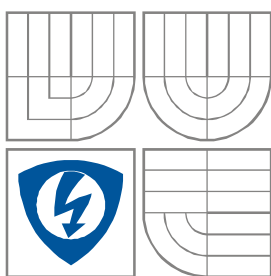


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYUŽITÍ NEURONOVÝCH SÍTÍ PRO KLASIFIKACI ALTERNACÍ VLNY T

APPLICATION OF NEURAL NETWORKS FOR CLASSIFICATION OF T-WAVE ALTERNATIONS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Tomáš Procházka

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Jan HRUBEŠ

Abstrakt

Tato práce se zabývá analýzou pravidelných změn vlny T v EKG signálu nazývaných TWA. Přítomnost těchto alternací může znamenat zvýšené riziko náhlé srdeční smrti. K analýze TWA je zde využito algoritmů trénování neuronových sítí, konkrétně pak samoorganizujících se map.

Výstupem této práce je program, který v testovaném EKG signálu nejprve detekuje QRS komplexy a získané referenční body následně využije k detekci T-vln. Vektor specifických bodů reprezentujících nalezené T-vlny je potom analyzován pomocí neuronové sítě. Výsledkem je rozhodnutí o míře přítomnosti TWA v analyzovaném signálu.

Klíčová slova

Náhlá srdeční smrt, NSS, alternace T-vlny, TWA, elektrokardiogram, EKG, detektor QRS komplexu, neuronové sítě, NS, samoorganizující se mapy, SOM, síť typu Kohonen.

Abstract

This thesis deals with analysis of T-wave Alternans (TWA), periodical changes of T-wave in ECG signal. Presence of these alternans may predict higher risk of sudden cardiac death. From the several possible ways of TWA classification, the training algorithms of self organizing maps are used in this thesis.

Result of the thesis is a program, which in the first step detects QRS complexes in the signal. Then, in the next step, gained reference points are used for T-waves detection. Detected waves are represented by a vector of significant points, which is used as an input for artificial neural network. Final output of the program is a decision about presence of TWA in the signal and its rate.

Key words

Sudden Cardiac Death, SCD, T-wave Alternans, TWA, Electrocardiogram, ECG, QRS Detection, Neural Networks, NN, Self Organizing Maps, SOM, Kohonen Network.

PROCHÁZKA, T. *Využití neuronových sítí pro klasifikaci alternací vlny T: diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 63 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jan Hrubeš.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Využití neuronových sítí pro klasifikaci alternací vlny T jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Hruběšovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Taktéž děkuji Ing. Milanu Tannebergovi, který byl vedoucím semestrálního projektu, jenž této diplomové práci předcházel.

Velký dík náleží také všem mým blízkým, především pak mým rodičům Evě a Tomášovi Procházkovým a mé přítelkyni Lucii Kaniové, kteří mě po všech stránkách podporovali po celou dobu mého studia.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Obsah

ÚVOD	- 12 -
1 SRDCE	- 13 -
1.1 STAVBA SRDCE	- 13 -
1.2 FUNKCE SRDCE	- 13 -
1.3 VÝŽIVA SRDCE	- 14 -
1.4 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ	- 14 -
1.5 ONEMOCNĚNÍ SRDCE	- 15 -
1.5.1 Ateroskleróza, ICHS, infarkt myokardu	- 15 -
1.5.2 Náhlá srdeční smrt	- 17 -
2 SIGNÁL EKG	- 18 -
2.1 ELEKTRICKÉ DĚJE V SRDCI	- 18 -
2.2 STRUČNÝ POPIS SIGNÁLU EKG	- 19 -
2.3 SNÍMÁNÍ SIGNÁLU EKG	- 20 -
2.4 RUŠENÍ EKG SIGNÁLU	- 22 -
3 NEURONOVÉ SÍTĚ	- 26 -
3.1 HISTORIE NEURONOVÝCH SÍTÍ	- 26 -
3.2 ROZDĚLENÍ NEURONOVÝCH SÍTÍ	- 27 -
3.3 POPIS VYBRANÝCH DRUHŮ NEURONOVÝCH SÍTÍ	- 27 -
3.3.1 Neuronové sítě se zpětným šířením chyby	- 27 -
3.3.2 Kohonenova neuronová síť	- 30 -
4 TWA	- 32 -
4.1 HISTORIE A STRUČNÝ POPIS METODY	- 32 -
4.2 ZPŮSOBY SNÍMÁNÍ EKG PRO VYHODNOCENÍ TWA	- 33 -
4.3 METODY VYHODNOCENÍ TWA	- 34 -
4.3.1 Spektrální metoda	- 34 -
4.3.2 Analýza TWA v časové oblasti	- 35 -
4.3.2 Poincarého zobrazení	- 35 -
4.3.3 Využití umělé inteligence	- 37 -
5 PROGRAM NA DETEKCI TWA	- 38 -
5.1 DETEKCE QRS KOMPLEXU	- 38 -
5.2 DETEKCE T-VLN	- 42 -
5.3 DETEKCE TWA	- 46 -
6 POPIS GRAFICKÉHO ROZHRANÍ PROGRAMU	- 50 -
7 DOSAŽENÉ VÝSLEDKY	- 54 -
7.1 ÚČINNOST QRS DETEKTORU	- 54 -
7.2 ÚČINNOST DETEKTORU T-VLN	- 56 -
7.3 ÚČINNOST DETEKTORU TWA	- 56 -
ZÁVĚR	- 59 -
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	- 60 -
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ	- 62 -

Seznam obrázků

OBRÁZEK 1 – STAVBA SRDCE.....	- 13 -
OBRÁZEK 2 – ATEROSKLERÓZA TEPEN	- 16 -
OBRÁZEK 3 – PRINCIP ANGIOPLASTIKY SE STENTEM	- 17 -
OBRÁZEK 4 – POPIS CHARAKTERISTICKÉHO TVARU SIGNÁLU EKG, TYPICKÉHO PRO HLAVNÍ SVOD II.....	- 19 -
OBRÁZEK 5 – SVODY EKG	- 20 -
OBRÁZEK 6 – EINTHOVENŮV TROJÚHELNÍK	- 21 -
OBRÁZEK 7 – UMÍSTĚNÍ ELEKTROD HRUDNÍCH SVODŮ.....	- 22 -
OBRÁZEK 8 – EKG SIGNÁL RUŠENÝ DRIFTEM A JEHO FILTRACE.....	- 24 -
OBRÁZEK 9 – EKG SIGNÁL RUŠENÝ SIGNÁLEM Z ELEKTROVODNÉ SÍTĚ A JEHO FILTRACE.....	- 25 -
OBRÁZEK 10 – POPIS BIOLOGICKÉHO NEURONU.....	- 26 -
OBRÁZEK 11 – MODEL UMĚLÉHO NEURONU	- 27 -
OBRÁZEK 12 – PRŮBĚH SIGMOIDNÍ AKTIVAČNÍ FUNKCE	- 28 -
OBRÁZEK 13 – TOPOLOGIE SÍTĚ TYPU BACK-PROPAGATION	- 29 -
OBRÁZEK 14 – TOPOLOGIE SAMOORGANIZUJÍCÍCH SE MAP	- 30 -
OBRÁZEK 15 – VIDITELNÉ TWA A KOMOROVÁ FIBRILACE A ZÁZNAM EKG S MTWA	- 33 -
OBRÁZEK 16 – HODNOCENÍ TWA PŘI ZÁTĚŽOVÉ BICYKLOVÉ ERGOMETRII METODOU SPEKTRÁLNÍ ANALÝZY.....	- 35 -
OBRÁZEK 17 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ NEZAŠUMĚNÉ POSLOUPNOSTI ČÍSEL 1.....	- 36 -
OBRÁZEK 18 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ ZAŠUMĚNÉ POSLOUPNOSTI ČÍSEL 1	- 36 -
OBRÁZEK 19 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ ZAŠUMĚNÉ POSLOUPNOSTI ČÍSEL 1, 3, 1, 3.....	- 37 -
OBRÁZEK 20 – BLOKOVÉ SCHÉMA PROGRAMU NA DETEKCI TWA	- 38 -
OBRÁZEK 21 – BLOKOVÉ SCHÉMA QRS DETEKTORU.....	- 39 -
OBRÁZEK 22 – ÚSEK ORIGINÁLNÍHO SIGNÁLU EKG A TENTÝŽ ÚSEK PO FILTRACI FIR FILTREM TYPU PP	- 40 -
OBRÁZEK 23 – ÚSEK SIGNÁLU EKG PO UMOCNĚNÍ A PO FILTRACI FIR FILTREM TYPU DP	- 40 -
OBRÁZEK 24 – EKG SIGNÁL S DETEKOVANÝMI QRS KOMPLEXY	- 42 -
OBRÁZEK 25 – BLOKOVÉ SCHÉMA DETEKTORU T-VLN	- 42 -
OBRÁZEK 26 – SIGNÁLY EKG S DETEKOVANÝMI T-VLNAMI	- 44 -
OBRÁZEK 27 – MATICE UPRAVENÝCH T-VLN.....	- 45 -
OBRÁZEK 28 – MATICE PŮVODNÍCH T-VLN	- 45 -
OBRÁZEK 29 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ BODŮ T-VLN A NENAUČENÁ NEURONOVÁ SÍŤ.....	- 46 -
OBRÁZEK 30 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ BODŮ T-VLN A NAUČENÁ NEURONOVÁ SÍŤ	- 47 -
OBRÁZEK 31 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ BODŮ T-VLN A NAUČENÁ NEURONOVÁ SÍŤ PŘI SIMULOVANÉ TWA.....	- 48 -
OBRÁZEK 32 – POINCARÉHO ZOBRAZENÍ BODŮ T-VLN A NAUČENÁ NEURONOVÁ SÍŤ (10x10) PŘI SIMULOVANÉ TWA	- 49 -
OBRÁZEK 33 – HLAVNÍ OKNO PROGRAMU – DETEKCE QRS KOMPLEXU	- 50 -
OBRÁZEK 34 – HLAVNÍ OKNO PROGRAMU – DETEKCE T-VLN.....	- 51 -
OBRÁZEK 35 – HLAVNÍ OKNO PROGRAMU – DETEKCE TWA	- 52 -
OBRÁZEK 36 – HISTOGRAM R-R INTERVALŮ.....	- 53 -
OBRÁZEK 37 – OBLAST SIGNÁLU S NEÚSPĚŠNOU QRS DETEKČÍ	- 54 -
OBRÁZEK 38 – EKG SIGNÁL S DETEKOVANÝMI DVOUVRCHOLOVÝMI T-VLNAMI.....	- 56 -
OBRÁZEK 39 – POZITIVNÍ DETEKCE TWA (55,24 %) PŘI 5 μ V SIMULACI	- 57 -
OBRÁZEK 40 – POZITIVNÍ DETEKCE TWA (156,17 %) PŘI 15 μ V SIMULACI	- 57 -

Seznam tabulek

TABULKA 1 – SEZNAM ANALYZOVANÝCH SIGNÁLŮ A HODNOCENÍ ÚČINNOSTI QRS DETEKTORU	- 55 -
TABULKA 2 – SEZNAM ANALYZOVANÝCH SIGNÁLŮ A VÝSLEDKY TWA DETEKCE	- 58 -

Úvod

Kardiovaskulární onemocnění (KVO; CVD – Cardiovascular Disease) patří k závažným problémům ve všech oblastech světa. V roce 2004 zemřelo ve Spojených státech amerických v důsledku KVO téměř 870 tisíc lidí, což bylo 36,3 % všech úmrtí [1]. Ještě horší situace je v Evropě, kde ze stejných příčin každoročně umírá více než 4,3 miliónů lidí, což je téměř polovina všech úmrtí (54 % u žen a 43 % u mužů) [2].

Přibližně polovina úmrtí způsobených kardiovaskulárním onemocněním souvisí s ischemickou chorobou srdeční (ICHS; CHD – Coronary Heart Disease), třetina pak s mozkovou mrtvicí.

Dvacet procent populace západního světa postihuje syndrom tzv. náhlé srdeční smrti (NSS; SCD – Sudden Cardiac Death). Tato zůstává problémem i v zemích, kde se daří procento úmrtnosti v důsledku srdečních chorob snižovat. V České republice je každoročně zaznamenáno okolo 30 tisíc případů, přičemž v 95 % se jedná o případy smrtelné.

Jednoduché ukazatele, jako vyšší věk nebo stupeň levokomorové dysfunkce, předurčují celkovou mortalitu, ale mají nízkou specifitu pro určení způsobu úmrtí. Proto se již řadu let hledají další ukazatele, které by dokázaly s vyšší specifitou vytipovat nemocné ohrožené náhlou smrtí v důsledku elektrické nestability vedoucí ke vzniku maligní komorové arytmie. Jednou z používaných metod vyšetření srdeční stability je testování **alternací T vlny** (TWA – T-Wave Alternans).

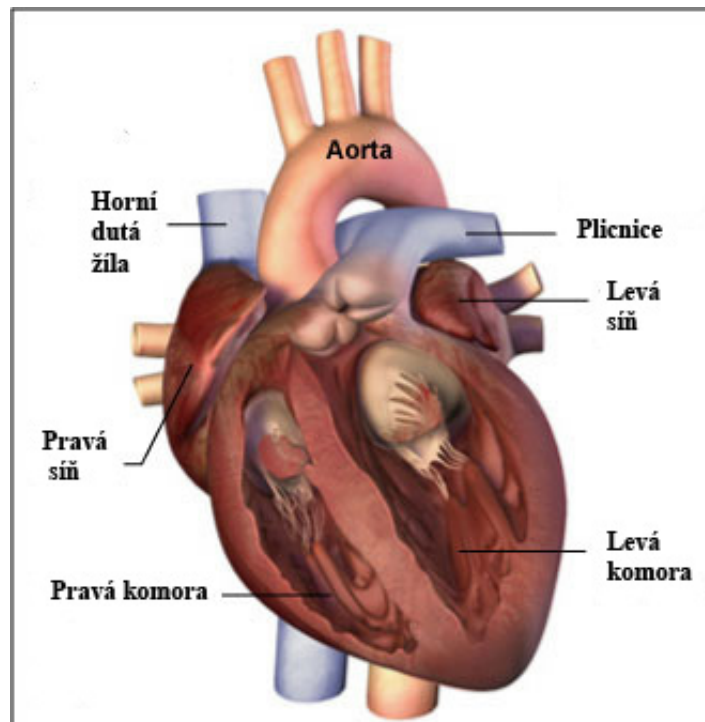
Tématem této diplomové práce je klasifikace TWA s využitím umělých neuronových sítí (NS/UNS; NN/ANN – Artificial Neural Network). První část práce je zaměřena na teoretické poznatky, funkci a stavbu srdce, popis vyšetřovací metody EKG, seznámení s TWA a úvod do problematiky NS. Ve druhé části práce je popsán návrh řešení daného problému a popis vytvořeného programu na detekci TWA. V poslední části práce jsou shrnuty dosažené výsledky.

1 Srdce

1.1 Stavba srdce

Srdce (lat. *cor*) je dutý svalový orgán. Na povrchu je srdce kryto epikardem, vazivovou blankou, ve které probíhají tepny a žíly. Epikard obsahuje také tukovou tkáň. Nejsilnější část srdeční stěny je myokard, který je tvořen srdeční svalovinou. V síních je dvouvrstvý, ve stěnách komor je trojvrstvý. Vláčna srdečního svalu jsou složitě propletena. Vnitřní stěna obrácená do srdečních dutin se nazývá endokard. Srdce je uloženo v tenkostěnném vazivovém obalu, tzv. perikardu.

Srdce tvoří čtyři dutiny: dvě síně (lat. *atrium*) a dvě komory (lat. *ventrikulus*).



Obrázek 1 – Stavba srdce

1.2 Funkce srdce

Srdce (viz obrázek 1) [4] zajišťuje rytmické čerpání krve do cévního oběhu, a tím zásobení organismu kyslíkem a živinami.

Pro základní popis srdeční činnosti je třeba zavést pojmy:

- **systola** – koordinovaný srdeční stah svaloviny síní nebo komor,
- **diastola** – relaxace srdečního svalu.

Při diastole síní (za současné systoly komor) přitéká do pravé síně horní a dolní dutou žilou (lat. *vena cava superior* a *vena cava inferior*) odkysličená krev z velkého tělního oběhu, zatímco do levé síně přitéká okysličená krev z plicních žil.

Následuje systola obou síní (současně s diastolou obou komor), při které je krev ze síní vypuzena do komor. Zpětnému toku krve do síní zabraňují cípate chlopně. Mezi pravou síní a pravou komorou je trojcípá chlopeň (lat. *valvula tricuspidalis*) a mezi levou síní a levou komorou chlopeň dvojcípá, neboli mitrální (lat. *valvula bicuspidalis* nebo *mitralis*).

Po uzavření těchto chlopní je krev vypuzena z pravé komory plicnicí (lat. *arteria pulmonalis*) do plic a z levé komory srdečnicí (lat. *aorta*) do velkého tělního oběhu. Zpětnému toku krve do komor brání poloměsíčité chlopně, které uzavírají jak plicní kmen, tak aortu.

Každou systolu srdce přečerpá přibližně 70 ml krve. Čerpací funkce srdce se hodnotí jako množství krve přečerpané za jednu minutu, tedy objemem za systolu násobeným tepovou frekvencí (TF). Ta bývá přibližně 72 tepů za minutu (klidová TF se udává v rozmezí 70 až 80 tepů za minutu), klidový **minutový objem** tedy vychází zhruba 5 l [3].

1.3 Výživa srdce

Srdce pracuje prakticky bez přestávky celý lidský život, vykoná tedy přibližně 3 miliardy stahů a přečerpá více než 180 milionů litrů krve. Srdce musí být neustále zásobeno kyslíkem a živinami v dostatečném množství. Toto obstarávají tzv. věnčité tepny (pravá a levá; lat. *arteriae coronariae dexter* a *sinister*), které odstupují z aorty hned na jejím počátku. Levá věnčitá tepna se dále větví na *ramus interventricularis anterior* (RIA) a *ramus circum flexus*. Odkysličenou krev ze srdeční stěny odvádějí žíly ústící do pravé síně.

1.4 Převodní systém srdeční

Zdrojem podnětů pro činnost pracovního myokardu jsou vzruchy, které vznikají a jsou vedeny ve zvláštních svalových buňkách, v tzv. převodním systému srdečním. Podnět vzniká v sinoatriálním uzlu (SA uzel; lat. *nodus sinoatrialis*), který je tzv. fyziologickým pacemakerem srdce. Z SA uzlu se podráždění šíří myokardem a preferenčními síňovými drahami do atrioventrikulárního uzlu (AV uzel; lat. *nodus atrioventricularis*), dále Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny, která přenášejí podráždění na pracovní myokard [3].

1.5 Onemocnění srdce

Tato podkapitola se věnuje pouze nejzákladnějším srdečním chorobám. Jsou zde zavedeny a vysvětleny pojmy použité v dalších částech práce.

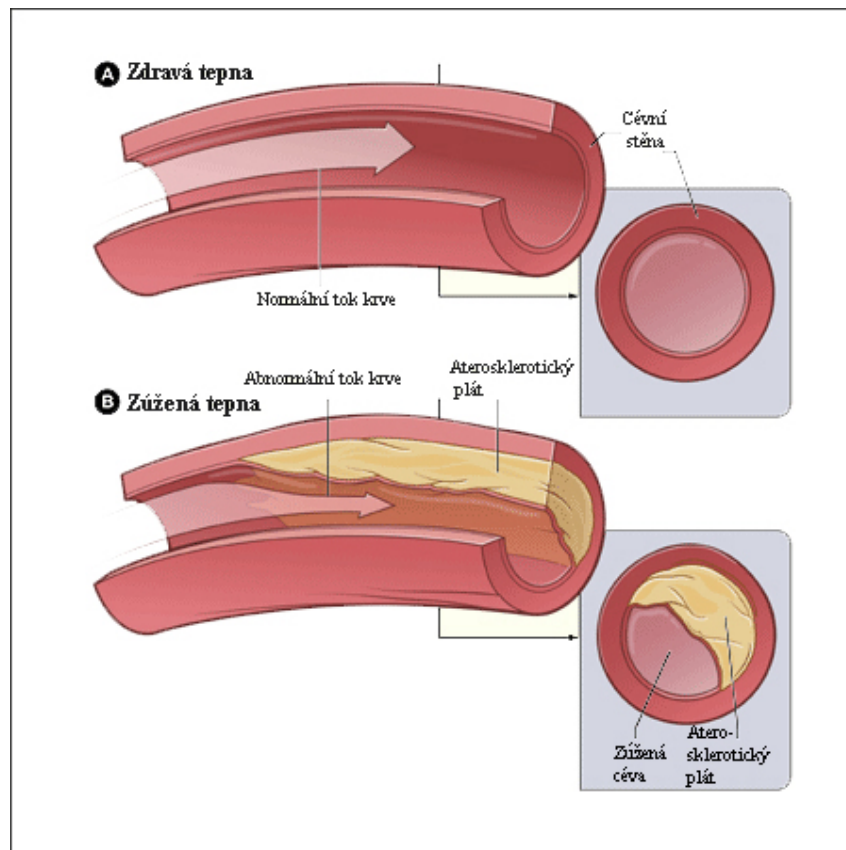
1.5.1 Ateroskleróza, ICHS, infarkt myokardu

Již v úvodu této práce bylo řečeno, že kardiovaskulární onemocnění jsou celosvětovým problémem a nejčastější příčinou úmrtí. Často dochází k zúžení, tzv. **stenóze** tepen v důsledku **aterosklerózy**.

Během tohoto degenerativního onemocnění dochází k postupnému usazování tukových látek, především cholesterolu, do cévních stěn. V rané fázi onemocnění se tvoří tzv. tukové proužky, tyto změny jsou ještě plně vratné. Při dlouhodobě zvýšené hladině cholesterolu dochází však již k nevratné přestavbě stěny. Cévy nejen že tvrdnou, ale jejich stěna se také ztlušťuje, vznikají na ní tuhé tukové nánosy, tzv. **aterosklerotické pláty** (viz obrázek 2) [5]. Pláty zužují průsvit tepen a brání normálnímu průtoku krve. Právě ateroskleróza je nejčastější příčinou úmrtí ve většině civilizovaných zemí [6].

Orgánům, které jsou zásobeny krví takto postiženou tepnou, se nedostává potřebný kyslík a živiny, a dochází tak ke složitému metabolickému procesu zvanému **ischemie**. Například špatné prokrvení mozku vede k odumírání paměťových buněk (odtud i označení „skleróza“), při ucpání mozkových tepen dochází k mrtvici.

Ateroskleróza postihuje také věnčité tepny. Při významnější stenóze (větší než 70 %) dochází k projevům ischemické choroby srdeční – bolest na hrudi zvaná **angina pectoris**.

