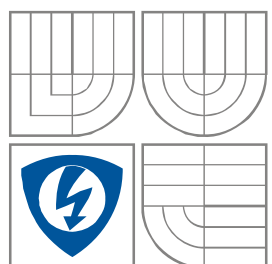


**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V
BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

Shluková analýza v oblasti biosignálů

The cluster analysis in biological signal processing

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

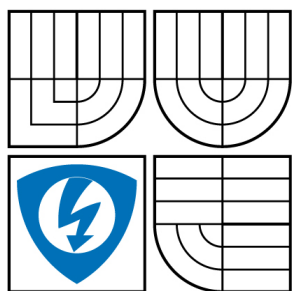
Bc. Stanislav Kalous

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

BRNO, 2008



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského
inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Kalous Stanislav Bc.

ID: 89714

Ročník: 2

Akademický rok: 2007/2008

NÁZEV TÉMATU:

Shluková analýza v oblasti biosignálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se se základním principem shlukové analýzy a zvažte možnosti využití v oblasti biosignálů. Navrhněte postup výběru reprezentantů biosignálů, potřebných pro systémy rozpoznávání použitím některé z metod shlukové analýzy. Systém rozpoznávání navrhněte a realizujte v programovém prostředí MATLAB a funkčnost navrženého systému ověřte. Práce musí obsahovat princip a využití základních metod shlukové analýzy v oblasti biosignálů, realizaci vybraných metod v prostředí Matlab pro databázi signálů dostupných na UBMI a ověření.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Keogh E. J., Pazzani M. J.: Derivative Dynamic Time Warping.

<http://citeseer.nj.nec.com/480361.html>

[2] Ackenhusen J. G.: Real-time signal processing, Prentice Hall, New Jersey, 1999

[3] Psutka J.: Komunikace s počítačem mluvenou řečí, Academia, 1995

Termín zadání: 30.10.2007

Termín odevzdání: 30.5.2008

Vedoucí práce: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Stanislav Kalous
Bytem: Slobodova 1010, Bystřice pod Hostýnem, 768 61
Narozen/a (datum a místo): 1. února 1984 v Přílepy

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Shluková analýza v oblasti biosignálů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

Ústav: Ústav biomedicínské inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užit, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Anotace

Diplomová práce se zabývá využitím shlukové analýzy při vyhodnocování dlouhodobých elektrokardiogramů (EKG). Pro předzpracování EKG záznamu byla použita lineární filtrace. Segmentování EKG signálu na jednotlivé srdeční cykly bylo provedeno na základě detekce QRS komplexu a následné aplikaci algoritmů dynamického borcení časové osy. K aplikaci všech uvedených postupů a interpretaci výsledků byl vytvořen v prostředí Matlab program Shluková analýza. Výsledky práce potvrzují, že shluková analýza je schopná rozpoznat srdeční arytmie typické tvarovou odlišností od normálních srdečních cyklů.

Anotation

This diploma thesis deals with cluster analysis for long-term electrocardiograms (ECG) clustering. The linear filtration is used for ECG preprocessing. The ECG sign segmenting in single heart cycles is based on the detection QRS complex and consequently to an application of dynamic time warping algorithms. To an application of all these mentioned processes and to results interpretation, a program called Cluster analysis has been created in the Matlab background. The results of this diploma thesis confirm that cluster analysis is able to distinguish cardiac arrhythmias which are typical with their shape distinctness of normal heart cycles.

Klíčová slova

Shluková analýza, DTW – dynamické borcení časové osy, Detekce QRS komplexu, Srdeční arytmie

Keywords

Cluster analysis, DTW – dynamic time warping, Detection QRS komplex, Cardiac arrhythmia

Bibliografická citace

KALOUS, S. *Shluková analýza v oblasti biosignálů: diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 48 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

Prohlášení

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

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

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Janě Bardoňové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Obsah

1.	Úvod.....	8
2.	Shluková analýza	8
2.1	Formulace problému	9
2.2	Návrh kódové knihy.....	9
2.3	Nehierarchické shlukování – k-means algorithm	11
2.3.1	Linde – Buzo – Gray.....	12
2.4	Hierarchické shlukování	12
2.5	Kódování vstupního vektoru.....	14
2.6	Shluková analýza v praxi.....	15
3.	DTW – Dynamic time warping	16
3.1	Postup při DTW	16
3.2	DDTW – Derivate dynamic time warping.....	18
4.	Srdce	18
4.1	Srdeční převodní systém.....	20
4.2	Elektrodotový svodový systém EKG.....	23
4.3	Hodnocení EKG z hlediska srdečních arytmií.....	25
5.	Aplikace shlukové analýzy v praxi.....	27
5.1	Analyzovaný signál EKG	27
5.2	Filtrace signálu.....	27
5.3	Detekce QRS komplexu.....	30
5.4	Segmentace	33
5.5	Algoritmy DTW a DDTW	34
5.6	Shluková analýza	35
6.	Program Shluková analýza	36
7.	Vyhodnocení	42
8.	Závěr	46
	Seznam použité literatury	47
	Seznam zkratk	48

1. Úvod

Hlavním cílem této práce je popsat princip shlukové analýzy a ověřit možnost použití v oblasti klasifikace biosignálů. Dále se práce dotkne i problematiky zpracování biosignálů počítačovými algoritmy použitými pro přípravu dat před aplikací shlukové analýzy.

Se shlukovou analýzou je možno se setkat každý den v běžném životě. Jednou z variant využití shlukové analýzy je například rozdělení zboží v obchodě, které je rozmístěno vždy podle účelu, tzn. že všechny druhy sodovek, minerálních vod, piva i sirupů jsou v obchodě pohromadě. Počítačovou terminologií by se dalo říci, že vytvářejí shluky, v nichž jsou vždy umístěny jen produkty se stejnou funkcí nebo sloužící jednomu účelu. Dalším příkladem může být třeba úklid v domácnosti, kdy jsou uklízené předměty podobné funkce umístěny vždy na stejné místo. Například úklidové prostředky jsou uloženy na jiném místě než potraviny.

Při aplikaci shlukové analýzy na počítači vyvstává několik problémů. Tím největším je algoritmizace, protože některé tříděné prvky mohou být tzv. fuzzy, což znamená, že u nich není zcela stoprocentní příslušnost do žádné kategorie (shluku) – počítač zná pouze rozdělení na patří nebo nepatří. Kam by byl zařazen například šumivý multivitamin u zmiňovaného rozdělení zboží v obchodě? Byl by v sekci volně dostupné léky a doplňky stravy nebo by se nacházel u šumivých nápojů? Dalším problémem byla v minulosti velká výpočetní náročnost, která se ovšem v dnešní době dostává do pozadí z důvodu rychlého rozvoje výpočetní techniky. Nakonec je ještě důležité zmínit jeden problém, jímž je inicializace algoritmu. O všech uvedených problémech a možnostech řešení bude pojednáno v následujících kapitolách.

Pod pojmem zpracování biosignálů se v této práci rozumí základní filtrace signálu, detekce důležitých lokalit, segmentace a aplikace algoritmů sloužících k dynamickému borcení časové osy.

Výsledkem bude ověření možnosti využití shlukové analýzy k nalezení tvarově odlišných cyklů z dlouhodobého záznamu biosignálů.

2. Shluková analýza

Shluková analýza (nebo také vektorová kvantizace) je vícerozměrná statistická metoda určená ke klasifikaci souboru dat. Jejím cílem je rozdělit základní soubor na podsoubory a to tak, že prvky v rámci jednoho podsouboru by si měly být co nejpodobnější a naopak prvky různých podsouborů, by si měly být podobny co nejméně nebo vůbec.

Charakterizovat úvahy vedoucí k popisu shlukové analýzy se snažilo již hodně autorů. Zde je uvedeno jen několik z těch nejvýznamnějších:

- **R. C. Tryon** (1939): „Shluková analýza je obecný logický postup formulovaný jako procedura, pomocí níž seskupujeme objektivně jedince do skupin na základě jejich podobností a rozdílností.“
- **R. E. Bonner** (1964): „Je dána množina objektů, z nichž je každý definován pomocí množiny znaků s ním souvisejících. Tato množina znaků je pro každý objekt stejná. Máme nalézt shluky objektů (podmnožiny původní množiny objektů) tak, aby si členové shluku byli navzájem podobní, ale nebyli si příliš podobní s objekty mimo tento shluk.“

- **M. R. Anderberg (1975):** „Tento problém je obvykle charakterizován jako hledání přirozených skupin. Konkrétněji jde o třídění do skupin tak, aby stupeň přirozené asociace členů téže skupiny byl vyšší a členů různých skupin nižší.“

Shluková analýza se v současné době využívá ve třech základních oblastech: rozpoznávání obrazů (vzorů), datová analýza a pro výzkum trhu. V minulosti byla navíc používána jako kompresní metoda u vokodérů (hlasových kodérů).

