

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

SHLUKOVÁ ANALÝZA

CLUSTER ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MARTIN CHROBÁK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO, 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Martin Chrobák
Ročník: 2

ID: 109603
Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Shluková analýza

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou jednoduchého automatického rozpoznání abnormálních cyklů signálů EKG (s využitím hodnot intervalů RR a tvarového faktoru). 2) Vyberte, popište a vyzkoušejte detektor komplexů QRS, který se hodí pro uvedenou analýzu. 3) Navrhněte metodu pro automatickou shlukovou analýzu signálů EKG s cílem rozlišit normální cykly od abnormálních cyklů. Metodu realizujte v prostředí Matlab, k testování použijte vybrané reálné signály s výskytem abnormálních cyklů. 4) Prostudujte problematiku shlukové analýzy vycházející ze vzájemných vzdáleností jednotlivých objektů. 5) Navrhněte metodu pro odhad vzájemných vzdáleností mezi komplexy QRS. 6) Navrhněte a realizujte metodu pro automatickou shlukovou analýzu signálů EKG s cílem rozlišit normální cykly a různé typy abnormálních cyklů v signálech EKG. 7) Zhodnoťte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] RANGAYYAN, R.M. Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach. IEEE Press, John Wiley & Sons, 2002.
[2] ROMESBURG, H.C.H. Cluster Analysis for Researchers. Lulu Press, North Carolina, 2004

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 18.5.2012

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplik, CSc.
Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Shluková analýza 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 práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

V Brně dne 18. května 2012

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za veškerou jeho pomoc a cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 18. května 2012

.....
podpis autora

Anotace

Tato diplomová práce se zabývá použitím metody shlukové analýzy na EKG signál, s cílem oddělit od sebe normální a abnormální QRS komplexy. K tomuto účelu byly v profesionálním výpočetním prostředí MATLAB vytvořeny dva algoritmy. Výstupem této diplomové práce jsou dendrogramy, které rozdělují jednotlivé QRS cykly do dvou shluků na abnormální a normální, a také hodnoty Pearsonových korelačních koeficientů.

Klíčová slova

Shluková analýza, QRS komplex, dendrogram, RR intervaly, tvarové faktory, EKG, Euklidovská vzdálenost, korelační koeficient.

Abstract

This master's thesis is engaged in usage of cluster analysis for ECG signal to separate normal QRS complexes from abnormal ones. For this, it is used two algorithms created in professional computing interface MATLAB. The outputs from this master's thesis are dendrograms, which divide QRS complexes into abnormal and normal clusters, and Pearson correlation coefficients.

Keywords

Cluster analysis, QRS complex, dendrogram, RR intervals, form factors, ECG, Euclidian distance, correlation coefficient.

Bibliografická citace

CHROBÁK, M. *Shluková analýza*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 71 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

Obsah

1	ÚVOD	7
2	ELEKTROKARDIOGRAFIE	9
2.1	ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE	9
2.2	TECHNIKY ZÁZNAMU EKG	10
2.3	VLNY A INTERVALY EKG SIGNÁLU	12
2.4	PORUCHY RYTMU	13
3	PRINCIP ROZMĚŘENÍ EKG SIGNÁLU	15
4	SHLUKOVÁ ANALÝZA.....	18
4.1	ZÍSKÁNÍ MATICE DAT	18
4.2	STANDARDIZACE MATICE DAT	18
4.3	VÝPOČET MATICE PODOBNOSTÍ.....	21
4.4	REALIZACE SHLUKOVÉ METODY.....	23
4.5	PŘEROVNÁNÍ MATICE PODOBNOSTÍ	28
4.6	VÝPOČET KORELAČNÍHO KOEFICIENTU.....	29
5	POUŽITÉ ALGORITMY SHLUKOVÉ ANALÝZY	30
5.1	ALGORITMUS VYCHÁZEJÍCÍ Z RR INTERVALŮ A TVAROVÝCH FAKTORŮ	30
5.1.1	<i>Tvarový faktor</i>	<i>30</i>
5.1.2	<i>Rozpoznání normálních QRS cyklů od abnormálních</i>	<i>30</i>
5.1.3	<i>Použití shlukové analýzy</i>	<i>31</i>
5.2	ALGORITMUS VYCHÁZEJÍCÍ Z KORELAČNÍ MATICE	33
6	VÝSLEDKY PRÁCE	35
6.1	ALGORITMUS VYCHÁZEJÍCÍ Z RR INTERVALŮ A TVAROVÝCH FAKTORŮ	35
6.1.1	<i>Ukázky správné funkce algoritmu</i>	<i>35</i>
6.1.2	<i>Ukázky špatné funkce algoritmu.....</i>	<i>37</i>
6.2	ALGORITMUS VYCHÁZEJÍCÍ Z KORELAČNÍ MATICE	43
6.2.1	<i>Ukázky správné funkce algoritmu</i>	<i>43</i>
6.2.2	<i>Ukázky špatné funkce algoritmu.....</i>	<i>44</i>
7	ZÁVĚR	49
	POUŽITÁ LITERATURA.....	51
	PŘÍLOHY	56

1 Úvod

Elektrokardiogram (EKG) je téměř periodický signál, který je projevem srdeční elektrické aktivity snímané z povrchu těla. EKG záznam je značen pomocí písmen P, Q, R, S a T, které označují jednotlivé vlny a kmity. Diagnóza je založena na znacích, získaných z časové a tvarové složky EKG signálu. Dle autora práce [17] je většina důležitých informací koncentrována v P vlně, QRS komplexu a T vlně. Údaje obsahují pozice a velikost QRS komplexu, PR, QT a ST intervalů. Vzhledem k faktu, že EKG signál obsahuje mnoho informací o různých srdečních dysfunkcích, mohou lékaři tyto data použít pro přesnou diagnózu srdečních onemocnění. Z tohoto důvodu je tedy analýza EKG záznamu velmi důležitá pro správnou klinickou diagnózu.

Analýze EKG signálu je věnována velká pozornost. Například autoři prací [1], [3], [5], [9], [16] a [23] navrhli metodu detekce signálu pro rozlišení srdečních arytmií v časové a ve frekvenční oblasti. Řešitel práce [10] aplikoval skryté Markovské modely na automatickou detekci, klasifikaci a analýzu srdečního tepu. Dále tvůrci prací [4] a [22] použili fuzzy logiku pro klasifikaci srdečních arytmií. Autoři práce [20] navrhli cross-distance analýzu jako metodu pro klasifikaci srdečního tepu. Řešitelé práce [14] použili vlnkové transformace pro analýzu EKG. Dále tvůrci prací [6], [7], [8] a [15] aplikovali umělé neuronové sítě na rozlišení srdečních arytmií. Všechny zmíněné metody dosáhly téměř 100% sensitivity a specificity. Nicméně pokud je aplikována analýza EKG signálu ve zmíněných oblastech výzkumu, tak jsou zapotřebí rychlé, spolehlivé a výkonné algoritmy. Z tohoto důvodu je v této práci použita jednoduchá, rychlá a spolehlivá shluková analýza pro klasifikaci QRS komplexů. Shluková analýza je metoda pro klasifikaci dat, která je široce rozšířená ve mnoha vědeckých odvětvích, například rozpoznávání řeči [2], vyvolání snímků [19] nebo rozpoznávání tvarů [25]. Na základě shlukové analýzy autoři prací [26], [27] a [28] navrhli metodu pro diagnózu srdečních arytmií k oddělení normálních a abnormálních srdečních tepů.

Hlavním tématem předložené diplomové práce je tedy problematika metody shlukové analýzy, založené na rozdělení QRS komplexů EKG signálu do shluků na abnormální a normální. V práci je vysvětleno, co to je EKG, jakými způsoby se měří, jaké má intervaly, jaké jsou poruchy rytmu [21] a jakým algoritmem je tento EKG signál rozměřen [24]. Následně se práce zabývá tématem shlukové analýzy, jejími kroky od získání matice dat až po zobrazení dendrogramu a výpočet Pearsonova korelačního koeficientu [18]. První praktická část této práce se zabývá rozpoznáním normálních QRS komplexů od abnormálních na základě RR intervalu a tvarového faktoru těchto komplexů [17]. Druhá praktická část je založena na získání korelační matice jednotlivých objektů, tedy zjištění podobnosti jednotlivých QRS komplexů.

Pro posouzení úspěšnosti těchto algoritmů bylo vybráno 22 EKG signálů z databáze CSE, u kterých se vyskytuje alespoň jeden druh extrasystoly. Shluková analýza je provedena pomocí prostředí MATLAB ver. 7.10.0 (R2010a) a jeho statistického toolboxu. Výstupem této práce jsou dendrogramy, které rozdělují QRS komplexy do shluků na základě podobnosti, a hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu pro všechny použité signály a shlukové metody.

2 Elektrokardiografie

EKG popisuje srdeční elektrickou aktivitu zaznamenanou elektrodami z povrchu těla. Měřené změny napětí jsou způsobeny akčními potenciály dráždivých srdečních buněk. Výsledný srdeční cyklus EKG se projevuje sérií vln, jejichž morfologie a časová informace je použita pro diagnostiku různých typů srdečních nemocí.

První záznam EKG byl naměřen Augustem Wallerem v 80. letech 19. století. Holandský fyziolog Willem Einthoven na počátku 20. století vyvinul záznamové zařízení, které mělo dostatečnou citlivost pro zaznamenání elektrických potenciálů z povrchu těla. Také definoval oblasti pro umístění elektrod na pažích a nohou, které se používají dodnes. Roku 1924 byla Einthovenovi udělena Nobelova cena za medicínu. Od té doby zaznamenal EKG dramatický rozvoj a stal se nepostradatelným nástrojem moderní medicíny. V dnešní době se využívá různých druhů EKG záznamů, ať již klidové, zátěžové či ambulantní.

V této kapitole je obsažen stručný popis elektrické aktivity srdce, technik záznamu EKG a popis jednotlivých vln, intervalů a poruch EKG rytmu. Teorie k této kapitole byla čerpána z [21].

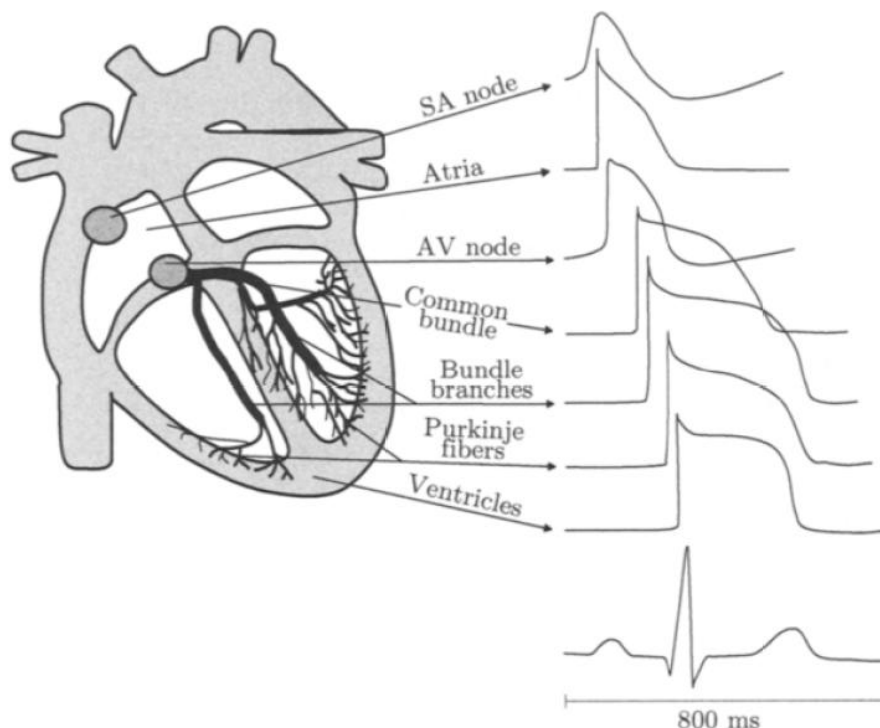
2.1 Elektrická aktivita srdce

Srdce je svalový orgán, jehož primární funkcí je pumpovat do těla okysličenou krev. Srdce se skládá ze dvou polovin, levého a pravého srdce, které pumpují synchronizovaným a rytmickým způsobem. Každá strana srdce se odděluje srdeční přepážkou na síň a komoru. Srdeční stěna se nazývá myokard a skládá se ze svalových buněk. Tyto buňky vyvíjejí mechanickou práci během srdečních kontrakcí. V myokardu jsou také obsaženy speciální svalové buňky propojené do sítě, které umožňují rychlé šíření elektrických impulsů po srdci. Srdeční cyklus vzniká šířením elektrického impulsu srdcem, který spouští mechanickou aktivitu. Kontrakci srdce předchází šíření elektrického impulsu.

Srdeční cyklus se skládá ze dvou fází: depolarizace a repolarizace (stah a uvolnění). Depolarizace se projevuje prudkou změnou membránového potenciálu buňky (-90 mV až 20 mV) a tvoří počáteční fázi srdečního akčního potenciálu. Takto prudká změna napětí způsobuje depolarizaci okolních buněk a díky tomu se elektrický impuls šíří od buňky k buňce napříč myokardem. Následuje repolarizace, během níž se membránový potenciál postupně vrací na svoji klidovou hodnotu.

K zahájení srdečního cyklu dochází ve skupině buněk, které mohou spontánně generovat elektrické impulsy. Tato skupina buněk se nazývá sinusový uzel. Poté co elektrický impuls aktivuje levou a pravou síň je zpožděn v síňokomorovém uzlu a následně vstupuje do Hisova svazku, který zajišťuje elektrické spojení mezi síněmi a komorami. Dále se impuls

šíří do pravé a levé komory a odtud do rozsáhlé sítě vodivých vláken nazývaných Purkyňova vlákna (obr. 1).



Obrázek 1 - Zobrazení morfologie akčních potenciálů a jejich průběhů v čase [21]

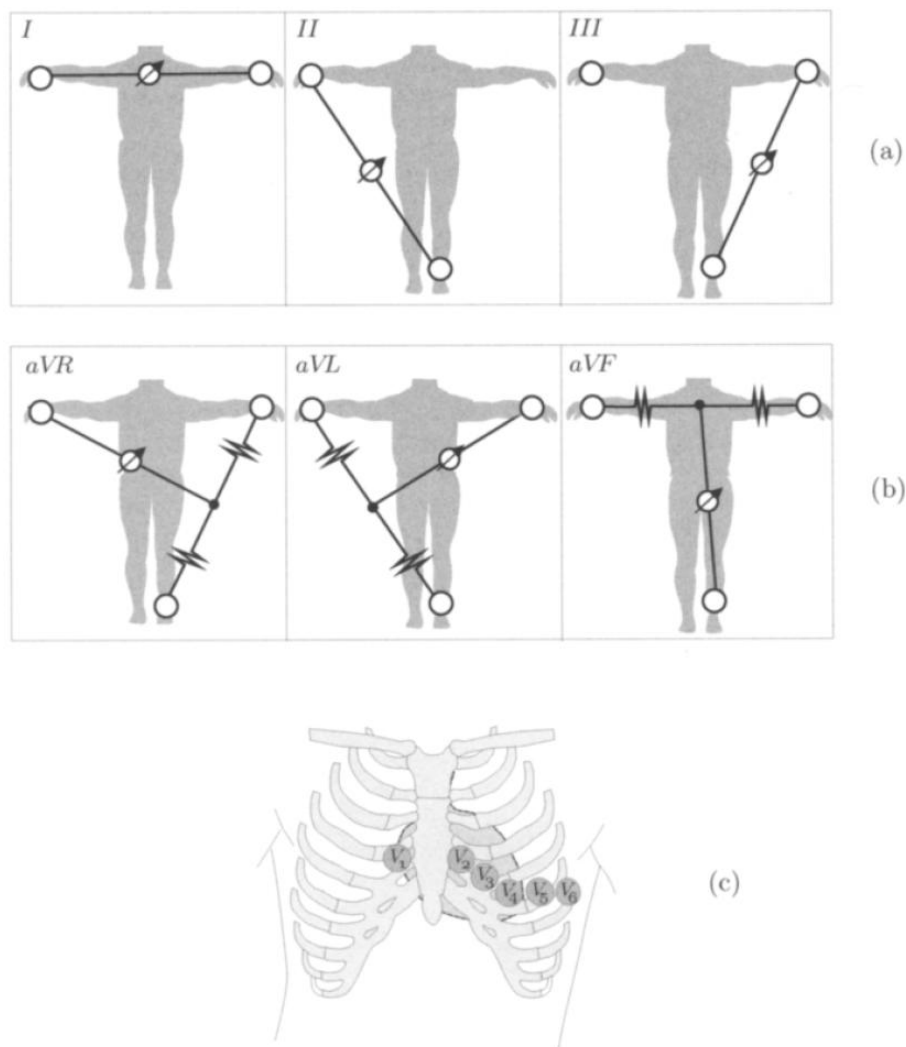
Srdeční tepovou frekvenci určuje sinusový uzel a autonomní nervový systém. Maximální tepová frekvence je 240-300 tepů za minutu a souvisí s dobou buněčné elektrické neaktivity (200-250 ms). Tepová frekvence však zřídka kdy překročí hodnotu 220 tepů za minutu a to jen u mladých lidí, s věkem tato tepová frekvence klesá.

Elektrickou aktivitu srdce je možno měřit jak na povrchu těla, tak i na buněčné úrovni. EKG popisuje různé fáze elektrické aktivity srdečního cyklu a reprezentuje časovou a prostorovou sumu akčních potenciálů generovaných milióny srdečních buněk. Vlny EKG, vznikající během fáze depolarizace a repolarizace, se vzdalují od izolinie, která odpovídá klidovému stavu buněk. Vlny u depolarizace jsou strmější a špičatější než u repolarizace, kde jsou vlny hladké a zaoblené.

2.2 Techniky záznamu EKG

Srdeční elektrická aktivita se měří z povrchu těla připojením elektrod na kůži. Rozdíl napětíových potenciálů mezi dvojicí elektrod se označuje jako svod. Používá se vícesvodová konfigurace, která zahrnuje unipolární či bipolární svody nebo i kombinaci obou. Unipolární svody zaznamenávají napětí mezi měřicí a referenční elektrodou, zatímco u bipolárních svodů se měří napětí mezi dvěma měřicími elektrodami.

Standardní 12svodové EKG je nejčastěji používaným svodovým systémem. Je tvořeno kombinací bipolárních končetinových svodů, augmentovaných unipolárních končetinových svodů a unipolárních hrudních svodů. Jednotlivé svody jsou zaznamenány pomocí 10 elektrod umístěných na standardizovaných pozicích na povrchu těla (obr. 2).



Obrázek 2 - Pozice elektrod pro bipolární končetinové svody (a), augmentované unipolární končetinové svody (b) a unipolární hrudní svody (c) [21]

Bipolární končetinové svody I, II a III lze získat měřením napětí mezi levou paží, pravou paží a levou nohou. Pozice těchto měřících elektrod lze považovat za vrcholy rovnostranného trojúhelníka se srdcem uprostřed. Tyto svody popisují srdeční elektrickou aktivitu ve třech směrech čelní roviny, přičemž mezi jednotlivými směry je úhel 60° .

Augmentované unipolární končetinové svody aVF, aVL a aVR se používají k zaplnění 60° mezer ve směrech bipolárních končetinových svodů. Používají se stejné elektrody jako u bipolárních končetinových svodů. Rozdíl oproti bipolárním končetinovým svodům je v tom, že u unipolárních svodů se definuje napětí mezi jedním z vrcholů trojúhelníku a průměrem zbývajících dvou vrcholů.

Hrudní svody jsou umístěny v jedné řadě na přední levé straně hrudníku a poskytují detailnější pohled na srdeční aktivitu než je tomu u končetinových svodů. Svody jsou unipolární a označují se $V_1, \dots, V_6$. Vztahují se k centrální svorce, která je definována jako průměr napětí měřených na levé paži, pravé paži a levé noze.

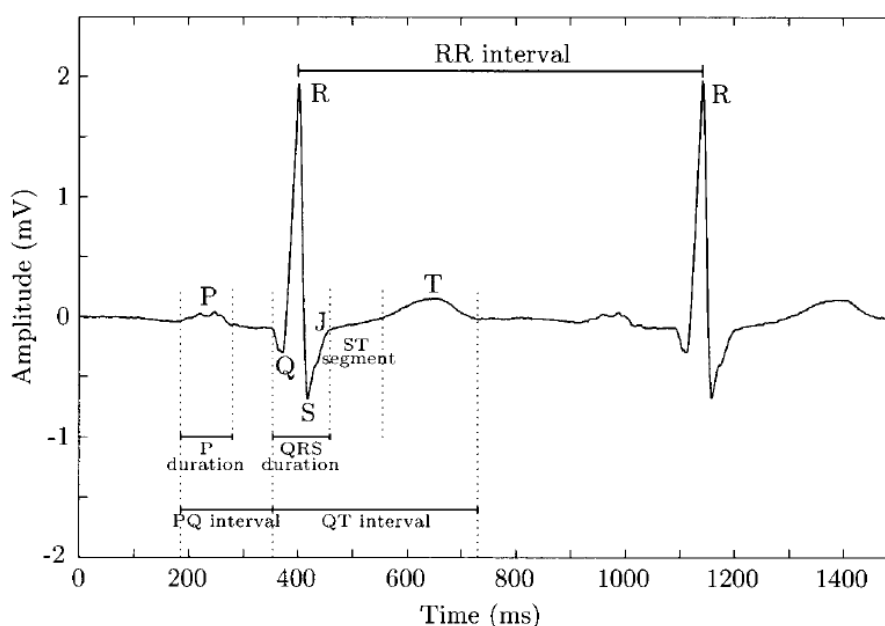
Obecně lze říci, že u končetinových svodů mají EKG vlny nižší amplitudu a obsahují více rušení, nežli je tomu u hrudních svodů. Toto je dáno vzdáleností měřicích elektrod od srdce.

Ortogonální svody odrážejí elektrickou aktivitu ve třech navzájem kolmých směrech X, Y a Z. U těchto svodů je možné získat další informaci pomocí zobrazení trojrozměrné smyčky. Tato smyčka je opisována koncovým bodem elektrického vektoru popisujícího dominantní směr během srdečního cyklu. Tento typ záznamu je označován jako vektorkardiogram. Dvojice měřicích elektrod se umísťuje podél vzájemně kolmých linií na povrchu těla.

Přestože informace obsažená v těchto svodech byla shledána užitečnou pro určité aplikace, 12svodový systém stále zůstává preferovanějším, zejména díky jasně stanoveným pravidlům pro jeho interpretaci.

2.3 Vlny a intervaly EKG signálu

Popis jednotlivých parametrů EKG křivky hraje důležitou roli při vývoji algoritmů zpracování signálů. Vlna P znázorňuje depolarizaci síní, komplex QRS odráží depolarizaci komor a vlna T znázorňuje depolarizaci komor. Repolarizace síní je v EKG nerozpoznatelná, jelikož je časově shodná s výraznějším komplexem QRS. Velikosti vln se stanovují vzhledem k izolinii EKG, která časově předchází komplexu QRS (obr. 3).



Obrázek 3 - Popis křivky EKG s vyznačením jednotlivých vln a intervalů [21]

Vlna P odráží depolarizaci pravé a levé síně. U většiny svodů má kladnou polaritu a hladký, monofázický tvar. Její velikost obvykle nepřekračuje hodnotu 300 μV a doba trvání je kratší než 120 ms. Jedná se o nízkofrekvenční vlnu se spektrálními složkami do 10 až 15 Hz. Občas je obtížné stanovit přesné okamžiky začátku a konce této vlny, vzhledem k její malé velikosti a hladkému průběhu.

Komplex QRS odráží depolarizaci pravé a levé komory, která u zdravého srdce trvá 70 až 110 ms. První negativní výchylka komplexu je označována jako vlna Q, první pozitivní výchylka je vlna R a negativní výchylka, následující po této vlně je vlna S. Tento komplex je značně variabilní, může obsahovat odlišný počet vln než tři zmiňované. QRS komplex často dosahuje velikosti 2 až 3 mV, tudíž bývá detekován jako první u většiny programů počítačové analýzy EKG. Obsahuje spektrální složky o vyšších frekvencích než ostatní EKG vlny (10 až 50 Hz).

Vlna T odráží depolarizaci komor a vyskytuje se v intervalu 300 ms za komplexem QRS. Pozice této vlny je ovlivňována tepovou frekvencí. Při vyšších tepových frekvencích se vlna zužuje a přibližuje ke komplexu QRS. Vlna T má hladký tvar a ve většině svodů se projevuje jedinou kladnou výchylkou. Po vlně T občas následuje další vlna (vlna U), jejíž původ doposud nebyl objasněn. Při vysokých tepových frekvencích dochází ke spojení vln T a P, což ztěžuje detekci konce vlny T a začátku vlny P. Stanovení konce vlny T je obecně velmi obtížné, vzhledem k pozvolnému přechodu vlny do izolinie.

Interval RR je doba trvání komorového srdečního cyklu, měřená mezi dvěma po sobě následujícími vlnami R. Interval RR je základní veličinou u každé analýzy EKG a používá se k popisu arytmií různého typu nebo k analýze variability srdeční tepové frekvence.

Interval PQ je časový interval měřený od začátku síňové depolarizace k počátku komorové depolarizace. Vyjadřuje dobu šíření elektrického impulsu ze sinusového uzlu do srdečních komor. Délka tohoto intervalu je mírně závislá na tepové frekvenci.

Interval QT je časový úsek mezi začátkem depolarizace a koncem depolarizace komor. Doba tohoto intervalu je závislá na tepové frekvenci, s vyššími frekvencemi se interval zkracuje. Prodlužování intervalu QT indikuje různé srdeční poruchy spojené s rizikem náhlé srdeční smrti.

2.4 Poruchy rytmu

Standardní srdeční tep, vznikající v sinusovém uzlu, je v rozmezí 50 a 100 tepů za minutu v období klidu. Změna tohoto tepu se nazývá arytmie. Ta může nastat v případě, že depolarizace je spuštěna jinými srdečními buňkami než těmi v sinusovém uzlu nebo když je vedení elektrického impulsu v srdci nějakým způsobem pozměněno. Aritmie je dále členěna dle srdečního tepu na bradykardii (méně než 60 tepů za minutu) a tachykardii (více než 100 tepů za minutu). Poruchy rytmu mohou být následující:

Sinusová arytmie je charakterizována výraznými rozdíly v RR intervalech, intervaly PR jsou shodné. Tvary vln P a komplexů QRS jsou neměnné.

Supraventrikulární extrasystoly vznikají v síních nebo v oblasti AV uzlu. Jedná se o předčasné komplexy QRS často normálního tvaru se změněnou vlnou P. Při častých supraventrikulárních extrasystolách není ještě oblast AV uzlu repolarizována, což způsobí odlišnost ve tvaru QRS komplexu či jeho absenci.

Komorové extrasystoly jsou předčasné komplexy QRS vznikající v komorách. Projeví se absencí vlny P a abnormálně širokého QRS komplexu společně s vlnou T. Většinou po nich následuje pauza, kdy je součet délek RR intervalů před a po extrasystole roven dvojnásobku délky RR intervalu standardního rytmu.

Síňové tachykardie se vyznačují frekvencí 140 až 220 tepů za minutu. Vlny P mohou být skryty za vlnou T nebo i komplexem QRS z předešlého cyklu. Komplexy QRS jsou úzké.

Komorové tachykardie nastávají při tepové frekvenci vyšší než 120 tepů za minutu. Komplexy QRS jsou širší s vyšší amplitudou. Vlny P jsou maskovány širokým QRS komplexem.

Flutter síní je pravidelný, rychlý sinusový rytmus kolem 300 tepů za minutu. Vlny P jsou nahrazeny „pilovitými“ vlnami F. Do komor jsou přivedeny přes AV uzel jen některé.

Flutter komor je rychlý a pravidelný rytmus bez rozpoznatelných komplexů QRS a vln T. Je podobný flutteru síní, ale má vyšší amplitudu, která v čase kolísá. Flutter komor často přechází do komorové fibrilace.

