

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta aplikovaných věd

Katedra kybernetiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Automatické zpracování a vyhodnocení
EKG signálu**

Plzeň 2016

Ondřej Trhlík

Tady bude zadání

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím odborné literatury a pramenů, jejichž úplný seznam je její součástí.

V Plzni dne 7. května 2016

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucí bakalářské práce paní Ing. Lucii Houdové, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost, četné konzultace a další cenné rady k vylepšení práce.

Dále bych chtěl poděkovat své přítelkyni Kateřině Iblové a MUDr. Petru Iblovi za odborné konzultace k pochopení lékařské problematiky ohledně fyziologie srdce a práci s EKG záznamem.

Anotace

Tématem práce jsou metody automatického vyhodnocení EKG signálu. Z tohoto důvodu byla potřeba pochopení fyziologie a činnosti srdce, seznámení se se způsoby snímání EKG záznamu a se zpracováním získaného biosignálu. Stejně tak bylo potřebné porozumění popisu laboratorního elektrokardiografu. Naměřená data jsou následně vyfiltrována a zpracována s vyhodnocením na patologické stavy u zkoumaných jedinců. Závěrem jsou shrnuty další možnosti vylepšení této práce.

Klíčová slova

Elektrokardiografie, EKG záznam, biosignál, analýza EKG, zpracování biosignálu, fyziologie srdce, patologický stav

Abstract

The topic of my bachelor thesis are the methods of automatic evaluating of the ECG signal. For this research was required to understand the physiology and activity of the heart, acquainting with the methods of scanning ECG pictures and with processing of received biosignal. The understanding of description of laboratory cardiograph was equally necessary. Recorded data are then filtered and processed with evaluating for pathological conditions of examined individuals. In the end, another possibilities of improving this work are summarised.

Keywords

Electrocardiography, ECG picture, biosignals, ECG analysis, biosignal processing, heart physiology, pathological state

Obsah

1 Úvod	8
2 Srdce jako orgán	9
2.1 Fyziologie a činnost srdce	10
2.1.1 Elektrická aktivita srdce	10
2.1.2 Akční potenciál	11
2.1.3 Převodní systém srdeční	13
2.1.4 Srdeční vzruchy	15
3 EKG	16
3.1 Způsoby měření EKG	16
Principy končetinového EKG	16
Princip ambulantního monitorování (Holter)	18
Princip jícnového EKG	18
4 Metody zpracování 1D biosignálů se zaměřením na EKG	18
4.1 Biosignál a jeho snímání	18
4.2 Zpracování získaného biosignálu	19
5 Laboratorní měření	22
5.1 Naměřená data	23
6 Zpracování dat	23
6.1 Butterworthův filtr	24
6.2 Čebyševův filtr 1.řádu	25
6.3 FIR filtr	25
6.4 Frekvenční analýza	26
6.5 Identifikace záznamu	27
6.5.1 Identifikace R složek	28
6.5.2 Identifikace Q a S složek	29
6.5.3 Identifikace P a T vln	29
7 Vyhodnocení patologických stavů	30
7.1 Vyšetřované patologické stavy	31
8 Závěr	36

Seznam obrázků

1	Rozdělení srdce [2]	9
2	Průběh akčního potenciálu v různých částech myokardu [3]	10
3	Ideální průběh akčního potenciálu se znázorněnými fázemi (0-4) [4]	11
4	Srovnání průběhů s rychlou (A) a pomalou (B) depolarizací [4]	12
5	Intové proudy zodpovědné za jednotlivé fáze v buňkách s pomalou depolarizací [4]	14
6	Einthovenův Trojúhelník [5]	16
7	Zapojení unipolárních hrudních svodů [7]	17
8	Zpracování biosignálu [8]	20
9	Příklad výběru okének	20
10	Záznam úseků pro identifikaci	21
11	Schéma laboratorního elektrokardiografu	22
12	Zašumělý EKG záznam - měření č.20	23
13	Porovnání digitálních filtrů pro měření č.20	24
14	Frekvenční analýza	26
15	Záznam mého EKG z nemocničního vyšetření	27
16	Vyobrazení všech nalezených složek EKG záznamu	29
17	Nominální hodnoty pro vyšetření patologických stavů [9]	30
18	Záznam pro zjištění pravidelnosti srdeční akce, tepové a srdeční frekvence . . .	31
19	Záznam s nalezenou bradykardií	31
20	Záznam s nalezenou tachykardií	32
21	Záznam s nalezenou jizvou po infarktu myokardu	32
22	Záznam s nalezenou blokáci Tawarova raménka	33
23	Záznam s nalezenou hypokalemií	34

1 Úvod

Ve své bakalářské práci budu popisovat důležité znalosti pro snímání elektrokardiogramu (EKG záznamu) s jeho zpracováním a správným vyhodnocením dle lékařských poznatků. Motivací pro zvolení tohoto tématu mi bylo hned několik faktorů. Nejvíce mě zaujala rozsáhlost tématu v běžném životě, kde se asi každý člověk alespoň jednou tomuto vyšetření podrobí. Práce bude koncipovaná z technického hlediska, ale s pochopením i pro čtenáře se zdravotnickou specializací, proto budou popisovány všechny použité technické metody.

Elektrokardiografie je metoda pro měření elektrofyziologické aktivity srdeční svaloviny, jehož záznam se nazývá elektrokardiogram. Z EKG záznamu můžeme diagnostikovat základní onemocnění srdce a onemocnění od toho se odvíjející (např. plicní hypertenze, tromboembolická plicní nemoc,...). Snímání EKG probíhá pomocí elektrod, které jsou většinou umístěné na kůži.

Jako první popsal možnosti snímání srdeční aktivity A. D. Waller již v roce 1887. Hlavní zásluhu pro přiblížení EKG snímání jak ho známe dnes, měl až v desátých letech 20. století Willem Einthoven, který zdokonalil snímací metody za což obdržel v roce 1924 Nobelovu cenu.

Pro potřeby práce nejdříve bude nutné pochopení fyziologie srdce, metody zpracování biosignálu a principy snímání EKG záznamu. Pro studium této problematiky využiji hlavně zapůjčenou medicínskou literaturu. Po pochopení těchto okruhů budu popisovat průběh laboratorního měření, potřebné metody pro úpravu získaných záznamů (filtrace, frekvenční charakteristika, autokorelace) a princip vyhodnocování patologických stavů. Filtrace signálu je nejdůležitější metodou úpravy signálu. Při snímání EKG záznamu totiž může vznikat velké množství rušení vznikající mnoha faktory (pohyb pacienta, špatně upevněná elektroda, síťový brum, a další).

Výstupem této práce bude program v interaktivním programovém prostředí Matlab, který bude schopen vyhledat základní srdeční patologické stavy.

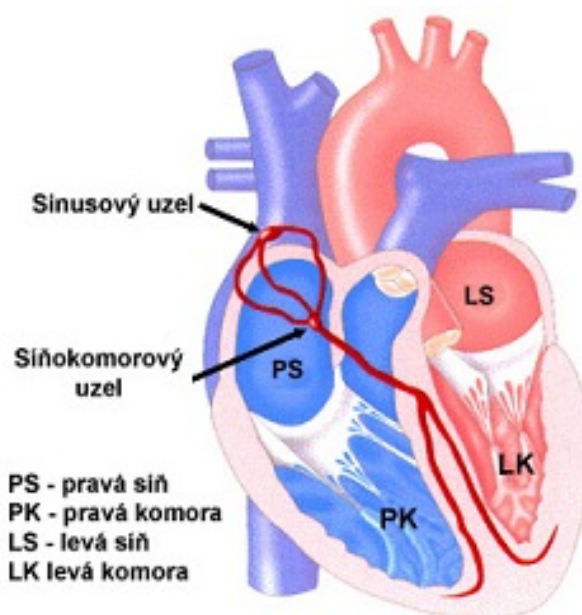
2 Srdce jako orgán

K pochopení problematiky této práce je vhodné si popsat základní anatomické struktury [1] a fyziologické funkce srdce.

Srdce je dutý svalový orgán se čtyřmi dutinami, které jsou mezi sebou odděleny chlopněmi, zabraňujícími zpětnému šíření. Princip fungování srdce je velmi podobný pumpě. Svými pravidelnými stahy pohání krev přes cévy do všech částí těla, což umožňuje výměnu látek ve tkáních a výživu organismu.

Srdce se skládá z dvou komor a dvou síní. Které se pak rozdělují na levou a pravou síň (resp. komoru). Levá část srdce je napojena na plicní oběh. Pravá část srdce je napojena na systémový oběh, což znamená, že do ní přitéká okysličená krev z plic. Pomocí plicní chlopně protéká z pravé komory krev do hlavní tepny plicního oběhu (viz. obrázek 1). Rozsáhlejší anatomický popis srdce je pro potřeby této práce zbytečný.

Pro potřeby analýzy a vyhodnocení EKG signálu je velmi důležitá znalost tepové frekvence. Zpravidla se udává, že u dospělých jedinců srdce bije až třikrát pomaleji než u novorozenců. U dospělých je nominální hodnota 50 až 90 tepů/min, u novorozenců je 150 až 180 tepů/min.



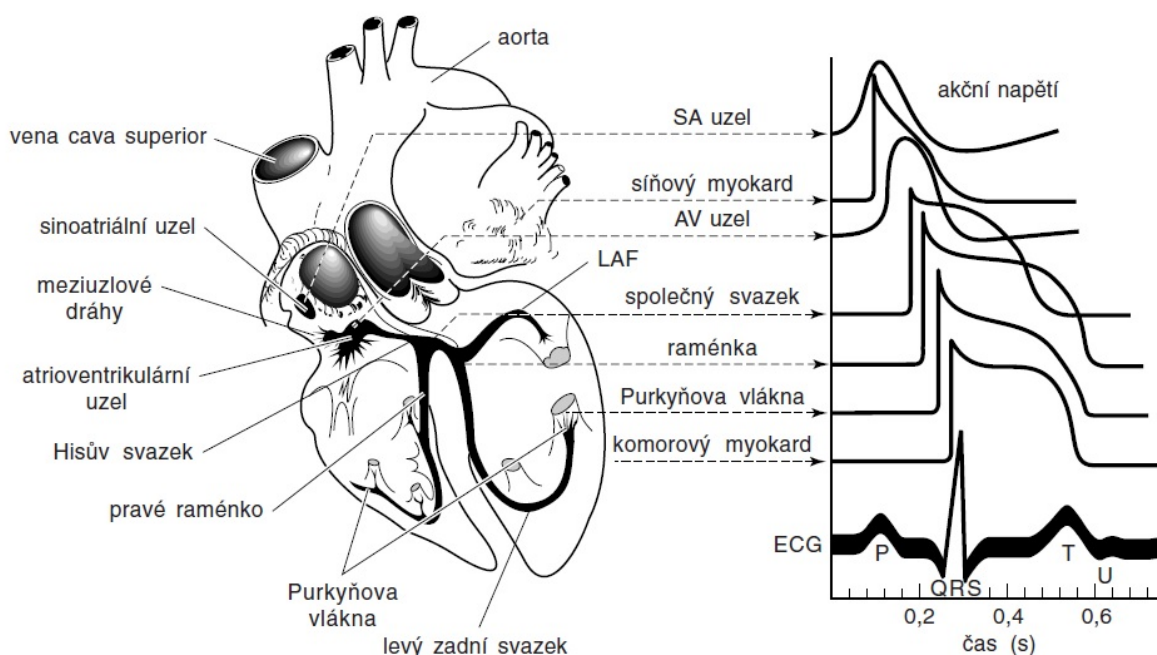
Obrázek 1: Rozdělení srdce [2]

2.1 Fyziologie a činnost srdce

Fyziologie je věda zabývající se funkcemi lidského organismu. Nyní je nutné si vysvětlit princip činnosti lidského srdce. K pochopení této problematiky jsem využil [3], [4], [5] a konzultaci lékařů.

