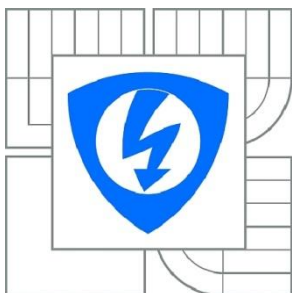


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DYNAMICKÉ PROGRAMOVÁNÍ V OBLASTI BIOSIGNÁLŮ

DYNAMIC PROGRAMMING IN BIOSIGNAL PROCESSING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

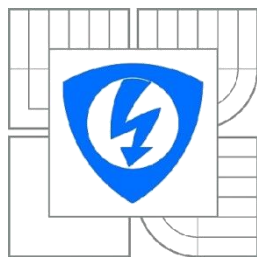
AUTHOR

PETR PROCHÁZKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN KLIMEK



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Petr Procházka
Ročník: 3

ID: 136066
Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Dynamické programování v oblasti biosignálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodou borcení časové osy (DTW) a jejím použití v oblasti biosignálů. 2) Vypracujte literární rešerši problematiky borcení časové osy. 3) Prostudujte varianty DTW pro porovnávání signálů EKG. 4) Navrhněte a v prostředí MATLAB realizujte metodu DTW pro porovnání signálů EKG. 5) Realizovanou metodu borcení časové osy ověřte na reálných signálech z CSE databáze dostupné na UBMI. 6) Proveďte diskuzi získaných výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KEOGH, E.J., PAZZANI, M.J.: Derivative Dynamic Time Warping. First SIAM International Conference on Data Mining, Chicago, 2001, pp. 285–289.
[2] ACKENHUSEN, J. G.: Real-time signal processing. Prentice Hall, New Jersey, 1999. ISBN 978-0136317715.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Martin Klimek

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Bakalářská práce popisuje metodu Dynamického borcení časové osy (DTW), která je použita pro detekci extrasystol v signálech EKG. V práci je popsáno několik postupů získání referenčního cyklu. Tyto postupy jsou aplikovány na celé srdeční cykly, nebo pouze na komplexy QRS. Následně jsou tyto postupy porovnány s výsledky shlukové analýzy.

Klíčová slova

Dynamické borcení časové osy, DTW, omezení metody, matice lokálních vzdáleností, matice kumulovaných vzdáleností, EKG, elektrická činnost srdce, akční napětí, segmentace, shlukování

Abstract

Bachelor thesis describes the dynamic time warping method (DTW), which is used for extrasystoles detection in ECG signals. Several methods for extracting a reference cycle are described in this paper. These methods are applied either to whole heart cycles or just to QRS complexes. Afterwards these methods are compared with results of cluster analysis.

Keywords

Dynamic time warping, DTW, limitations of the method, local distance matrix, cumulate distance matrix, ECG, electrical activity of the heart, action potentials, segmentation, clustering

Bibliografická citace práce

PROCHÁZKA, P. Dynamické programování v oblasti biosignálů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 67 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Klimek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Dynamické programování v oblasti biosignálů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do jiných 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 30. května 2013

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 30. května 2013

.....
podpis autora

Obsah

1. Úvod.....	9
2. Úvod do Elektrokardiografie	10
2.1. Akční potenciál	10
2.2. Elektrická činnost srdce.....	10
2.3. Elektrokardiograf	11
2.4. Popis EKG křivky	12
2.5. Snímání 12-ti svodovým EKG.....	13
3. Dynamické borcení časové osy (DTW)	15
3.1. Porovnání řeči	16
3.2. Výpočet DTW.....	17
3.2.1. Algoritmus metody	17
3.2.2. Zpětné trasování.....	18
3.3. Výsledná cesta	19
3.3.1. Monotónnost	19
3.3.2. Lokální omezení spojitosti	20
3.3.3. Okrajové podmínky	20
3.3.4. Globální omezení	21
3.4. Příklad výpočtu.....	21
4. Využití DTW v praxi.....	24
4.1. Shlukování z EKG signálu počítačově podporovanou Holter analýzou.....	24
Diskuse experimentu	28
4.2. Rozpoznání srdečních arytmií pomocí shlukování srdečních rytmů na EKG-Holter záznamu	28
4.3. Automatizovaná segmentace EKG signálu pomocí po částech prováděného derivovaného borcení časové osy.....	30
4.4. Zhodnocení využití metody	31
5. Typy extrasystol	32
5.2. Komorové extrasystoly	32
5.3. Supraventrikulární extrasystoly.....	33
6. Popis programu	34
6.1. Rozměření signálu a výběr cyklů	34

6.2.	<i>Vyfiltrování</i>	34
6.3.	<i>Výpočet matice lokálních a kumulovaných vzdáleností a výpočet výsledné cesty</i>	34
7.	Vliv globálního omezení	36
7.1.	<i>Vliv globálního omezení na výslednou cestu</i>	38
7.2.	<i>Vliv globálního omezení na zrychlení výpočtu</i>	41
8.	Přizpůsobení signálu	43
8.1.	<i>Přizpůsobení jednoho signálu druhému</i>	43
8.2.	<i>Vzájemné přizpůsobení</i>	45
9.	Detekce extrasystol v signálech	46
9.1.	<i>Výběr referenčního vzorku</i>	46
9.2.	<i>Zhodnocení testování</i>	56
10.	Shluková analýza	59
11.	Závěr	64
12.	Použitá literatura:	66

Seznam obrázků

<i>Obr. 1) Akční potenciál srdeční buňky</i>	10
<i>Obr. 2) Šíření vzruchu v srdci</i>	11
<i>Obr. 3) EKG křivka</i>	13
<i>Obr. 4) Rozložení hrudních svodů u EKG</i>	14
<i>Obr. 5) Užití A)Euklidovské vzdálenosti, B)Dynamického borcení časové osy</i>	15
<i>Obr. 6) Schéma váhové funkce</i>	18
<i>Obr. 7) Chyba v monotónnosti výsledné cesty</i>	19
<i>Obr. 8) Nespojitá výsledná cesta</i>	20
<i>Obr. 9) Porušení okrajových podmínek, kdy poslední bod nekončí v pravém horním rohu</i>	20
<i>Obr. 10) Schéma globálního vymezení výsledné cesty</i>	21
<i>Obr. 11) Matice lokálních vzdáleností A</i>	21
<i>Obr. 12) Matice kumulovaných vzdáleností D</i>	22
<i>Obr. 13) Výsledná cesta</i>	23
<i>Obr. 14) Příklad zarovnání DTW</i>	27
<i>Obr. 15) Schéma zpracování EKG záznamu</i>	28
<i>Obr. 16) Přehled skupin shluků</i>	29
<i>Obr. 17) Komorová extrasystola</i>	32
<i>Obr. 18) Sinusová extrasystola</i>	33
<i>Obr. 19) Typy šířek globálního omezení</i>	36
<i>Obr. 20) Postup při výpočtu globálního omezení</i>	37
<i>Obr. 21) Schéma počítání globálního omezení u dvou různě dlouhých vektorů</i>	38
<i>Obr. 22) Schéma výpočtu hodnot matice kumulovaných vzdáleností na okraji globálního omezení</i>	38
<i>Obr. 23) vykreslená výsledná cesta: bez globálního omezení (vlevo nahoře), s globálním omezením začínajícím v polovině daných cyklů (vpravo nahoře), s globálním omezením začínajícím ve třetině daných cyklů (vlevo dole), s globálním omezením začínajícím ve čtvrtině daných cyklů (vpravo dole). Jde o porovnání referenčního cyklu a cyklu s extrasystolou u signálu W115</i>	39
<i>Obr. 24) vykreslená výsledná cesta: bez globálního omezení (vlevo nahoře), s globálním omezením začínajícím v polovině daných cyklů (vpravo nahoře), s globálním omezením začínajícím ve třetině daných cyklů (vlevo dole), s globálním omezením začínajícím ve čtvrtině daných cyklů (vpravo dole). Jde o porovnání referenčního cyklu a jiného normálního cyklu u signálu W115</i>	40
<i>Obr. 25) vykreslená výsledná cesta: bez globálního omezení pro porovnání celých cyklů (vlevo nahoře), s globálním omezením začínajícím v polovině daných cyklů (vpravo nahoře), bez globálního omezení pro porovnání komplexů QRS (vlevo dole), s globálním omezením začínajícím v polovině daných QRS komplexů (vpravo dole). Jde o porovnání referenčního cyklu a cyklu s výrazně tvarově odlišnou extrasystolou u signálu W105</i>	41
<i>Obr. 26) Původní cykly 5 a 6 ze signálu 115</i>	43
<i>Obr. 27) Přizpůsobený delší cyklus kratšímu cyklu</i>	44
<i>Obr. 28) Přizpůsobený kratší cyklus delšímu cyklu</i>	44
<i>Obr. 29) Vzájemné přizpůsobení cyklů</i>	45
<i>Obr. 30) Referenční cyklus vybraný metodou medián (vlevo), průměrný cyklus (vpravo)</i>	49
<i>Obr. 31) Signál W006</i>	51
<i>Obr. 32) Signál 020, cyklus 11, odstranění kolísání izolinie</i>	51
<i>Obr. 33) Signál 020</i>	52

<i>Obr. 34) Signál W023.....</i>	<i>53</i>
<i>Obr. 35) Signál W047.....</i>	<i>53</i>
<i>Obr. 36) Signál W117.....</i>	<i>54</i>
<i>Obr. 37) Signál 120.....</i>	<i>55</i>
<i>Obr. 38) Signál W028.....</i>	<i>55</i>
<i>Obr. 39) Matice dat</i>	<i>59</i>
<i>Obr. 40) Matice podobností</i>	<i>59</i>
<i>Obr. 41) Dendrogram signálu W028. Porovnávány byly komplexy QRS.</i>	<i>61</i>
<i>Obr. 42) Dendrogram signálu W034. Porovnávány byly komplexy QRS.</i>	<i>61</i>
<i>Obr. 43) Dendrogram signálu W075. Porovnávány byly celé cykly.</i>	<i>62</i>
<i>Obr. 44) Dendrogram signálu W075. Porovnávány byly komplexy QRS.</i>	<i>62</i>
<i>Obr. 45) Dendrogram signálu W122. Porovnávány byly celé cykly.</i>	<i>63</i>
<i>Obr. 46) Dendrogram signálu W122. Porovnávány byly komplexy QRS.</i>	<i>63</i>

1. Úvod

V dnešní době se veškerý život lidstva točí okolo elektrotechniky. Elektrotechnické přístroje pronikly nejen do všech domácností, ale zasáhly do všech oborů ve vyspělém světě, kde nám ulehčují a urychlují naši práci. Vyvíjením stále nových elektronických zařízení a jejich softwarů dochází k přirozenému vývoji lidstva. Tato moderní zařízení pronikla také do lékařství. Tato skutečnost je velmi důležitá, protože v lékařství mnohdy dochází k záchraně života nebo k léčení více či méně závažných nemocí. Pro úspěšnost léčby je důležitá přesnost a rychlost vyšetření a přesně to nám moderní technika umožňuje.

Hlavním tématem této bakalářské práce byla problematika metody dynamického borcení časové osy (DTW). Jedná se o nelineární metodu umožňující porovnání dvou různě dlouhých signálů. Tato metoda byla naprogramována v uživatelském prostředí MATLAB pro automatickou detekci extrasystol v signálech. Je zde popsán princip metody, využití v praxi, popis vytvořených programů a různé možnosti pro výběr referenčního vzorku. Následně jsou výstupy programů porovnány s výsledky shlukové analýzy, kde byla metoda DTW využita jako kritérium podobnosti.

Jednotlivé programy byly testovány na 22 EKG signálech z databáze CSE, obsahujících různé typy extrasystol.

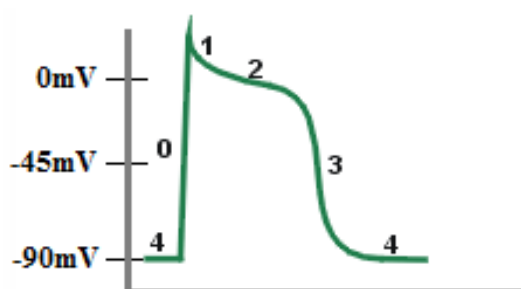
V práci je také zhodnocen vliv globálního omezení na dobu jednotlivých výpočtů a časová náročnost jednotlivých programů.

2. Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je jednou z nejčastějších metod používanou v lékařství. Jedná se o základní metodu, díky které je lékař schopen zjistit zdravotní stav pacientova srdce. Většinou se jedná o metodu neinvazivní, kdy má pacient elektrody připevněné na povrchu těla. Ale je možné EKG snímat i invazivně, a to pomocí svodů, připevněných na jícnu, nebo přímo na srdci. V následujících podkapitolách bude problematika rozebrána podrobněji.

2.1. Akční potenciál

Proud Na^+ putuje do nitra buňky, přičemž mění transmembránový potenciál. Výsledkem je depolarizace, kterou registrujeme jako pozitivní kmit. Jde o fázi 0 akčního potenciálu. V tomto momentě se snížila prostupnost membrány pro Na^+ a K^+ ionty, proto se membránový potenciál udržuje na hodnotě kolem 0, což registrujeme jako fázi 1 a 2 akčního potenciálu. Poté začne sodíková pumpa přečerpávat Na^+ z nitrobuněčného prostoru do mimobuněčného. K^+ naopak směřuje do nitrobuněčného. Fáze 3 akčního potenciálu je krátké období, během kterého dojde k rychlé depolarizaci buňky, po které následuje fáze stabilního klidového potenciálu, která má hodnotu asi -90mV . Jde o čtvrtou fázi akčního potenciálu. [1] [2]



Obr. 1) Akční potenciál srdeční buňky

2.2. Elektrická činnost srdce

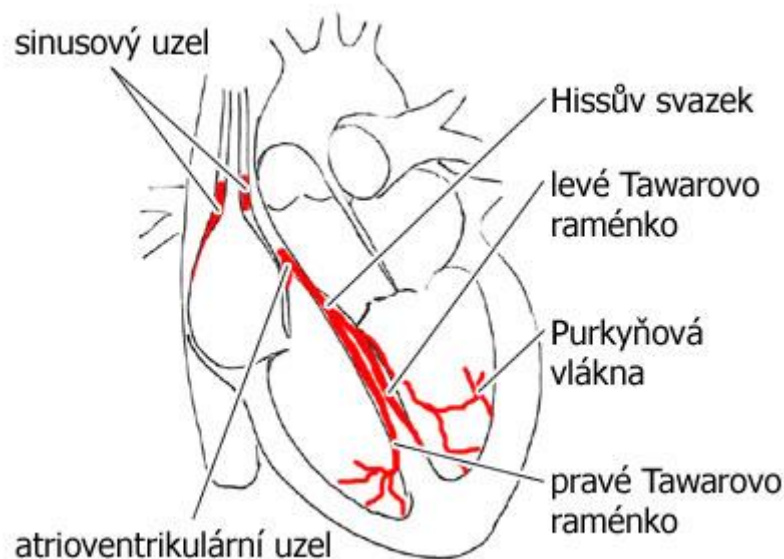
Srdeční sval je tvořen několika typy buněk. Buňky, u kterých pozorujeme mechanickou činnost, nazýváme pracovní myokard, naproti tomu buňky, které zprostředkovávají elektrickou aktivitu, tvoří převodní systém, který je zodpovědný za vznik a šíření vzruchu. Každému stahu srdce předchází vlna elektrického podráždění.

Za normálních podmínek vzruch vzniká v sinoatriálním uzlu. SA uzel určuje srdeční rytmus, protože má vyšší frekvenci než ostatní potenciální peacemakery. Jeho frekvence je nejčastěji mezi 50 – 100 elektrických impulsů za minutu. Nazýváme ho tedy primárním peacemakerem. Vzruch se šíří síněmi do atrioventrikulárního uzlu, přičemž dojde k podráždění pracovního myokardu síní a dojde tedy ke kontrakci.

AV uzel má frekvenci 40-55 impulsů za minutu. Za běžných podmínek se tento rytmus neprojevuje, protože je “překrytý“ rytmem SA uzlu. AV uzel může částečně přebrat funkci SA uzlu v případě, že SA uzel přestane fungovat, ale hlavní funkcí AV uzlu za normálních podmínek je zpoždění šířeného impulzu. Toto zpoždění má důležitou funkci v tom, aby byla plně dokončena systola síní před započítím systoly komor.

Dále se vzruch šíří z AV uzlu do Hissova svazku. Toto je jediná možná cesta šíření vzruchu mezi síněmi a komorami, protože okolní část je elektricky dokonale nevodivá. Z Hissova svazku je veden akční potenciál Tawarovými raménky do Purkyňových vláken, která předávají impuls pracovnímu myokardu komor.

Tento proces se neustále rytmicky opakuje. Pouze dochází ke změně frekvence, která záleží na fyzické a psychické aktivitě konkrétní osoby v daný okamžik. [1][2]



Obr. 2) Šíření vzruchu v srdci

2.3. Elektrokardiograf

Elektrokardiograf je přístroj, jehož podstatou je galvanometr. Přístroj vytváří výchylky, které jsou zaznamenávány na registrační papír, tzv. elektrokardiogram. V současné době se už výsledky digitalizují a jsou zobrazeny na obrazovce přístroje. Jde o zobrazení elektrické činnosti srdce, zaznamenaný elektrodami, které jsou umístěny na určitých místech na těle pacienta, v závislosti na čase. Ve výsledné křivce jsou uloženy hodnoty o velikosti a směru elektrických proudů, stejně jako frekvence stahů srdce. [1]

2.4. Popis EKG křivky

EKG křivka se skládá ze tří základních výchylek. Jde o vlnu P, komplex QRS a vlnu T. Při správném hodnocení srdeční aktivity se vyhodnocuje nejen výška a šířka těchto výchylek, ale také vzdálenost mezi koncem jedné výchylky a začátkem druhé. Tyto vzdálenosti nazýváme segmenty. Výchylky amplitud jednotlivých vln se měří vůči nulové izolínii.

Vlna P

Jedná se o menší zaoblenou výchylku předcházející ostrým hrotům QRS. První část vlny P zobrazuje elektrickou aktivitu pravé síně, střední část vlny P vzniká při dokončení aktivace pravé síně a začátku aktivace levé síně. Konečná část vlny P je tvořena elektrickou aktivitou levé síně.

Interval PR

Interval PR má diagnostickou hodnotu v tom, že nám umožní zjistit dobu šíření vzruchu ze síní přes AV uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna až do svaloviny komor.

Komplex QRS

Je zobrazen jako soubor tří ostrých hrotů. Zobrazuje postup elektrické aktivace myokardu. Jedná se tedy o depolarizaci komorového myokardu. Zároveň s depolarizací komor probíhá i repolarizace síní. Její amplituda ovšem není v porovnání s komorovou depolarizací moc výrazná, takže v komplexu QRS zaniká.

