

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Posuzování kvality mobilního EKG

Praha, 2012

Autor: Tadeáš Odstrčilík



České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická

katedra řídicí techniky

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: **Tadeáš Odstrčilík**

Studijní program: Kybernetika a robotika  
Obor: Systémy a řízení

Název tématu: **Posuzování kvality mobilního EKG**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se se základy zpracování EKG signálu.
2. Seznamte se s úlohou řešenou v rámci Physionet Challenge.
3. Seznamte se s daty používanými v rámci Physionet Challenge.
4. Vytvořte klasifikační systém pro odlišení kvalitních a nekvalitních EKG záznamů pořízených pomocí mobilního EKG systému.
5. Otestujte vytvořený systém.

Seznam odborné literatury:

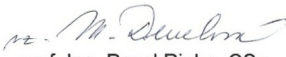
Dodá vedoucí práce

Vedoucí: Doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.

Platnost zadání: do konce zimního semestru 2012/2013

  
prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.  
vedoucí katedry



  
prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

V Praze dne 2. 12. 2011



## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 10.5.2012



podpis



## Poděkování

Děkuji Ing. Jakubu Kužilkovi za odborné konzultace, připomínky a cenné rady, které mi poskytl při vypracovávání bakalářské práce.

Děkuji své rodině a přítelkyni za podporu po celou dobu mého studia.

# Abstrakt

Bakalářská práce navazuje na soutěž PhysioNet/CinC Challenge 2011: Hodnocení kvality EKG měřeného pomocí mobilního telefonu. Úkolem je vyvinout algoritmus pro hodnocení použitelnosti naměřeného 12 svodového záznamu.

Vyvinutý algoritmus rozhoduje o kvalitě EKG pomocí jednoduchých pravidel (např. nulový signál na svodu nebo vysokoamplitudové artefakty). Algoritmus hodnotí signál za využití klasifikátorů perceptron a k-nejbližších sousedů. Dále využívá různých transformací EKG, které poskytují možnost rozšíření množiny příznaků. Kombinace získaných slabých klasifikátorů je zajištěna pomocí algoritmu AdaBoost.

V rámci práce byl vyvinut skórovací systém pro podporu hodnocení EKG záznamu. Tento systém dělí záznam na segmenty a v závislosti na jejich kvalitě určuje stupeň použitelnosti EKG záznamu.



# Abstract

Bachelor thesis follows a PhysioNet/Cinc Challenge 2011: Improving the quality of ECGs collected using mobile phones. The task is to develop an algorithm determining quality of 12 lead ECG.

I have developed an algorithm determining the quality of the ECG by using simple rules (e.g., zero signal or high-amplitude artifacts). My method performs assessment of the signal using perceptron and k-nearest neighbor algorithms. Next, algorithm using different transformations of ECG. It provides possibility of extending a set of features. The combination of weak classifiers is provided by the AdaBoost algorithm.

In the conclusion I have developed scoring system to support assessment of ECG. The signal from each lead is separated into bins with fixed length using Scoring system. Applicability of bins determines the level of quality of ECG recording.



# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>EKG</b>	<b>3</b>
2.1	Historie . . . . .	3
2.2	Funkční anatomie srdce . . . . .	4
2.3	Činnost srdce . . . . .	5
2.4	Snímání elektrické aktivity srdce . . . . .	6
2.4.1	Standardní EKG . . . . .	7
2.4.2	Ergometrie . . . . .	9
2.4.3	Holter . . . . .	9
2.4.4	Frekvenční spektrum EKG záznamu . . . . .	10
2.4.5	Ortogonální svody . . . . .	10
<b>3</b>	<b>Teoretický úvod</b>	<b>13</b>
3.1	Lineární perceptron . . . . .	13
3.2	Metoda k-nejbližších sousedů . . . . .	14
3.3	Analýza nezávislých komponent . . . . .	14
3.4	AdaBoost . . . . .	15
3.5	Confusion matrix . . . . .	16
<b>4</b>	<b>Praktická část</b>	<b>17</b>
4.1	Cíl práce . . . . .	17
4.2	Data . . . . .	17
4.3	Grafické rozhraní . . . . .	17
4.4	Subjektivní analýza dat . . . . .	18
4.5	Klasifikace signálu . . . . .	19
4.5.1	Pravidla . . . . .	20
4.5.2	Perceptron . . . . .	21
4.5.3	Metoda k-nejbližších sousedů . . . . .	21
4.6	Výsledky klasifikace . . . . .	21
4.6.1	Pravidla . . . . .	21
4.6.2	Lineární perceptron . . . . .	22
4.6.3	Metoda k-nejbližších sousedů . . . . .	22
4.7	Úprava signálu . . . . .	23
4.7.1	Filtrace . . . . .	23
4.7.2	Komplexní svod . . . . .	23
4.7.3	Komplexní svod s ICA . . . . .	24
4.7.4	Ortogonální svody . . . . .	25
4.7.5	Detektor QRS komplexů . . . . .	25

4.8	Klasifikace signálu na rozšířených příznacích . . . . .	26
4.8.1	Příznaky . . . . .	26
4.9	Výsledky klasifikace na rozšířených příznacích . . . . .	28
4.9.1	AdaBoost . . . . .	29
<b>5</b>	<b>Skórovací systém</b>	<b>31</b>
5.1	Segmentace . . . . .	31
5.2	Pravidla . . . . .	32
5.3	Určení klasifikačního stupně signálu . . . . .	32
5.4	Algoritmus . . . . .	33
5.5	Výsledky skórovacího systému . . . . .	34
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>35</b>
	<b>Literatura</b>	<b>38</b>
	<b>Příloha A</b>	<b>I</b>
	<b>Příloha B</b>	<b>a</b>

# Seznam obrázků

2.1	První komerční přístroj na snímání EKG [3]	3
2.2	Anatomie srdce [6]	4
2.3	Elektrofyzologie srdeční buňky [6]	5
2.4	Elektrický převodní systém srdce [6]	6
2.5	Učebnicový příklad EKG signálu	7
2.6	Rozmístění končetinových svodů [6]	7
2.7	Goldbergerovy svody	8
2.8	Umístění hrudních svodů [9]	8
2.9	Záznam na čtverečkový papír [6]	9
2.10	Holter [10]	9
2.11	Ukázka frekvenčního spektra 12 svodového EKG	10
2.12	Princip vektorkardiografie [6]	11
3.1	Příklad klasifikace pro $k=3$ a $k=5$ [13]	14
3.2	Princip metody ICA [14]	15
4.1	Grafické rozhraní	18
4.2	Přijatelný signál	18
4.3	Nepřijatelný signál	19
4.4	Podobné signály - různá klasifikace [18]	19
4.5	Nulový signál na svodu V1	20
4.6	Vysokoamplitudový artefakt na svodu V3	20
4.7	Rozdělení dat pomocí perceptronu	21
4.8	Filtrovaný signál - původní signál	23
4.9	Komplexní svod	24
4.10	Komplexní svod s ICA	24
4.11	inverzní Dowerova transformace - ortogonální svody v čase	25
4.12	Detekce QRS komplexů	26
5.1	Procesní diagram	33



# Seznam tabulek

2.1	Časový sled aktivace a rychlost vedení elektrického vzruchu v srdci [8]	6
3.1	Confusion matrix . . . . .	16
4.1	Tabulka výsledků jednoduchých pravidel . . . . .	22
4.2	Confusion matrix - lineární perceptron . . . . .	22
4.3	Procentuální úspěšnost k-nejbližších sousedů . . . . .	22
4.4	Confusion matrix - k-nejbližších sousedů . . . . .	23
4.5	Extrahované příznaky ze standardního EKG . . . . .	27
4.6	Extrahované příznaky z komplexního svodu . . . . .	27
4.7	Extrahované příznaky z komplexního svodu s ICA . . . . .	28
4.8	Extrahované příznaky z ortogonálních svodů . . . . .	28
4.9	Výsledky - příznaky ze standardního EKG . . . . .	28
4.10	Výsledky - příznaky z komplexního svodu . . . . .	29
4.11	Výsledky - příznaky z komplexního svodu s ICA . . . . .	29
4.12	Výsledky - příznaky z ortogonálních svodů . . . . .	29
4.13	Confusion matrix - AdaBoost bez základních pravidel . . . . .	29
4.14	Confusion matrix - AdaBoost . . . . .	30
5.1	Váhy reprezentující významnost svodu . . . . .	32
5.2	Váhy reprezentující kvalitu příznaku . . . . .	32
6.1	Tabulka výsledků skórovacího systému . . . . .	h





# Kapitola 1

## Úvod

Práce, kterou se zabývám, vychází ze soutěže vypsané serverem PhysioNet.org pro rok 2011 ve spolupráci s konferencí CinC (Computing in Cardiology). Jedná se o jedenáctý ročník soutěže. Cílem podporovaných projektů je rozšíření povědomí o globálních zdravotních problémech.

Soutěž pro rok 2011 spočívala v hodnocení kvality elektrokardiogramu (EKG) pořízeného pomocí mobilního telefonu. Motivací pro automatické rozlišení použitelnosti či nepoužitelnosti záznamu je úspora času lékaře, a tím zmenšení finanční náročnosti hodnocení EKG. Dalším důvodem je snížení potřebné odborné kvalifikace zdravotníka, který měření provádí.

Kardiovaskulární choroby, k jejichž diagnostice se EKG využívá, jsou nejčastější příčinou úmrtí na světě. Faktem je, že více jak čtyři pětiny umrtí způsobených selháním srdce nastávají v nerozvinutých zemích. Důvodem je nedostatek odborné lékařské péče.

Včasný zachycení poruchy funkce srdce je základním požadavkem na její vyléčení, popřípadě zabránění jejímu zhoršování.

Problém onemocnění srdce bude v budoucnosti nabývat na významu, a to i ve vyspělých zemích. Nezdravý a rychlý životní styl s nedostatkem pohybu lidí v sedavých zaměstnáních je důvodem vzrůstajícího počtu onemocnění srdce a jeho částí. Podcenění těchto chorob může mít katastrofální následky, a proto vzrůstá důležitost prevence.

Technický vývoj mobilních zařízení, společně s jejich dostupností, nabízí možnost okamžité klasifikace naměřeného EKG a odeslání záznamu k vyhodnocení zdravotního stavu pacienta.

Zde přichází část práce, kterou se zabývám, a to hodnocení použitelnosti signálu. Určení kvality naměřeného záznamu pomocí mobilního zařízení zvyšuje efektivitu práce. Práce, kterou může vykonávat člověk bez zkušeností s hodnocením kvality naměřeného záznamu.

Systém hodnocení kvality mobilního EKG snižuje nejen finanční náročnost, ale i požadavky na znalosti a zkušenosti personálu obsluhujícího měřicí zařízení.



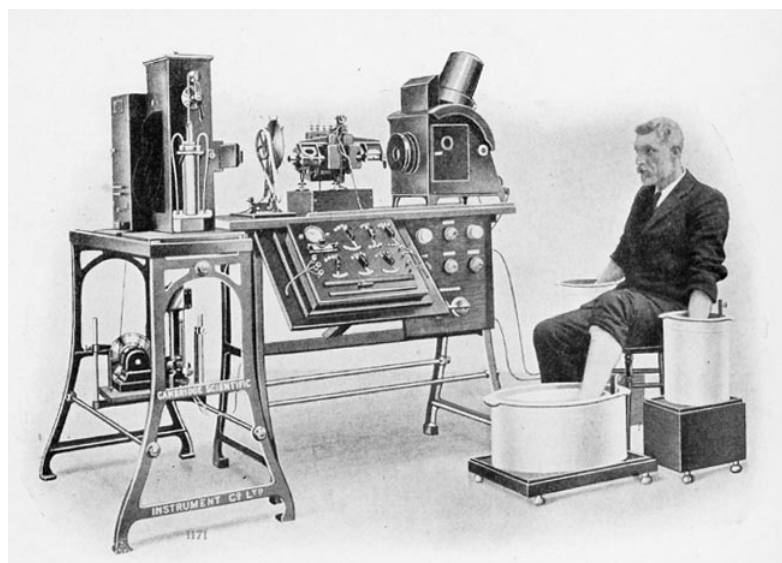
# Kapitola 2

## EKG

### 2.1 Historie

Zakladatelem měření [1, 2] elektrické aktivity srdce (EKG) byl Willem Einthoven (1860 – 1927). Absolvent lékařské fakulty v Utrechtu a následně profesor fyziologie na Univerzitě v Leidenu. Držitel Nobelovy ceny ve fyziologii a medicíně. Roku 1902 publikoval první elektrokardiogram zaznamenaný vláknovým galvanometrem.

V roce 1902 popsal zapojení elektrod do rovnostranného trojúhelníku s vrcholy umístěnými na horních končetinách a levé noze. Tyto vrcholy se označují I, II a III. Vzniklý trojúhelník se později začal nazývat Einthovenův trojúhelník.



Obrázek 2.1: První komerční přístroj na snímání EKG [3]

Firma Siemens v roce 1911 vyrobila první komerční elektrokardiograf (Obr. 2.1). Roku 1934 Frank Wilson zavedl unipolární svody VR, VL a VF. Standardní rozmístění hrudních svodů označovaných V1 až V6 bylo definováno v roce 1938.

Goldbergerovy svody (1942) označované aVR, aVL a aVF vznikly modifikací zapojení Wilsonových svodů. Zvětšují zaznamenanou amplitudu o 50%. První experimenty [4] s mapováním izopotenciálu na hrudníku proběhly v roce 1960.

