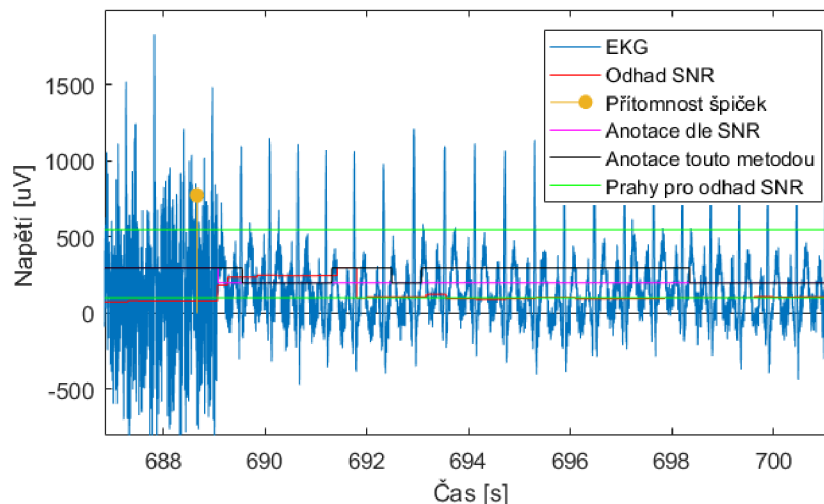
Znázornění anotací je v obrázcích černě a fialově, tyto přímky nabývají úrovně 100 (třída 1), 200 (třída 2) a 300 (třída 3), aby bylo v obrázku možno rozeznat výsledky anotací.

Na obr. 5.29 je zobrazen úsek umělého signálu, který je referenčním hodnocením kvality zařazen do třídy 2 (fialově). Představená metoda (černě) však většinu času zařazoval tento úsek do třídy 3, protože příznak pro odhad SNR je pod nižším z nastavených prahů. Pouze na malou chvíli příznak tento práh překročil a signál tak byl zařazen do třídy 2. V tomto případě by snížení nižšího prahu znamenalo správné zařazení úseku signálu do příslušné třídy kvality.



**Obr. 5.29 Nesprávné zařazení signálu kvalitativní třídy 2 do třídy 3**

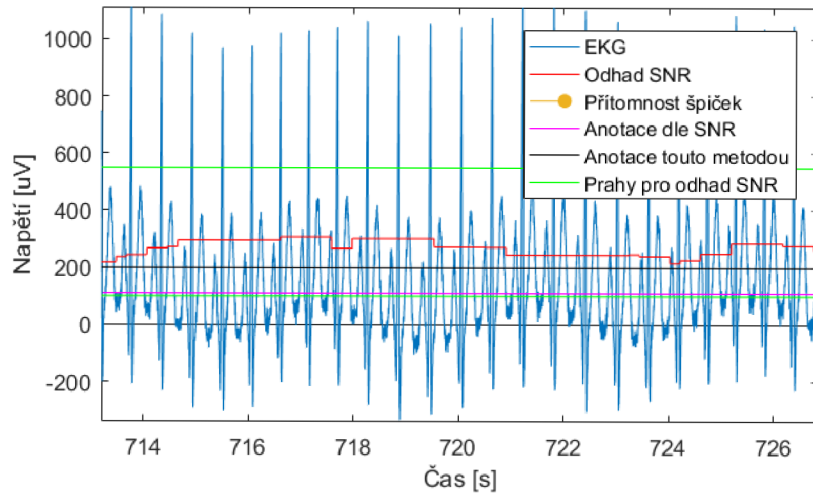
Na obr. 5.30 je vyobrazeno snížení hladiny rušení, a tedy zlepšení kvality ze třídy 3 na třídu 2. Algoritmus na toto zlepšení určitým způsobem reaguje, ale ne dostatečně, a stále zařazuje vzorky do třídy 3. Zde by opět pomohlo snížení nižšího prahu.