Úsek ST

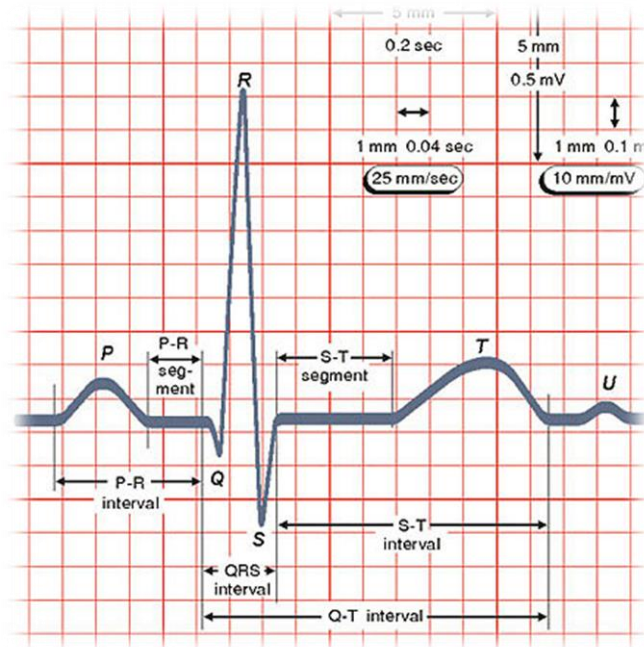
Segment ST se nachází mezi koncem komplexu QRS a začátkem vlny T. Úsek ST zobrazuje dobu, ve které jsou všechny části komor depolarizovány, nebo o fázi, kdy jsou elektrické síly vyrovnány. Elektrické síly jsou v rovnováze (neutralizovány), když v jednom místě už začíná repolarizace, ale v jiném místě ještě končí depolarizace. Úsek ST může být ovlivněn předčasnou repolarizací. Bod, ve kterém přechází komplex QRS v interval ST je nazývá bodem J (junkce). Za normálních okolností úsek ST plynule přechází do vlny T. Úsek ST by neměl být přesně vodorovný a neměl by s vlnou T tvořit příliš ostrý úhel.

Vlna T

Tato vlna zobrazuje repolarizaci komor. Jedná se o širší zaoblenou vlnu, která následuje po každém komplexu QRS. Vlna T nastává v době mechanické systoly komor.

Vlna U

Jedná se o vlnu následující vlnu T. Její amplituda je velmi malá, v některých svodech se nedá ani zachytit. Nachází se pouze u EKG některých jedinců. Její původ je dosud nejasný. [1]



Obr. 3) EKG křivka

2.5. Snímání 12-ti svodovým EKG

V současné době je nejpoužívanějším typem EKG 12-ti svodové EKG. Jedná se o svody

- 3 unipolární končetinové zesílené svody aVL, aVR a aVF,
- 3 bipolární končetinové svody I, II, III,
- A 6 unipolárních hrudních svodů V1, -, V6

Zesílené končetinové svody

Jedná se o svody, umístěné na levé horní končetině (aVL), pravé horní končetině (aVR) a na levé dolní končetině (aVF). Tyto svody by mohly být umístěny kdekoli na končetinách (je jedno jestli jsou umístěny na zápěstí nebo na paži, ale musí být umístěny na správně končetině), protože končetiny působí jako lineární vodiče, proto naměříme stejnou voltáž po celé délce končetin. Proto nejsou skutečné snímací body na končetinách, ale leží v levém a pravém rameni a v levém třísele.

Vzhledem k tomu, že tyto svody leží ve frontální rovině těla, tak jejich výsledkem bude elektrická aktivita srdce ve frontální rovině. Jednotlivé svody zachycují výchylky tak, že když aktivační proud směřuje k elektrodě F, registrujeme velkou pozitivní výchylku. Putuje-li proud ke svodu R, registrujeme velkou negativní výchylku a když proud směřuje ke svodu L, registrujeme malou pozitivní výchylku nebo výchylku dvousměrnou.

Protože svody měly nízkou voltáž, proto roku 1942 Goldberger zavedl zesílení voltáže o 50%.

Každý ze svodů se počítá jako průměr dvou elektrických potenciálů odečtený od třetího. Tedy:

$$\begin{aligned} U_{aVL} &= \Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F)/2 \\ U_{aVR} &= \Phi_R - (\Phi_F + \Phi_L)/2 \\ U_{aVF} &= \Phi_F - (\Phi_R + \Phi_L)/2, \end{aligned} \quad (1)$$

kde U značí napětí na daných svodech a Φ elektrické potenciály na daných elektrodách

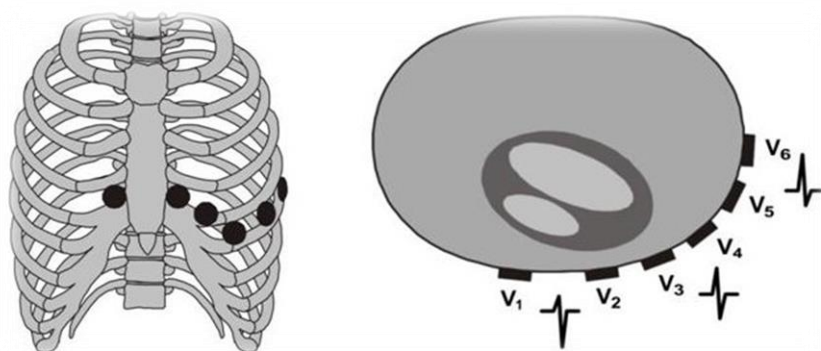
Bipolární končetinové svody

Bipolárními svody měříme rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Elektrody jsou umístěny nad kotníkem levé dolní končetiny a na zápěstí levé a pravé horní končetiny. Tři standardní svody mezi elektrodami tak tvoří Einthovenův trojúhelník.

$$\begin{aligned} U_I &= \Phi_L - \Phi_R, \\ U_{II} &= \Phi_F - \Phi_R, \\ U_{III} &= \Phi_F - \Phi_L, \end{aligned} \quad (2)$$

Hrudní svody

Šest hrudních svodů poskytuje jiný pohled na elektrickou aktivitu srdce proto, že se tyto svody nacházejí v horizontální rovině. Elektrody se připevňují na přední a levou část hrudního koše dle následujícího obrázku.



Obr. 4) Rozložení hrudních svodů u EKG

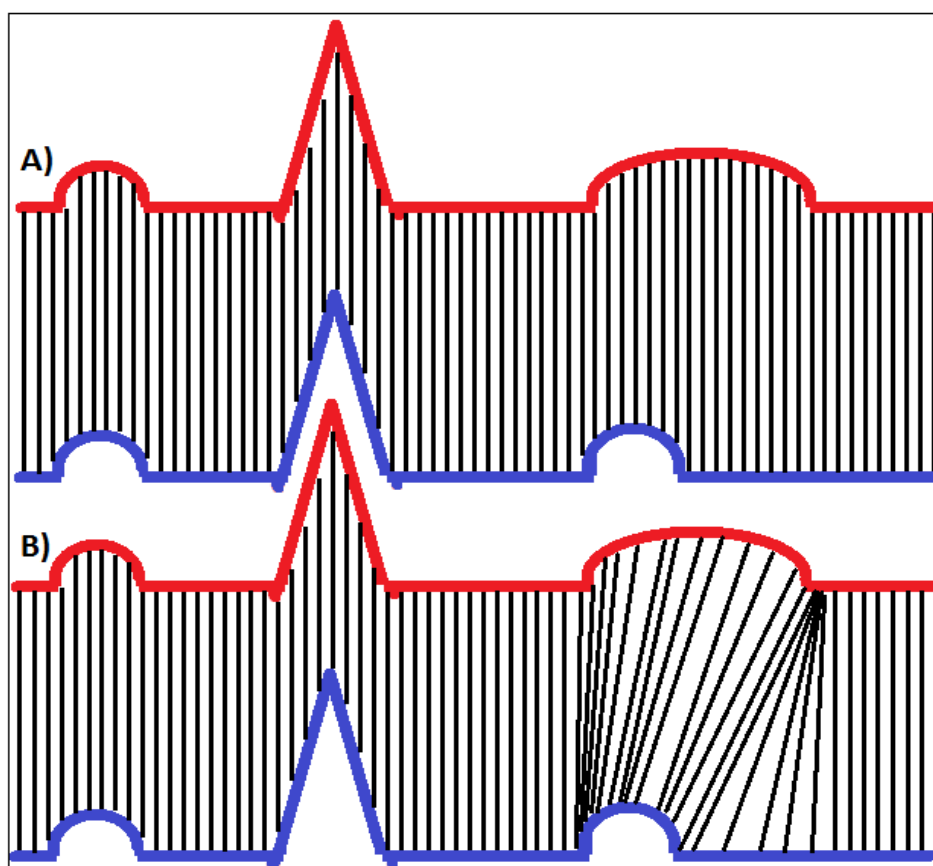
Protože nám hrudní svody podávají informaci o elektrické aktivitě srdce v horizontální rovině a končetinové svody v rovině frontální, dokážeme určit prostorovou srdeční aktivitu.

[1]

3. Dynamické borcení časové osy (DTW)

Jde o starší, relativně náročnou, nelineární metodu, která je i v dnešní době hojně využívána. Využívá principu dynamického programování. Dynamické borcení časové osy je metoda, která slouží k porovnání jedné sekvence signálu s jinou. Metoda je používána pro porovnávání neznámého testovacího a známého referenčního vzorku, neboli pro přizpůsobení jednoho vzorku druhému. Problémem ale bývá, že všechny signály nejsou stejné. Signály mohou být oproti sobě různě roztažené, to znamená, že nejsou zarovnané na časové ose. Tyto časové odchylky většinou nebývají lineární. Rozdíl může být i u signálů jednoho pacienta. Např. při snímání EKG není pacient vždycky v absolutním klidu, takže segmenty signálu při jednom měření mohou trvat jinou dobu než tytéž segmenty u druhého měření. Proto je potřeba přizpůsobit oba signály tak, aby si odpovídaly jejich lokální extrémů. Přizpůsobení je tvořeno pomocí tzv. Bortivé funkce.

Použití euklidovských vzdáleností je možné pouze u velmi krátkých signálů. Zde dochází k obyčejnému porovnání jednotlivých bodů v signálech po dvojicích. U signálů delších je ale užití euklidovských vzdáleností při porovnávání dvou různých signálů nevhodné.



Obr. 5) Užití A) Euklidovské vzdálenosti, B) Dynamického borcení časové osy

Pokud chceme najít podobnosti mezi dvěma sekvencemi, tak musíme “deformovat“ časovou osu jedné nebo obou sekvencí, abychom dosáhli lepšího přizpůsobení. Toto “deformování“ časové osy musíme provést před samotným porovnáním. DTW je efektivní technika pro dosažení této deformace. [4] [5]

3.1. Porovnání řeči

Metoda DTW se byla původně využívána v oblasti rozpoznávání řeči, teprve později se rozšířila i do dalších oborů. Rozpoznávání řeči je ovšem velmi složitá disciplína. Řečník má velkou variabilitu ve vyslovení stejného slova. Každý člověk má jinou barvu hlasu, artikulaci, rychlost řeči, jiný přízvuk. Obtížné je porovnání promluv nejen mezi dvěma řečníky, ale i porovnání vyslovení stejného slova jedním řečníkem, jelikož hlas jednoho řečníka závisí na mnoha aspektech: stres, nemoc, nálada, počasí, prostředí, ve kterém je hlasový záznam pořízen. Z těchto důvodů je téměř nemožné, aby bylo jedno slovo vysloveno dvakrát naprosto stejně.

Porovnávání řeči pomocí DTW probíhá podobně jako u signálu EKG. Také porovnáváme testovací nahrávku s referenční nahrávkou. Hlasový signál je tvořen posloupností akustických vektorů, které vznikly rozdělením signálu na mikrosegmenty. Algoritmus postupně porovnává testovací signál s více referenčními signály. Za rozpoznané slovo bereme to, které odpovídá největší shodě.

Metoda má využití v různých směrech, např. v kriminalistice nebo v lékařství. V dnešní době se rozpoznávání řeči metodou DTW využívá třeba i pro hlasové ovládání počítače.

V lékařství je porovnávání mluvy využíváno například pro vyhodnocení poruch řeči dětí. Algoritmus porovnává promluvu dítěte s vadou řeči s průměrným modelem, sestaveným z promluv zdravých lidí. Můžeme vyhodnotit vážnost poruchy řeči, nebo vyhodnotit úspěšnost léčby. Pokud se stav dítěte v průběhu léčby lepší, dojde k poklesu kumulovaných vzdáleností mezi testovacím a referenčním vzorkem. [6] [8] [14]

Rozpoznávání řeči můžeme podle složitosti dělit:

- **Rozpoznávání izolovaných slov (stačí malý slovník)**
- **Rozpoznávání diskrétního diktátu (je třeba rozsáhlejší slovník, slova jsou vyslovována izolovaně s krátkou pauzou)**
- **Rozpoznávání souvislé řeči (je třeba slovník s několika tisíci slovy)**

3.2. Výpočet DTW

Signály jsou popsány dvěma posloupnostmi vektorů. Tyto posloupnosti jsou obrazy referenčního a testovacího signálu. Při výpočtu metoda DTW porovnává jednotlivé prvky testovaného obrazu s příslušným prvkem referenčního obrazu a s jeho sousedícími prvky. Algoritmus zjistí vzdálenosti mezi prvky testovacího a referenčního vzorku, vybere z nich tu nejkratší a tím určí správný obraz pro příslušný prvek. Poté, co určí jeden prvek, posune se o krok dále.

3.2.1. Algoritmus metody

Máme 2 signály. Jsou to dva vektory hodnot o různých délkách. Je to testovací signál:

$$\mathbf{T}=[\mathbf{t}(1), \mathbf{t}(2), \dots, \mathbf{t}(x), \dots, \mathbf{t}(m)] \text{ o délce } m. \quad (3)$$

A referenční signál:

$$\mathbf{R}=[\mathbf{r}(1), \mathbf{r}(2), \dots, \mathbf{r}(y), \dots, \mathbf{r}(n)] \text{ o délce } n \quad (4)$$

Následně algoritmus metody DTW hledá v rovině (x,y) funkci DTW $y=\Psi(x)$. Tuto funkci nazýváme optimální cestu W a hledá minimální vzdálenost mezi obrazy R a T .

$$\mathbf{W}(\mathbf{R}, \mathbf{T}) = \sum_{x=1}^n \mathbf{d}[\mathbf{t}(x), \mathbf{r}(\Psi(x))], \quad (5)$$

kde $\mathbf{d}[\mathbf{t}(x), \mathbf{r}(\Psi(x))]$ je lokální vzdálenost mezi x -tým prvkem obrazu T a y -tým prvkem obrazu R .

Poté vyjádříme časové proměnné x a y pomocí funkce k

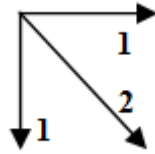
$$\begin{aligned} x &= i(k) & k &= 1, 2, 3, \dots, K. \\ y &= j(k) & k &= 1, 2, 3, \dots, K. \end{aligned} \quad (6)$$

Pokud známe počáteční i koncové délky obou signálů, pak známe i hraniční body:

$$\begin{aligned} i(1) &= 1 & i(K) &= m. \\ j(1) &= 1 & j(K) &= n. \end{aligned} \quad (7)$$

Pro získání optimální cesty W je potřeba nejprve vytvořit matici lokálních vzdáleností A . Je to matice o m sloupcích a n řádcích. Po vytvoření matice A , musíme vypočítat matici kumulovaných vzdáleností D . Při výpočtu matice kumulovaných vzdáleností, si nejprve určíme váhovou funkci.

Používat budeme symetrickou váhovou funkci.



Obr. 6) Schéma váhové funkce

Pokud při výpočtu matice kumulovaných vzdáleností dosáhneme bodu $D(i,j)$ diagonálně z bodu $D(i-1,j-1)$, je učiněn pouze jeden krok. Pokud dosáhneme bodu $D(i,j)$ z bodu $D(i-1,j-1)$ nejprve horizontálním krokem a následně vertikálním (nebo naopak), jsou učiněny kroky dva. Funkce výpočtu kumulativní vzdálenosti je tedy závislá na délce cesty. Proto jsou upřednostňovány diagonální kroky před horizontálními a vertikálními. V některých případech je ale důležité, aby cesta neprocházela diagonálně, ale je žádoucí, aby vedla horizontálně nebo vertikálně. To může nastat třeba u vzorků, které mají stejnou délku, ale jinou časovou souřadnici.

Z toho důvodu je žádoucí, aby byla vybrána cesta, která není závislá na počtu kroků. To lze vyřešit tak, že když je učiněn diagonální krok, přidáme dvakrát hodnotu $a(i,j)$.

Výpočet hodnot kumulované matice je tedy prováděn pomocí vzorce

$$D(i,j) = \min[A(i, j) + D(i-1, j); 2A(i, j) + D(i-1, j-1); A(i, j) + D(i, j-1)] \quad (8)$$

Po vytvoření matice kumulativních vzdáleností budeme zpětným trasováním hledat výslednou cestu W . [5] [7] [8] [14]

3.2.2. Zpětné trasování

Po dosažení hodnot pomocí dynamického programování do matice kumulovaných vzdáleností získáme výslednou cestu W . Výslednou cestu vytyčíme pomocí zpětného trasování. Tato cesta začíná v bodě $D(i,j)$ a končí v diagonálně protějším bodě $D(1,1)$. Bod $D(i,j)$ sousedí se třemi dalšími body. Jsou to body $D(i-1,j)$, $D(i,j-1)$ a $D(i-1,j-1)$. Z těchto bodů vybereme nejnižší kumulovanou hodnotu. Tím jsme získali druhý bod výsledné cesty. Dále pokračujeme stejně, až dosáhneme bodu $D(1,1)$.

3.3. Výsledná cesta

Výsledná cesta w je nejkratší vzdáleností při zarovnání dvou sekvencí R a T , a závisí na několika parametrech. [5] [6] [14] Jsou jimi:

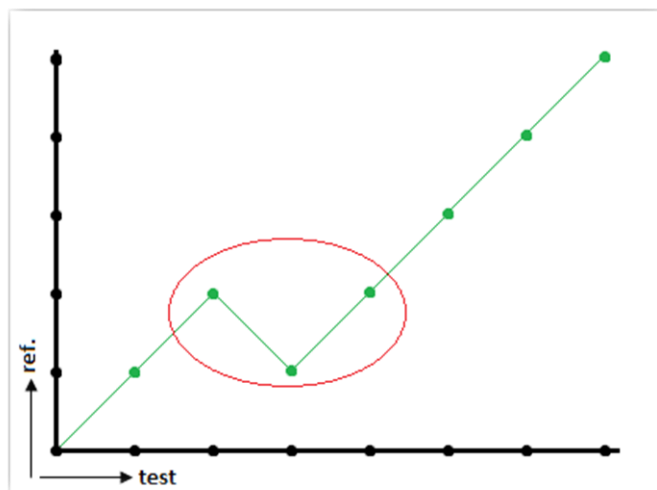
- Monotónnost
- Lokální omezení spojitosti
- Lokální omezení strmosti
- Okrajové podmínky
- Globální omezení

3.3.1. Monotónnost

Zamezuje, aby se výsledná cesta vyvíjela sestupně. Hodnoty nemohou být brány zpětně. Pro sousední prvky musí platit podmínka:

$$\begin{aligned} r(k) &\geq r(k-1) \text{ a} \\ t(k) &\geq t(k-1). \end{aligned} \tag{9}$$

Hodnoty se mohou pouze opakovat.