Fibrilace síní je velmi rychlý, nepravidelný rytmus (400 až 700 tepů za minutu), který způsobuje rozrušení síňové aktivity a nepravidelné komorové stahy. Vlny P jsou nahrazeny vlnami F stejně jako u flutteru síní.

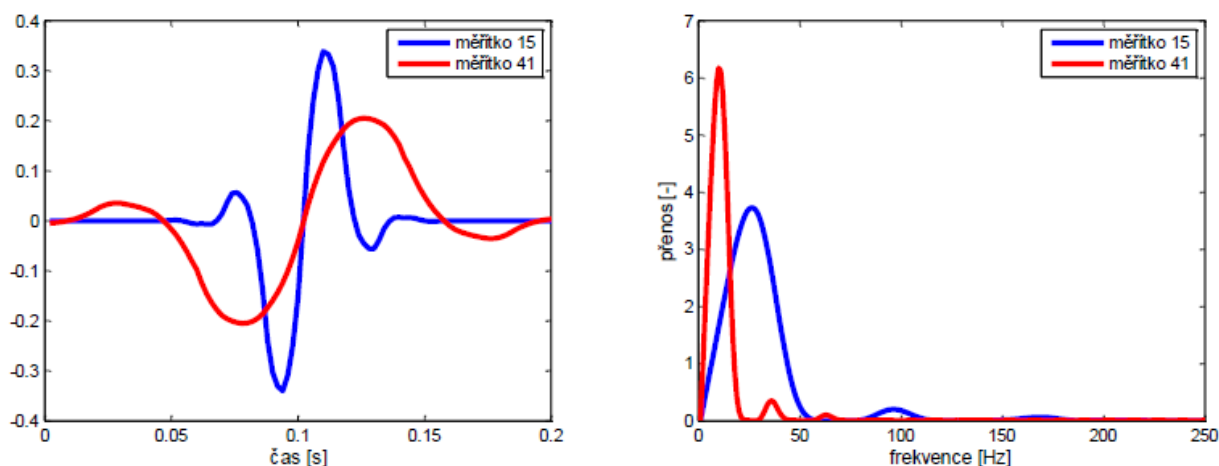
Fibrilace komor vede k srdeční zástavě, zastavení dýchání a ztrátě vědomí. Komorová aktivita je zcela rozrušena tepovou frekvencí 200 až 250 tepů za minutu.

3 Princip rozměření EKG signálu

Použitý princip rozměření EKG signálu je založen na spojitě vlnkové transformaci. Její výhodou je nízká výpočetní náročnost, principiální jednoduchost, vysoká přesnost detekce a možnost výpočtu pro jakékoliv měřítko. Volbou těchto měřitek lze omezit vlivy rušení, kolísání signálu způsobeného dýcháním a pohyby pacienta (drift) nebo síťového brumu. Pro rozměření EKG signálu bylo nejspokojivějších výsledků dosaženo vhodnou biortogonální vlnkou bior1.5 a vhodnými měřítky 15 a 41 pro vzorkovací frekvenci 500 Hz (obr. 4). Při použití signálu o jiné vzorkovací frekvenci je nutné použít následující přepoččet:

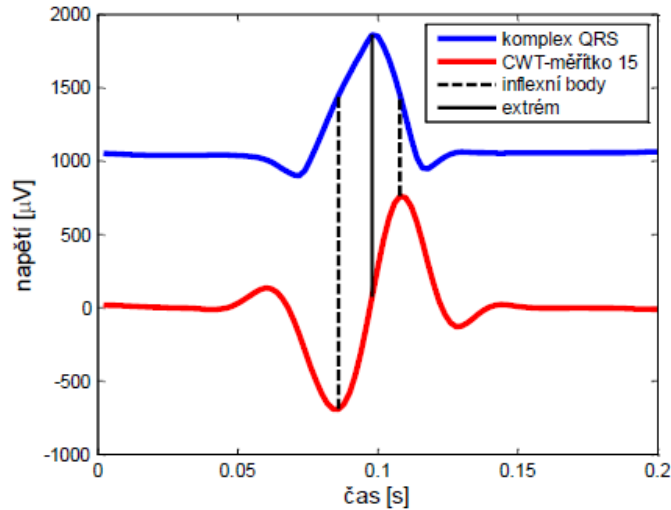
$$a = a_{500} \frac{f_{vz}}{500}, \quad (1)$$

kde f_{vz} je vzorkovací frekvence rozměřovaných signálů, a_{500} jsou vhodná měřítka pro signály vzorkované s frekvencí 500 Hz a a jsou přepočtená vhodná měřítka. [24]



Obrázek 4 - Vlnka bior1.5 (vlevo) a její modulová frekvenční charakteristika (vpravo) v měřítku 15 a 41 [24]

Vlnka bior1.5 je reálná, antisymetrická a hladká. Měřítko 15 je použito k detekci a rozměření QRS komplexů, zatímco měřítko 41 je využito u detekce a rozměření vln P a T (mají stejný rozsah kmitočtů do 15 Hz). Modulové frekvenční charakteristiky potlačují stejnosměrné složky, drift i brum a přenášejí frekvence odpovídající příslušné vlně. Antisymetrie vlnky transformuje extrémy původního signálu na průchody nulou a inflexní body na extrémy (obr. 5). Vlnka v podstatě signál zároveň derivuje. [24]



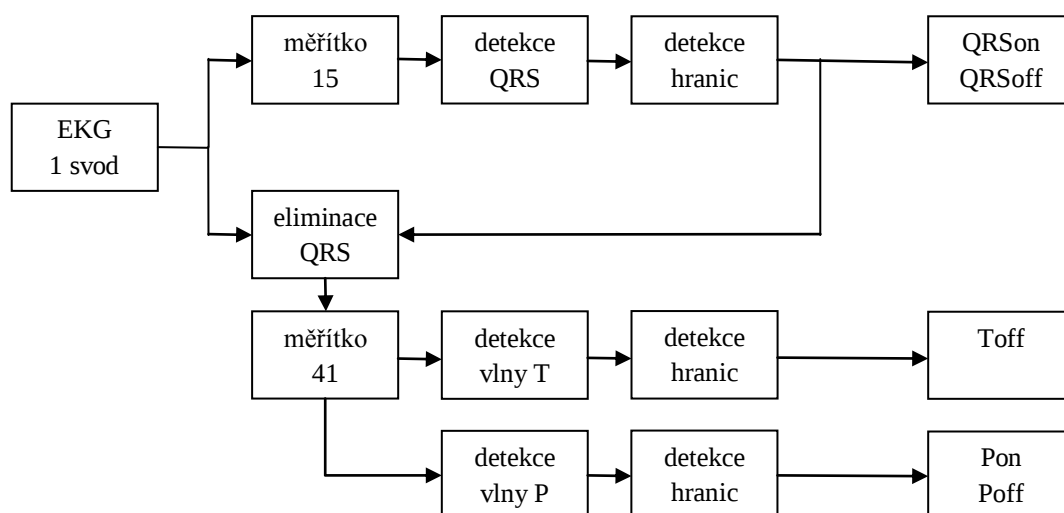
Obrázek 5 - Transformace QRS komplexu pomocí CWT v měřítku 15 [24]

Blokové schéma jednosvodového rozměřovacího algoritmu je ukázáno na obr. 6. Vstupem je jeden svod EKG signálu, u kterého je spočítáno měřítko 15 pro následnou detekci QRS komplexu a jeho hranic. Výstupem této části jsou pozice všech začátků a konců QRS společně s detekovanými vlnami R. Pozice vln R jsou dány průchodem nulovou hladinou mezi dvojicí opačných nadprahových extrémů (obr. 5). Hranice jsou detekovány tím způsobem, že algoritmus vychází z pozice R vlny a postupuje v daném směru, přičemž porovnává velikosti extrémů s hodnotou stanoveného prahu, který je vypočítán následujícím způsobem:

$$\xi_{QRS} = 1,55 \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad (2)$$

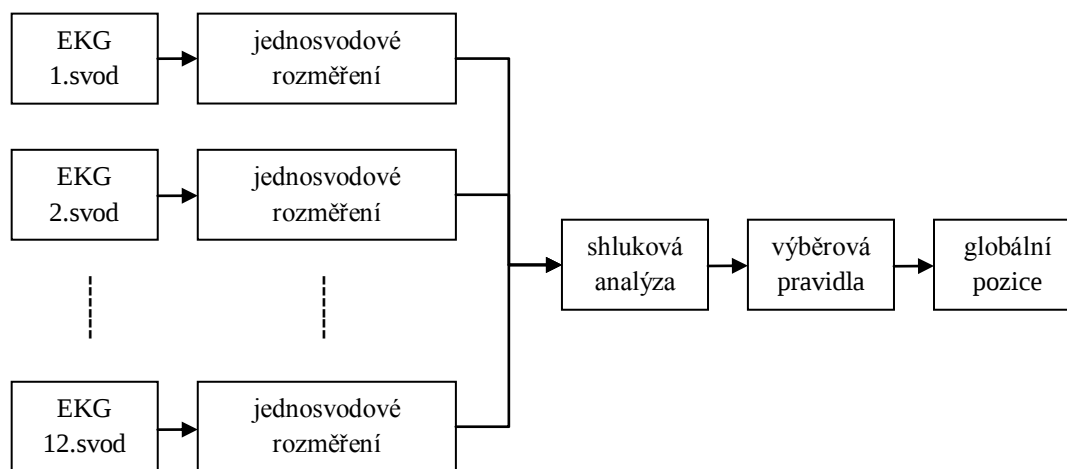
kde ξ_{QRS} odpovídá 1,55násobku směrodatné odchylky ze všech hodnot analyzovaného úseku transformovaného signálu. [11]

Následně je eliminován soubor QRS komplexů v daném svodu na základě jejich známých pozic začátků a konců. Vzorky komplexů QRS jsou nahrazeny lineární interpolací mezi první a poslední hodnotou komplexu. Z tohoto signálu po lineární interpolaci je vypočteno měřítko 41. Výstupem této části jsou pozice konců T vln, začátků a konců vln P. Vlna T je detekována v první polovině vzdálenosti mezi koncem jednoho QRS cyklu a začátkem dalšího QRS cyklu. Postup pro detekci konce vlny T je obdobný jako u detekce QRS. Práh je násobkem směrodatné odchylky v měřítku 41 a je adaptivní. Vlna P je detekována v druhé polovině vzdálenosti mezi koncem jednoho QRS cyklu a začátkem dalšího QRS cyklu. Detekce hranic vlny P je obdobná jako u komplexu QRS a vlny T. [11]



Obrázek 6 - Blokové schéma jednosvodové části rozměřovacího algoritmu

Pro získání globálních hodnot rozměření EKG signálu napříč všemi svody je následně aplikován algoritmus (obr. 7), který získané lokální pozice pro jednotlivé svody dodá do shlukové analýzy, jejímž výstupem jsou shluky reprezentující možné globální pozice významných bodů. Výsledné globální pozice jsou získány aplikováním výběrových pravidel na jednotlivé shluky lokálních pozic. [24]



Obrázek 7 - Blokové schéma vícesvodové části rozměřovacího algoritmu

4 Shluková analýza

Shluková analýza se skládá ze šesti základních kroků: získání matice dat, standardizace matice dat, výpočet matice podobností, realizace shlukové metody, přerovnání matice podobností a výpočtu korelačního koeficientu. V této kapitole jsou popsány všechny kroky. Teorie k této kapitole je čerpána z [12], [13] a [18].

4.1 Získání matice dat

Pro účely shlukové analýzy je zapotřebí získat vstupní parametr, jímž je matice dat. Tato matice může vypadat následovně:

Tabulka 1 - Matice dat

		Objekty				
	i\j	1	2	3	4	5
Atributy	1	10	20	30	30	5
	2	5	20	10	15	10

Jednotlivé objekty, jejichž podobnost se zjišťuje, jsou umístěny ve sloupcích. V řádcích jsou umístěny vlastnosti jednotlivých objektů (atributy). V této práci jsou objekty zastoupeny jednotlivými QRS cykly a atributy jejich vlastnostmi (délka RR intervalů a tvarový faktor QRS cyklu). Objekty a jejich atributy mohou být rozličného typu, což dává shlukové analýze velkou variabilitu.

Úkolem shlukové analýzy je nalézt a určit, které objekty jsou si nejvíce podobné, a které jsou naopak navzájem odlišné. Nalezením podobných objektů jsou automaticky nalezeny i odlišné objekty. Vzhledem k faktu, že ukázková matice dat (tab. 1) disponuje malými rozměry, není třeba pro určení podobnosti využívat shlukovou analýzu. Podobné objekty je možno rozlišit pouhým pohledem. Pro větší matice dat s více objekty, u kterých je sledován vyšší počet atributů, již lze plně využít shlukovou analýzu.

4.2 Standardizace matice dat

Standardizace matice dat, jež je volitelným krokem, mění hodnoty originálních atributů na nové, bezrozměrné atributy. Nejběžnější standardizační funkcí je:

$$z_{ij} = \frac{x_{ij} - \mu_i}{\sigma_i}, \quad (3)$$

kde x_{ij} je aktuální hodnota prvku v matici, z_{ij} je vypočtená standardizovaná hodnota, i je atribut a j je objekt.

Průměrná hodnota μ_i a směrodatná odchylka σ_i se vypočítají dle následujících vztahů:

$$\mu_i = \frac{\sum_{j=1}^N x_{ij}}{N}, \quad (4)$$

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (x_{ij} - \mu_i)^2}{N - 1}}, \quad (5)$$

kde N je počet objektů pro jeden atribut. Pomocí rov. 3 lze standardizovat matici dat (tab. 1) do nové podoby (tab. 2).

Tabulka 2 - Standardizovaná matice dat

	i\j	Objekty				
		1	2	3	4	5
Atributy	1	-0.79	0.90	0.96	0.96	-1.22
	2	-1.23	1.40	-0.35	0.53	-0.35

Nová matice dat obsahuje stejný počet objektů a atributů jako originální, nestandardizovaná matice. Hodnoty nově vytvořené matice nabývají rozsahu od -2 do 2. Jak již bylo zmíněno výše, jedná se o volitelný krok, který se používá zejména v případě, kdy jsou jednotky atributů navzájem nesrovnatelné. V případě této práce je standardizace nezbytným krokem, jelikož jedním z použitých atributů je RR interval v ms a druhým je bezrozměrné číslo, vyjadřující velikost tvarového faktoru, pohybující se v řádu jednotek.

Vzájemná závislost a nezávislost atributů může značně ovlivnit výsledek shlukové analýzy. V ideálním případě by měly být objekty popsány vzájemně nezávislými atributy. Tato vzájemná závislost (korelace) se vyjádří následujícím způsobem:

$$\frac{1}{M} z z^T = \begin{bmatrix} 1 & 0.4231 \\ 0.4231 & 1 \end{bmatrix}, \quad (6)$$

kde M je počet objektů, z je standardizovaná matice dat a z^T je transponovaná z . Z této výsledné korelační matice standardizovaných atributů vyplývá, že tyto atributy nejsou vzájemně nezávislé (obsahují nenulové hodnoty mimo hlavní diagonálu). K získání vzájemně nezávislých atributů je zapotřebí využít vlastních čísel a vlastních vektorů matice.

Vlastní čísla korelační matice standardizovaných atributů se získají následujícím způsobem:

$$\lambda E - A = \begin{bmatrix} \lambda - 1 & -0.4231 \\ -0.4231 & \lambda - 1 \end{bmatrix}, \quad (7)$$

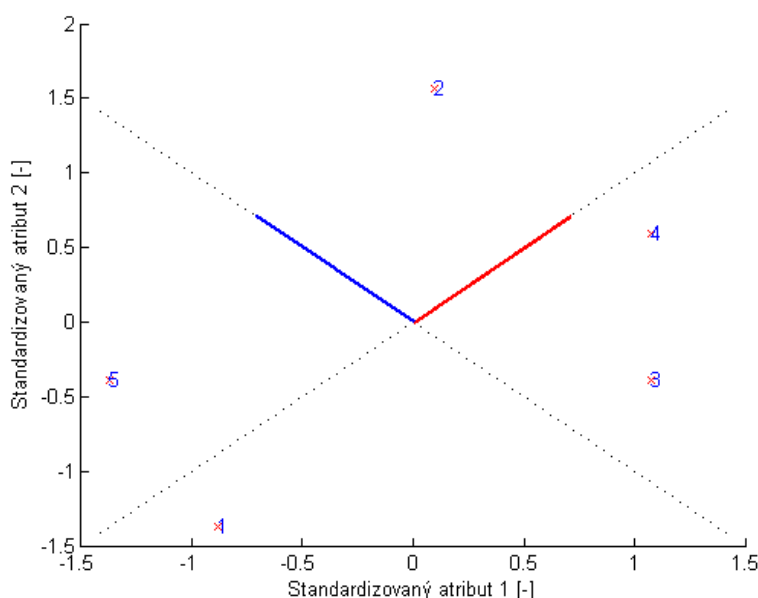
kde E je jednotková matice, A je již zmíněná korelační matice standardizovaných atributů a λ jsou vlastní čísla této matice.

Vlastní vektory korelační matice standardizovaných příznaků lze získat tak, že determinant předchozí matice se položí roven nule, dosadí se jednotlivé kořeny λ_1 a λ_2 do soustavy rovnic a tím se získají odpovídající vlastní vektory v_1 a v_2 . U vlastních vektorů je podstatný jejich směr, nikoliv velikost.

Sloupce matice vlastních vektorů V odpovídají jednotlivým vlastním vektorům korelační matice standardizovaných příznaků. Tyto sloupce jsou řazeny dle velikosti vlastních čísel λ_1 a λ_2 , náležejících jednotlivým vlastním vektorům v_1 a v_2 , od nejvyššího po nejnižší. Vlastní vektor, náležející největšímu vlastnímu číslu, udává směr největšího rozptylu příznaků. Tato matice vlastních vektorů V vypadá následovně:

$$V = \begin{bmatrix} 0.7071 & -0.7071 \\ 0.7071 & 0.7071 \end{bmatrix}.$$

Vlastní vektory jsou znázorněny do 2D prostoru atributů, kde červeně označený vlastní vektor náleží většímu vlastnímu číslu (obr. 8).

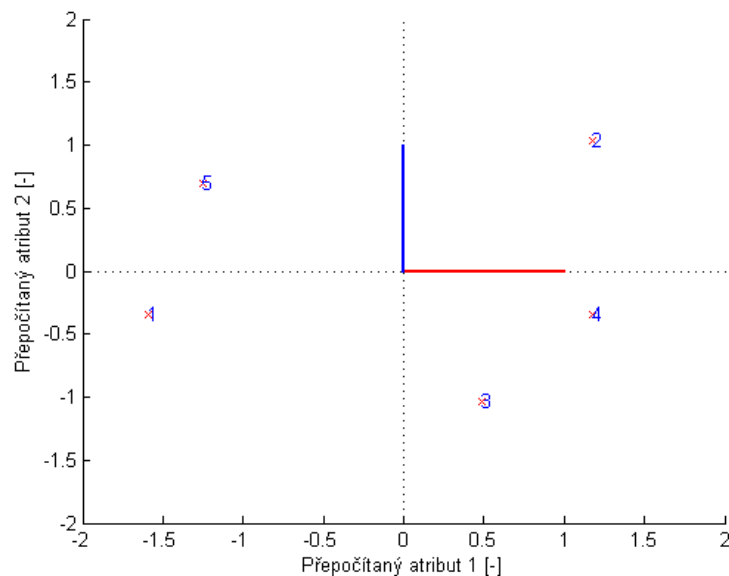


Obrázek 8 - Znázornění vlastních vektorů ve 2D prostoru atributů

K získání vzájemně nezávislých atributů je potřeba vlastní vektory natočit tak, aby červeně označený vlastní vektor byl rovnoběžný s vodorovnou osou. To se provede následujícím násobením matic:

$$P = zV = \begin{bmatrix} -1.5948 & 1.1787 & 0.4854 & 1.1787 & -1.2481 \\ -0.3467 & 1.0401 & -1.0401 & -0.3467 & 0.6934 \end{bmatrix}, \quad (8)$$

kde z je standardizovaná matice dat, V je matice vlastních vektorů a P jsou nově přepočítané souřadnice jednotlivých objektů. Tyto nově vytvořené souřadnice si lze opět promítnout do 2D prostoru atributů (obr. 9).



Obrázek 9 - Přepočítané hodnoty atributů ve 2D prostoru

Nyní si lze ověřit vzájemnou nezávislost atributů po dosazení matice P do rov. (6). V hlavní diagonále jsou rozptýleny jednotlivých atributů a nuly mimo hlavní diagonálu ukazují na jejich vzájemnou nezávislost.

$$\frac{1}{M}PP^T = \begin{bmatrix} 1.4231 & 0 \\ 0 & 0.5769 \end{bmatrix}.$$

4.3 Výpočet matice podobností

Podobnostní koeficient měří stupeň podobnosti (vzdálenosti) mezi jednotlivými páry objektů. Matice dat v tab. 1 obsahuje pět objektů. Z této matice lze tedy vypočítat 10 podobnostních koeficientů pro všechny páry objektů. Tyto hodnoty jsou vloženy do tzv. matice podobností (tab. 3).

Tabulka 3 - Matice euklidovských vzdáleností

		První objekt				
	j\k	1	2	3	4	5
Druhý objekt	1	-	-	-	-	-
	2	18.0	-	-	-	-
	3	20.6	14.1	-	-	-
	4	22.4	11.2	5.0	-	-
	5	7.07	18.0	25.0	25.5	-

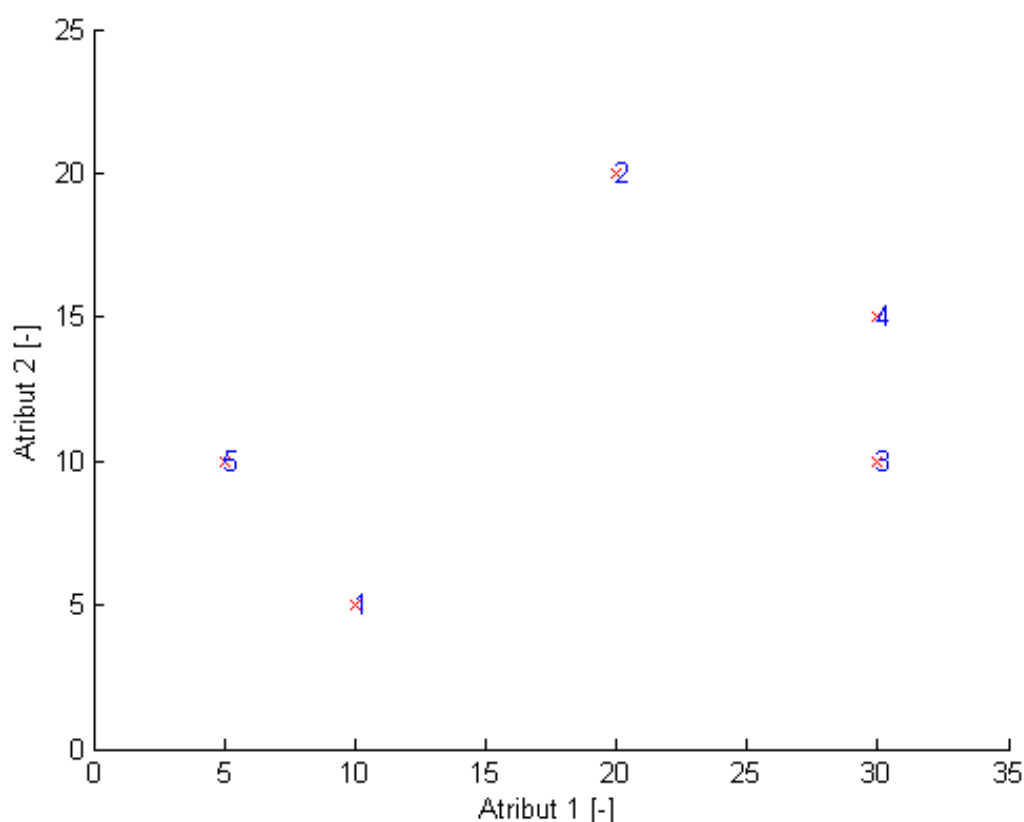
Jedná se o čtvercovou matici, kde každý sloupec zastupuje první objekt páru a každý řádek druhý objekt v páru. Každá vytvořená buňka reprezentuje hodnotu podobnostního koeficientu pro daný pár objektů. Tato matice je symetrická, tedy podobnost mezi objektem 1 a 2 bude stejná jako podobnost objektu 2 a 1.

Společně s koeficientem podobnosti lze také určit i koeficient nepodobnosti. Zásadní rozdíl mezi těmito koeficienty je ve způsobu jejich interpretace. Čím menší hodnota koeficientu nepodobnosti, tím si jsou dva objekty více podobné. Naopak čím bude jeho hodnota vyšší, tím si budou více nepodobné. Pro podobnostní koeficient je tento princip opačný. Existuje více metod výpočtu těchto koeficientů. Mezi nejčastěji používané patří následující:

Euklidovská vzdálenost měří vzdálenost mezi dvěma objekty, které jsou zadány svými hodnotami atributů ve 2D prostoru (obr. 10). Matice těchto vzdáleností obsahuje koeficienty nepodobnosti. Vzdálenosti mezi jednotlivými objekty jsou počítány podle Pythagorovy věty. Tedy pro každé 2 objekty se euklidovská vzdálenost spočítá dle následujícího vztahu:

$$e_{jk} = \sqrt{\sum_{i=1}^2 (x_{ij} - x_{ik})^2}, \quad (9)$$

kde i je index pro označení atributu a j, k jsou indexy objektů, pro které je euklidovská vzdálenost počítána.



Obrázek 10 - Rozložení objektů ve 2D prostoru atributů

Korelační koeficient r_{xy} nabývá hodnot od -1 do 1. Hodnota 1 znamená maximální podobnost objektů, naopak hodnota -1 znamená maximální nepodobnost objektů. Z tohoto poznatku vyplývá, že korelační matice obsahuje koeficienty podobnosti. Počítá se dle vztahu:

$$r_{xy} = \frac{\sum xy - \frac{1}{n}(\sum x)(\sum y)}{\sqrt{[\sum x^2 - \frac{1}{n}(\sum x)^2][\sum y^2 - \frac{1}{n}(\sum y)^2]}}, \quad (10)$$

kde x, y je dvojice porovnávaných objektů a n je počet možných dvojic objektů.

4.4 Realizace shlukové metody

Po nalezení euklidovských vzdáleností mezi jednotlivými objekty lze vytvořit stromovou strukturu (dendrogram), která umožní snadnou orientaci ve vzájemných podobnostech objektů. Shluková metoda se skládá ze série kroků, ve kterých se postupně odstraňuje prvek po prvku z matice podobností, čímž se zmenšuje její velikost a prvky se slučují do shluků, ve kterých jsou obsaženy objekty s podobnými vlastnostmi (atributy).

UPGMA (unweighted pair-group method using arithmetic averages) je nejvíce používanou shlukovací metodou. Skládá se z několika kroků:

- 1) Sloučíme ty objekty, které jsou si nejvíce podobné do shluku. Z matice podobností (tab. 3) to jsou objekty 3 a 4, mezi kterými je nejmenší vzdálenost $e_{34} = 5.0$. Vzniknou tak shluky (34), 1, 2 a 5 (tab. 4).

Tabulka 4 - První krok UPGMA

	j\k	První objekt			
		1	2	5	(34)
Druhý objekt	1	-	-	-	-
	2	18.0	-	-	-
	5	7.07	18.0	-	-
	(34)	21.5	12.7	25.3	-

Nově vytvořené vzdálenosti mezi shluky 1 a (34), 2 a (34) a mezi 5 a (34) musí být přepočítány. A to tak, že je vypočítána průměrná hodnota z euklidovských vzdáleností každého možného shluknutí dvojice objektů následujícím způsobem:

$$e_{1(34)} = \frac{1}{2}(e_{13} + e_{14}) = \frac{1}{2}(20.6 + 22.4) = 21.5$$

$$e_{2(34)} = \frac{1}{2}(e_{23} + e_{24}) = \frac{1}{2}(14.1 + 11.2) = 12.7$$

$$e_{5(34)} = \frac{1}{2}(e_{53} + e_{54}) = \frac{1}{2}(25.0 + 25.5) = 25.3$$

Hodnoty pro všechny e_{jk} pocházejí z počáteční matice podobností (tab. 3).