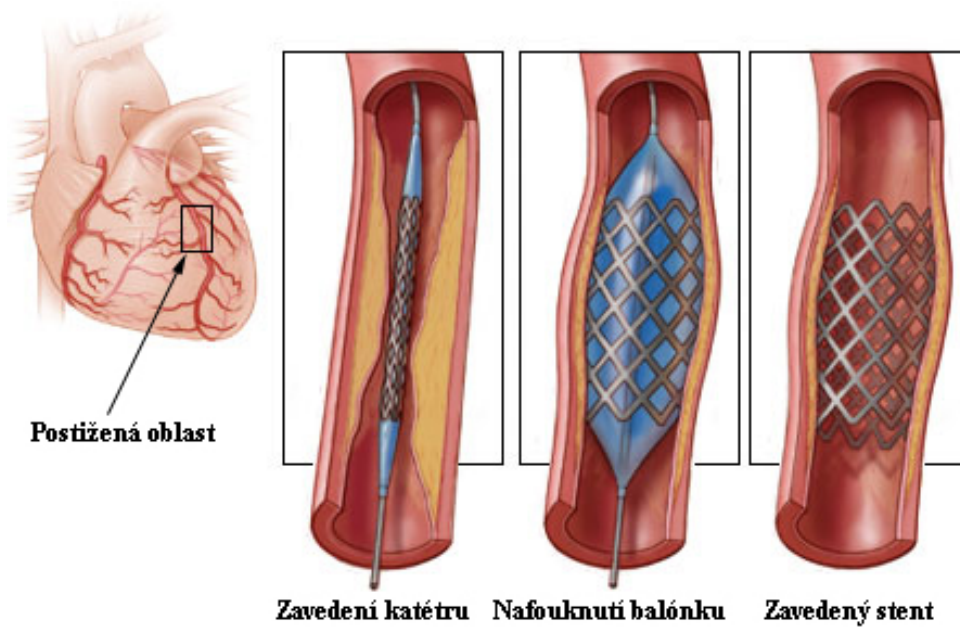


Obrázek 2 – Ateroskleróza tepen

Nejzávažnější formou ICHS je potom **infarkt myokardu**, kdy dojde k ucpání některé z věnčitých tepen (nejčastěji RIA) vlivem usazování krevních destiček na prasklém aterosklerotickém plátu. Utvoří se krevní zátka (lat. *trombus*). Oblast srdeční stěny, která byla zásobena právě touto tepnou, se ocitá bez kyslíku a bez včasné pomoci tkáň nenávratně nekrotizuje.

Léčba aterosklerózy věnčitých tepen se provádí tzv. **angioplastikou**, kdy je postižená tepna pomocí katétru s balónkem opět roztažena a často bývá do kritického místa umístěn tzv. **stent** (vnitřní protéza cévní stěny), který brání opětovnému zúžení. Princip této metody je vidět na obrázku 3 [7].

Někdy je třeba zasaženou cévu v místě stenózy přemostit našitím tzv. **bypassu**, kdy je jako náhrada použita jedna z vlastních cév, nejčastěji povrchová žíla dolních končetin (*vena safena magna*). V některých případech situace vyústí až v transplantaci srdce.



Obrázek 3 – Princip angioplastiky se stentem

1.5.2 Náhlá srdeční smrt

Pojmem náhlá smrt obecně označujeme takové úmrtí, které nastává nejpozději do jedné hodiny od prvních příznaků.

Jako NSS je označován stav, kdy dojde k náhlému srdečnímu selhání u jedince, který v předchozích 24 hodinách netrpěl žádnými vážnějšími příznaky.

U lidí ve věku nad 45 let souvisí 80 % až 90 % případů NSS s ischemickou chorobou srdeční. U mladších jedinců je sice podíl ICHS poněkud nižší, ale i u nich se uplatňuje nejčastěji (58 % až 70 % případů). Ale v 5 % až 10 % případů je NSS prvním příznakem onemocnění srdce. O příčinách vzniku NSS u takto zdánlivě zdravých osob se ví poměrně málo. Tento fenomén se označuje jako **náhlá srdeční smrt na zdánlivě zdravém srdci** [8].

V takových případech bývá často jediným řešením (mimo transplantace srdce) implantace defibrilátoru, resp. kardiostimulátoru s defibrilátorem.

2 Signál EKG

Tato kapitola pojednává o elektrických projevech srdečního svalu, o jejich vzniku, způsobu šíření a metodách registrace v podobě elektrokardiogramu (EKG; ECG – Electrocardiogram). Jsou zde popsány metody snímání EKG signálu, jeho charakteristický tvar a nejčastější rušení.

2.1 Elektrické děje v srdci

Obecně lze říci, že napětí na membráně srdečních buněk závisí na vodivosti membrány pro ionty K^+ , Na^+ a Ca^{2+} . Ionty jsou nerovnoměrně rozloženy na vnější a vnitřní straně membrány hlavně díky převaze aniontů bílkovin uvnitř buňky a činnosti Na/K pumpy, která transportuje aktivně ionty Na^+ z buňky a ionty K^+ do buňky. Vytváří se tak elektrický a koncentrační gradient na membráně (sodík převažuje vně buňky, draslík uvnitř).

V době klidového membránového napětí je membrána vodivá pro draslík, který po svém koncentračním gradientu vstupuje do buňky a povrch membrány je pozitivní, tzv. **klidová polarizace** membrány.

Při nadprahovém podráždění se otvírá sodíkový kanál, sodík proudí do buňky, vnější povrch membrány je negativní, nastává **depolarizace**. Otevře-li se vápníkový kanál, je membrána rovněž depolarizována, trvání tzv. **akčního napětí** (AN) se prodlužuje a hovoříme o jeho **plató**.

Návrat do klidového stavu se nazývá **repolarizace** a je způsoben obnovením propustnosti membrány pro draslík. Dlouhé trvání AN buněk myokardu je jejich zvláštností. Během dlouhotrvající depolarizace jsou buňky v tzv. **refrakterní fázi** a nemohou reagovat depolarizací na další podnět. To zajišťuje rytmickou činnost srdce na rozdíl od kosterních svalů, které mají krátká AN a sumace podnětů v nich vede k tetanickému stahu.

Při použití dvou povrchových elektrod lze popsané děje na membráně registrovat jako tzv. bifázické AN – takový charakter má i EKG signál.

Buňky převodního systému srdečního mají schopnost generovat vzruchovou aktivitu. Vzruchy se tvoří nejrychleji v SA uzlu, a udávají tak srdeční rytmus. Za určitých okolností se mohou stát zdrojem aktivace jiné části převodního systému (např. AV uzel, jestliže k němu nejsou přiváděny vzruchy ze síní) [3].

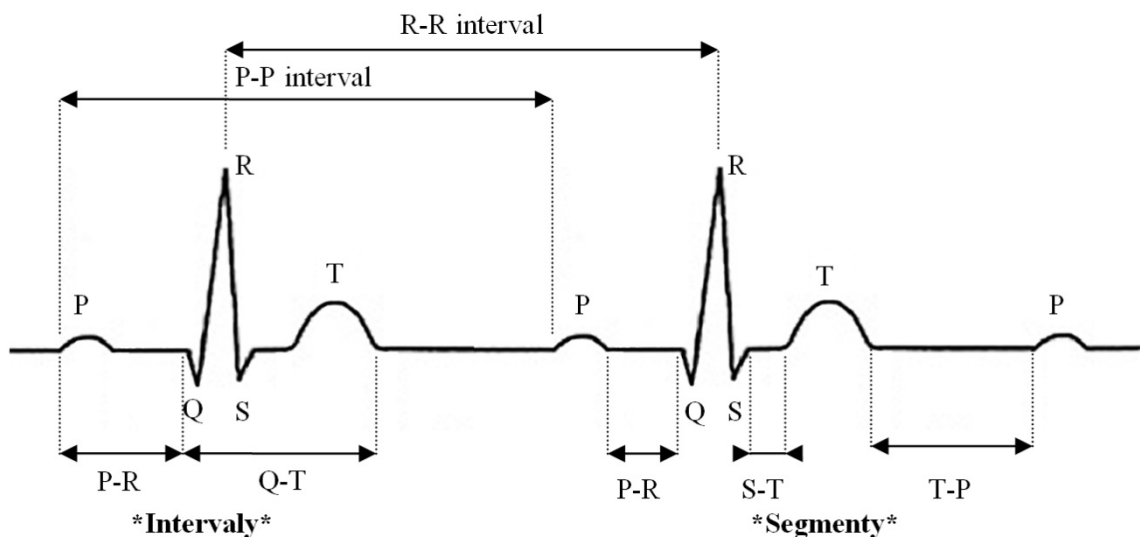
2.2 Stručný popis signálu EKG

Elektrokardiogram je grafický záznam časové změny elektrického napětí způsobeného srdeční aktivitou. Jedná se o standardní neinvazivní diagnostickou metodu s mnohostranným využitím. Elektrokardiografie je jedna z mála diagnostických metod v kardiologii, které si zachovaly svůj význam i po příchodu ultrazvukové (UZV) diagnostiky, a to i přesto, že má vlastně jen jeden specifický patologický obraz, a to pro infarkt myokardu.

Ze záznamu EKG lze například hodnotit TF, variabilitu srdečního rytmu (HRV – Heart Rate Variability) a usuzovat i na polohu srdce v hrudníku a na velikost jeho jednotlivých oddílů [3].

Křivku EKG ovlivní také změny koncentrace některých iontů v krvi (Ca^{2+} , K^+) a také řada dalších činitelů: např. impedance kůže, poloha bránice, přítomnost tekutiny v perikardu a další [9].

Důležité vlny, intervaly a segmenty EKG křivky jsou vidět na obrázku 4.



Obrázek 4 – Popis charakteristického tvaru signálu EKG, typického pro hlavní svod II

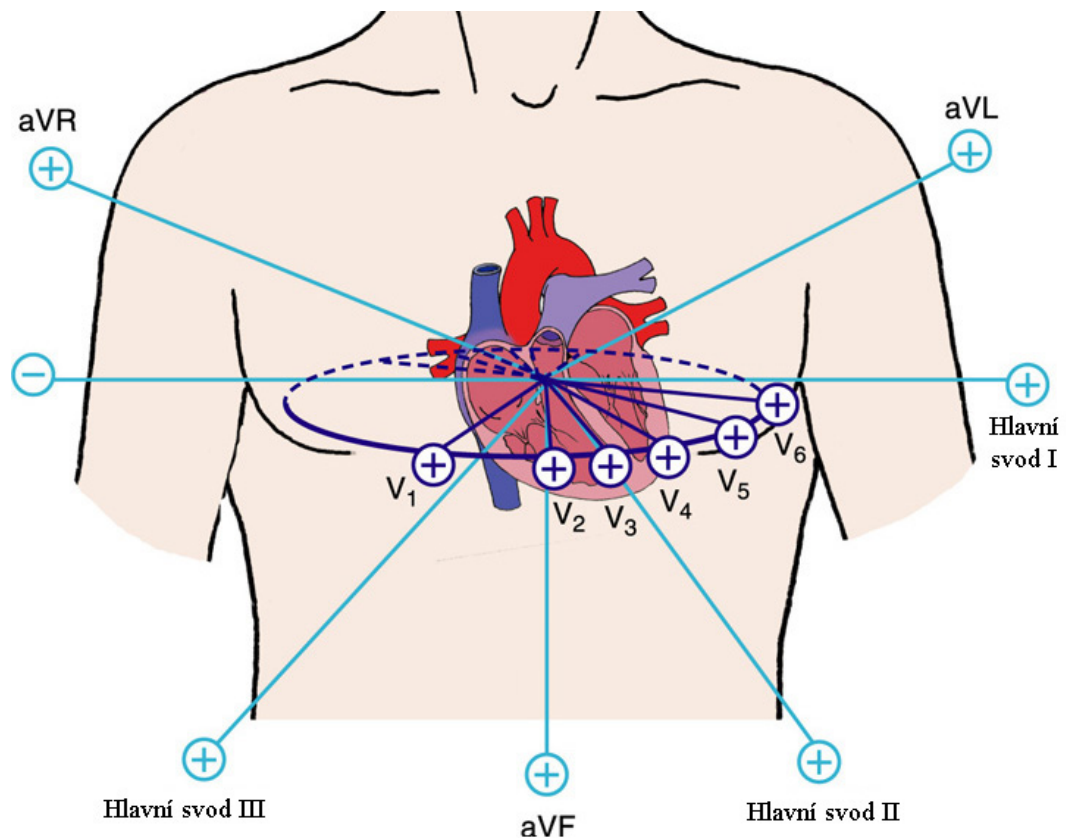
- **Vlna P** – reprezentuje postup aktivace síní; 0 – 3 mV; 80 – 100 ms.
- **Interval P-R** – doba převodu aktivace ze síní na komory; 120 – 200 ms.
- **Segment P-R** – předpokládaná nulová hodnota signálu.
- **Komplex QRS** – reprezentuje aktivaci komor; 60 – 100 ms; tvar je určen postupem aktivace v srdci.
 - **Vlna Q** – negativní výchylka; 0 – 25 % vlny R; do 30 ms.
 - **Vlna R** – několik mV; do 100ms.
 - **Vlna S** – 0 – 0,8 mV; do 50 ms.
- **Segment S-T** – představuje dobu, po kterou jsou komory aktivovány; pokles nebo vzrůst do 0,1 mV.

- **Vlna T** – reprezentuje repolarizaci komor; trvání delší než aktivace (depolarizace); stejná polarita jako největší výchylka QRS komplexu, protože se nejprve repolarizují buňky, které byly aktivovány jako poslední (mají kratší akční potenciál).
- **Vlna U** – malá pozitivní výchylka, v některých případech měřitelná po vlně T.
- **Interval R-R** – jeho délka se mění s TF, a posloupnost R-R intervalů tak slouží k hodnocení variability srdečního rytmu.

2.3 Snímání signálu EKG

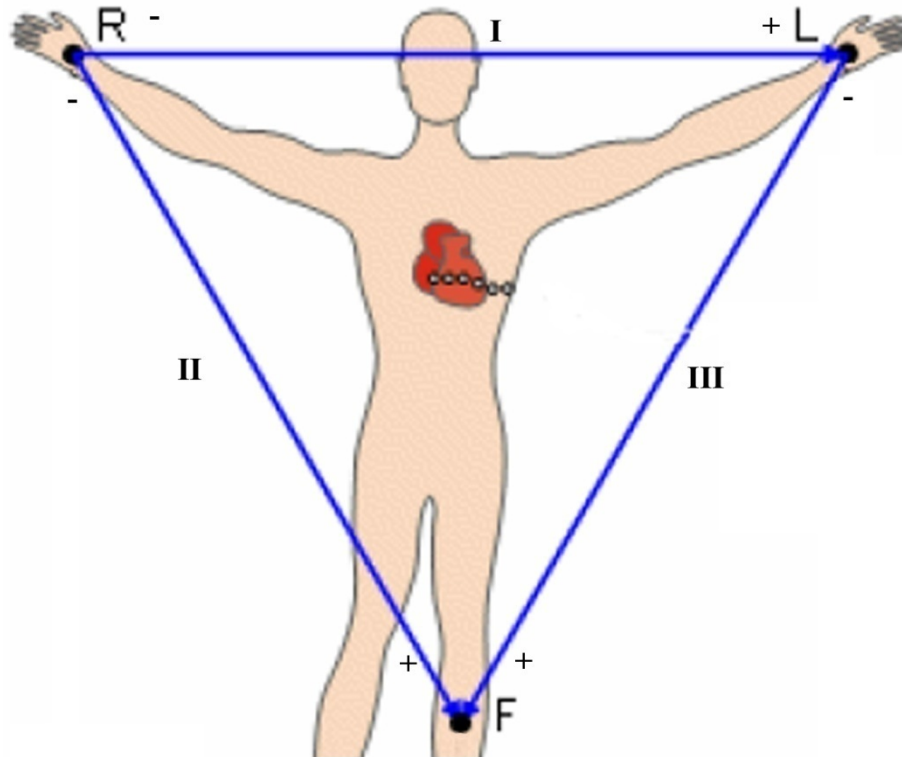
V běžném EKG záznamu se dnes pomocí elektrokardiografu registruje dvanáct svodů, které rozdělujeme do tří skupin (viz obrázek 5) [10]:

1. Bipolární **hlavní svody** (I, II, III).
2. Unipolární **Goldbergerovy svody** (aVL, aVR, aVF).
3. Unipolární **hrudní svody** (V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆).



Obrázek 5 – Svody EKG

Bipolární svody se registrují pomocí elektrod umístěných na končetinách. Elektrody jsou barevně označeny podle mezinárodních standardů. Elektroda červené barvy je umístěna na zápěstí pravé ruky, žluté barvy na zápěstí levé ruky. Nad kotník levé nohy se umísťuje zelená elektroda. Spojením těchto tří svodových míst dostaneme **Einthovenův trojúhelník** (viz obrázek 6). Černá elektroda na pravé noze slouží jako zemnicí svod.



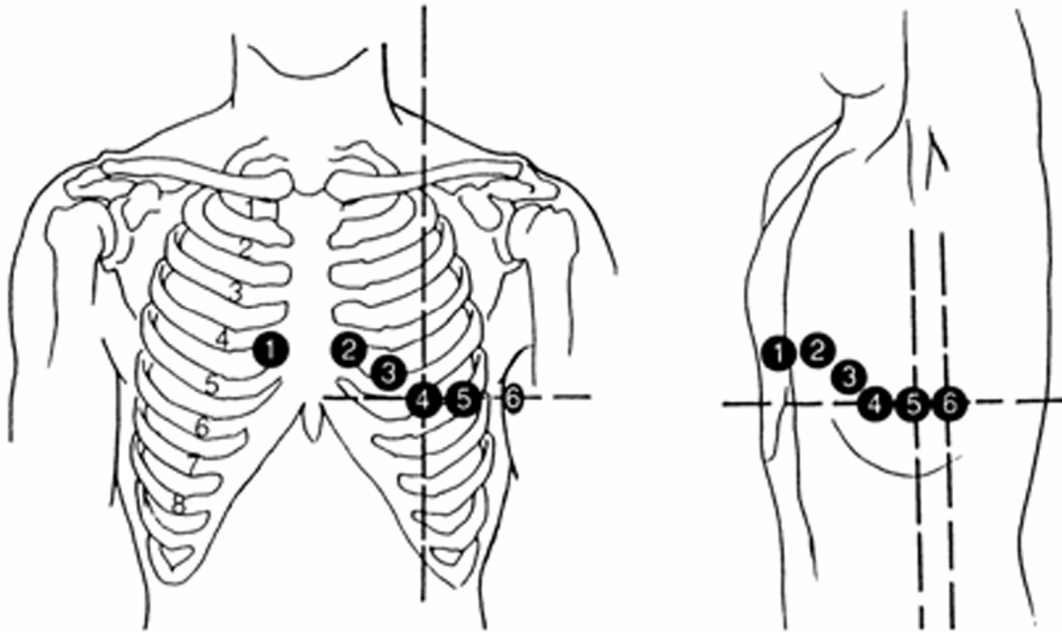
Obrázek 6 – Einthovenův trojúhelník

U unipolárních končetinových svodů se zapisuje potenciál jedné končetinové elektrody proti potenciálu dvou zbývajících končetinových elektrod spojených nakrátko. Tyto svody se značí aVR, aVL, aVF, kde symboly R, L a F značí pravou horní končetinu, levou horní končetinu a levou dolní končetinu (viz obrázek 5).

Unipolární hrudní svody zachycují potenciály z jednoho místa (diferentní elektroda) proti druhému místu (indiferentní elektroda), které má téměř nulový potenciál, jehož myšlený střed je zřejmě uprostřed srdce. Indiferentní elektroda je představována ústřední Wilsonovou svorkou, kterou získáme tak, že spojíme kabely končetinových svodů ve standardním uspořádání do jednoho bodu přes odpory o velikosti 5 k Ω .

Elektrody hrudních svodů jsou také barevně odlišeny a přikládáme je na tato místa (viz obrázek 7) [3]:

- V₁ – 4. mezižebří vpravo od sternu (červená barva).
- V₂ – 4. mezižebří vlevo od sternu (žlutá barva).
- V₃ – poloviční vzdálenost mezi V₂ a V₄ (zelená barva).
- V₄ – 5. mezižebří v levé medioklavikulární čáře (hnědá barva).
- V₅ – 5. mezižebří v levé přední axiální čáře (černá barva).
- V₆ – 5. mezižebří ve střední axiální čáře (fialová barva).



Obrázek 7 – Umístění elektrod hrudních svodů

Mimo standardních svodů se v některých případech používají ještě další. Například **jícnové svody**, kdy jsou elektrody umístěny v jícnu, co nejbližší srdečnímu svalu. Těto metody se využívá především při vyšetřování síňové aktivity. Pomocí **prstových svodů** je signál měřen mezi jednotlivými prsty na ruce. K nestandardním svodům patří také **hýžděové**, kde se pomocí dvou elektrod měří EKG během defekace.

Užívá se také různých modifikací registrace signálu EKG. **Holterovo vyšetření** je dlouhodobý (nejčastěji 24 nebo 48 hodin) záznam EKG, při kterém se registruje signál ze dvou nebo třech svodů. **EKG s vysokou rozlišovací schopností** je specializované vyšetření, kdy je sumací mnoha cyklů rozlišeno, zda jsou jemné změny přítomny trvale nebo zda jde o šum. Jedná se o vyšetření tzv. **pozdních potenciálů**, což jsou malé změny aktivace komor na konci QRS komplexu. Často se měří také tzv. **zátěžové EKG**, kdy se využívají většinou jen hrudní elektrody a pacient absolvuje zvyšující se zátěž např. na bicyklovém ergometru. Dalším užitím je tzv. **fetální EKG**, kdy je pořizován záznam ještě nenarozeného plodu. Registrace se provádí pomocí elektrod umístěných na těle matky nebo přímo z hlavičky plodu.

2.4 Rušení EKG signálu

Ideálního průběhu EKG signálu, tak jak je naznačen na obrázku 4, se ne vždy podaří dosáhnout. Ve snímaném signálu se mohou objevit některá z těchto rušení:

- Rytmické artefakty způsobené dýcháním.
- Artefakty spojené se svalovou kontrakcí během pohybu.
- Rušivé napětí z elektrovedné sítě.
- Elektroodový artefakt (pohyb pacienta, uvolnění elektrody).
- Změna napětí EKG signálu související s přemístěním elektrod.

- Změna polarity signálu související se záměnou elektrod.
- Tvarové změny EKG signálu související s činností vlastního řídicího systému srdce.
- Impulzy kardiostimulátoru (je-li tento implantován).

Mnohým z těchto rušení se dá předejít dodržáním správných postupů během samotného snímání signálu, ale i přesto se ve výsledném signálu často vyskytují tyto jevy:

- Dýcháním způsobený drift – zhruba do 2 Hz.
- Rušení z elektrovedné sítě, tzv. brum – 50 Hz.
- Myopotenciály – u klidového EKG od 100 Hz; u zátěžového EKG již od 5 Hz.

Pro další práci s takto rušeným signálem je nutná účinná filtrace. Obecně platí, že jakákoli filtrace vždy potlačuje spolu s nežádoucím rušením i část užitečného signálu, jde tedy vždy o nalezení určitého kompromisu, kdy je maximálně potlačeno rušení a minimálně užitečné složky.

Eliminace driftu nebývá většinou závažný problém, obvykle postačí filtrace signálu pomocí filtru typu horní propust (HP) s dolním mezním kmitočtem v rozsahu 0,5 Hz – 3 Hz, kde přesné nastavení závisí na konkrétním signálu.

Obdobná situace je u síťového rušení, kde se k jeho odstranění často používá filtr typu úzkopásmová zádrž (ÚPZ).