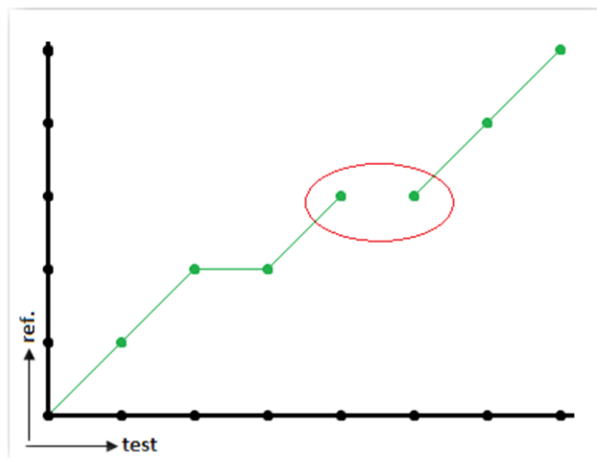
Obr. 7) Chyba v monotónnosti výsledné cesty

3.3.2. Lokální omezení spojitosti

Jedna buňka výsledné cesty musí sousedit se sousední buňkou. Pokud cesta obsahuje nějaký bod nespojitosti, takže v určitém bodě přeskočí na bod jiný, pak tato výsledná cesta nespĺňuje podmínku spojitosti:

$$\begin{aligned} \text{ref}(k+1) - \text{ref}(k) &\leq I^* \\ t(k+1) - t(k) &\leq J^*, \end{aligned} \tag{10}$$

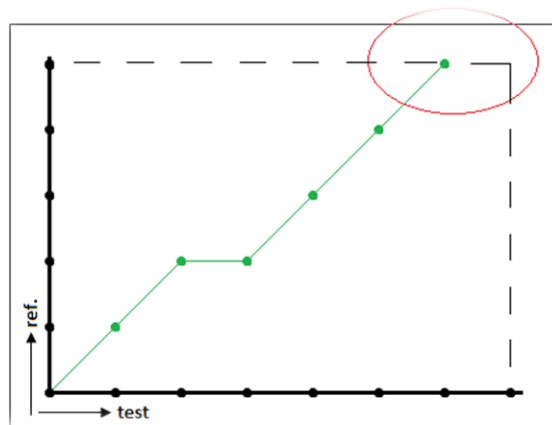
kde většinou $I^*, J^* = 1$. Pokud by bylo požito číslo větší než 1, pak by to znamenalo, že DTW může některé mikrosegmenty vynechat a pak by cesta byla nespojitá. [8]



Obr. 8) Nespojitá výsledná cesta

3.3.3. Okrajové podmínky

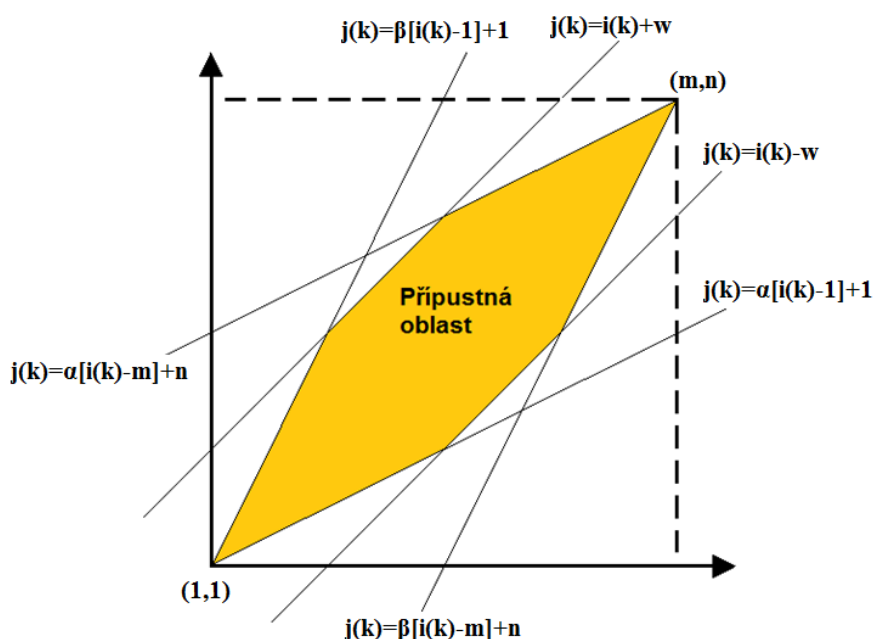
Výsledná cesta začíná a končí v diagonálně opačných rozích matice. To znamená, že začíná v bodě $w_1 = (1,1)$, a končí v bodě $w_k = (i,j)$.



Obr. 9) Porušení okrajových podmínek, kdy poslední bod nekončí v pravém horním rohu

3.3.4. Globální omezení

Dalším omezením je omezení globální. Uplatňuje se téměř u všech aplikací metody DTW. Globální omezení vytyčuje možnou oblast, ve které se může nacházet výsledná cesta. Určuje tedy, jaký může být maximální odklon výsledné cesty od diagonály. Při využití globálního omezení dokážeme zabránit vytvoření patologických případů, kdy se velmi krátká část jednoho signálu mapuje na dlouhou část druhého signálu. Kromě toho dochází ke zrychlení výpočtu, protože nemusíme počítat všechny hodnoty v matici, ale stačí, když vypočítáme pouze její část, určenou oknem. [8] [14]



Obr. 10) Schéma globálního vymezení výsledné cesty

3.4. Příklad výpočtu

R	2	1	0	1
E	1	0	1	2
F	1	0	1	2
E	0	1	2	3
R				
E				
N				
C				
E				
T E S T				

Obr. 11) Matice lokálních vzdáleností A

Při výpočtu kumulovaných vzdáleností budeme používat tento vzorec:

$$D(i,j)=\min[A(i , j) + D(i-1 , j); 2A(i , j) + D(i-1 , j-1); A(i , j) + D(i , j-1)] \quad (11)$$

- 1) V prvním kroku opišeme do levého dolního rohu hodnotu z matice A
- 2) Vypočítáme 1. Sloupec podle vzorce $D(i,j)= A(i , j) + D(i-1, j)$ a první řádek podle vzorce $D(i,j)=A(i , j) + D(i , j-1)$; protože tyto hodnoty můžeme počítat pouze z jednoho směru.
- 3) Poté už budeme využívat vzorec zvolený výše. Při výpočtu zvýrazněného pole budeme hledat nejnižší hodnotu, kterou můžeme najít třemi cestami, a to vodorovně, svisle a diagonálně

R E F E R E N C E	4			
	2			
	1			
	0	1	3	6
TEST				

Obr. 12) Matice kumulovaných vzdáleností D

Vodorovně podle vzorce $D(i,j)=A(i , j) + D(i , j-1) = 0 + 1 = 1$

Svisle podle vzorce $D(i,j)=A(i , j) + D(i-1, j) = 0 + 1 = 1$

Diagonálně podle vzorce $D(i,j)=2A(i , j) + D(i-1 , j-1) = 2*0 + 0 = 0$

Vybereme nejnižší hodnotu a zapíšeme jí do tabulky.

- 4) Takto pokračujeme dále, až vypočítáme celou matici
- 5) Po výpočtu celé matice kumulovaných vzdáleností D pomocí zpětného trasování najdeme výslednou cestu.

R E F E R E N C E	4	1	0	1
	2	0	1	3
	1	0	1	3
	0	1	3	6
T E S T				

Obr. 13) Výsledná cesta

4. Využití DTW v praxi

4.1. Shlukování z EKG signálu počítačově podporovanou Holter analýzou

V roce 2002 se skupina vědců ve složení **David Cuesta Frau, Juan C. Pérez-Cortés a Gabriela Andreu-Garcia** snažila najít řešení analýzy dlouhodobého EKG záznamu (EKG-Holter), při kterém by nemuselo být toto EKG hodnoceno vyškoleným kardiologem, ale vyhodnocení by se provádělo pomocí přístrojů.

Při analýze EKG-Holter je kladen důraz nejen na přesnost vyšetření ale i na rychlost. Vzhledem k tomu, že průměrný záznam z EKG-Holter trvá 24 - 48 hodin, obsahuje více než 100.000 srdečních rytmů, jeho hodnocení lékařem by zabíralo velké množství času. Přitom musí být prozkoumán každý srdeční rytmus, jelikož diagnóza může záviset pouze na několika z nich. Na druhou stranu je toto dlouhodobé monitorování srdeční aktivity důležité, protože dokáže podat informaci o různých onemocněních srdce pacienta, jako jsou srdeční arytmie, ischemické choroby nebo infarkt myokardu, které by se v krátkodobém signálu nemusely projevit.

Analýza EKG-Holter probíhá tak, že se signál rozsegmentuje na malé části, z nichž každá obsahuje jeden srdeční rytmus. Dále dochází ke shlukování morfologicky podobných rytmů do příslušných skupin. Následně je vybrán jeden reprezentativní vzorek, který je vyhodnocen. Při rozdělení srdečních rytmů do skupin je třeba mít správně nastavená kritéria jednotlivých skupin. Hlavní nevýhodou je velká variabilita kardiografu. Signály získané od pacientů mohou mít mnoho patologických stavů, mohou mít jiné zakřivení atd. Musí být zaveden kompromis mezi množstvím skupin a velikostí každé skupiny. Pokud je vytvořeno velké množství skupin, které se od sebe liší pouze malými odchylkami, bude v každé skupině jen velmi málo rytmů a následná diagnostika bude trvat velmi dlouho. Pokud ale bude zaveden jen malý počet skupin, mezi sebou jednotlivé skupiny budou mít velké rozdíly a je pravděpodobné, že některé patologické rytmy budou začleněny do skupiny normálních rytmů a naopak.

Cílem je, aby byl lékař schopen přesně diagnostikovat jakoukoliv nemoc. Zkoumání tedy probíhá pouze na jednom rytmu z podmnožiny homogenních rytmů.

Cílem experimentů této vědecké skupiny bylo najít optimální cestu k rychlému získání kvalitní analýzy EKG-Holter záznamu. K tomuto účelu byly využívány signály z databáze MIT.

Prvním krokem je předzpracování signálu. Získaný EKG signál byl zpracován tak, aby bylo zajištěno snížení šumu a dalších artefaktů, které se v signálech nacházely. Tímto byl získán kvalitnější signál. Potom musely být jednotlivé tehy izolovány a extrahovány ze signálu. Proto byl nutný detektor QRS signálu, který hledá pozice R-vln.

Dále byla provedena extrakce charakteristického rysu. Byly testovány 3 typy extrakce charakteristických rysů. První typ extrakce byl prováděn na základě stopových segmentací. Jedná se o metodu, která byla používána u porovnání řeči, aby normalizovala trvání různých výroků, aby bylo možné jejich porovnání. Druhý typ extrakce, který byl testován, byl prováděn pomocí polygonální aproximace křivek. Třetím testovaným typem extrakce byla extrakce pomocí vlnkové transformace. Tato transformace se využívá u zpracování signálů stále více.

Poté došlo k redukci počtu rytmů, tzv. Preclustering. Protože na záznamu z EKG-Holter může být zaznamenáno až několik stovek tisíc srdečních rytmů, trvalo by shlukování zejména za využití DTW dlouho. Proto se nevyužívá kompletní sada srdečních rytmů, ale provádí se snížení počtu rytmů, které předchází samotnému procesu shlukování. Využívá se zde toho, že po sobě jdoucí rytmy jsou si tak podobné, že patří do stejného shluku, proto se při shlukování neberou vůbec v úvahu. Proto, aby byly vynechávány pouze stejné rytmy jdoucí za sebou a rytmy s jinou morfologií byly ke shlukování vpuštěny, se musí zavést práh.

Dále je provedena segmentace, kdy každá pozice R-vln je získána jako časový index. Dostaneme tedy soubor hodnot:

$$\mathbf{t}_R = \{t_{R1}, t_{R2}, \dots, t_{Rn}\} \quad (12)$$

Algoritmus používaný v tomto experimentu využívá první derivace a nelineární transformace. Jakmile je známá pozice každé vlny R, pak je rytmus rozdělen na začátek t^1_{Ri} a konec t^2_{Ri} rytmu R_i , které jsou vzdáleny od vrcholu R takto:

$$t^1_{Ri} = t_{Ri} - 0.2T_i \text{ a } t^2_{Ri} = t_{Ri} + 0.8T_i, \quad (13)$$

kde T_i je doba mezi vrcholem jedné a druhé R-vlny, neboli interval RR. Je definován takto:

$$T_i = t_{Ri+1} - t_{Ri} \quad (14)$$

Další částí zpracování získaného EKG signálu je normalizace rytmů. Při porovnávání dvou rytmů se jejich průběhy p_i a p_j považují za rovnocenné, když:

$$P_i(t) = \alpha p_j(f(t) + \tau), \quad (15)$$

kde α je amplituda koeficientu měřítka, f je časové zkreslení funkce a τ je časové zpoždění. Proto musí být amplitudové rozdíly, časové deformace a zpoždění kompenzovány před porovnáním dvou rytmů. Jinak budou výsledky zkresleny. Rozdílům v amplitudách se zabránilo aplikováním normalizačního faktoru. Používá se průměrná hodnota amplitudy, aby se zamezilo rušivým vlivům špiček nebo odlehlých hodnot. Rozdíly na časové ose, způsobené různou délkou srdečních rytmů, mohou být kompenzovány zarovnáním. Zarovnání může být použito lineární i nelineární, ale vzhledem k tomu, že se v závislosti na srdečním rytmu může trvání vln EKG měnit velmi výrazně, navíc trvání různých částí EKG křivky v různých okamžicích je nelineární, proto bude třeba použít nelineární zarovnání časové osy.

Po provedení normalizace musí být provedeno shlukování všech rytmů. Každý rytmus je zařazen do určité skupiny na základě jeho tvaru a klinického významu. Velmi zašuměné nebo neúplné rytmy jsou přiřazeny do jedné skupiny. Ideální je soubor shluků, z nichž každý shluk se skládá z podobných rytmů. Kardiolog pak zkoumá pouze jeden vzorek z každého shluku a na základě tohoto vzorku je schopen formulovat správnou diagnózu. Pokud chceme vybrat reprezentativní vzorek ze shluku, vybereme ten, který vykazuje shodu s nejvíce vzorky z daného shluku. Tím zabráníme tomu, abychom vybrali vzorek, který je v daném shluku v menšině (odlehlý vzorek, nebo vzorek, který byl zařazen do špatného shluku).

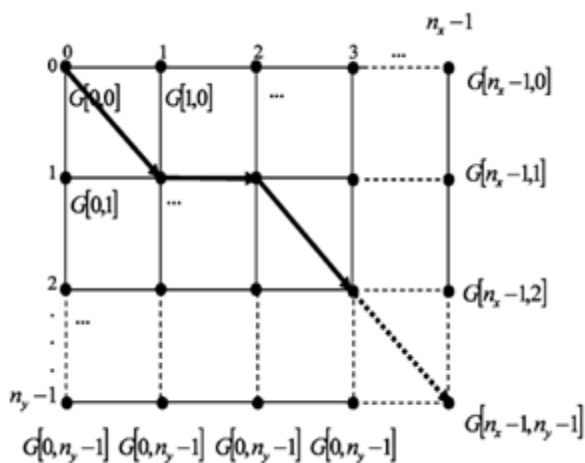
Výsledky úspěšnosti shlukování jsou popsány pomocí chyb. Jedná se o shlukovou chybu a o kritickou chybu. Shluková chyba bere v úvahu rytmy zahrnuté v jednom shluku, ale patřící do jiného dominantního shluku. Kritická chyba je vyjádření počtu rytmů patřících do jiného shluku, který není dominantní.

Když chceme určit skupiny podobných srdečních rytmů, které mají být reprezentovány jedním srdečním rytmem, je třeba definovat kvantitativní podobnostní opatření. Pro rytmy s různým počtem vzorků je třeba časové normalizace, neboli zarovnání rytmů s různou délkou. K tomu slouží dynamické programování. Dynamické borcení časové osy (DTW) umožňuje nalézt optimální zarovnání u dvou různě dlouhých srdečních rytmů.

Nechť jsou x a y dvě sekvence délky n_x a n_y

$$\begin{aligned} \mathbf{x} &= \{x[0], x[1], \dots, x[n_x - 1]\} \\ \mathbf{y} &= \{y[0], y[1], \dots, y[n_y - 1]\} \end{aligned} \quad (16)$$

DTW nám umožní porovnat každou hodnotu $x(i)$ v prvním rytmu s každou hodnotou $y(j)$ v rytmu druhém. Celé zarovnání je prezentováno maticí G .



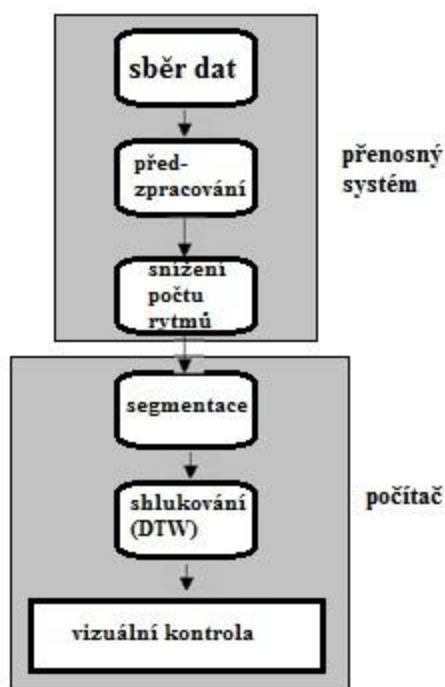
Obr. 14) Příklad zarovnání DTW

Cílem je najít výslednou cestu f :

$$f = \{(\mathbf{i}_1, \mathbf{j}_1), (\mathbf{i}_2, \mathbf{j}_2), \dots, (\mathbf{i}_f, \mathbf{j}_f)\} \quad (17)$$

Výsledná cesta je počítána pomocí různých omezení, aby byla snížena složitost výpočtu. Z tohoto důvodu je důležité zavedení globálního omezení, které zabraňuje tomu, aby se zbytečně počítaly hodnoty na okraji matice.

Po roztřídění shluků do skupin kardiolog hodnotí jeden rytmus z každé skupiny a na základě analýzy těchto rytmů je schopen určit správnou diagnózu.



Obr. 15) Schéma zpracování EKG záznamu

Diskuse experimentu

Celá metoda je založena na metodě DTW. Podle očekávání bylo dokázáno, že redukce počtu shluků (preclustering) výrazně snížil čas celé analýzy. Z metod extrakce charakteristického rysu se nejlépe jevila metoda stopové segmentace, která je také metodou s nejnižší výpočetní náročností. Vlnková transformace a polygonální aproximace i přes snížení počtu vzorků nedokázaly snížit počet chybových hodnot. [3]

4.2. Rozpoznání srdečních arytmii pomocí shlukování srdečních rytmů na EKG-Holter záznamu

V roce 2007 se podobným výzkumem zabývali: **E. Delgado, JL. Rodriguez, F. Jimenez, D. Cuesta Frau a G. Castellanos.**

Také se zabývali automatickou analýzou EKG-Holter záznamu, aby ušetřili čas specialistům. Cílem byla rychlá a přesná detekce a analýza.

V tomto experimentu byla použita metoda singulárního rozkladu (Singular Value Decomposition, SVD). Jedná se o metodu založenou na stanovení počtu shluků srdečních rytmů z EKG-Holter záznamu. Metoda je založena na snížení výpočetní složitosti.

Pro pokus byla použita MIT-BIH Databáze arytmií, která obsahuje 48 půlhodinových výňatků dvoukanálových ambulantních Holter nahrávek, které byly digitalizovány na 360 vzorků za sekundu pro každý kanál. Pozorovanými objekty bylo 25 mužů ve věku 32 až 89 let, a 22 žen ve věku 23 až 89 let. Ve většině záznamů je horní signál (první kanál) upravený svod II, získaný umístěním elektrody na hrudi. Spodní signál (druhý kanál) je obvykle upravený svod V1 (občas V2 nebo V5, v jednom případě dokonce V4). Ze 109.871 zkoumaných rytmů (EKG rytmy zkoumali odborníci) bylo v této studii vybráno 42.469 z nich. Tyto rytmy obsahovaly 7 různých průběhů, vztahujících se k srdečním onemocněním. Rytmy byly tříděny do těchto skupin:

Označení	Význam
N	Normální stah
L	Blokáda levého Tawarova raménka
R	Blokáda pravého Tawarova raménka
V	Předčasná komorová kontrakce
A	Předčasný síňový rytmus
P	Stimulovaný rytmus
!	Komorový flutter

Obr. 16) Přehled skupin shluků

Metoda probíhala podobně, jako u případu, který jsem zmínil výše. Nejprve bylo provedeno předzpracování signálů pomocí QRS detektoru založeném na vlnkové transformaci, který zachytil všechny R-vlny. Dále byl proveden tzv. Preclustering, neboli došlo k redukci srdečních rytmů tak, že opakující rytmy nebyly k dalšímu zpracování vpuštěny. Dále bylo nutné pro konečné porovnání rytmů a jejich následné třídění do různých skupin provést zarovnání rytmů. Toto zarovnání bylo provedené s využitím metody DTW. Tato nelineární metoda dokáže provést zarovnání u dvou různě dlouhých úseků signálu, a tím může dojít k jejich porovnání. Po roztřídění rytmů do skupin provádí lékař kontrolu pouze jednoho rytmu, který reprezentuje celou skupinu.