- 2) Sloučíme objekty 1 a 5, mezi kterými je nejmenší vzdálenost $e_{15} = 7.07$. Vzniknou tak shluky (34), (15) a 2 (tab. 5).

Tabulka 5 - Druhý krok UPGMA

		První objekt		
	j\k	2	(34)	(15)
Druhý objekt	2	-	-	-
	(34)	12.7	-	-
	(15)	18.0	23.4	-

Nově vytvořené vzdálenosti jsou vypočítány obdobně jako v minulém kroku.

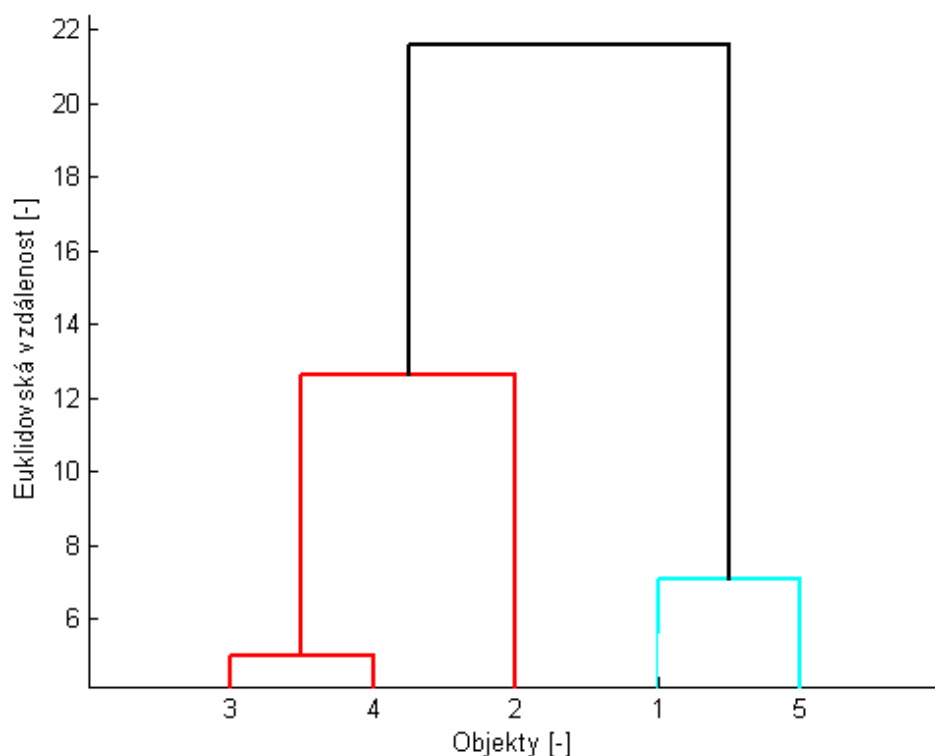
- 3) Sloučíme objekty 2 a (34), mezi kterými je nejmenší vzdálenost $e_{2(34)} = 12.7$ a vzniknou tak shluky (15) a (234).

Tabulka 6 - Třetí krok UPGMA

		První objekt	
	j\k	(15)	(234)
Druhý objekt	(15)	-	-
	(234)	21.6	-

Nově vytvořená vzdálenost je spočítána stejným způsobem jako v předešlých krocích.

- 4) Sloučíme poslední dva objekty (15) a (234), mezi kterými je vzdálenost $e_{(15)(234)} = 21.6$ do finálního shluku (12345), který obsahuje všech pět objektů.
- 5) Z přecházejících kroků se vytvoří tzv. dendrogram (obr. 11), ze kterého je patrné, že nejpodobnějšími objekty jsou 3 a 4, a že základní soubor dat byl rozdělen do dvou shluků. První se skládá z objektů 3, 4, 2 a druhý z objektů 1, 5.



Obrázek 11 - Dendrogram pro UPGMA metodu

Metoda SLINK (single linkage clustering method) se odlišuje od předešlé metody pouze ve výpočtu nově vytvořených vzdáleností. Místo počítání průměru mezi objekty se vybere minimální hodnota euklidovské vzdálenosti mezi danými objekty (rov. 11).

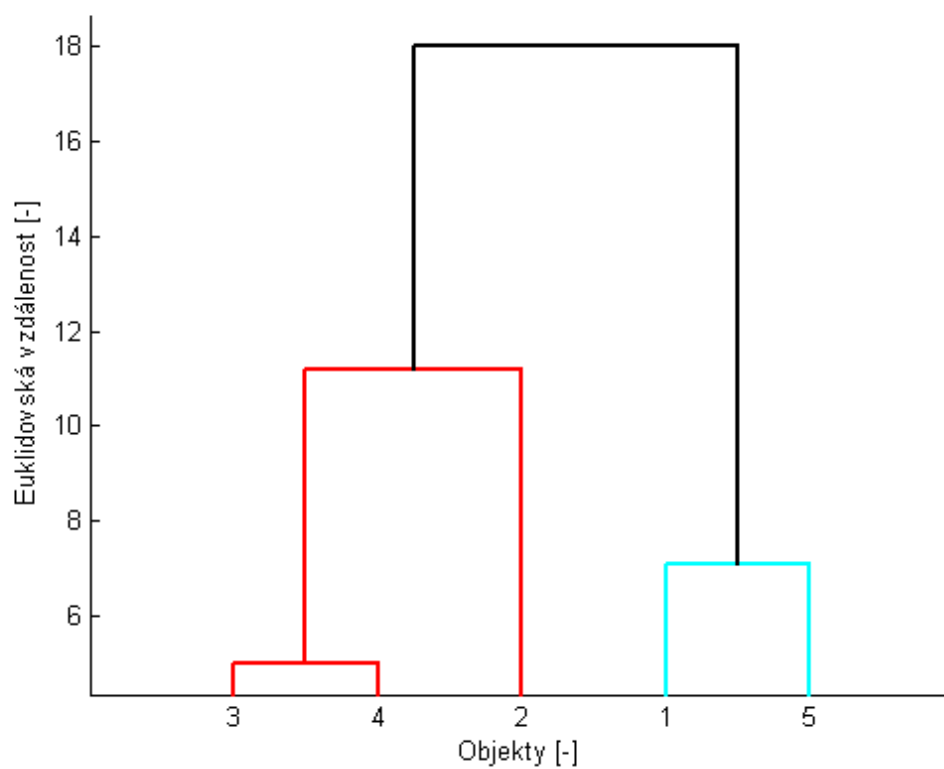
$$e_{j(kl)} = \min(e_{jk}; e_{jl}) \quad (11)$$

Výsledný dendrogram pro tuto metodu je zobrazen na obr. 12. Z uvedeného dendrogramu je patrné, že hodnota Euklidovy vzdálenosti, na které se spojily všechny objekty do jednoho shluku, se oproti metodě UPGMA zmenšila.

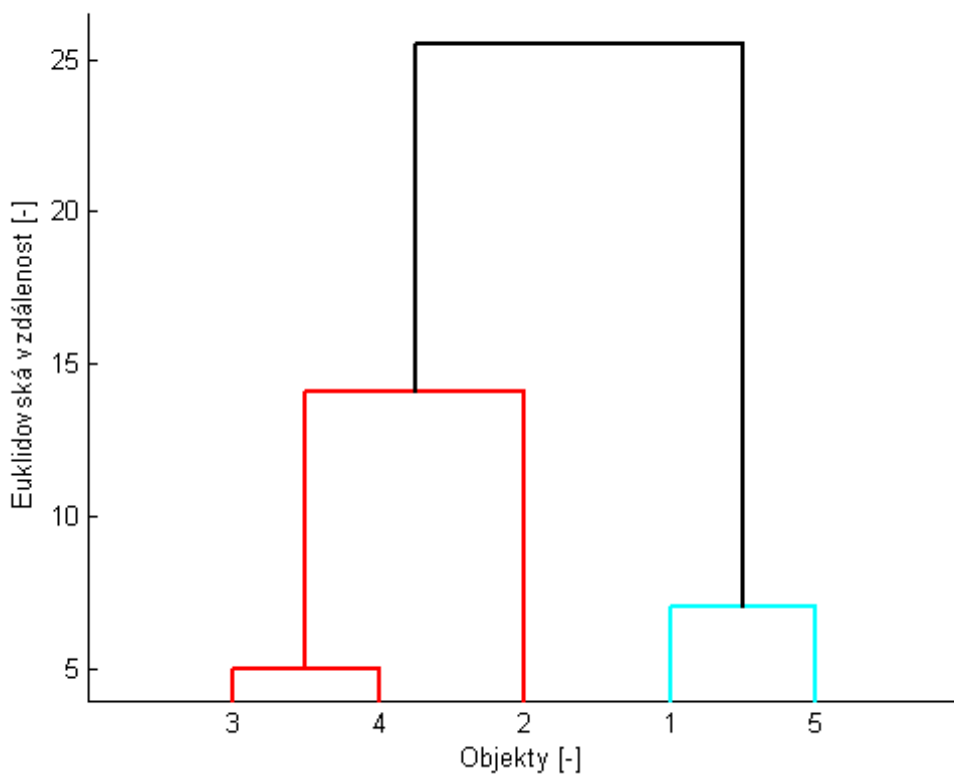
Metoda CLINK (complete linkage clustering method) je opakem předešlé metody. Místo vybrání minima je vybrána maximální hodnota (rov. 12).

$$e_{j(kl)} = \max(e_{jk}; e_{jl}) \quad (12)$$

Dendrogram pro tuto metodu je zobrazen na obr. 13. Hodnota Euklidovy vzdálenosti, na které se shluky všechny objekty do jednoho shluku, se naopak oproti metodě UPGMA zvýšila.



Obrázek 12 - Dendrogram pro SLINK metodu



Obrázek 13 - Dendrogram pro CLINK metodu

Wardova shlukovací metoda minimálního rozptylu je metodou odlišnou od předešlých a druhou nejpoužívanější po UPGMA. Jako každá jiná metoda, se skládá z několika kroků. Začíná se z hodnot vstupní matice dat, kde je každý shluk tvořen jedním objektem a končí jedním shlukem obsahujícím všechny objekty.

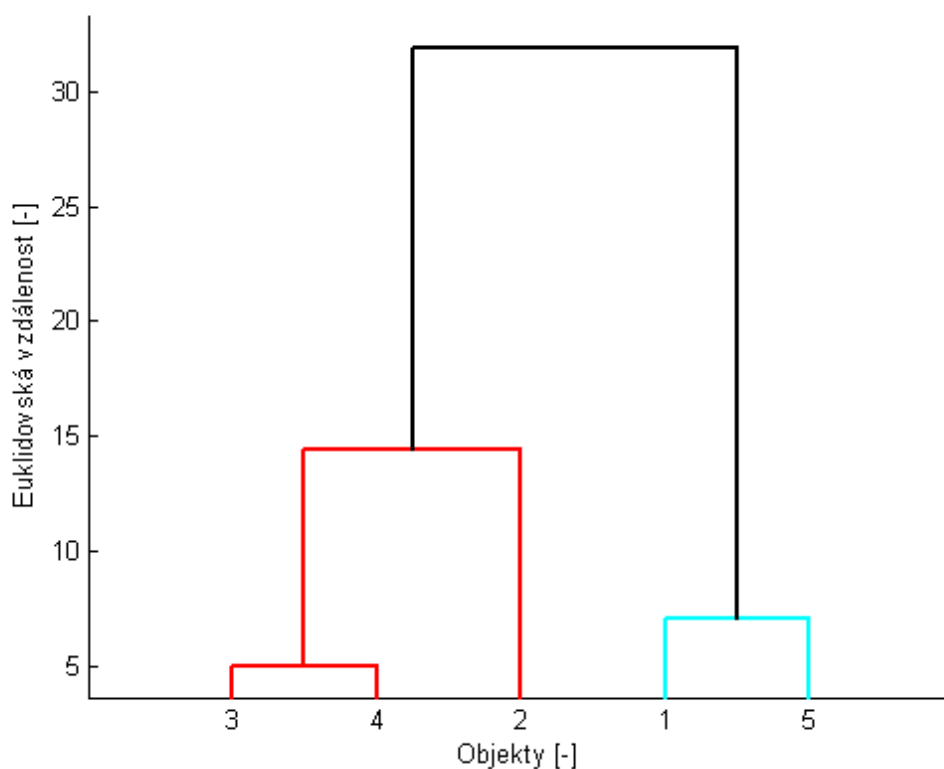
V každém kroku této metody je vypočítán součet rozptylů ve shlucích pro všechny možné shluknutí dvojice objektů. Poté se zvolí varianta, u které měl součet rozptylů nejmenší hodnotu. V tab. 7 jsou vypočteny součty rozptylů ve shlucích pro všechny možnosti shluknutí ze vstupní matice dat (tab. 1). Příklad výpočtu pro řádek s minimálním součtem rozptylů:

$$E = (30 - 30)^2 + (10 - 12.5)^2 + (30 - 30)^2 + (15 - 12.5)^2 + (10 - 10)^2 + (5 - 5)^2 + (20 - 20)^2 + (20 - 20)^2 + (5 - 5)^2 + (10 - 10)^2 = \mathbf{12.5}$$

Tabulka 7 - Ukázka postupu Wardovy metody

Shluky				E
(12)	3	4	5	162.5
(13)	2	4	5	212.5
(14)	2	3	5	250.0
(15)	2	3	4	25.0
(23)	1	4	5	100.0
(24)	1	3	5	62.5
(25)	1	3	4	162.5
(34)	1	2	5	12.5
(35)	1	2	4	312.5
(45)	1	2	3	325.5

Dle tabulky 7 se shluknou objekty 3 a 4 na vzdálenosti 12,5 a pokračuje se dalším krokem, kde se opět spočítají součty rozptylů pro každou možnost shluknutí objektů, a vybere se ta možnost, kde součet rozptylů má minimální hodnotu. Takto se postupuje, dokud nebudou všechny objekty spojeny do jednoho jediného shluku. Poté je vytvořen dendrogram (obr. 14).



Obrázek 14 - Dendrogram pro Wardovu metodu

4.5 Přerovnání matice podobností

U tohoto kroku není zapotřebí žádných výpočtů. Jedná se o pouhé přerovnání hodnot v matici podobností (tab. 3) podle toho, jak jsou za sebou řazeny objekty v dendrogramu (obr. 11), aby podobnosti mezi objekty byly na první pohled zřejmé. Pořadí objektů je 3, 4, 2, 1 a 5. Přerovnaná matice podobností je zobrazena v tab. 8. Z této tabulky lze určit, že nejpodobnější objekty 3, 4 a 1, 5 jsou umístěny naproti sobě a že ty objekty, které jsou si nejvíce podobné, jsou umístěny nejbližše diagonále.

Tabulka 8 - Přerovnaná matice podobností

		První objekt				
	j\k	3	4	2	1	5
Druhý objekt	3	-	-	-	-	-
	4	5.0	-	-	-	-
	2	14.1	11.2	-	-	-
	1	20.6	22.4	18.0	-	-
	5	25.0	25.5	18.0	7.07	-

4.6 Výpočet korelačního koeficientu

Hodnoty vzdálenosti mezi objekty v dendrogramu (obr. 11) neodpovídají hodnotám vzdáleností ve vstupní matici podobností (tab. 3). Je potřeba zjistit, jak korelují jednotlivé vzdálenosti s hodnotami odvozenými z dendrogramu, tedy jaké zkreslení přineslo vytvoření dendrogramu.

K tomu se využívá výpočet Pearsonova korelačního koeficientu, který nabývá hodnot od -1 do 1 a je dán stejným vztahem jako výpočet korelace (rov. 10), kde x jsou hodnoty vzdáleností dvojic objektů z matice podobností, y jsou hodnoty vzdáleností dvojic objektů odvozené z dendrogramu a n je počet dvojic objektů. Dokonalé shodě odpovídá hodnota $r_{xy} = 1$, neshodě odpovídá $r_{xy} = 0$ a $r_{xy} = -1$ v případě, že $x = -y$. Zkreslení způsobené dendrogramem je považováno za přijatelné, pokud Pearsonův korelační koeficient nabývá hodnot $r_{xy} \geq 0.8$.

5 Použité algoritmy shlukové analýzy

V této kapitole jsou vysvětleny použité algoritmy shlukové analýzy. U prvního z uvedených algoritmu je vysvětleno, co to jsou tzv. tvarové faktory a jaké je jejich použití (společně s RR intervaly) pro shlukovou analýzu, která od sebe rozpozná normální a abnormální cykly EKG. Pomocí druhého algoritmu je získána korelační matice, vyjadřující podobnost mezi jednotlivými objekty (QRS komplexy), a z této matice vychází výpočet dendrogramu, který opět od sebe oddělí normální a abnormální cykly EKG. Teorie k této kapitole je čerpána z [17].

5.1 Algoritmus vycházející z RR intervalů a tvarových faktorů

5.1.1 Tvarový faktor

K získání hodnoty tvarového faktoru určitého úseku EKG signálu je zapotřebí tří parametrů. Prvním z nich je aktivita, což je hodnota rozptylu σ_x^2 z daného úseku EKG signálu. Druhým je mobilita, která je vypočítána následujícím způsobem:

$$M_x = \left[\frac{\sigma_{x'}^2}{\sigma_x^2} \right]^{\frac{1}{2}} = \frac{\sigma_{x'}}{\sigma_x}, \quad (13)$$

kde σ_x je směrodatná odchylka a x' je první diference z daného úseku EKG signálu. Třetím parametrem je samotný tvarový faktor, který se vypočítá dle vzorce:

$$FF = \frac{M_{x'}}{M_x} = \frac{\sigma_{x''}/\sigma_{x'}}{\sigma_{x'}/\sigma_x}, \quad (14)$$

kde x'' je druhou diferencí z daného úseku EKG signálu.

5.1.2 Rozpoznání normálních QRS cyklů od abnormálních

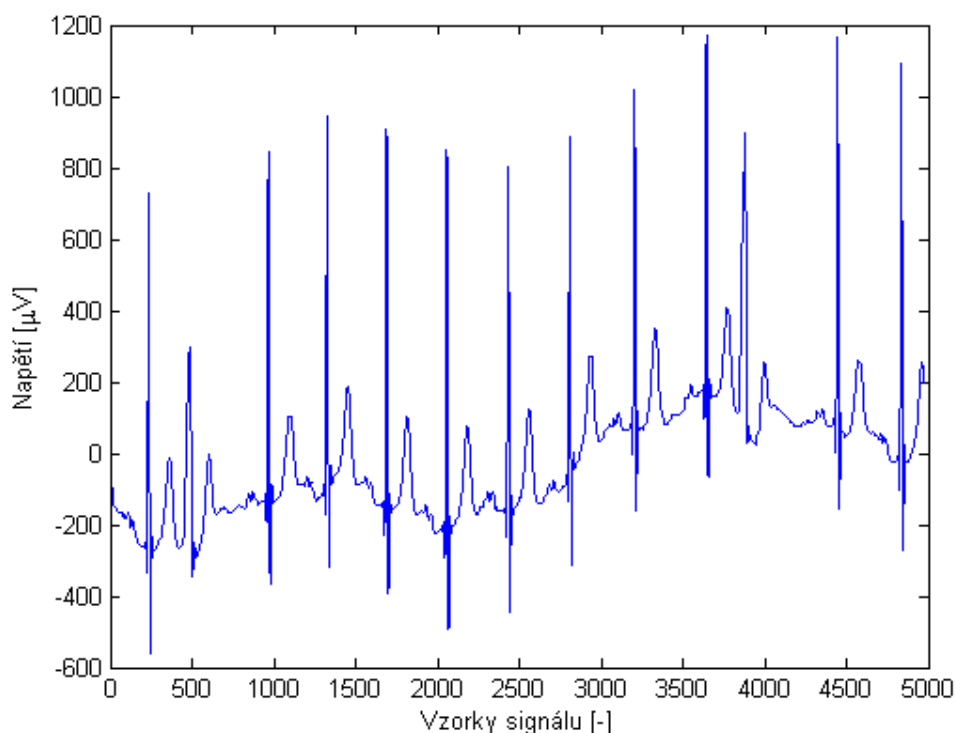
Cílem je získat parametr, podle kterého lze rozpoznat normální cykly od abnormálních. Abnormální cykly obvykle obsahují vlny, které jsou značně odlišné od vln normálních cyklů nasnímaných ze stejné osoby. Tvarový faktor popisuje komplexnost těchto cyklů. Čím je jeho hodnota vyšší, tím je daný úsek EKG komplexnější. Tedy tvarový faktor se jeví jako vhodný parametr pro rozpoznání normálních od abnormálních cyklů. Použití samotného RR intervalu na rozpoznání EKG cyklů není vhodné, jelikož tento interval se může měnit při vzniku sinusové arytmie nebo při změně šíření elektrické aktivity srdcem.

V tabulce 9 jsou spočítány hodnoty tvarových faktorů a předcházejících RR intervalů pro 2. až předposlední QRS cyklus pro signál z obrázku 15. Z těchto výpočtů lze odvodit, že abnormální QRS cykly (v tomto případě cykly č. 2 a 11) mají vyšší hodnotu tvarového faktoru než cykly normální. Také si lze povšimnout, že délky RR intervalů pro abnormální

cykly jsou nižší než pro cykly normální a normální cyklus, který následuje po abnormálním má vyšší hodnotu RR intervalu než ostatní normální cykly.

Tabulka 9 - Vypočtené RR intervaly a tvarové faktory pro signál W061 z databáze CSE

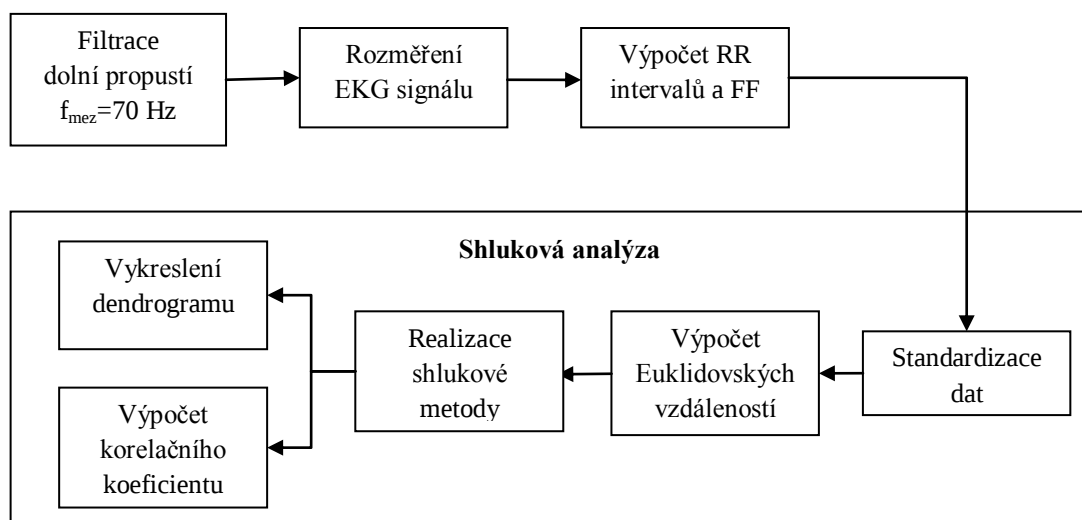
QRS	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
RR [ms]	512	952	718	726	736	752	752	790	880	476	1126
FF [-]	1.58	1.27	1.26	1.26	1.26	1.25	1.25	1.25	1.26	1.59	1.27



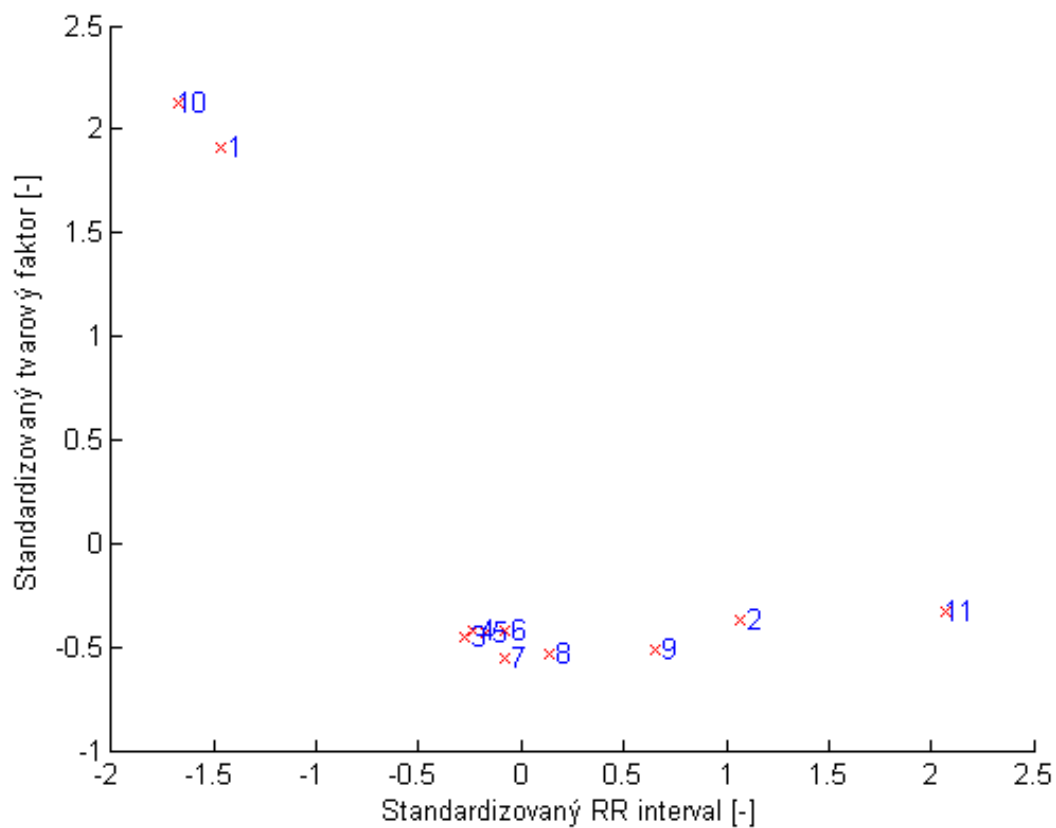
Obrázek 15 - Průběh signálu W061 z databáze CSE

5.1.3 Použití shlukové analýzy

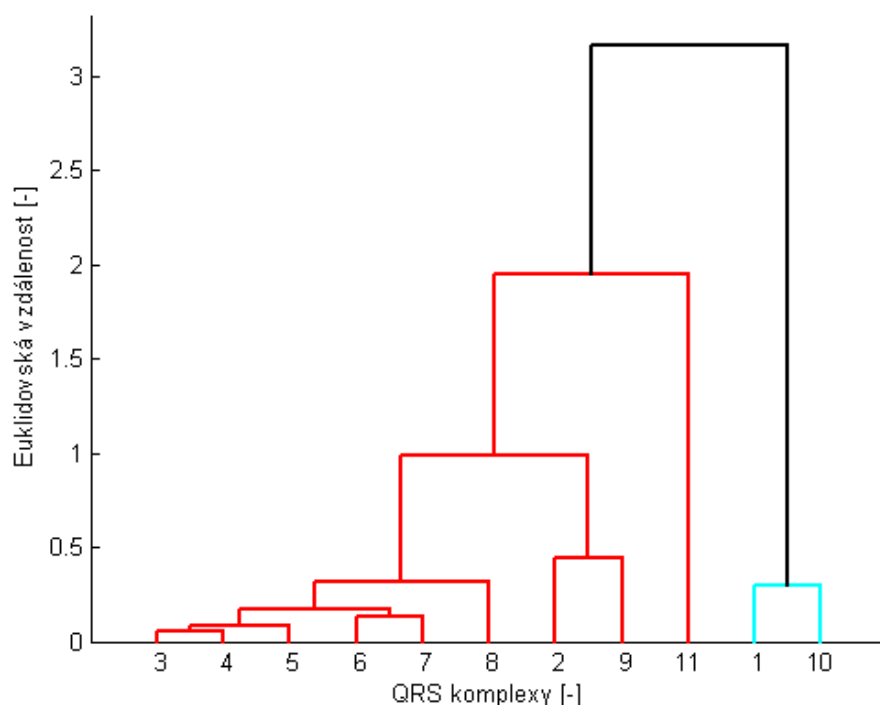
Postup je zobrazen na blokovém schématu (obr. 16). Před samotnou shlukovou analýzou je potřeba EKG signál vyfiltrovat filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 70 Hz k potlačení šumu a rozměřit EKG signál pro následný výpočet matice dat o dvou atributech (RR interval a tvarový faktor) a počtu objektů odpovídající počtu QRS cyklů. Poté musí být délky RR intervalů a tvarových faktorů standardizovány, jelikož jejich jednotky jsou nesrovnatelné (obr. 17). Následně jsou vypočteny euklidovské vzdálenosti mezi každou dvojicí objektů (QRS cyklů) a realizována jedna ze shlukových metod. Z této metody je vykreslen dendrogram (obr. 18) a vypočten Pearsonův korelační koeficient.