2.1.1 Elektrická aktivita srdce

Pro začátek je nejdůležitější si uvědomit, že buňky srdeční svaloviny mají schopnost autonomně vytvářet vzruchy a tyto vzruchy následně rozvádět po celém srdci. Podráždění membrány buňky srdečního převodního systému vyvolá typickou elektrickou odpověď, zvanou akční potenciál. Tyto buňky rozdělujeme na buňky převodního systému, které samovolně tvoří vzruchy a rozváží je v náležité posloupnosti po celém srdci. A na buňky pracovního myokardu. Jejichž hlavní funkcí je kontrakce (mechanická čerpací práce srdce).

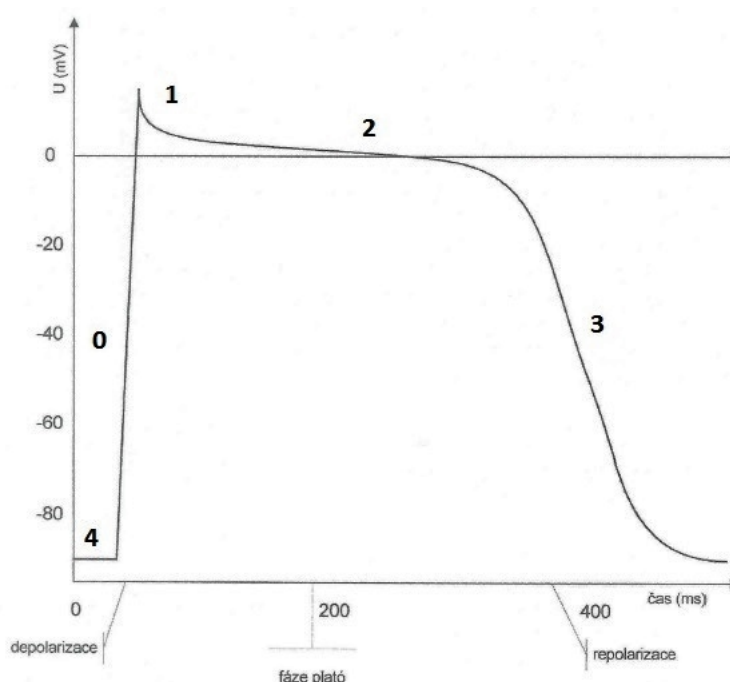


Obrázek 2: Průběh akčního potenciálu v různých částech myokardu [3]

Základním rysem elektrické aktivity srdečních svalových buněk je schopnost depolarizace a repolarizace, což je podrobněji popsáno v další kapitole. Klidová polarizace (klidový membránový potenciál) je vlastnost všech buněk. Vnitřek buňky je proti povrchu buňky negativní, řádově o desítky mV (-50 až -90 mV). Polarizace buňky je dána nerovnoměrným rozložením iontů uvnitř a vně buňky (konkrétně Na^+ , K^+).

2.1.2 Akční potenciál

Akční potenciál začíná rychlou změnou membránového potenciálu (vnitřek buňky se z hodnoty asi -90 mV dostává během 1-3 ms až na hodnotu $+20$ až $+25$ mV), tuto fázi nazýváme depolarizace (fáze 0). Následuje velmi krátká fáze částečné repolarizace (hodnota membránového potenciálu klesá na $+10$ až $+15$ mV). Tuto fázi označujeme 1. Po ní nastává dlouhá fáze, kdy se membrána nevrací na původní napětí, ale zůstává depolarizována (fáze 2) přibližně 200-350 ms a vytváří fázi Plató (3). Poté následuje fáze repolarizace (4), kde se membránový potenciál vrací na klidovou hodnotu. (Viz. obrázek 3)



Obrázek 3: Ideální průběh akčního potenciálu se znázorněnými fázemi (0-4) [4]

V srdci pozorujeme 2 typy akčního potenciálu:

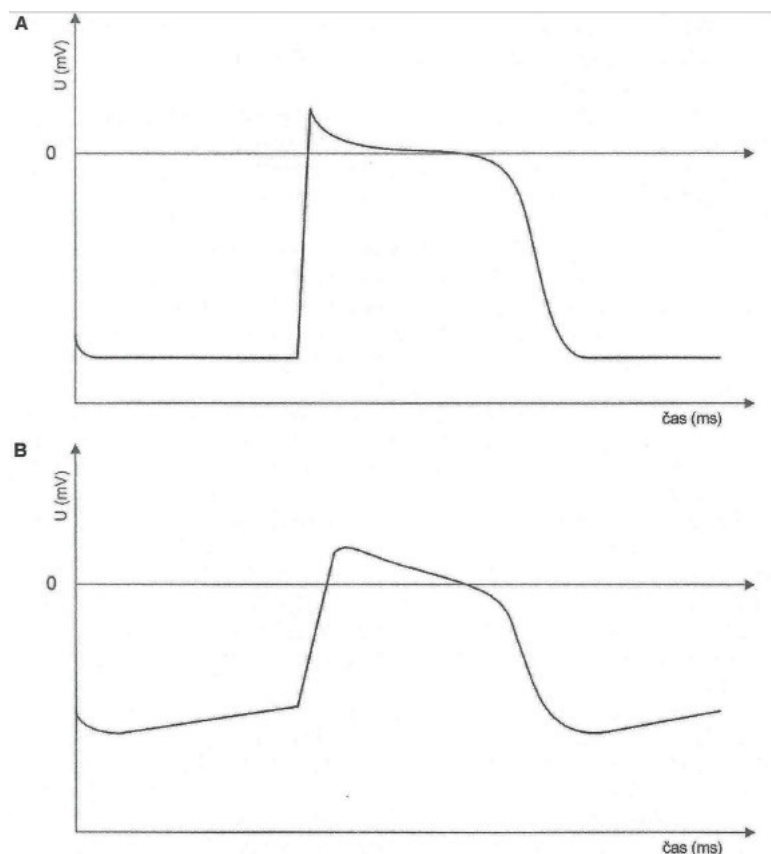
1. Akční potenciál s rychlou depolarizací.

Takto se chovají buňky pracovního myokardu, tento průběh je znázorněn na obrázku 4-A. Dojde-li k podráždění buňky nastane depolarizace membrány. Depolarizace trvá asi jen 1 – 2 ms, tento proces obrací elektrický gradient na membráně. Následuje krátká fáze částečné repolarizace, hodnota membránového potenciálu klesá o 5 – 10 mV. Během následné fáze Plató, která trvá 200 – 350 ms zůstává hodnota membránového potenciálu v pozitivních hodnotách (okolo $+15$ mV). Poslední fází akčního potenciálu je repolarizace.

2. Akční potenciál s pomalou depolarizací.

Takto se chovají buňky SA a AV uzlu, tento průběh je znázorněn na obrázku 4-B. Od rychlé depolarizace se liší především:

- (a) Klidovým potenciálem, který je méně negativní a nemá konstantní hodnotu.
- (b) Procesem depolarizace, který je pomalejší.
- (c) Nepřítomnosti fáze částečné repolarizace.



Obrázek 4: Srovnání průběhů s rychlou (A) a pomalou (B) depolarizací [4]

Absolutní refrakterní fáze znamená, že od počátku depolarizace až zhruba do 2/3 repolarizace je srdeční buňka zcela nedráždivá. Toto vzniká díky sodíkovým kanálkům, které se nemohou otevřít dříve, než dojde k repolarizaci membrány, alespoň na hodnotu kolem -45 mV. Poté je možné vyvolat podráždění nadprahovým podnětem, a tak se závěrečný úsek repolarizace nazývá relativní refrakterní fáze. U akčního potenciálu s pomalou depolarizací trvá relativní refrakterní fáze dokonce ještě nějakou dobu po ukončení repolarizace.

2.1.3 Převodní systém srdeční

Buňky myokardu (srdečního svalu) nazýváme kardiomyocyty.

Kardiomyocyty rozdělujeme na buňky:

1. Převodního systému.
2. Svalového (Pracovního) myokardu.

Buňky pracovní dále rozdělujeme na síňové a komorové. Činností buněk převodního systému je kontrolovat rytmický tlukot srdce. Díky 4 vlastnostem, které buňky myokardu obsahují (je umožněno srdci fungovat jako pumpa).

1. Automacie – samočinně řídí frekvenci srdeční činnosti, dV/dt fáze 4 (Diastolická depolarizace).
2. Vodivost – rychlost šíření podráždění vodivou tkání.
3. Vzrušivost – velikost prahového potenciálu.
4. Stažlivost – ovlivnění síly svalového stahu.

Podnět pro stah vzniká v SA uzlu, který se nachází v pravé síni (viz. Obrázek 2). Odtud se podráždění šíří oběma síněmi do AV uzlu, který se nachází u okraje trojcípé chlopně. Vedení AV uzlem je pomalejší než síněmi. Z AV uzlu se podráždění šíří do Hisova svazku, který se rozděluje na 2 raménka (Pravé a Levé). Raménka představují spojení do jednotlivých komor.

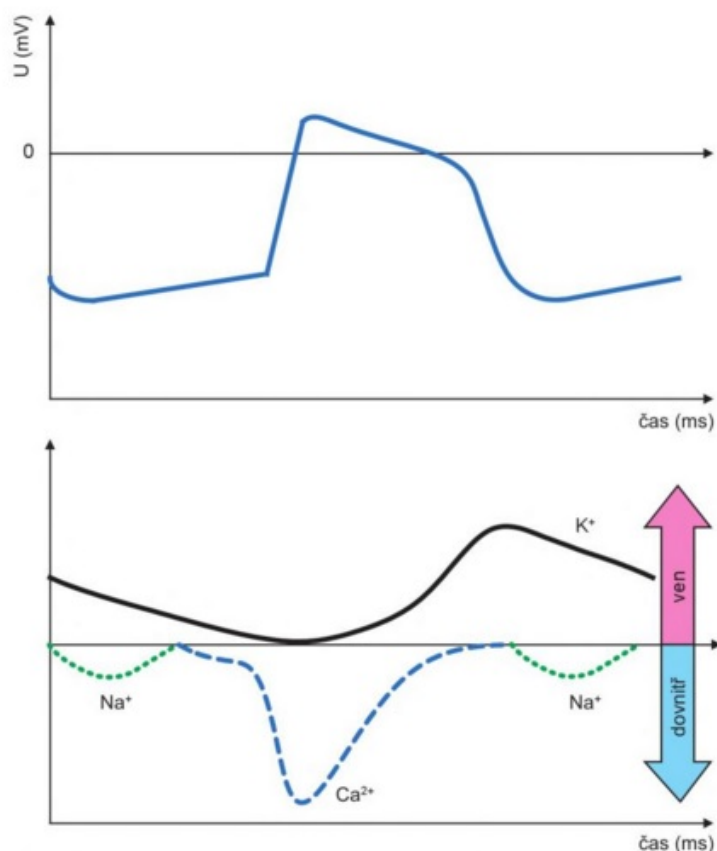
Převodní systém se dále rozvětňuje v systém Purkyňových vláken, které vedou podráždění do všech oblastí komorové svaloviny. Šíření impulsů z SA uzlu závisí na amplitudě, sklonu dV/dt fáze 0 (rychlá depolarizace) a na nestabilitě diastolické depolarizace.

Rychlost tvorby impulsů ovlivňují faktory:

1. Refrakterní fáze: Doba potřebná k zotavení buňky po podráždění.
2. Prahový potenciál: Pokud klesne k 0 mV, prodlužuje se doba za kterou diastolická depolarizace dosáhne prahového potenciálu.
3. Rychlost diastolické depolarizace: Pokud klesá, dosažení prahového potenciálu trvá déle a frekvence vzruchů klesá.
4. Maximální diastolický potenciál: Čím zápornější, tím více se prodlužuje doba, za kterou diastolická depolarizace dosáhne prahového napětí, frekvence vzruchů klesá.

Za tvorbu vzruchů je odpovědný SA uzel, kde je spontánní depolarizace nejrychlejší a nejdříve tak dosáhne spouštěcí úrovně. SA uzel funguje jako tzv. přirozený pacemaker. Pokud je vzruch v srdci iniciován odjinud, pak mluvíme o ektopickém pacemakeru (nejčastěji AV uzel).