Zhodnocení experimentu

Metoda fungovala dobře, její přesnost byla 99,9%. Metoda DTW hrála v experimentu důležitou roli, protože dokázala vyřešit problém variability srdečního rytmu, a dokázala porovnat 2 různě dlouhé úseky signálů bez toho, aby výsledky byly zkresleny. [10]

4.3. Automatizovaná segmentace EKG signálu pomocí po částech prováděného derivovaného borcení časové osy

Metodou segmentace EKG s využitím DTW se v roce 2005 zabývali **Ali Zifan, Mohammad Hassan Moradi a Farzad Towhidkhah**.

Protože analýza dlouhodobého EKG je časově náročná činnost, jsou vyvíjeny metody automatického zpracování. Segmentace, neboli rozdělení signálu EKG na malé části má v kardiologii důležitý význam, protože zjištění začátků a konců jednotlivých segmentů může indikovat přítomnost různých kardiologických onemocnění

Byl vyvinut nový algoritmus, založený na po částech prováděném derivovaném borcení časové osy (PDDTW).

Metoda se skládá z několika kroků. Nejprve se provádí předzpracování v podobě odfiltrování vysokofrekvenčního šumu dolní propustí s mezní frekvencí 30Hz. Poté se odstraní drift, pomocí horní propusti s mezní frekvencí 1Hz. Použitím vhodného předzpracování došlo k oddělení šumu od vzorků.

Nejprve se je určena poloha QRS v EKG signálu pomocí Thompsonova QRS detektoru. Dále je proveden výběr oblasti kolem R-peaku, 100 vzorků před a 200 vzorků za R-peakem, se kterým budeme pracovat. Následně se rytmus rozkládá do 3 překrývajících se částí. Část před QRS komplexem, kolem QRS komplexu a za QRS komplexem. Po předzpracování máme tedy velký soubor srdečních rytmů, každý z nich rozdělaný na 3 oblasti.

Nyní bylo třeba najít koncové body těchto křivek. Tento úkol byl řešen po částech prováděným derivovaným borcením časové osy (PDDTW). Metoda využívá možnost efektivního přiblížení jednoho segmentu jedné časové řady se stejným segmentem druhé časové řady.

DDTW (Derivative Dynamic Time Warping) je modifikace metody DTW. Metoda DTW totiž počítá pouze s roztažením signálu ve směru osy x, ale nepočítá s tím, že by mohl být rozdíl mezi signály i v ose y. Například různě velikosti kmitů R v EKG. Pokud je použita metoda DTW, tak je jednomu bodu přiřazeno více bodů, které si nemusí odpovídat. DDTW nepočítá pouze s danými dvěma body dvou signálů, ale počítají i s body okolními. Ve výsledku DDTW k sobě nepřihadí 2 body, z nichž se jeden nachází v klesajícím trendu a druhý ve stoupajícím.

Zhodnocení experimentu

Pomocí algoritmu, který nejprve rozdělí jeden cyklus EKG na 3 segmenty a následně tyto segmenty pomocí PDDTW přizpůsobuje segmentům z jiných cyklů, bylo dosaženo výrazného zrychlení metody. Střední chyba byla srovnatelná s jinými hodnotami, pouze směrodatná odchylka byla trochu vyšší [9]

4.4. Zhodnocení využití metody

Metoda DTW je důležitá, hojně využívána v lékařství při analýze biosignálů. Využívá se nejen pro porovnání signálu EKG, ale je využívána i u jiných typů signálů. Její význam je ve schopnosti nelineárního zarovnání dvojice různě dlouhých signálů. U EKG má toto zarovnání velký význam v tom, že díky porovnání dvou zarovnaných segmentů EKG signálu můžeme odhalovat různá srdeční onemocnění, jako jsou srdeční arytmie, ischemické choroby nebo infarkt myokardu, a díky tomu můžeme včas započít jejich léčbu.

5. Typy extrasystol

Extrasystola je předčasný ektopický vzruch (vzruch vychází z jiné oblasti, než je sinusový uzel). Vzruch vzniká buď v ektopickém ložisku síní nebo komor. U každé extrasystoly se hodnotí dva intervaly:

- Vazebný interval – jedná se o vzdálenost mezi R-vlnou extrasystoly a R-vlnou předcházejícího stahu. Pokud extrasystoly vycházejí ze stejného ektopického ložiska, vazebný interval zůstává stejný. Extrasystoly vycházející z různých ložisek mají vazebný interval různý.
- Postextrasystolická pauza – jde o vzdálenost mezi R-vlnou extrasystoly a R-vlnou následujícího QRS komplexu. Postextrasystolická pauza vyrovnává předčasnost stahu s frekvencí základního rytmu, a to částečně nebo úplně.

5.2. Komorové extrasystoly

Komorové předčasné stahy vznikají v převodním systému pod rozvětvením Hisova svazku, v Purkyňových vláknech nebo ve svalovině komor. Typickou vlastností komorových extrasystol, podobně jako u všech rytmů vycházejících z komor, je rozšířený QRS komplex.



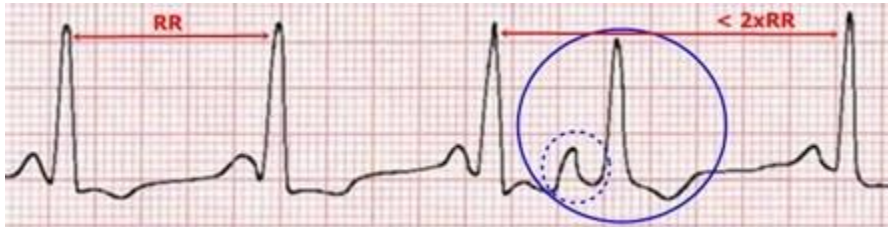
Obr. 17) Komorová extrasystola

Hlavními rysy komorových extrasystol jsou:

- Komplex QRS je předčasný, jeho kmity bývají vysoké. Podle místa původu mají extrasystoly tvar QRS typu blokády levého Tawarova raménka (vznik v pravé komoře) nebo tvaru blokády pravého Tawarova raménka (vznik v levé komoře).
- Vlna T směřuje opačně než hlavní výchylka QRS
- Po komorové extrasystole následuje úplná postextrasystolická pauza
- Vlna P nebývá patrná, zpravidla je totiž skryta v komplexu QRS. Vzácně lze zjistit vlnu P za komplexem QRS, bývá pak ale negativní.

5.3. Supraventrikulární extrasystoly

Vycházejí z ektopického ložiska nad rozdělením Hisova svazku buď ze síní (síňové extrasystoly) nebo z junkční tkáně (junkční extrasystoly). Supraventrikulární extrasystoly se mohou objevovat buď ojedinele či ve dvojicích, anebo ve trojicích, které jsou označovány jako salvy extrasystol.



Obr. 18) Sinusová extrasystola

- Síňové extrasystoly – předčasný komplex P-QRS. Vlna P extrasystoly je pozitivní, má však poněkud odlišný tvar než je u sinusového stahu. Čím je místo jejího vzniku dále od sinusového uzlu, tím je tvar P-vlny odlišnější a P-R interval je kratší. Některé předčasné P-vlny mohou být skryty ve vlně T nebo v komplexu QRS předcházejícího cyklu. Tyto skryté P-vlny nejsou zjistitelné.
- Junkční extrasystoly – projevují se negativní P-vlnou ve svodech II, III a aVF. Interval P-R je kratší než 0,12s. [15]

6. Popis programu

V této kapitole bude popsán princip vytvořených programů. Je jich 8 a jsou přiloženy na CD. Všechny programy pracují na stejném základním principu, proto zde bude popsán pouze tento základní princip, a odlišnosti jednotlivých programů budou popsány v dalších kapitolách. Programy jsou navrženy a testovány pro 22 signálů z databáze CSE. Jedná se o krátkodobé signály, které jsou neobvyklé v tom, že obsahují extrasystoly. V těchto programech jsem provedl detekci extrasystol, přizpůsobení jednotlivých cyklů, porovnání QRS komplexů. Výsledky jsou ovlivněny několika parametry, jejichž vliv bude rozebrán v dalších kapitolách.

6.1. Rozměření signálu a výběr cyklů

Po načtení daného signálu dojde k detekci R-vlny. K tomuto účelu byl převzat QRS detektor [13]. Poté program zjistí délky jednotlivých RR-intervalů. Počátek každého EKG cyklu je určen tak, že je od hodnoty, kde je detekována daná R-vlna, odečteno 20% (nebo 30%) vzorků, z předchozího RR-intervalu. Stejně tak konce EKG cyklů jsou určeny tak, že je k hodnotě, na které je detekovaná R-vlna, přičteno 80% (nebo 70%) vzorků z následujícího RR-intervalu. Pokud počátek prvního cyklu připadá na hodnotu menší, než 1, je z dalších výpočtů odstraněn. Stejně tak, pokud poslední cyklus končí za hranicí 5000 vzorků, je z dalších výpočtů odstraněn.

6.2. Vyfiltrování

Nejprve je nutné zvolit signál, svod a 2 cykly, které mezi sebou budeme porovnávat. Každý EKG cyklus je vektor hodnot, u něhož je nutné potlačit kolísání nulové izoliny. Toto je v programu vyřešeno pomocí nulování spektrálních čar, a to vynulováním první spektrální čáry u daných dvou cyklů. Poté je možné zvolit filtraci dolní propustí, aby byly potlačeny vyšší kmitočty. Po sloučení vynulování první spektrální čáry a filtru typu dolní propust vznikne filtr typu pásmová propust. Tím dojde k vyhlazení signálu v daných cyklech.

Poté je v programu vytvořena podmínka, kdy jsou změřeny délky obou EKG cyklů, které jsou porovnávány, aby byl delší cyklus umístěn na osu x a kratší cyklus na osu y . Toto má význam především u použití globálního omezení.

6.3. Výpočet matice lokálních a kumulovaných vzdáleností a výpočet výsledné cesty

Matice lokálních a kumulovaných vzdáleností jsou počítány pomocí vzorečků uvedených v kapitole č.3.

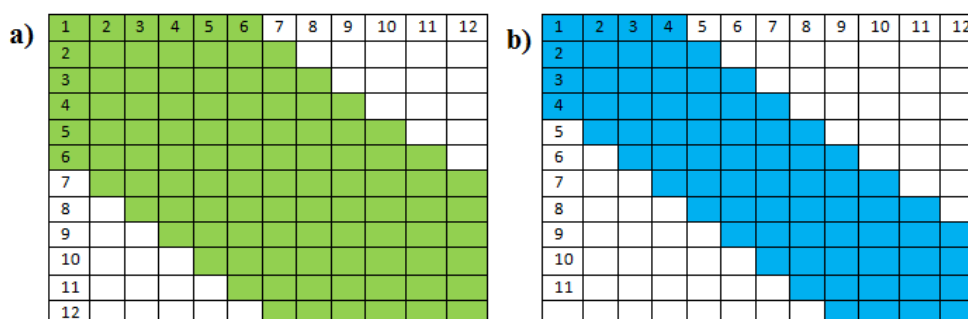
Výsledná cesta začíná v rohu, kde skončil výpočet matice kumulovaných vzdáleností, v našem případě v pravém dolním rohu a následně pokračuje horizontálním, vertikálním či diagonálním směrem podle toho, ve kterém směru leží nejnižší hodnota. Na další hodnotu cesta pokračuje stejným způsobem. Když se výsledná cesta dostane do prvního sloupce nebo prvního řádku, daný cyklus skončí. Následně pokud výsledná cesta skončí v prvním řádku, další cyklus výslednou cestu dovede horizontálním směrem do levého horního rohu. Naproti tomu, pokud výsledná cesta v prvním cyklu skončí v prvním sloupci, další cyklus výslednou cestu vede do levého horního rohu vertikálním směrem.

7. Vliv globálního omezení

V této kapitole bude rozebráno, jakým způsobem se změní výsledky při použití globálního omezení. Bude porovnávána jak přesnost výsledků, tak rychlost a náročnost výpočtů.

Globální omezení má za význam zrychlení výpočtu matic lokálních a kumulovaných vzdáleností a také zamezuje navázání velmi dlouhého úseku jednoho signálu na velmi krátký úsek druhého signálu. Globální omezení se využívá při výpočtu matice lokálních vzdáleností a matice kumulovaných vzdáleností. V těchto programech je globální omezení řešeno pomocí několika cyklů. Šířku globálního omezení je možné nastavit.

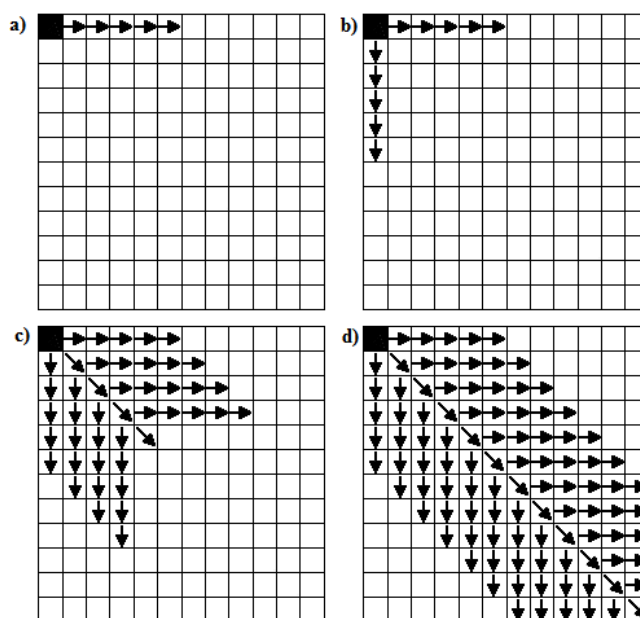
Nastavení šířky globálního omezení je dáno poměrem z délky daného signálu. Pokud je globální omezení nastavené na polovinu (Obr. 19.a), končí v polovině prvního řádku matice lokálních vzdáleností. Na každém dalším řádku globální omezení končí o 1 vzorek dále. Stejně tak v prvním sloupci matice lokálních vzdáleností končí globální omezení v polovině prvního sloupce a v každém dalším sloupci globální omezení končí o 1 vzorek níže. Pokud je šířka globálního omezení nastavena na 1/3, vypadá globální omezení jako na obrázku (Obr. 19.b). Samozřejmě, že je možné šířku globálního omezení nastavit na jakoukoliv hodnotu.



Obr. 19) Typy šířek globálního omezení.

Při výpočtu matice lokálních vzdáleností hlavní cyklus začíná v bodě (1,1), a pokračuje diagonálně až do pravého dolního rohu. Při výpočtu bodu (1,1) je vypočítána vzdálenost mezi 1. vzorkem jednoho cyklu (delšího vektoru) a 1. vzorkem druhého cyklu (kratšího vektoru). Poté je vypočítán první řádek (Obr. 20.a), který je vypočítán tak, že počítám vzdálenosti mezi prvním prvkem kratšího vektoru a druhým až x-tým prvkem delšího vektoru. Následně dojde k vypočítání prvního sloupce, kdy je vypočítána vzdálenost mezi 1. vzorkem delšího vektoru a druhým až x-tým vzorkem kratšího vektoru (Obr. 20.b).

Poté je hlavním cyklem vypočítána další hodnota na diagonále, tedy (2,2), a cykly pro výpočet druhého řádku a druhého sloupce pracují stejně. Výpočet matice lokálních vzdáleností je dokončen, když hlavní cyklus vypočítá hodnotu pravého dolního bodu (Obr. 20.d).

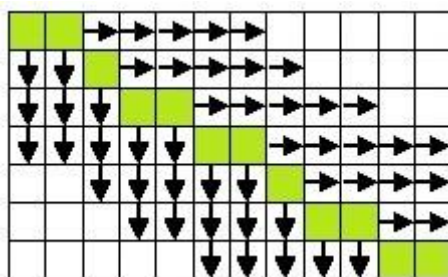


Obr. 20) Postup při výpočtu globálního omezení.

Pro výpočet matice kumulovaných vzdáleností je použit podobný princip, pouze výpočet příslušných polí v matici je proveden pomocí jiného vzorce.

Předcházející popis je proveden pro případ, že jsou délky obou signálů stejné. Problém ale nestává, pokud jsou délky obou signálů rozdílné. V takovém případě nemůže hlavní cyklus pokračovat pouze po diagonále, ale v určitých místech musí ustoupit směrem doprava. Tato místa posunu jsou vypočítána tak, že nejprve vypočítáme rozdíl, mezi délkami obou vektorů. Tím zjistíme počet posunů. Pomocí funkce *linspace* zjistíme rovnoměrné rozmístění těchto bodů posunu.

Například: V následujícím příkladu má kratší vektor délku 7 vzorků a delší vektor délku 12 vzorků. Rozdíl je tedy 5 vzorků. Pomocí funkce *linspace* dojde k výpočtu pěti bodů posunu. Vyjdou nám hodnoty 1, 3.5, 6, 8.5, 11. Po zaokrouhlení dostaneme hodnoty 1, 4, 6, 9 a 11, což jsou hodnoty sloupců, na kterých dojde k posunu. V (Obr. 21) je zeleně znázorněn průběh hlavního cyklu. Cykly na dopočítání řádků a sloupců pracují stejně.

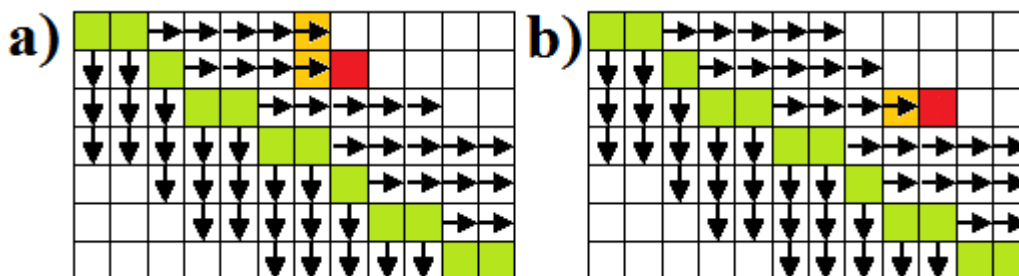


Obr. 21) Schéma počítání globálního omezení u dvou různě dlouhých vektorů

Při použití globálního omezení dochází k mírnému zkreslení výsledků vzhledem k výpočtu hodnot na okraji globálního omezení. Toto malé zkreslení je ale přijatelné, protože je vykompenzováno rychlejším výpočtem. Většinou jsou porovnávány 2 podobné signály a v tom případě výsledná cesta prochází přibližně středem globálního omezení a tam se toto zkreslení neprojevuje. Zkreslení se projevuje především na hranici globálního omezení.

Každá hodnota v matici kumulovaných vzdáleností je počítána ze tří dříve vypočítaných hodnot, které leží vlevo, diagonálně a nad nově počítanou hodnotou.

Hodnota na hranici globálního omezení je ale počítána pouze ze dvou hodnot (Obr. 22.a). Pokud ale bod na hranici globálního omezení leží na řádce, na kterém dochází k posunu, počítá se pouze z jedné hodnoty (Obr. 22.b).