Obrázek 16 - Blokové schéma použití RR intervalů a tvarových faktorů pro shlukovou analýzu



Obrázek 17 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W061 z databáze CSE

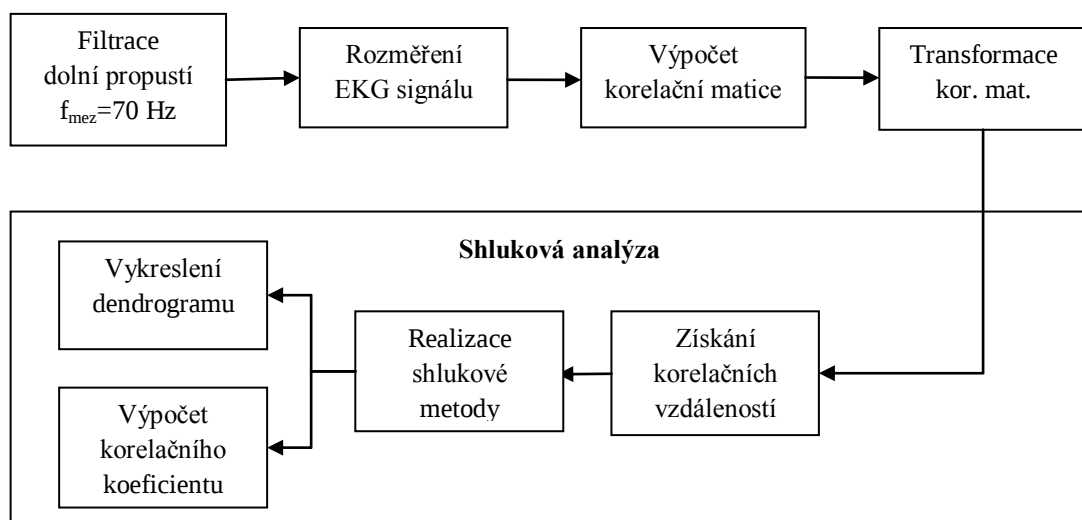


Obrázek 18 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W061 z databáze CSE pro první algoritmus

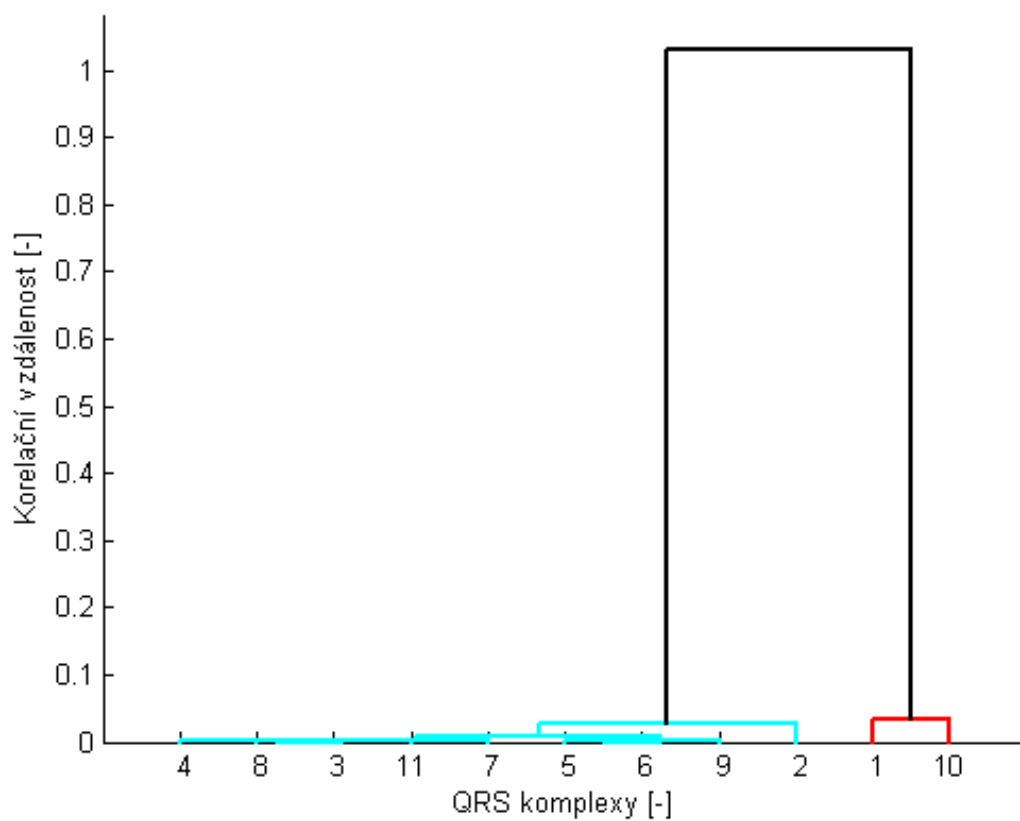
Odlišné abnormální QRS komplexy č. 1 a 10 ve skutečnosti odpovídají 2. a 11. QRS komplexu ze signálu W061, jelikož použitý rozměrovací algoritmus (popsaný v kapitole 3) nedetekuje začátek prvního a konec posledního QRS komplexu v signálu. Z tohoto důvodu nebylo možno vypočítat tvarové faktory pro tyto okrajové QRS komplexy.

5.2 Algoritmus vycházející z korelační matice

Tento způsob je založen na získání korelační matice, kde jsou vypočítané podobnostní koeficienty (korelační) všech možných dvojic QRS komplexů ze zkoumaného signálu. Blokové schéma této metody je zobrazeno na obr. 19. Nejdříve je opět potřeba signál vyfiltrovat pro přesnější rozměření signálu a tedy i výpočet korelační matice. V této matici jsou obsaženy hodnoty korelací mezi každou dvojicí objektů (QRS komplexů). Ještě před samotným výpočtem těchto korelací je od každého QRS komplexu odečtena jeho střední hodnota a délka déle trvajícího QRS komplexu z této dvojice je přizpůsobena tomu kratšímu z nich. Poté je tato matice transformována z podobnostního koeficientu (korelačního) na koeficient nepodobnosti (korelační vzdálenost) a to tím způsobem, že jsou všechny hodnoty korelační matice odečteny od hodnoty jedna. Konečným krokem je realizace jedné z metod shlukové analýzy a následné vykreslení dendrogramu (obr. 20) společně s výpočtem Pearsonova korelačního koeficientu.



Obrázek 19 - Blokové schéma použití korelační matice pro shlukovou analýzu



Obrázek 20 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W061 z databáze CSE pro druhý algoritmus

6 Výsledky práce

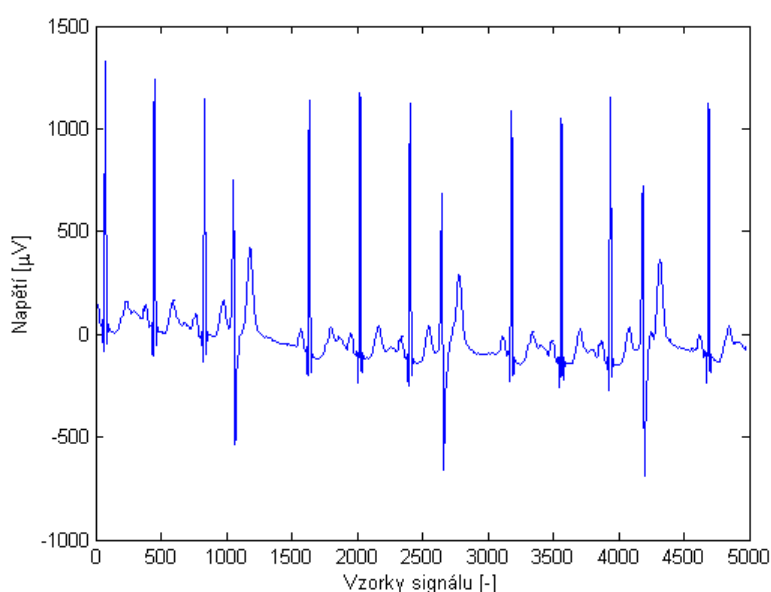
Oba vytvořené algoritmy pro shlukovou analýzu (kapitola 5) byly naprogramovány v prostředí MATLAB v. 7.10.0 (R2010a) a jsou zobrazeny v přílohách č. 1 a 2. Hodnoty Pearsonových korelačních koeficientů pro oba použité algoritmy jsou k dispozici v příloze č. 3. Z níže uvedených hodnot vyplývá, že nejvěrohodnějších výsledků je dosaženo u shlukové metody UPGMA. Funkce pro rozměření signálu byla zapůjčena z [24]. Za účelem otestování vytvořených algoritmů bylo použito 22 signálů z databáze CSE, které obsahují alespoň jeden typ extrasystoly. Empiricky bylo zjištěno, že nejlepších výsledků je dosaženo při použití 8. svodu z již zmíněných signálů. Tato kapitola pojednává o správné, ale i špatné funkci použitých algoritmů, jelikož u některých signálů tyto algoritmy selhávají.

6.1 Algoritmus vycházející z RR intervalů a tvarových faktorů

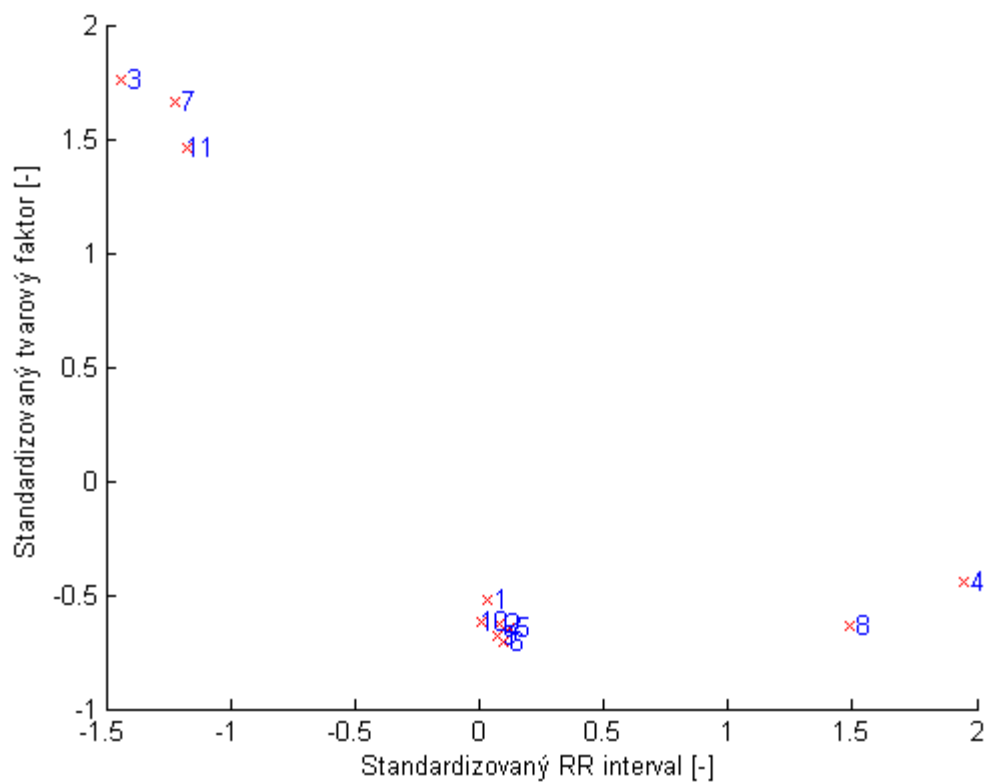
6.1.1 Ukázky správné funkce algoritmu

Prvním signálem, pro který vytvořený algoritmus dosahuje správných výsledků je signál **W061** (obr. 15, 17 a 18). V celém signálu se vyskytují pouze dva stejné abnormální QRS cykly, a tudíž není problém tyto dva cykly seskupit do jednoho shluku a zbylé normální cykly přidat do shluku druhého.

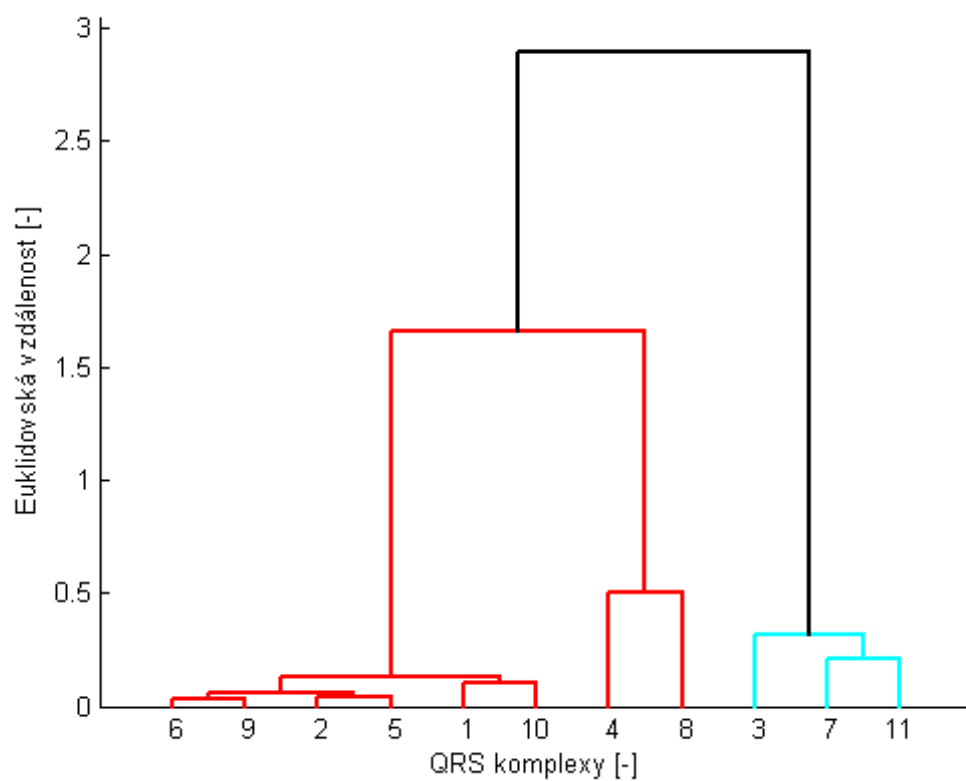
Dalším příkladem správné funkce algoritmu může být signál **W075**, jenž je zobrazen na obr. 21. Z výsledného průběhu jsou zřejmé 3 abnormální QRS cykly, kterým schází vlna P. Rozložení hodnot atributů ve 2D prostoru (obr. 22) tento fakt potvrzuje. Výsledný dendrogram (obr. 23) tyto 3 abnormální cykly jednoznačně oddělil od zbylých normálních cyklů. Do shlukové analýzy nejsou opět zahrnuty okrajové QRS komplexy (dle kap. 5.1.3.).



Obrázek 21 - Průběh signálu W075 z databáze CSE



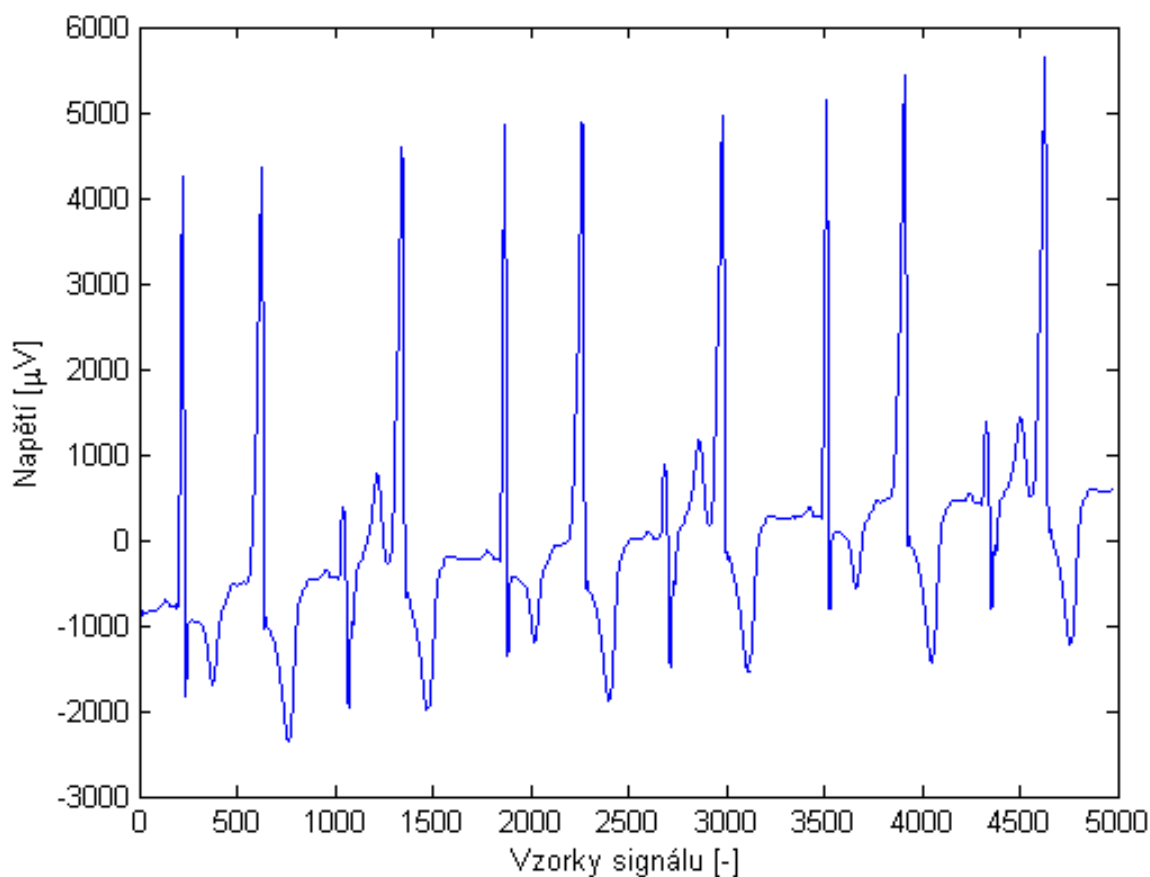
Obrázek 22 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W075 z databáze CSE



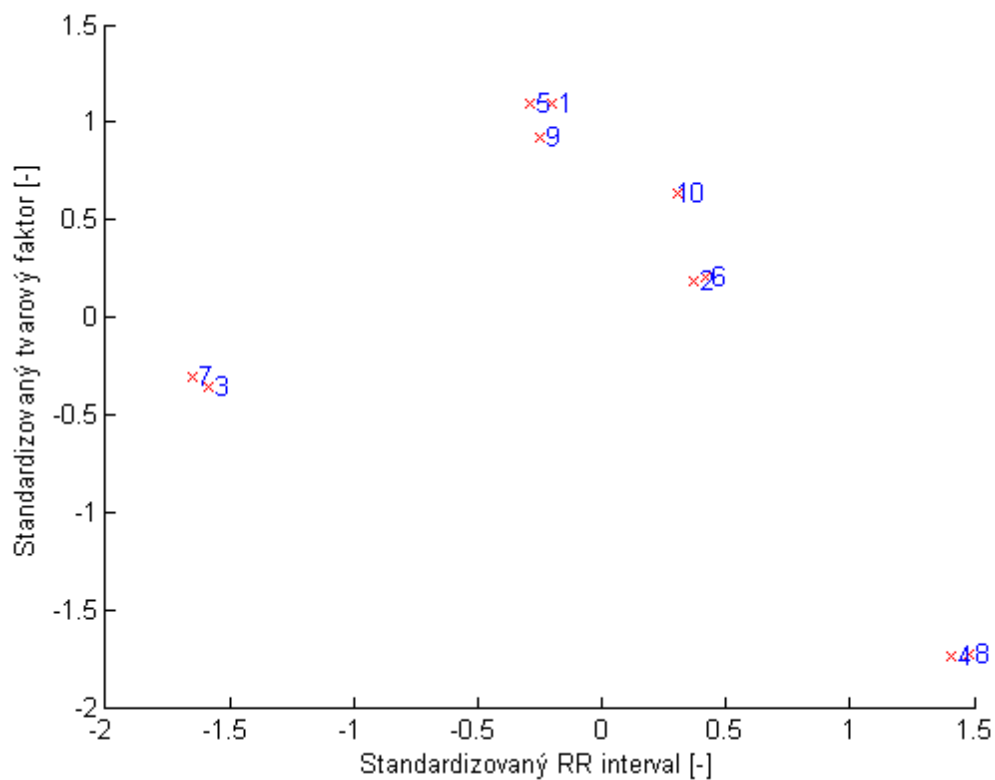
Obrázek 23 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W075 z databáze CSE pro první algoritmus

6.1.2 Ukázky špatné funkce algoritmu

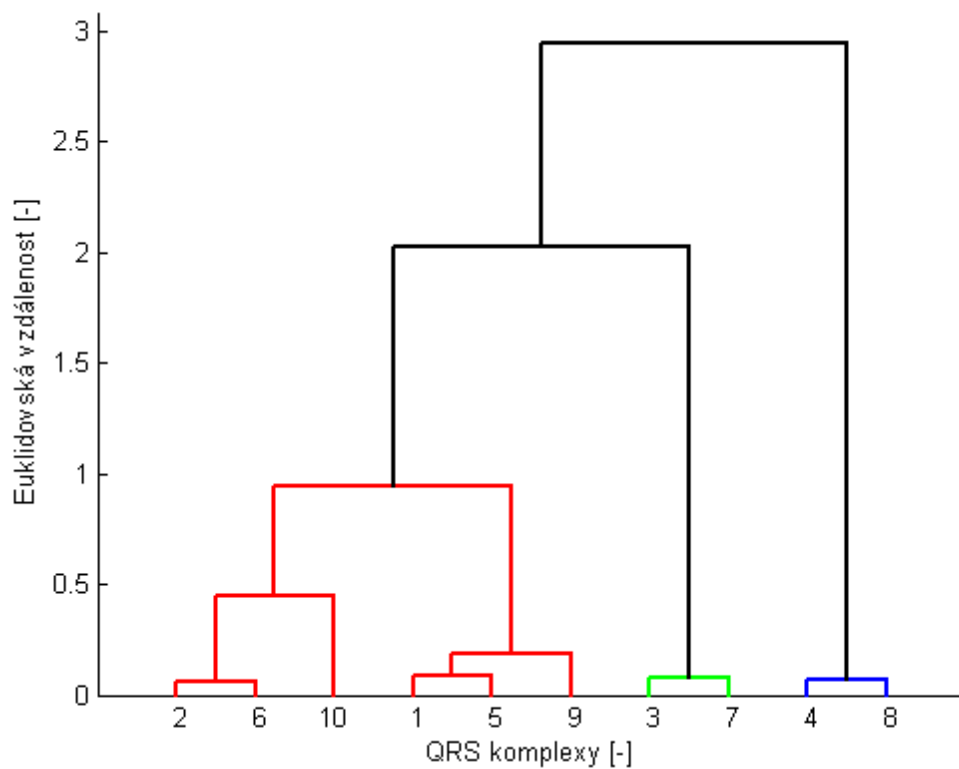
Za povšimnutí stojí signál **W117**, který obsahuje pouze 4 typy extrasystol, každý typ po 3 QRS komplexech (obr. 24). Rozložení hodnot RR intervalů a tvarových faktorů v tomto signálu je ukázáno na obr. 25. Z tohoto 2D prostoru atributů lze rozpoznat zmíněné 4 typy extrasystol zformované do čtyř shluků. Chybí zde první a poslední QRS komplex signálu ze stejného důvodu jako v kapitole 5.1.3. Řez dendrogramem (obr. 26) pro oddělení shluků je nastaven na místo s maximální diferencí sousedních hladin, na kterých se objekty shlukovaly. Z tohoto důvodu nevzniknou předpokládané 4 shluky, ale jen 3 shluky. Použitý algoritmus nebere v potaz fakt, že se v signálu nebude vyskytovat ani jeden normální QRS komplex, aby bylo možno všechny abnormální QRS komplexy porovnat s tímto normálním komplexem a zařadit je do jednoho shluku.