Rytmus z SA uzlu se nazývá sinusový. Pokud rytmus vychází z AV říká se mu nodální. SA uzel může dosáhnout spouštěcí úrovně (kolem -45 mV) nejrychleji, protože má hodnotu svého klidového potenciálu (asi -60 mV).



Obrázek 5: Iontové proudy zodpovědné za jednotlivé fáze v buňkách s pomalou depolarizací [4]

Proud Na^+ iontů směrem do buňky v největší negativním membránovém potenciálu. Únikové Na^+ iontové kanálky se otevírají, pokud hodnota membránového potenciálu klesne na přibližně -50 mV. Proud Ca^{2+} iontů směrem do buňky během spontánní diastolické depolarizace, pokud membránový potenciál stoupne asi na -55 mV. Proti oběma předchozím proudům působí proud K^+ iontů směrem z buňky, který je aktivován během fáze Plató a během repolarizace. Iontové proudy jsou popsány na obrázku 5. Frekvence akčních potenciálů vzniklých v pacemakerových buňkách závisí na sklonu spontánní diastolické depolarizace a na hodnotě klidového membránového potenciálu. Modulací těchto dvou parametrů je také srdeční frekvence.

2.1.4 Srdeční vzruchy

1. Tvorba vzruchů

Pracovní myokard předsíní a komor nemá automacii, akční potenciál je generován šířením vzruchu. K přenosu vzruchové aktivity stačí, když podrážděná buňka lokálními proudy depolarizuje membránu nepodrážděné buňky o 20 – 25 mV.

V buňkách převodního systému vybavených schopností autonomie, automacie a rytmicity probíhá spontánně pomalá změna membránového potenciálu směrem ke spouštěcí úrovni (spontánní diastolická depolarizace). Dosažením spontánní depolarizace spouštěcí úrovně vzniká akční potenciál. Po skončení akčního potenciálu se membránový potenciál destabilizuje a jeho hodnota se přibližuje spouštěcí úrovni.

2. Šíření vzruchů

Podráždění přenáší z buňky lokálními elektrickými proudy, vznikající mezi polarizovanými a depolarizovanými oblastmi. Těto vlastnosti se říká odpověď „vše nebo nic“. Což znamená, že srdce, je-li stimulováno, odpoví podrážděním všech svých buněk, nebo nedá žádnou odpověď, pokud byl stimulační podmět podprahový.

3. Rychlost šíření vzruchů

Po pracovním myokardu se vzruch pohybuje v rozmezí 0,3 - 1 m/s. V předsíních a komorách se vzruch šíří rychlostí 1 – 4 m/s. V SA a AV uzlu je rychlost vedení vzruchu jen 0,02 – 0,1 m/s. Automacie znamená, že rytmicky opakující podněty si vytváří srdce samo. Rytmicita znamená, že akční potenciály vznikají v srdci s určitou frekvencí pravidelně.

Vodivé spojení mezi předsíněmi a komorami tvořící AV uzel a Hisův svazek se nazývá atrioventrikulární junkce (AV junkce). Do mezikomorového septa se pak vzruch dostává Hisovým svazkem, který se po asi 12 mm dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Přímým pokračováním Hisova svazku je přítom pravé raménko, které vede vzruch rychle k pravé komoře. Silnější levé raménko odstupuje z Hisova svazku, postupuje napříč mezikomorovým septem a sestupuje za bohatého větvení k levé komoře.

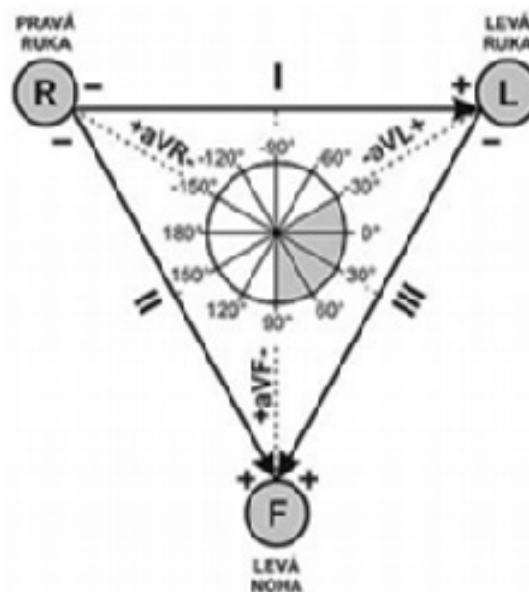
Dalším větvením obou ramének dovádí převodní systém vzruch až do terminální sítě Purkyňových vláken. Rychlost vedení vzruchu je až 4 m/s. Odtud směrem k epikardu už vzruch pokračuje po pracovním myokardu komor výrazně pomaleji (0,3 – 0,4 m/s).

3 EKG

V této kapitole popisují klasické svodové zapojení. Elektrokardiogram je záznam z elektrokardiografu, který zaznamenává zevní registraci srdečních potenciálů.

Záznam EKG se z lidského těla zaznamenává pomocí elektrod přiložených na kůži v přesně předepsaných pozicích (svodech). Pro lepší vodivost (snížení odporu) je kůže odmaštěna a potřena slabou vrstvou EKG gelu.

Tyto svody blíže popsal W. Einthoven, který popsal, jak tyto elektrody snímají šíření elektrického potenciálu po srdci.



Obrázek 6: Einthovenův Trojúhelník [5]

3.1 Způsoby měření EKG

EKG (Elektrokardiografie) je vyšetřovací metoda k získání elektrokardiogramu (časový záznam EKG křivek), lze jej realizovat invazivní a neinvazivní metodou.

Neinvazivní metody rozdělujeme na končetinové elektrodové svody (klasické EKG), jícnové EKG, ambulantní monitorování (Holter) a další.

Končetinové elektrodové zapojení je možno realizovat více způsoby:

1. Dvanácti svodové EKG
2. Dvanácti svodové EKG s přídatnými svody (etážové, jícnové a další)

Využívá se hlavně dvanácti svodové EKG, ale pokud by byla potřeba měřit např. aktivitu oblasti levé síně i zadní stěny levé komory, pak využijeme speciální svody.

Dvanácti svodové EKG se skládá ze tří částí.

1. **Bipolární končetinové svody** jsou zapojeny pomocí tří svodů, které zapojujeme tímto způsobem (Einthovenův způsob):
 - (a) + levá horní končetina – pravá horní končetina
 - (b) + levá dolní končetina – pravá horní končetina

(c) + levá dolní končetina – levá horní končetina

2. **Unipolární končetinové svody** jsou zapojeny ze tří elektrod, které zapojujeme Goldbergovým způsobem (aVR, aVL, aVF):

(a) aVR je umístěna na pravé horní končetině

(b) aVL je umístěna na levé horní končetině

(c) aVF je umístěna na levé dolní končetině

Všechny elektrody zvyšují svod na určené končetině, jedná se o pomocné elektrody pro bipolární končetinové svody. Dále pak nesmíme zapomenout na umístění uzemňovací elektrody na pravé dolní končetině.

3. **Unipolární hrudní svody** zapojujeme pomocí šesti elektrod (viz. obrázek 7), které zapojujeme Wilsonovým způsobem (viz. odrážky níže):

(a) V1 je umístěna na IV. pravém mezižebří

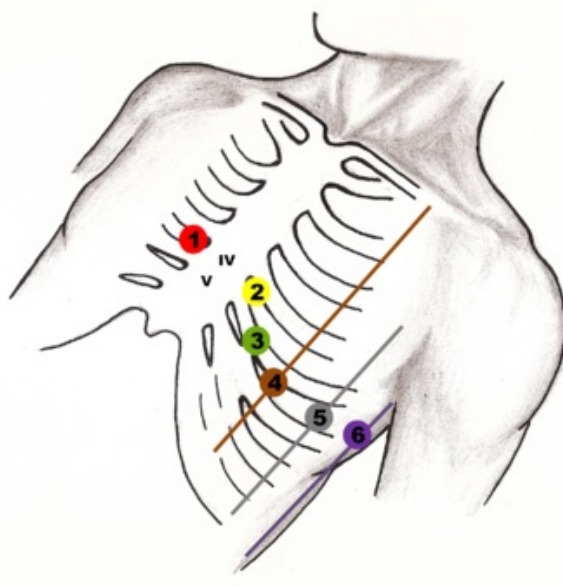
(b) V2 je umístěna na IV. levém mezižebří

(c) V3 je umístěna mezi V2 a V4

(d) V4 je umístěna na V. levém mezižebří (medioklavikulární čára)

(e) V5 je umístěna na V. levém mezižebří (přední axilární čára)

(f) V6 je umístěna na V. levém mezižebří (levá střední axilární čára)



Obrázek 7: Zapojení unipolárních hrudních svodů [7]

Ambulantní monitorování (Holter) je vyšetření, kdy má na sobě vyšetřovaná osoba připevněn přístroj 24, popř. 48 hodin. Elektrody jsou umístěny na hrudníku a přístroj se upevní kolem pasu, pacient s ním může jít normálně do práce a provozovat jakoukoli jinou běžnou činnost.

Toto vyšetření je důležité zvláště pro diagnostiku poruch srdečního rytmu, které se vyskytují občasně, pro potvrzení či vyloučení souvislosti některých potíží s onemocněním srdce. Může se jednat např. o pocity bušení srdce či bolesti na hrudi, které se vyskytují nepravidelně.

Pacient si během vyšetření vede deník a v případě nástupu obtíží zaznamená čas. Lékař potom může zkontrolovat EKG v tomto čase.

Jícnové snímání EKG je méně rozšířené vyšetření, při kterém musí být pacient na lačno. Elektroda se mu zavede do jícnu ústí nebo nosem. Elektroda se takto dostane velmi blízko levé síně a získá se kvalitnější křivka, než při klasickém záznamu EKG. Využívá se při sporném záznamu z klasického EKG, anebo i jako léčebná metoda, při které se při poruchách srdečního rytmu nastolí pomocí elektrické stimulace síně rytmus fyziologický, tedy zdravý. Této metodě se v lékařství říká jícnová stimulace síní. U této metody je velkou výhodou odstranění možnosti poruchy z klasického měření EKG. Problém s možností špatného umístění elektrod, zamezení neznámých potíží pacienta, a dalších.

4 Metody zpracování 1D biosignálů se zaměřením na EKG

Mluvíme-li o EKG je nutné si uvědomit, že se jedná o stochastický záznam s deterministickou složkou. Tudíž předem přesně nevíme, jak záznam bude vypadat, ale víme, jaké složky bychom v něm měli nalézt. Tato vlastnost umožňuje na EKG záznam nahlížet jako na jedinečný popis člověka.

Zároveň je EKG signál ergodický proces (tzn. charakteristiku průběhu lze stanovit po prvním měření).

4.1 Biosignál a jeho snímání

Biosignál je pojem označující chemický nebo fyzikální (elektrický, mechanický) děj nesoucí informaci o živém systému. To znamená, že nese abstraktní informaci v určitém čase a má svůj fyzikální charakter.

Pokud biosignál vzniká aktivní činností organismu, označujeme ho jako biosignál vlastní, jehož projevem může být pohyb, tlak, teplota, srdeční činnost, . . . Pokud organismus pouze ovlivňuje impuls vyslaný z vnějšího zdroje, hovoříme o biosignálech zprostředkovaných, např. rentgenové záření, ultrazvuk, jaderné záření.

Pro lepší popsání lidského těla můžeme použít model. Takových modelů jsme schopni sestavit hned více. Já uvedu ty používané v kybernetice:

1. **Fyzikální model** popisuje celý organismus jen jako soustředění na jeden konkrétní děj. Díky tomuto modelu můžeme opomenout ostatní děje které s tímto nesouvisí, čímž objasníme složitější procesy související s naším pozorovaným dějem. Dostatečně přesným modelem lze dobře předvídat chování, což nazýváme predikací chování.
2. **Funkcionální model** popisuje pouze vstupní a výstupní chování (oprošť uje se od procesů v soustavě).
3. **Matematický model** popisuje stavy lidského těla jako soubor matematických funkcí.