## 2.2 Funkční anatomie srdce

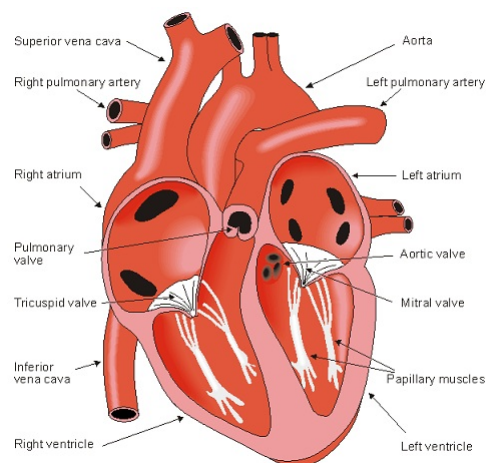
Srdce je dutý svalový orgán [5] tvarově podobný kuželu zajišťující svými stahy oběh krve v těle člověka a tím i přenos dýchacích plynů. Umístěné je mírně vlevo za hrudní kostí. Velikost srdce odpovídá asi velikosti pěsti člověka, kterému náleží, a jeho hmotnost se pohybuje mezi 270 - 320 gramy.

Uvnitř srdce jsou čtyři dutiny, a to dvě předsíně a dvě komory:

- pravá předsíň (*atrium dextrum*)
- pravá komora (*ventriculus dexter*)
- levá předsíň (*atrium sinistrum*)
- levá komora (*ventriculus sinister*)

Dutiny na pravé a levé straně od sebe odděluje předsíňová a komorová přepážka. Z pravé komory vystupuje kmen plicnice a z levé komory vychází srdečnice, jak je vidět na Obr. 2.2.

Zpětnému průchodu krve mezi jednotlivými dutinami srdce zabraňují chlopně. Mezi pravou síní a komorou je to trojcípá chlopeň a mezi levou síní a komorou dvojcípá chlopeň. Návratu krve z velkého oběhu (aorty) brání aortální chlopeň a malého oběhu chlopeň plicnice.



Obrázek 2.2: Anatomie srdce [6]

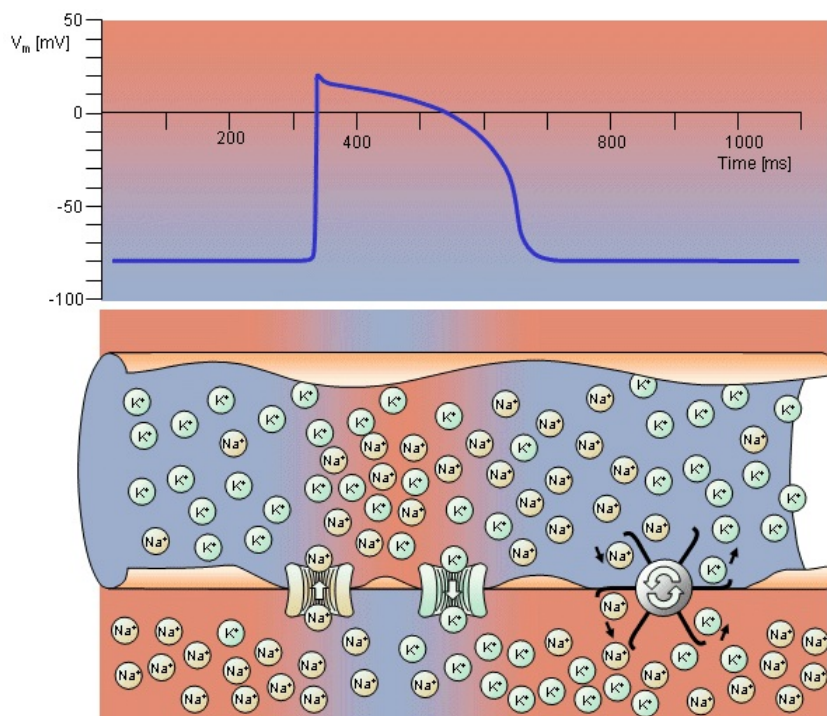
Srdeční stěnu tvoří tři vrstvy, a to srdeční nitroblána (*endocardium*), srdeční svalovina (*myocardium*) a osrdečník (*pericardium*). Srdeční svalovina je specializovaným typem svalové tkáně.

Z pohledu elektrické aktivity srdce jsou důležitá místa, kde se nachází tzv. pacemakerové buňky. Jedná se o SinoAtriální (SA) uzel, který je uložen ve stěně pravé předsíně, je asi 2 cm dlouhý a 2 mm široký. AtrioVentrikulární (AV) uzel leží v trojcípé chlopni a je dlouhý asi 5 mm a široký 4 mm. Hisův svazek je třetí a poslední pacemakerovou buňkou širokou asi 4 mm a dlouhou 10 mm. Pravé a levé Tawarovo vychází z Hisova svazku a postupně se mění v síť Purkyňových vláken.

Srdeční aktivita dospělého člověka je asi 70 úderů za minutu a průměrně přečerpá 5 litrů krve. S rostoucím věkem se srdeční aktivita snižuje. U novorozence se srdeční aktivita pohybuje okolo 130-ti úderů za minutu.

## 2.3 Činnost srdce

Kontrakce každého svalu je spojena s jeho elektrickými změnami (Obr. 2.3). Srdeční buňka má klidový potenciál od -80 do -90 mV, který je dán koncentrací  $Na^+$ ,  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Cl^-$ . Působí-li na srdeční buňku elektrické podráždění pronikají ionty vně resp. dovnitř buňky.



Obrázek 2.3: Elektrofyzologie srdeční buňky [6] - doba trvání depolarizace a následné repolarizace srdeční buňky je přibližně 300 ms (horní část obrázku). Elektrické podráždění otevírá sodíkový kanál (depolarizace). Při poklesu potenciálu mezi vnějším a vnitřním prostředím srdeční buňky na prahovou hodnotu dochází k uzavírání tohoto kanálu a otevírání draslíkového kanálu (repolarizace) a následně dochází k obnovení rovnováhy obsahu iontů sodíku a draslíku mezi vnějším a vnitřním prostředím srdeční buňky (dolní část obrázku).

U srdce je primární rytmická aktivita způsobena sinoatriálním uzlem. Časové zpoždění při převodu elektrického impulsu od SA uzlu po Purkyňova vlákna je přibližně 6 ms.

Počátek každého srdečního cyklu je v SA uzlu z něhož se depolarizace šíří k AV uzlu, kde nastává zpoždění signálu a následně prochází Hisovým svazkem do Tawarových ramének a z nich se v komorové svalovině velmi rychle přesouvá pomocí Purkyňových vláken [7]. Kompletní pohled na uspořádání elektrického převodního systému srdce poskytuje Obr. 2.4. Časové intervaly šíření elektrického vzruchu srdcem jsou uvedeny v Tab. 2.1.

Průměrný směr šíření depolarizace při pohledu zpředu se nazývá srdeční osa. Levá komora srdce je masivnější, proto má větší vliv na výsledný tvar EKG křivky než komora pravá.

Umístění	čas [ms]	EKG	rychlost vedení [ $m \cdot s^{-1}$ ]	vlastní frekvence
<b>SA uzel</b> (tvorba podnětů)	0	vlna P	0,05	60 - 100
pravá síň	50	-	0,8 - 1	-
levá síň	85			
<b>AV uzel</b>	50 - 125	úsek P-Q	0,05	40 - 55
<b>Hisův svazek</b>	130	-	1,0 - 1,5	25 - 40
<b>Tawarova raménka</b>	145		1,0 - 1,5	
<b>Purkyňova vlákna</b>	150		3,0 - 3,5	
<b>vnitřní stěna myokardu</b>		komplex QRS	1,0	-
pravá komora	175			
levá komora	190			
<b>zevní strana myokardu</b>				
pravá komora	205			
levá komora	225			

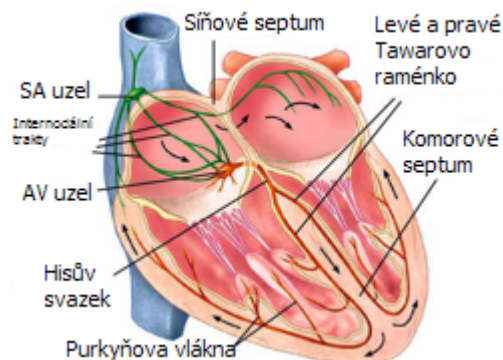
Tabulka 2.1: Časový sled aktivace a rychlost vedení elektrického vzruchu v srdci [8]

## 2.4 Snímání elektrické aktivity srdce

Při snímání EKG měříme elektrické změny způsobené depolarizací pomocí elektrod připojených na povrchu těla nebo přímo na srdci.

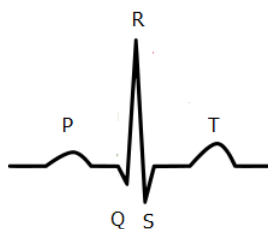
Vyšetření elektrokardiografem je jednoduché, bezbolestné a neinvazivní vyšetření v kardiologii, které běžně trvá okolo 10ti minut.

V závislosti na tvaru a časovém průběhu křivky umožňuje diagnostiku chorobných stavů například anginy pectoris nebo infarktu myokardu.



Obrázek 2.4: Elektrický převodní systém srdce [6]

Učebnicový příklad EKG signálu je vidět na Obr. 2.5, kde první vlna zvaná **P** je způsobena depolarizací síní. Kontrakce svaloviny komor se promítá jako **QRS** komplex a poslední vlnu **T** vyvolává následná repolarizace komor.

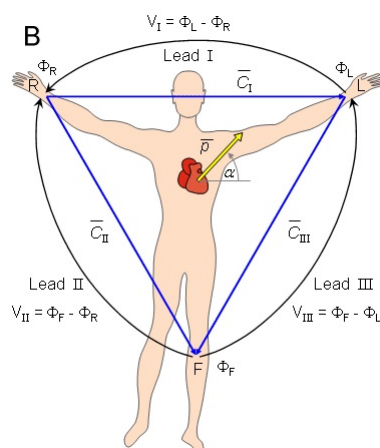


Obrázek 2.5: Učebnicový příklad EKG signálu

### 2.4.1 Standardní EKG

Měření standardního 12 svodového EKG využívá svodů:

- bipolární Eithovenovy svody (Obr. 2.6)
  - I - rozdíl potenciálů mezi levou a pravou paží
  - II - rozdíl potenciálů mezi levou nohou a pravou paží
  - III - rozdíl potenciálů mezi levou nohou a levou paží
- unipolární Goldbergerovy svody (Obr. 2.7)
  - aVR - rozdíl potenciálů mezi pravou paží a spojení levé paže a levé nohy
  - aVL - rozdíl potenciálů mezi levou paží a spojení pravé paže a levé nohy
  - aVF - rozdíl potenciálů mezi levou nohou a spojení pravé a levé paže
- unipolární hrudní svody V1, V2, V3, V4, V5, V6 (Obr. 2.8)



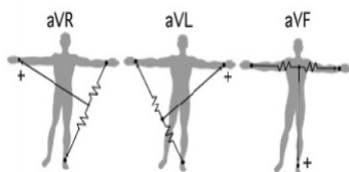
Obrázek 2.6: Rozmístění končetinových svodů [6]

Napětí na Eithovenových svodech lze vypočítat jako rozdíl potenciálů mezi jednotlivými vrcholy Eithovenova trojúhelníku:

$$\begin{aligned}
 U_I &= \Phi_L - \Phi_R \\
 U_{II} &= \Phi_F - \Phi_R \\
 U_{III} &= \Phi_F - \Phi_L,
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

kde  $\Phi_L$  je elektrický potenciál na levé ruce,  $\Phi_R$  je potenciál na pravé ruce a  $\Phi_F$  je potenciál na levé noze.

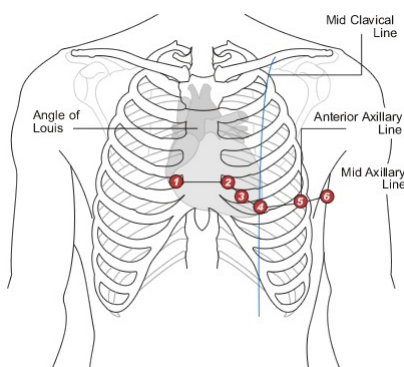
Zapojení Goldbergerových svodů je vidět na Obr. 2.7.



Obrázek 2.7: Goldbergerovy svody

Napětí na hrudních svodech je dáno rozdílem potenciálů mezi jednotlivými hrudními elektrodami a Wilsonovou svorkou. Wilsonova svorka je místo s imaginárním referenčním potenciálem (Rov. 2.2) daným průměrem všech třech potenciálů ve vrcholech Einthovenova trojúhelníka, který považujeme za referenční.

$$\Phi_W = (\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F)/3 \quad (2.2)$$



Obrázek 2.8: Umístění hrudních svodů [9]

Lineárně nezávislých svodů je osm, a to svody I, II a hrudní svody V1 až V6. Pro vyjádření svodů III, aVR, aVL a aVF nám stačí signál ze svodů I a II.

$$\begin{aligned} U_{III} &= U_{II} - U_I \\ U_{aVR} &= -U_I - U_{II} \\ U_{aVL} &= 2U_I - U_{II} \\ U_{aVF} &= 2U_{II} - U_I \end{aligned} \quad (2.3)$$

Směr srdeční osy se určuje podle výchylky QRS na svodech I, II a III. Šíří-li se depolarizace směrem k elektrodě má záznam kladnou výchylku.