2.1 Formulace problému

Předpokládejme, že Q -dimenzionálním vektorovém prostoru, který je označen X , je daná množina vektorů $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_Q]^T$, $\mathbf{x} \in X$. Složky vektorů x_i ($1 \leq i \leq Q$) nechť jsou reálné hodnoty náhodně proměnných se spojitou amplitudou. L -úrovňový Q -dimenzionální vektorový kvantizér přiděluje každému vstupnímu vektoru \mathbf{x} reprodukční vektor $\mathbf{v} = q(\mathbf{x})$, který je vybrán z konečné reprodukční abecedy $V = \{v_1, \dots, v_L\}$, kde vektory v_i jsou nejčastěji opět Q -dimenzionální a mají diskrétní amplitudu. Kvantizér q je úplně popsán reprodukční abecedou nebo též kódovou knihou V , která má L položek (úrovně), a dále dělením prostoru X na L disjunktních oblastí X_i . S každou oblastí X_i je pak spojen vektor v_i kódové knihy V tak, že [1]

$$q(\mathbf{x}) = v_i \quad 2.1$$

2.2 Návrh kódové knihy

Při kvantizaci původní analogové hodnoty vstupující do kvantizéru a jejím nahrazením kódovým vektorem dochází ke kvantizačnímu zkreslení, které je definováno jako vzdálenost mezi původní analogovou hodnotou a kódovým vektorem a značí se $d(\mathbf{x}, \mathbf{v})$.

Při návrhu kódové knihy je snaha získat takové reprodukční vektory, jejichž kvantizační vzdálenost by byla co nejmenší k dané množině vstupních vektorů. Pokud se podaří navrhnout kvantizér splňující tuto podmínku, tedy minimalizaci celkového zkreslení J , pak je možné ho nazvat jako globálně optimální. Minimální celkové zkreslení je možné vyjádřit [1]

$$J(q) = \min \sum_{i=1}^L P(x \in X_i) \int_X \{ [d(\mathbf{x}, q(\mathbf{x})) p(\mathbf{x})] | x \in X_i \} d\mathbf{x}, \quad 2.2$$

kde $P(x \in X_i)$ je pravděpodobnost jevu, že vektor \mathbf{x} náleží do oblasti X_i , a $p(\mathbf{x})$ je hustotní funkce vektoru \mathbf{x} . K tomu, aby takto navrhnutý kvantizér pracoval správně je nutné, aby splňoval přinejmenším dvě základní podmínky při kvantizaci. První podmínkou, je že vstupní vektor \mathbf{x} musí být přiřazen k takovému kódovému vektoru \mathbf{v}_j , ke kterému má nejmenší vzdálenost $d(\mathbf{x}, \mathbf{v}_j)$. Druhou podmínkou je určení takového reprodukčního vektoru \mathbf{v}_j , který minimalizuje průměrné zkreslení J_i všech vektorů \mathbf{x} patřících do oblasti X_i . Funkci J_i je možno definovat [1]

$$J_i = \int_X \{ [d(\mathbf{x}, \mathbf{v}) p(\mathbf{x})] | x \in X_i \} d\mathbf{x} \quad 2.3$$

a vektor, jenž tuto funkci minimalizuje se nazývá centroid dané oblasti X_i a lze jej vyjádřit [1]

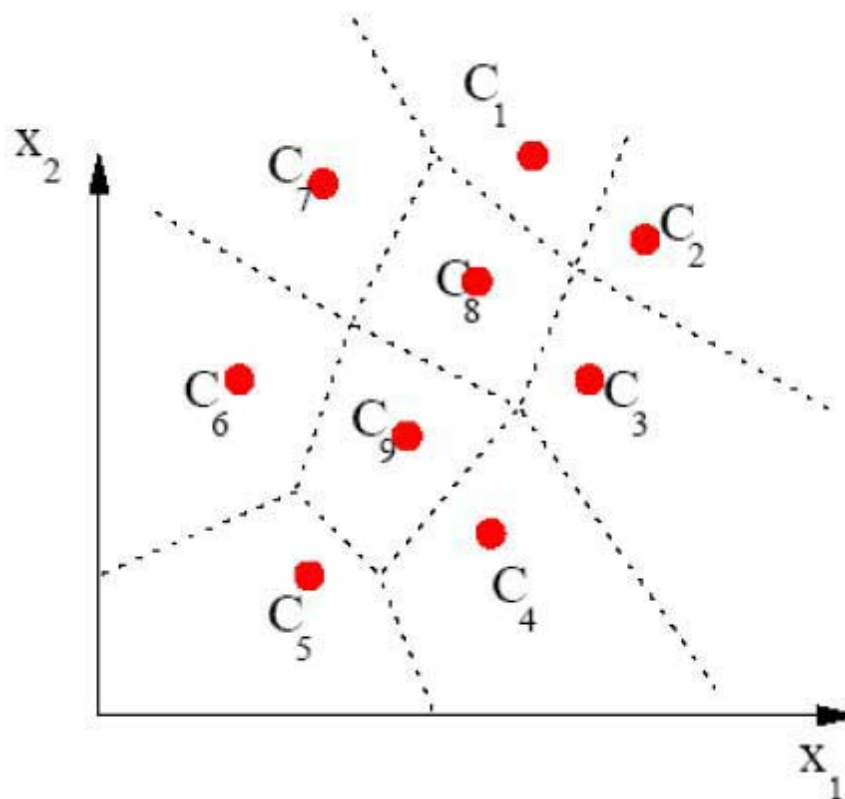
$$v_i = \int_X \{xp[(x)] | x \in X_i\} dx \quad 2.4$$

Při praktickém návrhu však vyvstává problém neznalosti hustotní funkce $p(x)$ a navíc není ani známa pravděpodobnost výskytu vektoru x v oblasti X_i . K dispozici většinou bývá pouze N známých vektorů x z tzv. trénovací množiny T a počet položek kódové knihy L . Cílem v této fázi je rozdělit trénovací vektory do shluků T_i ($i = 1, \dots, L$) tak, aby byla minimalizována celková chyba zkreslení $J(q)$. Vzhledem ke znalosti a konečnosti trénovací množiny, mohou být vztahy 2.3 a 2.4 upraveny do následující podoby

$$J = \min_i \sum_{i=1}^L J_i = \min_{v_i} \sum_{i=1}^L \sum_{x \in T_i} d(x, v_i), \quad 2.5$$

$$v_i = \frac{1}{n_i} \sum_{x \in T_i} x, \quad 2.6$$

kde n_i je počet vektorů ve shluku T_i . Příklad rozdělení centroidů pro 2-dimenzionální prostor a 9-ti úroňový kvantizér je uveden na Obr. 2. 1.



Obr. 2. 1: Roložení centroidů pro 9-ti úroňový kvantizér

Je-li k dispozici tvar hodnotící funkce J , pak je rozklad vektorů x do L neprázdných shluků klasickým problémem diskrétní optimalizace. Protože počet vektorů x trénovací množiny je konečný, pak je známo, že i počet možností jak rozdělit vektory do shluků je konečné číslo. Problém by se dal vyřešit úplným zkoušením všech možností dělení, avšak již pro velmi jednoduché úlohy existuje obrovské množství možností. Například pro $L=3$ a $N=100$ vychází 10^{47} možností rozdělení vektorů, což je i v dnešní době velmi výpočetně náročné. Výpočetní náročnost se dá určit z následujícího vztahu [1]

$$\frac{1}{L!} \sum_{i=1}^L \binom{L}{i} (-1)^{L-i} i^N \approx \frac{L^N}{L!} \quad \left(\text{pro } N \gg L \right). \quad 2.7$$

Při návrhu kódové knihy bylo ověřeno, že počet trénovacích vektorů by měl splňovat podmínku $N=10L$, lépe však $N=50L$ [1].

S přihlédnutím k výše uvedenému problému diskrétní optimalizace se nelze divit, že zatím nebyl uveřejněn žádný postup, jenž by našel globální minimum hodnotící funkce J s přijatelnými výpočetními nároky. V současnosti však existuje celá řada algoritmů, které dokážou najít lokální minima s přijatelnými výpočetními nároky. Jedním z takových algoritmů je k-means algorithm naprogramovaný McQueenem. Tento postup má výhodu v rychlé konvergenci k lokálnímu minimu při malých výpočetních nárocích. Z těchto vlastností plyne, že je možné jej spustit několikrát za sebou pro různé počáteční hodnoty centroidů a nakonec vybrat nejlepší řešení [1].

2.3 Nehierarchické shlukování – k-means algorithm

Definice:

- $T_i(k)$ množina vektorů i -tého shluku v k -tém kroku algoritmu,
- $v_i(k)$ centroid i -tého shluku v k -tém kroku,
- $J_i(k)$ dílčí hodnota kritéria i -tého shluku v k -tém kroku,
- $n_i(k)$ počet vektorů x ve shluku T_i v k -tém kroku.