**Obr. 5.30 Zlepšení kvality umělého signálu a nesprávná reakce algoritmu**

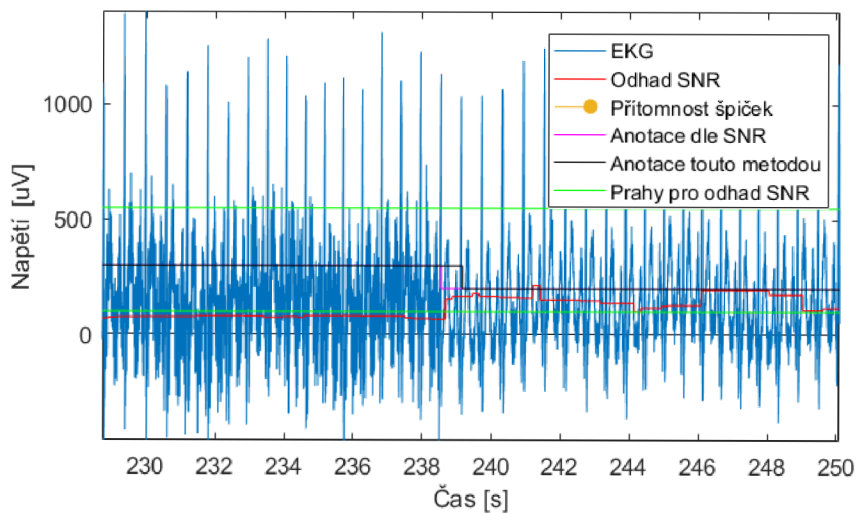
Nesprávná reakce algoritmu na umělý signál vidět na obr. 5.31. Kvalita signálu je podle reference 1, algoritmus ho zařazuje do třídy 2, protože hodnota odhadu SNR leží

pod vyšším z prahů, ale nad nižším z prahů. Pro správné zařazení by musel vyšší práh pro odhad SNR mít výrazně nižší hodnotu.



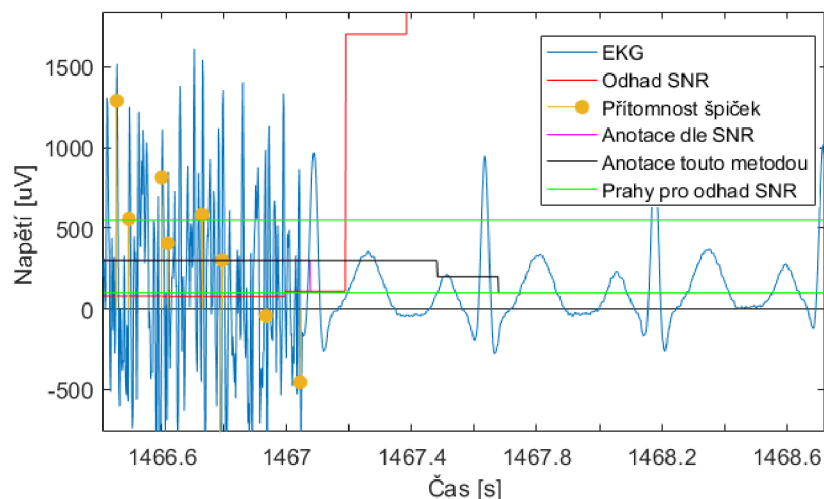
**Obr. 5.31 Nesprávné zařazení signálu třídy kvality 1 do třídy 2**

Na obr. 5.32 je vyobrazena správná reakce algoritmu na zlepšení kvality. Reakce je mírně zpožděná, protože rozhodovací algoritmus pracuje v plovoucím okně délky 1 s, a po tuto krátkou dobu obsahuje vzorky, které ještě překračují příslušný práh. Na tomto vyobrazeném signálu by v úseku správně zařazeném do třídy 3 snížení nižšího prahu mohlo znamenat nesprávné zařazení do třídy 2.