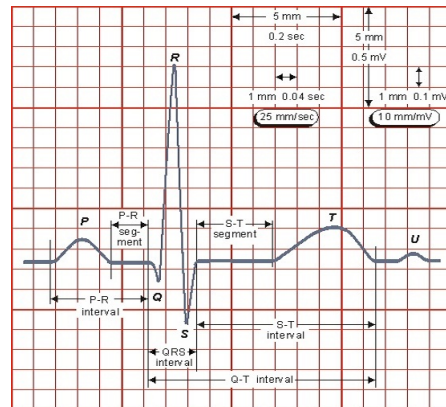
Potenciály snímané z elektrod na končetinách pohlíží na srdce ve vertikální rovině. Hrudní svody snímají potenciály z přední a levé strany, a to v rovině horizontální.

Pro úspěšné snímání EKG se pacient musí uvolnit, aby případné stahy jiných svalů nezpůsobovaly biologické artefakty, výjimku tvoří měření EKG křivky v zátěži.

Záznam standardního EKG se provádí na čtverečkový papír viz Obr. 2.9 o velikosti hrany 1 mm. Rychlost posunu papíru odpovídá 40 ms a velikost amplitudy



0.1 mV na jeden čtvereček. Dnes se většinou záznam provádí do paměti elektrokar-diografu společně se zobrazením na displeji.



Obrázek 2.9: Záznam na čtverečkovaný papír [6]

### 2.4.2 Ergometrie

Zjišťování funkce kardiovaskulárního systému v zátěži [8] se provádí na bicykloergo-metru nebo na pohyblivém se pásu. Dnes se preferuje vyšetření na pohyblivém se pásu, protože chůze je pro člověka přirozenější pohyb. Měření probíhá za postupného zvyšování zátěže, až do výskytu limitujících příznaků, kterými mohou být například dušnost nebo stenokardie (bolest za hrudní kostí).

U tohoto měření je snaha o minimalizaci vlivu biologických artefaktů a vlivu přívodů na pohyblivost vyšetřovaného.

Znehodnocení signálu může také nastat technickými artefakty, kdy se například do výsledného signálu nasuperponuje síťový kmitočet.

Pro lepší vodivost elektrod se používají vodivostní gely resp. elektrody s již nanesenou vrstvou tohoto materiálu.

### 2.4.3 Holter

Holterovské měření (Obr. 2.10) se od standardního EKG liší počtem svodů a dobou měření záznamu.

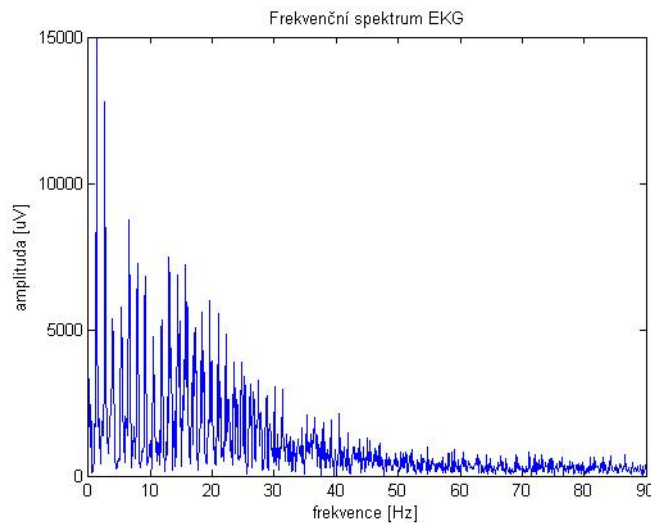


Obrázek 2.10: Holter [10]

Počet svodů se liší podle přístroje, nejčastěji se vyskytuje ve dvou až 5ti svodovém provedení. Využívá se k diagnostice nepravidelných poruch srdečního cyklu nebo ke zjištění efektu léčby. Doba měření se pohybuje v rozmezí 24 - 48 hodin. Nevýhodami měření jsou vyskytující se biologické artefakty a větší rozptyl doby RR intervalu. Přístroj obsahuje automatickou detekci patologických jevů pro usnadnění následné diagnostiky záznamu lékařem.

#### 2.4.4 Frekvenční spektrum EKG záznamu

Frekvence vyskytující se v EKG signálu mohou nabývat hodnot od 0,67 Hz až 150 Hz. Typické spektrum 12 svodového EKG je vidět na Obr. 2.11.



Obrázek 2.11: Ukázka frekvenčního spektra 12 svodového EKG

V elektrokardiografích se při snímání EKG využívají vzorkovací frekvence 500 - 1000 Hz. Vzorkovací frekvence musí splňovat Nyquistův teorém:

$$f_{vz} > 2 \cdot f_{max} \quad (2.4)$$

Ten říká, že vzorkovací frekvence musí být minimálně 2krát větší než maximální frekvence vyskytující se v signálu. Nedodržením tohoto pravidla dojde k jevu zvanému aliasing, což je zfalšování původní frekvence spojitého signálu.

Ze znalosti možného rozsahu frekvenčního spektra signálu a za použití pásmových zádrží, lze ze záznamu filtrací odstranit šumové frekvence.

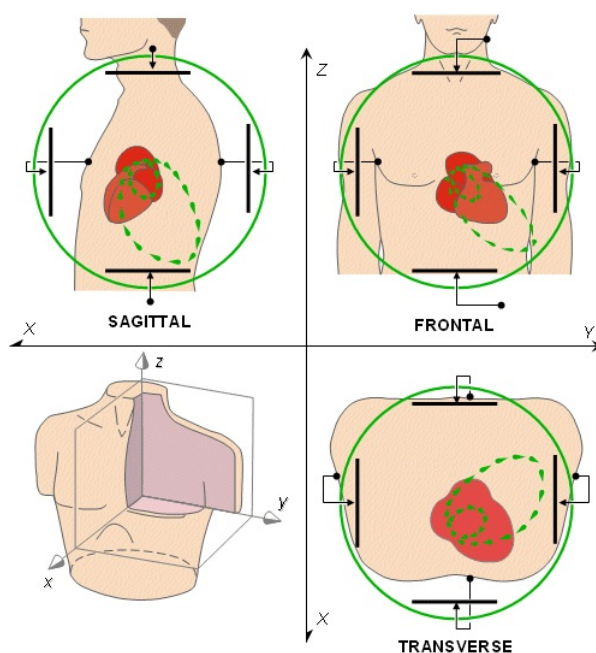
#### 2.4.5 Ortogonální svody

Ortogonální svody X, Y a Z poskytují prostorovou informaci o vzniku a šíření elektrického vzruchu v srdci. Měření ortogonálních svodů se nazývá vektorkardiografie (Obr. 2.12).

Vektorkardiografie využívá při měření EKG svody X, Y a Z:

- svod X ..... sagitální (předozadní) rovina

- svod Y ..... transverzální (horizontální) rovina
- svod Z ..... frontální (vertikální) rovina



Obrázek 2.12: Princip vektorkardiografie [6]

Získat ortogonální svody z 12 svodového elektrokardiogramu umožňuje Dowerova transformace resp. inverzní Dowerova transformace. Transformační koeficienty [11] zveřejnil Dower roku 1980.

Dowerova inverzní transformace je definována:

$$DTI = \begin{pmatrix} -0,172 & -0,074 & 0,122 & 0,231 & 0,239 & 0,194 & 0,156 & -0,010 \\ 0,057 & -0,019 & -0,106 & -0,022 & 0,041 & 0,048 & -0,227 & 0,887 \\ -0,229 & -0,310 & -0,246 & -0,063 & 0,055 & 0,108 & 0,022 & 0,102 \end{pmatrix}$$

Dowerova transformace je definována:

$$DT = \begin{pmatrix} -0,515 & 0,157 & -0,917 \\ 0,044 & 0,164 & -1,387 \\ 0,882 & 0,098 & -1,277 \\ 1,213 & 0,127 & -0,601 \\ 1,125 & 0,127 & -0,086 \\ 0,831 & 0,076 & 0,230 \\ 0,632 & -0,235 & 0,059 \\ 0,235 & 1,066 & -0,132 \end{pmatrix}$$

Ortogonální svody se vypočítají z 12 svodového záznamu pomocí rovnice:

$$O = DTI \times X, \quad (2.5)$$

kde  $X$  je matice  $M \times N$ ,  $M$  je počet elektrod (V1 až V6, I a II),  $N$  je počet vzorků.

Transformace využívá pouze lineárně nezávislých svodů. Výstupem inverzní Dowerovy transformace je matice, kde řádky reprezentují jednotlivé ortogonální svody  $X$ ,  $Y$  a  $Z$ .

# Kapitola 3

## Teoretický úvod

### 3.1 Lineární perceptron

Perceptron [12] je klasifikátor rozdělující data do lineárně separabilních množin. Vstupem klasifikátoru je trénovací množina  $\{(\mathbf{x}_1, y_1), \dots, (\mathbf{x}_N, y_N)\}$ , kde  $y_i \in \{1, 2\}$ .

Trénovací chyba lineárního perceptronu se určí jako:

$$\delta(q) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N W(q(\mathbf{x}_i), y_i) \quad (3.1)$$

$$W(q(\mathbf{x}_i), y_i) = \begin{cases} 0 & \text{pokud } q(\mathbf{x}_i) = y_i \\ 1 & \text{pokud } q(\mathbf{x}_i) \neq y_i \end{cases} \quad (3.2)$$

Popis algoritmu perceptronu:

1) Inicializace vah  $\mathbf{w}$  a koeficientu  $b$ . Úprava vektorů vstupních příznaků.

$$\begin{aligned} \mathbf{v} &= [\mathbf{w}; b] \\ \mathbf{z}_i &= [\mathbf{x}_i; 1] \text{ pokud } y_i = 1 \\ \mathbf{z}_i &= -[\mathbf{x}_i; 1] \text{ pokud } y_i = 2 \end{aligned}$$

2) Vektorový součin vektoru  $\mathbf{v}$  a upraveného vektoru příznaků  $\mathbf{z}_i$ .

$$c_i = \langle \mathbf{v} \cdot \mathbf{z}_i \rangle$$

3) Pokud existuje  $c_i \leq 0$  pokračuj krokem 4. Pokud neexistuje je vektor  $\mathbf{v}$  řešením.

4) Součet vektoru vah  $\mathbf{v}$  a vektoru  $\mathbf{z}_i$ . Pokračuj krokem 2.

$$\mathbf{v} = \mathbf{v} + \mathbf{z}_i \quad (3.3)$$

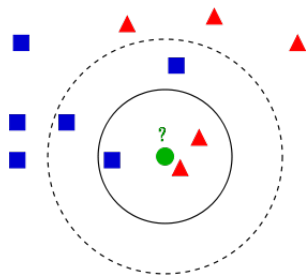
Výstupem perceptronu je vektor vah  $\mathbf{w}$  a koeficient  $b$ . Výsledná klasifikace rozděljuje data do dvou skupin, a to podle vzorce:

$$q(\mathbf{x}) = \begin{cases} 1 & \text{pokud } \langle \mathbf{w} \cdot \mathbf{x} \rangle + b \geq 0 \\ 2 & \text{pokud } \langle \mathbf{w} \cdot \mathbf{x} \rangle + b < 0 \end{cases} \quad (3.4)$$

Většina množin dat lineárně separovatelná není, proto se omezuje počet iterací, které algoritmus provede. Počet iterací volíme v závislosti na trénovací chybě.

## 3.2 Metoda k-nejbližších sousedů

Jedná se o metodu učení s učitelem. Výsledná klasifikace je dána k-nejbližšími sousedy resp. jejich příslušností k třídě, jak je vidět na Obr. 3.1.



Obrázek 3.1: Příklad klasifikace pro  $k=3$  a  $k=5$  [13]

Vstupem je trénovací množina  $\{(\mathbf{x}_1, y_1), \dots, (\mathbf{x}_N, y_N)\}$ , kde  $y_i \in \{1, \dots, P\}$ , kde  $P$  je počet tříd.

Prvek klasifikuje do třídy  $p$ , která odpovídá nejvíce zastoupené třídě u k-nejbližších sousedů. Vzdálenost klasifikovaného prvku od k-nejbližších sousedů se zjišťuje pomocí Euklidovské vzdálenosti. Výstupem algoritmu je příslušnost klasifikovaného prvku k jedné ze tříd.

## 3.3 Analýza nezávislých komponent

Analýza nezávislých komponent (ICA) [14] umožňuje nalezení originálních neznámých signálů  $\mathbf{S}$  při znalosti zaznamenaných signálů  $\mathbf{X}$ .

$$\mathbf{X} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{S}$$

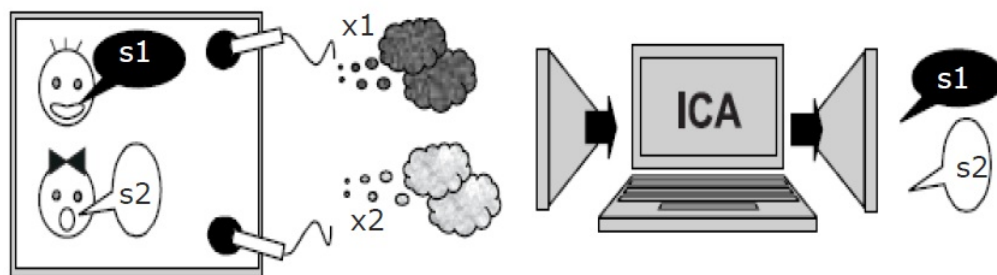
ICA umožňuje určit  $\mathbf{A}$  za předpokladu, že známé signály jsou dány lineární kombinací zdrojových a za předpokladu statistické nezávislosti zdrojů v čase (příklad viz Obr. 3.2).

$$\mathbf{W} = \mathbf{A}^{-1}$$

Analýza nezávislých komponent [15] náhodného vektoru  $\mathbf{X}$  spočívá v nalezení takové lineární transformace:

$$\mathbf{S} = \mathbf{W} \cdot \mathbf{X}$$

, aby komponenty  $s_i$  byly nezávislé jak jen je to možné.