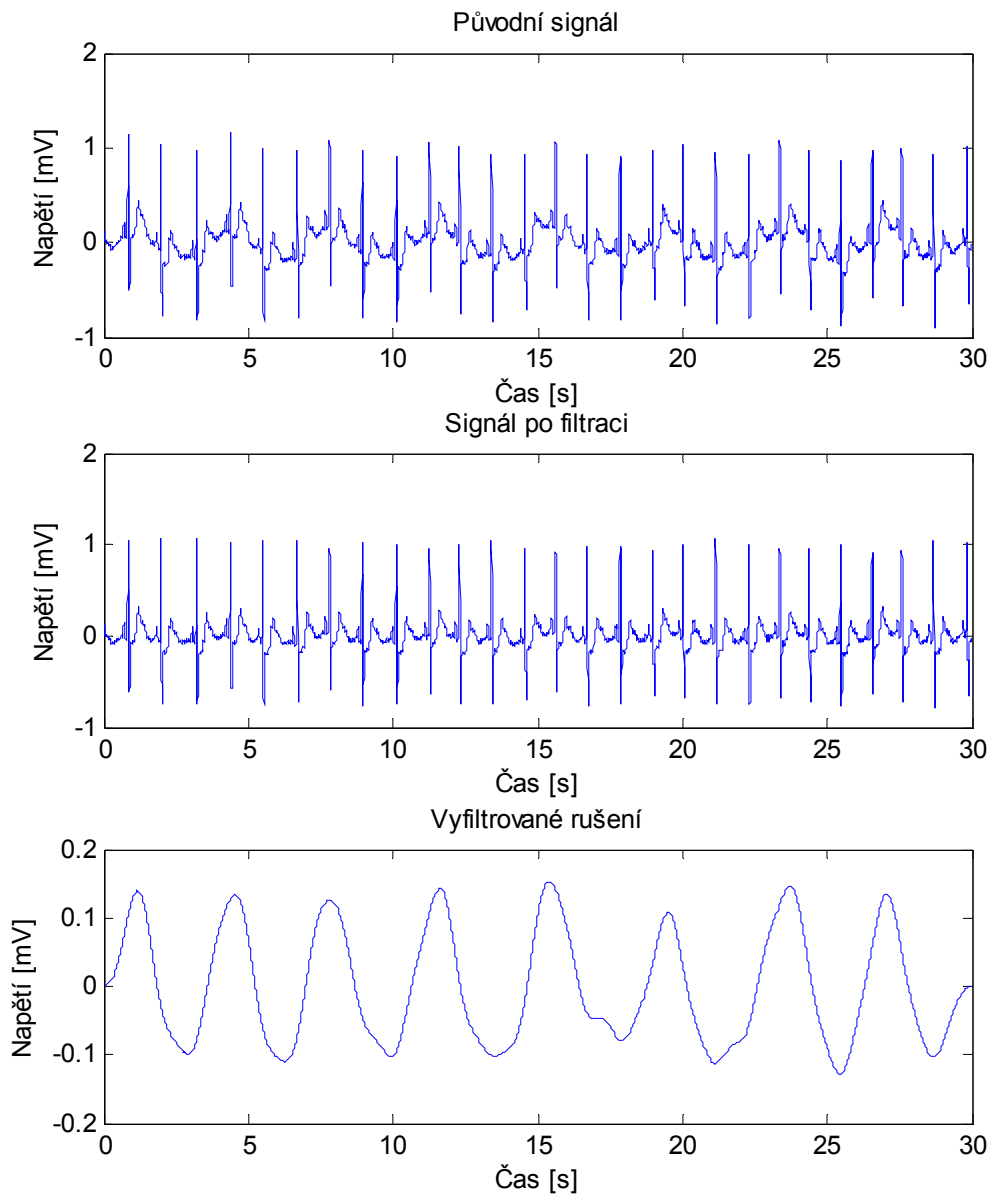
Rušení vlivem myopotenciálů bývá často největším problémem, a to zejména u zátěžového EKG, kdy jsou tyto příspěvky často přítomny v celém rozsahu užitečného spektra. K jejich účinnému odstranění je zapotřebí užití některé z pokročilých metod. V úvahu připadá filtrace s využitím vlnkových transformací nebo například algoritmy adaptivní filtrace [11].

Příklad EKG signálu rušeného driftem je vidět na obrázku 8 nahoře, konkrétně se jedná o prvních 30 sekund jednoho ze signálů zpracovávaných v této práci. Jde o druhý svod signálu e0147¹. Pro lepší názornost byla ze signálu odstraněna stejnosměrná složka.

Na stejném obrázku uprostřed je zobrazen tentýž úsek signálu po filtraci. Ta byla provedena v programu MATLAB pomocí navrženého filtru s konečnou impulsní odezvou (FIR – final impulse response) typu HP. Dolní mezní kmitočet filtru byl v tomto případě zvolen 0,5 Hz a řád filtru 500.

Odstraněné rušení je potom zobrazeno na obrázku 8 dole. Podle frekvence je patrné, že se jednalo o rušení způsobené dýcháním.

¹ Tímto způsobem jsou v práci označovány analyzované EKG signály. Jejich detailní popis je pak v tabulce 1 na straně 55.

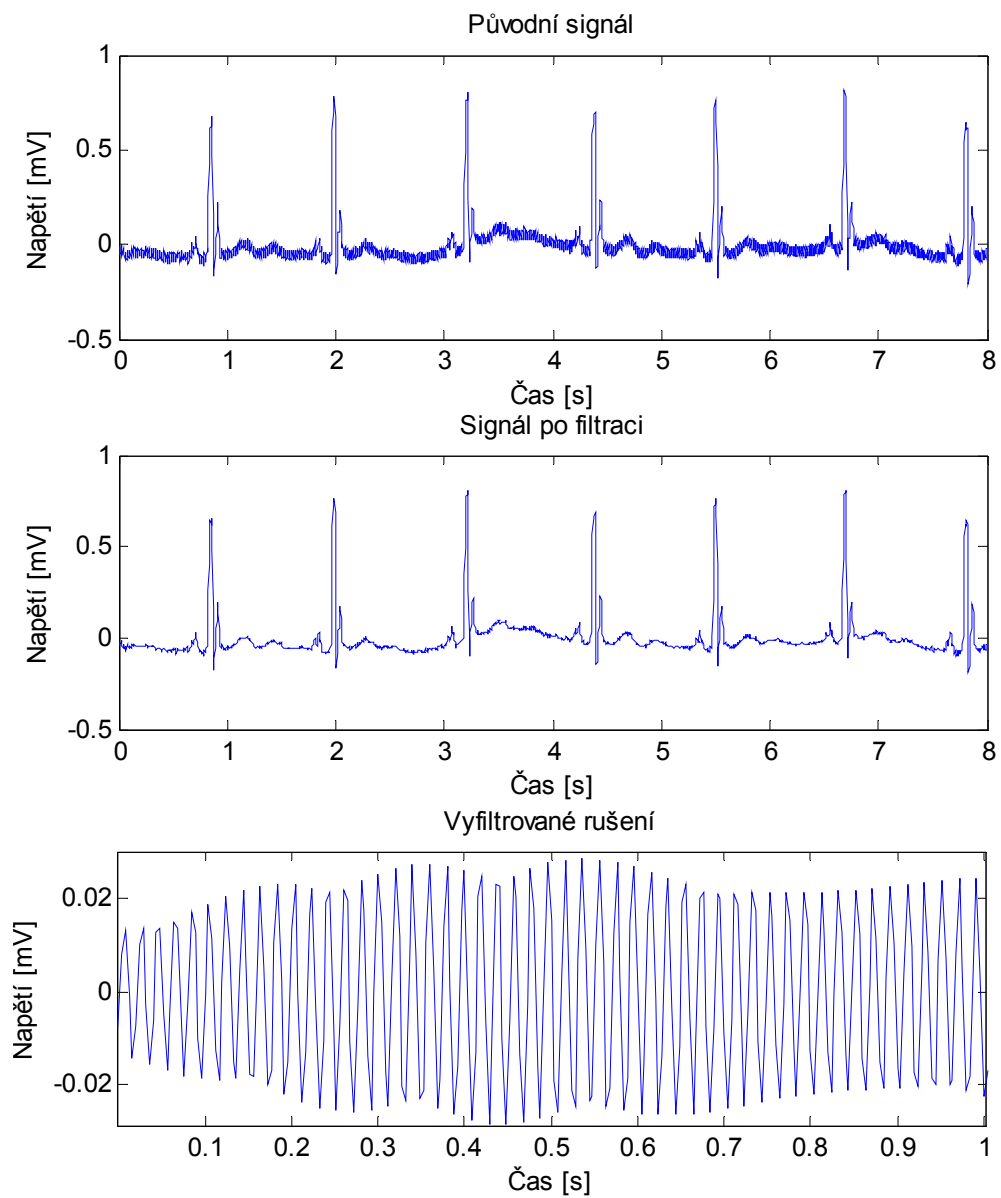


Obrázek 8 – EKG signál rušený driftem a jeho filtrace

Prvních 8 sekund z druhého svodu téhož signálu (e0147) je zobrazeno na obrázku 9 nahoře. V signálu je zřetelně vidět nežádoucí složka rušení z elektrovedné sítě. Ze signálu byl opět odstraněn stejnosměrný posuv.

Stejný úsek signálu po filtraci FIR filtrem typu pásmová zádrž (PZ) je vidět na obrázku 9 uprostřed. Mezní kmitočty filtru byly v tomto případě zvoleny 49 Hz a 52 Hz, řád filtru pak 500.

Na obrázku 9 dole je potom zobrazen časový průběh pouze první sekundy odstraněného rušení.



Obrázek 9 – EKG signál rušený signálem z elektroodné sítě a jeho filtrace

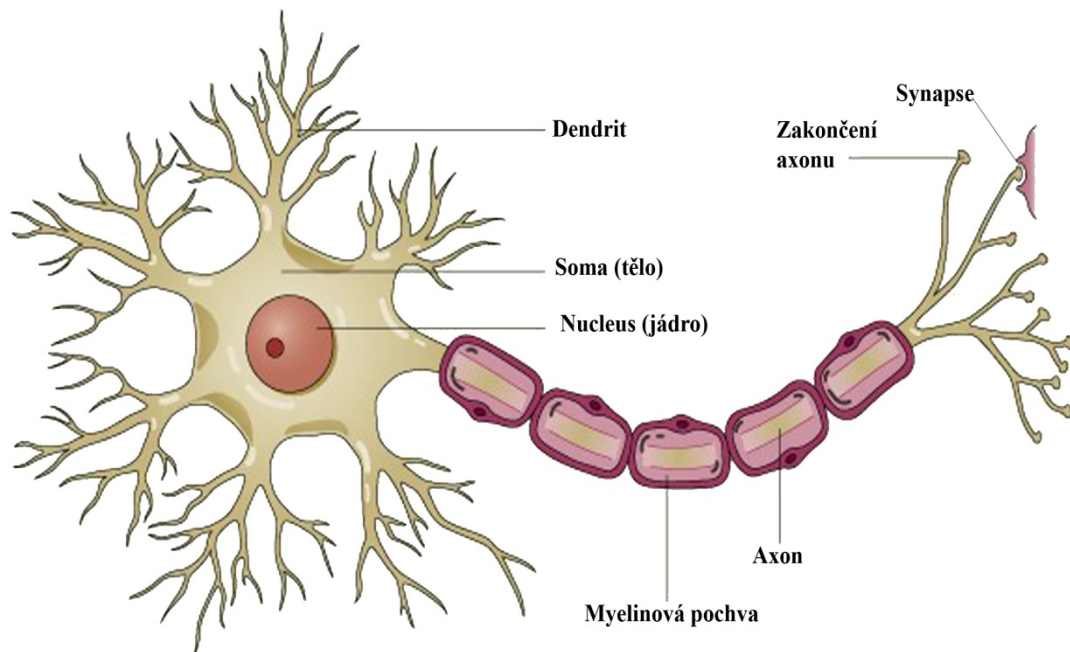
3 Neuronové sítě

V praktické části této práce je ke klasifikaci TWA využito algoritmů umělých neuronových sítí. Tato kapitola je teoretickým úvodem do této problematiky. Je zde popsán princip NS, jejich historie, rozdělení a vlastnosti jejich vybraných typů.

3.1 Historie neuronových sítí

Technické neuronové sítě zpočátku vznikaly jako jisté zjednodušené modely biologických NS. První náznaky teorie NS se objevily již v roce 1943, kdy vznikl první matematický popis biologického neuronu, základní stavební jednotky nervové soustavy (viz obrázek 10) [12]. Roku 1949 navrhl Donald Hebb na základě studií reálných nervových systémů pravidlo, které umožňuje tento jednoduchý neuron učit. V pozdějších letech se vývoj v této oblasti ubíral jen pozvolna, ale v roce 1962 vznikla propojením základních neuronů první neuronová síť. Od konce šedesátých let dvacátého století došlo k téměř dvacetileté stagnaci oboru neuronových sítí. Důvodem bylo především zjištění, že existují tzv. nenaučitelné elementární úlohy, tedy operace, které není možno pomocí NS realizovat, příkladem takové operace je realizace logické funkce exklusive-or [11].

Teprve začátkem osmdesátých let došlo opět v oblasti neuronových sítí k prudkému rozvoji, který trvá až do současnosti. Vlastnosti NS se ukázaly být perspektivní v oblastech automatického řízení, kybernetiky, umělé inteligence, při zpracování obrazu a řeči aj. [13].



Obrázek 10 – Popis biologického neuronu

3.2 Rozdělení neuronových sítí

Neuronové sítě se dělí podle několika kritérií [14].

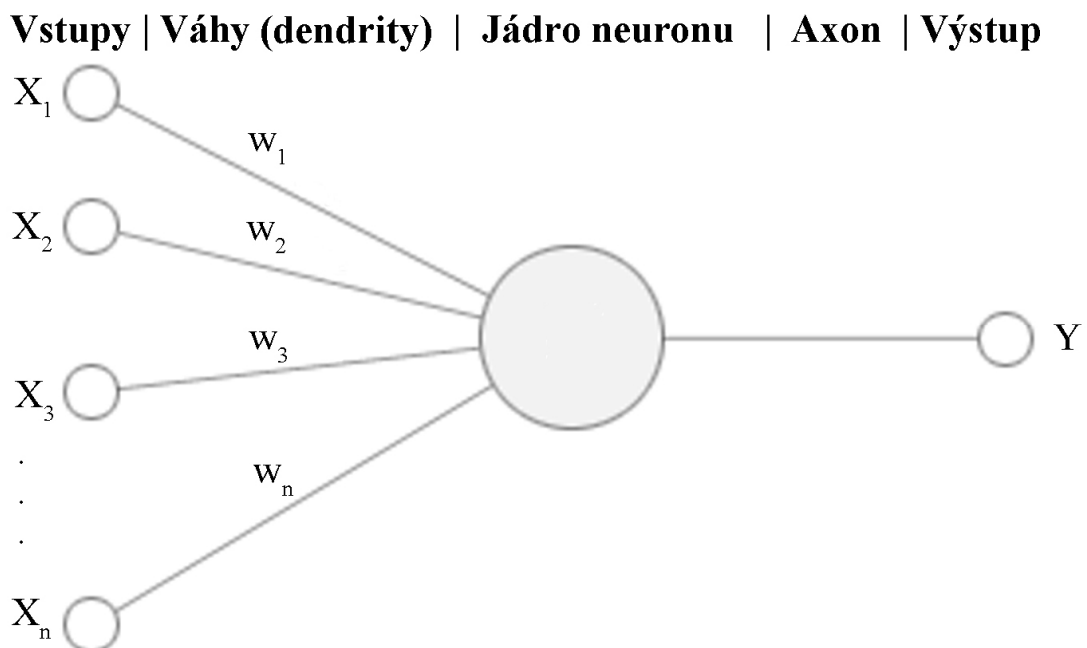
- **Podle počtu vrstev:**
 - Sítě s jednou vrstvou.
 - Sítě s více vrstvami.
- **Podle algoritmu učení:**
 - Učení s učitelem.
 - Učení bez učitele.
- **Podle stylu učení:**
 - S učením deterministickým.
 - S učením stochastickým.

3.3 Popis vybraných druhů neuronových sítí

3.3.1 Neuronové sítě se zpětným šířením chyby

Neuronové sítě se zpětným šířením chyby patří, navzdory svému názvu, mezi dopředné vícevrstvé sítě. Častěji se používá jejich anglický název back-propagation (BP). Díky své poměrně jednoduchosti, flexibilitě a adaptivitě patří tyto NS k nejpoužívanějším. Svůj název tyto sítě získaly podle způsobu učení, kterým jsou charakteristické.

Základním prvkem sítě je neuron (viz obrázek 11). Na obrázcích 10 a 11 je patrná analogie umělého neuronu s jeho biologickým vzorem.



Obrázek 11 – Model umělého neuronu

Umělý neuron tedy definujeme jako procesní prvek, který má obecně n vstupů a jeden výstup a je popsán vztahem, tzv. charakteristikou neuronu

$$y = f(\alpha), \quad (1)$$

kde α je tzv. aktivace neuronu.

$$\alpha = \sum_{i=1}^n w_i x_i - \mathcal{G}, \quad (2)$$

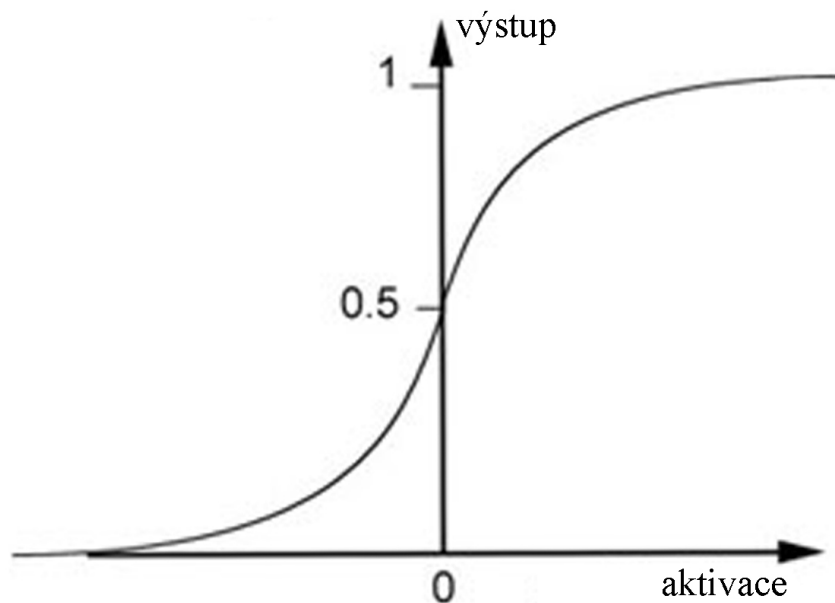
kde x_i značí vstupy neuronu, w_i jsou aktuální váhy a \mathcal{G} je aktuální práh neuronu. Pro zjednodušení se uvažuje: $w_0 = -\mathcal{G}$ a odpovídající fiktivní vstup $x_0 = 1$. Vztah (- 28 -) pak lze přepsat do podoby

$$\alpha = \sum_{i=0}^n w_i x_i. \quad (3)$$

Jako charakteristika neuronu (aktivační funkce) se využívá nejčastěji sigmoidní funkce popsané vztahem

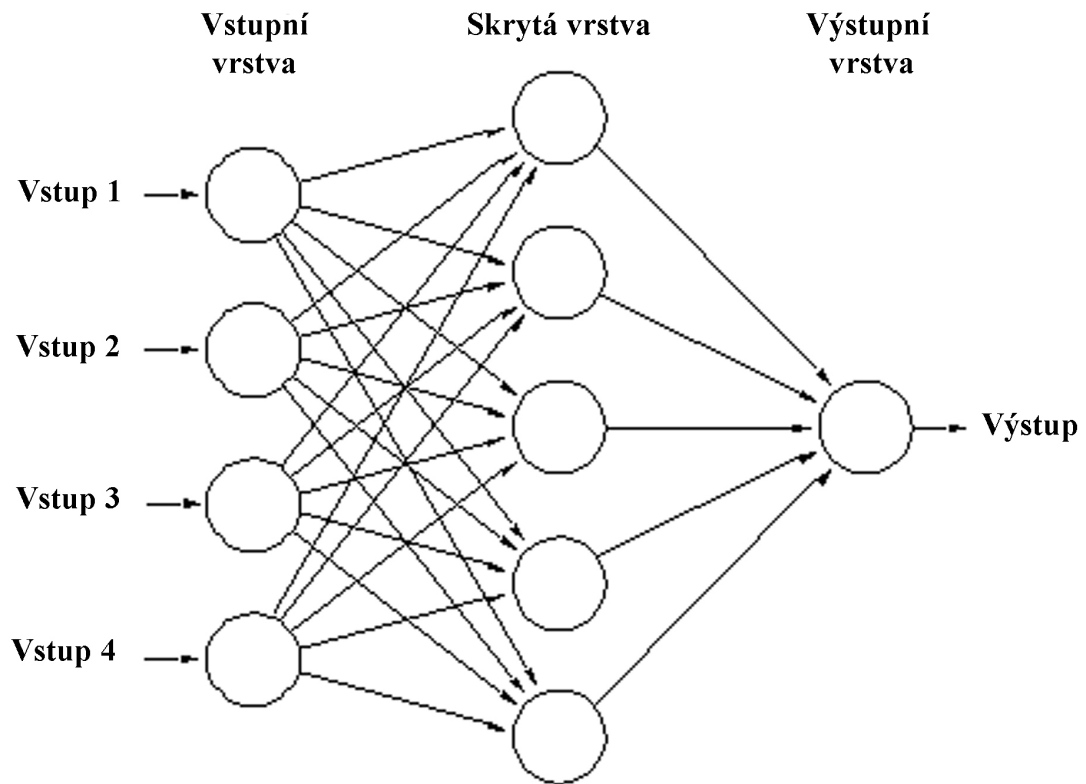
$$f(\alpha) = \frac{1}{1 + e^{-\frac{\alpha}{T}}}, \quad (4)$$

kde parametr T umožňuje měnit strmost přechodu funkce v okolí nuly. Tato funkce je spojitá a má spojitě derivace, což je nezbytný předpoklad pro použití v algoritmu učení sítí typu back-propagation. Průběh sigmoidní funkce je znázorněn na obrázku 12.



Obrázek 12 – Průběh sigmoidní aktivační funkce

Neurony jsou uspořádány do vrstev a ty pak tvoří výslednou topologii sítě (viz obrázek 13), kde je vždy vstupní a výstupní vrstva, případně vrstvy skryté. Ve většině případů se používá tzv. úplné propojení neuronů.



Obrázek 13 – Topologie sítě typu back-propagation

NS tohoto typu jsou typickým představitelem skupiny sítí využívajících tzv. učení s učitelem. To tedy znamená, že v procesu učení využívají vstupní vektory a k nim požadované výstupy z tzv. tréninkové množiny. Úprava vah všech vstupů u všech neuronů probíhá v každém kroku učení takto [11]:

- předložení vektoru \bar{x}_p síti a zjištění její odezvy \bar{y}_p ,
- výpočet chybového vektoru $\bar{e}_p = \bar{d}_p - \bar{y}_p$, kde \bar{d}_p je požadovaný výstup,
- výpočet rozpočtených chyb jednotlivých neuronů zpětným šířením chyb,
- oprava vektoru vah každého jednotlivého neuronu lokálně podle δ - pravidla s využitím známé aktivity tohoto neuronu při ukázaní \bar{x}_p síti.

Vztah pro výpočet chyby na výstupu j -tého neuronu $n-1$ vrstvy je

$${}^{n-1}e_p = \sum_{j=1}^M \left[{}^n e_p f'({}_j^n \alpha_p) {}_j^n w_i \right], \quad (5)$$

kde n značí vrstvu, M počet neuronů v n -té vrstvě a i je index neuronu, na jehož výstupu chybu počítáme.