Při snímání biosignálu je nutné vytvořit podmínky vhodné k dosažení maximálního poměru signál/šum. Biosignál můžeme snímat více způsoby, nejpoužívanější způsoby jsou pomocí:

1. Elektrody: Snímání elektrického napětí těla.
2. Termočidla: Snímání lidské teploty.
3. Čidla tlaku krve: Snímání tlaku vzduchu v dýchacím systému (Mechanický signál).
4. Videokamery: Termovizní kamera snímá infračervené záření lidského těla.

4.2 Zpracování získaného biosignálu

Zpracování biosignálu se provádí v několika krocích. Tyto kroky jsou popsány níže.

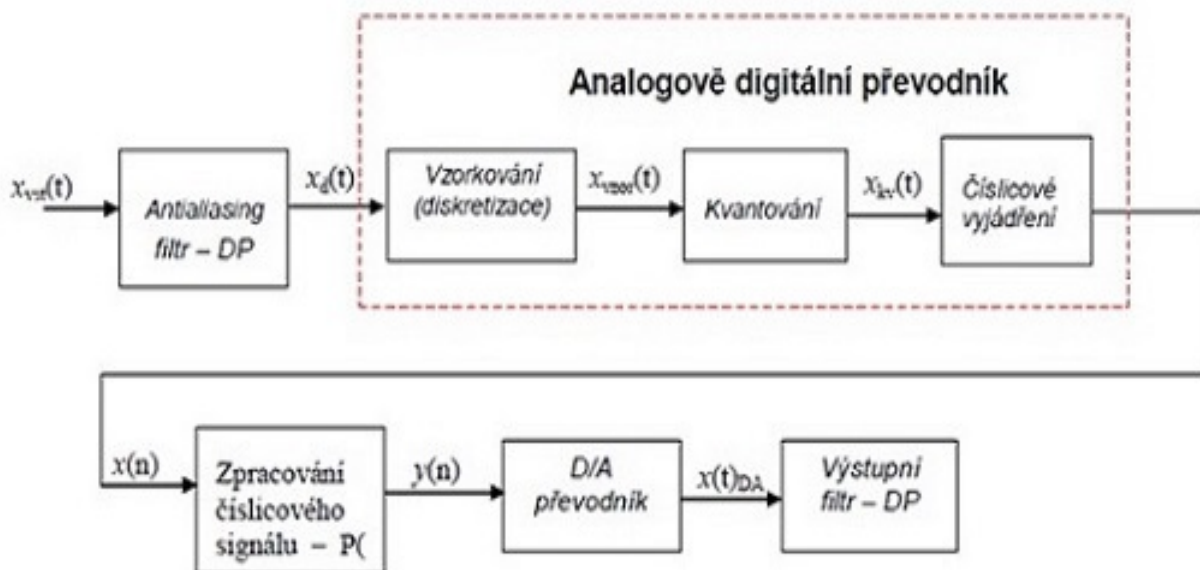
Klinická interpretace biosignálu spočívá v tom, že počítač pomocí postupů umělé inteligence (deterministiky, stochastiky, expertních systémů) sestaví výroky o nálezu podobně jako odborník. Poté ze záznamu EKG vyhodnotí, jestli nechybí vlna nebo segment, nebo jestli některá z nich nevybočuje ze zdravých normálů.

Digitalizace je potřebná, jelikož čidlo produkuje analogový signál. Tento signál musíme převést do digitální podoby, abychom ho mohli převést do počítače. Toho docílíme přidáním A/D převodníku mezi čidlo a počítač.

Vzorkování je frekvence určující, jak se opakuje čtení signálu na čidle. Frekvence se nastavuje podle rychlosti, s jakou se mění signál. Pro EKG měření se vzorkovací frekvence nastavuje na 500 Hz.

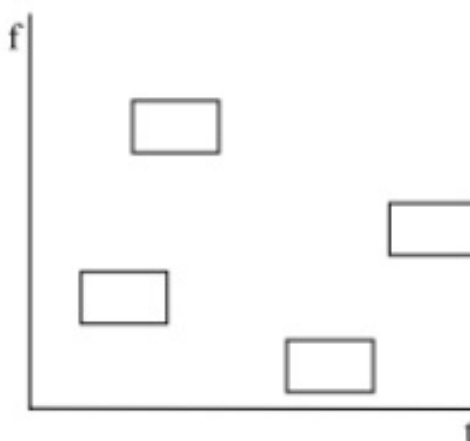
Kvantování se považuje přesnost, kterou se čte úroveň signálu na čidle. Závisí na rozsahu, v kterém se signál měří. 4 bity = 16 úrovní, 8 bitů = 256 úrovní, 16 bitů = 65 536 úrovní. Při měření EKG se využívá nejvíce 8 bitů.

Předzpracování signálu eliminuje nepotřebné data (komprese obrazu). Transformací obrazu upravíme signál do nejvhodnější formy. Například převod z barevného do šedotónového obrazu, úprava kontrastu, vyhlazení (odstranění šumu), zvětšení, zmenšení. Pro EKG záznam s vzorkovací frekvencí 500 Hz, kvantováním 8 bitů, získáváme soubor s 1 minutou záznamu o velikosti 29 KB.



Obrázek 8: Zpracování biosignálu [8]

Transformace signálu se i přes to, že záznam EKG patří mezi nestacionární signály používá aplikací Furierovi transformace s oknem STFT a signál po částech rozdělíme na intervaly. Signál v každém intervalu vynásobíme časovou okénkovou funkcí (w , časové okénko) a provedeme Furierovu transformaci. Získáváme 2D signál s nezávisle proměnnými parametry času, frekvence a závisle proměnným parametrem amplitudou. Výsledek je závislý na volbě časového okénka w . Zvolená šířka okénka s oběma parametry (čas, frekvence) je po celou dobu výpočtu konstantní.



Obrázek 9: Příklad výběru okének

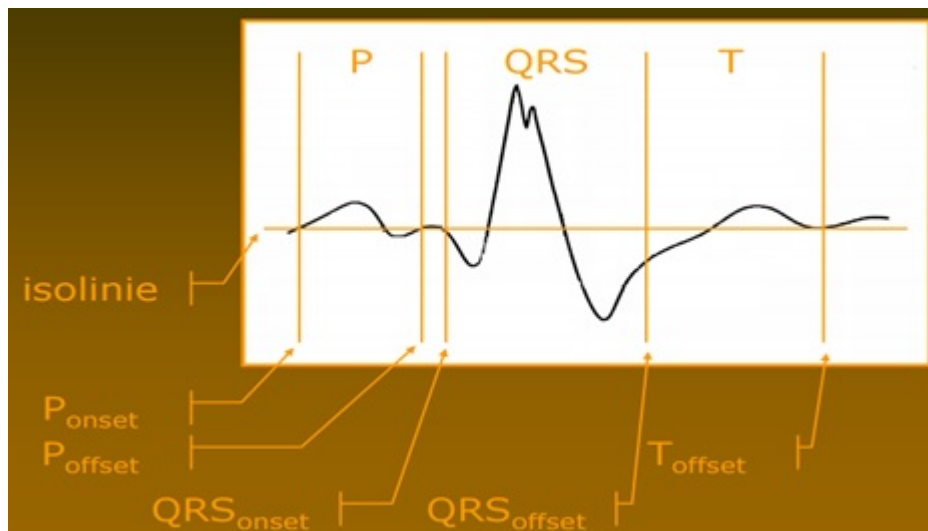
Následující kroky zpracování biosignálu jsou pro tuto práci ty nejdůležitější.

Identifikace rozeznává objekty, které nás pro další zpracování zajímají. Rozpoznávání kmitů, u EKG záznamu rozpoznáváme komplex (QRS) a vlny (P,T,U).

Segmentace obrazu (prahování, detekce hran, hledání oblasti se stejnými vlastnostmi)

Pro úspěšné rozměření EKG záznamu je důležité nalézt 5 bodů:

1. Začátek vlny P
2. Konec vlny P
3. Začátek segmentu QRS
4. Konec segmentu QRS
5. Konec vlny T



Obrázek 10: Záznam úseků pro identifikaci

Proměření se považuje výpočet matematických charakteristik rozeznávaných objektů. Změření délky trvání záznamu a délky jednotlivých částí záznamu.

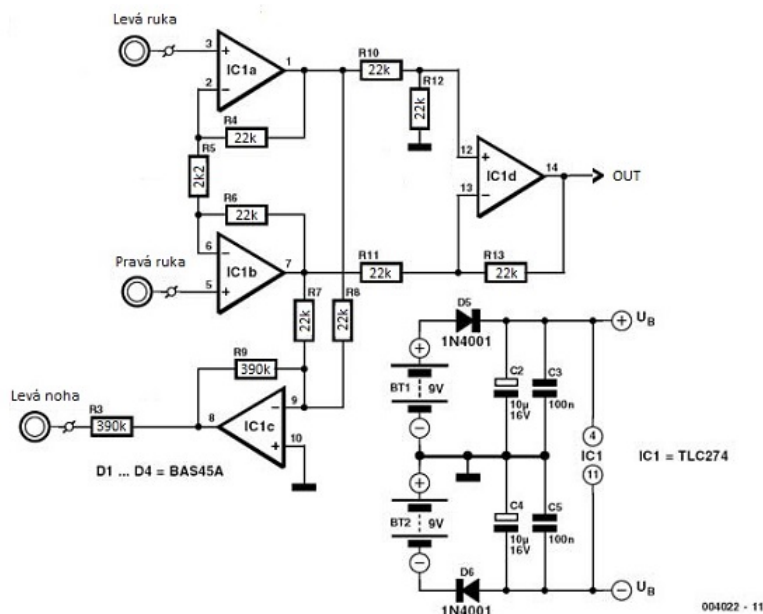
Porozumění je začlenění popsaných objektů do kategorií, které odpovídají medicínské problematice.

5 Laboratorní měření

Na laboratorním elektrokardiografu, znázorněným schématickým zapojením na obrázku 11, jsem naměřil dobrovolníky, kteří souhlasili s použitím svého EKG záznamu pro účely této práce. Mezi získanými záznamy jsou rozdíly v délce měřeného signálu (2 a 20 sekund).

Při porovnání s klasickým lékařským záznamem EKG, musíme zohlednit, že při mém měření byly použity jen bipolární svody. Tudíž lze naše záznamy porovnávat a rozpoznávat patologické stavy tak, jak je předepsáno pro bipolární I v lékařských záznamech.

Měření probíhala v laboratoři UC433 na fakultě aplikovaných věd, kde v současné době nebylo možno naměřit všechna data (více svodů). Na dobrovolníkovi ruce a levou nohu byly upevněny elektrody potřené solným roztokem pro zvýšení vodivosti. Elektrody byly přes přístrojový zesilovač připojené na osciloskop, kde se zaznamenával EKG záznam, který byl uložen na USB disk ve formátu .csv. Od 68 dobrovolníků bylo získáno 155 záznamů. Čísla jsou mezi sebou nezávislá, jelikož při některém měření byl získáván jen jeden záznam. Při jiném měření byly naměřeny až 4 záznamy od jedné osoby.