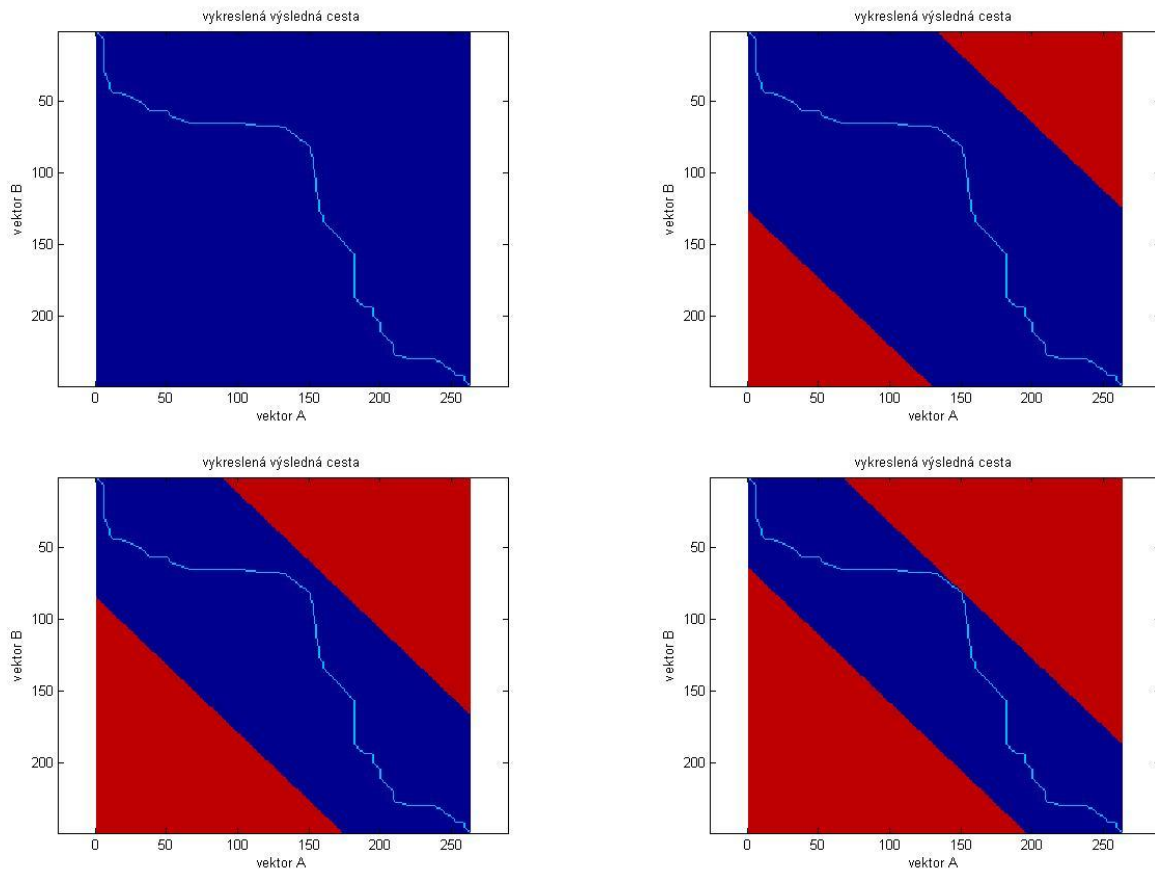


Obr. 22) Schéma výpočtu hodnot matice kumulovaných vzdáleností na okraji globálního omezení

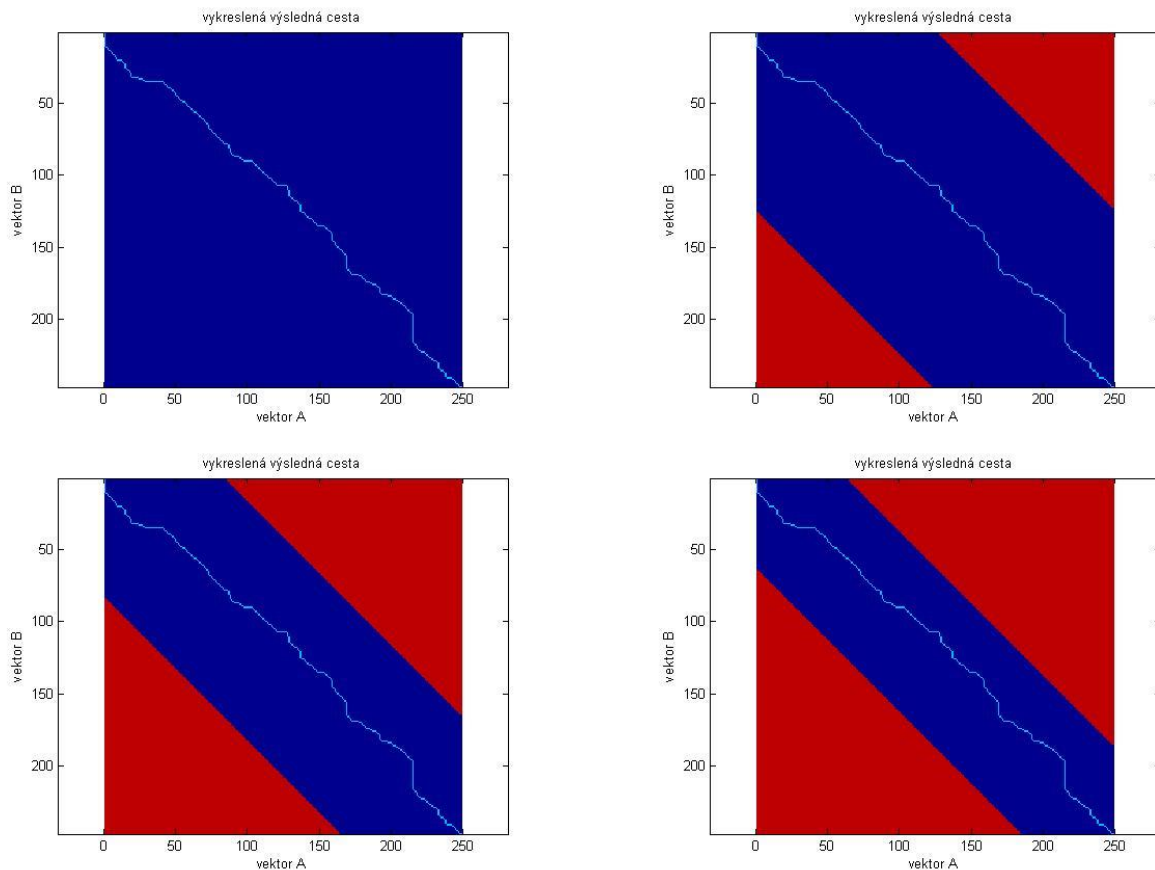
7.1. Vliv globálního omezení na výslednou cestu

Jak je vidět z obrázku č. 23 a 24, pokud globální omezení začíná v polovině nebo třetině daných cyklů, nedochází většinou k žádné viditelné změně výsledné cesty. Pouze hodnota matice je odlišná od hodnoty matice, kde globální omezení použito nebylo, ale tato změna je v určité normě a nemá vliv na správnou detekci extrasystol.

Pokud globální omezení začíná ve čtvrtině daných cyklů tak často dochází k viditelnému zkreslení. Na obrázku č. 23 sice k žádnému viditelnému zkreslení nedochází, ale výsledná cesta vede těsně kolem hranice globálního omezení. V tomto případě jde sice o extrasystolu, ta ale není až tak odlišná od referenčního cyklu, takže nedochází ke zkreslení ani u tohoto typu globálního omezení. Ve většině případů ke zkreslení dochází.



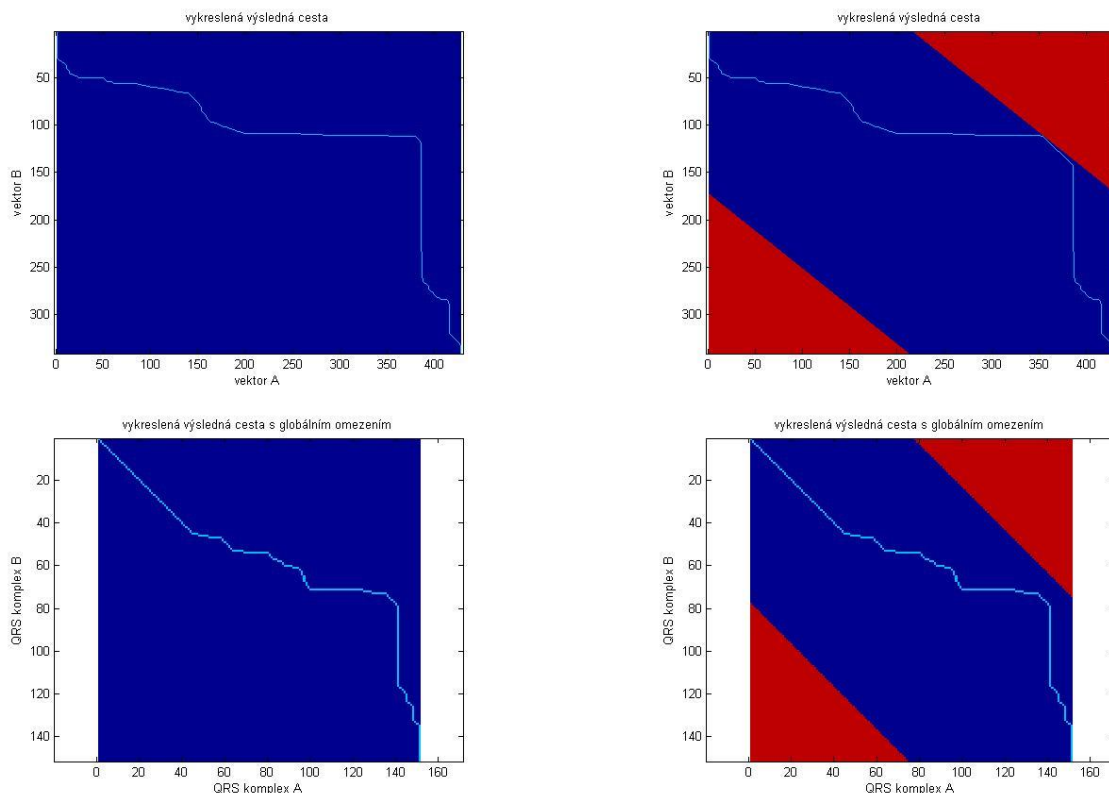
Obr. 23) vykreslená výsledná cesta: bez globálního omezení (vlevo nahoře), s globálním omezením začínajícím v polovině daných cyklů (vpravo nahoře), s globálním omezením začínajícím ve třetině daných cyklů (vlevo dole), s globálním omezením začínajícím ve čtvrtině daných cyklů (vpravo dole). Jde o porovnání referenčního cyklu a cyklu s extrasystolou u signálu W115.



Obr. 24) vykreslená výsledná cesta: bez globálního omezení (vlevo nahoře), s globálním omezením začínajícím v polovině daných cyklů (vpravo nahoře), s globálním omezením začínajícím ve třetině daných cyklů (vlevo dole), s globálním omezením začínajícím ve čtvrtině daných cyklů (vpravo dole). Jde o porovnání referenčního cyklu a jiného normálního cyklu u signálu W115.

Pokud ale dojde k porovnání dvou cyklů, z nichž jedním bude cyklus s extrasystolou výrazně tvarově odlišenou od normálních cyklů, může dojít ke zkreslení už při použití minimálního globálního omezení, jak je vidět na obrázku č. 25. V takovém případě je použití globálního omezení nevhodné.

Pokud ovšem budeme porovnávat pouze komplexy QRS, výsledná cesta se bude více přibližovat diagonále a nebude probíhat bočními rohy i při porovnání tvarově hodně odlišné extrasystoly s referenčním komplexem QRS. Proto je možné využít alespoň globální omezení, jehož hranice bude začínat v polovině prvního řádku a prvního sloupce, což je znázorněné v obrázku č. 25.



Obr. 25) vykreslená výsledná cesta: bez globálního omezení pro porovnání celých cyklů (vlevo nahoře), s globálním omezením začínajícím v polovině daných cyklů (vpravo nahoře), bez globálního omezení pro porovnání komplexů QRS (vlevo dole), s globálním omezením začínajícím v polovině daných QRS komplexů (vpravo dole). Jde o porovnání referenčního cyklu a cyklu s výrazně tvarově odlišnou extrasystolou u signálu W105.

7.2. Vliv globálního omezení na zrychlení výpočtu

V tabulce č.1 můžeme vidět o kolik procent je detekce extrasystol s použitím globálního omezení rychlejší. Velikost zrychlení výpočtu závisí na šířce globálního omezení a na počtech cyklů. Pro srovnání bylo použito globální omezení, jehož hranice začíná v polovině cyklu. Pokud signál obsahuje více cyklů, nedochází k tak velkým rozdílům v rychlosti, protože jsou jednotlivé cykly kratší a matice lokálních a kumulovaných vzdáleností jsou menší. Tudíž je méně buněk matice za hranicí globálního omezení a rozdíl v rychlosti není tak velký. Zatímco pokud signál obsahuje méně cyklů, jednotlivé matice jsou větší a při použití globálního omezení leží za jeho hranicí buněk více. Vliv globálního omezení na časovou náročnost výpočtu je tak větší.

Průměrně je detekce extrasystol s využitím globálního omezení o 27% rychlejší.

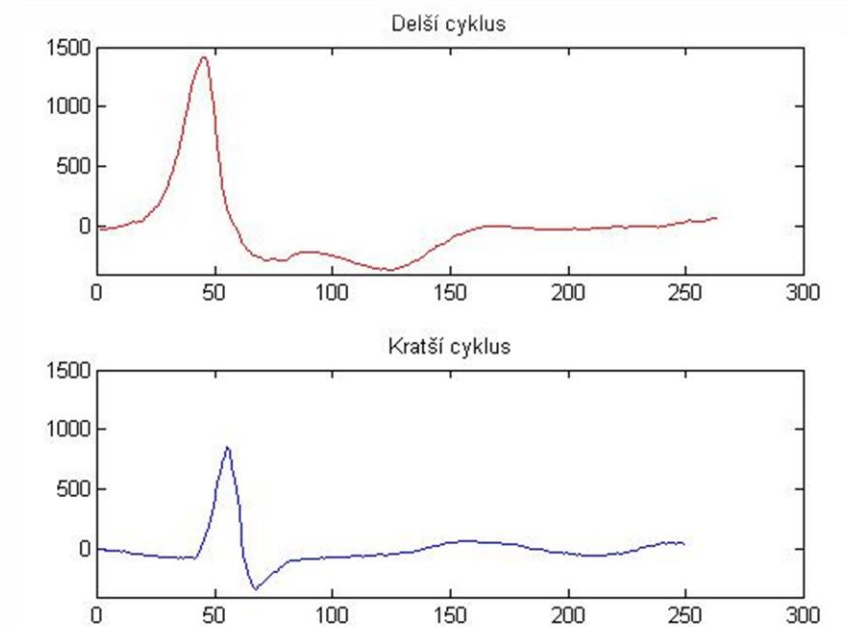
Tab. 1) Rozdíl v rychlosti výpočtu při použití globálního omezení

<u>Tabulka udávající procentuální zrychlení výpočtu při použití globálního omezení</u>	
signál	Zrychlení o:
006	28%
011	26%
020	21%
023	24%
026	26%
028	27%
034	26%
040	28%
047	19%
054	29%
061	25%
065	26%
074	30%
075	27%
103	24%
105	20%
109	39%
112	27%
115	13%
117	26%
120	31%
122	24%
průměr	27%

8. Přizpůsobení signálu

Přizpůsobení signálu je proces, kdy dojde na základě výsledné cesty k protažení, respektive zkrácení určitých částí signálu, aby byly signály zarovnané na stejnou délku. Tím může být umožněno jejich vzájemné porovnání. Při automatické detekci patologických stavů v EKG signálu dochází k rozdělení cyklů s různými abnormalitami do shluků. Tyto shluky by měly ideálně sdružovat pouze cykly se stejnými patologickými útvary. Pro shlukování je důležité, aby každý shluk měl určitý vzor, se kterým budou jednotlivé cykly porovnávány. A právě před porovnáváním těchto dvou signálů je důležité jejich přizpůsobení. [6] [8]

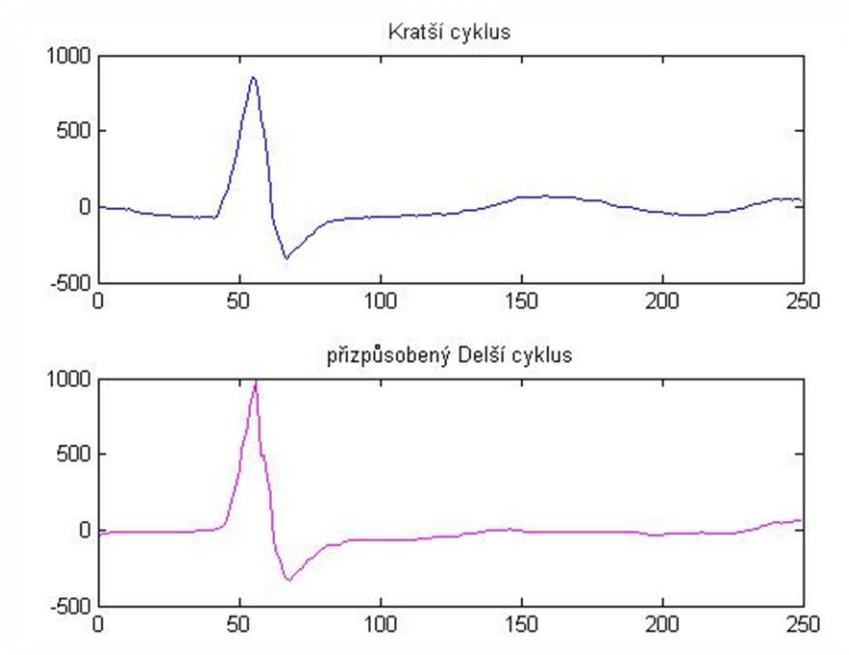
Přizpůsobení bude demonstrováno na signálu 115. Kratší cyklus je referenčním cyklem v daném signálu, delší cyklus obsahuje extrasystolu.



Obr. 26) Původní cykly 5 a 6 ze signálu 115

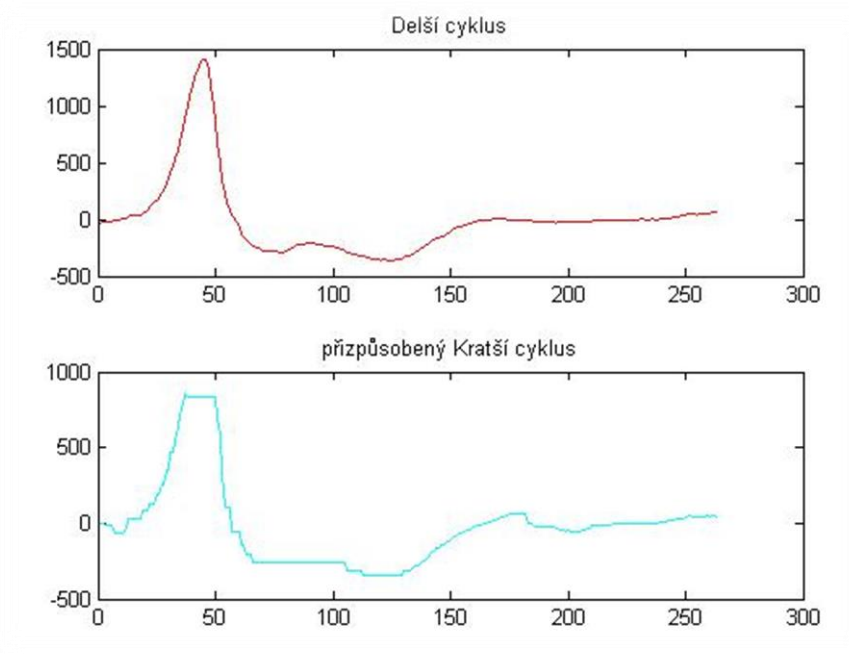
8.1. Přizpůsobení jednoho signálu druhému

Při přizpůsobení delšího signálu kratšímu bylo dosaženo dobrých výsledků. Všechny důležité části cyklu (vlna P, vlna T a komplex QRS) jsou při tomto typu přizpůsobení zarovnané přesně pod sebou, což je optimální. Nevýhodou tohoto typu zarovnání ale je, že v částech, které jsou při přizpůsobování z delšího cyklu odstraněny, mohou být abnormální části, které budou v průběhu přizpůsobení odstraněny nebo mohou být potlačeny a jejich detekce pak může být ztížena.