Zmíněné δ - pravidlo je realizace vztahu

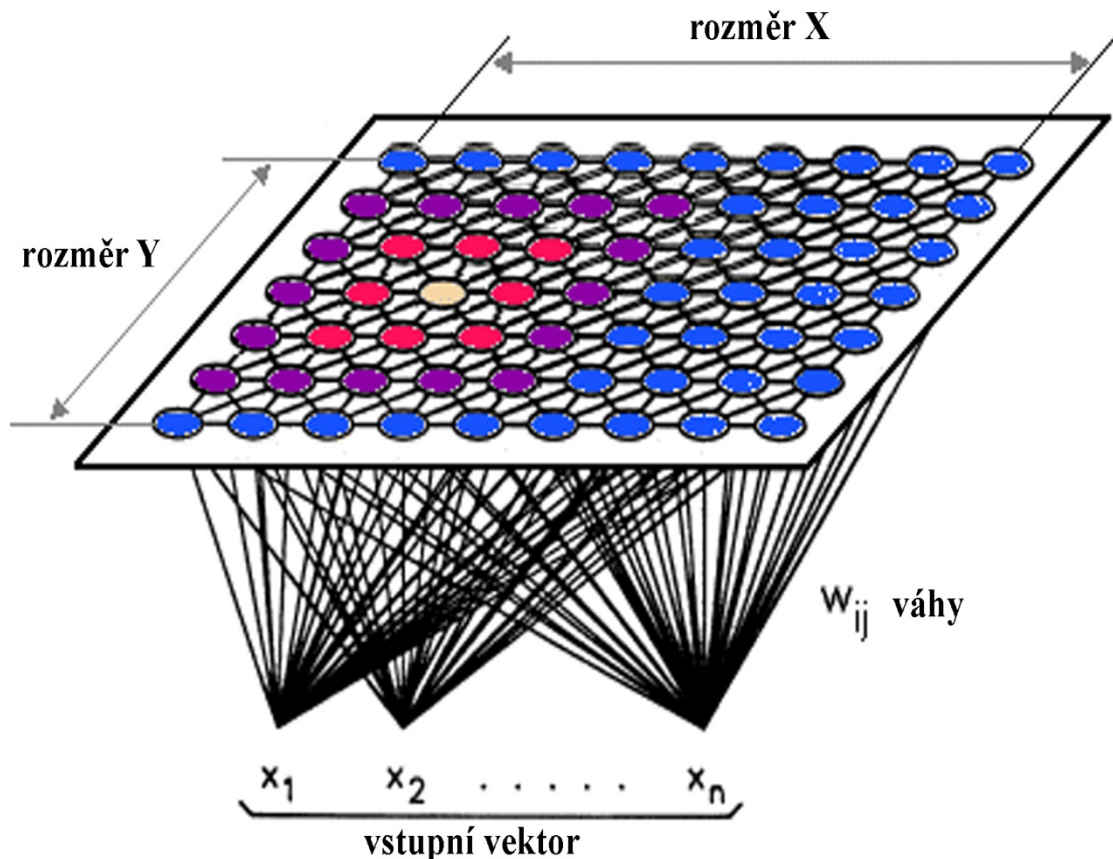
$${}^n\bar{w}_i(t+1) = {}^n\bar{w}_i(t) + 2\mu f'({}^n\alpha_p) {}^n e_p {}^{n-1}\bar{y}_p, \quad (6)$$

kde konstanta μ je učební krok a ${}^{n-1}\bar{y}_p$ je výstup z předchozí vrstvy.

3.3.2 Kohonenova neuronová síť

Kohonenovy sítě neboli samoorganizující se mapy (SOM – Self Organizing Maps) patří mezi sítě s učením bez učitele. To znamená, že pro své nastavení nepotřebují znát ideální cílové vzory, jejichž získání může být problémem. Síť sama ve vstupních datech nalezne společné znaky nebo odlišnosti, sama se rozhodne, která odezva je pro daný vzor nejlepší, a podle toho nastaví své váhy. K učení tak stačí jen dostatečně velká skupina vstupních vzorů.

Princip tohoto druhu sítí se opírá o základní myšlenku, která vychází z poznatku, že lidský mozek používá pro uchování informace vnitřní prostorovou reprezentaci dat. Tím je dána také topologie samoorganizujících se map. Typické uspořádání lze vidět na obrázku 14 [15].



Obrázek 14 – Topologie samoorganizujících se map

Na první pohled jsou patrné rozdíly oproti vícevrstevné síti typu BP. Mimo počtu vrstev je zásadní rozdíl i v uspořádání. Zde nejsou neurony spojeny každý s každým, ale pouze se sousedními. Počet vstupů je zde vždy roven počtu výstupů. Typickým znakem je také to, že zde neurony nemají přenosovou (aktivační) funkci, ale pouze přepočítávají vzdálenosti od vstupního vzoru ke vzoru, jenž je kódován ve vahách daného neuronu. Pro výpočet této vzdálenosti platí vztah

$$d_j = \sum_{i=0}^{N-1} [x_i(t) - w_{ij}(t)]^2, \quad (7)$$

kde $x_i(t)$ jsou jednotlivé elementy vstupního vzoru $X(t)$ a $w_{ij}(t)$ jsou váhy mezi i -tým vstupem a j -tým neuronem.

Kohonenova síť se v procesu učení snaží uspořádat neurony do určitých oblastí tak, aby byly schopny klasifikovat předložená vstupní data. Jednotlivé kroky v procesu tvoření a trénování sítě jsou následující [11], [14].

- Inicializace. Nastavení všech vah na malé náhodné počáteční hodnoty. Rovněž nastavení učebního kroku $\mu(0)$ na hodnotu blízkou 1.
- Předložení vzoru.
- Výpočet vzdálenosti vzorů nebo také podobnosti d_j mezi předloženým vzorem a výstupními neurony podle vztahu (7).
- Výběr nejbližšího neuronu j^* , který splňuje podmínku

$$d_{j^*} = \min_j (d_j). \quad (8)$$

- Přizpůsobení vah pro daný neuron j^* a jeho okolí $N_{j^*}(t)$, tj. pro všechny neurony ležící uvnitř tohoto okolí podle následujícího vztahu
- $$w_{ij}(t+1) = w_{ij}(t) + \mu(t) [x_i(t) - w_{ij}(t)]. \quad (9)$$

- Pokračování učícího procesu. Proces pokračuje předkládáním dalších vzorů, dokud nedosáhneme požadované přesnosti nebo dokud nevyčerpáme všechny vzory.

4 TWA

V této kapitole je popsán fenomén TWA, historie této metody a je zde také pojednáno o vybraných způsobech měření a vyhodnocení TWA.

4.1 Historie a stručný popis metody

Objev TWA je spojen s prvními elektrokardiografickými testy v roce 1909. Nicméně až do počátku osmdesátých let minulého století byl jev TWA považován spíše za těžko zjištělnou kuriozitu.

Spojitosť mezi TWA a vysokou úmrtností byla objevena v roce 1982. Skutečnost, že může být alternace vlny T použita jako užitečný ukazatel náchylnosti k ventrikulární arytmii, byla prokázána v roce 1984. K prudkému rozvoji hledání a vyhodnocování alternací dochází až počátkem druhé poloviny devadesátých let.

TWA odráží fluktuaci vlny T v EKG obrazu tep od tepu a je spojena s disperzí repolarizace a s mechanismy NSS. Tep od tepu se vyhodnocují alternace tvaru, amplitudy nebo časování vlny T. V obrazu EKG se TWA projevuje v poměru 2:1, což znamená, že dochází ke změnám podle „a-b-a-b-a“ vzorce (viz obrázek 15). Mechanismem zodpovědným za TWA jsou dynamické změny repolarizační sekvence, způsobené změnou trvání akčního napětí, často spojené s dlouhými Q-T intervaly nebo alternacemi časového průběhu repolarizace [16].

TWA v zásadě můžeme rozdělit na dvě skupiny – viditelné alternace a změny v řádech mikrovoltů, pouhým okem neviditelné, tzv. **MTWA** (micro T-wave alternans). Na obrázku 15 je nahoře zobrazen EKG záznam, kde viditelné TWA přecházejí v komorovou fibrilaci, ve spodní části obrázku 15 je vidět EKG záznam s přítomností MTWA.

Další možné rozdělení je na **trvalou** a **dočasnou TWA** [16]. V prvním případě se jedná o významnou alternaci, která je přítomna více než jednu minutu minimálně v jednom ortogonálním svodu nebo minimálně ve dvou upravených hrudních svodech. Má spojitý nárůst i pokles s tepovou frekvencí a je konzistentně přítomna nad pacientovým specifickým prahem srdečního rytmu.

Dočasná TWA je přítomna méně než jednu minutu, a to většinou pod specifickým prahem srdečního rytmu.



Obrázek 15 – Viditelné TWA a komorová fibrilace a záznam EKG s MTWA

4.2 Způsoby snímání EKG pro vyhodnocení TWA

TWA se objevuje při zrychlené TF, přitom u nemocných se strukturálním postižením srdce se TWA objevuje již v méně zvýšených frekvencích než u zdravé populace. Z těchto důvodů se TWA měří při vyšší TF, než je klidová hodnota, ale ne při tak vysokých frekvencích, které by byly zdrojem falešně pozitivních výsledků TWA [17].

Pro měření TWA lze použít klasickou svodovou techniku popsanou v kapitole 2.3, musí být ale zajištěno zvýšení TF. Toho lze dosáhnout přímou stimulací srdečního svalu nebo užitím farmakologické zátěže.

Další možností je měření EKG při fyzické zátěži (viz kapitola 2.3) s užitím bicyklového ergometru nebo běžeckého pásu. V tomto případě je měření zatíženo přítomností svalového šumu, který degraduje měření (viz kapitola 2.4). Možnost eliminace tohoto šumu už během snímání poskytují do jisté míry vícesegmentové elektrody [9].

Dnes se z těchto postupů k vynucení vyšší TF uplatňuje nejčastěji kardiostimulace, která snižuje neurčitě výsledky a brání kolísání frekvence, které může hodnoty TWA zvyšovat [17].

4.3 Metody vyhodnocení TWA

Existuje několik přístupů k analýze EKG signálu za účelem detekce TWA. V této kapitole je pojednáno o základních, často užívaných metodách.

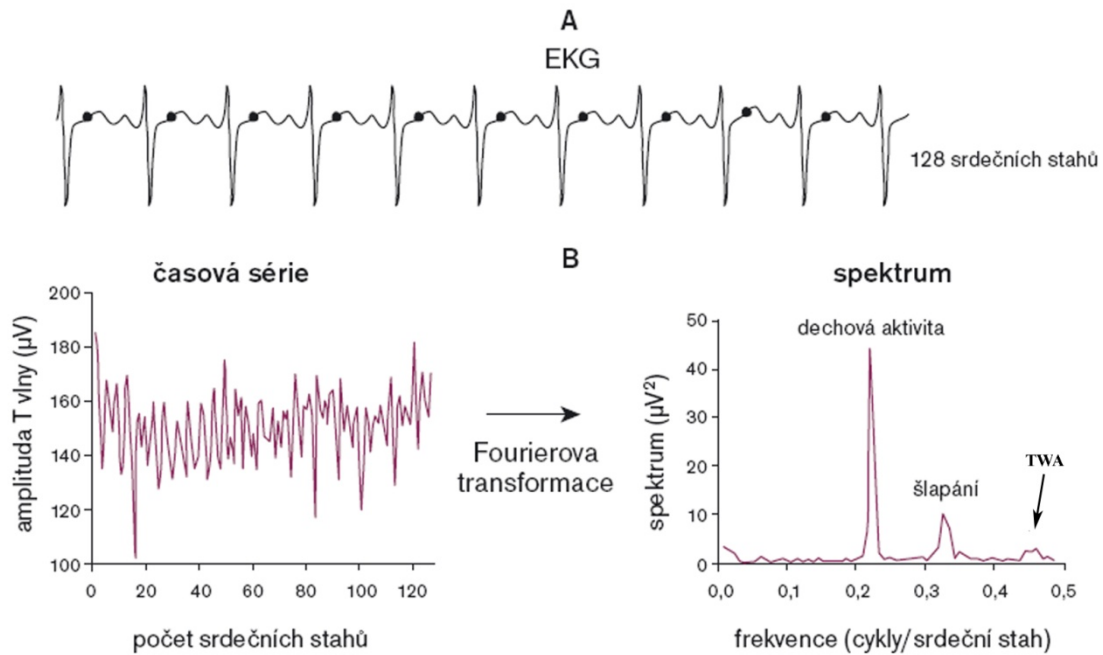
4.3.1 Spektrální metoda

Nejrozšířenější metodou pro měření a analýzu TWA je metoda spektrální analýzy kontrolované zvýšené srdeční frekvence. Spektrální analýza pracuje s TWA jako se signálem navýšeným na každou vlnu T [17]. Pokud bychom průběh po sobě jdoucích vln T navrstvili nad sebe, alternace vln T budou stah od stahu oscilovat dolů nebo nahoru. Rychlá Fourierova transformace (FFT – Fast Fourier Transform) provádí spektrální sumaci všech bodů vlny T a jejich srovnáním pak definuje velikost alternace. Tyto oscilace odlišuje od respiračních modulací a přídatného spektrálního šumu, ve výsledku pak napěťově kvantifikuje tuto TWA.

Na obrázku 16 je znázorněno hodnocení alternace T-vlny při zátěžové bicyklové ergometrii metodou spektrální analýzy. Přístroje, které se používají pro vyšetření TWA, využívají nejčastěji tento algoritmus. Nejprve provedou zesílení vektorového záznamu 128 komplexů v řadě. Každá vlna T je měřena ve stejném čase vztaženém ke komplexu QRS (viz obrázek 16). Spektrum je počítačově zpracováno za použití metody Fourierovy transformace (FT – Fourier Transform). Protože takto vzniklé spektrum je tvořeno hodnotami získanými amplitudou vlny T za každým komplexem QRS, výsledek je udáván v jednotkách cykly/srdeční stah (viz obrázek 16). Hodnoty spektra na relativní frekvenci 0,5 cyklů / srdeční tep ukazují hladinu TWA, zatímco hodnoty spektra na relativní frekvenci 0,22 cyklů / srdeční tep ukazují vrchol frekvence dechové aktivity a na relativní frekvenci 0,32 cyklů / srdeční tep se odráží vrchol frekvence šlapání na ergometru.

Jako pozitivní je definována TWA, která trvá déle než 1 minutu s napětím o velikosti minimálně 1,9 μV a tzv. *k-score* $> 3,0$, což je poměrové číslo určující míru významnosti TWA k šumu v pásmu relativní frekvence 0,44 až 0,49 cyklů / srdeční tep. Vše je podmíněno srdeční frekvencí nižší než 110 tepů za minutu. Pozitivní TWA je dále podmíněna také přítomností méně než 10 % nehodnotitelných komplexů a hodnotou spektrálního šumu nižší než 2 μV .

Jako negativní je hodnocena TWA v případě nepřítomnosti pozitivní TWA po celou dobu od dosažené frekvence vyšší než 105 tepů za minutu. Všechny ostatní výsledky jsou hodnoceny jako neurčitě. Jako neurčitá TWA by měla být označena i alternace pocházející z ektopických stahů – extrasystol [17].



Obrázek 16 – Hodnocení TWA při zátěžové bicyklové ergometrii metodou spektrální analýzy

4.3.2 Analýza TWA v časové oblasti

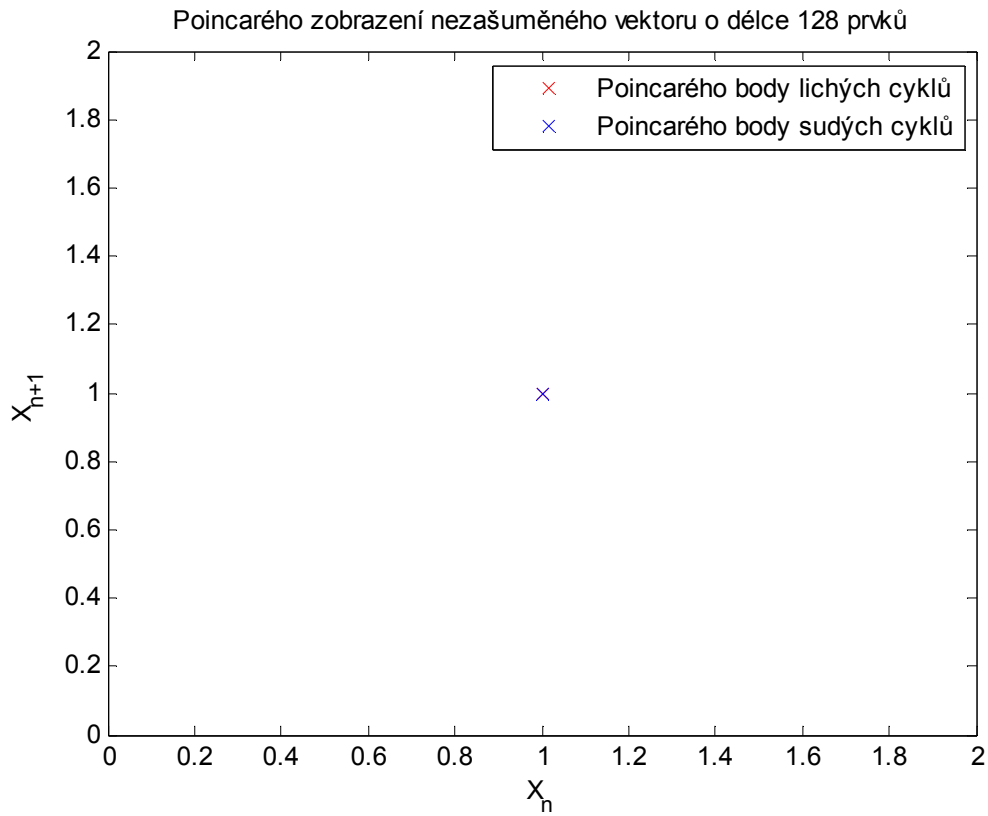
Časová analýza TWA vlastně zahrnuje odečítání sudých vln T od lichých ve většině komerčně vyráběných přístrojů. Tento typ analýzy je schopen měření i v kratším čase, než je tomu u spektrální analýzy, a uskutečňuje se při ambulantním monitoringu.

Doposud však chybí přesná diagnostická kritéria a není ani jasná senzitivita tohoto vyšetření, neboť při srovnání časové analýzy se spektrální analýzou byla při prvně jmenované velikost TWA větší [17].

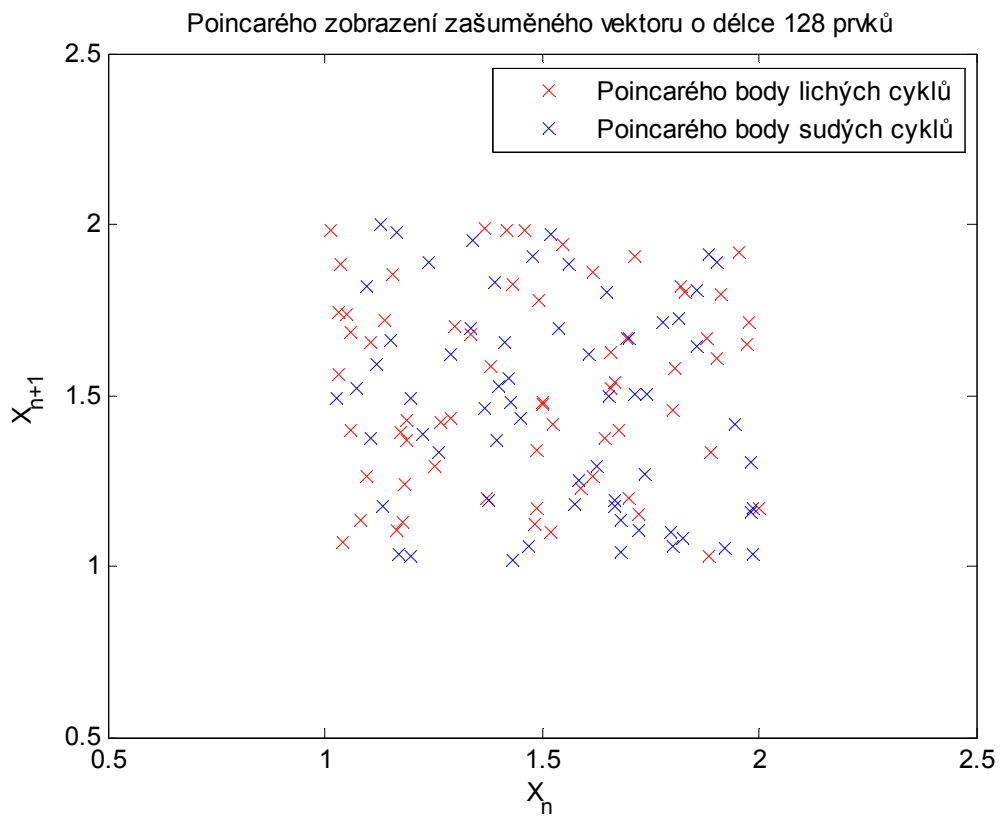
4.3.2 Poincarého zobrazení

Poincarého zobrazení je metoda určená pro analýzu dynamických systémů vykazujících periodické nebo kvaziperiodické chování [9]. Vlastní metoda spočívá v zobrazení lichých členů myšlené posloupnosti na osu x a sudých členů této posloupnosti na osu y. Například vektor, ve kterém by byla hodnota všech jeho členů přesně shodná (např. číslo 1), by se touto metodou zobrazil jako jediný bod (viz obrázek 17). Pokud bychom ve stejném vektoru uvažovali šum, výsledkem zobrazení by byl shluk bodů, jejichž rozptyl by byl přímo úměrný aditivnímu šumu (viz obrázek 18).

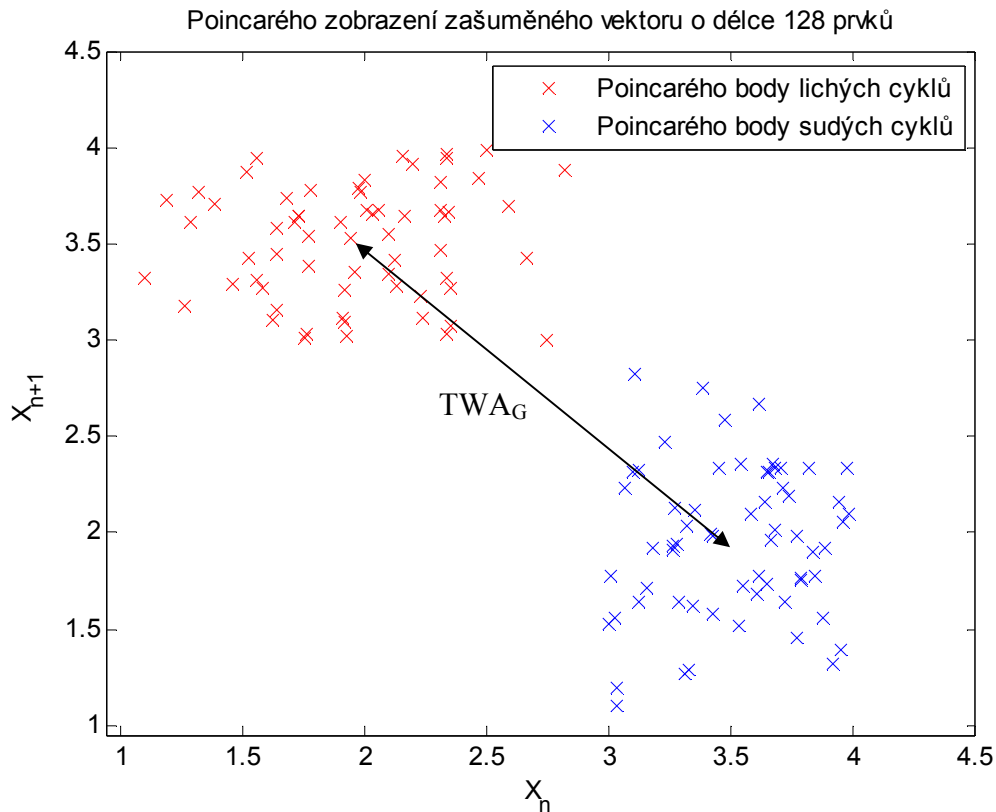
V případě výskytu určité periodické změny, např. nahrazením všech sudých členů vektoru větším číslem (např. číslem 3), budou ve výsledku patrné dva shluky (viz obrázek 19). Rozptyl jejich bodů bude úměrný aditivnímu šumu a vzdálenost těžišť obou shluků potom rozdílům mezi lichými a sudými členy.