**Obr. 5.32 Správná, mírně zpožděná reakce na zlepšení kvality umělého signálu**

Zlepšení kvality signálu ze třídy 3 na třídu 1 je vidět na obr. 5.33. Reakce algoritmu je opět o necelou sekundu zpožděná, ale ustálí se a dále je rozdělení správné.



Obr. 5.33 Zlepšení kvality umělého signálu ze třídy 3 na třídu 1

### 5.3.3. Testování s optimalizovanými parametry

V tabulkách 5.5, 5.6 a 5.7 jsou napsány výsledky testování metody s prahovými hodnotami nastavenými podle výsledků optimalizace. Pod tabulkami je opět naznačen výpočet míry shody anotací představenou metodou s referencí (rovnice 5.4, 5.5 a 5.6). V záznamu 100001 je z testování vyřazen úsek, který byl používán pro optimalizaci prahů.

Tab. 5.5 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 100001 délky 81 400 s (81,4 mil. vzorků) po optimalizaci prahových hodnot

Záznam 100001		Anotace představenou metodou		
		Třída 1	Třída 2	Třída 3
Anotace lidskými experty	Třída 1	48 291 907	8 218 785	50 453
	Třída 2	8 388 635	16 025 317	309 916
	Třída 3	0	5 127	105 361

$$\text{Míra shody} = \frac{48\,291\,907 + 16\,025\,317 + 105\,361}{81\,395\,501} \times 100\% = 79,15\% \quad (5.4)$$

Tab. 5.6 Výsledky anotací kvality testovacího signálu 105001 délky 139 142 s (139,142 mil. vzorků) po optimalizaci prahových hodnot

Záznam 105001		Anotace představenou metodou		
		Třída 1	Třída 2	Třída 3
Anotace lidskými experty	Třída 1	51 829 786	6 308 878	143 810
	Třída 2	11 423 285	21 662 480	428 340
	Třída 3	0	57 613	47 287 809

$$\text{Míra shody} = \frac{51\,829\,786 + 21\,662\,480 + 47\,287\,809}{139\,142\,001} \times 100\% = 86,80\% \quad (5.5)$$

**Tab. 5.7 Výsledky anotací kvality deseti umělých signálů délky 1 800 s (10x919 100 vzorků) po optimalizaci prahových hodnot**

Umělý záznam		Anotace představenou metodou		
		Třída 1	Třída 2	Třída 3
<b>Rozdělení podle SNR segmentů</b>	Třída 1	413 683	2 204 735	7 825
	Třída 2	12 630	3 213 308	533 842
	Třída 3	9 171	514 410	2 281 406

$$\text{Míra shody} = \frac{413\,683 + 3\,213\,308 + 2\,281\,406}{9\,191\,010} \times 100\% = 64,28\% \quad (5.6)$$

Výsledky testování metody pro anotaci kvality EKG po optimalizaci prahových parametrů má lepší výsledky než při heuristickém nastavení prahů. V signálu 100001 se shoda zlepšila o 2,27 %, v signálu 105001 o 0,84 % a v umělých signálech o 6,51 %. Optimalizace prahů tedy přinesla zlepšení metody.

## 6. Diskuze

Metoda pro anotaci kvality EKG, která byla v rámci této práce realizována, sestává z extrakce šesti kvalitativních příznaků ze záznamu EKG a akcelerometrických dat, které zajišťují spojitý odhad kvality na základě určitých parametrů signálu, a z algoritmu, který na základě úrovně těchto příznaků spojitě určuje kvalitu signálu rozdělením do tří tříd kvality. Původně bylo realizováno devět příznaků pro určení kvality. Správnost reakcí jednotlivých příznaků na různé události v signálu byla vizuálně testována, na základě tohoto testování byly vyřazeny tři příznaky, které neměly požadovaný přínos pro rozhodování o kvalitě signálu.

Pro šest příznaků, které spojitě odhadují kvalitu signálu na základě přítomnosti určitých negativních vlastností signálu nebo přítomnosti některého druhu rušení, byly určeny vždy dva prahy, jejichž překročení vede k tomu, že je signál zařazen do příslušné třídy vyjadřující sníženou kvalitu signálu. Tyto prahy byly nejprve nastaveny heuristicky a následně byly přenastaveny na základě výsledků optimalizačního algoritmu.