Postup [1]:

1. Vybere se L počátečních centroidů $v_1(1), v_2(1), \dots, v_L(1)$.
2. V k -tém iterativním kroku jsou rozděleny vektory trénovací množiny T do L shluků $T_1(k), \dots, T_L(k)$ podle vztahu $x \in T_j(k)$, jestliže $d(x, v_j(k)) < d(x, v_i(k))$, pro všechny $i, j=1, \dots, L$ a $i \neq j$. Tento vztah se postupně aplikuje na všechny vektory trénovací množiny T .
3. Z výsledků bodu 2 se vypočte pro každý shluk nový centroid $v_i(k+1)$ ($j=1, \dots, L$) tak, aby suma měr zkreslení všech vektorů v $T_j(k)$ vzhledem k novému centroidu byla minimální. Centroid $v_j(k+1)$, který minimalizuje kritérium lze určit ze vztahu

$$v_j(k+1) = \frac{1}{n_j(k)} \sum_{x \in T_j(k)} x, \quad j = 1, \dots, L. \quad 2.8$$

4. Jestliže $v_j(k+1) = v_j(k)$ pro všechna $j=1, \dots, L$, nebo jestliže pokles celkového zkreslení $J(k)$, je v k -té iteraci ve vztahu k $J(k-1)$ pod předem definovaným prahem, algoritmus ukončí činnost. V opačném případě pokračuje opět bodem 2.

Výsledkem algoritmu k-means je L centroidů, které plně popisují kódový kvantizér a oblast dat X . Rozdělení oblasti X na disjunktní podoblasti X_j , pro $j=1, \dots, L$, je provedeno pomocí centroidů a vzdáleností vektorů dat právě k těmto centroidům.

Velkým problémem tohoto algoritmu je inicializace kódové knihy. Může být provedena různými způsoby – zvolení úplně náhodných hodnot, náhodným vybráním několika vektorů z trénovací množiny a prohlášením za centroidy. Žádná z těchto inicializací však nezaručí, že se algoritmus nezhroutí. K tomu dojde v okamžiku, kdy není k centroidu přiřazen žádný vektor z trénovací množiny. Tento problém však dokáže vyřešit algoritmus Linde – Buzo – Gray.

2.3.1 Linde – Buzo – Gray

Algoritmus je nadstavbou k-means a řeší inicializaci kódové knihy jejím postupným rovnoměrným dělením. Kódová kniha tedy musí být mocninou 2: $2^0 \rightarrow 2^1 \rightarrow 2^2 \rightarrow \dots \rightarrow L$. Pro každou velikost kódové knihy se spouští algoritmus k-means. Jednotlivé iterace jsou označeny $r=0, \dots, R-1$, kde $L=2^R$. Zobrazení postupu tvorby kódové knihy je na Obr. 2. 2. Matematický zápis algoritmu [1]:

1. Inicializace: $r=0$, kódová kniha má jeden kódový vektor, který je centroidem všech trénovacích vektorů.
2. Z kódové knihy o 2^r vektorech uděláme dvakrát větší kódovou knihu o 2^{r+1} vektorech tak, že kódové vektory rozštěpíme:

$$y_i(r) \longrightarrow \begin{cases} y_{2i-1}(r+1) = y_i(r) + \Delta \\ y_{2i}(r+1) = y_i(r) - \Delta \end{cases}, \quad 2.9$$

kde Δ je vektor, kterým se od sebe dva nové vektory oddělí.

3. Spuštění k-means.
4. Je-li $r+1=R$ tak, výsledná kódová kniha je $Y = Y(r+1)$. Jinak zpět do bodu 2.

2.4 Hierarchické shlukování

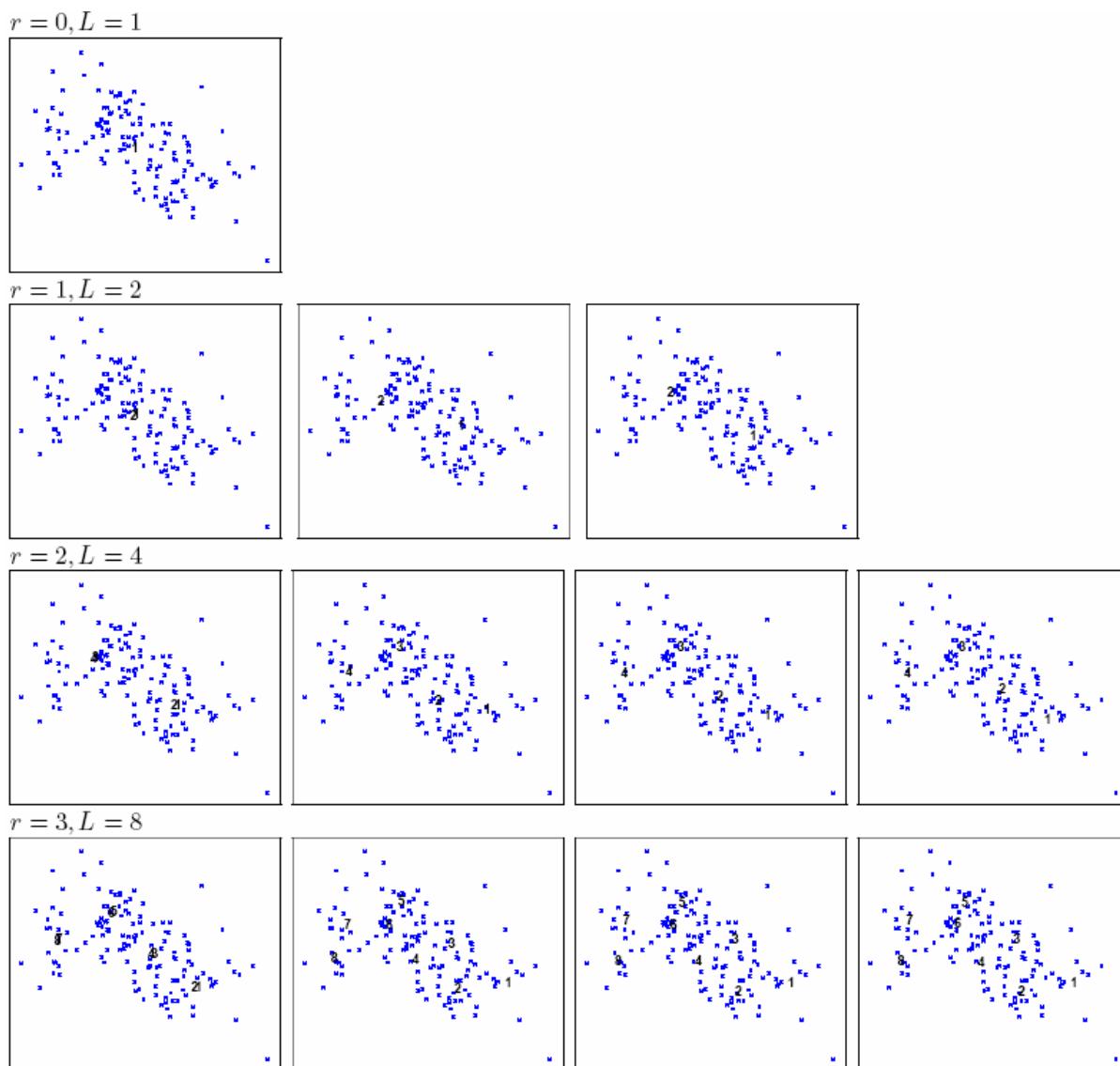
Hierarchické shlukování je sekvence vnořených rozkladů, která na jedné straně začíná triviálním rozkladem, kdy každý objekt dané množiny objektů tvoří jednoprvkový shluk, a na druhé straně končí triviálním rozkladem s jedním shlukem obsahujícím všechny objekty. Podle směru postupu při shlukování dělíme metody hierarchického shlukování na aglomerativní a divizivní. Další možný způsob dělení je podle tvaru prohledávacího stromu při přidělování vstupních vektorů do oblastí X_i na rovnoměrné a nerovnoměrné binární dělení [2].

Dendrogram (Obr. 2. 3) je binární strom znázorňující hierarchické shlukování. Každý uzel tohoto stromu představuje shluk. Horizontální řezy dendrogramem jsou rozklady ze shlukovací sekvence. Vertikální směr v dendrogramu představuje „vzdálenost“ mezi shluky (rozklady) [2].

Aglomerativní hierarchické shlukování

Počáteční rozklad množiny objektů X tvořený n jednoprvkovými shluky je označen jako nultý rozklad Ω_0 . Aby bylo možné postupně vytvářet další rozklady množiny objektů, musí být definován způsob hodnocení podobnostních vztahů mezi shluky. V každém kroku shlukování jsou pak vybrány ty dva shluky, které jsou si ve smyslu zavedené definice nejpodobnější. Tyto dva shluky se sloučí a vytvoří tak nový shluk a vznikne rozklad Ω_S . Každý z vytvořených rozkladů snižuje počet shluků

o jeden. Hierarchickým shlukováním je pak posloupnost $n-1$ rozkladů $\Omega_0, \dots, \Omega_{n-1}$. Rozklad Ω_S je zjemněním rozkladu Ω_{S+1} [2].