Obrázek 17 – Poincarého zobrazení nezašuměné posloupnosti čísel 1



Obrázek 18 – Poincarého zobrazení zašuměné posloupnosti čísel 1



Obrázek 19 – Poincarého zobrazení zašuměné posloupnosti čísel 1, 3, 1, 3...

Při vhodné reprezentaci T-vln v EKG signálu určitými body lze jejich posloupnost, resp. posloupnost jejich rozdílů, zobrazit právě touto metodou a využít ji tak k detekci TWA. V případě přítomnosti výrazné a pravidelné alternace se ve výsledném obrazu utvoří dva shluky (podobně jako na obrázku 19), vzdálenost jejich těžišť pak bude úměrná přítomné TWA.

4.3.3 Využití umělé inteligence

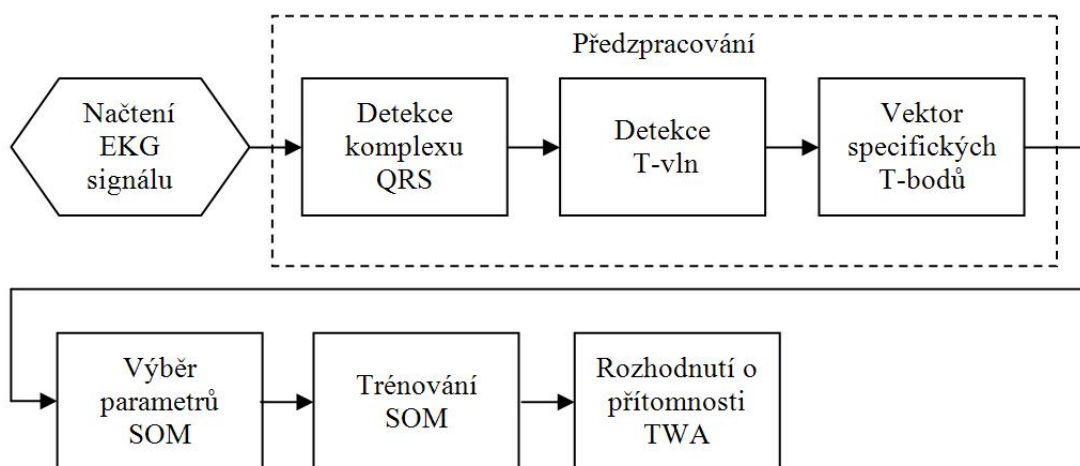
Z poznatků uvedených v kapitolách 3.3.2 a 4.3.2 vyplývá možnost využití SOM k detekci TWA. Jako vstup pro neuronovou síť poslouží právě Poincarého zobrazení posloupnosti vhodně reprezentovaných T-vln.

Během procesu učení pak bude neuronová síť sledovat pravidelnosti v tomto zobrazení a při vhodně zvolené topologii nastaví váhy tak, že umístí neurony do center přítomných shluků.

Tohoto přístupu je využito i v této práci a konkrétní řešení bude rozebráno v následujících kapitolách.

5 Program na detekci TWA

Program na detekci TWA vytvořený v rámci této diplomové práce je realizací řešení popsaného blokovým schématem na obrázku 20. Program pracuje s EKG signály z veřejné internetové databáze [18], konkrétně pak z evropské ST-T databáze určené k vývoji algoritmů na analýzu S-T segmentu a T-vln.



Obrázek 20 – Blokové schéma programu na detekci TWA

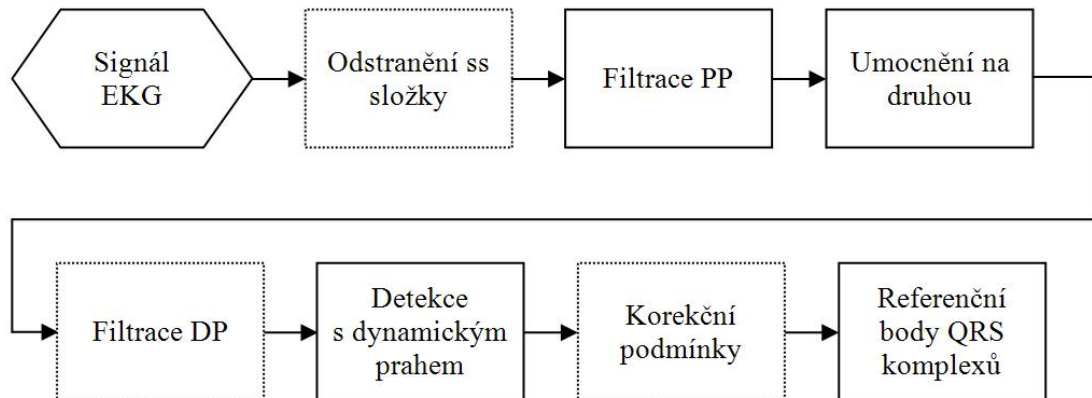
Před vstupem do neuronové sítě musí být signál náležitě předzpracován. V tomto případě to obnáší detekci QRS komplexů, detekci vlastních T-vln a jejich reprezentaci vektorem specifických bodů.

5.1 Detekce QRS komplexu

Obecně lze činnost detektorů QRS komplexu rozdělit na část předzpracování a na část rozhodování. Činnost obou částí vzájemně souvisí a výsledná kvalita detektoru je dána jejich součinností.

Blok předzpracování standardně obsahuje souhlasný filtr zvýrazňující oblast právě komplexu QRS. Toho lze dosáhnout dobře navrženým filtrem, který je ve frekvenční oblasti definován jako pásmová propust s maximálním přenosem typicky na frekvenci v intervalu 15 Hz až 20 Hz. Blok rozhodování potom vyhodnocuje maxima odpovídající R-vlně v komplexu QRS. Detekční hladina může být statická, nebo se v průběhu detekce dynamicky měnit.

Program na detekci TWA využívá QRS detektoru, který odpovídá blokovému schématu na obrázku 21.



Obrázek 21 – Blokové schéma QRS detektoru

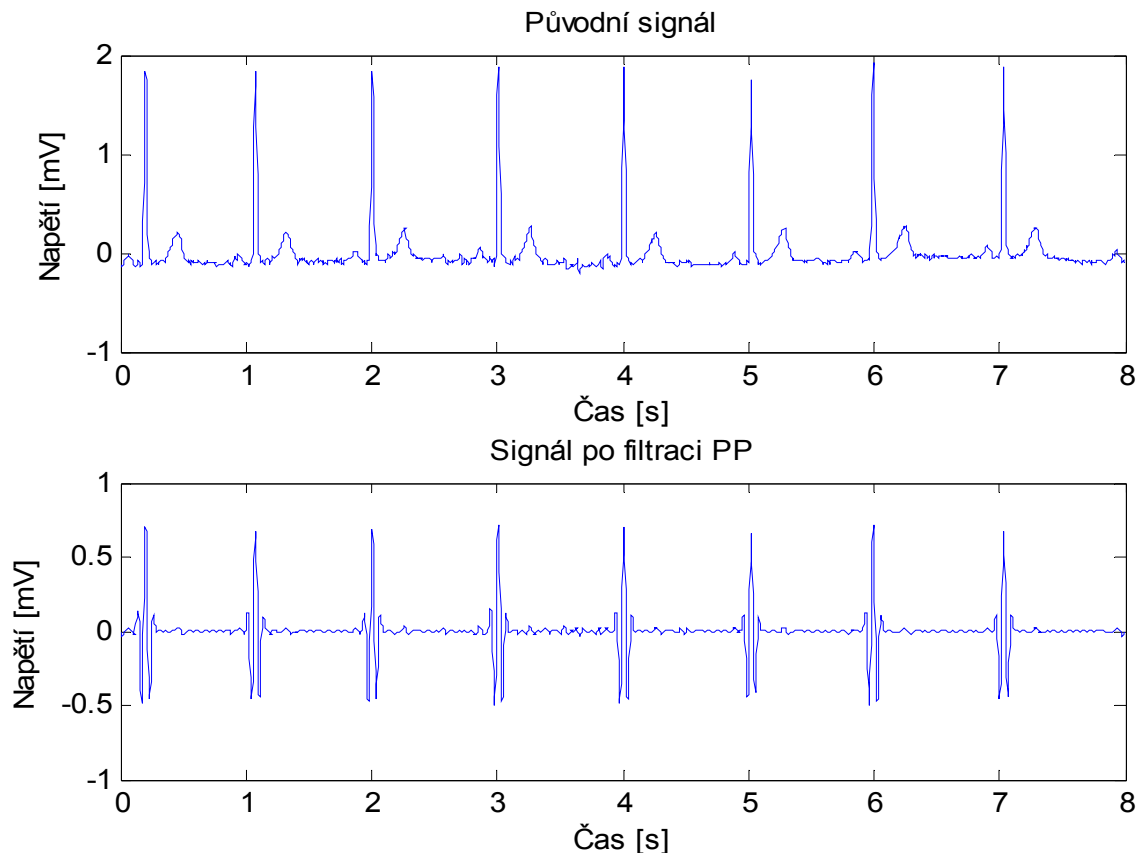
Z EKG signálu je nejprve odstraněna stejnosměrná složka. Pomocí FFT je signál převeden z časové do frekvenční oblasti, zde je nulována první spektrální čára a pomocí zpětné rychlé Fourierovy transformace (IFFT – Inverse Fast Fourier Transform) je uskutečněn převod zpět do časové oblasti. Jak je naznačeno v blokovém schématu, tento krok je volitelný. Tato operace může být v případech některých signálů nadbytečná, neboť stejnosměrnou složku dostatečně potlačí filtrace pásmovou propustí a realizace dopředné a zpětné FT pak znamená jen vyšší nároky na výpočetní výkon. V některých případech je ovšem přítomnost stejnosměrné složky natolik významná, že k jejímu dostatečnému potlačení by bylo zapotřebí vícenásobné filtrace. U takových signálů je pak vhodnější eliminovat stejnosměrnou složku výše uvedeným postupem.

Cílem následujícího kroku je potlačení všech složek signálu nespádajících do oblastí QRS komplexů. Vhodně navrženým filtrem typu PP jsou tak eliminovány jednak příspěvky jiných fyziologických vln signálu (viz kapitola 2.2), ale také případné rušení (viz kapitola 2.4). Příklad originálního a filtrovaného EKG signálu (první svod e0103) je na obrázku 22. V tomto případě byl použit filtr s mezními kmitočty 11 Hz a 21 Hz a řádem 50. Při práci s programem je možno tyto parametry nastavit.

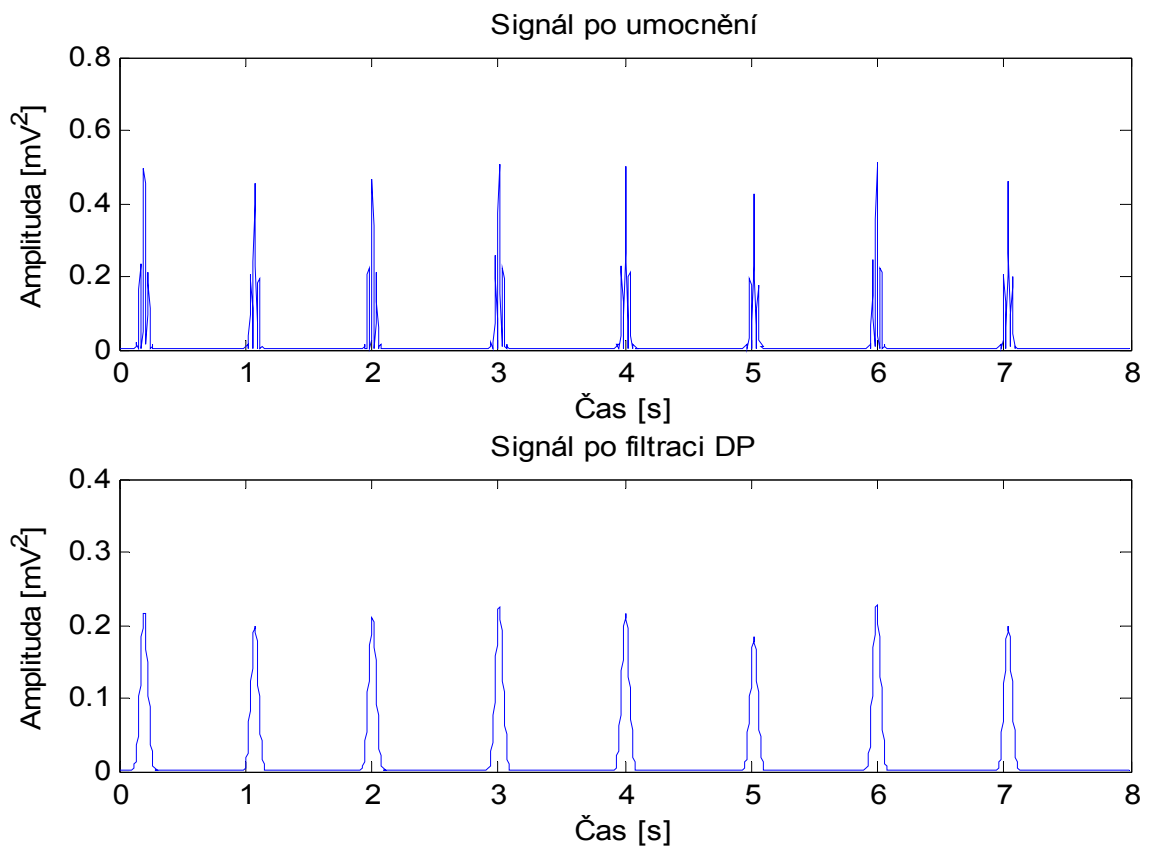
V dalším kroku jsou vzorky umocňovány na druhou, dojde tak k zvýraznění oblastí QRS komplexů. Výsledek této operace je vidět na obrázku 23.

Poslední blok části předzpracování je také volitelný. Jedná se o FIR filtr typu dolní propust (DP). Jeho výstupem (viz obrázek 23) je obálka signálu, který do něj vstupuje.

Signál v této podobě je už připravený pro vstup do rozhodovací části QRS detektoru. Zde jsou určována lokální maxima odpovídající špičkám R-vln původního signálu. Nejprve je proveden tzv. nástřel, kdy je z prvních 2 sekund signálu určena počáteční hodnota detekční hladiny (DH), a to jako třetina maximální hodnoty signálu v tomto intervalu. Jako referenční body nalezených komplexů jsou tedy určena lokální maxima nacházející se nad touto hladinou. Detekční hladina se dynamicky mění, a přizpůsobuje se tak charakteru signálu v právě analyzovaném úseku.



Obrázek 22 – Úsek originálního signálu EKG a tentýž úsek po filtraci FIR filtrem typu PP



Obrázek 23 – Úsek signálu EKG po umocnění a po filtraci FIR filtrem typu DP

Výpočet aktuální hodnoty DH probíhá podle vztahu:

$$DH = N_{\max} + \frac{1}{4}(QRS_{\max} - 2 \cdot N_{\max}), \quad [\text{mV}] \quad (10)$$

kde N_{\max} je maximální hodnota šumu v naposledy nalezeném R-R intervalu, tedy maximální hodnota signálu pod detekční hladinou a QRS_{\max} je poslední nalezené maximum. Program umožňuje detekci jednak ve spojitém režimu, kdy je DH počítána pro každý nalezený komplex v celém rozsahu signálu, nebo detekci v oknech volitelné délky. Prvně jmenovaná metoda je výpočetně a časově náročnější, ale při použití druhé metody hrozí riziko falešně negativních detekcí na rozhraní oken. Tento nedostatek musí být v následující fázi odstraněn vhodnou korekcí.

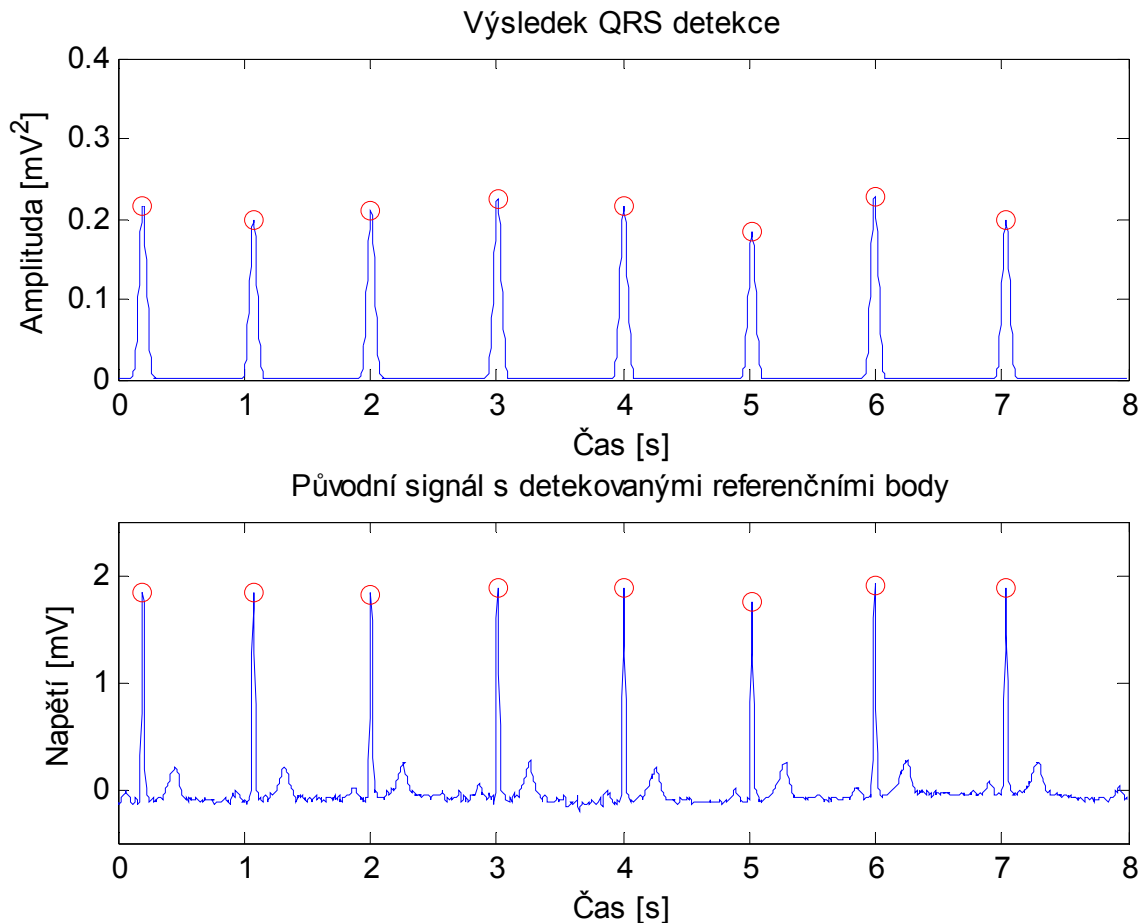
V poslední fázi je možno na signál s detekovanými komplexy aplikovat tzv. korekční podmínky:

- **1. podmínka** – Pokud jsou dva extrémy od sebe vzdáleny méně než 200 ms, ponechá se pouze větší z extrémů.
- **2. podmínka** – Je-li vzdálenost dvou extrémů v rozmezí 200 ms až 300 ms, je pouze první extrém považován za nový komplex QRS, pokud hodnota druhého extrému leží v rozsahu $\pm 40\%$ hodnoty prvního.
- **3. podmínka** – Je-li vzdálenost dvou extrémů v rozmezí 200 ms až 300 ms a 60% hodnoty druhého extrému je větší než hodnota prvního extrému, vyloučí se první extrém.
- **4. podmínka** – Pokud se v intervalu rovném 1,66násobku předchozího R-R intervalu nevyskytne extrém překračující hranici detekce, je za nový komplex QRS považován největší extrém v tomto intervalu.

První tři podmínky jsou eliminační, to znamená, že se uplatní při falešně pozitivní detekci. To zahrnuje také eliminaci extrasystol. Čtvrtá podmínka naopak koriguje případy falešně negativní detekce.

Výsledek činnosti detektoru je vidět na obrázku 24 nahoře, kde jsou označeny nalezené vrcholy. Zobrazení původního EKG signálu s detekovanými R-vlnami je na témže obrázku dole.

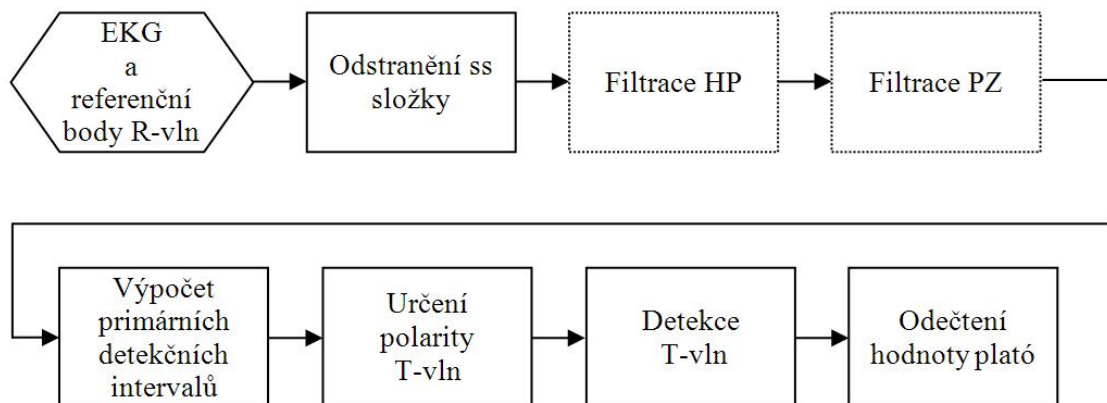
Mimo pozic referenčních bodů je výstupem detektoru také počet QRS komplexů nalezených v analyzovaném úseku signálu, průměrná tepová frekvence a také průměrná hodnota R-R intervalu.



Obrázek 24 – EKG signál s detekovanými QRS komplexy

5.2 Detekce T-vln

Jak ukazuje obrázek 20, v dalším kroku programu jsou už detekovány T-vlny. Detekce vychází z referenčních bodů získaných v předchozí části a využívá postupů schematicky naznačených na obrázku 25.



Obrázek 25 – Blokové schéma detektoru T-vln

Z originálního signálu je nejprve odstraněna stejnosměrná složka postupem popsaným v kapitole 5.1. Dále je možno zapojit FIR filtr typu HP k eliminaci driftu a FIR filtr typu PZ k odstranění síťového rušení (viz kapitola 2.4).