Před optimalizací i po ní byla metoda testována na reálných i umělých signálech. Testování reálných záznamů probíhalo na Holterovských záznamech EKG, které kromě EKG obsahovaly i data z akcelerometru, takže bylo možné využít i příznak pro odhad kvality na základě akcelerometrických dat. Tyto záznamy byly také anotovány třemi experty-rozděleny do tří tříd kvality. Pro určení kvality EKG neexistuje žádný zaručeně správný postup, který by umožnil jednoznačné zařazení do určité třídy kvality. Experti kvalitu určují na základě jistých parametrů, které určují možnost použití jejich algoritmů pro automatické zpracování, možnost přesného určení referenčních bodů v signálu nebo na základě jiných vlastností signálu, které jsou pro ně podstatné z pohledu využití signálu v jejich konkrétním případě, například pro diagnostiku konkrétní srdeční patologie. Proto není překvapující, že jednotliví experti zařazovali mnohé úseky v signálu do odlišných tříd. Jejich společné rozhodnutí o kvalitě jednotlivých vzorků signálu je vyhodnoceno jako medián rozhodnutí jednotlivých expertů.

Porovnáním testování metody s heuristicky nastavenými hodnotami prahů (před optimalizací) a po optimalizaci prahů je možné dospět k závěru, že optimalizace parametrů proběhla úspěšně a vedla ke zlepšení shody anotací navržené metody s mediánem anotací lidských expertů.

Z testování metody vyplynulo, že shoda anotací touto metodou s mediánem anotací expertů je u obou záznamů jen o několik procent horší než anotace některých jednotlivých expertů s mediánem. Někteří experti mají vždy výrazně vyšší shodu s mediánem, ale i přesto lze říci, že se shoda metody vždy blíží shodě některého z expertů. Cílem metody pro anotaci kvality je vlastně doplnění, případně dokonce nahrazení lidského experta. Tím, že se u obou testovacích celodenních záznamů přiblížila shoda této metody shodě některého experta, je možné říct, že tato metoda funguje jako expert, který měl jen mírně horší shodu s ostatními než jiní experti.

Testování na umělých záznamech s obsahem elektromyografického rušení dosáhlo výrazně horší shody s referenčním rozdělením na základě známých hodnot SNR

v segmentech signálu. Jedním z důvodů pro zhoršení shody je fakt, že pro určení kvality nebylo možné využít data z akcelerometru, protože je umělý záznam neobsahoval. Druhou možností je samotné referenční rozdělení do tříd kvality na základě známých hodnot SNR, které bylo provedeno na základě heuristického stanovení hraničních hodnot SNR bez experta na určování kvality signálu. Jedná se o jinou referenci, než podle které byla metoda naučena, a proto je nízká shoda přirozená. Reakce metody na různou úroveň rušení v umělých signálech byla zobrazena a popsána na obrázcích.

Přínos této metody můžeme vidět v několika ohledech. Většina metod pro anotaci kvality rozděluje kvalitu do dvou tříd, tato metoda provádí rozdělení do tří tříd a přináší tak vyšší informační hodnotu než běžně využívané rozdělení kvality do tříd dobrá/špatná. Dalším přínosem je využití akcelerometrických dat. Sběr dat z akcelerometru je již v některých nositelných zařízeních pro záznamy EKG možný, a je proto užitečné jich využít pro odhad kvality. V neposlední řadě bych uvedl malou výpočetní náročnost této metody. Pro výpočet hodnoty žádného z příznaků nejsou používány složité výpočetní algoritmy nebo transformace, pouze jednoduchá filtrace a jednoduché výpočty. Malá výpočetní náročnost je výhodná zvláště při použití v mobilních zařízeních, kde přispívá ke snížení spotřeby energie a tím k prodloužení životnosti baterie. Tato metoda je na rozdíl od mnohých jiných metod navržena pro určování kvality v reálném čase.