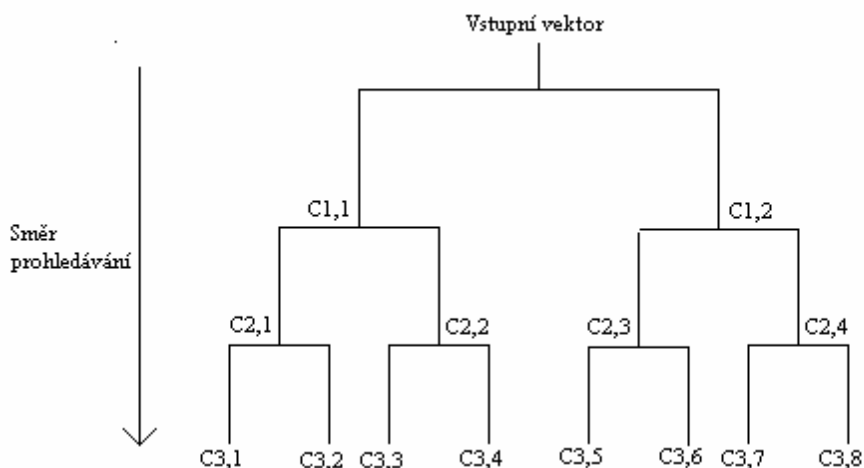
Obr. 2. 2 Zobrazení vývoje kódové knihy

Divizivní hierarchické shlukování

Na rozdíl od aglomerativních metod vytvářejí divizivní metody hierarchický systém rozkladů množiny objektů postupným rozdělováním existujících shluků. Při aplikaci divizivního algoritmu se postupuje tak, že za počáteční shluk se uvažuje celá množina objektů a postupně se rozdělují existující shluky, až jsou všechny shluky jednoprvkové. Postup divizivního shlukování spočívá v postupném rozdělování každého z existujících shluků na dva nové tak, aby výsledný rozklad tohoto shluku byl optimální vzhledem k nějakému kritériu. Nalezení absolutně optimálního rozkladu množiny n objektů na dvě podmnožiny však vyžaduje prozkoumání $2^{n-1}-1$ možností. Tento postup je prakticky proveditelný jen pro malý počet objektů [2].

2.5 Kódování vstupního vektoru

Bylo-li provedeno rozdělení prostoru X na oblasti X_i , reprezentované centroidy C na základě trénování množiny, pak je možné provádět zařazování nově příchozích vektorů do oblastí X_i . Zařazování je možno provádět několika způsoby. Prvním může být vyčerpávající porovnávání se všemi centroidy. Tato varianta je však velmi výpočetně a tedy i časově náročná, z toho plyne, že nemůže být používána v systémech pracujících v reálném čase. Druhým způsobem je použití výpočetně redukovaných možností zařazování příchozích vektorů ke kódovým vektorům, které se dá realizovat pomocí rovnoměrného a nerovnoměrného binárního dělení.



Obr. 2. 3 Úplný prohledávací strom pro $L = 8$ shluků

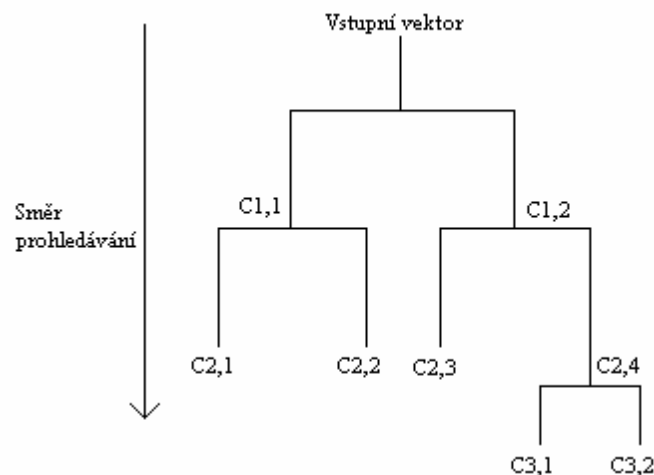
Rovnoměrné binární dělení

Jedná se o metodu přiřazování příchozích vektorů ke kódovým vektorům na základě procházení úplného prohledávacího stromu. Ten je definován celkovým počtem centroidů, jež musí být mocninou 2 a každý subshluk musí být rozdělen na 2 další (odtud také název binární dělení). Znázornění úplného prohledávacího stromu je na Obr. 2. 3.

Princip přiřazování vstupního vektoru ke kódovému vektoru spočívá v porovnávání vzdálenosti vektoru k oběma možným podshlukům a výběru toho ke kterému má menší vzdálenost. Vše se opakuje do té doby, dokud se nedojde ke kódovému vektoru na nejnižším patře prohledávacího stromu. Příklad: Vzdálenost vstupního vektoru x k centroidům $C1,1$ a $C1,2$ z Obr. 2. 3 je mezi sebou porovnána. Pokud je vzdálenost $d(x;C1,1) < d(x;C1,2)$, pak je vybrána cesta směrem k $C1,1$. Vše se opakuje opět pro subshluky $C2,1$ a $C2,2$. Výsledkem je přiřazení vstupního vektoru x jednomu z centroidů $C3,1 \dots C3,4$. Rovnoměrné binární dělení se nejvíce používá při algoritmu k-means s nadstavbou LBG.

Nerovnoměrné binární dělení

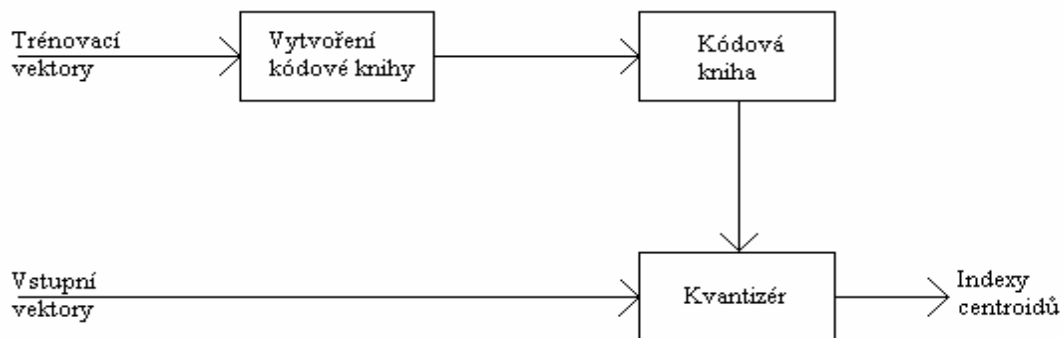
Rozdíl oproti předchozí metodě spočívá ve tvaru prohledávacího stromu. Ten může mít libovolný počet centroidů a nemusí být úplný, tzn. každý subshluk nemusí být nutně rozdělen na dva další subshluky. Pokud není rozdělen na 2 subshluky je to z toho důvodu, že toto dělení by nepřispívalo k minimalizaci celkového zkruslení. Neúplný prohledávací strom je na Obr. 2. 4. Princip přiřazování kódové vektoru je stejný jako v předchozí metodě rovnoměrného dělení a je typický pro hierarchické shlukování.



Obr. 2. 4 Neúplný prohledávací strom pro $L = 5$ shluků

2.6 Shluková analýza v praxi

Obecné schéma funkce shlukové analýzy je na Obr. 2. 5. Z trénovacích vektorů je vytvořena podle kap. 2.2 kódová kniha. Uvnitř kvantizéru jsou porovnávány vstupní vektory s kódovými vektory uloženými v kódové knize. Na výstupu kvantizéru je pak centroid (resp. jeho indexy), jenž měl nejmenší vzdálenost ke vstupnímu vektoru.



Obr. 2. 5 Obecné schéma využití shlukové analýzy

Výše popsaný princip je vlastně kompresí signálu a využívá se u přenosu řečového signálu v tzv. vokodérech nebo v řečových klasifikátorech při modelování slov pomocí skrytých Markovových řetězců. Další způsob využití je při převodu ručně psaného textu do elektronické podoby. Princip je v podstatě stejný jako u komprese signálu, jen je rozdíl ve výstupu kvantizéru, kde se nyní nachází popis identifikovaného písmene.

Tato práce se zabývá aplikací shlukové analýzy při hledání srdečních arytmií v dlouhodobých záznamech srdeční činnosti. Předpokládá se, že jednotlivé srdeční cykly, v nichž se arytmie objeví, budou mít velkou matematickou vzdálenost k normálním srdečním cyklům bez arytmie.