Obrázek 24 - Průběh signálu W117 z databáze CSE

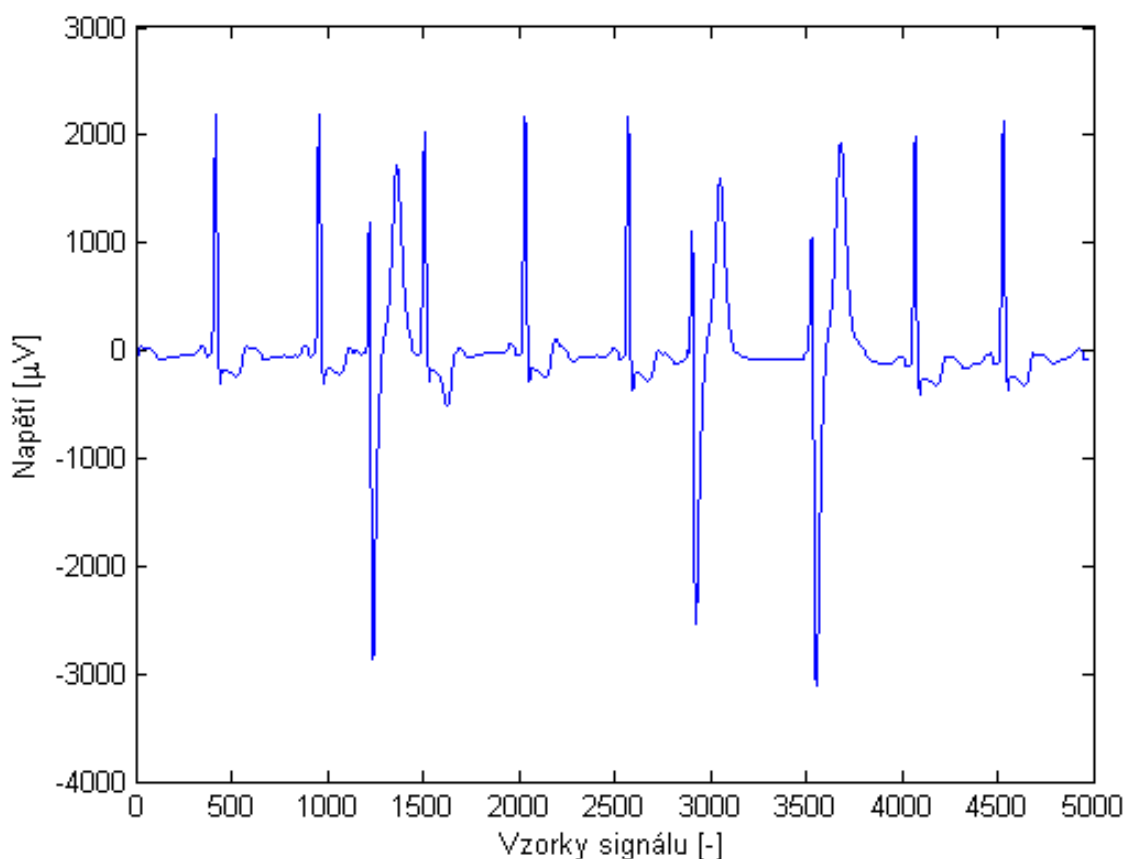


Obrázek 25 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W117 z databáze CSE

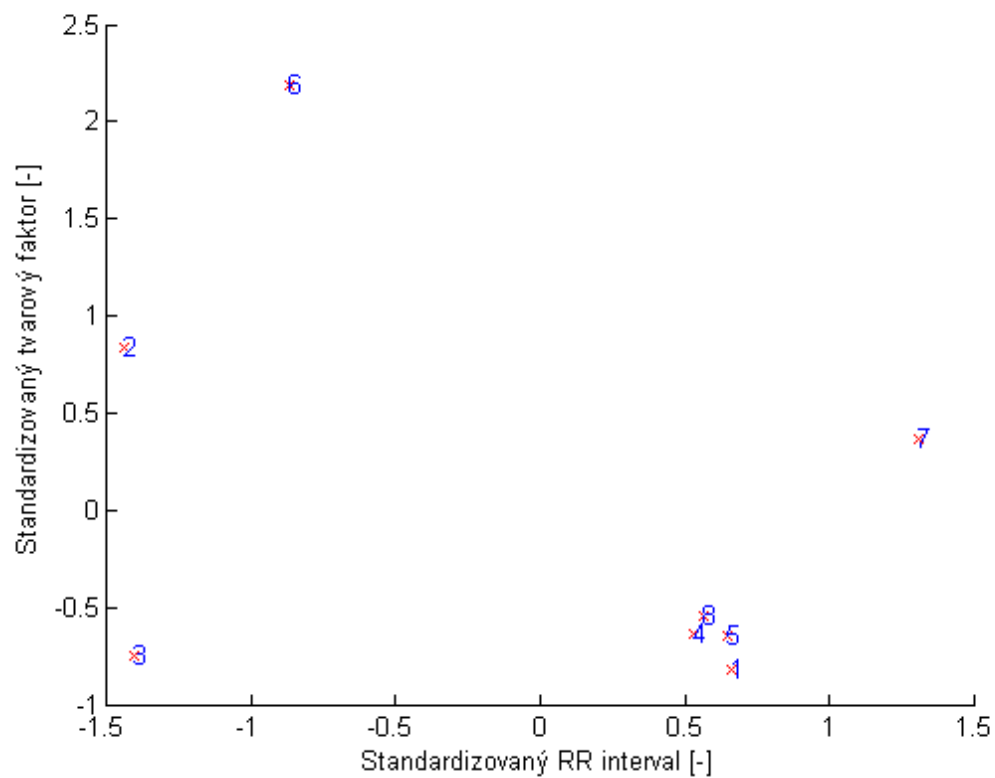


Obrázek 26 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W117 z databáze CSE pro první algoritmus

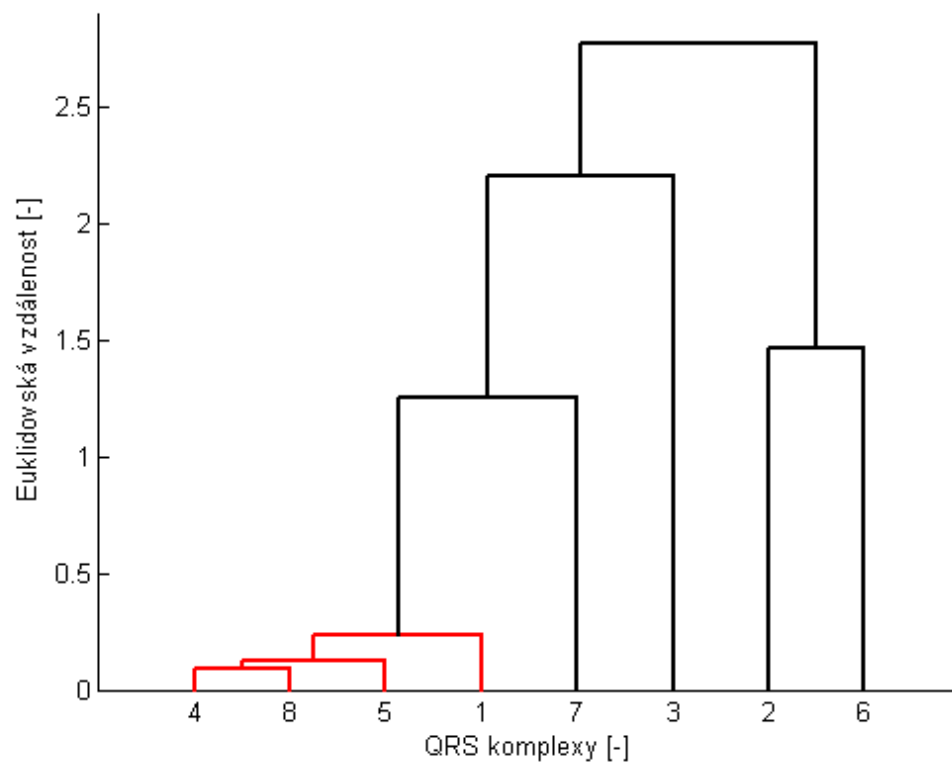
Dalším problémovým signálem je **W028** (obr. 27), u kterého jsou abnormálními cykly č. 2, 6 a 7. Z rozložení hodnot ve 2D prostoru atributů (obr. 28) lze vypožorovat, že QRS komplex č. 7 je rozdílný od zbylých abnormálních cyklů, a to kvůli většímu RR intervalu, který je způsoben předcházejícím abnormálním cyklem. Z toho lze vyvodit, že tento algoritmus nezaznamená abnormální cyklus, který následuje po jiném abnormálním cyklu. V dendrogramu (obr. 29) se QRS komplex č. 7 zařadil ke shluku normálních cyklů, a to díky zmíněnému RR intervalu. Řez dendrogramem, jak už bylo zmíněno, je nastaven na místo největší difference.



Obrázek 27 - Průběh signálu W028 z databáze CSE



Obrázek 28 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W028 z databáze CSE

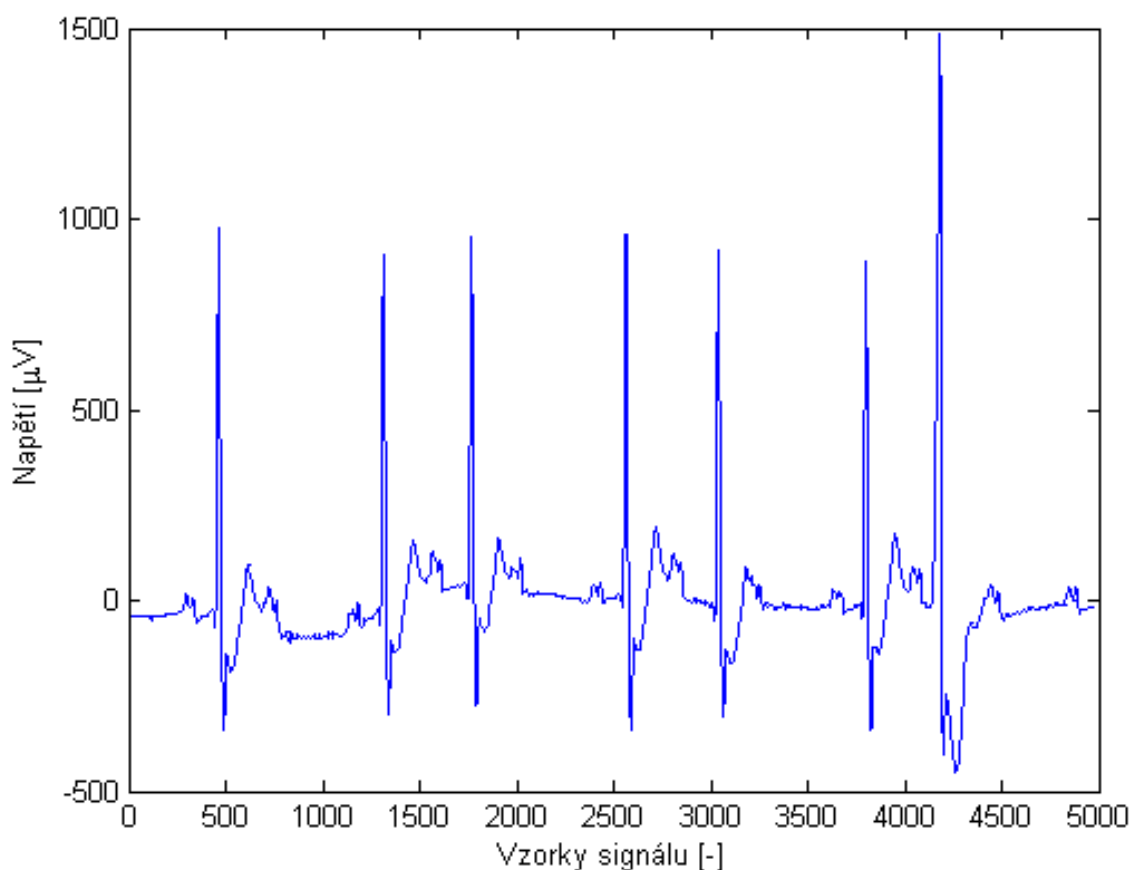


Obrázek 29 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W028 z databáze CSE pro první algoritmus

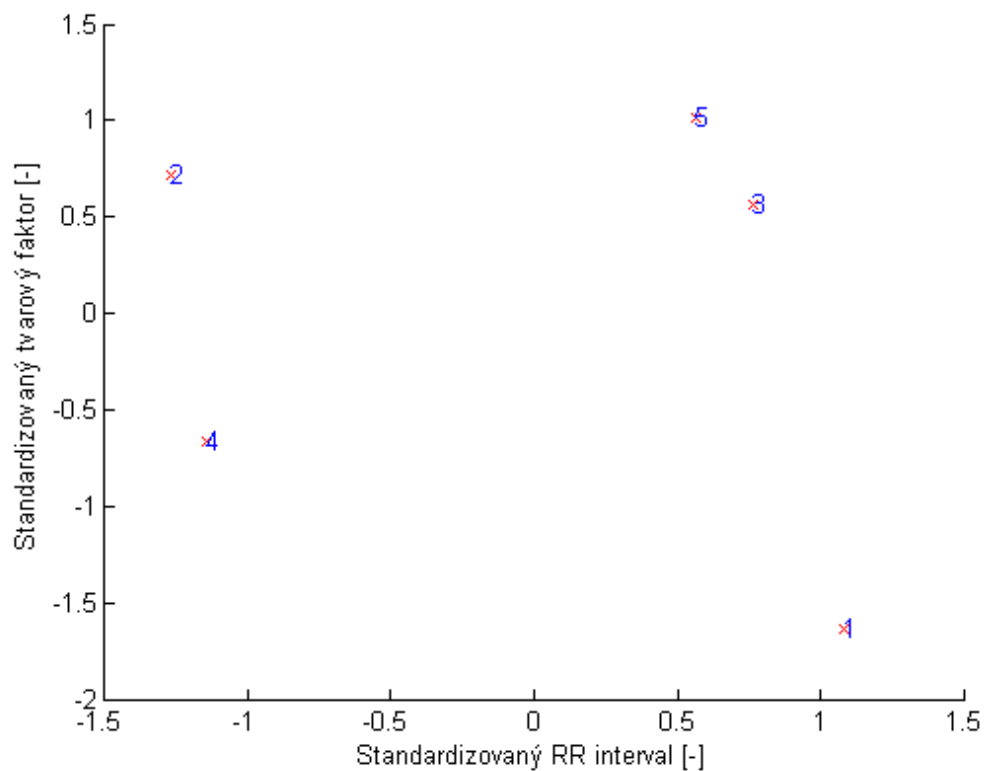
Posledním příkladem špatné funkce tohoto algoritmu je signál **W054** (obr. 30), kde se nachází jeden abnormální cyklus okrajového typu, tudíž není zahrnut do shlukové analýzy (kap. 5.1.3). Další abnormální cykly jsou na pozicích č. 3 a 5 (resp. 2 a 4). Ve skutečnosti jsou si všechny tvarové faktory hodně podobné (tab. 10), ale standardizace dat je rozloží do celého prostoru (obr. 31). Výsledný dendrogram pro UPGMA metodu (obr. 32) odděluje QRS komplex č. 1 od ostatních na základě této standardizace dat. Z neznámého důvodu není tento dendrogram barevně oddělen na jednotlivé shluky, i když je maximální difference vypočítána mezi sloučením objektů 3, 5 a sloučením objektů 2, 4. Při použití jiné shlukové metody např. Wardovy (obr. 33) je QRS komplex č. 1 zařazen k normálním komplexům č. 3 a 5. Zmíněné chyby tohoto algoritmu se vyskytují i u signálů **W006**, **W023** a **W120** (příloha č. 4).

Tabulka 10 - Hodnoty tvarových faktorů pro signál W054 z databáze CSE před standardizací dat

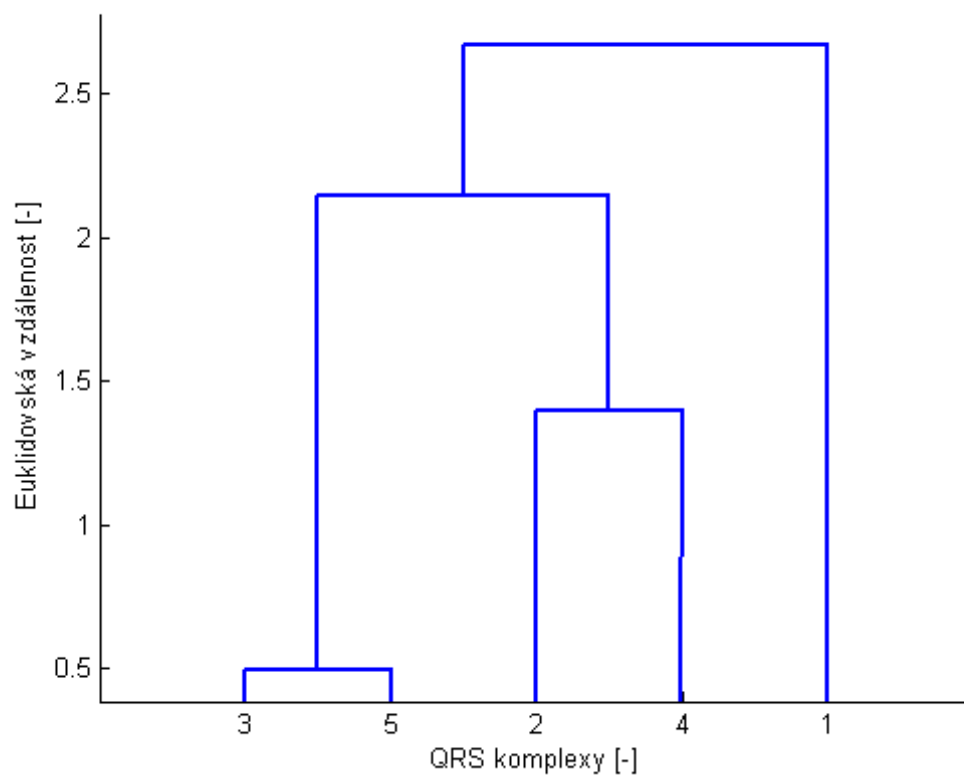
QRS komplex č.	2	3	4	5	6
Tvarový faktor	1.4185	1.4690	1.4657	1.4392	1.4754



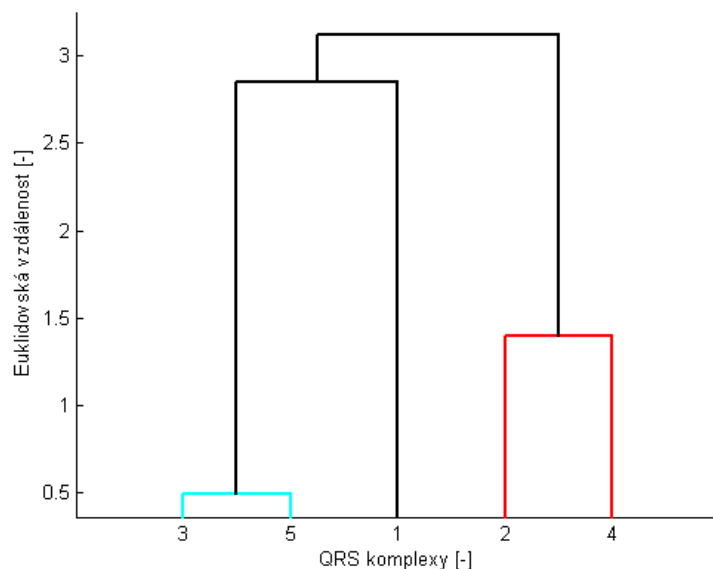
Obrázek 30 - Průběh signálu W054 z databáze CSE



Obrázek 31 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W054 z databáze CSE



Obrázek 32 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W054 z databáze CSE pro první algoritmus

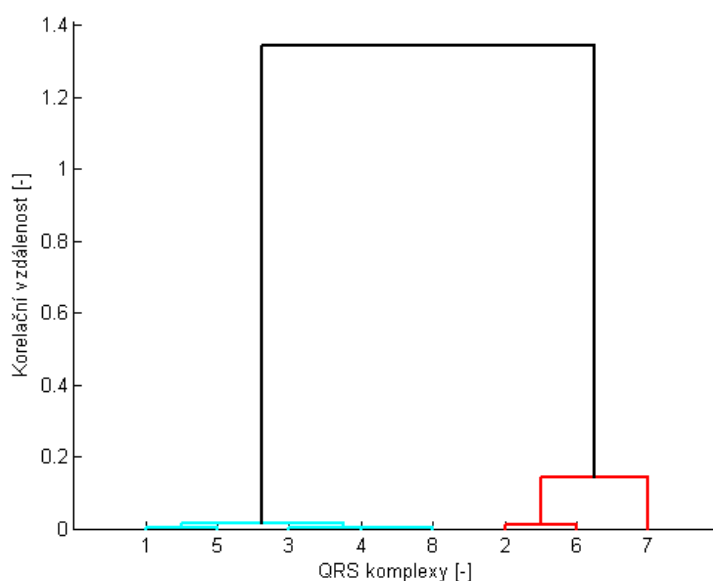


Obrázek 33 - Dendrogram Wardovy metody pro signál W054 z databáze CSE pro první algoritmus

6.2 Algoritmus vycházející z korelační matice

6.2.1 Ukázky správné funkce algoritmu

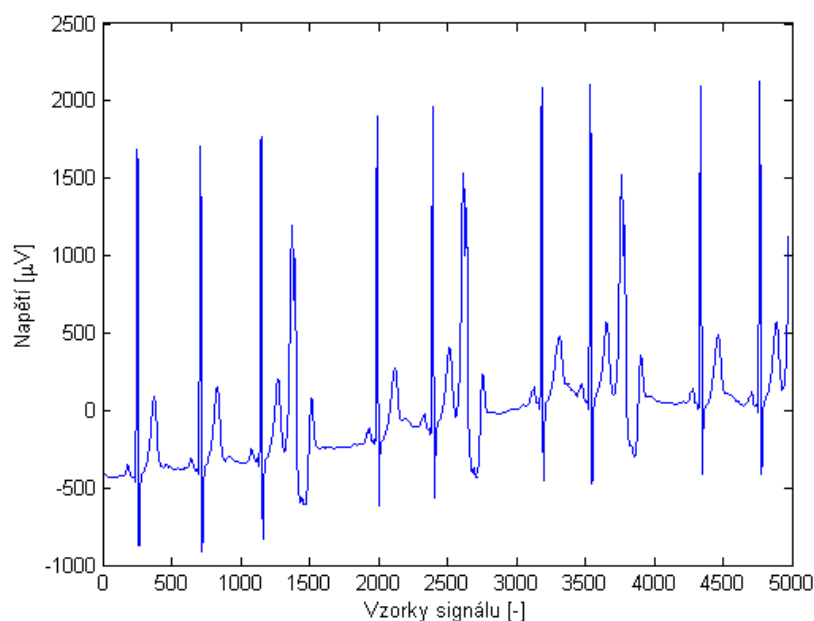
Správná funkce tohoto algoritmu je doložena na signálu **W061** (obr. 15) a je znázorněna příslušným dendrogramem na obr. 20. Z tohoto obrázku je patrné, že abnormální cykly č. 1 a 10 byly na základě svých korelačních vzdáleností jednoznačně odděleny od ostatních. Dalším příkladem správné funkce může být signál **W028** (obr. 27), jehož dendrogram je na obr. 34. Lze si povšimnout, že tento typ signálu selhával u předchozího algoritmu (obr. 29).



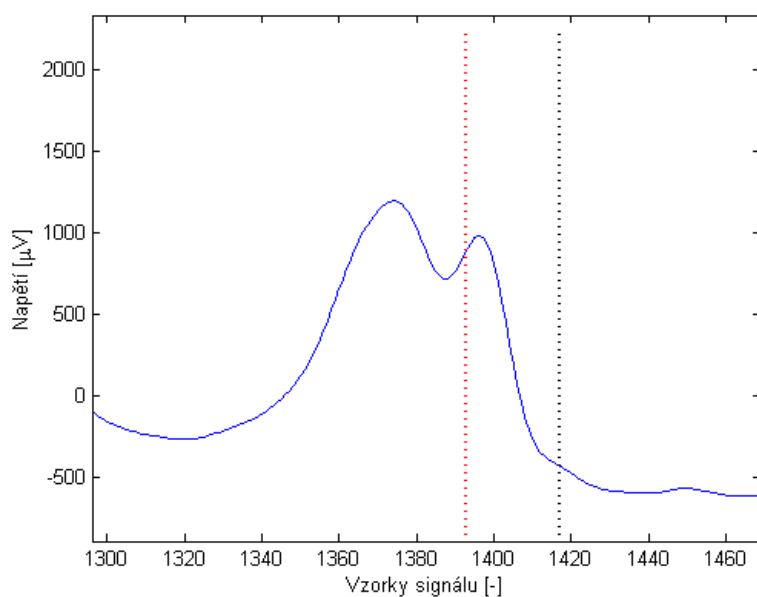
Obrázek 34 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W028 z databáze CSE pro druhý algoritmus

6.2.2 Ukázky špatné funkce algoritmu

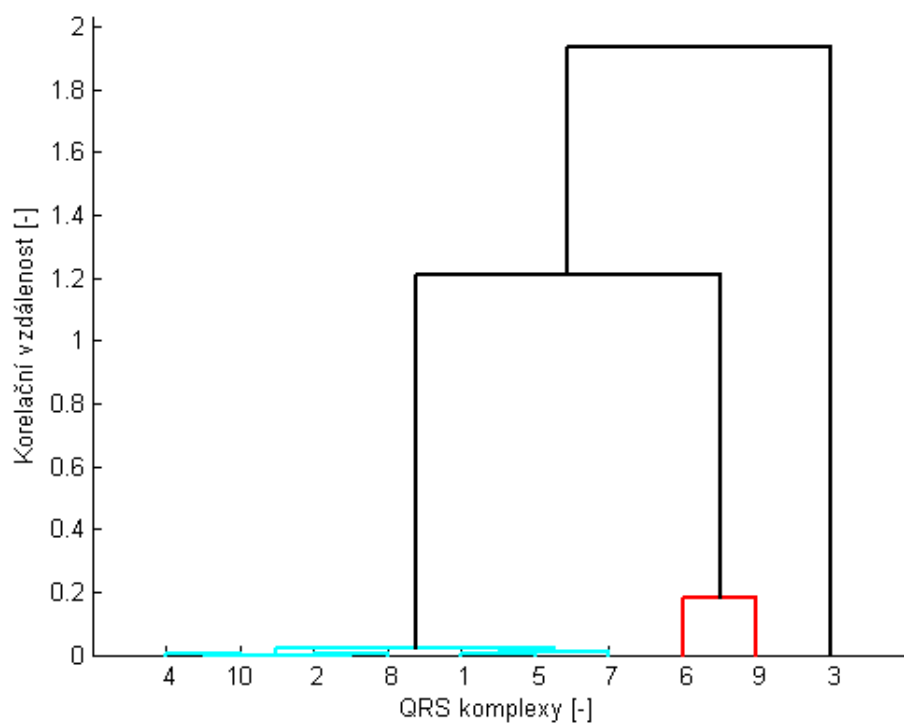
První ukázka je pro signál **W034** (obr. 35), kde došlo ke špatnému rozměření začátku 3. (resp. 4.) QRS cyklu (obr. 36). Tento jev se neprojevil u předcházejícího algoritmu, jelikož u něj jsou kromě tvarového faktoru brány v potaz pro shlukovou analýzu i RR intervaly. Toto špatné rozměření se projevilo v dendrogramu (obr. 37) a to tak, že 3. QRS cyklus vytvořil samostatný shluk a zbylé abnormální cykly č. 6 a 9 vytvořili další shluk. V případě, že by byla tato chybná detekce začátku QRS komplexu opravena, algoritmus by pracoval správně (obr. 38).