Obrázek 3.2: Princip metody ICA [14] - koktejl party problém. Překrývající se zvuky od  $N$  zdrojů jsou zaznamenány  $N$  mikrofony a následně jsou za pomoci ICA získány původní zvuky vydávané jednotlivými zdroji.

### 3.4 AdaBoost

Algoritmus Adaptive Boosting (AdaBoost) [16] umožňuje kombinaci několika jednoduchých klasifikátorů, a tím nabízí potenciál získat lepší výsledky, než kterých dosahovaly samotné klasifikátory.

Vstupem algoritmu AdaBoost je trénovací množina rozhodnutí slabých klasifikátorů. Výstupem je klasifikátor  $H(x)$  lineárně kombinující slabé klasifikátory, rozdělující vstupní data do dvou množin.

Průběh algoritmu je v cyklický pro  $t = 1, \dots, T$ , kde  $T$  je počet slabých klasifikátorů.

Algoritmus:

1. Rovnoměrná inicializace vah.

$$D_1(i) = \frac{1}{m},$$

kde  $m$  je velikost trénovací množiny a  $i$  je pořadí prvku v trénovací množině.

2. Nalezení nejlepšího slabého klasifikátoru při daném rozložení vah  $D_t$ .
3. Ověřit, že chyba  $\epsilon_t$  nalezeného klasifikátoru není větší než 0,5

$$\epsilon_t < \frac{1}{2},$$

jinak algoritmus nepokračuje.

4. Výpočet koeficientu  $\alpha_t$  slabého klasifikátoru.

$$\alpha_t = \frac{1}{2} \log \left( \frac{1 - \epsilon_t}{\epsilon_t} \right)$$

5. Aktualizace vah  $D_t$ .

$$D_{t+1}(i) = \frac{D_t(i) \exp(-\alpha_t y_i h_t(x_i))}{\sum_{i=1}^m D_t(i) \exp(-\alpha_t y_i h_t(x_i))},$$

kde  $y_i$  je skutečné ohodnocení prvku z trénovací množiny  $y_i \in \{-1, 1\}$  a  $h_t(x_i)$  je ohodnocení slabým klasifikátorem  $h_t(x_i) \in \{-1, 1\}$ .

6. Pokračuj krokem (2), pokud  $t \neq T$ .

Výsledný klasifikátor  $H(x)$ :

$$H(x) = \text{sign} \left( \sum_{t=1}^T \alpha_t h_t(x) \right)$$

### 3.5 Confusion matrix

Výslednou kvalitu klasifikátoru určuje tzv. zmateční matice (confusion matrix) viz Tab. 3.1. Podrobnější informaci obsahuje senzitivita (Rov. 3.5) a specificita (Rov. 3.6). Senzitivita (SE) udává míru pravděpodobnosti určení pozitivního výsledku u skutečně pozitivního. Specificita (SP) udává míru pravděpodobnosti určení negativního výsledku u skutečně negativního.

		Určená hodnota	
		<b>T</b>	<b>F</b>
Skutečná hodnota	<b>T'</b>	<b>True Positive</b>	<b>False Negative</b>
	<b>F'</b>	<b>False Positive</b>	<b>True Negative</b>

Tabulka 3.1: Confusion matrix

Pozitivní signály klasifikované jako pozitivní se nazývají skutečně pozitivní *TP* a pozitivní signály klasifikované jako negativní se nazývají falešně negativní (*FN*). U signálů negativních je značení analogické tj. *TN* pro signály skutečně negativní a *FP* pro negativní signály klasifikované jako pozitivní.

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.5)$$

$$SP = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3.6)$$



# Kapitola 4

## Praktická část

### 4.1 Cíl práce

Cílem práce je selekce příznaků reprezentující daný záznam a s jejich pomocí vytvořit klasifikační algoritmus pro oddělení kvalitních a nekvalitních EKG záznamů.

Následně otestovat kvalitu jednotlivých příznaků a kvalitu hodnotícího systému a zhodnotit dosažené výsledky.

### 4.2 Data

Data byla poskytnuta serverem PhysioNet.org při soutěži PhysioNet/CinC Challenge 2011 [17]. Záznamy jsou ze standardního 12 svodového měření (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6). Doba záznamu je 10 vteřin se vzorkovací frekvencí 500 Hz za použití 16ti bitového převodníku.

Počet poskytnutých měření byl 998 s poměrem přijatelných signálů ku nepřijatelným 3,44:1. O kvalitě záznamu rozhodovala skupina 18ti hodnotících s různými znalostmi a zkušenostmi s hodnocením EKG. Výsledná kvalita záznamu se určovala průměrem ze všech hodnocení.

### 4.3 Grafické rozhraní

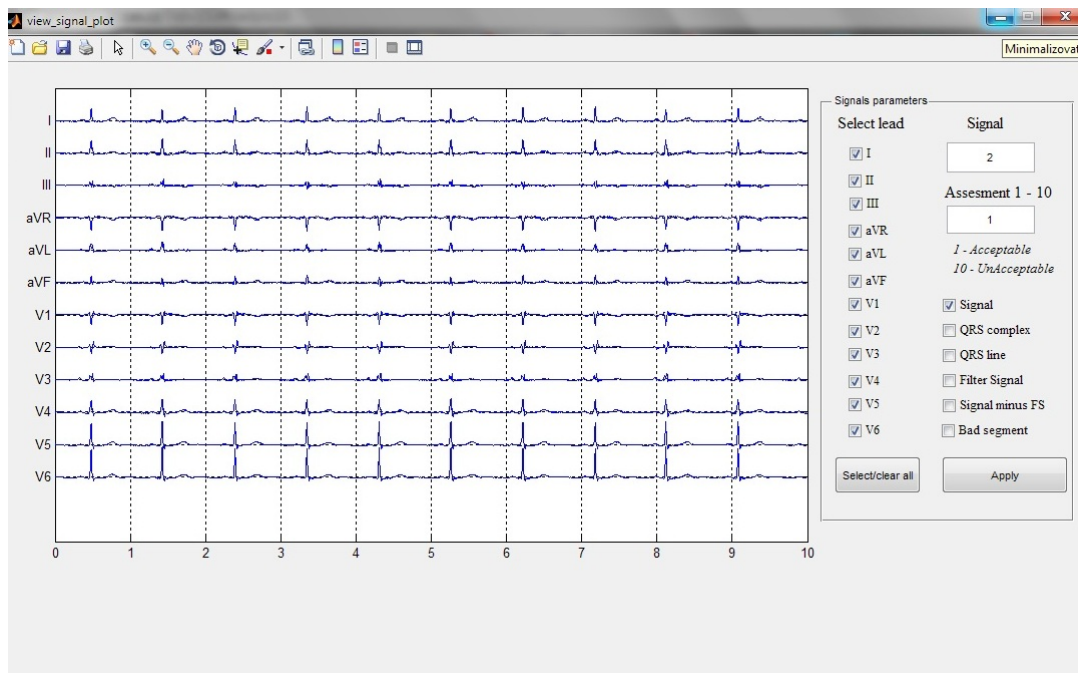
Pro práci s daty jsem vytvořil grafické rozhraní (GUI) v prostředí Matlab (Obr. 4.1). Základními požadavky na tento software byla jeho uživatelská jednoduchost a rychlost překreslování mezi jednotlivými signály.

Možnosti tohoto nástroje jsem postupně doplňoval o potřebné funkce. Prvotní využití bylo zobrazení kompletního záznamu EKG s možností zobrazení libovolné kombinace svodů a zvětšení určitých segmentů v signálu pro jejich detailnější prozkoumání.

Mezi funkce GUI patří:

- zobrazení nalezených QRS komplexů
- zobrazení shodně nalezených komplexů na jednotlivých svodech
- zobrazení filtrovaného signálu
- zobrazení rozdílu filtrovaného a původního signálu

- zobrazení nepřijatelných vteřinových segmentů
- zobrazení stupně ohodnocení signálu skórovacím systémem

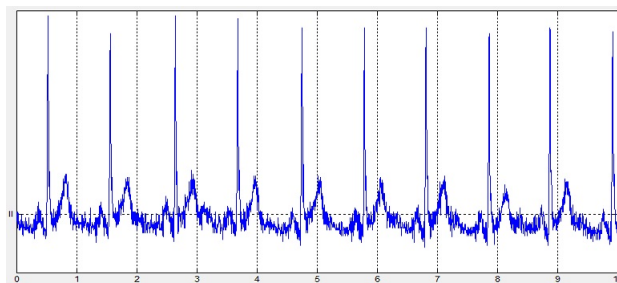


Obrázek 4.1: Grafické rozhraní

## 4.4 Subjektivní analýza dat

V první části mé práce, jsem bez předchozích zkušeností s biosignály, subjektivně ohodnotil soubor všech dat. K tomuto účelu jsem využil grafické rozhraní viz sekce 4.3.

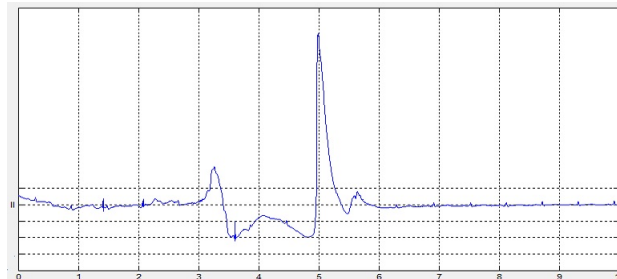
Záznamy jsem rozdělil do třech skupin. Do první skupiny spadaly signály přijatelné (Obr. 4.2). Signály bez výrazných amplitudových artefaktů a nulových signálů na svodech.



Obrázek 4.2: Přijatelný signál

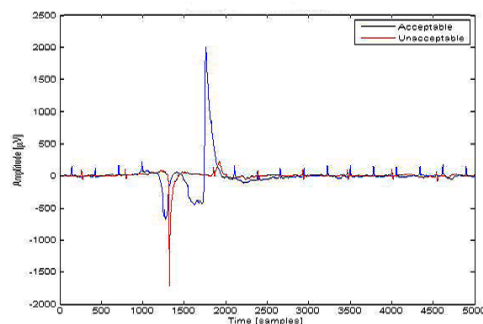
Druhou skupinou byly signály, které byly nepřijatelné (Obr. 4.3). Jednalo se o signály s četnými a mohutnými artefakty, které byly patrné na první pohled. Skupina zahrnovala i signály s nulovými svody. Záznamy, ve kterých se vyskytoval nulový svod, byly významnou podmnožinou nepřijatelných signálů.

Poslední skupinou byly signály, které jsem nebyl schopen zařadit ani do jedné z dvou předchozích skupin. U těchto záznamů se vyskytovalo rušení na velmi omezeném časovém úseku a pouze jednom či dvou svodech. Tyto úseky neovlivňovaly zbytek zaznamenaného signálu. Do této skupiny jsem zařadil i měření s nízkou střední hodnotou napětí na některém ze svodů.



Obrázek 4.3: Nepřijatelný signál

Mezi záznamy se vyskytovaly i dvojice, které si byly podobné, a přesto byly ohodnoceny rozdílně viz Obr. 4.4.



Obrázek 4.4: Podobné signály - různá klasifikace [18]

Získané hodnocení jsem zapisoval do tabulek, které jsem následně společně se zobrazením jednotlivých signálů konzultoval s vedoucím práce. Tak jsem získal potřebné zkušenosti o správnosti a použitelnosti EKG záznamu.

Při subjektivním hodnocení jsem se oproti oficiální přiložené klasifikaci dopustil chyby 20,24 %.

## 4.5 Klasifikace signálu

Závěrečná klasifikace data dělí pouze do dvou skupin, a to na skupiny přijatelných a nepřijatelných signálů.

Pro prvotní rozdělení dat bylo naimplementováno několik jednoduchých klasifikátorů, které využívají základní příznaky.

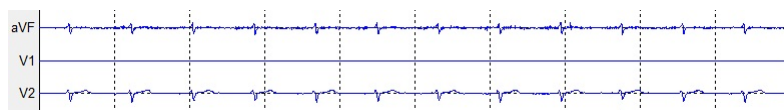
Příznak je extrahovaný parametr popisující daný záznam. Kvalitu příznaku určuje selektivnost, se kterou dělí data na dané skupiny.

### 4.5.1 Pravidla

Mezi vybraná základní pravidla patří klasifikace signálu podle doby výskytu nulového signálu, detekce amplitudových artefaktů a podle střední hodnoty na svodu. Dále EKG hodnotím pomocí klasifikátorů, a to perceptronu a k-nejbližších sousedů.

#### Nulový signál na elektrodě

Velké množství nepoužitelných signálů vzniká při měření EKG špatným přilepením elektrody nebo její nevodivostí. Signál se z pohledu tohoto pravidla stává nepoužitelným, je-li alespoň na jednom ze svodů nulový signál po dobu delší než 500 ms. Ukázka signálu s nulovým svodem je vidět na Obr. 4.5.