Jádro této práce spolu s průběžnými výsledky testování bylo použito pro vytvoření soutěžního článku [27] na studentskou soutěžní konferenci Student EEICT 2019, kde byla práce prezentována v kategorii Biomedicínské inženýrství a bioinformatika, Zpracování signálů, obrazu a dat a v této kategorii obsadila 2. místo.

## Závěr

V prvních třech kapitolách jsem shrnul základní informace o elektrofyziologii srdce, o elektrokardiografii a uvedl jsem přehled relevantních metod pro anotaci kvality EKG, které byly publikovány. Na základě těchto teoretických informací jsem zrealizoval devět metod pro výpočet kvalitativních příznaků sloužících pro odhad kvality signálu EKG na základě zkoumaného parametru. Následně jsem testoval, zda vypočtené příznaky správně reagují na události v signálech, jejichž přítomnost mají reflektovat. Pro testování jsem využil uměle generovaný signál i reálné záznamy EKG. Šest z těchto devíti příznaků bylo dále využito.

Pro určení kvality signálu jsem vytvořil rozhodovací algoritmus, který rozděluje signály do tří tříd. Algoritmus provádí prahování, pro každý příznak byly určeny dva prahy. Prahy jsem nejprve nastavil heuristicky, a následně jsem provedl jejich optimalizaci pomocí navrženého optimalizačního algoritmu.

Metodu jsem testoval na dvou celodenních záznamech z databáze signálů EKG, na jejímž vytvoření jsem se rovněž aktivně podílel. Tyto záznamy byly anotovány třemi experty, jejichž anotace byly použity jako reference pro porovnání výsledků této metody.

Navrženou metodu pro anotaci kvality EKG je možné považovat za úspěšnou. Její shoda s mediánem tří expertů se blíží shodě jednotlivých expertů s mediánem, může se tedy považovat za samostatného experta s mírně horšími výsledky než jiní experti.

Jádro praktické části této práce a průběžné výsledky jsem použil pro vytvoření článku a prezentace na soutěžní studentskou konferenci EEICT, kde jsem se v kategorii Biomedicínské inženýrství a bioinformatika, Zpracování signálů, obrazu a dat umístil na 2. místě.

# Literatura

- [1] ORPHANIDOU, Christina, Timothy BONNICI, Peter CHARLTON, David CLIFTON, David VALLANCE a Lionel TARASSENKO. Signal Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2014, 19(3), 832-838 [cit. 2019-04-24]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6862843>
- [2] WANG, J. A new method for evaluating ECG signal quality for multi-lead arrhythmia analysis. *Computers in Cardiology* [online]. 2002, 29(1), 85-88 [cit. 2019-04-24]. DOI: 10.1142/9789812706591\_0005. ISSN 02766574. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=1166713>
- [3] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [4] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [5] BULÍKOVÁ, Táňa. *EKG pro záchranáře nekardiologie*. 1. vydání. Přeložil Ludmila MÍČOVÁ. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5307-2.
- [6] ORPHANIDOU, Christina. *Signal quality assessment in physiological monitoring*. 1. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2017. ISBN 978-3-319-68414-7.
- [7] HAMPTON, John. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [8] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* [online]. 1. New York: Oxford University Press, 1995, s. 388-401 [cit. 2018-11-17]. DOI: 10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001. ISBN 9780195058239. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/>
- [9] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 1. čes. vyd. Ilustroval Wolf-Rüdiger GAY, přeložil Eliana TRÁVNÍČKOVÁ. Praha: Avicenum, 1984. ISBN 08-026-84.
- [10] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications* [online]. 1. Boston: Elsevier Academic Press, 2005 [cit. 2019-04-24]. ISBN 978-0-12-437552-9. Dostupné z: [http://ezproxy.muni.cz/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,cookie,uid&db=nlebk&AN=130255&lang=cs&site=eds-live&scope=site&ebv=EB&ppid=pp\\_Cover](http://ezproxy.muni.cz/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&AuthType=ip,cookie,uid&db=nlebk&AN=130255&lang=cs&site=eds-live&scope=site&ebv=EB&ppid=pp_Cover)