Obr. 27) Přizpůsobený delší cyklus kratšímu cyklu

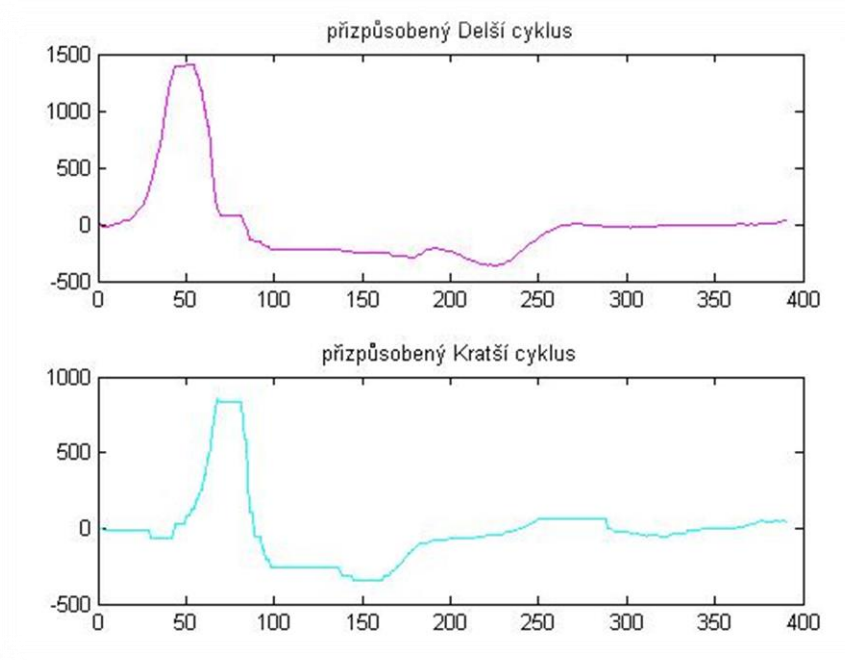
K tomu ovšem může dojít i u přizpůsobení delšímu signálu, ovšem u tohoto typu přizpůsobení dochází spíše k roztažení signálu, takže je méně částí, které jsou z cyklu odstraněny. Nicméně tento typ přizpůsobení měl stejně dobré výsledky, jako typ předchozí.



Obr. 28) Přizpůsobený kratší cyklus delšímu cyklu

8.2. Vzájemné přizpůsobení

Vzájemné přizpůsobení je jiný způsob přizpůsobení dvou signálů. Princip je takový, že se žádný signál nezkracuje, ale oba signály se prodlužují. Tato metoda dosahovala horších výsledků, než u přizpůsobení jednoho signálu druhému, protože nedochází k přesnému zarovnání všech částí. Signály jsou sice nataženy na stejnou délku, ale zejména komplex QRS nebývá zarovnán přesně pod sebou, jak je vidět na obrázku č. 29. V obou přizpůsobených signálech jsou QRS komplexy vůči sobě posunuty, což není žádoucí.



Obr. 29) Vzájemné přizpůsobení cyklů

9. Detekce extrasystol v signálech

Pro detekci extrasystol v signálech jsem využil 2 způsoby, ve kterých je pomocí metody DTW provedeno porovnání všech cyklů v signálu s jedním referenčním cyklem, který má normální průběh. Obě metody se od sebe odlišují způsobem výběru referenčního vzorku. Pro výběr referenčního vzorku byla využita metoda průměrného cyklu [11]. Dále jsem pak otestoval vlastní návrh metody založené na mediánu. Metoda založená na mediánu byla nejprve testována na celých cyklech a komplexech QRS, metoda Průměrného cyklu byla testována pouze na komplexech QRS jednotlivých cyklů.

Pro testování bylo použito 22 signálů z databáze CSE, obsahujících extrasystoly. U těchto signálů se vždy vyskytuje alespoň jeden druh extrasystol, ale v některých případech se v signálech vyskytuje více druhů extrasystol.

9.1. Výběr referenčního vzorku

Při výběru reprezentativního (referenčního) vzorku u metody založené na mediánu jsem použil způsob založený na rozdílných délkách cyklů s extrasystolou a normálních cyklů. Cyklus obsahující extrasystolu je obvykle oproti normálnímu cyklu delší. Rozdíl v délce je způsoben tím, že extrasystola je předčasný komplex QRS. Po vzniku extrasystoly nastává kompenzační pauza, která má za úkol vyrovnání předčasnosti extrasystoly. U komorových extrasystol je kompenzační pauza úplná, to znamená, že RR-interval následující po extrasystole má delší trvání přesně o stejnou dobu, o jakou byl předchozí RR-interval kvůli extrasystole zkrácen.

V programu je výběr referenčního vzorku řešen tak, že jsou nejprve změřeny délky všech cyklů EKG. Následně jsou tyto cykly podle jejich délek seřazeny a jsou odstraněny 2 až 3 nejdelší cykly. Následně je pomocí mediánu vybrán cyklus, který je považovaný za referenční. Odstranění nejdelších cyklů má za následek eliminaci vlivu cyklů s extrasystolami na výběr vzorku. Použití mediánu umožňuje ze zbývajících (normálních) cyklů, vybrat takový, který je nejpodobnější všem ostatním.

V tabulce č.2 jsou uvedeny výsledky metody využívající medián, kdy byly porovnávány celé cykly.

Tab. 2) výsledky dosažené metodou založenou na mediánu, aplikovanou na cyklech EKG

CYKLY							
Váhy: 1							
SIGNÁL	extrasystoly	SVOD 1	SVOD 2	SVOD 6	SVOD 8	SVOD 10	SVOD 12
006	5,7,12,14	5,7,12,13,14,15	5,7,12,14	5,7,12,13,14,15	5,7,12,13,14	5,7,12,13,14	5,7,12,13,14,15
011	13	12,13	12,13	12,13	12,13	13	12,13
020	14,17,19	14,17,19	14,17,19	14,17,19	14,17,19	14,17,19	14,17,19
023	3,5,8	3,5,8	3,5,8	3,5,6,8	3,5,8	3,5,8	3,5,8
026	9	9	9	9	9	9	9
028	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,5,7,8
034	4,7,10	1,4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	1,4,7,10
040	6	6	6	6	6	6	6
047	6,11,16	6,11,16	5,6,10,11,16	6,7,11,16	6,11,16	5,6,11,16	6,11,16
054	7	7	7	7	7	7	7
061	2,11	2,11	2,11	2,11	2,11,12	2,11	2,11
065	2,10	2,10	2,3,10	2,10	2,3,10	2,10	2,10
074	5	5	5,6	4,5	4,5	5	5
075	4,8,12	4,8,12	4,5,8,12	4,8,12	4,8,12	4,5,8,12	4,8,12
103	1, 7,10	1,7,10	1,4,7,10	1,7,10	1,7,8,10	1,4,7,10	1,7,10
105	3,6,13	3,6,13	2,3,5,6,12,13	2,3,5,6,12,13	2,3,5,6,12,13	2,3,5,6,12,13	3,6,13
109	7,11	7,8	3,7,11	6,7,10,11	7,11,13	3,4,7,11	7,8
112	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13
115	6	6	6,16	6	6	6,16,19	6,16
117	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12
120	1	1	1	1	1	1	1
122	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12

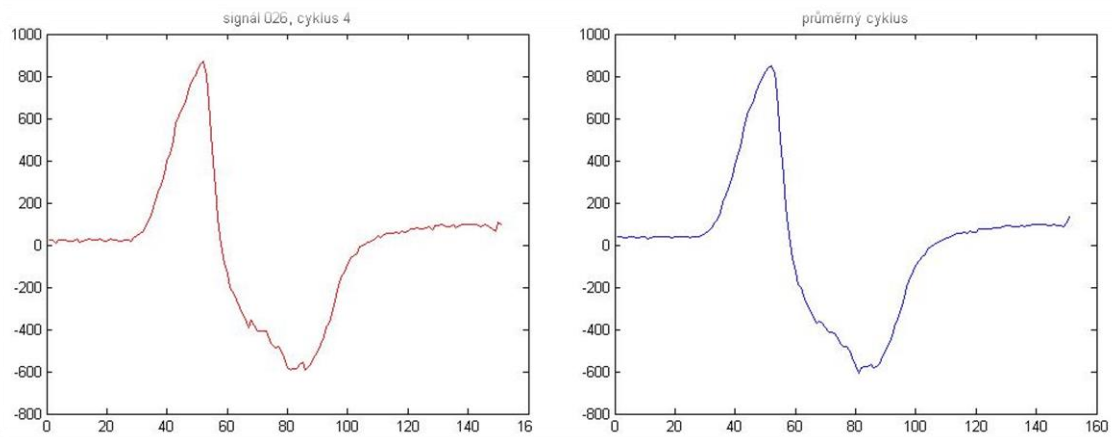
V tabulce jsou zelenou barvou znázorněny správně detekované extrasystoly, červenou barvou jsou znázorněny normální cykly, které ovšem byly detekované jako extrasystoly (falešně pozitivní) a žlutou barvou jsou zobrazeny extrasystoly, které nebyly detekovány (falešně negativní). Modrou barvou jsou zobrazeny extrasystoly, nacházející se v neúplných cyklech na začátku nebo konci signálu. Tyto cykly byly z dalšího zpracování vyřazeny, proto tyto extrasystoly nemohly být detekovány.

Dále jsem metodu založenou na mediánu použil pro porovnání komplexů QRS. Od tohoto použití jsem si sliboval lepší výsledky, než při aplikování metody na celé EKG cykly, protože výsledky by neměly být zkresleny jinými artefakty v EKG cyklu, než jsou změny velikostí a tvarů QRS komplexů. Výsledky detekce extrasystol při porovnávání QRS komplexů jsou v tabulce č.3.

Tab. 3) výsledky dosažené metodou založenou na mediánu, aplikovanou na komplexech QRS

QRS							
Váhy: 1							
SIGNÁL	extrasystoly	SVOD 1	SVOD 6	SVOD 7	SVOD 8	SVOD 9	SVOD 12
006	5,7,12,14	5,7,12,13,14,15,16	5,7,12,8,13,14	5,7,12,13,14,16	5,7,12,13,14,16	5,7,12,8,13,14,16	5,7,12,13,14,15
011	13	13	13	13	13	13	13
020	14,17,19	14,17,19	13,14,17,19	14,17,19	14,17,19	14,17,19	14,17,18,19
023	3,5,8	3,5,8	3,5,8	3, 5,8	3,5,8	1,3,5,8	3,5,8
026	9	9	1,2,9	9	9	9	9
028	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8
034	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	1,4,7,10
040	6	6	6	6	6	6	6
047	6,11,16	6,11,16	6,7,11,16	6,11,16	6,7,11,16	6,7,11,14,16	6,7,11,14,16
054	7	7	7	7	7	7	7
061	2,11	2,11	2,11	2,11	2,11	2,11	2,11
065	2,10	2,3,10	2,10	2,3,10	2,10	2,10	2,3,10
074	5	5	3,5	5	5	5	5
075	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12
103	1, 7,10	1,7,10	1,4,7,10	1,7,10	1,4,7,10	1,4,7,10	1,4,7,10
105	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13
109	7,11	7,11	2,7,11	7,11	7,11	7,11	7,11
112	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13	5,7,13	5,13
115	6	6	6	6	6	6	6,10,16
117	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12
120	1	1	1	1	1	1	1
122	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12

V metodě založené na průměrném cyklu byl použit jiný postup. Nejprve byl vybrán vzorový cyklus. K tomuto cyklu byly následně pomocí metody DTW přizpůsobeny všechny cykly v signálu. Všechny cykly jsou po přizpůsobení stejně dlouhé. Poté jsou tyto přizpůsobené cykly průměrovány. Zprůměrovány jsou amplitudy jednotlivých přizpůsobených cyklů, tím dojde k vyhlazení signálu v místech, kde jeho amplituda mírně kolísala. Tím je vytvořen průměrný cyklus, který by měl být schopen lépe odlišit normální cyklus od cyklů s extrasystolami.



Obr. 30) Referenční cyklus vybráný metodou medián (vlevo), průměrný cyklus (vpravo)

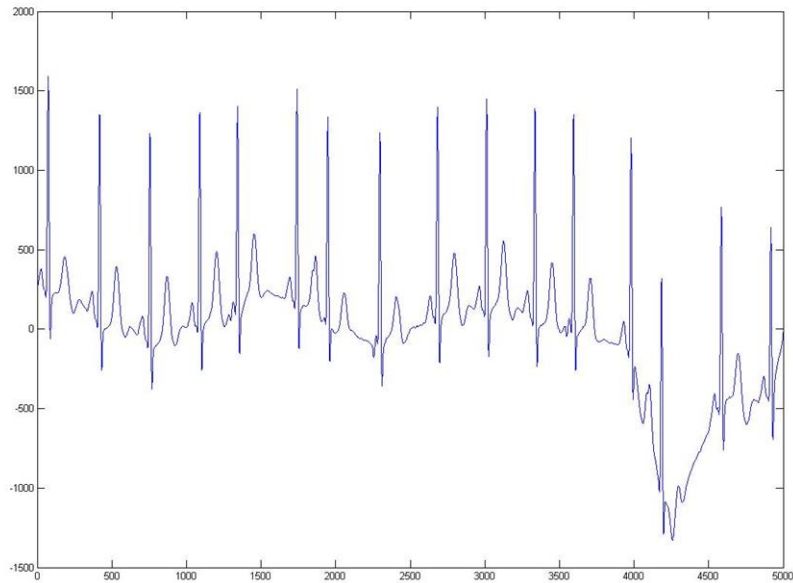
V obou metodách ale platí, že největší vliv na výslednou detekci má výběr referenčního cyklu. Jak u metody Medián, kde je vybraný cyklus považován za referenční, tak i u metody Průměrného cyklu, kdy je nutné vybrat vzor, kterému jsou ostatní cykly přizpůsobeny. Tento vzor má tedy největší vliv na výsledek.

Tab. 4) výsledky dosažené metodou založenou na průměrném cyklu, aplikovanou na komplexech QRS

QRS							
Váhy: 1							
SIGNÁL	extrasystoly	SVOD 1	SVOD 6	SVOD 7	SVOD 8	SVOD 9	SVOD 12
006	5,7,12,14	5,7,12,13,14,15,16	5,7,12,8,13,14	5,7,8,12,13,14,16	5,7,12,13,14,16	5,7,8,12,13,14,16	5,7,12,13,14,15
011	13	13	13	13	13	13	13
020	14,17,19	14,17,19	13,14,15,17,19	14,17,19	14,17,19,21	14,17,19	14,17,18,19
023	3,5,8	3,5,8	3,5,8	3,5,8	3,5,8	1,3,5,8	3,5,8
026	9	9	1,2,9	9	9	9	9
028	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8	3,7,8
034	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10	4,7,10
040	6	6	6	6	6	6	6
047	6,11,16	6,11,16	6,7, 11,16	6, 11,16	6,7,11,16	6,11,16	6,7, 11,14,16
054	7	7	7	7	7	7	7
061	2,11	2,11	2,11	2,11	2,8,11	2,11	2,11
065	2,10	2,10	2,10	2,10	2,10	2,10	2,10
074	5	5	5	5	5	5	5
075	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12	4,8,12
103	1, 7,10	1,7,10	1,7,10	1,7,10	1,7,10	1,7,10	1,7,10
105	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13	3,6,13
109	7,11	7,11	7,11	7,11	7,11	7,11	7,11
112	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13	5,13
115	6	6	6	6	6	6	6
117	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12	1,2,3,4,5,6,7, 8,9,10,11,12
120	1	1	1	1	1	1	1
122	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12	2,6,10,12

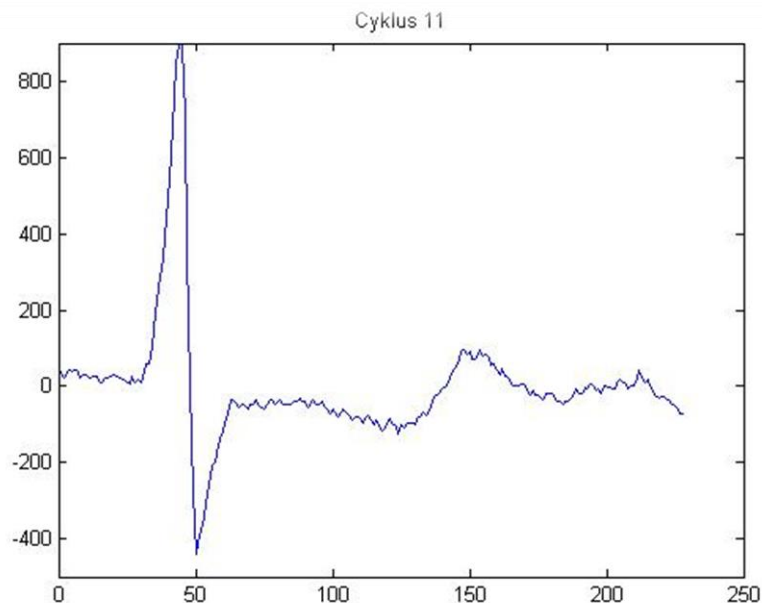
Z naměřených výsledků můžeme vyčíst, že testování na signálech W006, W020, W023, W047 a W117 z různých důvodů selhalo.

V signálu W006 se vyskytuje výrazné kolísání izoliny mezi 13. a 16. R-vlnou, způsobené zřejmě myopotenciály. Tento artefakt je důvodem nepřesných výsledků. Dle mého názoru se extrasystoly nacházejí v cyklech 5, 7, 12 a 14. Dalším důvodem selhání detekce na tomto signálu je malá tvarová odlišnost cyklů obsahujících extrasystolu od normálních cyklů. Extrasystoly se totiž v signálu projevují pouze předčasností výskytu, jejich tvar je odlišný pouze minimálně.



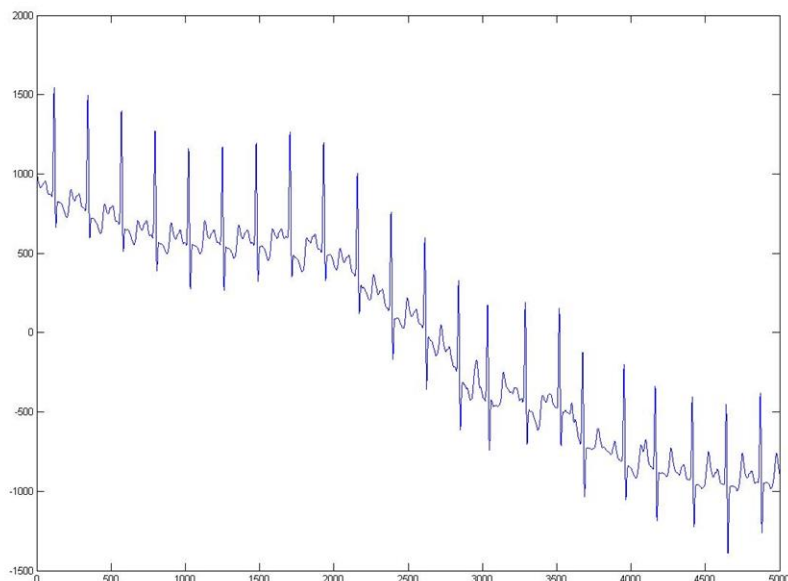
Obr. 31) Signál W006

Signál W020 je podobný signálu W006 v tom, že na jeho průběhu vidíme velké kolísání nulové izolinie a také se zde vyskytuje velké množství cyklů s minimálními odchylkami mezi normálními cykly a cykly obsahující extrasystoly. Protože je zde kolísání izolinie pozvolné, můžeme je potlačit tím, že první spektrální čáru nebudeme odstraňovat z celého signálu, ale odstraníme ji z každého cyklu samostatně.