Obrázek 4.5: Nulový signál na svodu V1

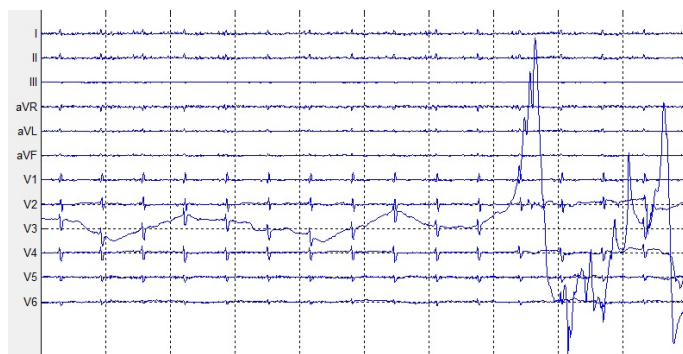
#### Střední hodnota

Signál je nepoužitelný, pokud některý ze svodů přesáhne určenou mez průměrné hodnoty. Meze byly určeny z histogramu získaného z trénovacích dat.

Střední hodnota na každém ze svodů se pohybovala velmi blízko nule, a to v řádu  $\pm 10^{-12} \mu V$ .

#### Vysokoamplitudové artefakty

Vysokoamplitudové artefakty (Obr. 4.6) se mohou do naměřeného signálu dostat jak z těla měřené osoby (biologické artefakty), tak z vnějšího prostředí (technické artefakty).



Obrázek 4.6: Vysokoamplitudový artefakt na svodu V3

Určení mezní hodnoty bylo provedeno z histogramu získaného z trénovací množiny dat. Při určování hranice maximální amplitudy přijatelného signálu bylo dbáno na to, aby nedošlo k přeučení algoritmu (overfitting).

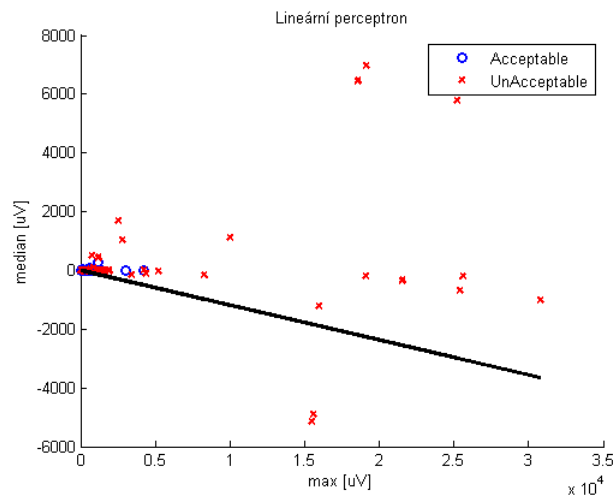
Mezní hodnoty se pro každý jednotlivý svod pohybují v řádech tisíců  $\mu V$ .

### 4.5.2 Perceptron

Při použití tohoto algoritmu nedocházelo k uspokojivému oddělení daných tříd signálů. Výrazně překrývající se příznaky způsobily neseparovatelnost záznamů. K ohodnocení EKG pomocí algoritmu perceptron byly využity příznaky:

- průměr, medián, šikmost, špičatost, rozptyl

Ukázka separace dat pomocí algoritmu perceptron je vidět na Obr. 4.7.



Obrázek 4.7: Rozdělení dat pomocí perceptronu

### 4.5.3 Metoda k-nejbližších sousedů

Při klasifikaci testovací množiny, omezené o náhodně vybranou učící množinu zahrnující odpovídající poměr signálů přijatelných a nepřijatelných, algoritmus dosahoval nejlepších výsledků při použití dvou nejbližších sousedů. Úspěšnost klasifikace rostla se zvětšující se trénovací množinou. Využité příznaky se shodovaly s příznaky použitými u perceptronu.

## 4.6 Výsledky klasifikace

Výsledky dosažené jednoduchými pravidly jsou vidět v tabulce Tab. 4.1. Úspěšnost klasifikace lineárního perceptronu a algoritmu k-nejbližších sousedů je v tabulkách Tab. 4.2, Tab. 4.3 a Tab. 4.4.

### 4.6.1 Pravidla

Senzitivita a specificita dosažená pomocí pravidla *Nulový signál na elektrodě* ukazuje, že značnou část nepřijatelných dat je možné odhalit pouze kontrolou výskytu změny amplitudy v čase. Pravidla *Střední hodnota* a *Vysokoamplitudové artefakty* dosahovala také vysoké senzitivity, ale specificita nedosahovala úrovně pravidla *Nulový signál na elektrodě*. Kombinace předchozích pravidel dosahovala poměrně vysoké senzitivity. Nicméně, v tomto případě je podstatnější ukazatel specificita. Odhalení

	<b>TP</b>	<b>TN</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>SE [%]</b>	<b>SP [%]</b>
<b>Nulový signál na elektrodě</b>	767	129	96	6	99,22	57,33
<b>Střední hodnota</b>	760	53	172	13	98,32	23,56
<b>Vysokoamplitudové artefakty</b>	748	69	156	25	96,77	30,67
<b>Kombinace základních pravidel</b>	737	190	35	36	95,34	84,44

Tabulka 4.1: Tabulka výsledků jednoduchých pravidel

co možná největšího množství nepřijatelných záznamů je důležitější, než zvýšení celkové úspěšnosti.

Nepřijatelné signály, které neoddelila základní pravidla, je složité detekovat. Důvodem je nekonzistentnost v poskytnuté klasifikaci trénovacích dat.

#### 4.6.2 Lineární perceptron

Uvedené výsledky jsou pro dvojici příznaků průměr a medián.

		Určená hodnota	
		<b>T</b>	<b>F</b>
Skutečná hodnota	<b>T</b>	766	7
	<b>F</b>	145	80

Tabulka 4.2: Confusion matrix - lineární perceptron

Senzitivita je rovna 99,09 % a specificita 35,56 %. Úspěšné použití tohoto klasifikátoru pro ohodnocení EKG záznamu je podmíněno nalezením a extrakcí kvalitních příznaků.

#### 4.6.3 Metoda k-nejbližších sousedů

Algoritmus dosahoval v závislosti na zvoleném počtu nejbližších sousedů a velikosti učící množiny celkové úspěšnosti v rozmezí od 70 % do 86 %.

		velikost množiny [%]			
		<b>5</b>	<b>10</b>	<b>15</b>	<b>20</b>
počet sousedů [-]	<b>2</b>	81,10	81,07	80,54	82,08
	<b>3</b>	72,97	77,28	81,01	85,71
	<b>4</b>	71,81	76,39	80,42	86,34
	<b>5</b>	71,07	75,84	79,48	84,34

Tabulka 4.3: Procentuální úspěšnost k-nejbližších sousedů

Výsledky při velikosti učící množiny 15 % a nastavení algoritmu na první 2 nejbližší sousedy jsou vidět v Tab. 4.4.

		Určená hodnota	
		<b>T</b>	<b>F</b>
Skutečná hodnota	<b>T</b>	553	104
	<b>F</b>	61	130

Tabulka 4.4: Confusion matrix - k-nejbližších sousedů

Senzitivita je rovna 84,17 % a specificita 68,06 %.

## 4.7 Úprava signálu

Práce s původním, neupraveným signálem nepřinášela uspokojivé výsledky. Nepodařilo se naleznout příznaky rozdělující záznamy na dané třídy. Úprava signálu nebo jeho transformace nabízela možnost extrakce dalších příznaků.

Při tomto úkolu byly využity algoritmy poskytnuté vedoucím práce.

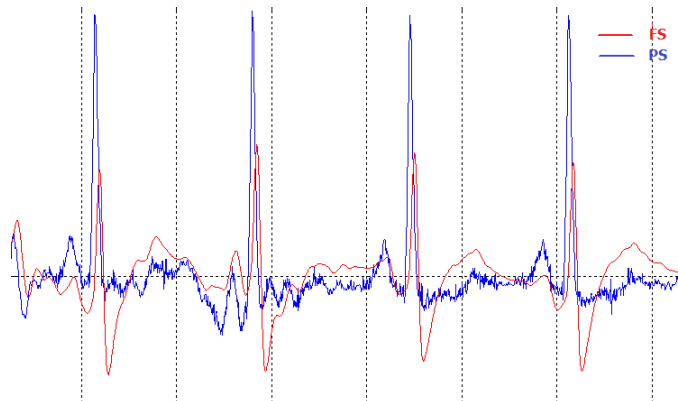
### 4.7.1 Filtrace

Pro další práci se signálem z něj byly odstraněny šumové frekvence pomocí příkazu *filter* v prostředí Matlab.

$$\text{filter}([1 \text{ zeros}(1, N - 1) - 1], [N - N], in), \quad (4.1)$$

kde *in* je vstupní signál,  $N \doteq f_s/f_n$ ,  $f_s$  je vzorkovací frekvence a  $f_n$  je filtrovaná frekvence.

Použitím tohoto filtru došlo k odstranění frekvence 50 Hz, což je frekvence síťového kmitočtu. Dále byla filtrována frekvence 35 Hz, tím se částečně odstranily svalové artefakty.



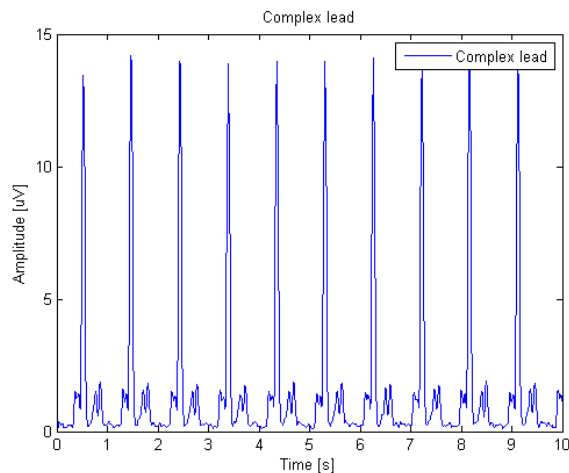
Obrázek 4.8: Filtrovaný signál - původní signál

Za využití příkazu *fdatool* byly vytvořeny pásmové zádrže filtrující frekvence od 0 do 0,67 Hz a frekvence vyšší než 150 Hz.

Získaný filtrovaný signál společně se signálem původním je vidět na Obrázku 4.8.

### 4.7.2 Komplexní svod

K vytvoření komplexního svodu ze standardního 12 svodového záznamu byl využit skript *complexL.m* poskytnutý vedoucím práce.



Obrázek 4.9: Komplexní svod

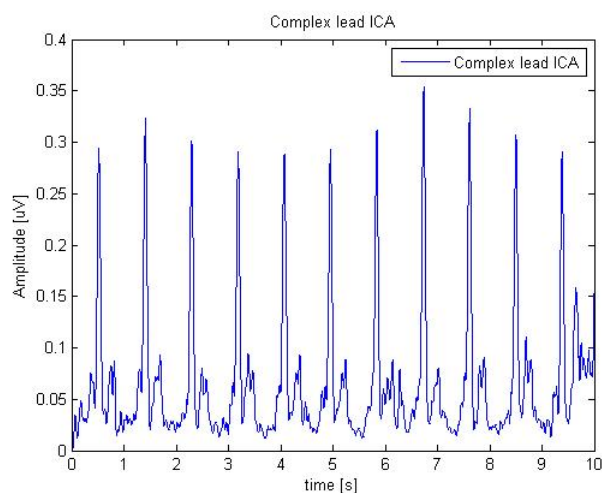
Záznamy byly transformovány pomocí rovnice:

$$Y(i) = \frac{1}{L} \cdot \sum_{j=1}^L \text{abs}(X_j(i+1) - X_j(i-1)) , \quad (4.2)$$

kde  $i$  je pořadí vzorku,  $L$  je počet svodů,  $X_j$  je amplituda vzorku  $i$  na svodu  $j$ . Transformace způsobuje časové zpoždění, které se projeví na začátku signálu dvěma nulovými vzorky. Ukázka vytvořeného komplexního svodu je vidět na Obr. 4.9.

### 4.7.3 Komplexní svod s ICA

Signály snímané na povrchu těla se "smíchají", a proto je vhodné použít analýzu nezávislých komponent pro získání původních signálů.



Obrázek 4.10: Komplexní svod s ICA

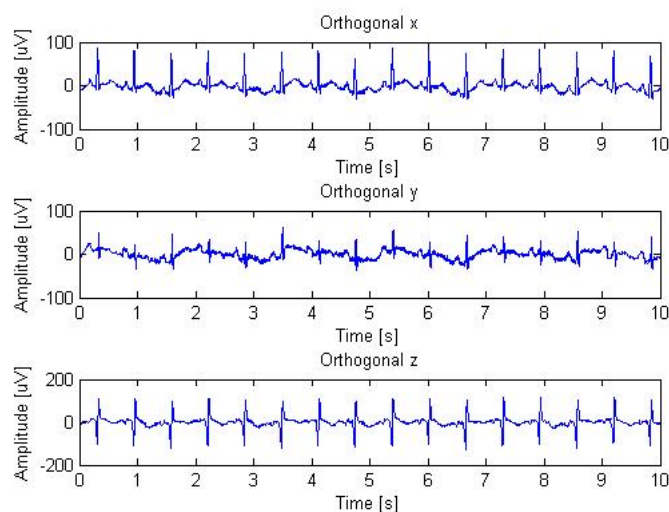
Pro mou práci byly využity funkce poskytnuté vedoucím práce *preprocessingQR-Sdetection.m*, *movingAverage.m*, *performICA.m* a *complexL.m*.