V dalším kroku jsou určeny tzv. primární detekční intervaly, tedy úseky signálu, ve kterých probíhá detekce samotných T-vln [9]. Počáteční body těchto intervalů jsou vypočteny podle vztahu

$$p_k = R_k + b_k, \quad [\text{ms}] \quad (11)$$

kde R_k je pozice referenčního bodu aktuální R-vlny a pro vzdálenost b_k platí

$$b_k = I + 1,3\sqrt{RR_k}, \quad [\text{ms}] \quad (12)$$

kde I je hodnota v milisekundách, v základním nastavení 40 ms a RR_k je délka aktuálního R-R intervalu. K určeným počátečním bodům je přičteno v základním nastavení 400 ms a jsou tak definovány požadované intervaly.

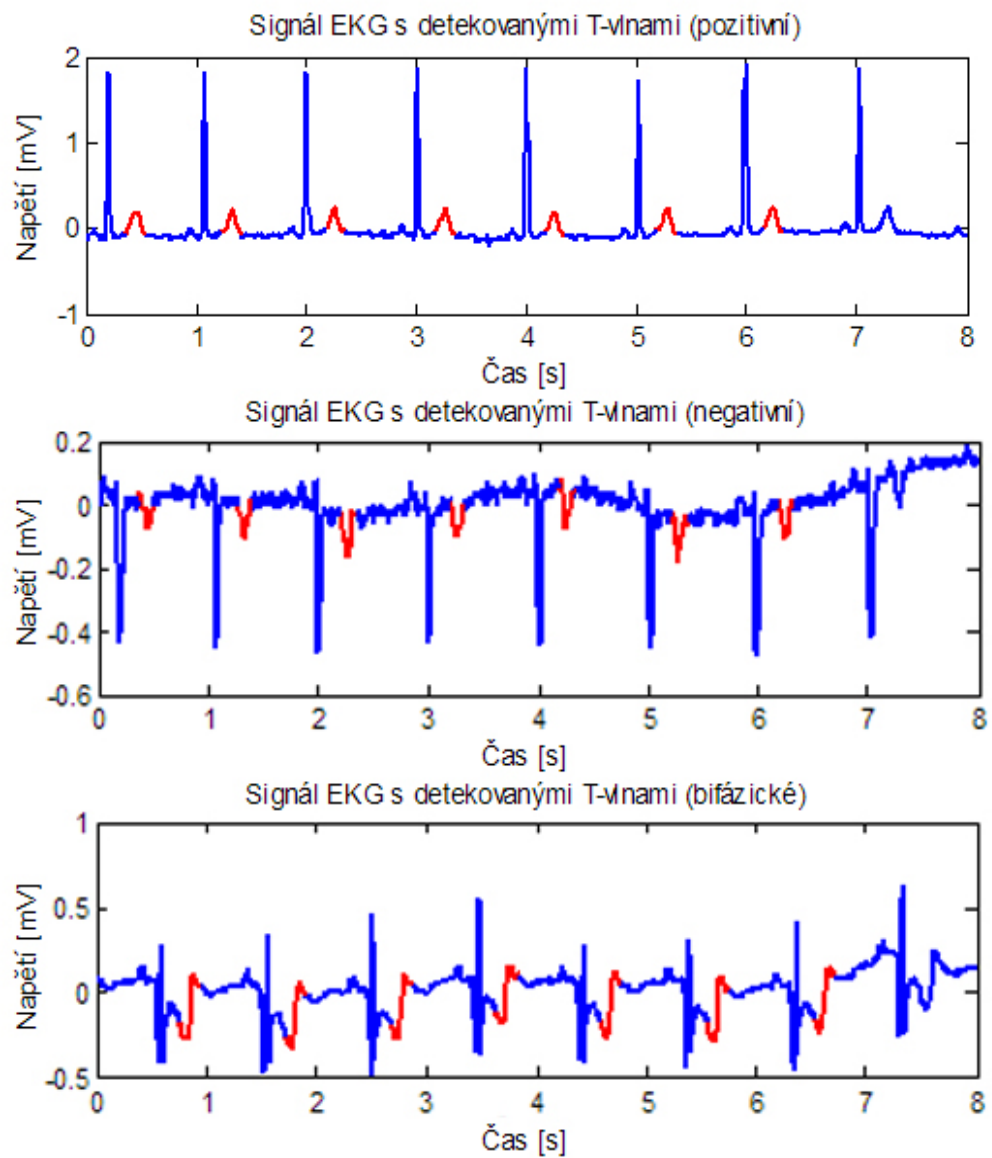
Následně je v každém primárním detekčním intervalu nalezen střed T-vlny. V případě pozitivních výchylek T-vln je to pozice maximální hodnoty v daném intervalu, v případě negativních výchylek pak pozice hodnoty minimální. Třetí možností, v případě tzv. bifázických vln, je výpočet pozice středů podle vztahu

$$T_{stř} = \frac{T_{min} + T_{max}}{2}, \quad [\text{ms}] \quad (13)$$

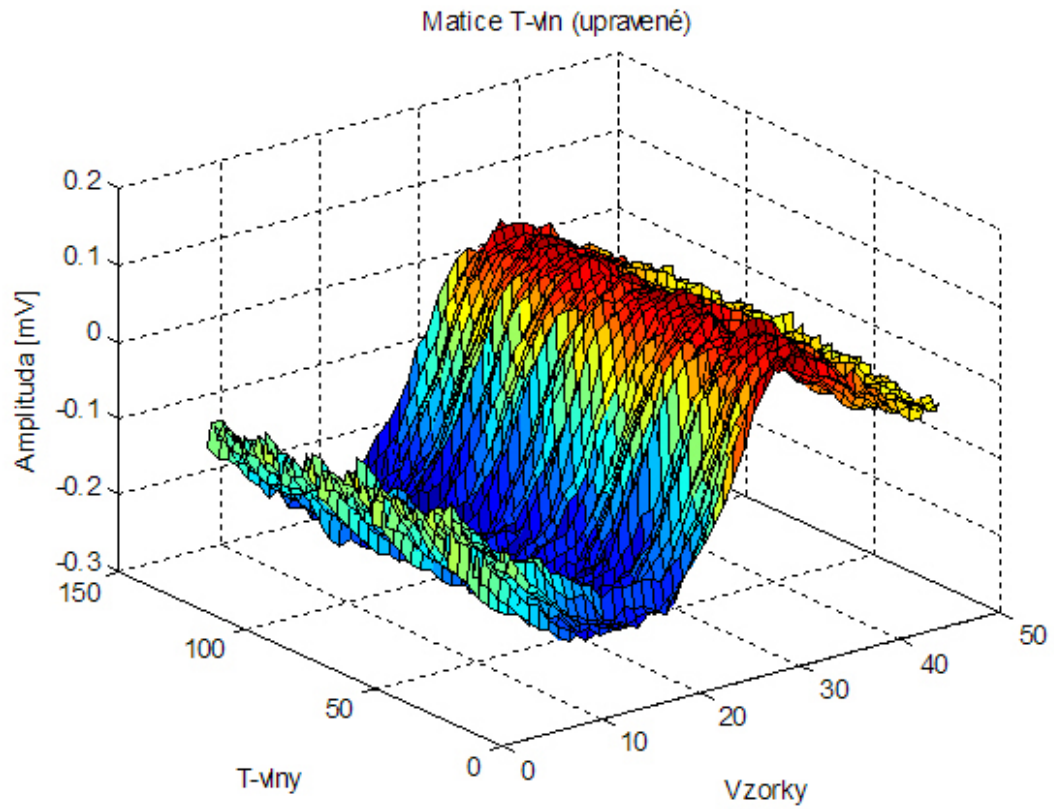
kde T_{min} je pozice minima a T_{max} je pozice maxima v aktuálním detekčním intervalu. Od středové hodnoty jsou vzaty časové intervaly (v základním nastavení 100 ms) oběma směry a výsledné segmenty už odpovídají detekovaným T-vlnám.

Příklady úspěšné detekce T-vln s pozitivní (první svod e0103), negativní (druhý svod e0103) a bifázickou (první svod e0111) polaritou jsou na obrázku 26.

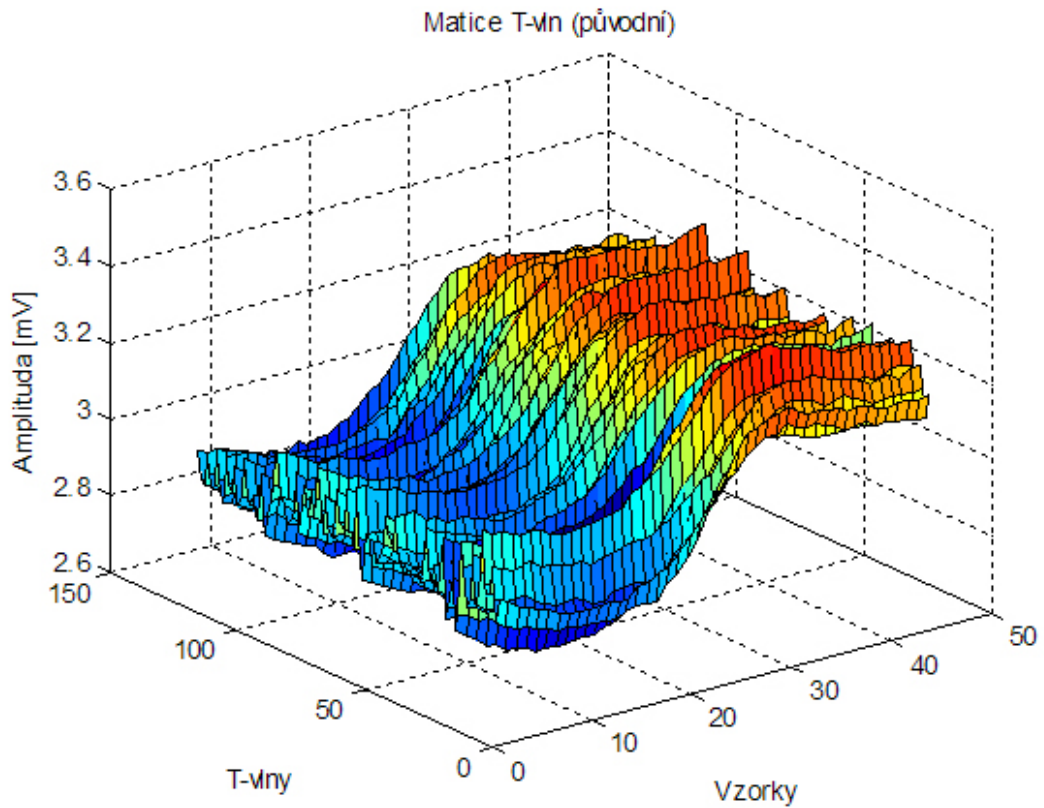
Poslední úpravou nalezených vln je odečtení tzv. hodnoty plató od každého vzorku. Je tak zajištěna lepší korekce kolísání nulové izoliny. Hodnota plató je pro každý cyklus získána jako medián hodnot spadajících do P-R segmentu (viz obrázek 4). Empiricky bylo zjištěno, že jako vztažnou hodnotu lze brát medián hodnot z intervalu 84 ms až 63 ms před každou R-vlnou [16]. Takto upravené vlny T jsou uspořádány do výsledné matice (viz příklad pro první svod signálu e0111 na obrázku 27). Obrázek 28 znázorňuje matici obsahující T-vlny z téhož signálu, ovšem v originální podobě, bez provedených úprav.



Obrázek 26 – Signály EKG s detekovanými T-vlnami



Obrázek 27 – Matice upravených T-vln



Obrázek 28 – Matice původních T-vln

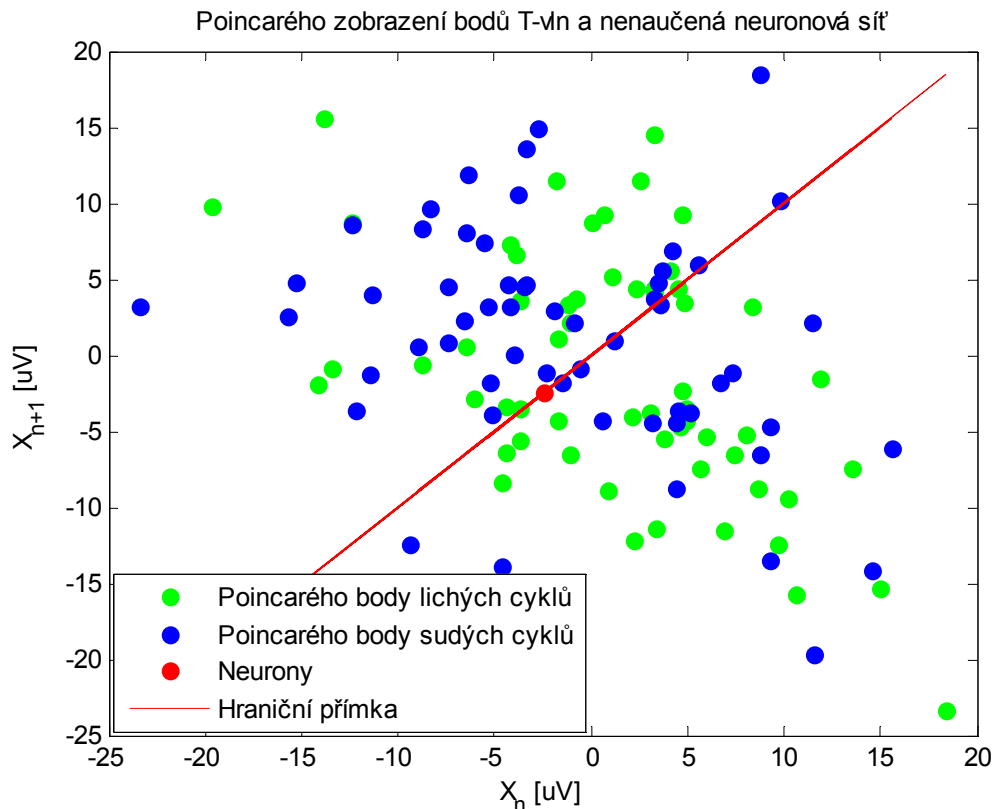
5.3 Detekce TWA

Jak již bylo řečeno v kapitole 4.3.3, k detekci TWA je v tomto programu využito algoritmů SOM, kde jako vstupní data slouží Poincarého zobrazení specifických bodů. Vektor těchto bodů je získán postupem podle následujícího vztahu

$$x_n = [EX(T_{n+1}) - EX(T_n)] \cdot 10^3, \quad [\mu V] \quad (14)$$

kde EX je střední hodnota a T_n je aktuální T-vlna. Jedná se tedy o vektor rozdílů aritmetických průměrů prvků sousedních T-vln vyjádřených v mikrovoltech.

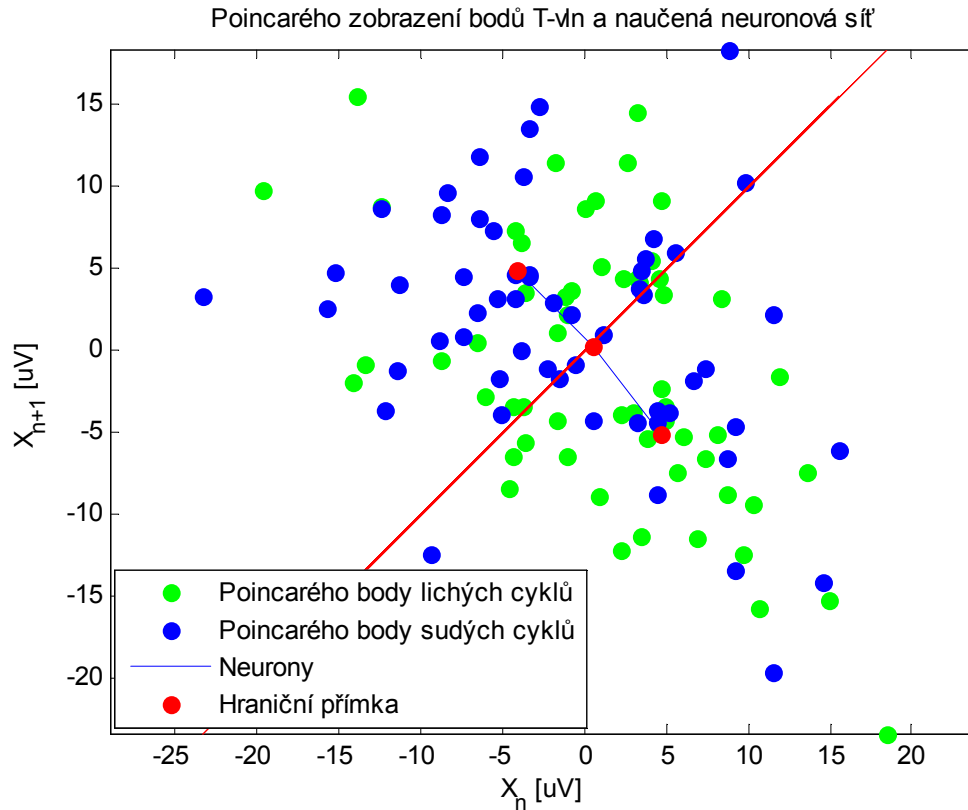
Získaný vektor je pak zobrazen v Poincarého mapě (viz kapitola 4.3.2), konkrétní příklad (první svod e0111) je vidět na obrázku 29.



Obrázek 29 – Poincarého zobrazení bodů T-vln a nenaučená neuronová síť

Na tomtéž obrázku je vidět také základní uspořádání neuronů použité SOM, kterou uživatel definuje těsně před samotnou detekcí. V základním nastavení je použita mapa 3x1, to znamená 2-D prostor se třemi řádky a jedním sloupcem. Na obrázku 29 jsou všechny tři neurony v jednom počátečním bodě.

O přítomnosti TWA je rozhodnuto po natrénování NS (viz kapitola 3.3.2). V základním nastavení je použito 50 učebních epoch. Při použití topologie 3x1 má SOM tendenci v procesu učení umístit krajní neurony do center shluků a prostřední neuron na hraniční přímku tak, jak ukazuje obrázek 30.



Obrázek 30 – Poincarého zobrazení bodů T-vln a naučená neuronová síť

Souřadnice výsledného umístění krajních neuronů jsou použity k výpočtu jejich geometrické vzdálenosti podle vztahu

$$TWA_G = \sqrt{((X_B - X_A)^2 + (Y_B - Y_A)^2)}, \quad [\mu\text{V}] \quad (15)$$

kde X_A a X_B jsou souřadnice prvního neuronu a Y_A a Y_B jsou souřadnice druhého neuronu. V případě signálu na obrázku 30 je výsledná vzdálenost 14,50 μV .

Přítomnost TWA v signálu je vyjadřována v procentech podle vztahu

$$TWA = \frac{TWA_G}{R_v} \cdot 100, \quad [\%] \quad (16)$$

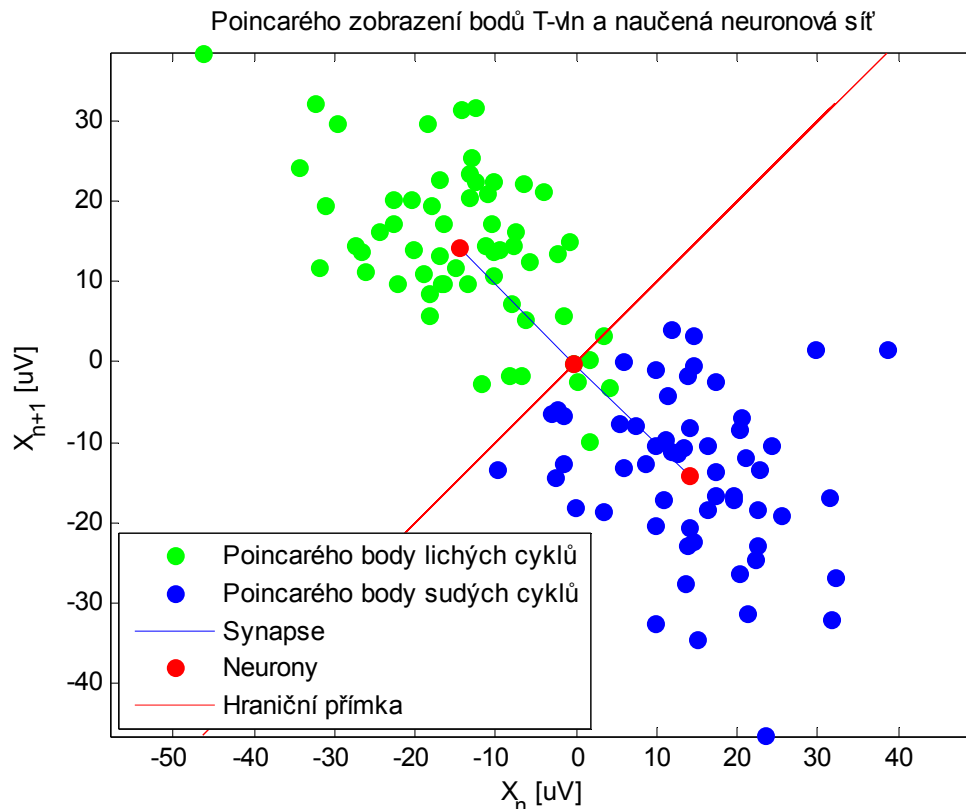
kde R_v je výsledný rozptyl, určený jako

$$R_v = \frac{(R_l + R_s)}{2}, \quad [\mu\text{V}] \quad (17)$$

kde R_l je rozdíl maximální a minimální hodnoty Poincarého bodů z lichých cyklů a R_s je tentýž rozdíl ze sudých cyklů.

Pro případ na obrázku 30 je procentuální hodnota výskytu TWA 36,93 %. Nedosahuje-li hodnota TWA v signálu alespoň 50 %, je přítomnost alternací hodnocena jako neurčitá.

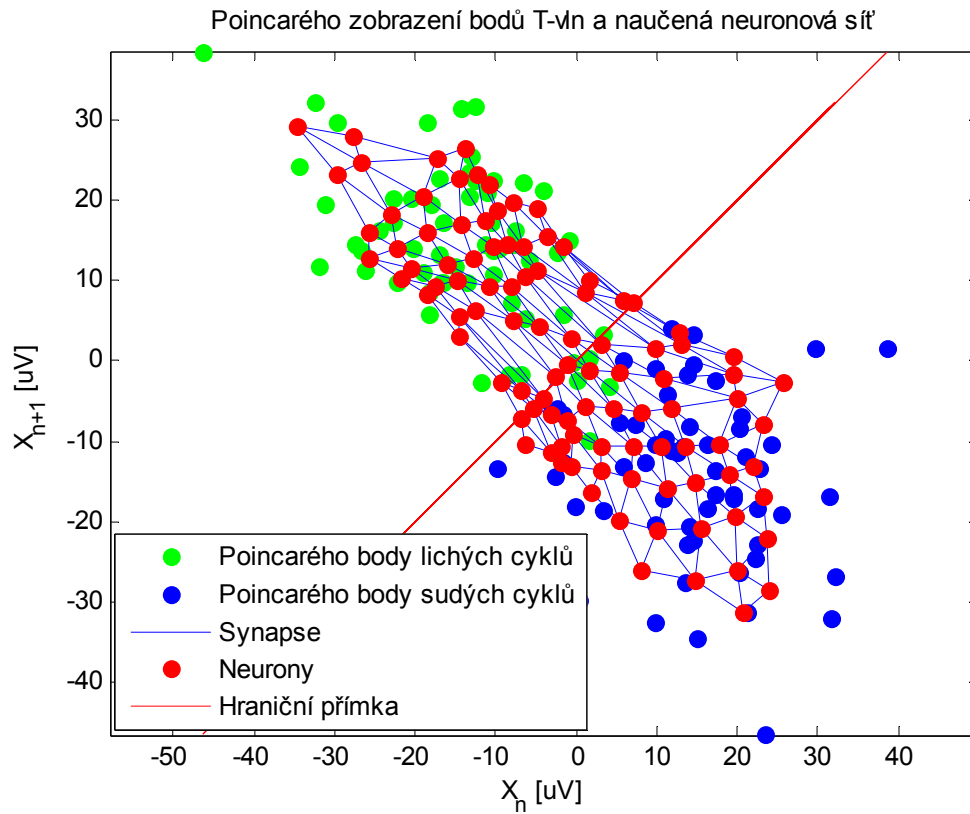
Při zapnuté simulaci TWA (viz dále) na stejném signálu, konkrétně přičtením 15 μV ke každému vzorku každé sudé T-vlny, bude Poincarého zobrazení a výsledné pozice neuronů SOM vypadat tak, jak ukazuje obrázek 31.