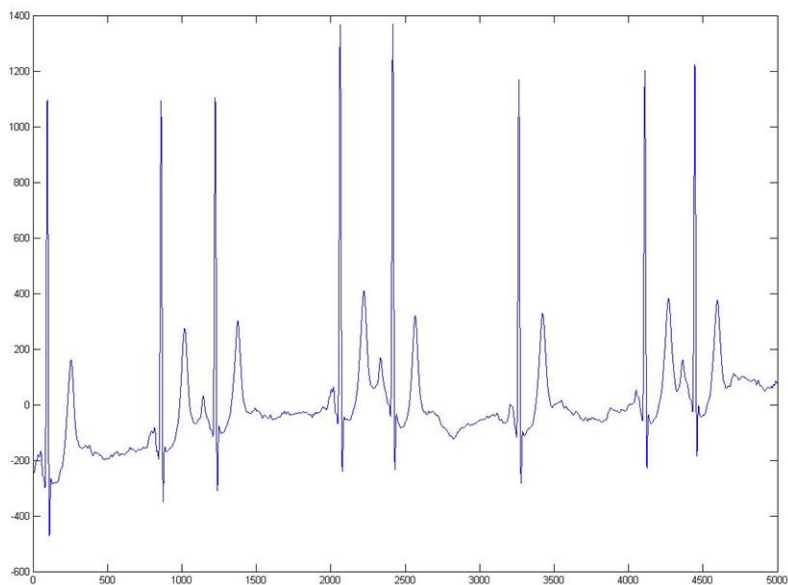
Obr. 32) Signál 020, cyklus 11, odstranění kolísání izolinie

Tím, že jsou cykly s extrasystolou velmi podobné normálním cyklům, je obtížná jejich automatická detekce. Podle mého úsudku se extrasystoly vyskytují v cyklech 14, 17 a 19.



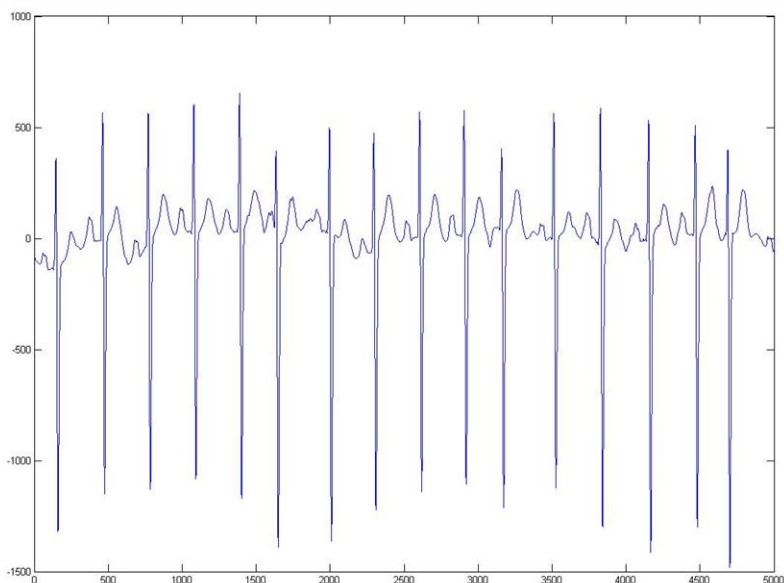
Obr. 33) Signál 020

V signálu W023 se vyskytují extrasystoly v cyklech 3, 5 a 8. Nicméně i jejich detekce je velmi obtížná, protože extrasystoly jsou tvarově velmi podobné normálním cyklům. Je zde problém u automatického výběru referenčního vzorku, protože cykly s extrasystolou navíc výrazně ovlivňují cykly předchozí tím, že je značně zkrácen RR-interval před extrasystolou. Kvůli zvolenému způsobu výběru cyklu ovlivňuje zkrácený RR-interval především cyklus předcházející danému zkrácenému RR-intervalu. Takže cykly 2, 4 a 7 neobsahují extrasystoly, ale jsou hodně ovlivněné právě tím, že je zkrácena jejich délka. Jediný normální cyklus je cyklus 6. Avšak při automatické analýze není příliš pravděpodobné, že bude právě tento cyklus vybrán jako referenční. Dle mého názoru se jedná o extrasystoly síňové, protože jsou ve všech cyklech zachovány vlny P. Tento fakt tudíž znemožňuje správnou detekci extrasystol i když porovnáme pouze QRS komplexy, protože QRS komplexy jsou téměř totožné, pouze v cyklech s extrasystolou je vyšší vlna P.



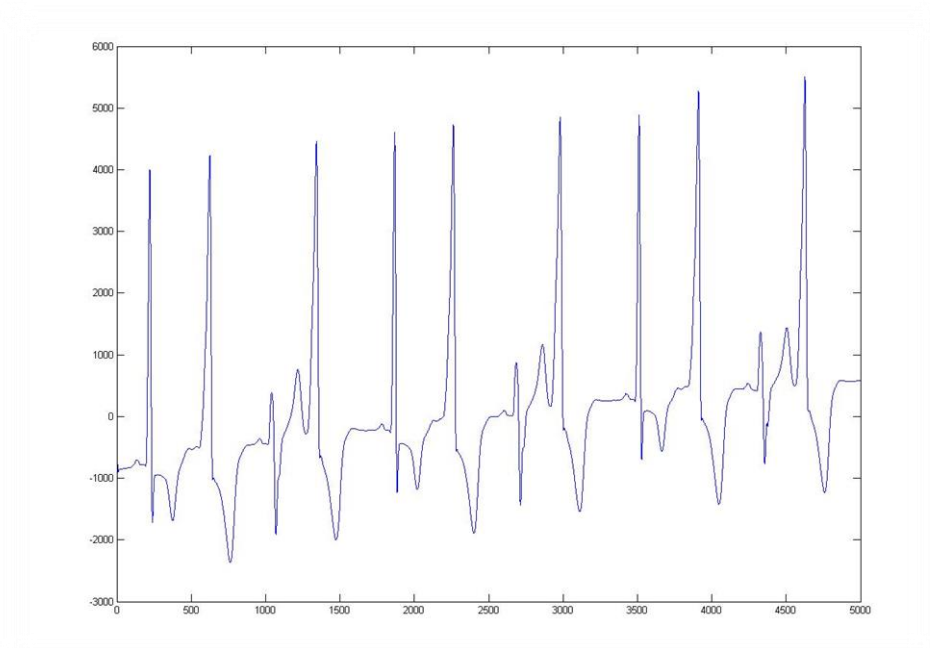
Obr. 34) Signál W023

Dalším problémovým signálem byl signál W047 .V tomto signálu se také vyskytují extrasystoly tvarově neodlišené od normálních QRS komplexů. Jedinou odlišností je, že chybí vlna P před extrasystolou, a po extrasystole následuje delší RR-interval. Dle mého názoru se extrasystoly vyskytují v cyklech 6, 11 a 16.



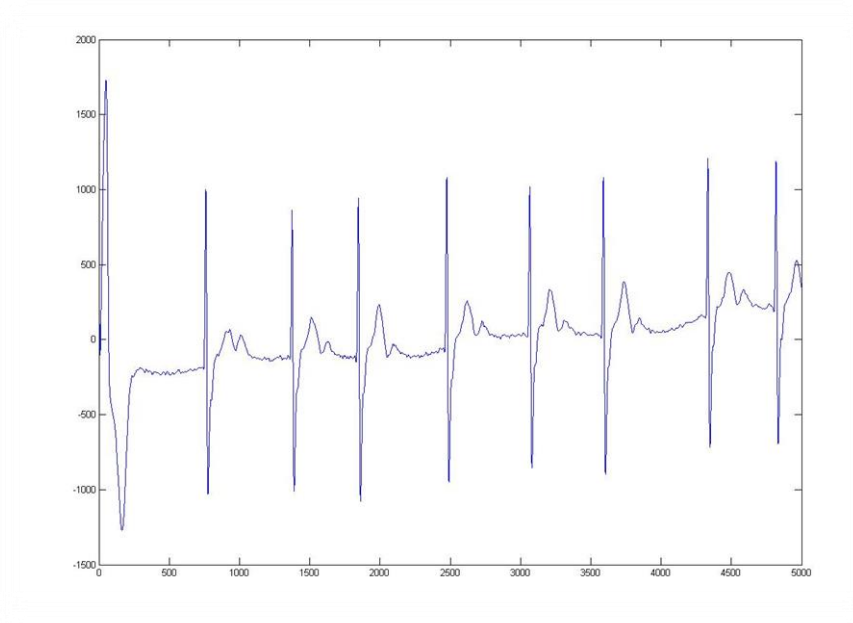
Obr. 35) Signál W047

Nejproblémovějším signálem je signál W117. V tomto signálu se nevyskytuje žádný normální cyklus, který bychom mohli brát za referenční. V signálu se pravidelně opakují 4 typy extrasystol. Takže místo toho, aby byl porovnáván cyklus obsahující extrasystolu s normálním (referenčním) cyklem, je porovnáván cyklus obsahující extrasystolu s jiným cyklem obsahujícím extrasystolu. Jelikož jsou jednotlivé extrasystoly odlišné, sice nějaké výsledky z programu získáme, ale nebudou kompletní a nebudou ani reprezentovatelné.



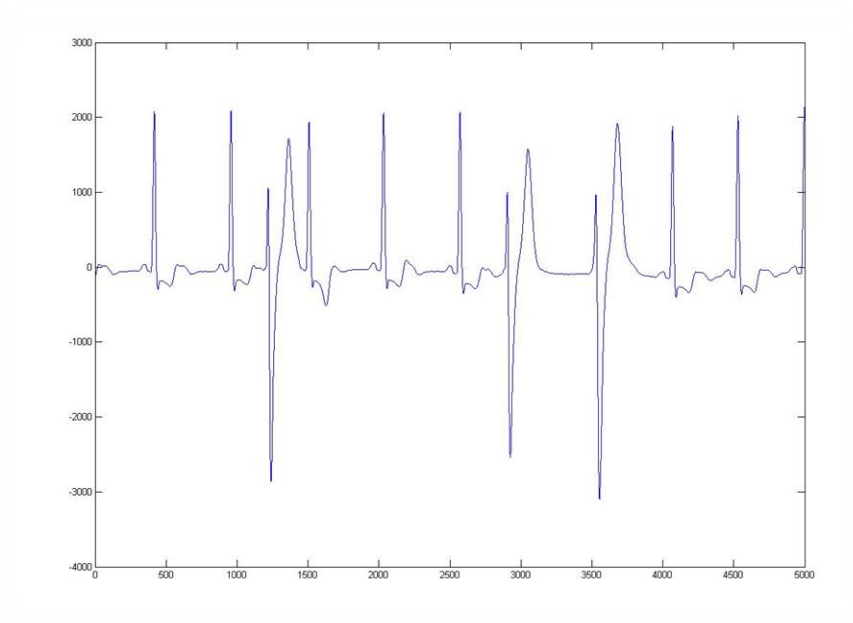
Obr. 36) Signál W117

V signálu W120 není detekovaná žádná extrasystola, i když se v prvním cyklu vyskytuje, a je tvarově velice odlišná od ostatních normálních cyklů. Důvodem je, že první cyklus není úplný a z toho důvodu není pro další výpočty započítán.



Obr. 37) Signál 120

Ideální signál pro snadnou a jasnou detekci extrasystol je například signál W028. Tento signál obsahuje 3 extrasystoly, které mají stejný tvar a stejnou velikost, a jsou dostatečně tvarově odlišeny od ostatních, normálních cyklů. Detekce extrasystol v takovém signálu je poměrně snadná. Cykly obsahující extrasystolu mají při porovnání s referenčním signálem výrazně vyšší hodnotu matice, mnohdy i o 2 řády, tudíž máme více možností pro nastavení hranice, která bude oddělovat abnormální cykly od normálních.



Obr. 38) Signál W028

9.2. Zhodnocení testování

Aplikace metody založené na mediánu na celých cyklech měla ze všech tří testování nejhorší výsledky. V tomto případě je těžké najít optimální hranici, která bude oddělovat normální cykly od abnormálních. Metoda má větší počet falešně pozitivních i falešně negativních detekcí než zbylé dvě. Počet jednotlivých typů detekcí pro jednotlivé svody je znázorněn v tabulce č.5.

Tab. 5) Zhodnocení výsledků dosažené metodou založenou na mediánu, aplikovanou na cyklech EKG. V tabulce jsou započítány všechny signály

	SVOD 1	SVOD 2	SVOD 6	SVOD 8	SVOD 10	SVOD 12
TP	30	40	39	36	37	34
FN	27	17	18	21	20	23
FP	4	12	11	10	11	6

V tabulce č.6 je znázorněna přesnost detekce pro všechny signály bez signálů W006, W020, W023, W047 a W117, u kterých detekce ze zmíněných příčin selhala. Jako nejlepší svod se v tomto případě jevil svod č. 6.

Tab. 6) Zhodnocení výsledků dosažené metodou založenou na mediánu, aplikovanou na cyklech EKG. V tabulce nebylo započítáno 5 signálů, pro které testování selhalo.

	SVOD 1	SVOD 2	SVOD 6	SVOD 8	SVOD 10	SVOD 12
TP	26	30	32	31	29	27
FN	6	2	0	1	3	5
FP	2	10	7	9	9	4

Při použití stejné metody pro porovnání QRS komplexů bylo dosaženo mnohem lepších výsledků než při aplikaci metody na celých cyklech. Výsledky jsou ale opět zkresleny zmíněnými pěti signály, u kterých detekce selhala, především pak signálem W117. Ten zavádí největší zkreslení výsledků.

Tab. 7) Zhodnocení výsledků dosažené metodou založenou na mediánu, aplikovanou na komplexech QRS. V tabulce jsou započítány všechny signály.

	SVOD 1	SVOD 6	SVOD 7	SVOD 8	SVOD 9	SVOD 12
TP	37	40	38	37	38	38
FN	21	18	20	21	20	20
FP	4	9	3	4	8	9

V následující tabulce jsou opět výsledky metody medián aplikované na QRS komplexech, nicméně bez pěti výše zmíněných signálů. Pro svody 7, 8 a 9 se úspěšnost blíží 100%.

Tab. 8) Zhodnocení výsledků dosažené metodou založenou na mediánu, aplikovanou na komplexech QRS. V tabulce nebylo započítáno 5 signálů, pro které testování selhalo.

	SVOD 1	SVOD 6	SVOD 7	SVOD 8	SVOD 9	SVOD 12
TP	30	33	33	33	34	30
FN	3	0	0	0	0	3
FP	1	5	1	1	2	5

Metoda založená na průměrném cyklu byla použita pouze při porovnání jednotlivých QRS komplexů s průměrným cyklem. V porovnání s metodou Medián použitou na QRS komplexech dosahuje ještě o něco lepších výsledků. Dochází k nejnižším hodnotám FP a FN.

Tab. 9) Zhodnocení výsledků dosažené metodou založenou na průměrném cyklu, aplikovanou na komplexech QRS. V tabulce jsou započítány všechny signály.

	SVOD 1	SVOD 6	SVOD 7	SVOD 8	SVOD 9	SVOD 12
TP	32	38	36	36	37	41
FN	26	20	22	22	21	17
FP	3	7	3	5	4	5

Po odstranění pěti problémových signálů dostáváme především ve svodu 12 výborné výsledky, kdy jsou všechny detekce správné, a neobjevuje se žádná falešná detekce.

Tab. 10) Zhodnocení výsledků dosažené metodou založenou na průměrném cyklu aplikovanou na komplexech QRS. V tabulce nebylo započítáno 5 signálů, pro které testování selhalo.

	SVOD 1	SVOD 6	SVOD 7	SVOD 8	SVOD 9	SVOD 12
TP	30	33	31	33	31	33
FN	3	0	2	0	2	0
FP	0	2	0	1	0	0

Z naměřených hodnot vyplývá, že porovnání dvou cyklů pomocí metody DTW je dobrý způsob automatické detekce extrasystol, nicméně není neomylný. Metoda porovnává jakékoliv odchylky testovaného cyklu od cyklu referenčního. Do výsledku jsou tedy započítány veškeré abnormality, které se v dané části signálu vyskytují, tedy nejen extrasystoly ale také různé nestandardní tvary ostatních výchylek (vlny T...), nebo různé doby trvání jednotlivých intervalů. Proto je důležitá volba částí původního signálu, které se mezi sebou porovnávají. Pokud vůči sobě porovnáváme celé cykly EKG, dochází k určitému zkreslení způsobenému rozdílnými délkami jednotlivých cyklů a také různými abnormalitami v signálu, které ovšem nechceme detekovat.

Pokud ovšem vůči sobě budeme porovnávat jen určité části jednotlivých cyklů, tak k ovlivnění výsledku docházet nebude. Protože extrasystola je abnormální QRS komplex a je detekovatelná QRS detektorem, je výhodné porovnávat pouze krátké úseky, v nichž se

extrasystola nachází. Při porovnání úseků kolem komplexu QRS dochází k mnohem lepším výsledkům, dochází k mnohem větším rozdílům mezi normálními a abnormálními komplexy.

Při porovnání komplexů QRS také dochází k výraznému snížení časové náročnosti výpočtu. Rozdíl v rychlosti výpočtu je uveden v tabulce č.11, kde bylo porovnáváno, o kolik procent je detekce extrasystol rychlejší při provedení výpočtu na komplexech QRS, než při výpočtu na celých cyklech.

Tab. 11) rozdíl v rychlosti výpočtu při výpočtu na komplexech QRS

<u>Tabulka udávající procentuální zrychlení výpočtu při provedení výpočtu detekce na komplexech QRS</u>	
signál	Zrychlení o:
006	72%
011	70%
020	44%
023	85%
026	75%
028	84%
034	82%
040	81%
047	67%
054	88%
061	78%
065	81%
074	85%
075	78%
103	79%
105	73%
109	71%
112	76%
115	56%
117	79%
120	87%
122	71%
průměr	76%

Z naměřených výsledků je zřejmé, že se nedá přesně určit, který svod je nejvhodnější pro detekci extrasystol, protože pro různé metody vychází nejlépe různé svody. U různých signálů mohou být některé svody zarušené a na těch by byla detekce nevhodná. Optimální cesta by byla ta, při níž si nejprve lékař zvolí svod podle jeho vlastností a na tomto svodu by se prováděla detekce.

10. Shluková analýza

Shluková analýza je metoda, pomocí které jsou jednotlivé objekty sjednocovány do shluků na základě jejich rozdílných a podobných znaků. Snahou je najít shluky, jejichž členové si budou navzájem podobní, ale budou dostatečně odlišní od členů jiných shluků.

Základní postup vytvoření shlukové analýzy:

- Získání matice dat – pro vytvoření shlukové analýzy je nutné získat matici dat, v jejíchž sloupcích jsou umístěny jednotlivé objekty (v našem případě cykly EKG), v řádcích jsou umístěny vlastnosti těchto objektů, tzv. atributy. Přínos shlukové analýzy je najít a oddělit objekty podobné a odlišné.