Jedná se o filtraci signálu viz oddíl 4.7.1, získání nezávislých komponent, opětovné filtrace, vytvoření komplexního svodu viz oddíl 4.7.2 a filtrace transformační frekvence 25 Hz. Vytvořený komplexní svod s ICA je vidět na Obr. 4.10.

#### 4.7.4 Ortogonální svody

Od ortogonálních svodů, vytvořených pomocí inverzní Dowerovy transformace viz oddíl 2.4.5, bylo očekáváno zmenšení vlivu krátkodobých chyb v měření a chyb vyskytujících se pouze v jednom ze svodů. Dále menší variabilita doby RR intervalů na jednotlivých svodech a více shodných QRS komplexů tj. komplexů, které si na všech svodech odpovídají  $\pm 150$  ms. Ukázka vytvořených ortogonálních svodů je vidět na Obr. 4.11.



Obrázek 4.11: inverzní Dowerova transformace - ortogonální svody v čase

#### 4.7.5 Detektor QRS komplexů

Analýza QRS komplexů patří k základním prvkům hodnocení EKG záznamu.

Detekce QRS komplexů byla prováděna pomocí Christovova detektoru [19]. Algoritmus při detekci využívá třech nezávislých adaptivních prahů M, F a R.

M ..... práh sklonu signálu

F ..... integrační práh vysokofrekvenční složky signálu

R ..... práh pravděpodobnosti detekce R vlny

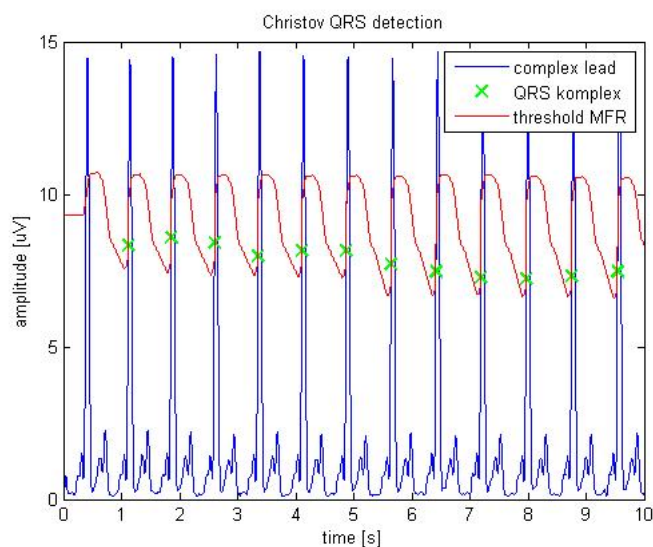
Výsledný práh MFR pro určení detekce QRS komplexu je dán součtem jednotlivých prahů.

$$MFR = M + F + R \quad (4.3)$$

Algoritmus detekuje QRS komplex pokud hodnota signálu  $Y_i$  v daném čase je větší nebo rovna prahu MFR:

$$Y_i \geq MFR \quad (4.4)$$

Algoritmus pro detekci QRS komplexů byl poskytnut vedoucím práce ve funkci *QRSdetection.m*.



Obrázek 4.12: Detekce QRS komplexů

Na Obr. 4.12 je vidět výsledný adaptivní práh MFR a detekované QRS komplexy.

## 4.8 Klasifikace signálu na rozšířených příznacích

Úspěšnou klasifikaci dat z trénovací množiny zajišťující rozdělení EKG záznamů do dvou skupin tj. na přijatelné a nepřijatelné, podmiňuje nalezení kvalitních příznaků.

Hledání příznaků, které rozdělují data, probíhalo ve 12 svodového záznamu, komplexním svodu, komplexním svodu s analýzou nezávislých komponent a v ortogonálních svodech. Klasifikace byla prováděna pomocí prahování za využití extrahovaných příznaků.

### 4.8.1 Příznaky

V této části byla rozšířena množina příznaků extrahovaná z 12 svodového záznamu za využití Christovova QRS detektoru viz oddíl 4.7.5 a filtrovaného signálu viz oddíl 4.7.1.

V tabulce Tab. 4.5 jsou uvedeny extrahované příznaky společně s jejich stručným popisem. Pokud úspěšnost daného příznaku při klasifikaci dat nedosahovala 50%, tak nebyl využit pro další hodnocení záznamů.

Příznaky extrahované z komplexního svodu, komplexního svodu s ICA a ortogonálních svodů jsou v tabulkách Tab. 4.6, Tab. 4.7 a Tab. 4.8.

Název příznaku	Popis příznaku	Úspěšnost > 50%
count_QRS	porovnání počtu nalezených QRS komplexů odpovídajících svodu I	ANO
var_RR	rozptyl RR intervalů	ANO
compare_RR	porovnání doby sousedních RR intervalů	ANO
var_diff	rozptyl diferencí vteřinových segmentů záznamu	ANO
rmsd	výpočet RMSD <sup>1</sup> pro původní a filtrovaný signál	ANO

Tabulka 4.5: Extrahované příznaky ze standardního EKG

Název příznaku	Popis příznaku	Úspěšnost > 50%
max_amp_QRS	maximální amplituda QRS komplexu	NE
min_amp_QRS	minimální amplituda QRS komplexu	NE
max_RR	maximální RR interval	ANO
min_RR	minimální RR interval	ANO
count_QRS_CL	počet QRS komplexů	ANO
var_RR_CL	rozptyl RR intervalů	NE
compare_RR_CLa	porovnání maximálního RR intervalu a minimálního RR intervalu	NE
compare_RR_CLb	porovnání maximálního RR intervalu a druhého největšího	NE
corr	nalezení signálů z trénovací množiny, které nejvíce korelují s ostatními správnými a špatnými signály	ANO

Tabulka 4.6: Extrahované příznaky z komplexního svodu

---

<sup>1</sup>Root-mean-square deviation

Název příznaku	Popis příznaku	Úspěšnost > 50%
max_amp_QRS_CLICA	maximální amplituda QRS komplexu	NE
max_RR_CLICA	maximální RR interval	NE
count_QRS_CLICA	počet QRS komplexů	ANO
compare_RR_CLICA	porovnání sousedních RR intervalů	ANO
mean_RR_CLICA	průměrná doba RR intervalu	NE

Tabulka 4.7: Extrahované příznaky z komplexního svodu s ICA

Název příznaku	Popis příznaku	Úspěšnost > 50%
count_QRS_ORTH	počet QRS komplexů	NE
diff_count_QRS	rozdíl počtu QRS komplexů an jednotlivých ortogonálních svodech	NE
QRS_ok	počet shodných QRS komplexů na ortogonálních svodech ( $\pm 150$ ms)	ANO
var_QRS_ORTH	rozptyl počtu QRS komplexů na ortogonálních svodech	ANO

Tabulka 4.8: Extrahované příznaky z ortogonálních svodů

## 4.9 Výsledky klasifikace na rozšířených příznacích

Výsledky dosažené pomocí samotných příznaků popsaných v oddíle 4.8.1 jsou uvedeny v tabulkách Tab. 4.9, Tab. 4.10, Tab. 4.11 a Tab. 4.12.

Tabulky výsledků obsahují pouze příznaky, které dosáhly úspěšnosti větší než 50%. Jedná se o slabé klasifikátory, které lze kombinovat. Pro vytvoření jednoho výsledného klasifikátoru byl využit algoritmus AdaBoost. Výsledky tohoto klasifikátoru jsou uvedeny v tabulkách Tab. 4.13 a Tab. 4.14.

Název příznaku	Celková úspěšnost [%]	SE [%]	SP [%]
count_QRS	86,67	85,77	89,78
var_RR	76,35	70,76	95,56
compare_RR	77,05	71,93	94,67
var_diff	87,57	86,80	90,22
rmsd	87,98	86,68	92,44

Tabulka 4.9: Výsledky - příznaky ze standardního EKG

Název příznaku	Celková úspěšnost [%]	SE [%]	SP [%]
max_RR	86,27	97,02	49,33
min_RR	86,77	94,95	58,67
count_QRS_CL	86,87	96,25	54,67
corr	62,93	57,18	82,67

Tabulka 4.10: Výsledky - příznaky z komplexního svodu

Název příznaku	Celková úspěšnost [%]	SE [%]	SP [%]
count_QRS_CLICA	92,59	94,57	85,78
compare_RR_CLICA	78,66	78,91	77,78

Tabulka 4.11: Výsledky - příznaky z komplexního svodu s ICA

Název příznaku	Celková úspěšnost [%]	SE [%]	SP [%]
QRS_ok	83,17	96,64	36,89
var_QRS_ORTH	89,18	96,90	62,67

Tabulka 4.12: Výsledky - příznaky z ortogonálních svodů

### 4.9.1 AdaBoost

Pro algoritmus AdaBoost byla jako vstupní množina použita ohodnocení pomocí příznaků uvedených v sekci 4.9. Výsledky takto dosažené jsou vidět v tabulce 4.13.

		Určená hodnota	
		<b>T</b>	<b>F</b>
Skutečná hodnota	<b>T</b>	731	42
	<b>F</b>	32	193

Tabulka 4.13: Confusion matrix - AdaBoost bez základních pravidel

Senzitivita je rovna 94,57 % a specificita 85,78 %. Poté byla k těmto ohodnocením přidána ohodnocení základními pravidly (oddíl 4.5.1). Výsledky kombinace těchto slabých klasifikátorů, pomocí algoritmu AdaBoost, jsou vidět v tabulce 4.14.

		Určená hodnota	
		<b>T</b>	<b>F</b>
Skutečná hodnota	<b>T</b>	737	36
	<b>F</b>	35	190

Tabulka 4.14: Confusion matrix - AdaBoost

Senzitivita je rovna 95,34 % a specificita 84,44 %. Výsledky klasifikátoru určeného pomocí algoritmu AdaBoost jsou totožné s výsledky klasifikace kombinace základních pravidel. To bylo způsobeno velmi podobným hodnocením signálů na hranici použitelnosti pomocí všech slabých klasifikátorů.

# Kapitola 5

## Skórovací systém

Využití klasifikátory nepřinášely zlepšení a uspokojivé výsledky ohodnocení záznamů z trénovací množiny dat. Kombinace základních pravidel dosahovala úspěšnosti, kterou se nepodařilo vylepšit žádným z dalších použitých klasifikátorů.

Chybu v hodnocení tvořily především záznamy, u kterých bylo přiložené hodnocení diskutabilní, a jeho správnost byla předmětem kritiky ze strany řešitelů soutěže PhysioNet/CinC Challenge 2011.

Z výše uvedených důvodů jsem vytvořil skórovací systém popisující kvalitu záznamu.

Skórovací systém popisuje kvalitu záznamu na stupnici od 1 do 10, kde hodnocení 1 je pro záznamy kvalitní a plně přijatelné, zhoršená kvalita EKG záznamu se projevuje vyšším hodnocením. Data ohodnocená stupněm 10 jsou k dalšímu využití naprosto nevhodná. Záznamy s kvalitou na hranici akceptovatelnosti se pohybují v okolí středu stupnice.

Primární požadavek na výsledné ohodnocení je zvýšení specificity klasifikace resp. přesunutí falešně pozitivních záznamů do oblasti záznamů nepřijatelných popřípadě záznamů na hranici přijatelnosti. Předpokladem pro tuto úvahu je nižší cena opětovného naměření EKG, než cena vyhodnocení nekvalitního záznamu kardiologem.

Cílem vytvořeného skórovacího systému je podpora hodnocení kvality elektrokardiogramu tj. usnadnit rozhodnutí o použitelnosti naměřeného záznamu. Tímto se do klasifikace kvality zanáší lidský faktor, který může být ovlivněn vnějšími vlivy. Nicméně, stejný prvek byl zanesen i do hodnocení trénovacích dat, proto je vytvoření klasifikátoru, který by vyloučil všechny nepoužitelné záznamy, obtížné.

### 5.1 Segmentace

Pro hodnocení kvality záznamu byl signál z každého svodu rozdělen (rozsegmentován) na vteřinové úseky. Záznam standardního EKG o době trvání 10ti vteřin poskytl 120 segmentů. U každého ze segmentů byla ohodnocena kvalita a následně rozhodnuto o jeho použitelnosti.

Segmentace poskytla detailnější pohled na časový průběh měření EKG a umožnila porovnávat kvalitu záznamu na jednotlivých svodech v čase.

## 5.2 Pravidla

Za pravidla poskytující informaci o daném segmentu byly zvoleny:

- nulový signál (*feat\_1*)
- maximální hodnota v segmentu > práh (*feat\_2*)
  - práh je proměnný v závislosti na svodu (1500 - 15000  $\mu V$ )
- rozptyl diferencí v segmentu (*feat\_3*)
  - selektuje segmenty s příliš rychlými změnami amplitudy
- maximální hodnota v segmentu < práh (*feat\_4*)
  - selektuje segmenty s nízkou hodnotou amplitudy (např. špatně přiložená elektroda)
  - práh má hodnotu 15  $\mu V$

Každý ze segmentů je otestován danými pravidly společně se zaznamenáním toho pravidla, které označilo daný úsek za nepoužitelný. Tato informace je využita v následujícím kroku, kde se určuje míra použitelnosti signálu.

## 5.3 Určení klasifikačního stupně signálu

Určený stupeň kvality signálu závisí na třech faktorech. Prvním faktorem je svod, ve kterém se chybný segment nachází. Dálším je pravidlo, které segment označilo za nepřijatelný, a třetím určujícím parametrem je množství po sobě jdoucích chybných intervalů.

Každý z parametrů má přiřazenou váhu, která přispívá do konečného hodnocení kvality kompletního záznamu.