Obrázek 31 – Poincarého zobrazení bodů T-vln a naučená neuronová síť při simulované TWA

V tomto případě je geometrická vzdálenost krajních neuronů 40,71 μV a přítomnost TWA je vyhodnocena jako 81,21 %. To, jak přesného výsledku je dosaženo, závisí na počtu T-vln v analyzovaném úseku signálu a také na zvoleném počtu učebních epoch.

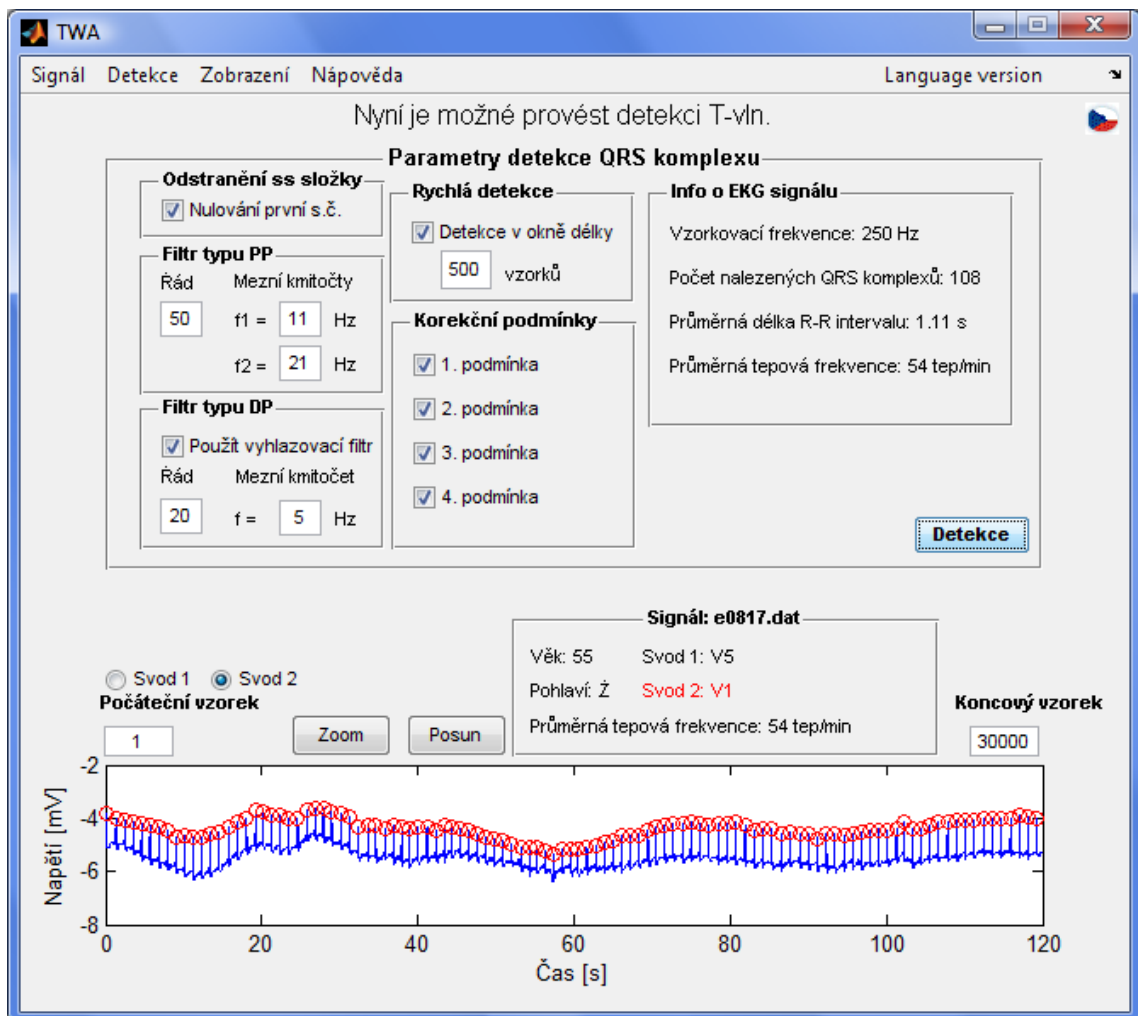
Podle obecného schématu využití neuronových sítí by měla následovat fáze simulace, během které by byla ověřena účinnost natrénované SOM. Jelikož je ale o přítomnosti TWA v daném signálu rozhodnuto už během fáze trénování sítě, není tento krok přímo součástí detekce. Program ale nabízí možnost uložení naučené sítě pro případné pozdější simulace, například při analýze dalšího úseku signálu z téhož záznamu. Z tohoto důvodu je také možno měnit topologii sítě a další její parametry. Při použití jiné topologie sítě než 3x1 je ale uživatel varován, že program neprovede detekci TWA. Příklad natrénované sítě 10x10 pro stejný signál jako v předchozím případě je na obrázku 32.



Obrázek 32 – Poincarého zobrazení bodů T-vln a naučená neuronová síť (10x10) při simulované TWA

6 Popis grafického rozhraní programu

Pro komfortnější ovládání byl vytvořený program na detekci TWA doplněn o grafické uživatelské rozhraní (GUI – Graphical User Interface). Veškerá obsluha programu je prováděna pomocí jednoho hlavního okna (viz obrázek 33).



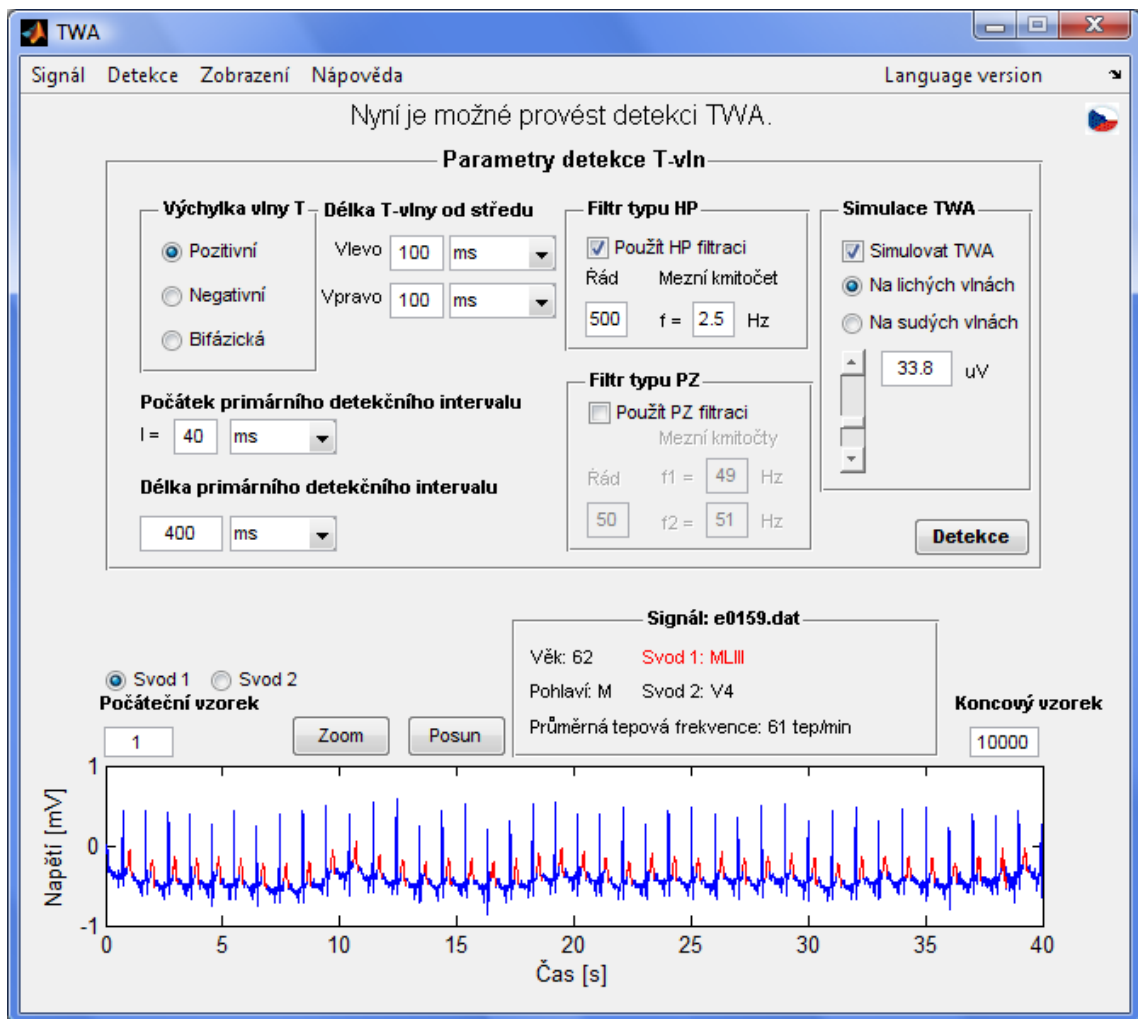
Obrázek 33 – Hlavní okno programu – detekce QRS komplexu

Po spuštění programu je uživatel vyzván, aby načtl EKG signál, který má být analyzován. Načtení signálu je řešeno formou klasického dialogového okna, vyvolaného položkou *Načíst* z nabídky *Signál*. Načtený signál je poté zobrazen. Současně jsou zobrazeny některé důležité informace obsažené v hlavičkovém souboru, který je dostupný pro každý signál [18]. Jedná se o název signálu, věk a pohlaví klienta a také o označení svodů, ze kterých byl záznam pořízen. U každého klienta je dostupný EKG signál ze dvou svodů a program umožňuje zvolit, který z nich má být analyzován. Kompletní výpis hlavičkového souboru je pak k dispozici po vyvolání položky *O signálu* z nabídky *Nápověda*. Zde jsou pak, mimo jiné, dostupné informace o diagnóze a medikaci klienta a také o vzorkovací frekvenci a celkové délce signálu.

Na záložce detektoru QRS komplexu (viz obrázek 33) je možno nastavit parametry popsané v kapitole 5.1. Položky, jejichž význam nemusí být patrný na první pohled, jsou opatřeny kontextovou nápovědou s vysvětlením funkce. To se týká například volby korekčních podmínek.

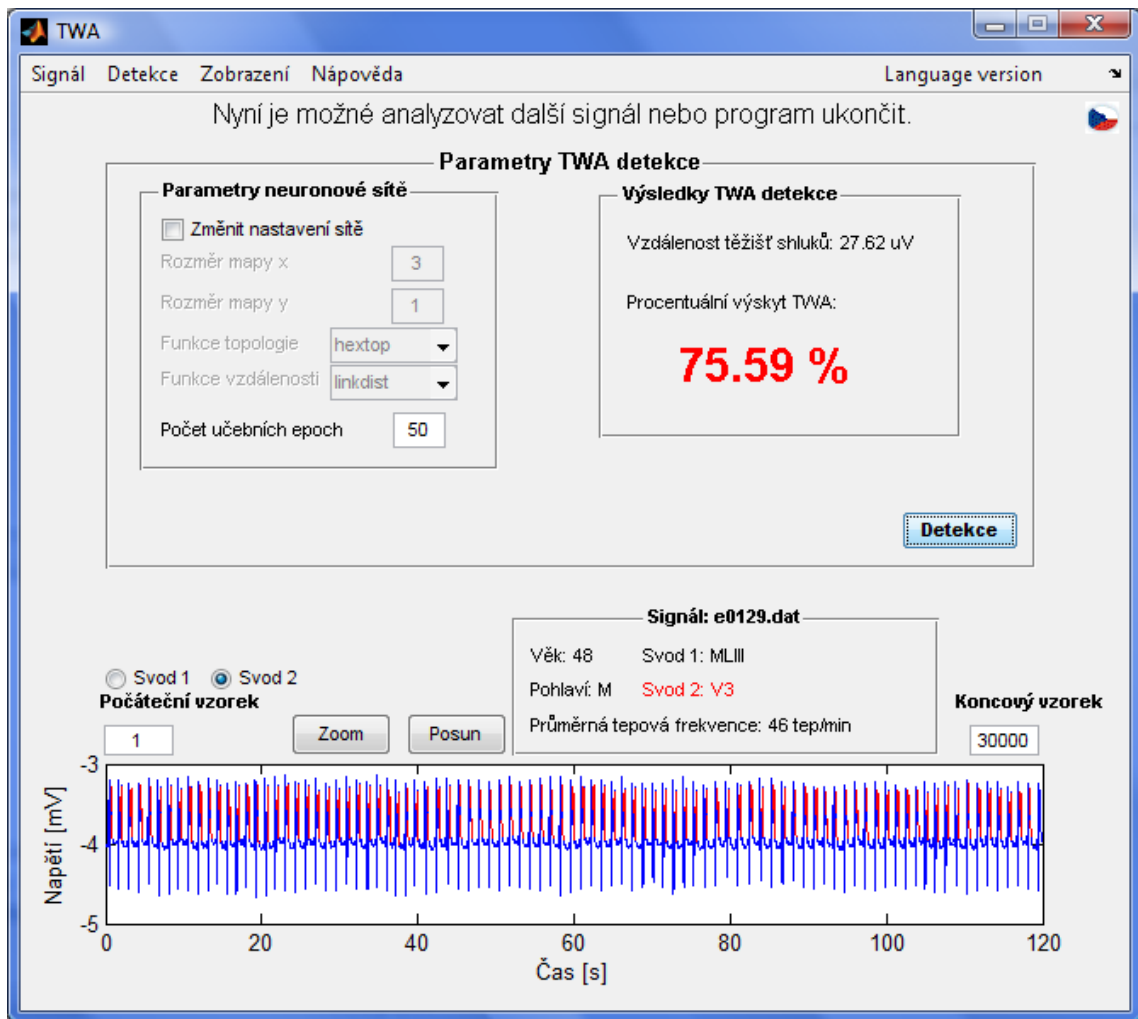
Po provedení QRS detekce jsou zobrazeny nalezené referenční body a jsou vypsané informace o počtu nalezených komplexů, TF a průměrné délce R-R intervalu.

Volba *Detekce T-vln* z nabídky *Detekce* přepne hlavní okno programu do příslušného režimu (viz obrázek 34).



Obrázek 34 – Hlavní okno programu – detekce T-vln

Zde je možno nastavit, mimo všech prvků popsaných v kapitole 5.2, také simulaci TWA. Této volby je zapotřebí, neboť signály použité v této práci nesplňovaly podmínku minimální TF potřebné k analýze TWA (viz kapitola 4.2). Pro ověření funkčnosti programu je tedy možno do signálů TWA uměle přidat, a to přičtením několika jednotek až desítek mikrovoltů k hodnotám všech prvků lichých nebo sudých T-vln.

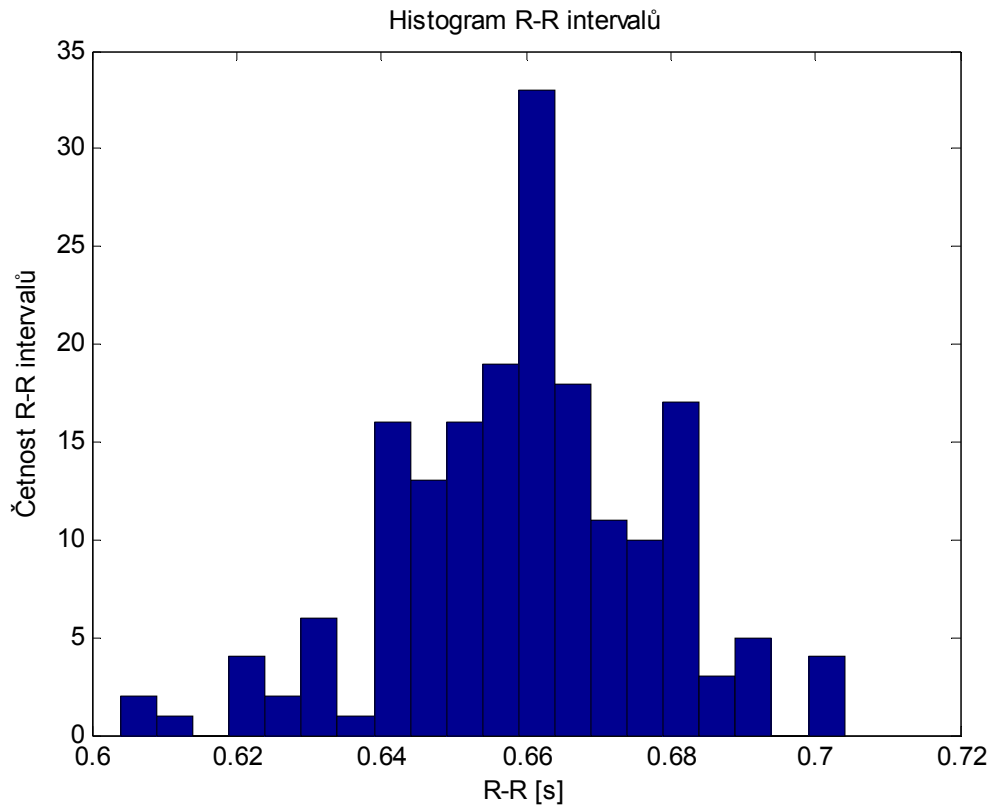


Obrázek 35 – Hlavní okno programu – detekce TWA

Na obrázku 35 je vidět hlavní okno programu s parametry TWA detekce, což je poslední záložka, kterou lze pomocí nabídky *Detekce* vyvolat. Zde lze změnit parametry SOM, nastavit počet učebních epoch a po provedení vlastní detekce jsou zde zobrazeny výsledky.

Všechna pole grafického rozhraní určená k zadávání hodnot jsou ošetřena pro případ vepsání hodnot v nepatřičném formátu. Důležitá upozornění a hlášení o chybách jsou uživateli sdělována prostřednictvím informačního řádku v horní části hlavního okna.

Program poskytuje také řadu dalších užitečných zobrazení. Jedná se například o amplitudové frekvenční spektrum EKG signálu. Dále lze zobrazit přenosové charakteristiky použitých filtrů a rozložení nulových bodů a pólů jejich přenosových funkcí na jednotkové kružnici a také časové průběhy jednotlivých kroků QRS detekce. Pro lepší orientaci lze zobrazit některé parametry HRV, a to Poincarého zobrazení a histogram R-R intervalů (příklad pro druhý svod signálu e0115 viz obrázek 36), což je užitečné, mimo jiné, pro identifikaci falešně negativních výsledků QRS detekce. V nabídce *Zobrazení* jsou také matice originálních a upravených T-vln (viz obrázky 27 a 28) a Poincarého zobrazení spolu s uspořádáním SOM (viz obrázky 29 a 30).



Obrázek 36 – Histogram R-R intervalů

Přes nabídku *Signál* je možno uložit natrénovanou neuronovou síť a výsledný vektor specifických T-bodů pro pozdější využití. V této nabídce je dostupná také volba *Konec*, která ukončuje běh programu. GUI programu nabízí také volbu mezi českou a anglickou jazykovou verzí.

7 Dosažené výsledky

V rámci této práce bylo analyzováno 40 EKG signálů od 20 klientů (viz tabulka 1). V této kapitole je zhodnocena účinnost jednotlivých bloků programu, vždy pro 120 sekund dlouhé úseky signálů.

7.1 Účinnost QRS detektoru

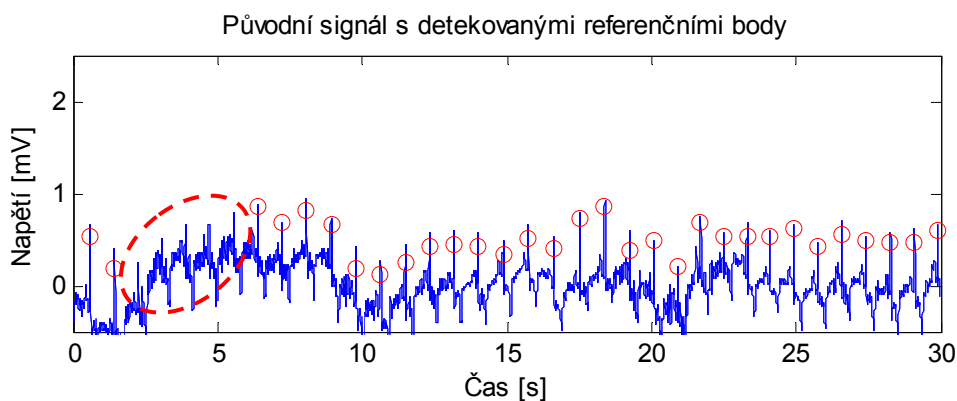
Pro analýzu účinnosti QRS detektoru je pro jednotlivé signály spočítána senzitivita podle vztahu

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100, \quad [\%] \quad (18)$$

kde SP je počet správně pozitivních výsledků, tedy případů, kdy nalezený referenční bod skutečně odpovídá pozici dané R-vlny. Za úspěšnou detekci se považuje taková poloha referenčního bodu, která umožní bezproblémové nalezení T-vlny v dalším kroku. FN je potom počet falešně negativních výsledků, tedy případů, kdy byl QRS komplex detektorem nesprávně ignorován.

V tabulce 1 je pro každý z analyzovaných EKG signálů uvedena senzitivita QRS detektoru, které bylo dosaženo. Sloupec A v této tabulce uvádí senzitivitu detektoru pro jeho základní nastavení (viz obrázek 33). V případě, že tato nedosahovala hodnoty 100 %, je ve sloupci B uvedena dosažená senzitivita při nejlepším možném nastavení pro daný signál.

Jak je z tabulky 1 vidět, ve 38 případech byla senzitivita detekce 100 %, v jednom případě bylo pro dosažení stoprocentní úspěšnosti nutné změnit některá nastavení detektoru. Z analýzy musel být vyloučen pouze záznam z prvního svodu signálu e0155, zde byla nejlepší dosažená úspěšnost 96 %. Úsek tohoto signálu s vyznačenou kritickou oblastí je na obrázku 37. Jednalo se o netypický, značně zdeformovaný signál.