- [11] SATIJA, Udit, Barathram RAMKUMAR a M. MANIKANDAN. A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 2018, 11, 36-52 [cit. 2019-04-24]. DOI: 10.1109/RBME.2018.2810957. ISSN 1941-1189. Dostupné z: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxy.lib.vutbr.cz/document/8304761>
- [12] JOHANNESSEN, Lars. Assessment of ECG quality on an android platform. In: *Computing in Cardiology* [online]. 2011, 38, s. 433-436 [cit. 2018-12-20]. ISBN 9781457706127. ISSN 23258861. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&number=6164579&isnumber=6164486>
- [13] JEKOVA, Irena, Ivaylo CHRISTOV, Roger KRASTEVA a Vessela KRASTEVA. Threshold-based system for noise detection in multilead ECG recordings. *Physiological Measurement* [online]. 2012, 33(9), 1463–1477 [cit. 2019-04-24]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1463. Dostupné z: <https://iopscience-iop-org.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1088/0967-3334/33/9/1463>
- [14] QUESNEL, P., A. CHAN a H. YANG. Real-time biosignal quality analysis of ambulatory ECG for detection of myocardial ischemia. In: *2013 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* [online]. IEEE, 2013, s. 1-5 [cit. 2018-12-22]. DOI: 10.1109/MeMeA.2013.6549694. ISBN 978-1-4673-5197-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6549694/>
- [15] QUESNEL, P., A. CHAN a H. YANG. Signal quality and false myocardial ischemia alarms in ambulatory electrocardiograms. In: *2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* [online]. IEEE, 2014, s. 1-5 [cit. 2018-12-22]. DOI: 10.1109/MeMeA.2014.6860078. ISBN 978-1-4799-2921-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6860078/>
- [16] JOHANNESSEN, Lars a Lorian GALEOTTI. Automatic ECG quality scoring methodology: mimicking human annotators. *Physiological Measurement* [online]. 2012, 33(9), 1479-1489 [cit. 2018-12-22]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1479. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/33/i=9/a=1479?key=crossref.769313a5941c9ce32b84e343f974f61b>
- [17] CLIFFORD, G, J BEHAR, Q LI a I REZEK. Signal quality indices and data fusion for determining clinical acceptability of electrocardiograms. *Physiological Measurement* [online]. 2012, 33(9), 1419-1433 [cit. 2018-12-22]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1419. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/33/i=9/a=1419?key=crossref.3093f72156fa8f6afd17a9e42fd1f26e>

- [18] TAT, T., C XIANG a L. THIAM. Physionet Challenge 2011: Improving the quality of electrocardiography data collected using real time QRS-complex and T-Wave detection. *Computing in Cardiology* [online]. 2011, , 441-444 [cit. 2018-12-22]. ISSN 2325-8853. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6164597&isnumber=6164486>
- [19] VAGLIO, M., L. ISOLA, G. GATES a F. BADILINI. Use of ECG quality metrics in clinical trials. *Computing in Cardiology* [online]. 2010, 37(1), 505-508 [cit. 2018-12-22]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5738020&isnumber=5737883>
- [20] NASERI, H. a M.R. HOMAEINEZHAD. Electrocardiogram signal quality assessment using an artificially reconstructed target lead. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2014, 18(10), 1126-1141 [cit. 2018-12-22]. DOI: 10.1080/10255842.2013.875163. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/doi/abs/10.1080/10255842.2013.875163>
- [21] MANN, S. a R. ORGLMEISTER. A flexible PCA-based ECG-reconstruction algorithm with confidence estimation for ECG during exercise. *Computing in Cardiology 2014* [online]. b.r., , 33-36 [cit. 2018-12-27]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7042972&isnumber=7042955>
- [22] MOODY, Benjamin. Rule-based methods for ECG quality control. *Computing in Cardiology* [online]. 2011, 38, 361-363 [cit. 2018-12-24]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6164577&isnumber=6164486>
- [23] ALLEN, John a Alan MURRAY. Assessing ECG signal quality on a coronary care unit. *Physiological Measurement* [online]. 1996, 17(4), 249-258 [cit. 2018-12-24]. DOI: 10.1088/0967-3334/17/4/002. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1088/0967-3334/17/4/002>
- [24] HAMILTON, Patrick a Willis TOMPKINS. Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1986, -33(12), 1157-1165 [cit. 2018-12-27]. DOI: 10.1109/TBME.1986.325695. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122227/>