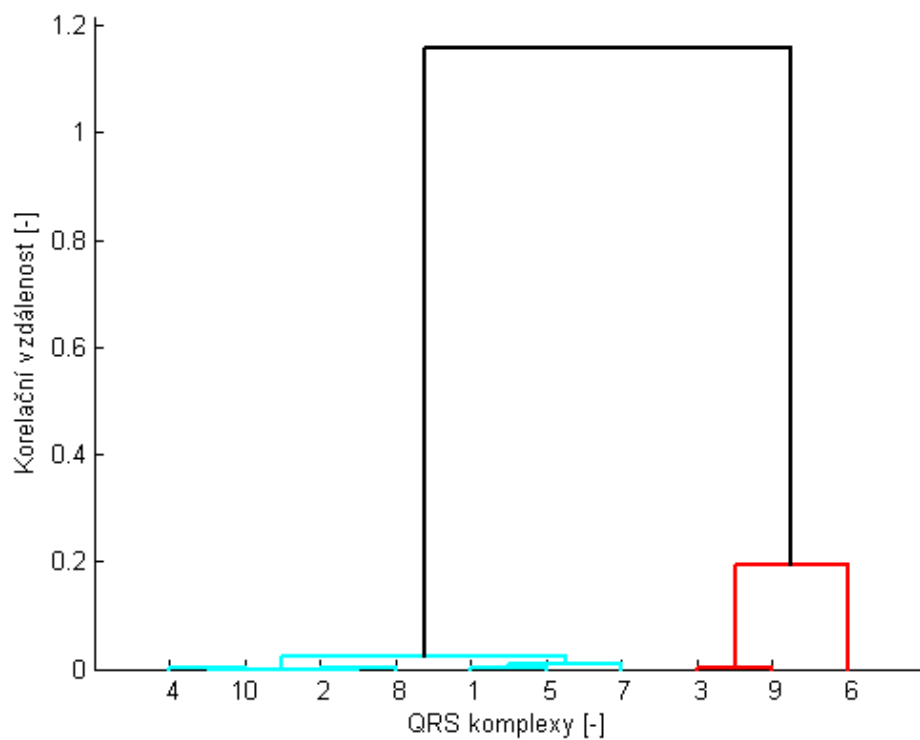
Obrázek 35 - Průběh signálu W034 z databáze CSE



Obrázek 36 - Špatné rozměření začátku 3. QRS komplexu signálu W034 z databáze CSE

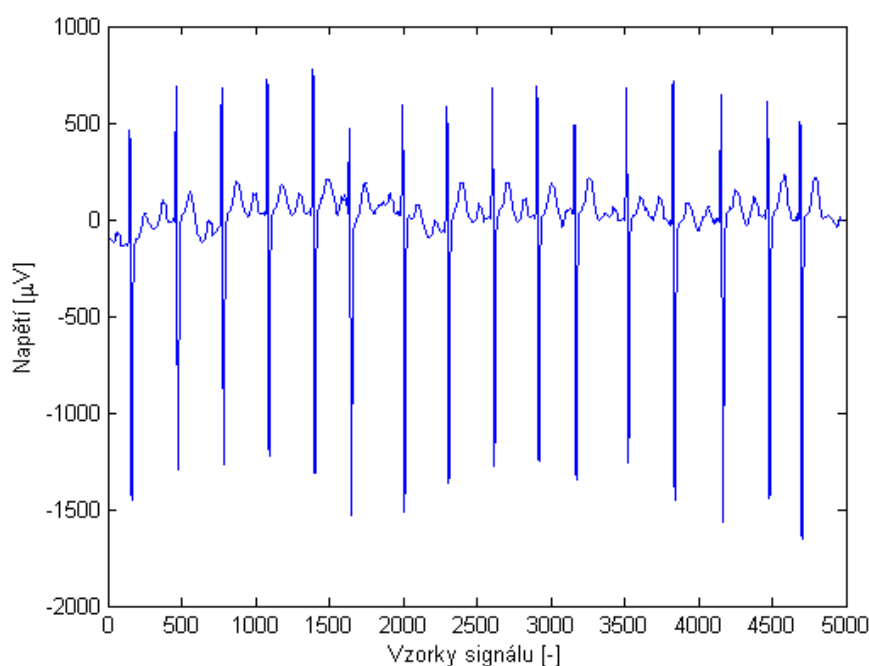


Obrázek 37 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W034 z databáze CSE pro druhý algoritmus

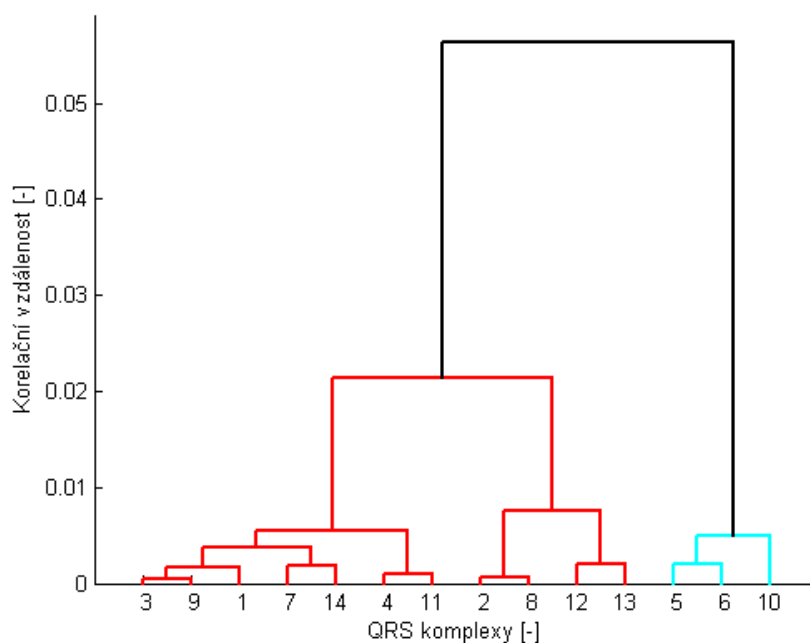


Obrázek 38 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W034 z databáze CSE pro druhý algoritmus po opravení chybné detekce

Další typ chyby, který se u tohoto algoritmu vyskytnul je demonstrován pomocí signálu **W047** (obr. 39). Z průběhu tohoto signálu je jasné patrné, že všechny QRS cykly jsou podobného tvaru, tedy mají mezi sebou velkou korelaci (malou korelační vzdálenost). V tomto případě je tedy těžké od sebe odlišit abnormální (QRS komplexy č. 5 a 10) a normální cykly pomocí algoritmu založeného na korelační matici. A podle toho také vypadá dendrogram (obr. 40), ve kterém je maximální korelační vzdálenost mezi objekty pouze 0.05.

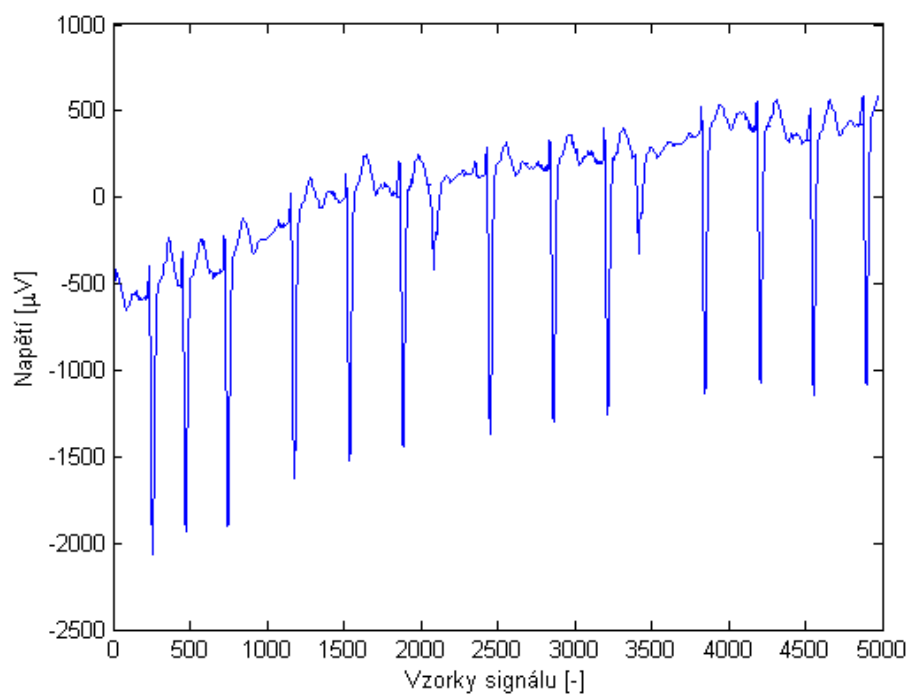


Obrázek 39 - Průběh signálu W047 z databáze CSE

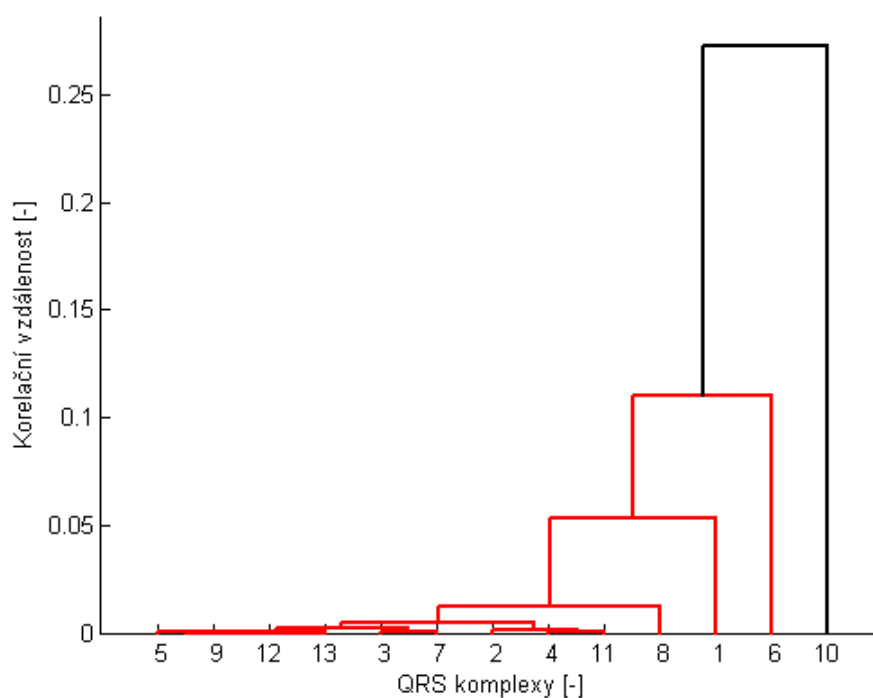


Obrázek 40 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W047 z databáze CSE pro druhý algoritmus

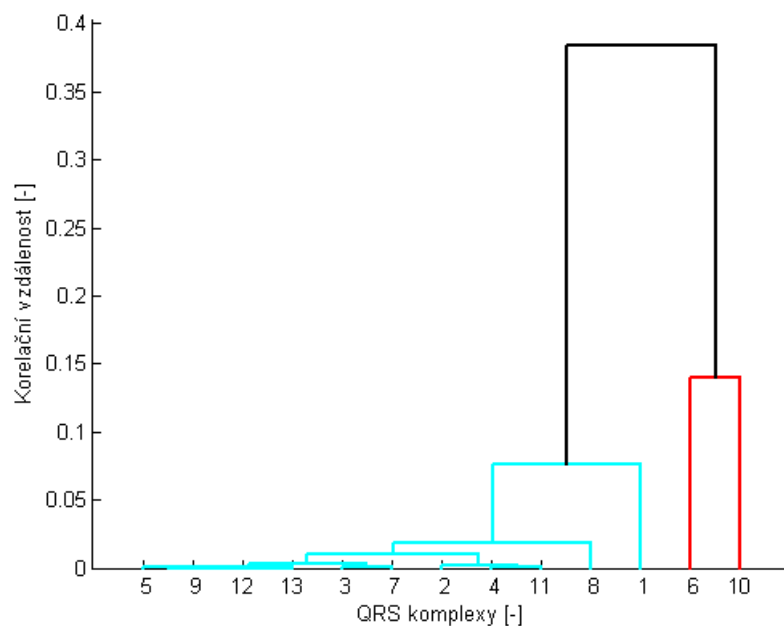
Dalším problémovým signálem pro tento algoritmus je **W109** (obr. 41), kde vznikne nedostatečná korelace mezi 6. a 10. abnormálním cyklem pro shlukovou metodu UPGMA (obr. 42). Při použití jiné shlukovací metody např. Wardovy (obr. 43) tato korelace bude dostačující k tomu, aby objekty č. 6 a 10 vytvořily jeden shluk.



Obrázek 41 - Průběh signálu W109 z databáze CSE

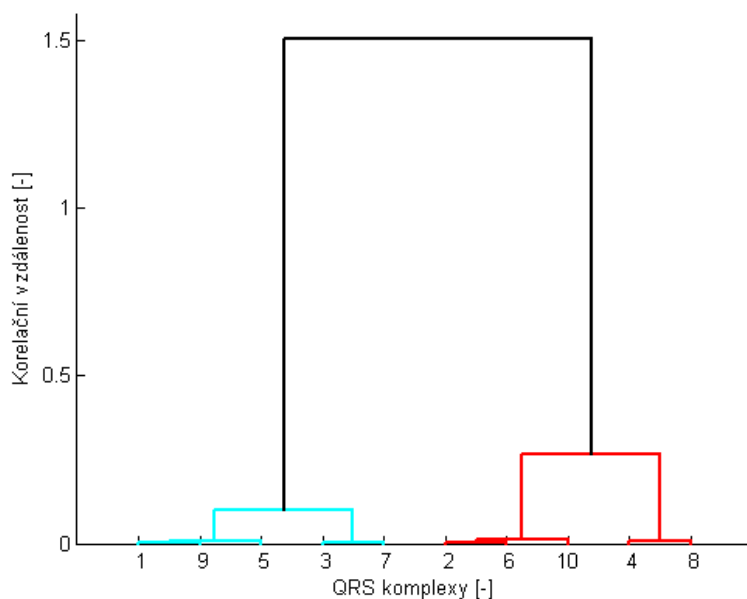


Obrázek 42 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W109 z databáze CSE pro druhý algoritmus



Obrázek 43 - Dendrogram Wardovy metody pro signál W109 z databáze CSE pro druhý algoritmus

Tento algoritmus nebude pracovat správně i pro signál **W117** (obr. 24) ze stejného důvodu jako v předcházejícím algoritmu. Ovšem z jeho dendrogramu (obr. 44) je patrné, že se opět vytvořily čtyři shluky abnormálních typů QRS komplexů, jako tomu bylo u prvního algoritmu. Zmíněné chyby tohoto algoritmu se vyskytují i v signálech **W006**, **W020**, **W023**, **W054** a **W120** (příloha č. 4).



Obrázek 44 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W117 z databáze CSE pro druhý algoritmus

7 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo vzájemné rozlišení abnormálních a normálních QRS komplexů pomocí dvou algoritmů shlukové analýzy. Úspěšného výsledku bylo dosaženo u signálů se zeleně označenými poli v tab. 11. Naopak u signálů s červeně označenými poli nebyly tyto dvě skupiny QRS komplexů od sebe dostatečně odděleny a to kvůli jedné z níže uvedených příčin.

Tabulka 11 - Znázornění správné nebo špatné funkce obou algoritmů pro všechny použité signály

Signál	W006	W011	W020	W023	W026	W028	W034	W040	W047	W054	W061
RR a FF	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Korel. mat.	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Signál	W065	W074	W075	W103	W105	W109	W112	W115	W117	W120	W122
RR a FF	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Korel. mat.	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

U prvního algoritmu, založeném na RR intervalu a tvarových faktorech, byla nejčastější příčina selhání fakt, že se v daném signálu vyskytovaly jen QRS cykly podobného tvaru. Tvarové faktory tedy byly podobné, ale standardizace dat hodnoty tvarových faktorů rozprostřela do prostoru, čili vznikly špatné shluky objektů. Další příčinou bylo to, že předcházející abnormální QRS cyklus zvyšoval délku RR intervalu následujícího cyklu. Pokud tento následující cyklus byl také abnormální, mohlo dojít k situaci, kdy byl zařazen do shluku normálních cyklů, a to díky zvýšené délce RR intervalu. V některých případech bylo nutné použít jinou shlukovou metodu než UPGMA, i když tato metoda dává nejvěrohodnější výsledky dle Pearsonových korelačních koeficientů (tab. 12). Poslední příčinou špatné funkce tohoto algoritmu bylo, že se v signálu nevyskytoval ani jeden normální cyklus, čili nebylo možno využít srovnání s normálním QRS cyklem.

U druhého algoritmu, založeném na korelační matici, byla nejčastější příčina selhání stejná jako u prvního algoritmu. Korelace mezi těmito QRS cykly dosahovaly vysokých hodnot (korelační vzdálenosti malé), čili nebyl žádný výrazný rozdíl ani mezi jednou dvojicí objektů. V některých případech bylo také nutné použít jinou shlukovou metodu než UPGMA jako u prvního algoritmu. Poslední příčina špatné funkce tohoto algoritmu byla stejná jako u předešlého algoritmu. V testovaném signálu se nenacházel žádný referenční normální QRS cyklus, u kterého by vycházely nízké hodnoty korelací s abnormálními cykly.

Z tab. 11 si lze povšimnout, že některé signály byly jedním algoritmem zpracovány správně a druhým nikoliv. V jednom z těchto případů je výhodnější použít druhý algoritmus, a to u signálu W028. U tohoto signálu se vyskytují dva po sobě jdoucí abnormální cykly, které druhý algoritmus zaregistruje oba, ale první algoritmus zaregistruje jen jeden z nich, jelikož tyto dva abnormální cykly mají rozdílné RR intervaly, na kterých je první algoritmus založený. V ostatních případech je rozumnější použít první algoritmus, kde je tato závislost na RR intervalech výhodná.

Jak již bylo řečeno, v příloze č. 3 (tab. 12) jsou uvedeny vypočítané Pearsonovy korelační koeficienty pro všechny použité signály, shlukové metody a algoritmy. Nejvěrohodnějších výsledků dosahuje UPGMA metoda. Ostatní metody dosahovaly ve většině případů horších hodnot Pearsonových korelačních koeficientů. Hodnoty, které jsou označeny červeně, překračují dovolený práh 0.8. V příloze č. 3 je také zmíněn signál W047, u kterého hodnota Pearsonova korelačního koeficientu nevyhovuje tomuto prahu ani u jednoho z použitých algoritmů nebo shlukové metody.

Závěrem lze říci, že ani jeden z použitých algoritmů nedokázal zpracovat všechny vybrané signály z databáze CSE správně. Důležitým poznatkem je také fakt, že nelze zvýhodnit jeden algoritmus oproti tomu druhému, jelikož každý z nich je založen na odlišném principu a tudíž disponuje svými kladnými i zápornými vlastnostmi.

Použitá literatura

- [1] AFONSO, V.X.; TOMPKINS, W.J.; NGUYEN, T.Q.; LUO, S.: *ECG beat detection using filter banks*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, roč. 46, č. 2, s. 192-202, Únor 1999. ISSN 0018-9294.
- [2] AVCI, E.; AKPOLAT, Z.H.: *Speech recognition using a wavelet packet adaptive network based fuzzy inference system*. Expert Systems with Applications, roč. 31, č. 3, s. 495-503, Říjen 2006. ISSN 0957-4174.
- [3] BENITEZ, D.; GAYDECKI, P.A.; ZAIDI, A.; FITZPATRICK, A.P.: *The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis*. Computers in Biology and Medicine, roč. 31, č. 5, s. 399-406, Září 2001. ISSN 0010-4825.
- [4] CHOWDHURY, E.; LUDEMAN, L. C.: *Discrimination of cardiac arrhythmias using a fuzzy rule-based method*. Computers in Cardiology, s. 549-552, 1994. ISSN 0276-6574.
- [5] CHRISTOV, I.; GOMEZ-HERRERO, G.; KRASTEVA, V.; JEKOVA, I.; GOTCHEV, A.; EGIAZARIAN, K.: *Comparative study of morphological and time-frequency ECG descriptors for heartbeat classification*. Medical Engineering & Physics, roč. 28, č. 9, s. 876-887, Listopad 2006. ISSN 1350-4533.
- [6] DOKUR, Z.; OLMEZ, T.: *ECG beat classification by a novel hybrid neural network*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, roč. 66, č. 2-3, s. 167-181, Září 2001. ISSN 0169-2607.
- [7] DOKUR, Z.; OLMEZ, T.; YAZGAN, E.; ERSOY, O.K.: *Detection of ECG waveforms by neural networks*. Medical Engineering & Physics, roč. 19, č. 8, s. 738-741, Prosinec 1997. ISSN 1350-4533.
- [8] HOSSEINI, H.G.; LUO, D.; REYNOLDS, K.J.: *The comparison of different feed forward neural network architectures for ECG signal diagnosis*. Medical Engineering & Physics, roč. 28, č. 4, s. 372-378, Květen 2006. ISSN 1350-4533.
- [9] KESELBRENER, L.; KESELBRENER, M.; AKSELROD, S.: *Nonlinear high pass filter for R-wave detection in ECG signal*. Medical Engineering & Physics, roč. 19, č. 5, s. 481-484, Červenec 1997. ISSN 1350-4533.
- [10] KOSKI, A.: *Modeling ECG signals with hidden Markov models*. Artificial Intelligence in Medicine, roč. 8, č. 5, s. 453-471, Říjen 1996. ISSN 0933-3657.

- [11] KOZUMPLÍK, J.: *Pokročilá analýza biologických signálů: Využití CWT pro rozměření signálů EKG* [online]. [cit. 2011-12-28]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/112155/prednasky/FACS09_WT6a_Rozmerovani_EKG.pdf>
- [12] KOZUMPLÍK, J.: *Umělá inteligence v medicíně: hlavní komponenty* [online]. [cit. 2011-12-28]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/111771/prednasky/AUIN_05_hlavni_komponenty.pdf>
- [13] KOZUMPLÍK, J.: *Umělá inteligence v medicíně: shluková analýza* [online]. [cit. 2011-12-28]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/111771/prednasky/AUIN_04_shlukova_analyza.pdf>
- [14] LI, C.W.; ZHENG, C.X.; TAI, C.F.: *Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, roč. 42, č. 1, s. 21-28, Leden 1995. ISSN 0018-9294.
- [15] MEAU, Y.P.; IBRAHIM, F.; NARAINASMY, S.A.L.; OMAR, R.: *Intelligent classification of electrocardiogram (ECG) signal using extended Kalman Filter (EKF) based neuro fuzzy system*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, roč. 82, č. 2, s. 157-168, Květen 2006. ISSN 0169-2607.
- [16] PANNIZZO, F.; FURMAN, S.: *Frequency spectra of ventricular tachycardia and sinus rhythm in human intracardiac electrograms: Application to tachycardia for cardiac pacemakers*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, roč. 35, č. 6, s. 421-425, Červen 1998. ISSN 0018-9294.
- [17] RANGAYYAN, R. M.: *Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach*. Wiley-Interscience, John Wiley & Sons, 2002. ISBN 0-471-20811-6.
- [18] ROMESBURG, H. CH.: *Cluster Analysis for Researchers*. Lulu Press, North Carolina, 2004. ISBN 0-534-03248-6.
- [19] SEO, K.K.: *An application of one-class support vector machines in content-based image retrieval*. Expert Systems with Applications, roč. 33, č. 2, s. 491-498, Srpen 2007. ISSN 0957-4174.
- [20] SHAHRAM, M.; NAYEBI, K.: *ECG beat classification based on a cross-distance analysis*. Isspa 2001: Sixth International Symposium on Signal Processing and Its Applications, Vols 1 and 2, Proceedings, s. 234-237, 2001. ISSN 0-7803-6703-0.
- [21] SORNMO, L.; LAGUNA, P.: *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005. ISBN 0-12-437552-9.

- [22] SUGIURA, T.; HIRATA, H.; HARADA, Y.; KAZUI, T.: *Automatic discrimination of arrhythmia waveforms using fuzzy logic*. In Proceedings of the 20th international conference on IEEE eng. med. and biol. society, s. 108–111, 1998. ISSN 0-7803-5164-9.
- [23] THRONE, R.D.; JENKINS, J.M.; DICARLO, L.A.: *A comparison of four new time domain techniques for discriminating monomorphic ventricular tachycardia from sinus rhythm using ventricular waveform morphology*. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, roč. 38, č. 6, s. 561-570, Červen 1991. ISSN 0018-9294.
- [24] VÍTEK, M.: *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno, 2010. Dizertační práce na Vysokém učení technickém na Ústavu biomedicínského inženýrství. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..
- [25] WANG, C.H.: *Recognition of semiconductor defect patterns using spatial filtering and spectral clustering*. Expert Systems with Applications, roč. 34, č. 3, s. 1914-1923, Duben 2008. ISSN 0957-4174.
- [26] YEH, Y.C.; CHIOU, C.W.; LIN, H.J.: *Analyzing ECG for cardiac arrhythmia using cluster analysis*. Expert Systems with Applications, roč. 39, č. 1, s. 1000-1010, Leden 2012. ISSN 0957-4174.
- [27] YEH, Y.C.; WANG, W.J.: *QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, roč. 91, č. 3, s. 245-254, Září 2008. ISSN 0169-2607.
- [28] YEH, Y.C.; WANG, W.J.; CHIOU, C.W.: *Feature selection algorithm for ECG signals using Range-Overlaps Method*. Expert Systems with Applications, roč. 37, č. 4, s. 3499-3512, Duben 2010. ISSN 0957-4174.

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Zobrazení morfologie akčních potenciálů a jejich průběhů v čase [21]	10
Obrázek 2 - Pozice elektrod pro bipolární končetinové svody (a), augmentované unipolární končetinové svody (b) a unipolární hrudní svody (c) [21]	11
Obrázek 3 - Popis křivky EKG s vyznačením jednotlivých vln a intervalů [21]	12
Obrázek 4 - Vlnka bior1.5 (vlevo) a její modulová frekvenční charakteristika (vpravo) v měřítku 15 a 41 [24] ..	15
Obrázek 5 - Transformace QRS komplexu pomocí CWT v měřítku 15 [24]	16
Obrázek 6 - Blokové schéma jednosvodové části rozměrovacího algoritmu.....	17
Obrázek 7 - Blokové schéma vícesvodové části rozměrovacího algoritmu.....	17
Obrázek 8 - Znázornění vlastních vektorů ve 2D prostoru atributů	20
Obrázek 9 - Přepočítané hodnoty atributů ve 2D prostoru	21
Obrázek 10 - Rozložení objektů ve 2D prostoru atributů.....	22
Obrázek 11 - Dendrogram pro UPGMA metodu	25
Obrázek 12 - Dendrogram pro SLINK metodu	26
Obrázek 13 - Dendrogram pro CLINK metodu	26
Obrázek 14 - Dendrogram pro Wardovu metodu.....	28
Obrázek 15 - Průběh signálu W061 z databáze CSE	31
Obrázek 17 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W061 z databáze CSE	32
Obrázek 16 - Blokové schéma použití RR intervalů a tvarových faktorů pro shlukovou analýzu	32
Obrázek 18 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W061 z databáze CSE pro první algoritmus.....	33
Obrázek 20 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W061 z databáze CSE pro druhý algoritmus	34
Obrázek 19 - Blokové schéma použití korelační matice pro shlukovou analýzu	34
Obrázek 21 - Průběh signálu W075 z databáze CSE	35
Obrázek 22 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W075 z databáze CSE	36
Obrázek 23 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W075 z databáze CSE pro první algoritmus.....	36
Obrázek 24 - Průběh signálu W117 z databáze CSE	37
Obrázek 25 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W117 z databáze CSE	38
Obrázek 26 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W117 z databáze CSE pro první algoritmus.....	38
Obrázek 27 - Průběh signálu W028 z databáze CSE	39
Obrázek 28 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W028 z databáze CSE	40
Obrázek 29 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W028 z databáze CSE pro první algoritmus.....	40
Obrázek 30 - Průběh signálu W054 z databáze CSE	41
Obrázek 31 - Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů pro signál W054 z databáze CSE	42
Obrázek 32 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W054 z databáze CSE pro první algoritmus.....	42
Obrázek 33 - Dendrogram Wardovy metody pro signál W054 z databáze CSE pro první algoritmus.....	43
Obrázek 34 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W028 z databáze CSE pro druhý algoritmus	43
Obrázek 35 - Průběh signálu W034 z databáze CSE	44
Obrázek 36 - Špatné rozměření začátku 3. QRS komplexu signálu W034 z databáze CSE.....	44
Obrázek 37 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W034 z databáze CSE pro druhý algoritmus	45

Obrázek 38 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W034 z databáze CSE pro druhý algoritmus po opravení chybné detekce.....	45
Obrázek 39 - Průběh signálu W047 z databáze CSE	46
Obrázek 40 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W047 z databáze CSE pro druhý algoritmus	46
Obrázek 41 - Průběh signálu W109 z databáze CSE	47
Obrázek 42 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W109 z databáze CSE pro druhý algoritmus	47
Obrázek 43 - Dendrogram Wardovy metody pro signál W109 z databáze CSE pro druhý algoritmus.....	48
Obrázek 44 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W117 z databáze CSE pro druhý algoritmus	48
Obrázek 45 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W006 z databáze CSE pro první algoritmus.....	64
Obrázek 46 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W006 z databáze CSE pro první algoritmus .	64
Obrázek 47 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W006 z databáze CSE pro druhý algoritmus	65
Obrázek 48 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W006 z databáze CSE pro druhý algoritmus	65
Obrázek 49 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W020 z databáze CSE pro druhý algoritmus	66
Obrázek 50 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W020 z databáze CSE pro druhý algoritmus	66
Obrázek 51 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W023 z databáze CSE pro první algoritmus.....	67
Obrázek 52 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W023 z databáze CSE pro první algoritmus .	67
Obrázek 53 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W023 z databáze CSE pro druhý algoritmus	68
Obrázek 54 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W023 z databáze CSE pro druhý algoritmus	68
Obrázek 55 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W054 z databáze CSE pro druhý algoritmus	69
Obrázek 56 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W054 z databáze CSE pro druhý algoritmus	69
Obrázek 57 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W120 z databáze CSE pro první algoritmus.....	70
Obrázek 58 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W120 z databáze CSE pro první algoritmus .	70
Obrázek 59 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W120 z databáze CSE pro druhý algoritmus	71
Obrázek 60 - Znárodnění abnormálních QRS komplexů u signálu W120 z databáze CSE pro druhý algoritmus	71

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Matice dat	18
Tabulka 2 - Standardizovaná matice dat	19
Tabulka 3 - Matice euklidovských vzdáleností.....	21
Tabulka 4 - První krok UPGMA.....	23
Tabulka 5 - Druhý krok UPGMA	24
Tabulka 6 - Třetí krok UPGMA	24
Tabulka 7 - Ukázka postupu Wardovy metody	27
Tabulka 8 - Přerovnaná matice podobností	28
Tabulka 9 - Vypočtené RR intervaly a tvarové faktory pro signál W061 z databáze CSE.....	31
Tabulka 10 - Hodnoty tvarových faktorů pro signál W054 z databáze CSE před standardizací dat	41
Tabulka 11 - Znárodnění správné nebo špatné funkce obou algoritmů pro všechny použité signály.....	49
Tabulka 12 - Hodnoty Pearsonových korelačních koeficientů pro všechny použité signály, algoritmy a shlukové metody	63