SVOD	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
VÁHA	1	1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5

Tabulka 5.1: Váhy reprezentující významnost svodu

Váhy svodů jsou rozděleny do tří skupin. Nejvýznamnější svody jsou svody I a II. Druhou skupinou jsou hrudní svody V1-V6. Tyto dvě skupiny tvoří pouze lineárně nezávislé svody. Nejméně významné svody jsou svody III, aVR, aVL a aVF.

PŘÍZNAK	<i>feat_1</i>	<i>feat_2</i>	<i>feat_3</i>	<i>feat_4</i>
VÁHA	1,0000	0,0580	0,0095	0,0128

Tabulka 5.2: Váhy reprezentující kvalitu příznaku

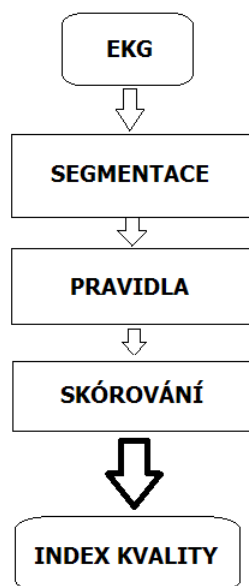
Určené váhy příznaků jsou vztaženy k nejúspěšnějšímu z nich, a to příznaku *feat\_1*. Poslední příspěvek udává počet po sobě jdoucích nepřijatelných segmentů se zohledněním pravidla vylučující daný úsek.



## 5.4 Algoritmus

Vyvinutý algoritmus určuje kvalitu záznamu 12 svodového EKG pomocí skórovacího systému. Skórovací systém pracuje s několika aspekty, které přispívají do výsledného hodnocení kvality. Algoritmus zohledňuje rozdílnou důležitost jednotlivých svodů záznamu při hodnocení EKG záznamu lékařem, pracuje s rozdílnou kvalitou pravidel hodnotících segmenty a klade důraz na dlouhodobější poruchy v záznamu tj. poruchy vyskytující se v několika po sobě jdoucích segmentech na každém ze svodů.

Procesní diagram (Obr. 5.1) popisuje průběh algoritmu v pěti blocích. Záznam standardního EKG je rozdělen na 120 vteřinových úseků, které jsou ohodnoceny pravidly popsanými v sekci 5.2. Klasifikace jednotlivých segmentů je vstupem do skórovací části algoritmu (detailně v kroku 3 *Popisu algoritmu*). Výstupem skórovací části je číslo 0 - 100 tj. procentuální vyjádření chybovosti záznamu. V posledním kroku algoritmu je určen index kvality EKG záznamu v závislosti na výstupu ze skórovací části.



Obrázek 5.1: Procesní diagram

Algoritmus klasifikace indexu kvality EKG záznamu definujeme takto:

- 1) Segmentace záznamu na vteřinové intervaly.
- 2) Ohodnocení segmentů pomocí pravidel.
- 3) Skórování celého EKG záznamu. Výstupem je skóre  $S$  udávající kvalitu záznamu.
  - a) Inicializace  $S = 0$ .

b)

```

for n = 1 : n
    S = S + WF · WL
end ,

```

kde  $n$  je počet nepřijatelných segmentů na aktuálním svodu,  $W_F$  je váha příznaku a  $W_L$  je váha aktuálního svodu.

c) Zvýšení skóre v závislosti na počtu po sobě jdoucích chybných segmentů na aktuálním svodu.

$$S = S + W_F \cdot W_L \cdot P ,$$

kde  $P$  je počet po sobě jdoucích nepřijatelných segmentů na aktuálním svodu.

d) Pokračuj krokem  $b$ , dokud nejsou ohodnoceny všechny svody.

4) Určení indexu kvality EKG záznamu v závislosti na výsledném skóre  $S$ .

Index kvality reprezentuje kvalitu záznamu a použitelnost pro hodnocení lékařem na stupnici od 1 do 10.

## 5.5 Výsledky skórovacího systému

Budeme-li považovat signály hodnocené stupněm 1 až 5 za přijatelné dosahuje skórovací systém na trénovacích datech celkové úspěšnosti 91,08 %. Kompletní výsledky hodnocení kvality EKG pomocí skórovacího systému jsou obsahem Příloha B. Výsledná tabulka obsahuje tři identické skupiny sloupců. Každá ze skupin obsahuje sloupec *pořadí signálu*, *stupeň klasifikace* a *oficiální klas.*. Sloupec *pořadí signálu* reprezentuje pořadí signálu v poskytnuté trénovací množině, sloupec *stupeň klasifikace* udává stupeň použitelnosti záznamu určený pomocí skórovacího systému a sloupec *oficiální klas.* obsahuje oficiální hodnocení přiložené k trénovací množině.

# Kapitola 6

## Závěr

Práce navazuje na soutěž PhysioNet/CinC Challenge 2011: Hodnocení kvality EKG měřeného pomocí mobilního telefonu. Automatické rozhodování o kvalitě EKG záznamu pořízeného pomocí mobilního zařízení lze využít v zemích třetího světa. V zemích s nedostatkem lékařské péče a odborného lékařského personálu. Pořizování EKG v improvizovaných podmínkách bez nemocničních přístrojů podléhá výrazným vnějším vlivům, které se v záznamu projeví v podobě rušení, které ovlivňuje kvalitu měření.

V této práci bylo využito databáze trénovacích dat ze serveru PhysioNet.org. Subjektivní hodnocení kvality záznamu popsané v sekci 4.4 poskytlo náhled do struktury a hodnocení EKG pořízeného pomocí mobilního telefonu.

Vytvořené grafické rozhraní umožňovalo detailní zkoumání poskytnutých záznamů a zobrazení změn v signálu při jeho modifikaci.

Základní pravidla pro hodnocení kvality EKG záznamu byla *Nulový signál na svodu*, *Střední hodnota* a *Vysokoamplitudové artefakty* popsána v oddíle 4.5.1.

Kombinace základních pravidel dosahovala na trénovacích datech celkové úspěšnosti 92,89 %. U testovací množiny byla celková úspěšnost 88,60 %. Převážnou část nepřijatelných dat tvořily záznamy s nulovým signálem na některém ze svodů. Úspěšnost pravidla *Nulový signál na svodu* dosahovala na testovacích datech 89,20 %.

Algoritmus perceptron nedosahoval uspokojivých výsledků. Celková úspěšnost tohoto klasifikátoru byla 84,77 %. Podobných výsledků dosahoval algoritmus k-nejbližších sousedů s celkovou úspěšností 80,35 % pro 2 nejbližší sousedy. Úspěšné využití těchto klasifikátorů je podmíněno extrakcí příznaků, které velmi kvalitně separují použitelné a nepoužitelné signály.

Výsledný klasifikátor vytvořený za použití algoritmu AdaBoost dosahoval výsledků totožných s kombinací základních pravidel. To bylo způsobeno výraznými váhami základních pravidel v porovnání s ostatními slabými klasifikátory. Vyplývá to z jimi dosažených výsledků.

Při klasifikaci se nepodařilo dosáhnout lepších výsledků, než které poskytla kombinace základních pravidel. Důvodem byla nekonzistence v oficiálním hodnocení záznamů. Oficiální hodnocení těchto záznamů bylo předmětem kritiky ze strany řešitelů soutěže PhysioNet/CinC Challenge 2011. Tento fakt byl důvodem k vytvoření skórovacího systému.

Skórovací systém popisuje kvalitu záznamu na jednotlivých svodech. Výsledné skóre určuje kvalitu resp. použitelnost záznamu k dalšímu hodnocení lékařem. Budeme-li signály ohodnocené 1 - 5 považovat za přijatelné, dosahoval algoritmus celkové

úspěšnosti na trénovací množině 91,08 % a na testovacích datech 89,80 %. Budeme-li považovat signály 1 - 8 za použitelné, dosahuje skórovací systém na testovacích datech úspěšnosti 92,00 %. Došlo tedy ke zvýšení celkové úspěšnosti, ale můžeme předpokládat snížení specificity klasifikace. Z toho je vidět převaha počtu přijatelných signálů v testovací množině. Důsledkem toho je, že informace o celkové úspěšnosti klasifikace nemusí být nejvhodnějším ukazatelem přínosu vyvinutých algoritmů pro hodnocení kvality EKG.

# Literatura

- [1] L. NAVRÁTIL. *Vnitřní lékařství*. Grada Publishing, a.s., 1 edition, 2008. ISBN 0-07-063361-4.
- [2] P.W. MACFARLANE, A. VAN OOSTEROM, O. PAHLM, P. KLIGFIELD, M. JANSE. *Comprehensive Electrocardiology*. Pergamon Press, 2 edition, 2010. ISBN 978-1-84882-045-6.
- [3] WIKIPEDIA. String galvanometer — wikipedia, the free encyclopedia. [http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=String\\_galvanometer&oldid=343117812](http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=String_galvanometer&oldid=343117812), 2010. [Online; accessed 31-March-2012].
- [4] J. SVATOŠ. *Biologické signály I. Geneze, zpracování a analýza*. Vydavatelství ČVUT, 1 edition, 1992. ISBN 80-01-00884-3.
- [5] I. DYLEVSKÝ. *Funkční anatomie*. Grada Publishing, a.s., 1 edition, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [6] J. MALMIVUO, R. PLONSEY. *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, 1995. ISBN 0-19-505823-2.
- [7] J. R. HAMTON. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Grada Publishing, a.s., 1996. ISBN 80-7169-153-4.
- [8] J. MOHYLOVÁ, V. KRAJČA. *Zpracování signálů v lékařství*. Žilinská univerzita, Slovensko, 2005. ISBN 80-8070-341-8.
- [9] DIVISION OF NURSING. Cardiology teaching package. [http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest\\_leads.php](http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest_leads.php), 2010. [Online; accessed 31-March-2012].
- [10] BUCKEYE MEDICAL. Welch allyn holter 100 recorder 7 lead. <http://www.buckeyemedical.com/Welch-Allyn-Holter-100-Recorder-7-Lead/>, 2008. [Online; accessed 2-March-2012].
- [11] G. E. DOWER, H. B. MACHADO, J. A. OSBORNE. On deriving the electrocardiogram from vectorradiographic leads. *Clinical Cardiology*, 1980.
- [12] V. FRANC. Perceptron. <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/recognition/Labs/perceptron/perceptron.pdf>, 2004. [Online; accessed 10-March-2012].

- [13] WIKIPEDIA. K-nearest neighbor algorithm — wikipedia, the free encyclopedia. [http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=K-nearest\\_neighbor\\_algorithm&oldid=484353889](http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=K-nearest_neighbor_algorithm&oldid=484353889), 2012. [Online; accessed 30-March-2012].
- [14] J. HOLČÍK. Analýza a klasifikace dat. <http://www.iba.muni.cz/esf/res/file/bimat-prednasky/analyza-a-klasifikace-dat/AKD-10.pdf>, 2007. [Online; accessed 3-March-2012].
- [15] O. KONOPKA. Analýza nezávislých komponent. <http://amber.feld.cvut.cz/bio/konopka/file/LBR-semesteralka.pdf>, 2009. [Online; accessed 3-March-2012].
- [16] J. ŠOCHMAN. Cvičení z RPZ - adaboost. <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/recognition/Labs/adaboost/adaboost.pdf>, 2005. [Online; accessed 11-April-2012].
- [17] A. L. GOLDBERGER, L. A. N. AMARAL, L. GLASS, J. M. HAUSDORFF, P. Ch. IVANOV, R. G. MARK, J. E. MIETUS, G. B. MOODY, C.-K. PENG, H. E. STANLEY. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. <http://physionet.org>, 2000 (June 13). [Online; accessed 31-March-2012].
- [18] V. CHUDÁČEK, L. ZACH, J. KUŽÍLEK, J. SPILKA, L.LHOTSKÁ. Simple scoring system for ECG quality assessment on Android platform. *Computers in Cardiology*, 2011.
- [19] I. I. CHRISTOV. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. *BioMedical Engineering Online*, 2004.

## Příloha A

# Obsah přiloženého CD

K práci je přiložené CD s elektronickou kopií bakalářské práce.