3. DTW – Dynamic time warping

DTW se do češtiny v odborné literatuře překládá jako *dynamické borcení časové osy*. DTW algoritmus pracuje s efektem nelineární časové normalizace obrazů dvou signálů a to tak, aby si byly co nejvíce podobné. DTW je pojem, který má spojitost s dynamickým programováním, což je matematický pojem užívaný pro analýzu sekvenčních rozhodovacích procesů. Dynamické programování je mechanismus pro určování vzdáleností mezi dvěma obrazy signálu. Ve velké míře se užívá dynamické programování v oblasti klasifikátoru slov. V této práci je využito algoritmu DTW pro časovou normalizaci jednotlivých srdečních cyklů.

3.1 Postup při DTW

Pro snadnější výklad jsou zavedeny následující předpoklady. Segmentovaný signál, jenž je charakterizován jednotlivými vzorky $(a(1), \dots, a(I))$ v daném segmentu (cyklu) je označen jako testovací slovo A

$$A = \{a(1), a(2), a(3), \dots, a(n), \dots, a(I)\} \quad 3.1$$

a analogicky k předchozímu je definován obraz referenčního slova B

$$B = \{b(1), b(2), b(3), \dots, b(m), \dots, b(J)\}. \quad 3.2$$

Algoritmus s funkcí DTW potom hledá v rovině (n, m) optimální cestu

$$m = \psi(n), \quad 3.3$$

která minimalizuje funkci D celkové vzdálenosti mezi obrazy A a B [1]

$$D(A, B) = \sum_{n=1}^I \hat{d}[a(n), b(\psi(n))], \quad 3.4$$

přičemž $\hat{d}[a(n), b(\psi(n))]$ je lokální vzdálenost mezi n -tým prvkem testovaného slova a m -tým ($m = \psi(n)$) vektorem referenčního slova. Z rovnice 3.3 vyplývá, že optimální hledanou cestu lze vyjádřit jednoduchým funkčním vztahem mezi m a n . Nicméně pro další výklad je lepší, bude-li zavedena obecná časová proměnná k a obě časové proměnné m a n budou vyjádřeny jako funkce k [1]

$$\begin{aligned} n &= i(k), & k &= 1, \dots, K, \\ m &= j(k), & k &= 1, \dots, K, \end{aligned} \quad 3.5$$

přítom K je délka obecné časové osy pro dané porovnání obrazů A a B . Celá situace je vidět na Obr. 3. 1. Pro správnou funkci celého algoritmu DTW musí být splněny následující podmínky [1]:

- **Omezení hraničními body**

Musí být přesně určeny počáteční a koncové body vstupních slov (testovacího i referenčního). Tato podmínka je v algoritmu DTW definována

$$\begin{aligned} i(1)=1, & & j(1)=1, \\ i(K)=I, & & j(K)=J. \end{aligned} \quad 3.6$$

- **Omezení na lokální souvislost**

Aby se zaručilo, že se při průchodu funkce DTW vyhne nadměrné kompresi či expanzi časového měřítka, aplikují se na funkci DTW omezení na monotónnost a souvislost

$$\begin{aligned} 0 \leq i(k) - i(k-1) \leq I, \\ 0 \leq j(k) - j(k-1) \leq J \end{aligned} \quad 3.7$$

Přitom se většinou volí $I, J = 1, 2, 3$. Budou-li hodnoty I nebo J větší než 1, znamená to, že algoritmus DTW může při porovnávání některé segmenty vynechat.

- **Globální vymezení oblasti pohybu funkce DTW**

Při splnění počáteční a koncové hraniční podmínky lze vymežit přípustnou oblast průchodu funkce DTW

$$\begin{aligned} 1 + \alpha[i(k) - 1] \leq j(k) \leq 1 + \beta[i(k) - 1], \\ J + \beta[i(k) - I] \leq j(k) \leq J + \alpha[i(k) - I], \end{aligned} \quad 3.8$$

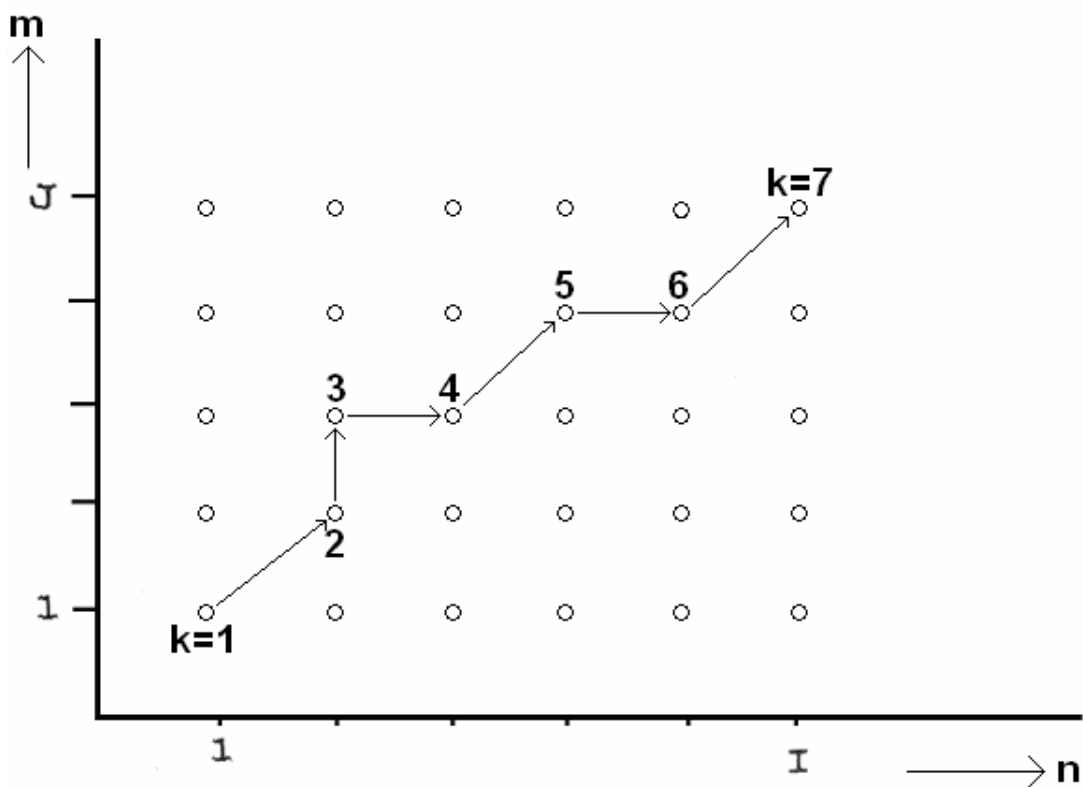
kde α (resp. β) je minimální (resp. maximální) směrnice přímky vymežující přípustnou oblast. α a β lze snadno odvodit z lokálního omezení a průběhu funkce DTW.

- **Měření vzdálenosti**

Obecný tvar pro měření skutečné minimální celkové vzdálenosti mezi dvěma slovy A a B lze vyjádřit vztahem

$$D(A, B) = \min_{\{i(k), j(k), K\}} \left[\frac{\sum_{k=1}^K d[i(k), j(k)] \hat{W}(k)}{N(\hat{W})} \right], \quad 3.9$$

kde $d[i(k), j(k)]$ je lokální vzdálenost mezi $n = i(k)$ -tým segmentem testovaného slova A a $m = j(k)$ -tým segmentem referenčního obrazu B , $\hat{W}(k)$ je hodnota váhové funkce pro k -tý úsek funkce DTW a $N(\hat{W})$ je normalizační faktor, který je funkcí váhové funkce.



Obr. 3. 1 Průběh hledání cesty pomocí DTW

3.2 DDTW – Derivate dynamic time warping

Algoritmus DDTW je nadstavbou algoritmu DTW a snaží se odstranit jeho problémy – například odlišnost porovnávaných průběhů v ose y, jenž může vést k nesprávnému přiřazení navzájem si odpovídajících bodů. Hlavní rozdíl DDTW oproti DTW spočívá v hodnotách bodů u nichž probíhá časové porovnávání. Zatímco u DTW jsou to nemodifikované vstupní hodnoty, u DDTW se výpočet provádí s derivacemi těchto hodnot. Další průběh obou algoritmů je shodný. Derivací dojde k odstranění případné rozdílné velikosti hodnot v ose y a necitlivosti algoritmu DDTW na tyto rozdíly.

4. Srdce

Srdce (latinsky cor) je společně s mozkem nejdůležitějším orgánem lidského těla. Jeho význam spočívá v čerpání krve do malého plicního oběhu a velkého tělního oběhu, čímž zajišťuje oksličování krve a rozvod živin společně s kyslíkem do celého těla.