Obrázek 11: Schéma laboratorního elektrokardiografu

Rovnice (1) udává zesílení přístrojového zesilovače.

$$A = \left(1 + \frac{2 \cdot R_2}{R_1}\right) \cdot \frac{R_4}{R_3} \quad (1)$$

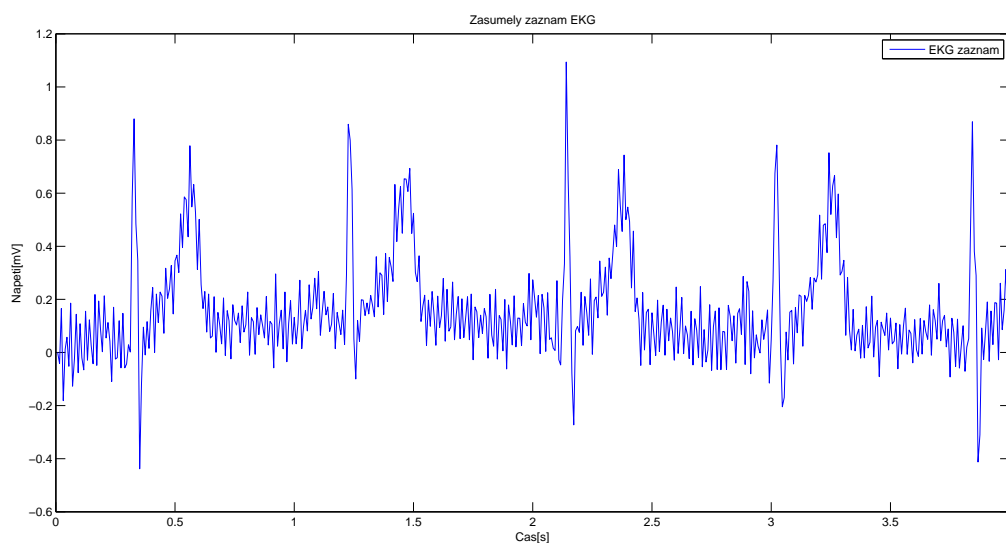
Po dosazení číselných hodnot rezistorů v základních jednotkách $[\Omega]$ získáváme rovnicí (2), jejíž výpočtem získáme zesílení.

$$A = \left(1 + \frac{2 \cdot 22000}{2200}\right) \cdot \frac{22000}{22000} = 21 \quad (2)$$

5.1 Naměřená data

Naměřená data, ať kvůli fyziologickým jevům, jakými jsou dýchání, pohyb člověka, stres, nebo kvůli špatně upevněným svorkám, velkému přechodovému odporu mezi pravou a levou rukou a nekvalitě samotného laboratorního elektrokardiografu byla velmi zašumělá, což je znázorněno na obrázku 12.

Zároveň jsou všechna naměřená data bez síťového rušení, kterému bylo zamezeno pomocí správného uzemnění. Kvůli různým osciloskopům se od sebe naměřená data liší svou délkou, vzorkovací frekvencí i nulovou linií.



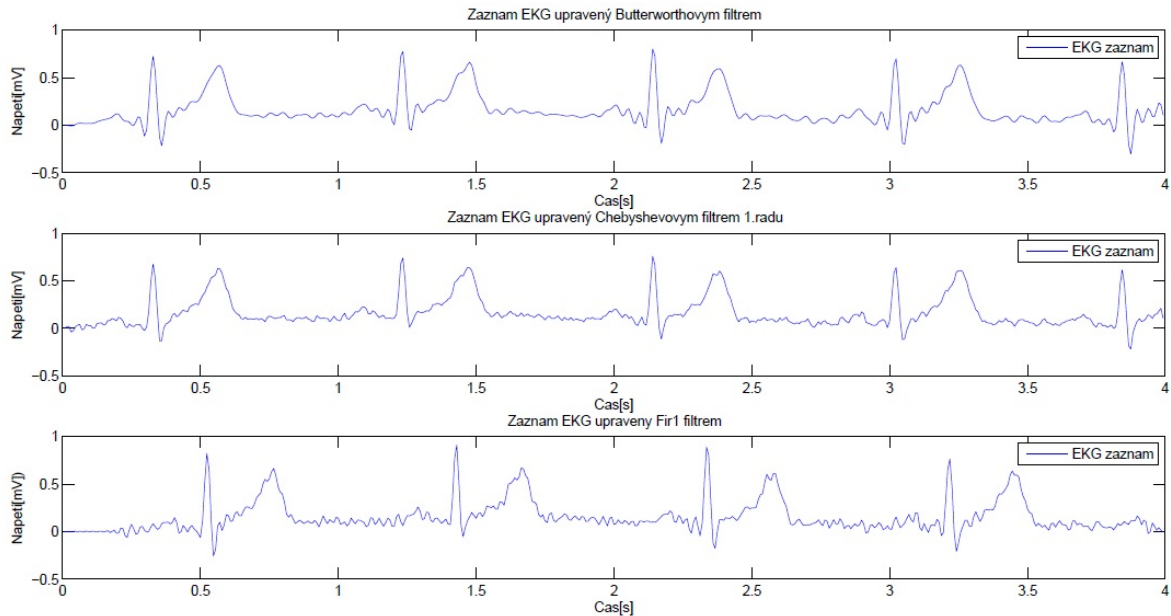
Obrázek 12: Zašumělý EKG záznam - měření č.20

6 Zpracování dat

Nemocniční elektrokardiografy mívají typicky zesílení 1000, dolní mezní kmitočet bývá 0.05 Hz a horní mezní kmitočet 100Hz. Všechny nemocniční elektrokardiografy mají velkou škálu nastavitelných parametrů (například elektrokardiografy pro celodenní zaznamenávání mají definovanou šířku pásma 0.5 až 40 Hz). Vstupní odpory se také mění v závislosti na způsobu měření záznamu. Citlivost zapisování záznamu bývá 10mm na 1mV. Moderní elektrokardiografy jsou přenosné a dokáží zaznamenávat normální EKG, frekvenční EKG, vysokofrekvenční EKG, QT rozptyl, Vektorové EKG, HRT (high-resolution technique) analýza, HRV (high-resolution video) analýza (30 s - 360 s) a EKG průměrného signálu.

Ze získaných záznamů, by bez filtrace nežádoucích složek, nebyla možná identifikace všech důležitých bodů. Z toho důvodu bylo nutné zvolit a navrhnout digitální filtr.

Filtr je zařízení, které generuje výstupní signál transformací vstupního signálu. I kvůli rozdílnosti získaných dat z experimentu, kdy jsem porovnával FIR1 filtr, Čebyševův filtr 1.řádu a Butterworthův filtr, pro mé účely zvolil jako nejvhodnější Butterworthův filtr. Tento experiment je znázorněn na obrázku 13.



Obrázek 13: Porovnání digitálních filtrů pro měření č.20

6.1 Butterworthův filtr

Filtr, který má nejméně zvlněné frekvenční spektrum a konverguje k nule u maximální frekvence. V Matlabu je realizován příkazem *butter*.

$$[b,a] = \text{butter}(n,Wn),$$

kde n je řád filtru a Wn je normovaná mezní frekvence. Koefficienty přenosové funkce a a b jsou vektory, které symbolizují přenosovou funkci ve tvaru (3).

$$H(z) = \frac{b(1) + b(2) \cdot z^{-1} + \dots + b(n+1) \cdot z^{-n}}{a(1) + a(2) \cdot z^{-1} + \dots + a(n+1) \cdot z^{-n}} \quad (3)$$

Přenosovou funkci převedeme do použitelné podoby pomocí Matlabovské funkce *filtfilt*. Tato funkce provádí digitální filtrování vstupních dat.

$$y = \text{filtfilt}(b,a,m),$$

kde m je vektor vstupních dat získaných laboratorním měřením.

Tento druh filtru sice lehce utlumuje R složku, ale jelikož je náš záznam měřen pouze ve směru

svodu bipolární I, lze toto lehké ovlivnění záznamu akceptovat. Pokud byl zjištěný patologický stav způsoben právě výchytkou vlny R z normalizovaných hodnot, byl kontrolován záznam před filtrací, kde bylo ověřováno, že záznam byl už s patologickým stavem naměřen.

6.2 Čebyševův filtr 1.řádu

Jedná se o nejméně tlumený filtr, který má nejstrmější boky za cenu zvlnění amplitudové charakteristiky v propustném pásmu. V Matlabu je realizován příkazem *cheby1*.

$$[b,a] = \text{cheby1}(n,Rp,Wp),$$

kde n je řád filtru, Rp udává decibelové zvlnění a Wn je normovaná mezní frekvence. Koeficienty přenosové funkce a a b jsou vektory, které symbolizují přenosovou funkci ve tvaru (4).

$$H(z) = \frac{b(1) + b(2) \cdot z^{-1} + \dots + b(n+1) \cdot z^{-n}}{a(1) + a(2) \cdot z^{-1} + \dots + a(n+1) \cdot z^{-n}} \quad (4)$$

Přenosovou funkci převedeme do použitelné podoby pomocí Matlabovské funkce *filtfilt*. Tato funkce provádí digitální filtrování vstupních dat.

$$y = \text{filtfilt}(b,a,m),$$

kde m je vektor vstupních dat získaných laboratorním měřením.

Tento filtr jsem uznal za nevhodný, jelikož tlumil R složku výrazněji než Butterworthův filtr, zároveň pak pokud jsem se snažil o lepší vyhlazení izoelektrických linií, tak byla výrazně ovlivněna i S složka.

6.3 FIR filtr

FIR je diskrétní lineární filtr s konečnou impulzní odezvou. Má velký řád přenosové funkce, ale hůře dosahuje velké strmosti přechodu mezi propustným a nepropustným pásmem. Při zpracování obrazu pracuje na principu konvoluce. V matlabu je FIR filtr 1. řádu realizován příkazem *fir1*.

$$b = \text{fir1}(n,Wn>window),$$

kde n je řád filtru, Wn je normovaná mezní frekvence a *window* je typ zvoleného okna, v mém případě jsem zvolil $\text{kaiser}(n+1, \beta)$. Kde β je parametr který udává vliv na útlum postranního okna Fourierovy transformace.

Přenosovou funkci převedeme do použitelné podoby pomocí Matlabovské funkce *filtfilt*. Tato funkce provádí digitální filtrování vstupních dat.

$$y = \text{filtfilt}(b,1,m),$$

kde b je výstup z FIR transformace, l udává póly funkce a m je vektor vstupních dat získaných laboratorním měřením.

Tento filtr výrazně tlumil Q složku, proto jsem se rozhodl ho nepoužít. Tento jev byl nejspíše způsoben trendem, který byl získán měřením na laboratorním elektrokardiografu. Také pak nebyl tak snadno variabilní jako použitelný Butterworthův filtr, jelikož bylo obtížnější volit mezní frekvenci pro více typů záznamů s rozdílnou délkou záznamu, počtem vzorků a vzorkovací frekvencí.

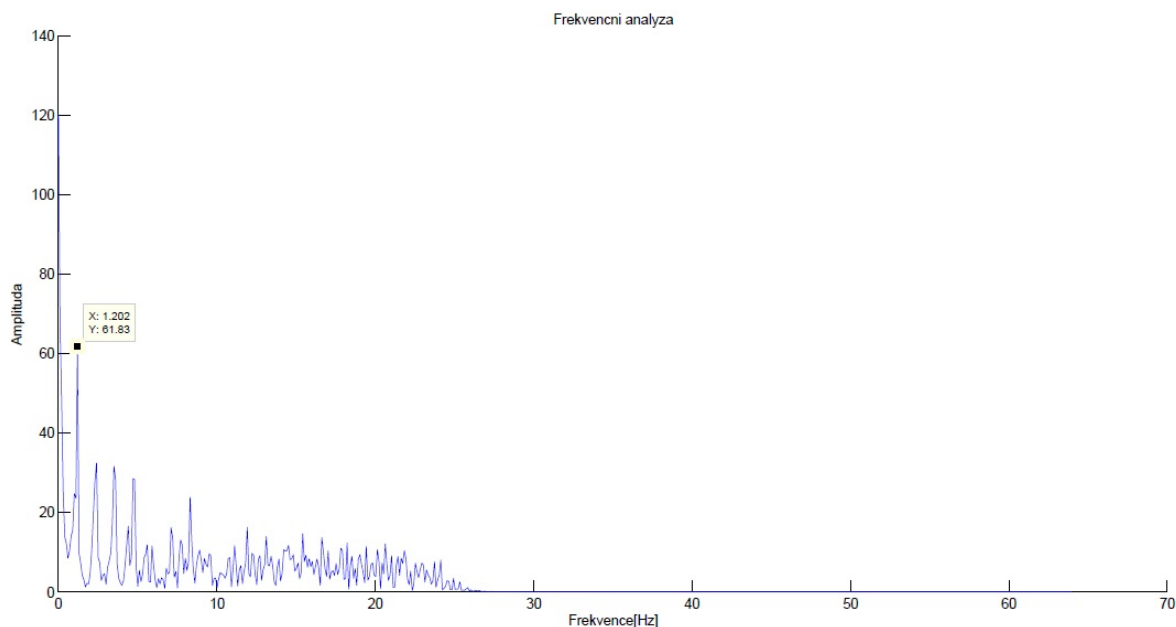
6.4 Frekvenční analýza

Fourierova transformace je matematická metoda, která se používá k analyzování obrazu. Její použití usnadňuje práci s různými signály, jelikož její použití ve frekvenční analýze může snížit úroveň šumu a odstranit nepotřebné části signálu o jiných frekvencích.