- [25] NĚMCOVÁ, Andrea, Radovan SMÍŠEK, Lucie MARŠÁNOVÁ, Lukáš SMITAL a Martin VÍTEK. A Comparative Analysis of Methods for Evaluation of ECG Signal Quality after Compression. *BioMed Research International* [online]. 2018, 2018, 1-26 [cit. 2018-12-28]. DOI: 10.1155/2018/1868519. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6077674/>
- [26] SMITAL, L, Martin VÍTEK, Jiří KOZUMPLÍK a Ivo PROVAZNÍK. Adaptive Wavelet Wiener Filtering of ECG Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. IEEE, 2013, 60(2), 437-445 [cit. 2019-04-24]. DOI: 10.1109/TBME.2012.2228482. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxy.lib.vutbr.cz/document/6357230>
- [27] WALOSZEK, Vojtěch. ECG signal quality annotation. In: *Proceedings of the 25th Conference STUDENT EEICT 2019* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019, s. 62-65 [cit. 2019-05-20]. ISBN 978-80-214-5735-5. Dostupné z: [www.feec.vutbr.cz/conf/EEICT/archiv/sborniky/EEICT\\_2019\\_sbornik.pdf](http://www.feec.vutbr.cz/conf/EEICT/archiv/sborniky/EEICT_2019_sbornik.pdf)

# Seznam symbolů, veličin a zkratek

ÚBMI	-	Ústav biomedicínského inženýrství
EKG	-	Elektrokardiogram, elektrokardiografie
EMG	-	Elektromyogram
PPG	-	Fotopletysmogram
RMS	-	Root mean square, kvadratický průměr, efektivní hodnota signálu
SNR	-	Signal to noise ratio, poměr signál šum
P,T	-	Vlny v signálu EKG
QRS	-	Komplex kmitů v signálu EKG, sestává z kmitů Q, R a S
RR	-	Časový interval mezi dvěma kmity R
HR	-	Heart rate – srdeční rytmus
HRV	-	Heart rate variability – variabilita srdečního rytmu
HP	-	Filtr typu horní propust
DP	-	Filtr typu dolní propust (též LP – low pass)
BP	-	Band pass, filtr typu pásmová propust, též PP
FLAT	-	Konstantní úsek signálu
LA	-	Low amplitude, nízká amplituda signálu
PA	-	Peak artifact, přítomnost špičky v signálu
BLW	-	Baseline wander, kolísání izolinie
HF	-	High frequency, vysokofrekvenční rušení
PLI	-	Powerline interference, síťové rušení
TI	-	Časový interval, délka okna
THR	-	Threshold, práh
$f_{vz}$	-	Vzorkovací frekvence signálu
SA	-	Sinoatriální uzel
AV	-	Atrioventrikulární uzel
aVF	-	Augmentet voltage foot, zesílený končetinový (noha) unipolární svod EKG
aVR	-	Augmentet voltage right, zesílený končetinový (pravá ruka) svod EKG
aVL	-	Augmentet voltage left, zesílený končetinový (levá ruka) svod EKG
$V_n$	-	Hrudní svod, $n$ je číslo svodu, standardně se využívá šest hrudních svodů

# Seznam příloh

Příloha 1. Návod

Příloha 2. Soubory se zdrojovým kódem pro MATLAB s koncovkou .m

Příloha 3. Soubory s daty pro načtení v MATLABu s koncovkou .mat