Obrázek 37 – Oblast signálu s neúspěšnou QRS detekcí

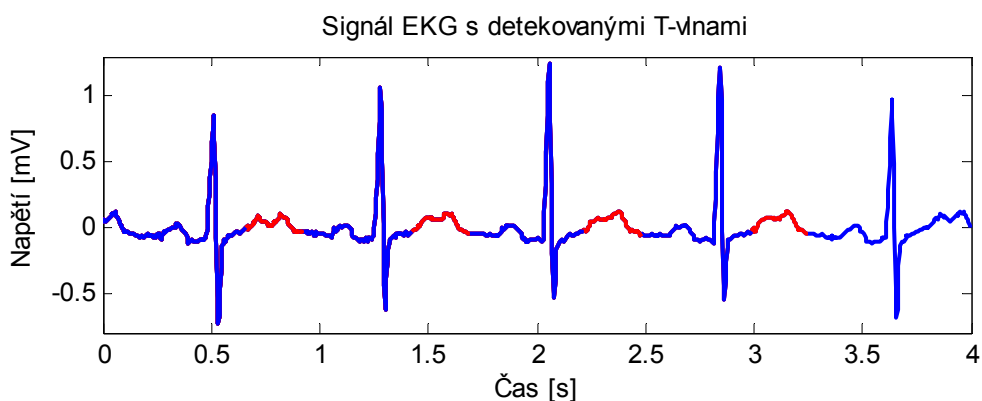
Tabulka 1 – Seznam analyzovaných signálů a hodnocení účinnosti QRS detektoru

Název signálu	Klient			Svod	Senzitivita QRS detektoru [%]		Počet nalezených QRS komplexů	Polarita T-vln
	Pohlaví	Věk	TF [tep/min]		A	B		
e0103	Muž	62	60	V ₄	100	–	120/120	PT
				III	100	–	120/120	NT
e0105	Muž	65	54	III	100	–	109/109	PT
				V ₄	100	–	109/109	PT
e0107	Muž	52	51	D ₃	100	–	101/101	NT
				V ₄	100	–	101/101	PT
e0111	Muž	43	60	III	100	–	120/120	BT
				V ₄	100	–	120/120	PT
e0113	Muž	55	62	III	100	–	124/124	PT
				V ₄	100	–	124/124	PT
e0115	Muž	60	91	V ₅	100	–	181/181	PT
				III	100	–	181/181	PT
e0119	Muž	51	59	V ₄	100	–	118/118	PT
				III	100	–	118/118	NT
e0121	Muž	51	74	V ₄	100	–	147/147	PT
				III	100	–	147/147	BT
e0123	Muž	58	76	V ₄	100	–	151/151	DPT
				III	100	–	151/151	PT
e0125	Muž	58	71	V ₄	100	–	143/143	BT
				III	100	–	143/143	PT
e0127	Muž	44	73	V ₄	100	–	145/145	PT
				III	99	100	145/145	PT
e0129	Muž	48	46	III	100	–	92/92	PT
				V ₃	100	–	92/92	PT
e0133	Muž	48	52	III	100	–	103/103	PT
				V ₃	100	–	103/103	PT
e0139	Muž	47	78	III	100	–	155/155	NT
				V ₄	100	–	155/155	BT
e0147	Muž	35	54	III	100	–	107/107	PT
				V ₄	100	–	107/107	PT
e0151	Muž	56	56	V ₃	100	–	112/112	PT
				III	100	–	112/112	PT
e0155	Muž	51	70	III	90	96	134/139	–
				V ₄	100	–	139/139	PT
e0159	Muž	62	62	III	100	–	124/124	PT
				V ₄	100	–	124/124	PT
e0161	Muž	48	71	V ₄	100	–	141/141	PT
				III	100	–	141/141	BT
e0817	Žena	55	54	V ₅	100	–	108/108	PT
				V ₁	100	–	108/108	BT

7.2 Účinnost detektoru T-vln

Předpokladem úspěšné detekce T-vln je korektní nalezení referenčních bodů QRS komplexů v předchozím kroku. Účinnost samotné detekce pak závisí na míře znehodnocení signálu a na tom, jak se detektoru podaří toto rušení odstranit.

T-vlny přítomné v analyzovaných signálech byly v zásadě trojího druhu (viz obrázek 26). Nejčastěji se jednalo o vlny s pozitivní polaritou výchylky, dále o vlny bifázické a negativní (v tabulce 1 označeny jako PT, BT a NT). V jednom případě (první svod signálu e0123) se jednalo o kladně orientované vlny se dvěma vrcholy (DPT). Program v tomto případě pracoval v režimu detekce pozitivně orientovaných vln, bylo ale třeba upravit délky detekovaných úseků (viz kapitola 5.2). Část tohoto signálu s detekovanými vlnami je na obrázku 38.



Obrázek 38 – EKG signál s detekovanými dvouvrcholovými T-vlnami

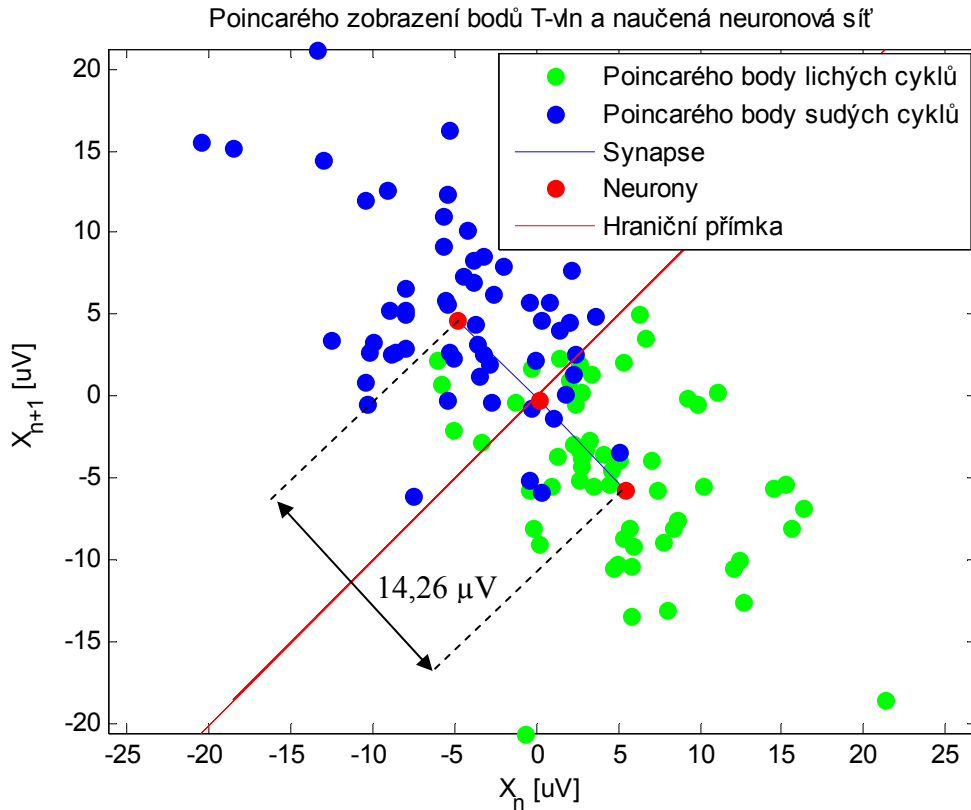
V některých případech bylo nutno měnit základní nastavení detektoru, zejména pak parametry filtru typu HP, aby lépe vyhovovalo konkrétním signálům. Lze však říci, že se u většiny signálů podařilo dosáhnout takové úrovně detekce T-vln, aby mohly být analyzovány dalším blokem programu.

7.3 Účinnost detektoru TWA

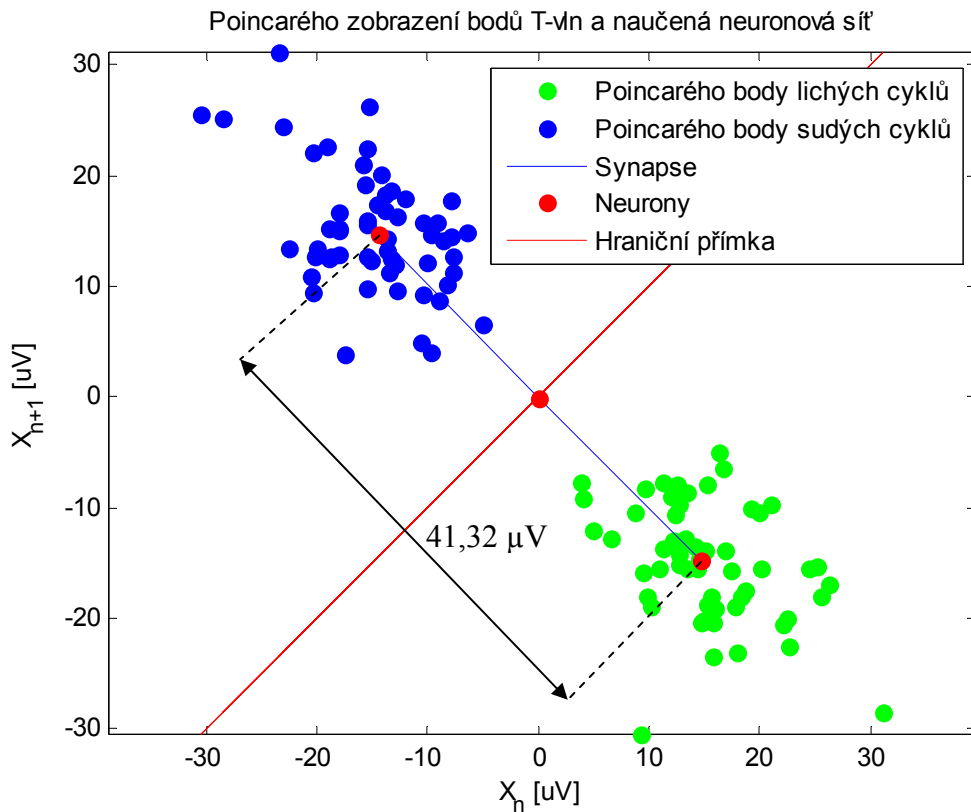
To, zda program vyhodnotí přítomnost TWA jako pozitivní, závisí nejen na absolutní vzdálenosti těžišť shluků v Poincarého zobrazení, ale také na rozptylu jednotlivých shluků. V případě výrazné vzájemné odlišnosti jednotlivých T-vln nebo přítomnosti rušení, které se nepodařilo dostatečně potlačit, se stává detekce TWA touto metodou neúčinná.

U žádného z použitých signálů (v originálním tvaru) nebyla přítomnost TWA prokázána. V tabulce 2 jsou získané hodnoty TWA pro všechny signály jednak v originálním tvaru, ale také s použitou simulací TWA, a to v míře 5 μV a 15 μV . Případy vyhodnocené jako pozitivní jsou v tabulce zvýrazněny. Největší měrou byla TWA přítomna u záznamu z prvního svodu signálu e0119, a to při 15 μV simulaci. Geometrická vzdálenost shluků zde byla 41,32 μV a přítomnost TWA 156,17 %.

Poincarého zobrazení specifických T-bodů s natrénovanou SOM pro oba případy simulované TWA u tohoto signálu je na obrázcích 39 a 40.



Obrázek 39 – Pozitivní detekce TWA (55,24 %) při 5 μV simulaci



Obrázek 40 – Pozitivní detekce TWA (156,17 %) při 15 μV simulaci

Tabulka 2 – Seznam analyzovaných signálů a výsledky TWA detekce

Název signálu	Klient			Svod	TWA		TWA ₅		TWA ₁₅	
	Pohlaví	Věk	TF		TWA _G [μV]	TWA [%]	TWA _G [μV]	TWA [%]	TWA _G [μV]	TWA [%]
e0103	Muž	62	60	V ₄	25,32	39,10	30,72	47,44	46,12	71,22
				III	17,26	37,80	22,18	48,55	44,79	98,06
e0105	Muž	65	54	III	12,35	39,06	19,15	60,58	46,40	146,74
				V ₄	23,06	35,76	26,45	41,02	46,96	72,82
e0107	Muž	52	51	D ₃	28,44	21,35	31,15	23,38	48,16	36,15
				V ₄	17,76	29,24	24,68	40,64	46,70	76,89
e0111	Muž	43	60	III	14,50	36,93	19,84	50,54	45,33	115,47
				V ₄	19,55	34,37	22,85	40,17	44,96	79,05
e0113	Muž	55	62	III	12,61	36,76	19,29	56,26	44,14	128,73
				V ₄	13,75	39,82	19,54	56,61	44,04	127,59
e0115	Muž	60	91	V ₅	18,10	35,00	21,91	42,37	43,71	84,51
				III	35,87	36,03	40,15	40,34	54,79	55,04
e0119	Muž	51	59	V ₄	8,80	35,92	14,26	55,24	41,32	156,17
				III	40,75	42,54	45,93	47,96	56,93	59,43
e0121	Muž	51	74	V ₄	27,18	38,63	31,37	44,59	49,69	70,63
				III	15,93	37,27	22,05	51,06	46,06	107,77
e0123	Muž	58	76	V ₄	30,20	27,17	32,18	28,96	47,43	42,68
				III	17,35	37,95	22,16	48,47	46,93	102,64
e0125	Muž	58	71	V ₄	35,43	39,98	39,02	44,03	50,72	57,24
				III	19,43	44,22	22,01	50,10	40,04	91,16
e0127	Muž	44	73	V ₄	19,00	35,39	22,36	41,65	41,61	77,49
				III	39,09	30,91	40,11	31,72	49,07	38,80
e0129	Muž	48	46	III	30,76	38,59	34,30	43,02	48,84	61,25
				V ₃	26,80	45,44	29,59	50,06	45,17	76,59
e0133	Muž	48	52	III	109,72	38,53	118,92	41,77	119,82	42,08
				V ₃	16,08	46,89	20,69	60,34	45,77	133,50
e0139	Muž	47	78	III	37,57	28,43	41,10	31,10	49,54	37,50
				V ₄	19,10	37,80	23,08	45,66	41,72	82,54
e0147	Muž	35	54	III	13,21	39,58	17,69	53,00	43,43	130,11
				V ₄	20,06	39,04	24,15	46,98	41,91	81,54
e0151	Muž	56	56	V ₃	18,46	33,21	24,30	43,70	45,00	80,94
				III	38,35	41,00	40,52	43,32	52,51	56,35
e0155	Muž	51	70	III	–	–	–	–	–	–
				V ₄	42,48	36,47	44,67	38,35	59,50	51,09
e0159	Muž	62	62	III	57,30	27,55	57,59	27,68	62,86	30,22
				V ₄	23,65	23,77	26,82	26,94	45,45	45,66
e0161	Muž	48	71	V ₄	39,36	36,71	41,72	38,91	54,41	50,76
				III	22,01	35,24	25,20	40,35	44,50	71,26
e0817	Žena	55	54	V ₅	77,90	29,71	83,03	31,67	89,58	34,16
				V ₁	31,17	31,47	34,35	34,68	46,92	47,38

Závěr

V rámci této práce byl navržen a popsán způsob detekce TWA s využitím algoritmů neuronových sítí. Metoda je založena na automatické analýze Poincarého zobrazení specifických bodů reprezentujících jednotlivé T-vlny.

K výhodám této metody lze zařadit fakt, že pracuje s daty z originální oblasti, to znamená, že oproti v praxi často užívané spektrální metodě umožňuje sledovat časový vývoj alternací. Výhodou je také možnost vizuální kontroly výsledku získaného automatickým hodnocením. Naučené NS lze také později využít k dalším simulacím, například k detekci TWA ve více úsecích téhož EKG signálu. Nevýhoda metody je vyšší časová náročnost a také fakt, že výsledek detekce a opakovatelnost měření závisí na dostatečném počtu vstupních vzorů a učebních epoch.

Signály zpracovávané v rámci této práce nesplňovaly podmínku uměle zvýšené tepové frekvence. Součástí programu je proto možnost simulace TWA. Analýza takto upravených signálů pak potvrdila schopnost této metody alternaci detekovat.

Výstupem práce je program na detekci TWA využívající právě této metody. Program byl doplněn o grafické rozhraní, ve kterém je možno nastavit celou řadu parametrů. Univerzální výchozí nastavení bylo zvoleno tak, aby maximálně vyhovovalo většině signálů. U netypických případů je pak dosaženo lepších výsledků úpravou některých nastavení.

Praktický význam analýzy TWA je v predikci rizika náhlé srdeční smrti. Pomocí této metody tak mohou být vybíráni jedinci, kterým bude doporučena implantace kardiostimulátoru, respektive kardiostimulátoru s defibrilátorem. Využití umělé inteligence při analýze TWA a EKG signálu obecně skýtá značný potenciál a dává prostor dalším výzkumům.

Seznam použitých zdrojů

- [1] Cardiovascular Disease Statistics. *American Heart Association Learn and Live...* [Online] [Citace: 18. Duben 2008.]
<http://www.americanheart.org/presenter.jhtml?identifier=4478>.
- [2] Total CVD mortality in Europe. *www.heartstats.org British Heart Foundation Statistic Website*. [Online] British Heart Foundation. [Citace: 18. Duben 2008.]
<http://www.heartstats.org/datapage.asp?id=754>.
- [3] HONZÍKOVÁ, N. a HONZÍK, P. *Biologie člověka: skriptum*. Brno: VUT v Brně, 2003.
- [4] LLOYD, R. How Heart Attacks Strike. *Live Science*. [Online] 5. Červenec 2006. [Citace: 18. Duben 2008.]
http://www.livescience.com/health/051226_heart_attacks.html.
- [5] Atherosclerosis. *Web Books Publishing*. [Online] [Citace: 18. Duben 2008.]
<http://www.web-books.com/eLibrary/Medicine/Cardiovascular/Atherosclerosis.htm>.
- [6] MARADA, T. Ateroskleróza - Ordinance.cz. *Ordinance.cz Nemoci a vyšetření*. [Online] 3. Zář 2003. [Citace: 19. Duben 2008.]
<http://www.ordinace.cz/clanek/ateroskleroz/>.
- [7] Coronary stent. *revolution health Your home for health and balance*. [Online] 16. Leden 2007. [Citace: 19. Duben 2008.]
<http://www.revolutionhealth.com/articles/coronary-stent/zm2311>.
- [8] Náhlá srdeční smrt při zdánlivě normálním srdci. *ANAMNEZA Zdravotnický informační portál pro každého*. [Online] [Citace: 19. Duben 2008.]
http://www.avicena.cz/clanky/Srdce_a_cevy/srdce29.htm.
- [9] TANNENBERG, M. *Analýza signálu EKG se zaměřením na T vlnu: diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2004. 82 s.
- [10] DAVID, C. Web resources for Nursing students. *Plattsburgh State Faculty and Research Web Sites*. [Online] [Citace: 19. Duben 2008.]
http://faculty.plattsburgh.edu/david.curry/images/ECG_leads.jpg.
- [11] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upravené a rozšířené vydání. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Nakladatelství VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.

- [12] JAKE, Y. Background to the 20 year coma recovery. *Pure Pedantry*. [Online] 4. Červen 2006. [Citace: 20. Duben 2008.] http://scienceblogs.com/purepedantry/2006/07/background_to_the_20_year_coma.php.
- [13] JIŘINA, M. *Neuronové sítě: skriptum*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 1995.
- [14] JIRSÍK, V. a HRÁČEK, P. *Neuronové sítě, expertní systémy a rozpoznávání řeči: skriptum*. Brno: Vysoké učení technické v Brně.
- [15] AHU, J.-W. a SYN, S. Y. Self-Organizing Maps. *Self organizing maps tutorial systems*. [Online] 27. Duben 2005. [Citace: 20. Duben 2008.] <http://www.sis.pitt.edu/~ssyn/som/som.html>.
- [16] RYCHTÁRIK, M. *Analýza signálu EKG, metody detekce variability vlny T: diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2006. 62 s.
- [17] HEINC, P. Vyšetřování srdeční stability. *KARDIOLOGICKÁ revue*. 2006, 4.
- [18] PhysioNet the research resource for complex physiologic signals. *PhysioNet*. [Online] [Citace: 3.. Leden 2007.] <http://physionet.org/>.

Seznam použitých zkratk a symbolů

	2	
2-D – Dvojdímenzionální prostor		46
	A	
AN – Akční napětí.....		18
ANN – Artificial Neural Network		12
AV – Označení síňokomorového uzlu		14, 18
aVF – Označení unipolárního končetinového svodu levé nohy		20, 21
aVL – Označení unipolárního končetinového svodu levé ruky		20, 21
aVR – Označení unipolárního končetinového svodu pravé ruky		20, 21
	B	
BP – Back-Propagation.....		27, 31
BT – Bifázická polarita T-vlny		56
	C	
CHD – Coronary Heart Disease		12
CVD – Cardiovascular Disease.....		12
	D	
DH – Detekční hladina		39, 41
DP – Dolní propust		39
DPT – Označení dvouvrcholové pozitivní T-vlny		56
	E	
ECG – Electrocardiogram		18
EKG – Elektrokardiogram		12, 18, 19, 20, 22, 23, 24, 32, 33, 34, 37, 38, 39, 41, 50, 52, 54, 59
EX – Střední hodnota		46
	F	
FFT – Fast Fourier Transform		34, 39
FIR – Final Impulse Response.....		23, 24, 39, 42
FN – Falešně negativní výsledek		54
FT – Fourierova transformace.....		34, 39
	G	
GUI – Graphical User Interface		50, 53
	H	
HP – Horní propust		23, 42, 56
HRV – Heart Rate Variability		19, 52
	I	
I – Označení prvního hlavního svodu		20, 43
IFFT – Inverse Fast Fourier Transform		39
ICHS – Ischemická choroba srdeční		12, 16, 17
II – Označení druhého hlavního svodu.....		20
III – Označení třetího hlavního svodu		20
	K	
KVO – Kardiovaskulární onemocnění.....		12

M	
MTWA – Micro T-wave Alternans.....	32
N	
NN – Neural Network.....	12
NS – Neuronová síť.....	12, 26, 27, 29, 46, 59
NSS – Náhlá srdeční smrt.....	12, 17, 32
NT – Negativní polarita T-vlny.....	56
P	
P – Vlna P.....	19
PP – Pásmová propust.....	39
P-R – Interval (nebo segment) EKG signálu.....	19, 43
PT – Pozitivní T-vlna.....	56
PZ – Pásmová zádrž.....	23, 24, 42
Q	
Q – Vlna Q.....	19
QRS – Komplex vln EKG signálu.....	19, 22, 34, 38, 39, 41, 51, 52, 54, 56
Q-T – Interval EKG signálu.....	32
R	
R – Vlna R.....	19, 38, 39, 41, 43, 54
RIA – Rameno levé věnčité tepny; Ramus interventricularis anterior.....	14, 16
R-R – Interval EKG signálu.....	20, 41, 43, 51, 52
S	
S – Vlna S.....	19
SA – Sinusový uzel.....	14, 18
SCD – Sudden Cardiac Death.....	12
SOM – Self Organizing Map.....	30, 37, 46, 48, 52, 57
SP – Správně pozitivní výsledek.....	54
S-T – Segment EKG signálu.....	19, 38
T	
T – Vlna T.....	20, 32, 34, 35, 37, 38, 42, 43, 46, 48, 51, 52, 53, 54, 56, 57, 59
TF – Tepová frekvence.....	14, 19, 20, 33, 51
TWA – T-Wave Alternans.....	12, 26, 32, 33, 34, 35, 37, 38, 46, 47, 48, 50, 51, 52, 56, 57, 59
U	
U – Vlna U.....	20
UNS – Umělé neuronové sítě.....	12
ÚPZ – Úzkopásmová zádrž.....	23
UZV – Ultrazvuk.....	19
V	
V ₁ – Označení prvního hrudního svodu.....	20, 21
V ₂ – Označení druhého hrudního svodu.....	20, 21
V ₃ – Označení třetího hrudního svodu.....	20, 21
V ₄ – Označení čtvrtého hrudního svodu.....	20, 21
V ₅ – Označení pátého hrudního svodu.....	20, 21
V ₆ – Označení šestého hrudního svodu.....	20, 21