		Objekty					
		<i>ij</i>	1	2	3	4	5
Atributy	1	10	20	30	30	5	
	2	5	20	10	15	10	

Obr. 39) Matice dat

- Standardizace matice dat – jedná se o konverzi původních atributů na nové bezrozměrné atributy. Tento krok je volitelný.
- Výpočet matice podobností – matice podobností udává stupeň podobnosti (vzdálenosti) mezi jednotlivými páry objektů. Výchozí je matice atributů nebo standardizovaná matice. Jedná se o čtvercovou matici, kde každá buňka reprezentuje stupeň podobnosti mezi dvěma objekty. Matice je symetrická.

$$\begin{array}{c}
 \begin{array}{ccccc}
 & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 \\
 \begin{array}{c}
 1 \\
 2 \\
 3 \\
 4 \\
 5
 \end{array}
 & \left[\begin{array}{ccccc}
 0 & - & - & - & - \\
 18,0 & 0 & - & - & - \\
 20,6 & 14,1 & 0 & - & - \\
 22,4 & 11,2 & 5,0 & 0 & - \\
 7,1 & 18,0 & 25,0 & 25,5 & 0
 \end{array} \right]
 \end{array}
 \end{array}$$

Obr. 40) Matice podobností

- Realizace shlukové metody – výsledkem této části je vytvoření stromové struktury – dendrogramu, který umožňuje lepší orientaci ve vzájemných podobnostech jednotlivých objektů. Nejprve najdeme nejmenší vzdálenost mezi dvěma objekty. V Obr. X) je nejmenší vzdálenost mezi objektem 3 a 4. Vzniknou shluky 34, 1, 2, 5 a následně je nutné upravit matici. Matici můžeme

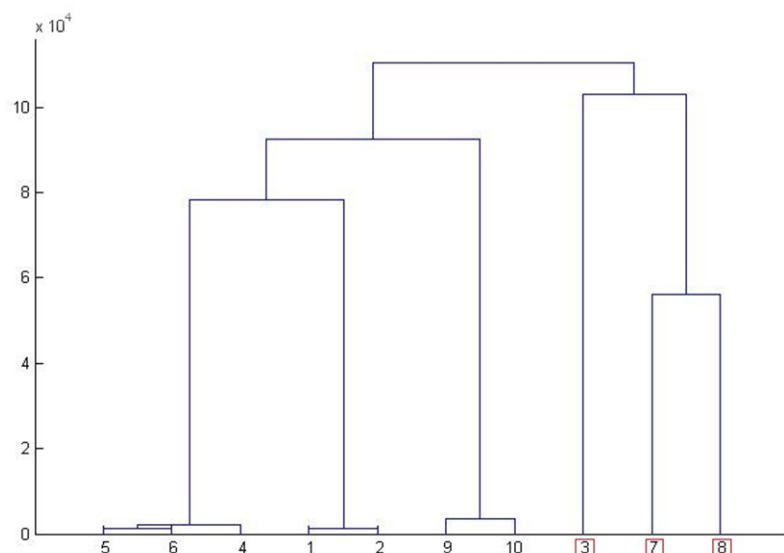
upravovat pomocí různých metod, nejčastější jsou: SLINK, CLINK, UPGMA. V dalších krocích pokračujeme stejně. Pokračujeme, dokud není vytvořen poslední shluk, který bude sdružovat všechny objekty.

- Přerovnání dat a matice podobnosti – tento krok je také volitelný, jde o přerovnání matice podle toho, jak po sobě následují objekty v dendrogramu, aby byly jasnější podobnosti mezi objekty. Není třeba žádných výpočtů.
- Výpočet korelačního koeficientu – korelační koeficient udává, jak hodnoty z dendrogramu korelují s reálnými vzdálenostmi, neboli jaké zobrazení je způsobeno dendrogramem. Pearsonův korelační koeficient nabývá hodnot od -1 do 1. Pokud Pearsonův korelační koeficient nabývá hodnot větších nebo rovných 0,8, je zobrazení považováno za přijatelné.

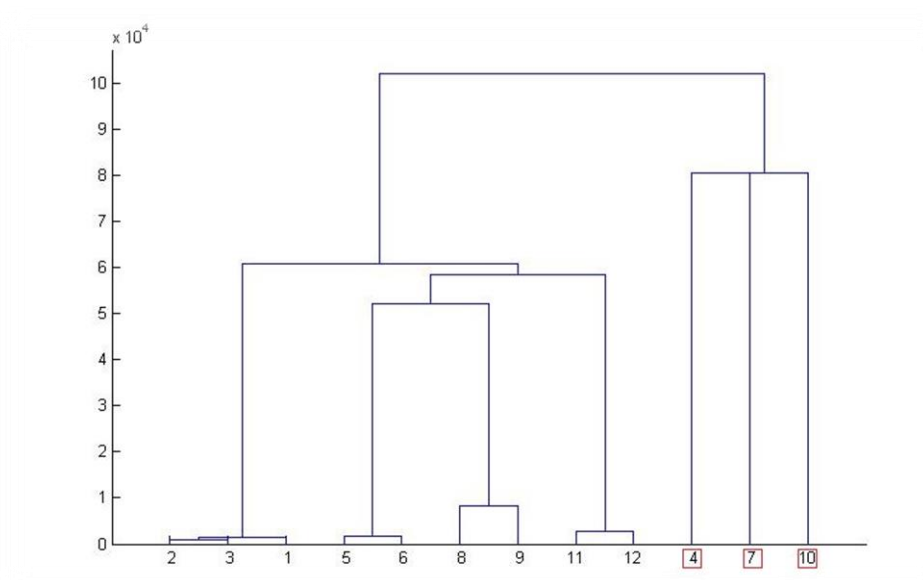
Pro vytvoření shlukové analýzy za pomoci DTW byly použity jako kritéria odlišnosti odchylky jednotlivých cyklů, kdy byl každý cyklus porovnáván s každým. V ideálním případě by měly vzniknout 2 shluky, kdy by jeden větší shluk měl obsahovat normální cykly a menší shluk by měl obsahovat cykly s extrasystolami. Tyto dva shluky by měly být ideálně propojeny až v posledním kroku. [12]

Dendrogram je v programu tvořen pomocí metody SLINK

Příklad signálů, kdy je vhodné pro detekci extrasystol použití shlukové analýzy, je reprezentován signály W028 a W034. V dendrogramech obou signálů dochází k vytvoření dvou shluků. Větší shluk vždy obsahuje normální cykly. Menší shluk obsahuje cykly, které obsahují extrasystoly. Oba shluky jsou v obou signálech spojeny až v posledním kroku shlukové analýzy.

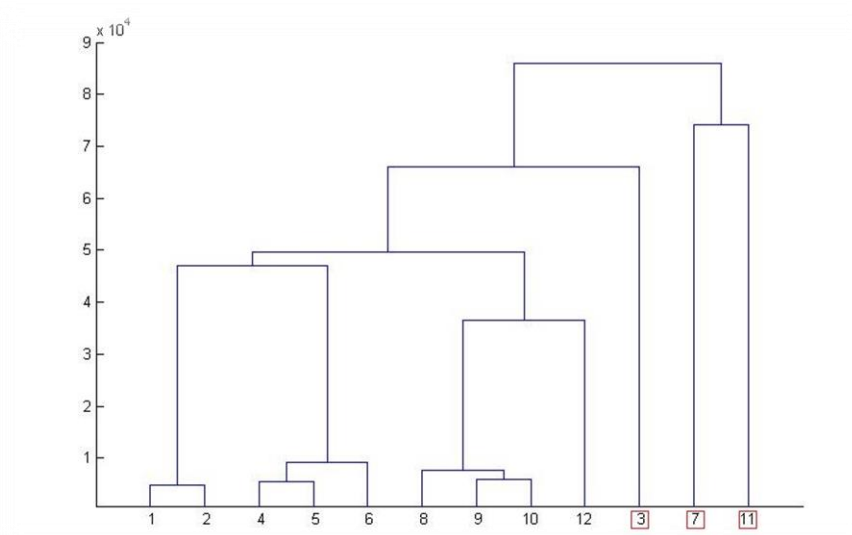


Obr. 41) Dendrogram signálu W028. Porovnávány byly komplexy QRS.

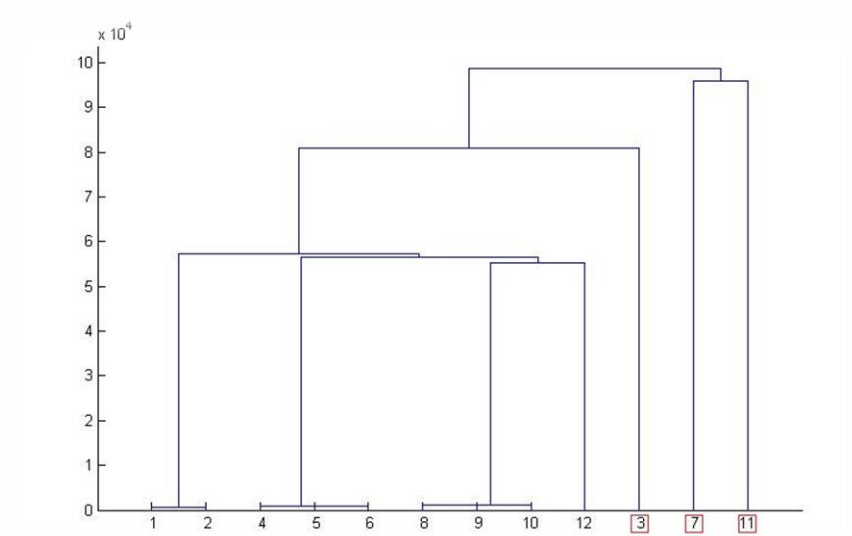


Obr. 42) Dendrogram signálu W034. Porovnávány byly komplexy QRS.

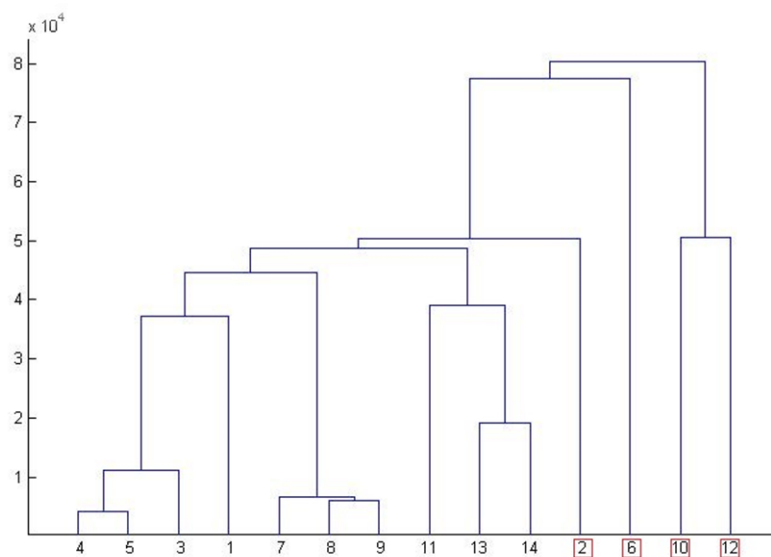
V některých případech nebyly všechny cykly s extrasystolami v jednom shluku, ale některé cykly s extrasystolami byly připojeny v posledních krocích k shluku normálních cyklů. Tento případ je reprezentován dendrogramy signálů W075 a W122. Zde také můžeme pozorovat rozdíl mezi dendrogramem vytvořeným porovnáváním celých cyklů a dendrogramem vytvořeným porovnáváním komplexu QRS.



Obr. 43) Dendrogram signálu W075. Porovnávány byly celé cykly.

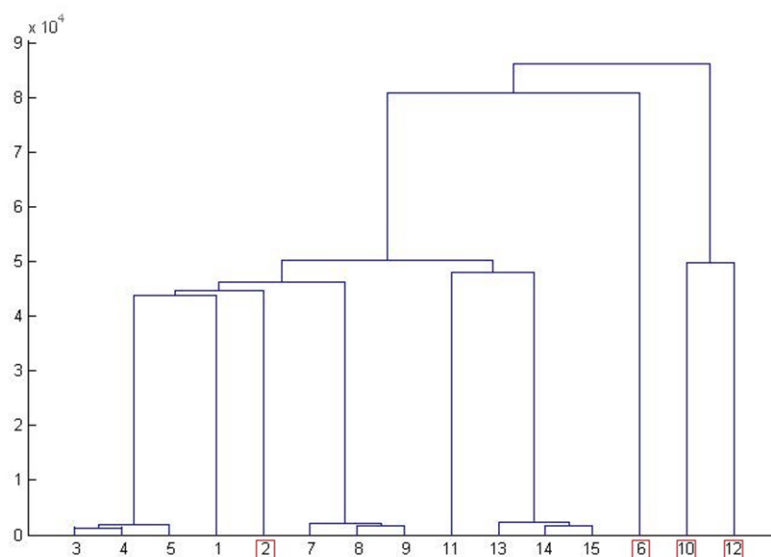


Obr. 44) Dendrogram signálu W075. Porovnávány byly komplexy QRS.



Obr. 45) Dendrogram signálu W122. Porovnávány byly celé cykly.

Jako příklad selhání shlukové analýzy u detekce extrasystol je uvedeno porovnání komplexů QRS na signálu W122. V tomto případě je přiřazen jeden cyklus obsahující extrasystolu do středu shluku normálních cyklů. Zatímco v předchozích případech, kdy byl cyklus s extrasystolou navázán do shluku normálních cyklů až v posledních krocích, je možné přítomnost extrasystoly zjistit, v tomto případě je ale zcela nezjistitelná.



Obr. 46) Dendrogram signálu W122. Porovnávány byly komplexy QRS.

Shluková analýza byla vytvořena a testována pouze pro porovnání výsledků s předešlými typy analýzy. Samotná problematika shlukové analýzy překračuje rámec této bakalářské práce, proto v práci není rozebrána příliš podrobně.

11. Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce byla detekce extrasystol na 22 krátkodobých signálech z databáze CSE s využitím metody DTW. Detekce byla provedena několika způsoby, kdy byly porovnávány celé cykly nebo jen komplexy QRS. Pro výběr referenčního vzorku byly použity dvě různé metody, následně byly výsledky porovnány se shlukovou analýzou, která byla také prováděna za pomoci metody DTW. Dále byl rozebrán vliv globálního omezení.

Při porovnávání celých srdečních cyklů bylo dosaženo nepřesných výsledků, protože při porovnání cyklů mají výrazný vliv na výsledek i jiné artefakty v signálu než jen extrasystoly. Z toho důvodu byla provedena detekce na izolovaných komplexech QRS. Tento způsob dosahoval mnohem lepších výsledků, než při porovnání celých cyklů, protože výsledky jsou ovlivněny pouze jiným tvarem QRS komplexu. Výskyt falešně pozitivních a falešně negativních detekcí byl snížen na minimum. Další výhodou porovnání pouze komplexů QRS je časová náročnost. Doba výpočtů byla snížena v průměru o 76 %, což je výrazný rozdíl, především u detekce extrasystol na EKG-Holter záznamu.

Pro porovnání jednotlivých komplexů QRS byla použita metoda založená na mediánu, a metoda založená na průměrném cyklu, která dosahovala lepších výsledků.

Ve všech zmíněných postupech docházelo k selhání metod na pěti signálech. Nejčastější příčinou byly malé tvarové odlišnosti extrasystol od normálních QRS komplexů, jako u signálů W006, W020 a W047. Další příčinou selhání bylo to, že extrasystoly ovlivňovaly délku předcházejících cyklů. Takže i když cyklus před extrasystolou byl normální, došlo ke zkrácení jeho délky a tím byl znehodnocen. Tento případ se vyskytuje u signálu W023. Poslední příčinou selhání byl případ, kdy signál neobsahoval žádný normální cyklus, takže jako referenční vzor byla vybrána extrasystola, čímž došlo ke zkreslení výsledků (signál W117).

Pro porovnání výsledků byla vytvořena shluková analýza, kde byla podobnost dvou cyklů zjišťována pomocí metody DTW. Shluková analýza nedosahovala takových výsledků, jako předchozí typy analýzy. Vytvoření dvou shluků, kdy jeden sdružuje normální cykly a druhý cykly s extrasystolou, proběhlo vždy, ale pouze výjimečně byly všechny cykly s extrasystolou v jednom shluku. Často docházelo k přiřazení alespoň jednoho cyklu s extrasystolou do shluku normálních cyklů, ojediněle docházelo i k navázání cyklu s extrasystolou do středu shluku normálních cyklů.

Další nevhodnou vlastností shlukové analýzy je časová náročnost, protože je nutné porovnat každý cyklus s každým. Při porovnání všech cyklů s jedním referenčním dochází v porovnání se shlukovou analýzou ke zrychlení výpočtu přibližně o 80%.

Využití globálního omezení má význam především v zrychlení výpočtu, kdy dochází ke zrychlení přibližně o 27%. Na druhou stranu u cyklů, které mají výrazně tvarově odlišné komplexy QRS může dojít ke zkreslení výsledné cesty, která má vliv na následné přizpůsobení signálů. Proto je vhodné využití globálního omezení především při porovnání dvou QRS komplexů, kde výsledná cesta probíhá kolem diagonální osy matice, tudíž ke zkreslení nedochází.

12. Použitá literatura:

- [1] KHAN, Gabriel M. EKG a jeho hodnocení. 1. vyd. Překlad František Kölbl. Praha: Grada, 2005, 348 s.: ISBN 80-247-0910-4.
- [2] WILHELM, Zdeněk. Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [3] CUESTA-FRAU, D., PERES-CORTES, J.C., ANDREU-GARCIA. G., Clustering of electrocardiograph signals in computer-aided Holter analysis. Valencia. 2002
- [4] KEOGH, E. *Exact Indexing of Dynamic Time Warping*. University of California - Riverside Computer Science & Engineering Department. California. 2002.
- [5] KEOGH, E.J., PAZZANI, M.J.: Derivate Dynamit Time Warping. First SIAM International Confederace on Data Mining, Chicago, 200, pp.285-289
- [6] ČERNOCKÝ, Jan. Zpracování řečových signálů - studijní opora. Brno: Fakulta Informačních technologií VUT
- [7] RAMAKER, H.-J., VAN SPRANG, E.N.M., WESTERHUIS, J.A., SMILDE, A.K. Dynamic time warping of spectroscopic BATCH data. *Analytica Chimica Acta*, vol. 498, no. 1-2, s. 133-153, 2003.
- [8] PSUTKA, J. Komunikace s počítačem mluvenou řečí. Praha: Academia, 1995. IBSN 80-200-0203-0.
- [9] ZIFAN, A., MORADI, M.H., SABERI, S. TOWHIDKHAH, F., Automated ECG Segmentation Using Piecewise Derivate Dynamic Time Warping. 2005
- [10] DELGADO, E., RODRIGUEZ, J.L., JIMENEZ F., CUESTA, D., CASTELLANOS, G., Recognition of Cardiac Arrhythmias by Means of Beat Clustering on ECG-Holter records. 2007
- [11] SYTAŘ, P. Metody dynamického programování v oblasti rozpoznávání biosignálů. Diplomová práce, FEKT VUT v Brně, 2006. 75 s

- [12] KOZUMPLÍK, J.: *Umělá inteligence v medicíně: shluková analýza* [online]. Dostupné z:
https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/123626/cviceni/cv4_chrob_s/AUIN_02_shlukova_analyza.pdf
- [13] VÍTEK, M. Automatické rozměření signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [14] Derivative Dynamic Time Warping [online]. [cit. 2013-05-29]. Dostupné z:
<http://www.ics.uci.edu/~pazzani/Publications/keogh-kdd.pdf>
- [15] KOLÁŘ, Jiří. Kardiologie: pro sestry intenzivní péče a studenty medicíny. 3. vyd. Praha: Akcenta, 2003, 411 s., il. ISBN 80-862-3206-9.