Seznam příloh

Příloha 1: První algoritmus v prostředí MATLAB [vlastní zpracování]	56
Příloha 2: Druhý algoritmus v prostředí MATLAB [vlastní zpracování].....	60
Příloha 3: Hodnoty Pearsonových korelačních koeficientů [vlastní zpracování].....	63
Příloha 4: Další příklady chybné funkce obou algoritmů [vlastní zpracování].....	64

Přílohy

Příloha č. 1: Algoritmus založený na RR intervalech a tvarových faktorech v prostředí MATLAB ver. 7.10.0 (R2010a)

[Zdroj – vlastní zpracování]

```
% FUNKCE PRO SHLUKOVOU ANALYZU ZALOZENOU NA RR INTERVALECH A TVAROVÝCH
% FAKTORECH
% Bc. Martin Chrobák - 13.4. 2012
function RRaFF(signal,svod,shlukova_metoda)
%% Napoveda promennych
% signal : vstupni signal ve formatu .mat, vybrano 22 signalu z CSE:
%          'W006.mat' 'W011.mat' 'W020.mat' 'W023.mat' 'W026.mat'
%          'W028.mat' 'W034.mat' 'W040.mat' 'W047.mat' 'W054.mat'
%          'W061.mat' 'W065.mat' 'W074.mat' 'W075.mat' 'W103.mat'
%          'W105.mat' 'W109.mat' 'W112.mat' 'W115.mat' 'W117.mat'
%          'W120.mat' 'W122.mat'
%
% svod : 1-12
%
% shlukova metoda : nastaveni metody shlukovani ('average'=UPGMA,
%          'single'=SLINK, 'complete'=CLINK, 'ward'=WARD)
%
% priklad volani funkce: RRaFF('W061.mat',8,'average')

%% Incializace

typ='c';
fvz=500;
zobraz='n';
svodu=12;
pom=0;
load(signal);
vstup_sig = x;

%% Filtrace všech 12 svodů dolní propustí s fmez 70 Hz

N=51;
f=fir1(N,70/fvz,'low');
zpozdeni=(N-1)/2;

for i=1:svodu
    filt_sig(i,:)=filter(f,1,vstup_sig(i,:)); % vyfiltrovaných 12 svodů
    filt_sig2(i,:)=filt_sig(i,zpozdeni+1:end); % vyfiltrovaných 12 svodů se
                                                zpožděním
end

%% Načtení funkce pro globální rozměření signálu

[QRS_glob,QRSon_glob,QRSoff_glob]=EKGrozmereni_global(filt_sig2,typ,fvz,zobraz);

%% Výpočet RR intervalů v ms

for i=1:length(QRS_glob)-1
    RR(i)=(QRS_glob(i+1)-QRS_glob(i))*2;
```

```

end

%% Úprava

load('W103.mat');
if x==vstup_sig;
    QRSoff_glob(2)=[]; % detekuje jeden QRSoffset u W103.mat navíc
end

%% Výpočet tvarových faktorů FF

filt_sig3=filt_sig2(svod,:); % načtení zvoleného svodu pro výpočet FF
X=fft(filt_sig3); X(1)=0; filt_sig3=real(ifft(X)); % odstranění SS složky

for i=1:length(QRSoff_glob)-1
    QS{i}=filt_sig3(round(QRson_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1)));
    nulta=std(QS{i},1);
    QS1{i}=diff(QS{i});
    prvni=std(QS1{i},1);
    QS2{i}=diff(QS1{i});
    druha=std(QS2{i},1);
    FF(i)=(druha/prvni)/(prvni/nulta);
end

%% Shluková analýza

% Standardizace dat
for i=1:length(FF)
    S1(i)=(RR(i)-mean(RR(1:end-1)))/std(RR(1:end-1),1);
    S2(i)=(FF(i)-mean(FF))/std(FF,1);
end

RR=S1;
FF=S2;

z(:,1)=S1;
z(:,2)=S2;
kor_mat_priznaku=(1/length(S1))*(z')*z;
[VV,VC]=eig(kor_mat_priznaku);

% Výpočet hlavních komponent ze standardizovaných dat
if VC(2,2)>VC(1,1)
    upravene_VV(:,1)=VV(:,2);
    upravene_VV(:,2)=VV(:,1);
    HK=z*upravene_VV;
    RR2=HK(:,1)';
    FF2=HK(:,2)';
else
    upravene_VV=VV;
    HK=z*upravene_VV;
    RR2=HK(:,1)';
    FF2=HK(:,2)';
end

% Ověření nezávislosti RR a FF
overeni_nezavislosti=(1/length(RR2))*(HK')*HK;

% Výpočet distanční matice
prerovnan(:,1)=RR2;

```

```

prerovnaní(:,2)=FF2;
dist=pdist(prerovnaní,'euclidean');

% Rozdělení objektů do shluků
S=linkage(dist,shlukova_metoda);
ID=cluster(S,'maxclust',2);

% Nastavení automatického prahu pro dendrogram
max_diff=0;
for i=1:length(S(:,3))-1
    if (S(i+1,3)-S(i,3))>max_diff
        max_diff=S(i+1,3)-S(i,3);
        prah=S(i+1,3)-0.001;
    end
end

% Výpočet Pearsonova korelačního koeficientu
Pearson=cophenet(S,dist);

%% Zobrazení

figure(1);
plot(filt_sig3)
Y = axis;
line([QRS_glob;QRS_glob],[0.9*Y(3);0.9*Y(4)],'Color','k','LineStyle','--')
line([QRSon_glob;QRSon_glob],[0.9*Y(3);0.9*Y(4)],'Color','k','LineStyle',':')
line([QRSoff_glob;QRSoff_glob],[0.9*Y(3);0.9*Y(4)],'Color','k','LineStyle',':')
title('Globální rozměření EKG signálu pro daný svod')
xlabel('Vzorky signálu [-]')
ylabel('Napětí {[ $\mu$ ]V}')

figure(2);
scatter(RR,FF,'r','Marker','x')
text(RR,FF,num2str(1:length(FF)),'Color','b');
title('Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů')
xlabel('Standardizovaný RR interval [-]')
ylabel('Standardizovaný tvarový faktor [-]')
hold on
line(2*[-0.7071 0.7071],2*[-0.7071 0.7071],'LineStyle',':','Color','k')
line(2*[-0.7071 0.7071],2*[0.7071 -0.7071],'LineStyle',':','Color','k')
line([upravene_VV(1,1) 0],[upravene_VV(2,1) 0],'LineStyle','-',
'LineWidth',2,'Color','r')
line([upravene_VV(1,2) 0],[upravene_VV(2,2) 0],'LineStyle','-',
'LineWidth',2,'Color','b')
hold off

figure(3);
scatter(RR2,FF2,'r','Marker','x')
text(RR2,FF2,num2str(1:length(FF)),'Color','b');
title('Závislost RR intervalů na tvarových faktorech jednotlivých QRS komplexů')
xlabel('Přepočítané souřadnice RR intervalu [-]')
ylabel('Přepočítané souřadnice tvarového faktoru [-]')
hold on
line([-2 2],[0 0],'LineStyle',':','Color','k')
line([0 0],[-2 2],'LineStyle',':','Color','k')
line([0 1],[0 0],'LineStyle','-','LineWidth',2,'Color','r')

```

```

line([0 0],[0 1],'LineStyle','-','LineWidth',2,'Color','b')
hold off

figure(4);
[H]=dendrogram(S,'colorthreshold',prah);
set(H,'LineWidth',2)
title('Shluková analýza pro jednotlivé QRS komplexy')
xlabel('QRS komplexy [-]')
ylabel('Euklidovská vzdálenost [-]')

figure(5);
plot(filt_sig3)
hold on
if sum(ID(ID==1))>(length(ID)/2)
    for i=1:length(FF2)
        if ID(i)==2
            plot(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1)),...
                filt_sig3(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1))), 'r')
        end
    end
else
    for i=1:length(FF2)
        if ID(i)==1
            plot(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1)),...
                filt_sig3(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1))), 'r')
        end
    end
end
hold off
title('Znázornění abnormálních EKG cyklů')
xlabel('Vzorky signálu [-]')
ylabel('Napětí {[{\mu}V]}')

```

Příloha č. 2: Algoritmus založený na korelační matici v prostředí MATLAB ver. 7.10.0 (R2010a)

[Zdroj – vlastní zpracování]

```
% FUNKCE PRO SHLUKOVOU ANALYZU ZALOZENOU NA KORELACNI MATICI
% Bc. Martin Chrobák - 13.4. 2012
function korelace(signal,svod,shlukova_metoda)
%% Napoveda promennych
% signal : vstupni signal ve formatu .mat, vybrano 22 signalu z CSE:
%         'W006.mat' 'W011.mat' 'W020.mat' 'W023.mat' 'W026.mat'
%         'W028.mat' 'W034.mat' 'W040.mat' 'W047.mat' 'W054.mat'
%         'W061.mat' 'W065.mat' 'W074.mat' 'W075.mat' 'W103.mat'
%         'W105.mat' 'W109.mat' 'W112.mat' 'W115.mat' 'W117.mat'
%         'W120.mat' 'W122.mat'
%
% svod : 1-12
%
% shlukova metoda : nastaveni metody shlukovani ('average'=UPGMA,
%         'single'=SLINK, 'complete'=CLINK, 'ward'=WARD)
%
% priklad volani funkce: korelace('W061.mat',8,'average')

%% Incializace

typ='c';
fvz=500;
zobraz='n';
svodu=12;
pom=0;
load(signal);
vstup_sig = x;

%% Filtrace všech 12 svodů dolní propustí s fmez 70 Hz

N=51;
f=fir1(N,70/fvz,'low');
zpozdeni=(N-1)/2;

for i=1:svodu
    filt_sig(i,:)=filter(f,1,vstup_sig(i,:)); % vyfiltrovaných 12 svodů
    filt_sig2(i,:)=filt_sig(i,zpozdeni+1:end); % vyfiltrovaných 12 svodů se
                                                zpožděním
end
%% Načtení funkce pro globální rozměření signálu

[QRS_glob,QRSon_glob,QRSoff_glob]=EKGrozmereni_global(filt_sig2,typ,fvz,zobraz);

%% Úprava

load('W103.mat');
if x==vstup_sig;
    QRSoff_glob(2)=[]; % detekuje jeden QRSoffset u W103.mat navíc
end

filt_sig3=filt_sig2(svod,:); % načtení zvoleného svodu
X=fft(filt_sig3); X(1)=0; filt_sig3=real(ifft(X)); % odstranění SS složky
```

```

%% Výpočet korelační matice K

for i=1:length(QRSon_glob)-1
    for j=1:length(QRSon_glob)-1
        % načtení dvou QRS komplexů a odečtení středních hodnot
        A=filt_sig3(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1)));
        B=filt_sig3(round(QRSon_glob(j)):round(QRSoff_glob(j+1)));
        A=A-mean(A);
        B=B-mean(B);
        % přizpůsobení délky kratšímu z nich
        if length(A)>length(B)
            A=A(1:length(B));
        else
            B=B(1:length(A));
        end
        K(i,j)=corr(A',B'); % výpočet korelační matice
    end
end

%% Shluková analýza

% transformace korelační matice na matici nepodobností
K=1-K;
for i=1:length(K)
    K(i,i)=0; % v diagonále nejsou přesné nuly
end
dist=squareform(K); % získání korelačních vzdáleností ve vektoru

% Rozdělení objektů do shluků
S=linkage(dist,shlukova_metoda);
ID=cluster(S,'maxclust',2);

% Nastavení automatického prahu pro dendrogram
max_diff=0;
for i=1:length(S(:,3))-1
    if (S(i+1,3)-S(i,3))>max_diff
        max_diff=S(i+1,3)-S(i,3);
        prah=S(i+1,3)-0.001;
    end
end

% Výpočet Pearsonova korelačního koeficientu
Pearson=cophenet(S,dist);

%% Zobrazení

figure(1);
plot(filt_sig3)
Y = axis;
line([QRSon_glob;QRSon_glob],[0.9*Y(3);0.9*Y(4)],'Color','k','LineStyle',':')
line([QRSoff_glob;QRSoff_glob],[0.9*Y(3);0.9*Y(4)],'Color','k','LineStyle',':')
title('Globální rozměření EKG signálu pro daný svod')
xlabel('Vzorky signálu [-]')
ylabel('Napětí {[ $\mu$ ]V}')

figure(2);

```

```

[H]=dendrogram(S,'colorthreshold',prah);
set(H,'LineWidth',2)
title('Shluková analýza pro jednotlivé QRS komplexy')
xlabel('QRS komplexy [-]')
ylabel('Korelační vzdálenost [-]')

figure(3);
plot(filt_sig3)
hold on
if sum(ID(ID==1))>(length(ID)/2)
    for i=1:length(QRSon_glob)-1
        if ID(i)==2
            plot(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1)),...
                filt_sig3(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1))), 'r')
        end
    end
else
    for i=1:length(QRSon_glob)-1
        if ID(i)==1
            plot(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1)),...
                filt_sig3(round(QRSon_glob(i)):round(QRSoff_glob(i+1))), 'r')
        end
    end
end
hold off
title('Znázornění abnormálních EKG cyklů')
xlabel('Vzorky signálu [-]')
ylabel('Napětí {[{\mu}V]}')

```

Příloha č. 3: Hodnoty Pearsonových korelačních koeficientů

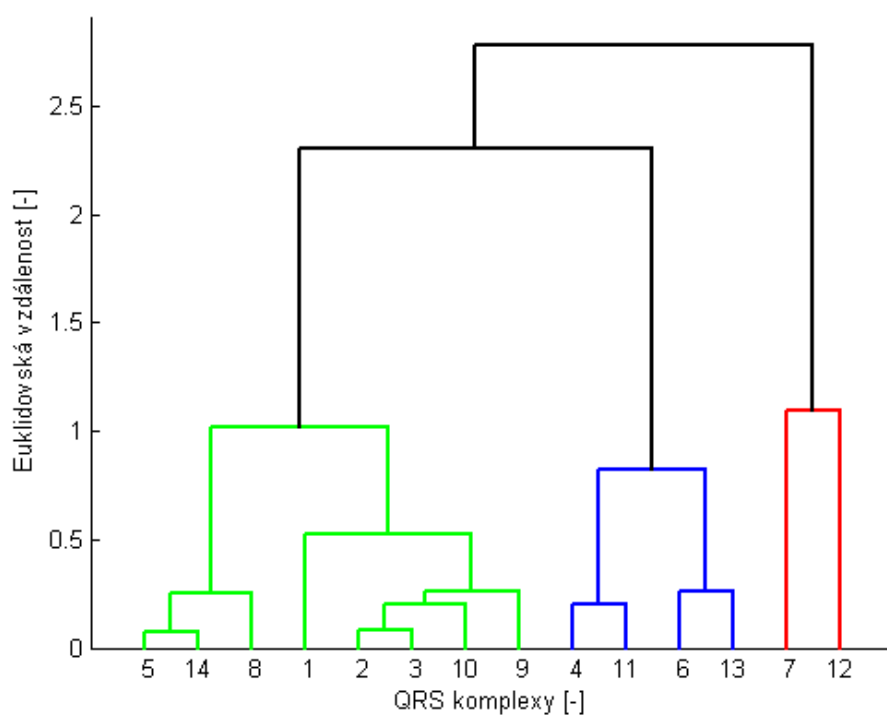
[Zdroj – vlastní zpracování]

Tabulka 12 - Hodnoty Pearsonových korelačních koeficientů pro všechny použité signály, algoritmy a shlukové metody

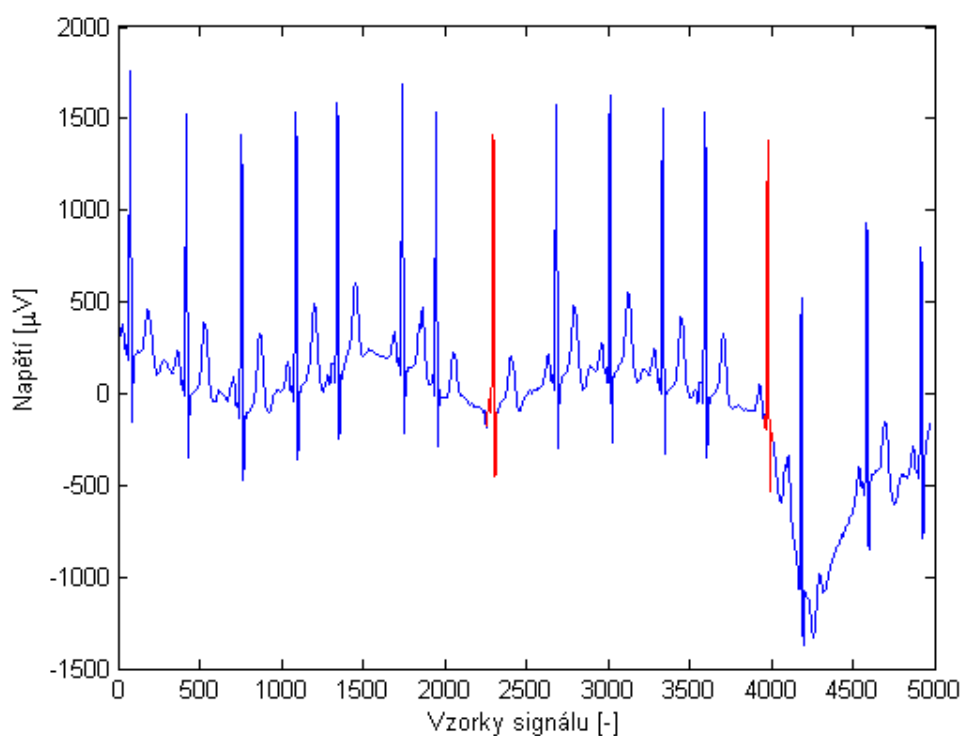
Signál	Algoritmus založený na RR a FF				Algoritmus založený na korelační matici			
	UPGMA	SLINK	CLINK	WARD	UPGMA	SLINK	CLINK	WARD
W006	0.9099	0.9011	0.8791	0.8686	0.9806	0.9839	0.9774	0.9715
W011	0.9202	0.8770	0.7044	0.7265	0.9037	0.8791	0.8826	0.8734
W020	0.8208	0.8025	0.5781	0.5968	0.7192	0.7050	0.7172	0.7184
W023	0.9727	0.9714	0.9718	0.9651	0.8646	0.8639	0.8645	0.8641
W026	0.9782	0.9719	0.9688	0.9673	0.9086	0.8770	0.7362	0.7344
W028	0.9488	0.9227	0.9436	0.9129	0.9640	0.9640	0.9640	0.9638
W034	0.8834	0.8345	0.8798	0.8724	0.9951	0.9912	0.9909	0.9714
W040	0.9950	0.9949	0.9922	0.9950	0.9243	0.9122	0.9178	0.8991
W047	0.7933	0.7617	0.7201	0.7518	0.7072	0.7076	0.7003	0.7062
W054	0.9136	0.9090	0.9053	0.8389	0.7393	0.6887	0.7373	0.7370
W061	0.9657	0.9435	0.9635	0.9366	0.9989	0.9988	0.9987	0.9989
W065	0.9388	0.9350	0.9365	0.9371	0.9891	0.9810	0.9811	0.9810
W074	0.9833	0.9814	0.9800	0.9833	0.9631	0.9624	0.9629	0.9630
W075	0.9607	0.9604	0.9571	0.9574	0.8907	0.8007	0.8579	0.8907
W103	0.8981	0.8777	0.8532	0.8886	0.9946	0.9943	0.9942	0.9946
W105	0.9137	0.8730	0.9004	0.9084	0.9909	0.9904	0.9899	0.9907
W109	0.9625	0.9547	0.9478	0.9615	0.9539	0.9180	0.8361	0.8423
W112	0.9899	0.9898	0.9819	0.9898	0.9685	0.9667	0.9453	0.9580
W115	0.9716	0.9340	0.9527	0.8499	0.9998	0.9998	0.9997	0.9998
W117	0.9600	0.9409	0.9573	0.9596	0.9887	0.9886	0.9886	0.9881
W120	0.7549	0.5165	0.7437	0.7401	0.8072	0.7163	0.8044	0.8045
W122	0.9400	0.9380	0.9393	0.9372	0.9563	0.9548	0.9548	0.9562

Příloha č. 4: Další příklady chybné funkce obou algoritmů

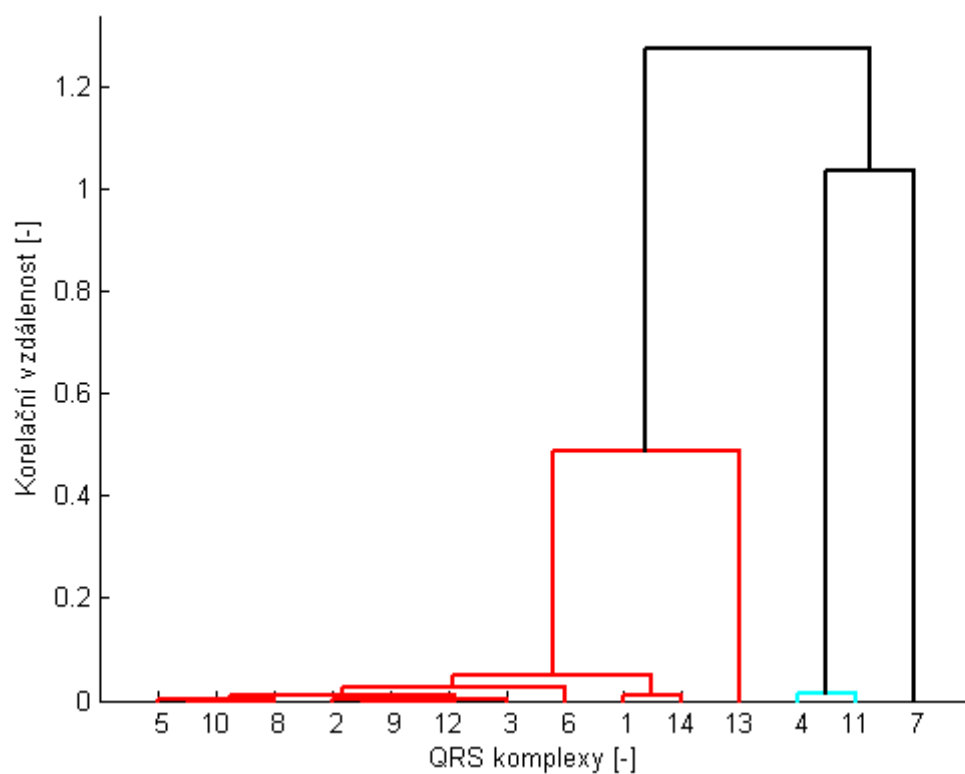
[Zdroj – vlastní zpracování]



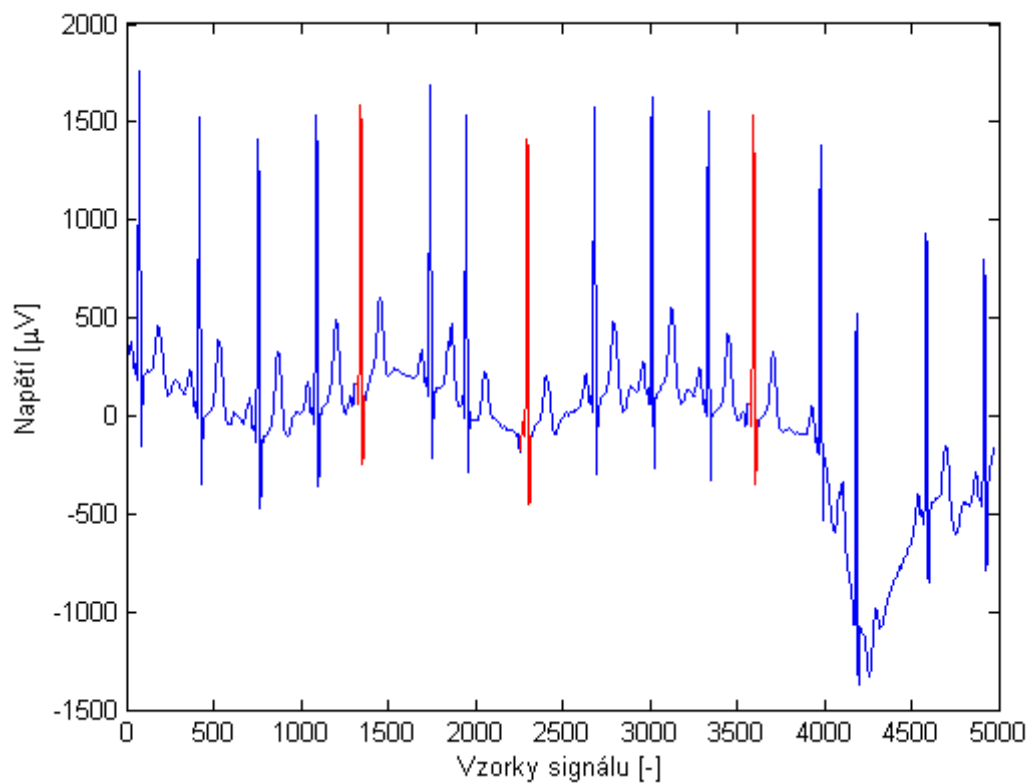
Obrázek 45 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W006 z databáze CSE pro první algoritmus



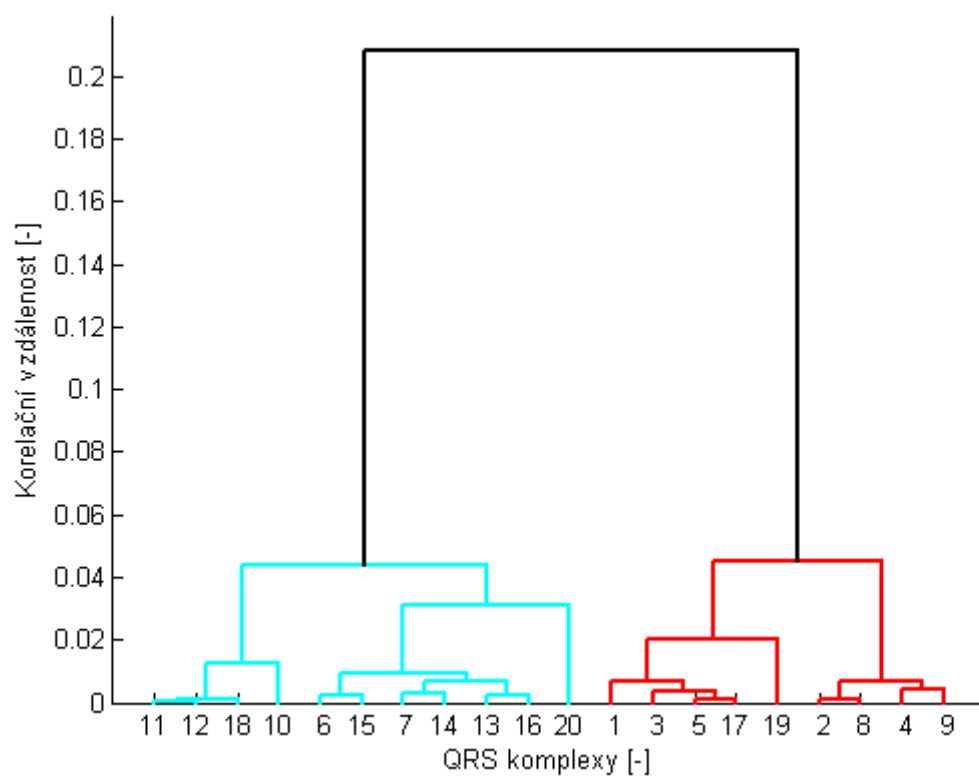
Obrázek 46 - Znázornění abnormálních QRS komplexů u signálu W006 z databáze CSE pro první algoritmus