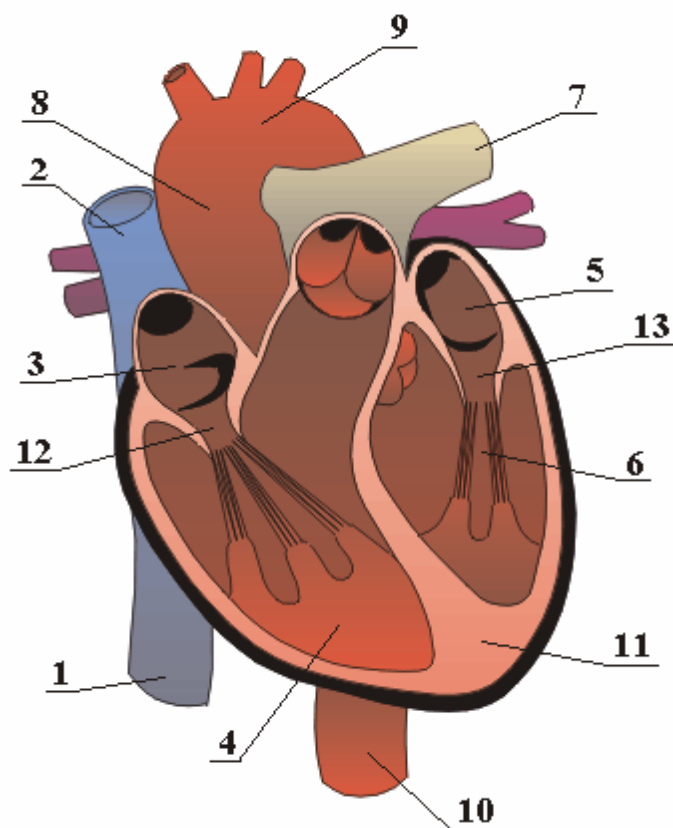
Srdce má tvar dutého kužele umístěného v hrudním koši za hrudní kostí. Hrot srdce směřuje šikmo dolů směrem k levé noze. Umístěno asi dvěma třetinami vlevo od středové osy. Hmotnost srdce dospělého člověka je 230 – 340g. Vnitřní výstelku tvoří nitroblána (endokard), střední vrstva je svalová (myokard) a povrch srdce pokrývá povrchová blána (epikard), která přechází v zevní obal (perikard). Epikard a perikard vytvářejí mezi sebou dutinu, která je naplněna malým množstvím tekutiny usnadňující pohyb srdce. Pracovní část srdce tvoří sval – myokard, který se rytmicky stahuje a tím čerpá krev do těla.

Srdce má 4 dutiny – 2 síně a 2 komory. Pravá síň a pravá komora tvoří pravé srdce oddělené síňovou a komorovou přepážkou od levého srdce tvořeného opět síní a komorou. Mezi levou síní a levou komorou je dvojcípá (mitrální), mezi pravou síní a pravou komorou je trojcípá chlopeč. Podrobný anatomický popis srdce je na Obr. 4. 1. Svalovina tvořící hlavní část stěny síní je poměrně slabá, síně totiž slouží pouze k hromadění krve, která následně přeteče do komor, které zajišťují vlastní vypuzení krve do těla. Svalovina komor je několikanásobně větší než svalovina síní. Nejsilnější svalovina je v levé komoře a to 3 – 4 cm.

Krev koluje tělem podle následujícího principu. Odkysličená tmavě červená žilní krev se vrací horní a dolní dutou žilou zpět do pravé síně. Odtud putuje do pravé komory, z níž je vypuzena plicní žilou směrem do plic (začátek malého plicního oběhu). V plicích dochází k uvolňování oxidu uhličitého z krve a navázání kyslíku, čímž dojde ke změně barvy krve na jasně červenou. Z plic putuje krev zpět do levé síně (konec malého plicního oběhu). Dále krev teče do levé komory, odkud je vypuzována do srdečnice (začátek velkého tělního oběhu). Ve vzestupné části srdečnice (aorty) je odstup srdečních tepen, které se na srdci větví do věnčitých tepen vyživujících vlastní srdeční sval. Ve stejném místě dochází k odstopu ještě další důležité tepny, která vede okysličenou krev do mozku. Ostatní krev je vedena sestupnou částí aorty dále do těla. Aorta se dělí na menší tepny, ty pak na vlásečnice, jenž přechází v žíly, které přivádějí odkysličenou krev horní a dolní dutou žilou zpět do srdce (konec velkého tělního oběhu). Srdeční činnost je charakterizována následujícími vlastnostmi [4]:

- Automacie – schopnost stahovat se bez vnějších podnětů.
- Rytmicita – pravidelné střídání stahu a relaxace.
- Vodivost – koordinované šíření vzruchové aktivity v srdci.
- Dráždivost – vznik vzruchů na podněty.
- Kontraktilita – stažlivost.

Lidské tělo obsahuje přibližně 4,5 – 5,5 litrů krve. Jedním stahem srdce v klidu vypudí do organismu 60 – 80 ml krve, což při běžném klidové tepové frekvenci 60 – 80 tepů za minutu dělá minutový srdeční výdej kolem 5 litrů krve. Při fyzické zátěži či stresu stoupá srdeční frekvence i přes 150 tepů za minutu. Se zvýšenou tepovou frekvencí roste i minutový srdeční výdej, jenž může dosáhnout i hodnot přes 20 litrů za minutu.

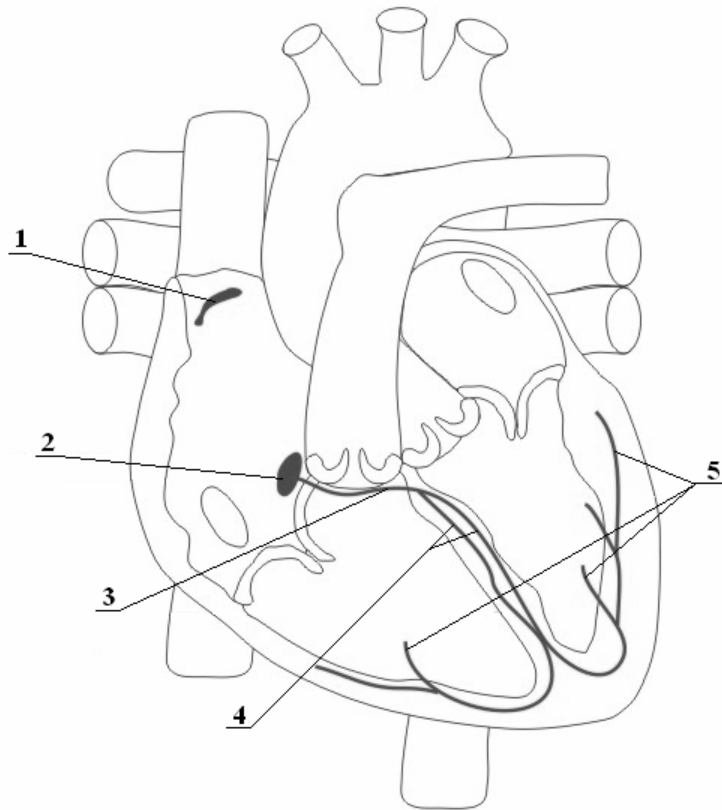


Obr. 4. 1 Anatomie srdce: 1 – Dolní dutá žíla (vena cava inferior), 2 – Horní dutá žíla (vena cava superior), 3 – Pravá síň (atrium dextrum), 4 – Pravá komora (ventriculus dexter), 5 – Levá síň (atrium sinistrum), 6 – Levá komora (ventriculus sinister), 7 – Plicní žíly (venae pulmonales), 8 – Vzestupná část aorty (aorta ascendens), 9 – Oblouk aorty (arcus aortae), 10 – Sestupná část aorty (aorta descendens), 11 – Mezikomorová přepážka (septum interventriculare), 12 – Trojcípá chlopeč (valva tricuspidalis), 13 – Dvojcípá chlopeč (valva mitralis)

4.1 Srdeční převodní systém

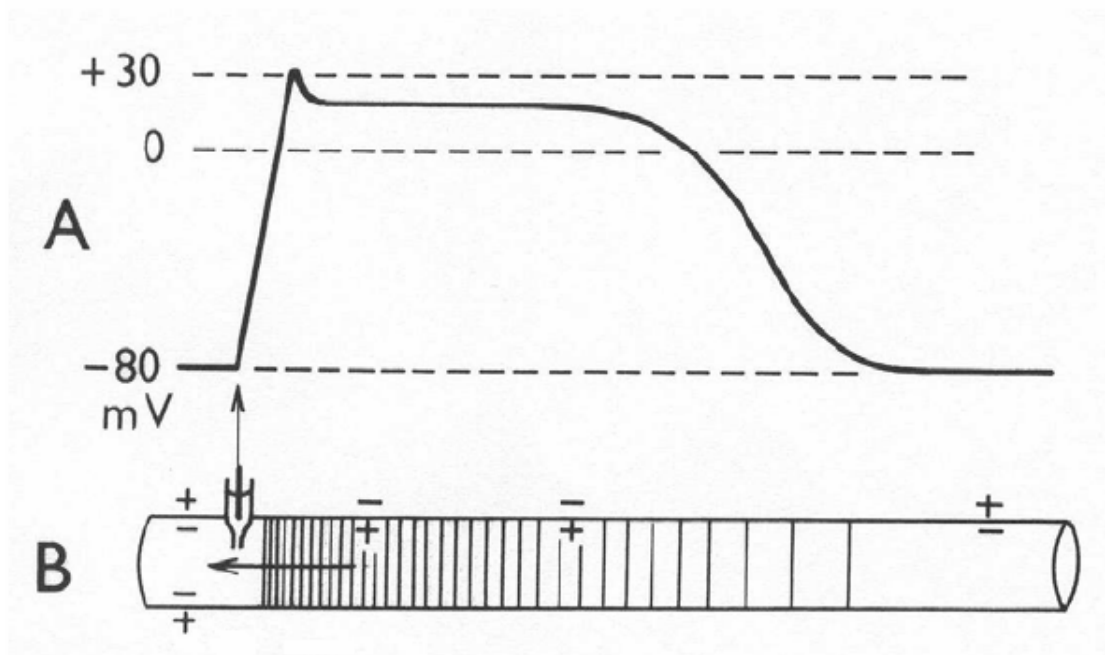
Srdce je tvořeno dvěma druhy odlišných buněk, první druh má schopnost vést elektrické signály, druhý dokáže vykonávat jak elektrickou činnost tak také mechanickou činnost.