- odstrtad\_BP\_2012.pdf

## Příloha B

# Výsledky - Skórovací systém

Vysvětlivky: A - přijatelný signál (Acceptable)

U - nepřijatelný signál (Unacceptable)

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
1	1	A	37	1	A	73	1	A
2	1	A	38	1	A	74	1	A
3	3	A	39	3	A	75	1	A
4	3	A	40	1	A	76	1	A
5	1	A	41	1	A	77	1	A
6	3	A	42	1	A	78	3	A
7	1	A	43	1	A	79	1	A
8	1	A	44	1	A	80	1	A
9	1	A	45	1	A	81	1	A
10	1	A	46	1	A	82	1	A
11	1	A	47	1	A	83	6	A
12	1	A	48	1	A	84	5	A
13	1	A	49	1	A	85	2	A
14	1	A	50	1	A	86	6	A
15	1	A	51	6	A	87	1	A
16	1	A	52	1	A	88	1	A
17	3	A	53	1	A	89	4	A
18	2	A	54	1	A	90	1	A
19	1	A	55	1	A	91	1	A
20	1	A	56	1	A	92	1	A
21	1	A	57	1	A	93	1	A
22	1	A	58	1	A	94	2	A
23	1	A	59	1	A	95	4	A
24	1	A	60	1	A	96	1	A
25	1	A	61	4	A	97	1	A
26	1	A	62	1	A	98	1	A
27	1	A	63	1	A	99	1	A
28	1	A	64	5	A	100	1	A
29	2	A	65	1	A	101	1	A
30	1	A	66	3	A	102	1	A
31	1	A	67	1	A	103	5	A
32	3	A	68	1	A	104	1	A
33	1	A	69	1	A	105	1	A
34	1	A	70	1	A	106	1	A
35	1	A	71	1	A	107	1	A
36	1	A	72	1	A	108	1	A



pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
109	1	A	157	3	A	205	1	A
110	1	A	158	5	A	206	1	A
111	1	A	159	1	A	207	1	A
112	3	A	160	4	A	208	1	A
113	3	A	161	1	A	209	1	A
114	1	A	162	1	A	210	1	A
115	1	A	163	1	A	211	1	A
116	5	A	164	1	A	212	1	A
117	6	A	165	1	A	213	1	A
118	1	A	166	1	A	214	1	A
119	1	A	167	1	A	215	1	A
120	1	A	168	1	A	216	1	A
121	1	A	169	1	A	217	1	A
122	1	A	170	1	A	218	2	A
123	1	A	171	1	A	219	1	A
124	1	A	172	1	A	220	6	A
125	1	A	173	1	A	221	1	A
126	1	A	174	6	A	222	1	A
127	6	A	175	2	A	223	1	A
128	1	A	176	1	A	224	1	A
129	4	A	177	1	A	225	1	A
130	1	A	178	2	A	226	1	A
131	1	A	179	2	A	227	1	A
132	1	A	180	1	A	228	4	A
133	2	A	181	3	A	229	1	A
134	1	A	182	5	A	230	1	A
135	1	A	183	1	A	231	1	A
136	1	A	184	5	A	232	1	A
137	1	A	185	7	A	233	1	A
138	1	A	186	1	A	234	6	A
139	1	A	187	1	A	235	5	A
140	3	A	188	1	A	236	1	A
141	1	A	189	1	A	237	4	A
142	1	A	190	1	A	238	1	A
143	5	A	191	1	A	239	7	A
144	1	A	192	1	A	240	1	A
145	1	A	193	1	A	241	1	A
146	1	A	194	3	A	242	5	A
147	1	A	195	1	A	243	1	A
148	1	A	196	1	A	244	3	A
149	1	A	197	1	A	245	1	A
150	1	A	198	7	A	246	1	A
151	1	A	199	8	A	247	1	A
152	1	A	200	1	A	248	1	A
153	1	A	201	1	A	249	1	A
154	1	A	202	1	A	250	1	A
155	1	A	203	1	A	251	1	A
156	1	A	204	1	A	252	1	A

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
253	1	A	301	4	A	349	1	A
254	1	A	302	1	A	350	1	A
255	1	A	303	1	A	351	1	A
256	7	A	304	1	A	352	1	A
257	1	A	305	5	A	353	1	A
258	1	A	306	3	A	354	1	A
259	1	A	307	1	A	355	1	A
260	1	A	308	1	A	356	3	A
261	1	A	309	1	A	357	1	A
262	6	A	310	3	A	358	1	A
263	1	A	311	3	A	359	1	A
264	1	A	312	1	A	360	1	A
265	1	A	313	1	A	361	1	A
266	3	A	314	3	A	362	1	A
267	4	A	315	1	A	363	1	A
268	1	A	316	1	A	364	1	A
269	1	A	317	4	A	365	1	A
270	1	A	318	1	A	366	1	A
271	1	A	319	1	A	367	1	A
272	1	A	320	1	A	368	1	A
273	1	A	321	1	A	369	4	A
274	1	A	322	1	A	370	1	A
275	1	A	323	1	A	371	2	A
276	2	A	324	1	A	372	5	A
277	1	A	325	3	A	373	1	A
278	1	A	326	3	A	374	1	A
279	6	A	327	1	A	375	1	A
280	1	A	328	5	A	376	5	A
281	3	A	329	1	A	377	3	A
282	1	A	330	1	A	378	9	A
283	1	A	331	1	A	379	1	A
284	1	A	332	2	A	380	4	A
285	1	A	333	1	A	381	1	A
286	1	A	334	1	A	382	1	A
287	3	A	335	1	A	383	1	A
288	1	A	336	6	A	384	1	A
289	5	A	337	3	A	385	1	A
290	3	A	338	3	A	386	1	A
291	1	A	339	3	A	387	1	A
292	1	A	340	9	A	388	1	A
293	1	A	341	1	A	389	1	A
294	4	A	342	1	A	390	1	A
295	1	A	343	1	A	391	3	A
296	1	A	344	1	A	392	1	A
297	1	A	345	1	A	393	1	A
298	1	A	346	6	A	394	1	A
299	4	A	347	1	A	395	1	A
300	1	A	348	1	A	396	1	A

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
397	1	A	445	1	A	493	1	A
398	1	A	446	1	A	494	1	A
399	1	A	447	4	A	495	5	A
400	1	A	448	1	A	496	1	A
401	1	A	449	1	A	497	1	A
402	3	A	450	4	A	498	6	A
403	7	A	451	1	A	499	1	A
404	1	A	452	1	A	500	8	A
405	1	A	453	4	A	501	1	A
406	1	A	454	4	A	502	1	A
407	3	A	455	1	A	503	1	A
408	1	A	456	1	A	504	1	A
409	1	A	457	1	A	505	1	A
410	2	A	458	3	A	506	2	A
411	1	A	459	1	A	507	3	A
412	9	A	460	7	A	508	1	A
413	1	A	461	1	A	509	1	A
414	1	A	462	1	A	510	1	A
415	1	A	463	4	A	511	1	A
416	1	A	464	1	A	512	1	A
417	1	A	465	1	A	513	1	A
418	1	A	466	1	A	514	1	A
419	1	A	467	1	A	515	1	A
420	1	A	468	1	A	516	1	A
421	1	A	469	3	A	517	1	A
422	1	A	470	1	A	518	3	A
423	1	A	471	1	A	519	3	A
424	1	A	472	3	A	520	1	A
425	1	A	473	3	A	521	4	A
426	3	A	474	1	A	522	2	A
427	1	A	475	7	A	523	1	A
428	4	A	476	1	A	524	3	A
429	1	A	477	1	A	525	4	A
430	1	A	478	1	A	526	1	A
431	2	A	479	1	A	527	3	A
432	1	A	480	1	A	528	1	A
433	1	A	481	1	A	529	1	A
434	1	A	482	1	A	530	1	A
435	1	A	483	1	A	531	1	A
436	1	A	484	1	A	532	6	A
437	5	A	485	1	A	533	4	A
438	1	A	486	3	A	534	5	A
439	1	A	487	3	A	535	1	A
440	1	A	488	6	A	536	5	A
441	1	A	489	1	A	537	1	A
442	1	A	490	1	A	538	6	A
443	1	A	491	8	A	539	1	A
444	1	A	492	1	A	540	7	A

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
541	1	A	589	1	A	637	5	A
542	4	A	590	4	A	638	1	A
543	5	A	591	1	A	639	1	A
544	1	A	592	1	A	640	1	A
545	6	A	593	1	A	641	1	A
546	1	A	594	1	A	642	3	A
547	1	A	595	3	A	643	5	A
548	1	A	596	7	A	644	1	A
549	1	A	597	1	A	645	4	A
550	1	A	598	2	A	646	1	A
551	1	A	599	1	A	647	1	A
552	1	A	600	1	A	648	6	A
553	6	A	601	1	A	649	1	A
554	5	A	602	1	A	650	1	A
555	1	A	603	4	A	651	3	A
556	1	A	604	1	A	652	5	A
557	1	A	605	7	A	653	1	A
558	1	A	606	1	A	654	1	A
559	1	A	607	1	A	655	1	A
560	1	A	608	1	A	656	1	A
561	1	A	609	1	A	657	1	A
562	1	A	610	3	A	658	1	A
563	1	A	611	1	A	659	1	A
564	4	A	612	3	A	660	1	A
565	1	A	613	1	A	661	1	A
566	1	A	614	1	A	662	1	A
567	3	A	615	3	A	663	1	A
568	1	A	616	1	A	664	1	A
569	1	A	617	1	A	665	1	A
570	1	A	618	1	A	666	1	A
571	1	A	619	1	A	667	1	A
572	1	A	620	1	A	668	6	A
573	9	A	621	6	A	669	3	A
574	9	A	622	5	A	670	1	A
575	1	A	623	1	A	671	1	A
576	8	A	624	6	A	672	4	A
577	1	A	625	1	A	673	1	A
578	7	A	626	1	A	674	1	A
579	1	A	627	1	A	675	1	A
580	3	A	628	1	A	676	3	A
581	3	A	629	1	A	677	1	A
582	1	A	630	1	A	678	1	A
583	1	A	631	1	A	679	3	A
584	3	A	632	1	A	680	1	A
585	1	A	633	5	A	681	1	A
586	6	A	634	1	A	682	6	A
587	1	A	635	1	A	683	1	A
588	1	A	636	4	A	684	1	A

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
685	1	A	733	1	A	781	10	U
686	1	A	734	1	A	782	10	U
687	4	A	735	1	A	783	9	U
688	1	A	736	2	A	784	4	U
689	1	A	737	1	A	785	1	U
690	2	A	738	1	A	786	10	U
691	4	A	739	1	A	787	9	U
692	1	A	740	1	A	788	9	U
693	3	A	741	1	A	789	10	U
694	2	A	742	1	A	790	10	U
695	3	A	743	1	A	791	9	U
696	1	A	744	1	A	792	9	U
697	1	A	745	1	A	793	5	U
698	1	A	746	1	A	794	7	U
699	3	A	747	1	A	795	10	U
700	3	A	748	1	A	796	3	U
701	1	A	749	1	A	797	9	U
702	1	A	750	1	A	798	5	U
703	2	A	751	1	A	799	9	U
704	1	A	752	1	A	800	8	U
705	1	A	753	6	A	801	6	U
706	1	A	754	1	A	802	9	U
707	1	A	755	1	A	803	4	U
708	5	A	756	1	A	804	3	U
709	1	A	757	1	A	805	3	U
710	2	A	758	1	A	806	7	U
711	3	A	759	1	A	807	6	U
712	1	A	760	1	A	808	10	U
713	6	A	761	1	A	809	10	U
714	1	A	762	1	A	810	9	U
715	8	A	763	1	A	811	5	U
716	1	A	764	1	A	812	9	U
717	1	A	765	1	A	813	4	U
718	1	A	766	9	A	814	4	U
719	5	A	767	1	A	815	10	U
720	4	A	768	6	A	816	5	U
721	1	A	769	1	A	817	10	U
722	1	A	770	1	A	818	10	U
723	1	A	771	1	A	819	10	U
724	1	A	772	1	A	820	3	U
725	9	A	773	1	A	821	9	U
726	1	A	774	10	U	822	10	U
727	1	A	775	7	U	823	10	U
728	1	A	776	3	U	824	5	U
729	1	A	777	10	U	825	5	U
730	1	A	778	9	U	826	6	U
731	1	A	779	10	U	827	8	U
732	1	A	780	9	U	828	6	U

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
829	4	U	877	10	U	925	10	U
830	3	U	878	9	U	926	10	U
831	10	U	879	3	U	927	9	U
832	10	U	880	5	U	928	10	U
833	8	U	881	9	U	929	9	U
834	10	U	882	10	U	930	10	U
835	8	U	883	10	U	931	10	U
836	10	U	884	7	U	932	10	U
837	9	U	885	9	U	933	9	U
838	9	U	886	10	U	934	9	U
839	3	U	887	10	U	935	10	U
840	10	U	888	10	U	936	10	U
841	5	U	889	3	U	937	9	U
842	6	U	890	4	U	938	10	U
843	5	U	891	10	U	939	6	U
844	10	U	892	10	U	940	10	U
845	3	U	893	9	U	941	9	U
846	5	U	894	9	U	942	9	U
847	9	U	895	9	U	943	9	U
848	6	U	896	9	U	944	6	U
849	10	U	897	9	U	945	7	U
850	10	U	898	5	U	946	9	U
851	7	U	899	10	U	947	10	U
852	9	U	900	8	U	948	10	U
853	8	U	901	9	U	949	10	U
854	7	U	902	10	U	950	9	U
855	6	U	903	9	U	951	10	U
856	10	U	904	10	U	952	10	U
857	6	U	905	10	U	953	10	U
858	4	U	906	7	U	954	10	U
859	9	U	907	9	U	955	10	U
860	1	U	908	10	U	956	9	U
861	10	U	909	10	U	957	9	U
862	1	U	910	10	U	958	9	U
863	10	U	911	10	U	959	10	U
864	10	U	912	10	U	960	10	U
865	6	U	913	5	U	961	9	U
866	10	U	914	3	U	962	9	U
867	10	U	915	10	U	963	3	U
868	9	U	916	7	U	964	10	U
869	5	U	917	10	U	965	10	U
870	9	U	918	6	U	966	3	U
871	10	U	919	10	U	967	10	U
872	9	U	920	10	U	968	7	U
873	9	U	921	10	U	969	8	U
874	10	U	922	9	U	970	10	U
875	10	U	923	10	U	971	1	U
876	10	U	924	5	U	972	9	U

pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.	pořadí signálu	stupeň klasifikace	oficiální klas.
973	10	U	982	5	U	991	10	U
974	10	U	983	9	U	992	6	U
975	10	U	984	10	U	993	10	U
976	9	U	985	9	U	994	10	U
977	7	U	986	9	U	995	10	U
978	9	U	987	10	U	996	7	U
979	10	U	988	10	U	997	10	U
980	7	U	989	10	U	998	6	U
981	9	U	990	10	U			

Tabulka 6.1: Tabulka výsledků skórovacího systému