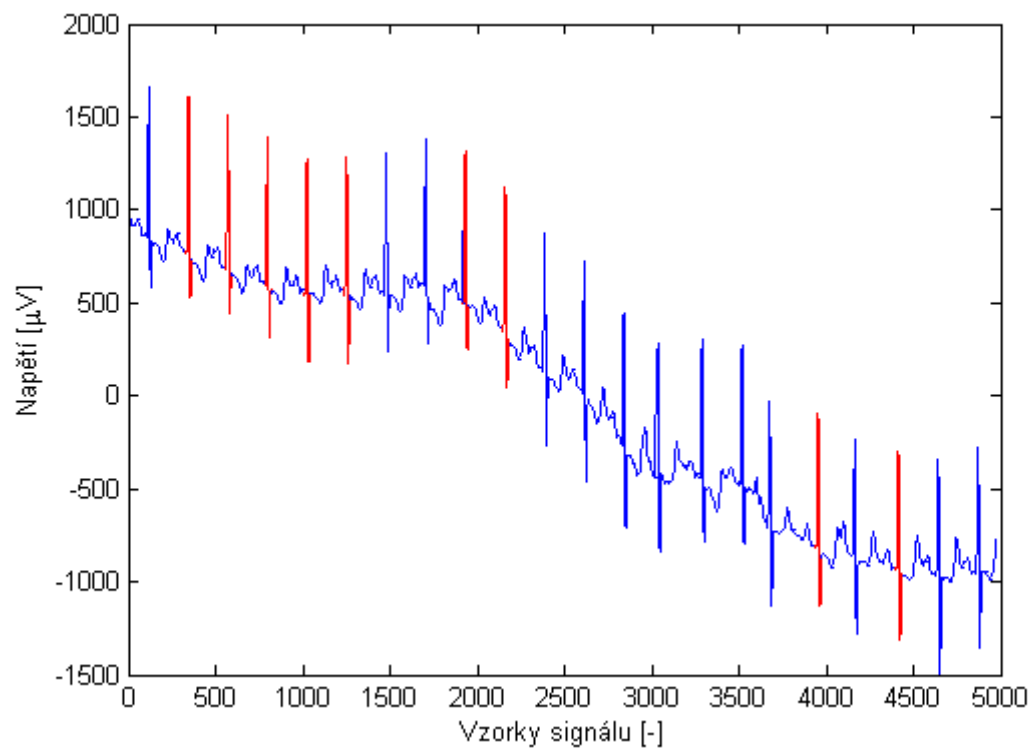
Obrázek 47 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W006 z databáze CSE pro druhý algoritmus



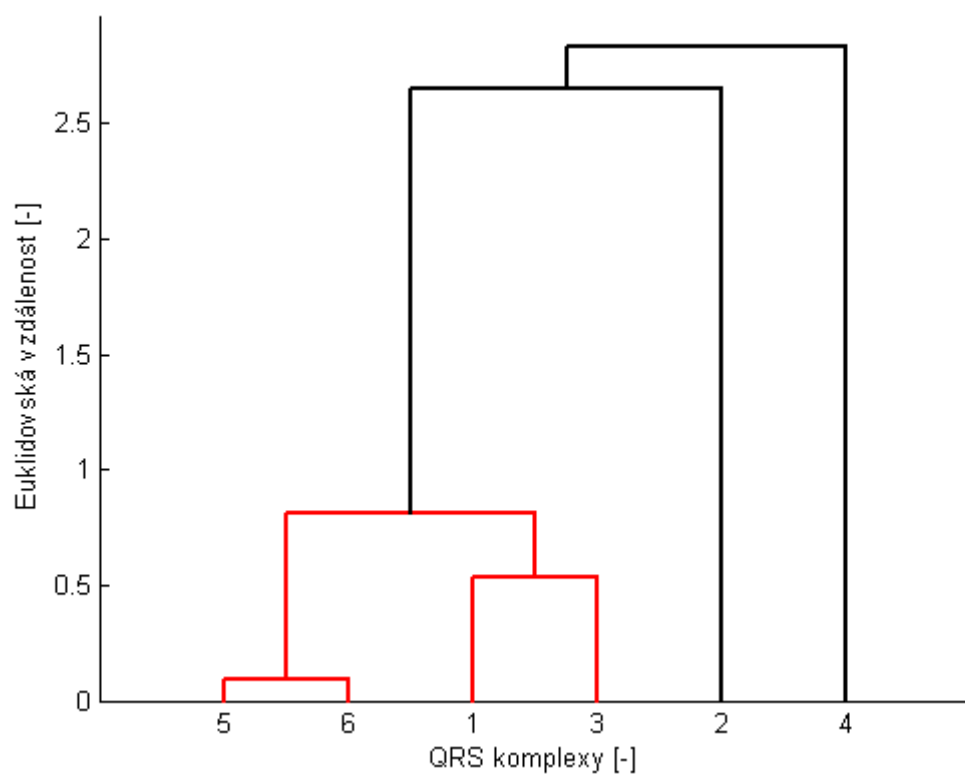
Obrázek 48 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W006 z databáze CSE pro druhý algoritmus



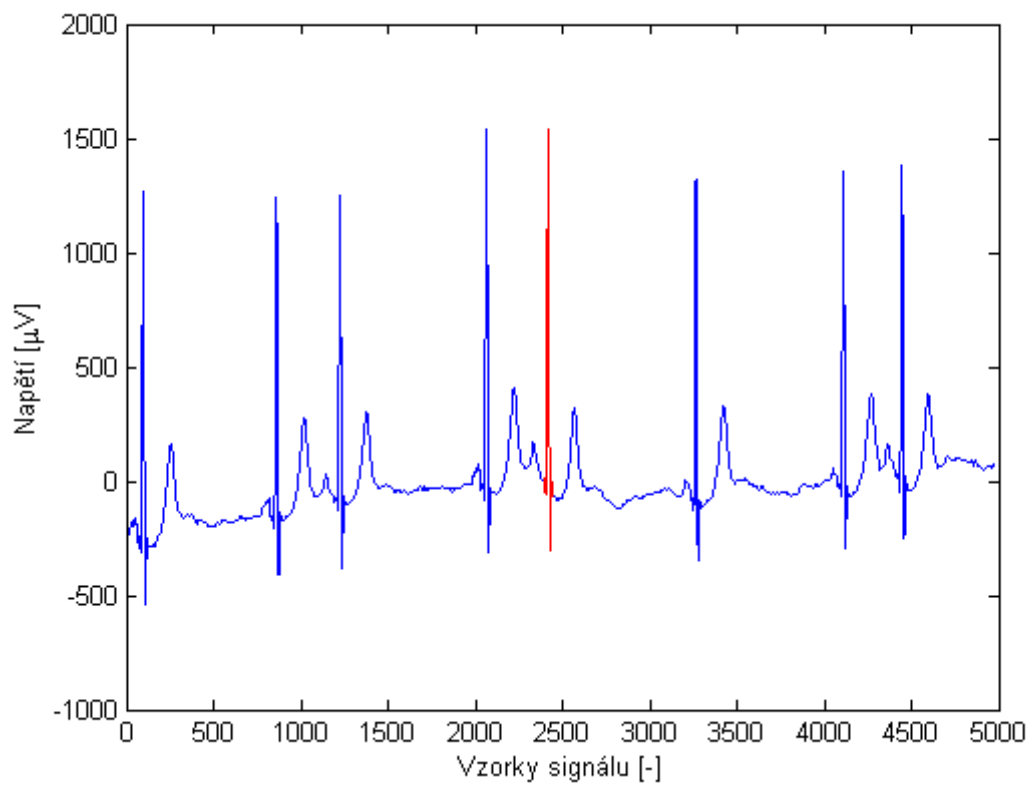
Obrázek 49 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W020 z databáze CSE pro druhý algoritmus



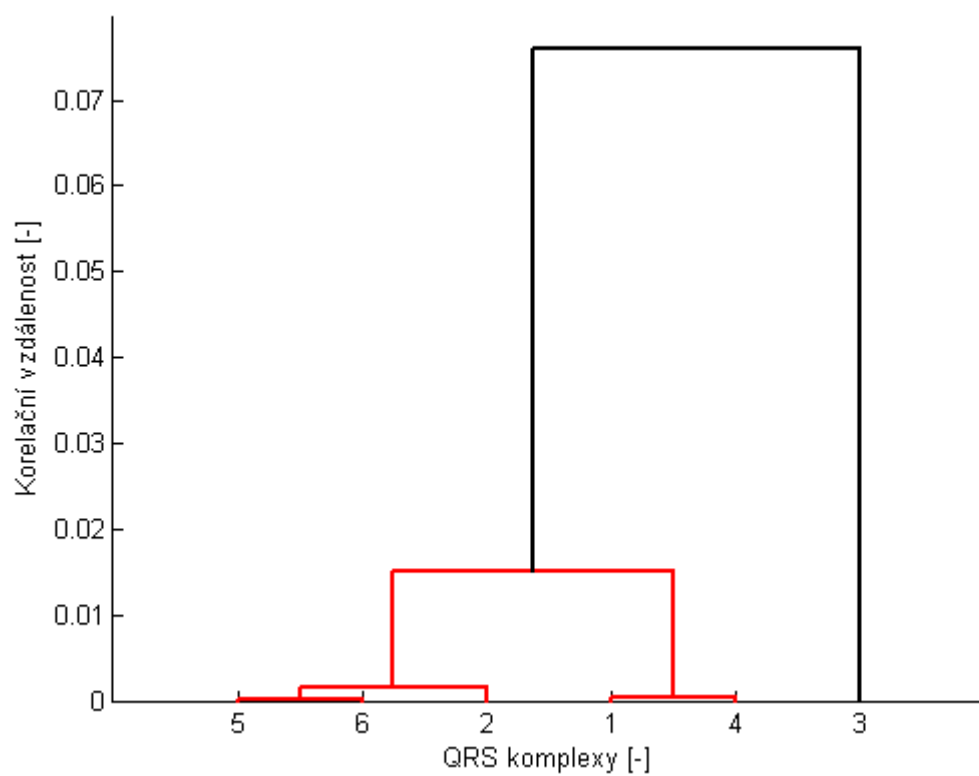
Obrázek 50 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W020 z databáze CSE pro druhý algoritmus



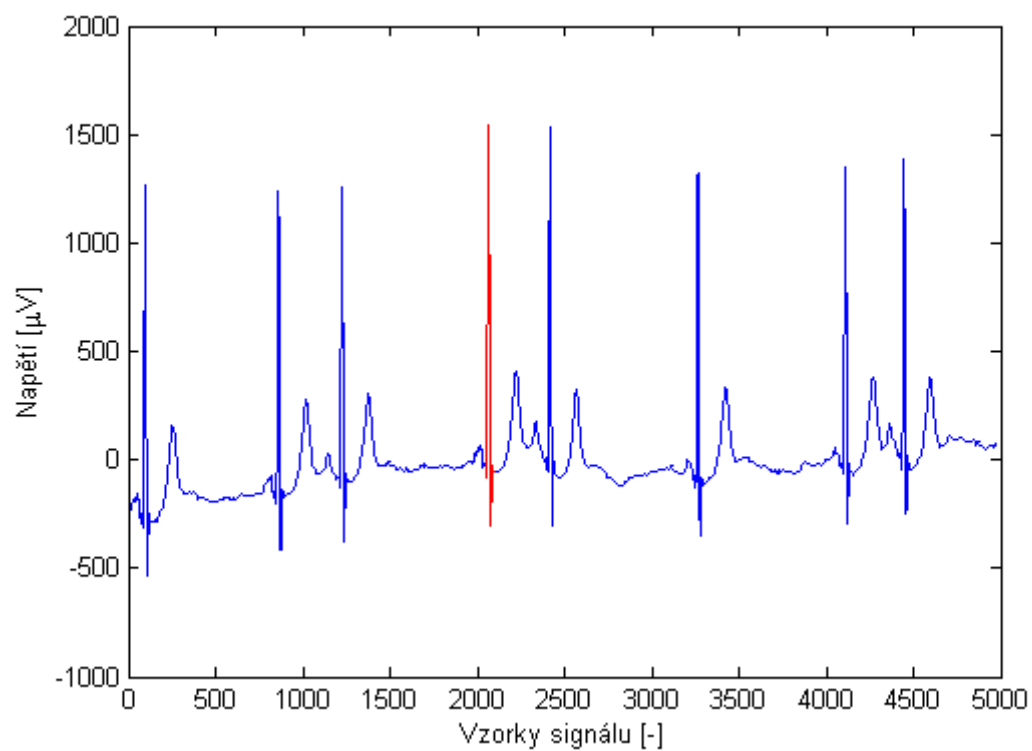
Obrázek 51 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W023 z databáze CSE pro první algoritmus



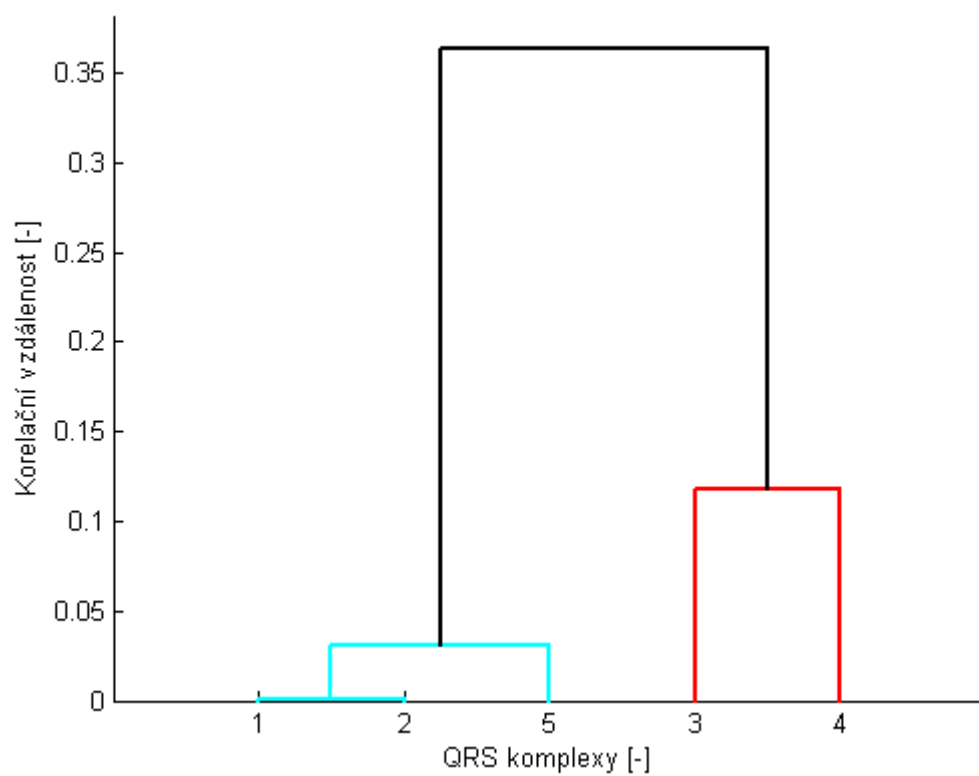
Obrázek 52 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W023 z databáze CSE pro první algoritmus



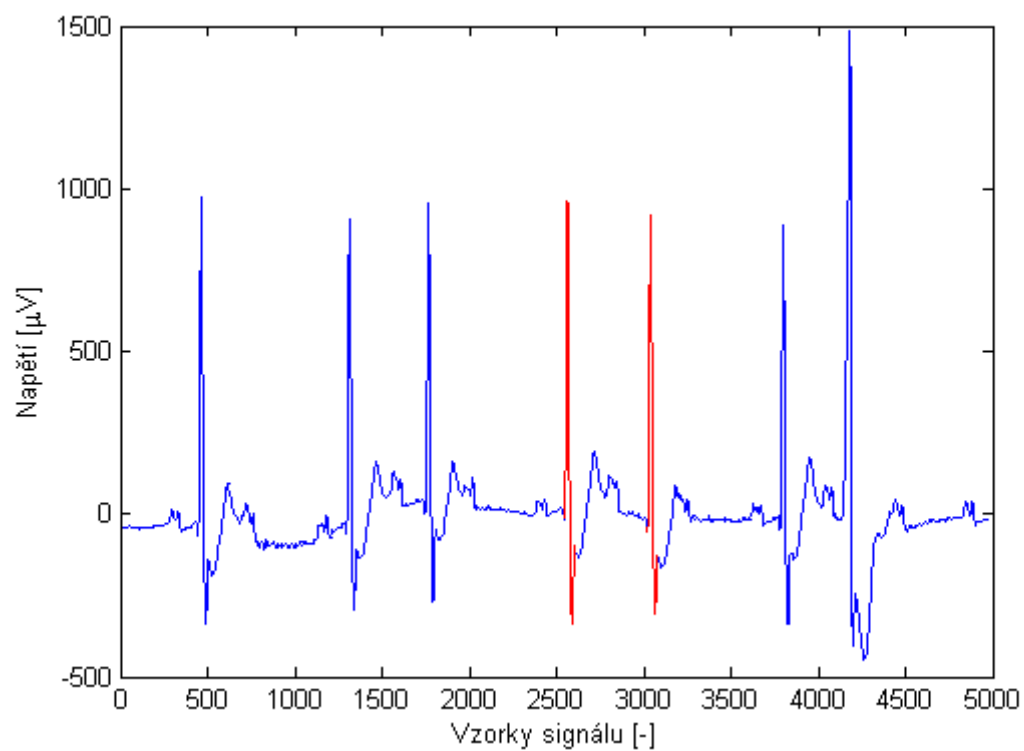
Obrázek 53 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W023 z databáze CSE pro druhý algoritmus



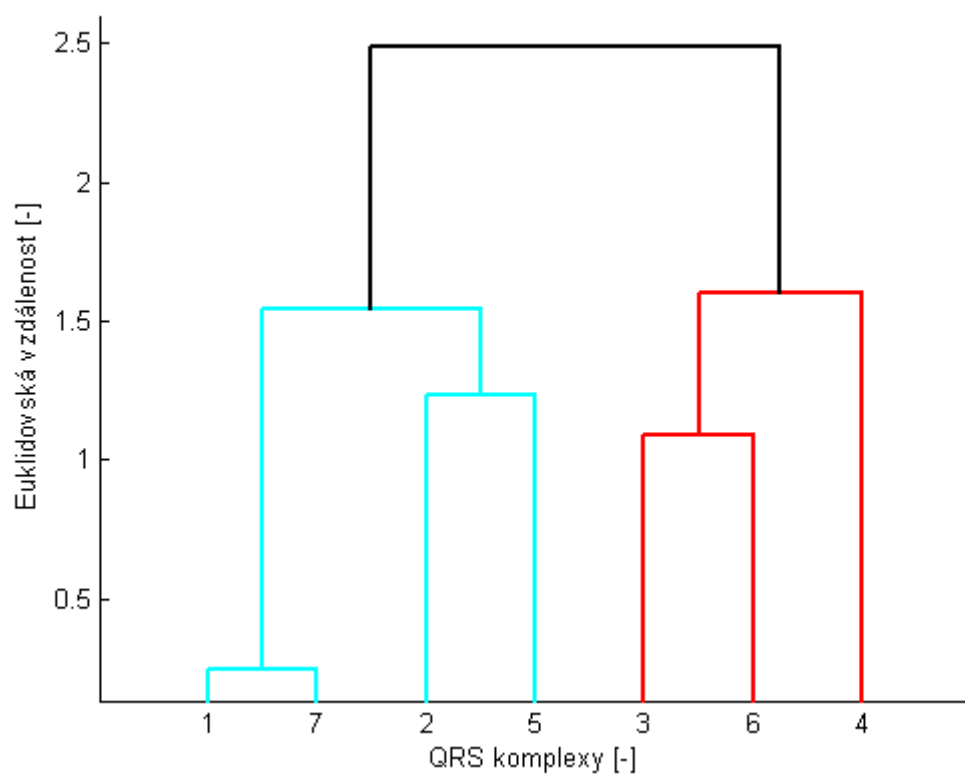
Obrázek 54 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W023 z databáze CSE pro druhý algoritmus



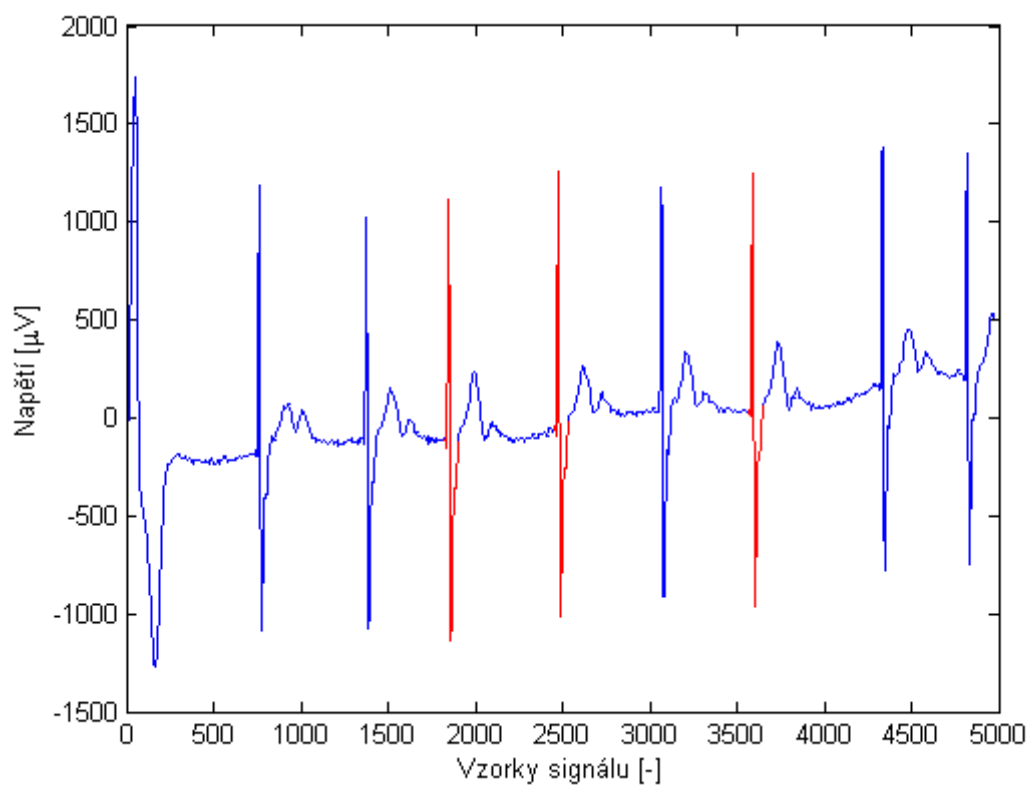
Obrázek 55 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W054 z databáze CSE pro druhý algoritmus



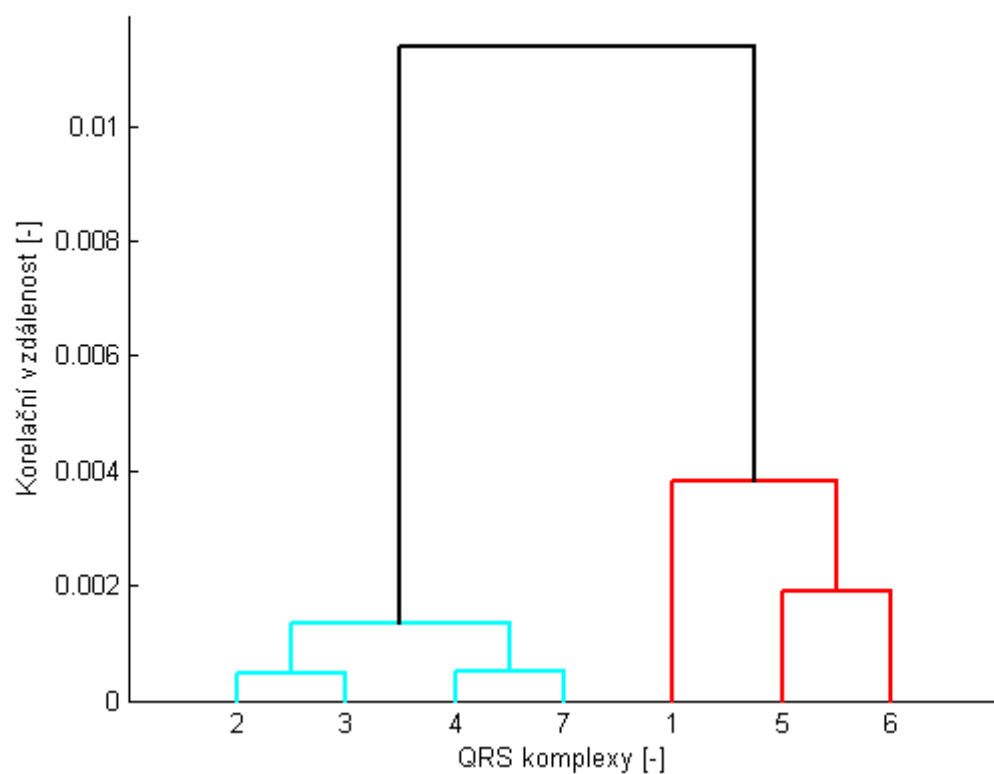
Obrázek 56 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W054 z databáze CSE pro druhý algoritmus



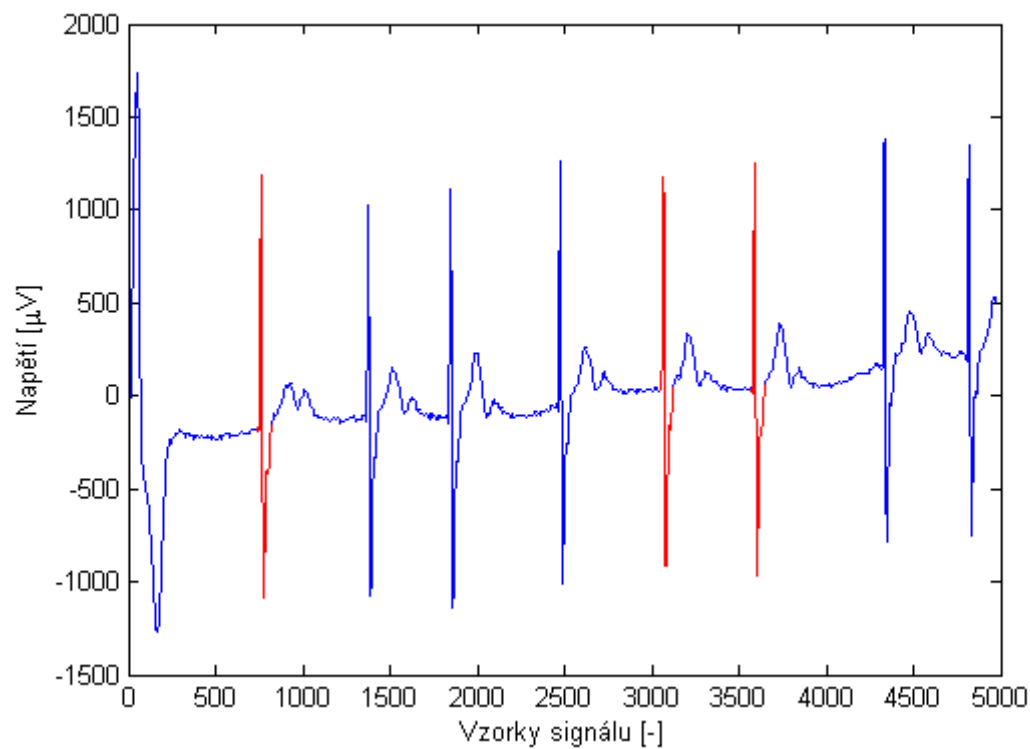
Obrázek 57 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W120 z databáze CSE pro první algoritmus



Obrázek 58 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W120 z databáze CSE pro první algoritmus



Obrázek 59 - Dendrogram metody UPGMA pro signál W120 z databáze CSE pro druhý algoritmus



Obrázek 60 - Znáznornění abnormálních QRS komplexů u signálu W120 z databáze CSE pro druhý algoritmus