Buňky schopné vést elektrické signály jsou součástí srdečního převodního systému (Obr. 4. 2). Ten je tvořen sinoatriálním (SA) uzlem, jenž je primárním centrem tvorby vzruchů, tudíž hlavním prvkem udávajícím tepovou frekvenci. Nachází se v oblasti pravé síně poblíž horní duté žíly. Odtud vzruchy putují přes síň do atrioventrikulárního (AV) uzlu, který může za určitých podmínek také udávat srdeční rytmus. Poté se vzruchy šíří přes Hisův svazek do pravého a levého Tawarova raménka, která jsou zakončena Purkyňovými vlákny.



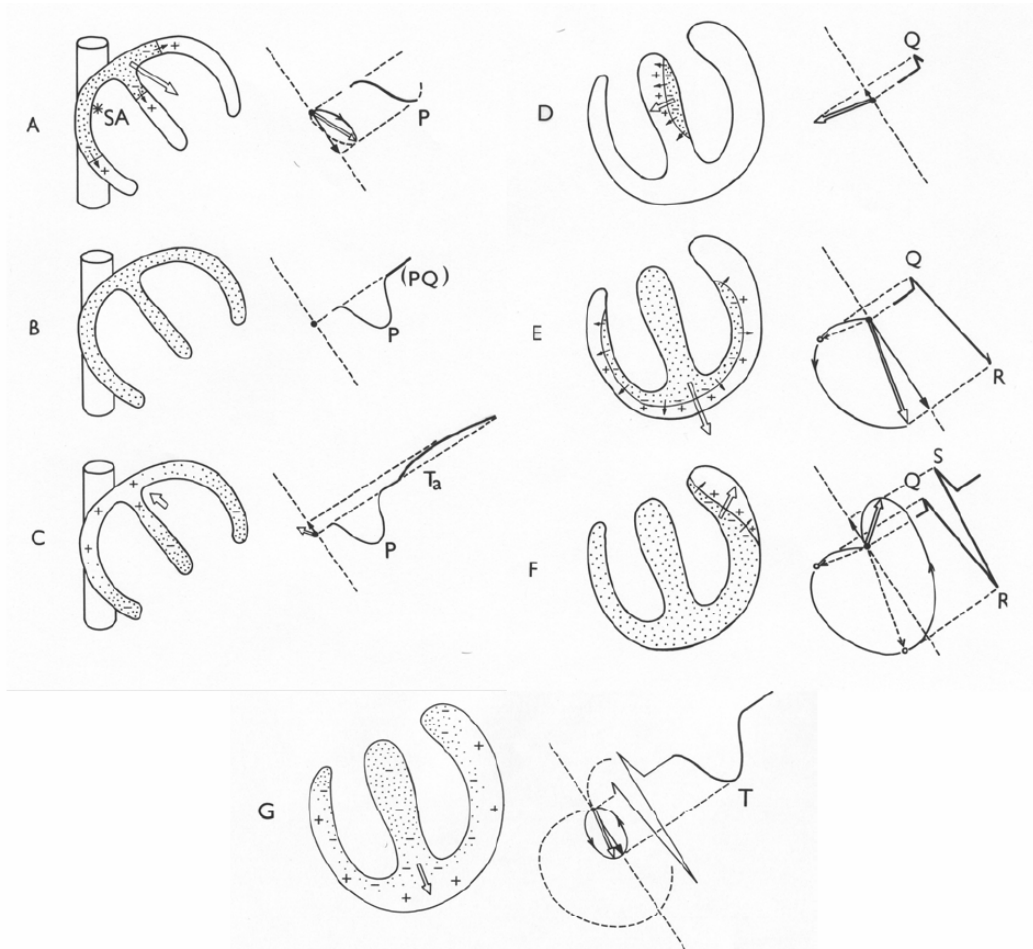
Obr. 4. 2 Srdeční převodní systém: 1 – Sinoatriální uzel (SA), 2 – Atrioventrikulární uzel (AV), 3 – Hisův svazek, 4 – Pravé a levé Tawarovo raménko, 5 – Purkyňova vlákna

Svalové buňky myokardu jsou schopné vést elektrický signál a navíc se po jeho přivedení rytmicky stahovat a uvolňovat. To je dáno vlastnostmi membrán buněk. Všeobecně se dá říci, že napětí na membráně buňky závisí na vodivosti membrány pro ionty Na^+ , K^- a Ca^{2+} . Tyto ionty jsou nerovnoměrně rozloženy na vnější i vnitřní straně buňky a to tak, že ionty K^- mají velkou koncentraci na vnitřní straně buňky a ionty Na^+ a Ca^{2+} mají velkou koncentraci vně buňky. Tento stav je dán převahou aniontů bílkovin uvnitř buňky a činností sodíkodraslíkové pumpy, která provádí aktivní transport Na^+ iontů z buňky a K^- iontů do buňky. Díky Na/K pumpě vzniká koncentrační a elektrický gradient na membráně. V době klidového membránového napětí je membrána vodivá pro draslík, jenž jí prostupuje z buňky do vnějšího prostředí a kladně ji tak polarizuje, pak se dá hovořit o klidové polarizaci membrány. Když dojde k nadprahovému podráždění membrány, sodík proudí z vnějšího prostředí dovnitř buňky. Tímto mechanismem nastane negativní polarizace membrány, pak se dá hovořit o depolarizaci membrány. Dojde-li k otevření kanálu pro Ca^{2+} ionty, vyvolá to také depolarizaci membrány. Tato depolarizace prodlužuje trvání akčního potenciálu – plató (speciální vlastnost buněk myokardu). Obnova klidového stavu se nazývá repolarizace a dojde k ní při obnovení vodivosti membrány pro draslík. Během dlouhotrvající depolarizace jsou buňky v tzv. refrakterní (nedráždivé) fázi a nemohou tak reagovat depolarizací na další podnět. Všechny tyto vlastnosti zajišťují rytmické stahování srdce. Uvedené děje lze na membráně registrovat pomocí jedné intracelulární a jedné extracelulární elektrody. Naměřený průběh napětí je vidět na Obr. 4. 3 a nazývá se monofázický akční potenciál [4].



Obr. 4. 3 Monofazický akční potenciál [4]

Elektrické děje v srdci, jež zajišťují jeho rytmické stahování, je možné registrovat na povrchu těla jako potenciálové rozdíly mezi dvojicí elektrod. Tyto potenciálové rozdíly se zaznamenávají do grafu – elektrokardiogramu (EKG). Stah srdce začíná za normálních podmínek generací vzruchu v SA uzlu. Ten se šíří přes obě komory do AV uzlu, přičemž vyvolá depolarizaci komor, čemuž v EKG signálu odpovídá vlna P. Z AV uzlu se šíří vzruch až do Purkyňových vláken a nastává postupná depolarizace komorového septa – vlna Q v EKG. Následuje depolarizace obou komor – vlna R v EKG a nakonec dokončení depolarizace levé komory – vlna S v EKG. Po stahu srdce (depolarizaci) následuje fáze relaxační, kdy dochází k repolarizaci srdečního svalu komor – vlna T v EKG. Fáze relaxace síní nastává v okamžiku depolarizace komor, tudíž se neprojeví v EKG, protože je překryta komplexem QRS. Celý průběh jednoho srdečního stahu a následné relaxace je zobrazen na Obr. 4. 4. Podrobný popis signálu EKG a způsobu jeho změření bude popsán v následující kapitole.