Frekvenční analýza je vytvořena pomocí rychlé Fourierovy transformace, která slouží pro převod mezi časovou a frekvenční oblastí. Fourierova transformace je kybernetická metoda, která se dá velmi dobře využít i v jiných oborech, jelikož obecně Fourierova transformace hledá k jedné funkci jinou. V Matlabu je reprezentována příkazem *fft*.

$$Y = \text{fft}(X),$$

kde X je vektor/matice vstupních dat v časové oblasti a Y jsou převedená data do frekvenční oblasti.

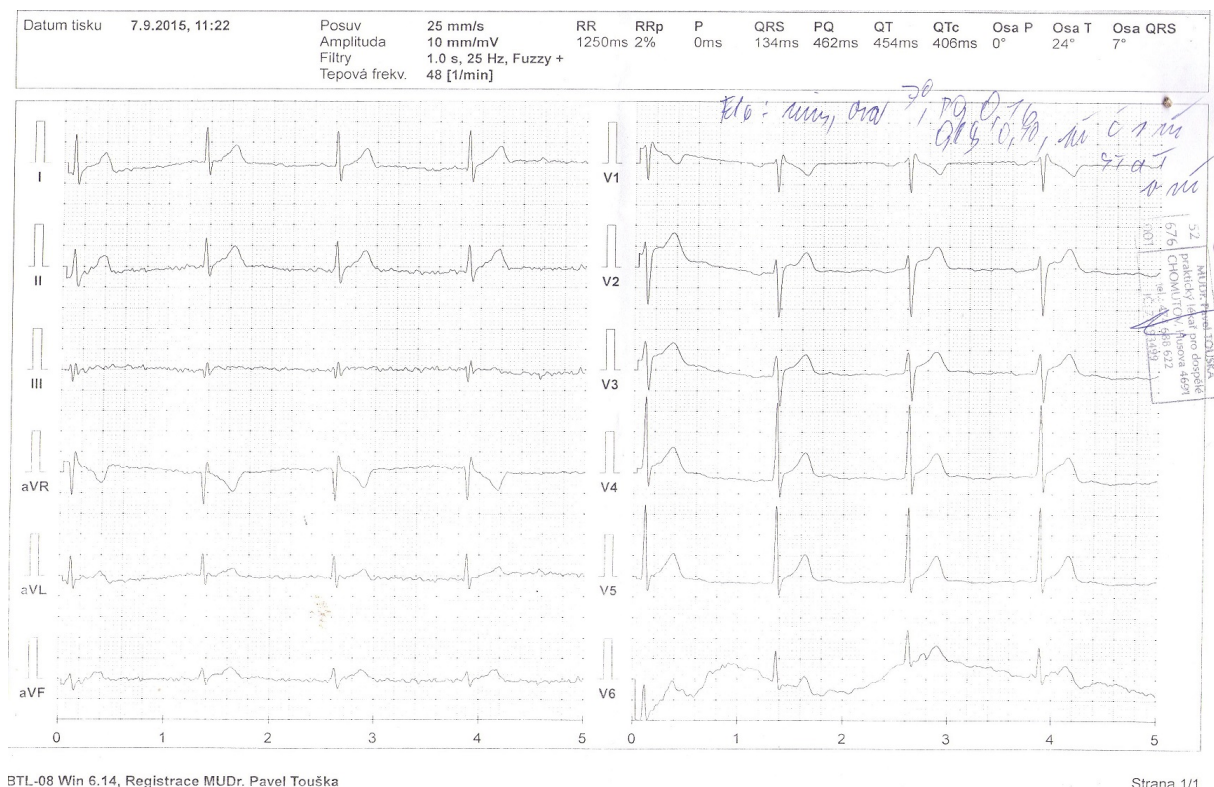


Obrázek 14: Frekvenční analýza

Fourierovu transformaci používám pro zjištění nejvíce zastoupených frekvencí. Z obrázku 14 vidíme, že dýchání, jenž zároveň kopíruje srdeční frekvenci a které je zastoupeno frekvencí 1.20Hz převyšuje všechny ostatní frekvence, které vznikly ostatními přirozenými svalovými stahy nebo chybou při měření. Frekvence dýchání se vypočítá ze vztahu $f = 1/T$, kde T je perioda srdečního cyklu v sekundách.

6.5 Identifikace záznamu

Nyní je potřeba provést morfologickou analýzu křivky EKG. Řešení této úlohy ale velmi komplikuje fakt, že jsem měl k dispozici z laboratorního měření pouze data získané ze svodu nazývaný bipolární I. V tomto svodu je totiž často obtížné i pro zkušené lékařské oko najít všechny potřebné složky.



Obrázek 15: Záznam mého EKG z nemocničního vyšetření

Pro porovnání zde ve zkratce ukáži jaké parametry na mém EKG záznam (viz. obrázek 15) vyhledával lékař. Tento postup byl doporučen od pana MUDr. Ibla z Žatecké nemocnice.

1. Jako první se musí změřit **pravidelnost srdeční akce**. Je pravidelná pokud jsou vzdálenosti po sobě jdoucích QRS segmentů konstantní. Tolerovaná výchylka je udávána kolem 0.04s, ale opět to není zcela dané pravidlo a vždy záleží na posouzení lékaře.
2. Zjištění **srdečního rytmu**. V klasickém dvanácti svodovém záznamu se určuje pomocí RR intervalů v kterémkoliv dobře viditelném svodu. Srdeční frekvenci by bylo možné také zjistit pomocí autokorelace, tato metoda je velmi citlivá zůstatkem šumů po filtraci. Frekvenci srdečního rytmu získáme ze vztahu (5).

$$Srden.frekvence = \frac{60}{RRinterval[s]} \quad (5)$$

3. Následuje výpočet **elektrické osy srdeční**. Tento výpočet nelze provést bez všech končetinových svodů. Proto jen udávám, že princip výpočtu souvisí s rozložením Einthovenova trojúhelníku na obrázku 6.
4. Výpočet **tepové frekvence** vychází ze standardizované rychlosti posunu papíru při natáčení, která je 25mm/s. Jeden milimetr papíru se tedy posune za 0.04s. Tepová frekvence se vypočte počtem QRS komplexu za 6s (150mm) vynásobených 10.
5. Nyní přichází na řadu vyšetření patologických stavů, které je podrobně popsáno v kapitole 8.

6.5.1 Identifikace R složek

Nejvíce výraznou složkou EKG záznamu jsou R kmity, pokud není měření nějak ovlivněno a předpokládáme, že je měřený jedinec zdravý. Jsou právě R kmity nejvyššími body záznamu.

Díky této znalosti lze vrcholy R kmitů nalézt. Matlab má pro tuto činnost příkaz *findpeaks*. Nalezené vrcholy jsou zobrazeny na obrázku 16. Všechny ostatní složky signálu budu vyhledávat stejně, jen budu používat jiné parametry a podmínky s ohledem na správnou fyziologickou činnost srdce.

$$[pks,locs] = findpeaks(m,'MinPeakHeight',A,'MinPeakDistance',B);$$

Vstupními parametry jsou m, A, B, kde m je vektor vstupních dat, v mém případě EKG záznam.

Číslo A udává minimální velikost hledaného vrcholu.

Číslo B vymezuje minimální hranici mezi dvěma vrcholy.

Tyto parametry jsem volil experimentálně ze znalostí nominálních fyziologických hodnot. Prvky výstupních vektorů pks,locs jsou x,y souřadnice nalezených vrcholů.

6.5.2 Identifikace Q a S složek

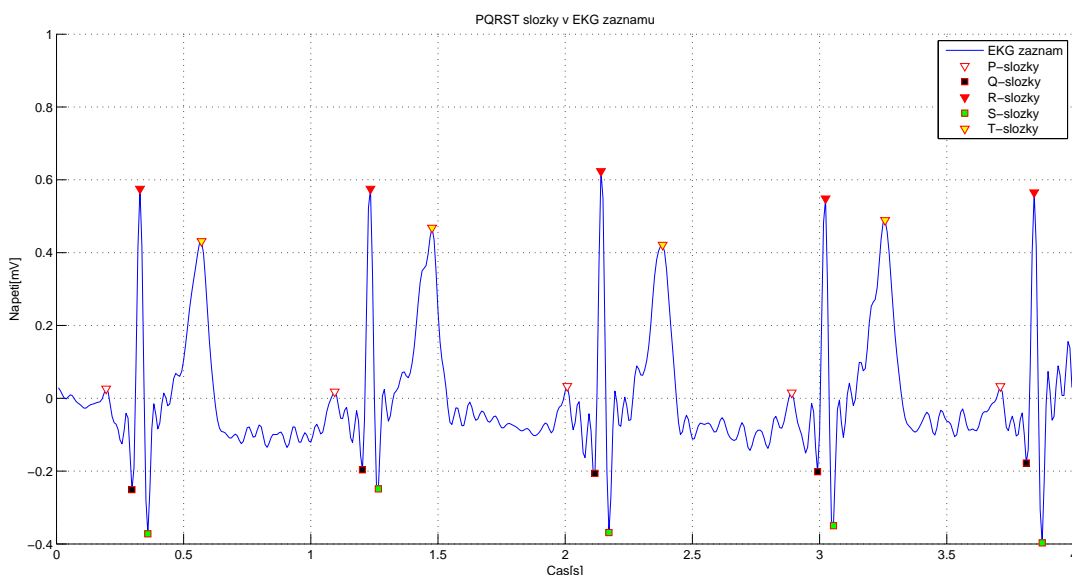
Vrcholy obou složek by měly být negativní. Funkci *findpeaks* lze ale omezit jen zdola, proto pro nalezení těchto složek překlopím záznam podle osy x.

Pro správné rozlišení Q a S složek používám jako orientační bod jim nejbližší R vrchol. Jelikož je známé, že Q předchází R a pak až následuje S. Tyto složky pak tvoří QRS komplex, který je viditelný na obrázku 16.

6.5.3 Identifikace P a T vln

Identifikace těchto dvou vln je už obtížnější. V ideálním EKG záznamu je oddělují mezi QRS komplexem izoelektrické části. Tyto části ale v mých záznamech nemohu brát jako orientační body, protože u většiny záznamů nejsou vůbec viditelné.

Z toho důvodu pro nalezení P a T vln využívám předepsané fyziologické vzdálenosti intervalů. Zobrazení nalezených P a T vln je ukázáno na obrázku 16.



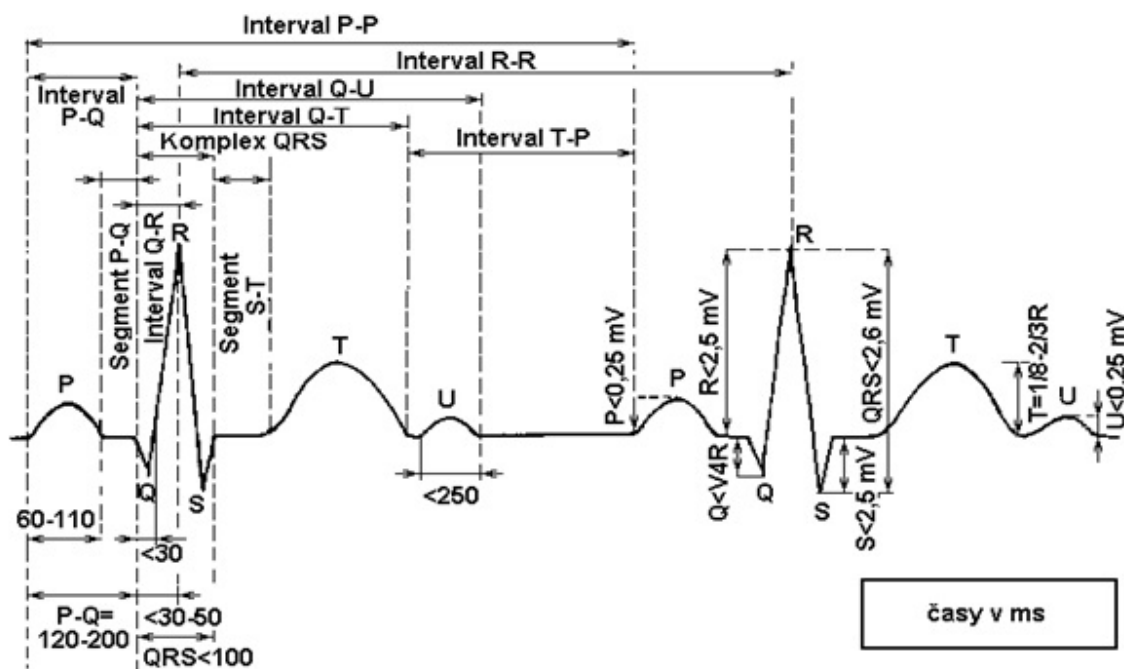
Obrázek 16: Vyobrazení všech nalezených složek EKG záznamu

7 Vyhodnocení patologických stavů

Po nalezení všech potřebných složek z EKG záznamu přichází na řadu klasifikace záznamů na fyziologické a patologické stavy. Jak jsem už zmiňoval, z laboratorního měření jsem měl pouze data získaná ze svodu nazývaný bipolární I. Po konzultacích s lékaři a nastudování [7], [10] a [11] jsem zjistil, že v praxi by nebylo možné rozhodovat jen podle jednoho svodu. K definitivní diagnóze je nutné kompletní EKG, protože jednotlivé choroby mají typické znaky i v jiných svodech. Z tohoto důvodu je vyšetření patologických stavů spíše experimentální. V lékařství se pro vyhodnocení používá obrázek (17), kde se ale v různých svodech vyhodnocují konkrétní křivky, nebo se prohlíží více svodů a z nich se dělá průměr, nebo nejpříjemnější hodnota.

Také nesmíme zapomenout, že se patologické stavy mohou prolínat (jeden testovaný subjekt může mít více než jeden identifikovatelný patologický stav).

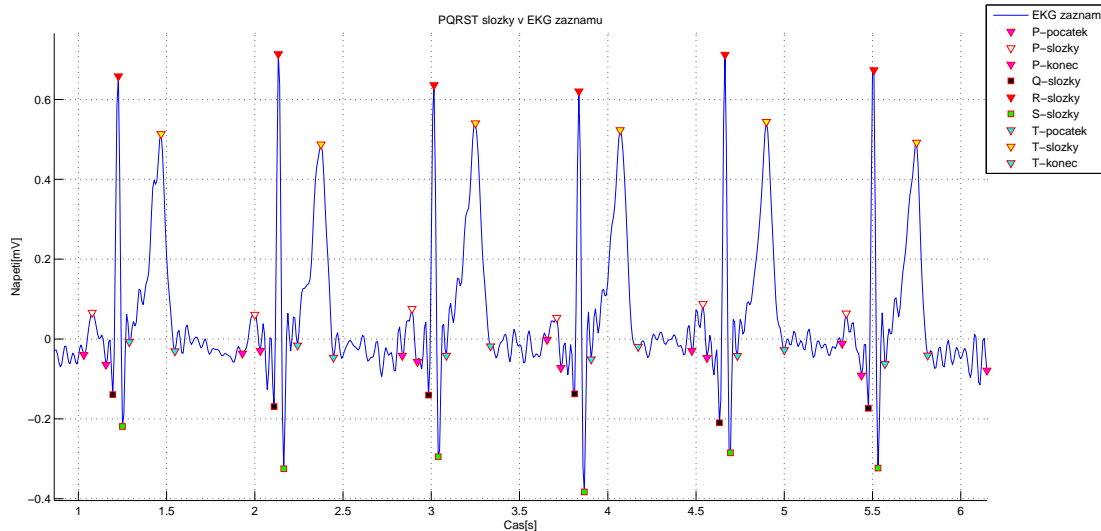
Svůj program jsem naučil identifikovat pouze základní výčet patologických stavů, které jsou z kompletního EKG vždy rozpoznatelné svým typickým bodem.



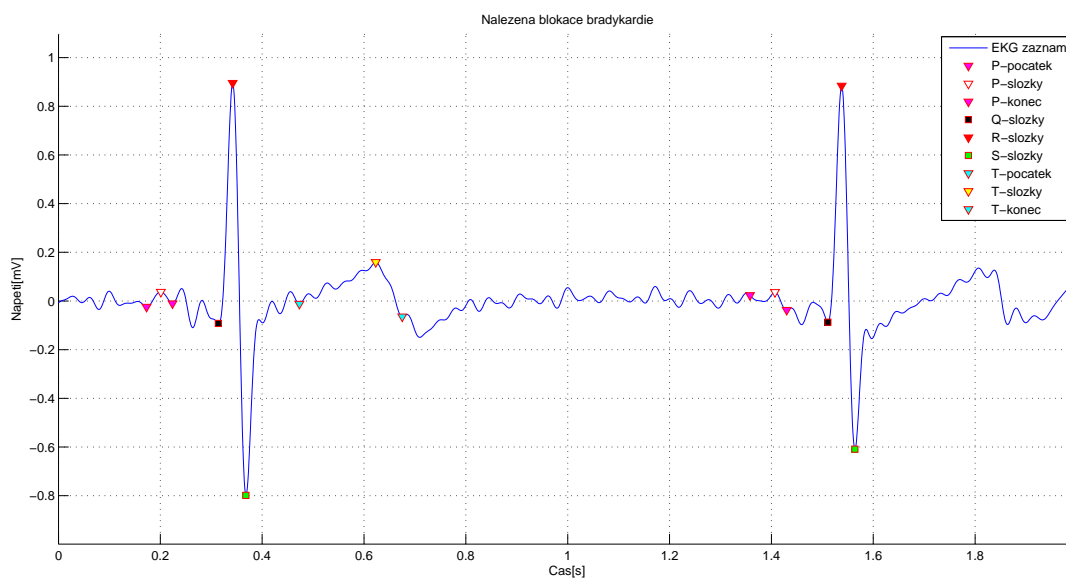
Obrázek 17: Nominální hodnoty pro vyšetření patologických stavů [9]

7.1 Vyšetřované patologické stavy

Jako první program vyšetřuje **pravidelnost srdeční akce a tepovou frekvenci** což je znázorněno na obrázku 18.



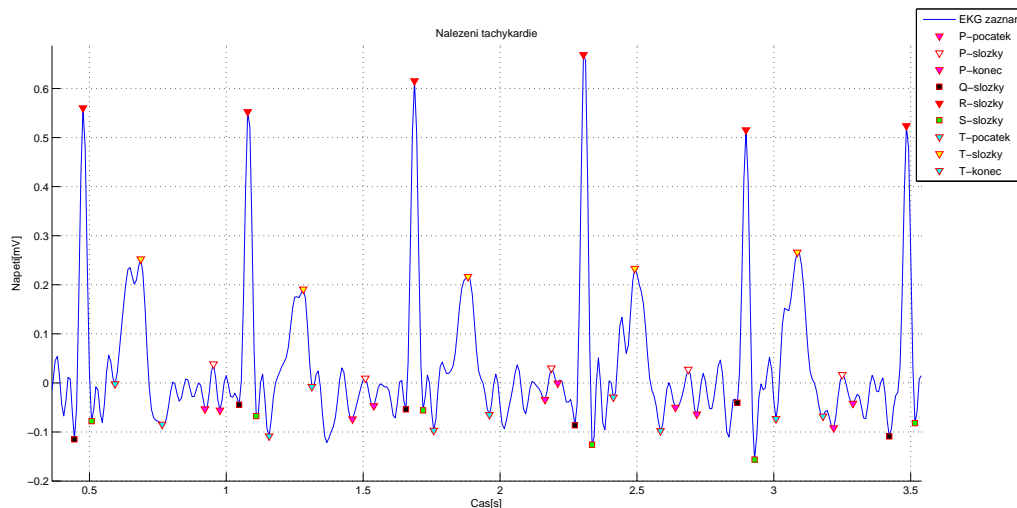
Obrázek 18: Záznam pro zjištění pravidelnosti srdeční akce, tepové a srdeční frekvence



Obrázek 19: Záznam s nalezenou bradykardií

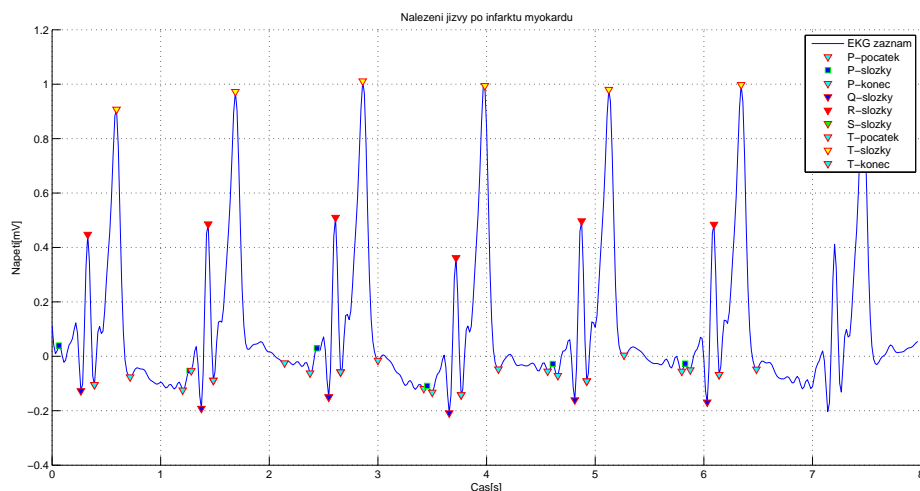
Na obrázku 18 je viditelné vyšetření rychlosti **srdeční frekvence**, jejíž nominální hodnoty se pohybují v intervalu 50 tepů/min - 90 tepů/min. Například u sportovců se zvýšený počet tepů/min, pokud není nalezena jiná výchylka z nominálních hodnot, nepovažuje za patologický

stav. Pokud je hodnota nižší jedná se o **bradykardii**, naopak pokud je vyšší jedná se o **tachykardii**. Z obrázků 19 a 20 je možné provést stejný způsob vyšetření, jak by ho uskutečnily lékaři, kde by od sebe odečetli dva nejbližší RR intervaly. Pro lepší přesnost provádějí ze všech po sobě jdoucích RR intervalů průměr.



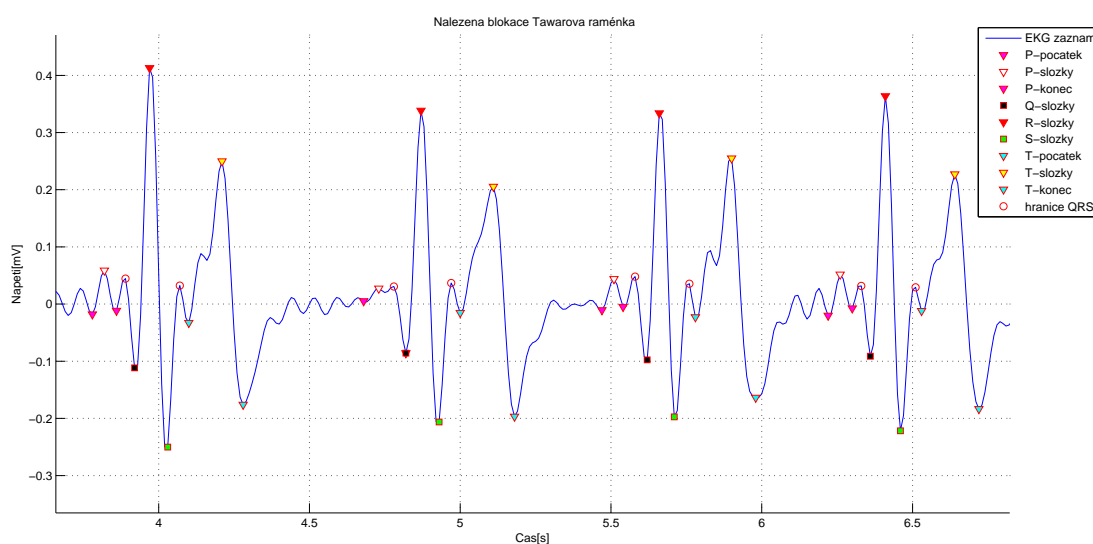
Obrázek 20: Záznam s nalezenou tachykardií

Nejproblémovějším úsekem je segment QRS v kterém se testuje jak celý segment, tak jednotlivé složky. Pokud je kmit Q delší jak 30ms mluvíme o **jizvě po infarktu myokardu**, což je znázorněno na obrázku 21, kde je zároveň i zvýšena T vlna, což značí, že srdce nejspíše prodělalo infarkt v nedávné době. Maximální nominální výška QRS komplexu se mezi literaturami liší. Někde se udává $< 3\text{mV}$, jinde $< 2.5\text{mV}$. Já jsem se rozhodl vybrat tu nižší hodnotu, tudíž jakmile by byl R kmit vyšší než 2.5 uvažujeme o **hypertrofii pravé/levé komory**.



Obrázek 21: Záznam s nalezenou jizvou po infarktu myokardu

QRS komplex se vyšetřuje také na dobu trvání, jejíž nominální hodnota je do 120ms. Pokud je tato hodnota navýšena maximálně o 10ms jedná se nejspíše o **hypertrofii síně**, je-li navýšena o více než 10ms pak se hovoří o **blokaci pravého nebo levého Tawarova raménka**. Tento stav je možné zkontrolovat z obrázku 22, kde vidíme, že rozdíl konce a začátku QRS komplexu je delší než definovaný interval. Typ blokace se ale nedá určit jinak než z hrudních svodů.

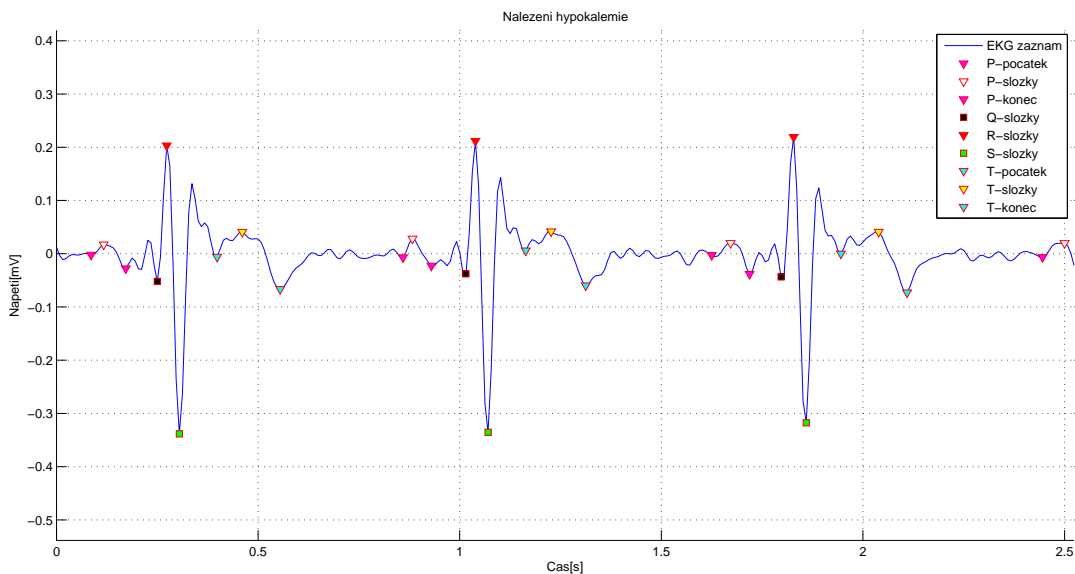


Obrázek 22: Záznam s nalezenou blokací Tawarova raménka

Dalším testovacím prvkem je amplituda vlny P, která pokud je vyšší než 0.2mV jedná se o **hypertrofii pravé síně**, tento patologický stav by ale neměl mít žádný vliv na délku PQ intervalu.

Nominální délka PQ intervalu je 120ms - 200ms. Nižší hodnota je označována jako **syndrom preexcitace komor**. Naopak vyšší hodnota naznačuje **blokaci AV uzlu**. Ačkoliv jsem tyto patologické stavy identifikoval, bylo to ve velmi malém zastoupení a na žádném z těchto záznamů nejsou zcela viditelné výchyly z fyziologických nominálních hodnot.

Posledním zkoumaným prvkem EKG záznamu je výška T vlny. Její nominální hodnoty jsou udávány v závislosti na výšce R ($R/8-2R/3$). V bipolárních končetinových svodech lze ale použít interval 0.2mV - 0.8mV. Pokud je hodnota nižší uvažujeme o **hypokalemii**, naopak vyšší hodnota naznačuje **hyperkalemii**. Hypokalemie je znázorněna na obrázku 23, kde je viditelná deformace T vlny. Pro vyšetření patologického stavu byla vždy použita nižší hodnota (počátek nebo konec) vlny T.



Obrázek 23: Záznam s nalezenou hypokalemií

Pro testování správnosti mého programu jsem používal všech 155 záznamů. V tabulce 1 je popsána analýza patologických jevů, která jsem získal z 68 záznamů, tudíž jsem použil od každého testovaného subjektu pouze jeden (tj. nejméně zašumělý) signál.

Tabulka 1: Vyhodnocení 68 testovaných osob

patologický jev	výskyt v [%]
Zdravý srdeční stav	60.29
Bradykardie	2.94
Tachykardie	5.88
Hypertrofie síně	10.29
Syndrom preexcitace komor	2.94
Blokace AV uzlu	1.47
Jizva po infarktu myokardu	4.41
Hypertrofie pravé/levé komory	0
Blokace pravého/levého Tawarova raménka	19.12
Hypokalemie	13.23
Hyperkalemie	4.41

Z tabulky 1 je viditelné, že některé patologické stavy mají dosti významné zastoupení.

Jak je popsáno výše tachykardie je patologický stav zvýšené srdeční frekvence, tudíž může být způsobena stresem a zvýšenou činností nervového systému, zvýšeným obsahem kofeinu v těle a dalšími faktory.

Hypertrofie síně a jizva po infarktu myokardu jsou velmi často spojeny s plicními onemocněními.

Hypokalemie a hyperkalemie jsou ovlivněny množstvím draslíku v těle. Hypokalemie se tedy, jelikož testování probíhalo převážně mezi studenty, vyskytuje kvůli špatnému životnímu stylu (nepravidelný příjem potravy, častý příjem alkoholu, kouření, apd.)

Nejčastějším patologickým stavem se při zpracování získaných záznamů stala blokáce Tawarova raménka. Při studiu literatury a konzultaci s lékaři jsem se dozvěděl, že tento patologický jev není v mírném stádiu nijak výjimečný i přes to jim ale přišlo zvláštní, že se mé výsledky pohybují v tak vysokých číslech. Například v [11] je napsáno "V jedné observační studii, ve které bylo testováno 250 000 vojáků ve věku do 30 let, byl výskyt blokáce pravého Tawarova raménka u 0.2%. U těchto jinak zdravých jedinců nevznikla žádná srdeční patologie ani v průběhu dalších 10 let." Studie zabývající se tímto patologickým stavem udávají, že pravděpodobnost výskytu se zvyšuje, pokud je srdce v mladistvém věku přetěžováno vytrvalostním sportováním a s rostoucím věkem.

8 Závěr

Cílem mé práce bylo seznámení s problematikou lékařského vyšetření EKG a možnosti identifikace patologických jevů srdeční činnosti. Hlavně nesmíme zapomenout, že EKG je pouze prvotním vyšetřením, definitivní diagnóza se provádí za pomoci dalších vyšetřovacích metod (Echo, RTG, biochemie, ...).

Jelikož mám vystudovanou střední průmyslovou školu v Chomutově, pro důkladné pochopení teoretické části bylo potřeba nastudovat anatomii a fyziologii srdce. Po porozumění této problematice jsem se zaměřil na nemocniční metody snímání EKG záznamu, přičemž jsem si v nemocničních podmínkách ozkoušel ovládání lékařského elektrokardiografu.

Návrh programu pro automatické zpracování a vyhodnocení EKG signálu byl implementován v programovacím prostředí Matlab. Matlab jsem si zvolil pro jeho interaktivní prostředí, objemné knihovny a dřívějším absolvovaným pracím v tomto jazyce.

Pro zkvalitnění vyhodnocovacího algoritmu a kontroly naměřených údajů byla provedena filtrace a frekvenční analýza. Pro další zkvalitnění by bylo potřeba získat více dat a hlavně s rozdílnými parametry. Všechna 155 záznamů bylo naměřeno krom pár výjimek na osobách ve věku 20 až 25 let. Proto bych tento jev započítal jako hlavní ovlivňující faktor pro výstup mé práce.

Při studii pro zpracování této bakalářské práce jsem se setkal s mnoha vyhodnocovacími programy, které se v dnešní době používají a většinou jsou dodávány přímo od výrobce konkrétního elektrokardiografu. I přes to se na tyto programy lékaři nespolehnají a vyhodnocují záznam pomocí milimetrového papíru. Na mém příloženém EKG záznamu (obrázek 15) je vidět, že program vyhodnotil můj QRS segment jako prodloužený. Po lékařském prohlédnutí mi bylo ale konstatováno, že QRS komplex mám výrazněji prodloužen jen ve svodu I, ale jelikož je v ostatních svodech normální, nemusím se ničeho obávat.

Získané poznatky mě motivují pro následující studium. Myslím si, že sofistikovanější program s přístupem k většímu počtu kvalitnějších záznamů by mohl odstranit současné nedostatky.

Další možností využití a rozšíření by mohl být program pro pomoc v domácí diagnostice (systém pro podporu rozhodování). Má-li někdo například zvýšenou pravděpodobnost výskytu infarktu myokardu může pomoci s rozhodováním zda přivolat lékařskou pomoc. Jelikož v dnešní době mnoha pacientům trvá i několik hodin, než se rozhodnou pomoc si přivolat, což už může být velmi pozdě pro jejich budoucí prognózu.

Reference

- [1] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 3. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustrace Ivan Helekal, Jan Kacvinský, Stanislav Macháček. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [2] IKEM. Léčba poruch srdečního rytmu [online]. [cit. 2016-04-13]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www/cs?docid=1004490>
- [3] GANONG, William F. Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [4] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [5] Wikiskripta. Wikiskripta.eu [online]. [cit. 2016-04-12]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu>
- [6] ČEŠKA, Richard, ŠTULC, Tomáš, Vladimír TESARŮ a Milan LUKÁŠ (eds.). Interna. 2., aktualizované vydání [brožované]. V Praze: Stanislav Juhaňák - Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-895-5.
- [7] HABERL, Ralph. EKG do kapsy. 1. české vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4192-5.
- [8] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. Zpracování biologických signálů. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [9] SVATOŠ, Josef. Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza. Vyd. 2. Praha: České vysoké učení technické, 1998. ISBN 80-01-01822-9.
- [10] ČÍHALÍK, Čestmír. Praktické cvičení z EKG. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 1984.
- [11] BĚLOHLÁVEK, Jan. EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2014. Jessenius. ISBN 978-80-7345-419-7.
- [12] BRONZINO, Joseph D. The biomedical engineering handbook. 3rd ed. Boca Raton: CRC Press, 2006. ISBN 0-8493-2124-7.
- [13] The MathWorks: Signal Processing Toolbox [online]. version 6.12 (R2009b) [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/>