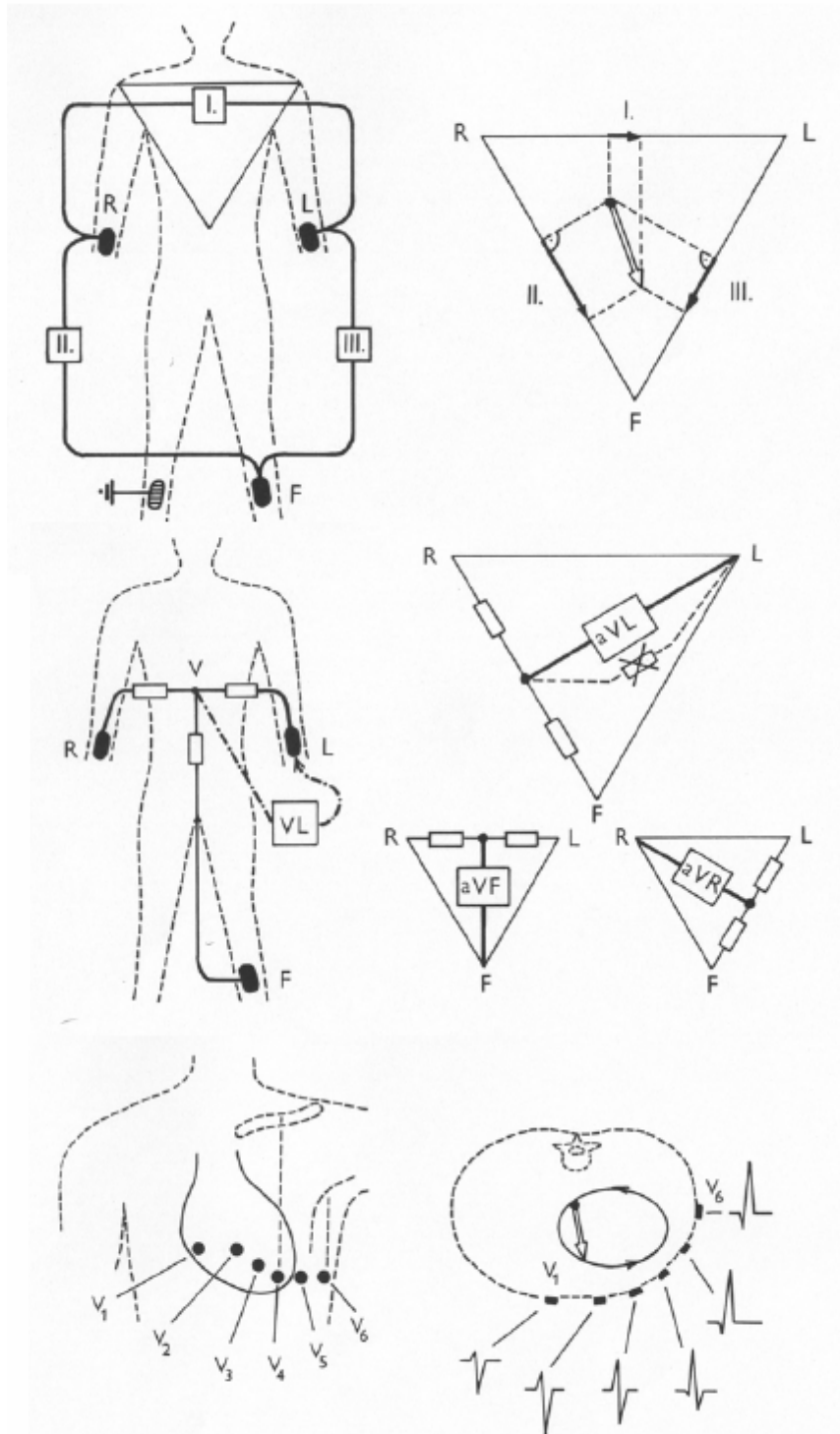
Obr. 4. 4 Schéma šíření elektrické aktivity v srdci [4]

4.2 Elektrodotový svodový systém EKG

Pro běžný záznam EKG se používá standardní 12-ti svodové zapojení elektrod. Na první části Obr. 4. 5 jsou znázorněny 3 končetinové bipolární svody:

- I. svod: rozdíl potenciálů mezi pravou a levou rukou
- II. svod: rozdíl potenciálů mezi pravou rukou a levou nohou
- III. svod: rozdíl potenciálů mezi levou rukou a levou nohou

Tyto svody dohromady tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník (pravá část schématu). Šipka v trojúhelníku znázorňuje srdeční osu, která udává polohu srdce v hrudním koši a to tak, že konec šipky směřuje stejným směrem jako hrot srdce. V prostřední části schématu se nachází zobrazení 3 unipolárních končetinových elektrod – aVL, aVR, aVF. U unipolárních elektrod je vždy jedna elektroda aktivní a druhá referenční (nacházející se v místě neměničícího se napětí). Referenční elektroda se získá spojením 3 končetinových svodů přes velké hodnoty odporů do hvězdy. Ve spodní části schématu je zobrazeno 6 unipolárních hrudních svodů a jejich umístění na hrudním koši. Zatímco u rozmístování elektrod pro končetinové svody, nejsou pozice přesně stanoveny, tak u elektrod hrudních musí být přesně dodrženy, protože i při malých odchylkách polohy dochází k degradaci EKG signálu.



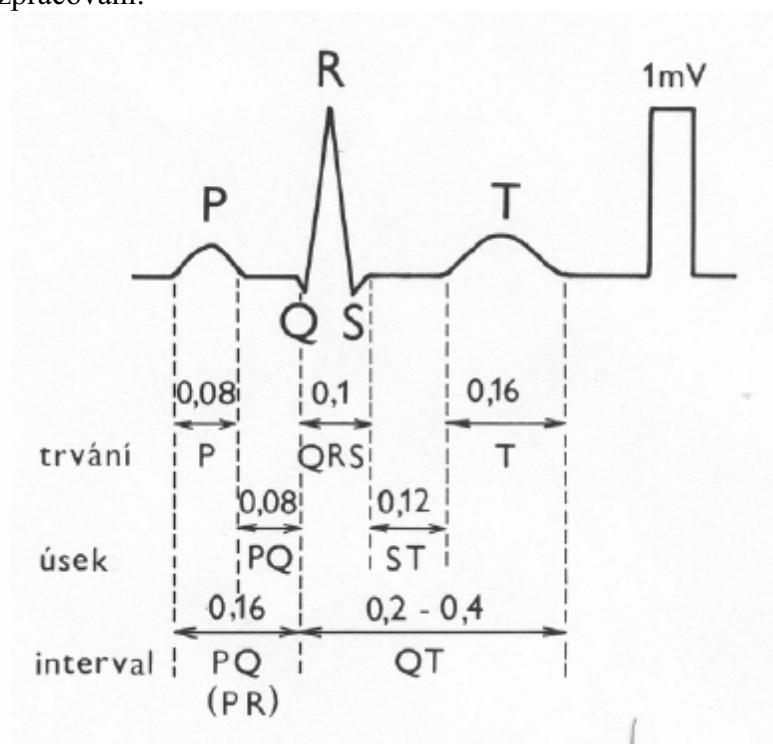
Obr. 4.5 Standardní 12-ti svodové zapojení ú[4]

Typický průběh EKG signálu s průměrnými časovými intervaly trvání jednotlivých fází srdečního cyklu je vidět na Obr. 4. 6. Tento průběh byl pořízen při standardním 12-ti svodovém EKG z unipolárního hrudního svodu. Na EKG rozeznáváme následující vlny a časové úseky:

- Vlna P: doba depolarizace obou síní.
- Úsek PQ: doba převodu depolarizace ze síní na komory.

- Komplex QRS: projev depolarizace komor, časově se překrývá s repolarizací síní, jenž se na signálu neprojevívá, protože je svojí amplitudou mnohem menší než komplex QRS.
- Vlna T: doba repolarizace komorového svalu.
- Vlna U: vyskytuje se občas a nachází se za vlnou T. Má podobu malé vlnky, která je menší než vlna T a má s ní stejnou polaritu.

EKG signál má různé podoby, záleží totiž na pozici elektrodového svodu ze kterého byl pořízen. Každý svod vnímá srdeční osu pod jiným úhlem a proto se mění velikosti a polarity výchylek v závislosti na pozici svodu. U každého záznamu musí být zobrazena kalibrační hodnota 1 mV, pro jasné definování velikostí vln. Navíc musí být přesně daná rychlost posunu zapisovacího papíru (většinou 25 mm/s) nebo vzorkovací frekvence (závislá na důvodu pořizování EKG – 250 až 1000 Hz) při počítačovém zpracování.



Obr. 4. 6 EKG signál [4]

4.3 Hodnocení EKG z hlediska srdečních arytmií

Po pořízení EKG signálu vždy následuje fáze zhodnocení. Při každém hodnocení se kontrolují vždy následující prvky:

- **Rytmus** – hodnotí se pravidelnost rytmu (v klidu 60 – 90 tepů/min) a zda vlna P vždy předchází komplexu QRS. Dále se hodnotí, jestli interval P-P nekolísá o více než 10 % a normální délka trvání P-R je 0,12 – 0,2 s.
- **Frekvence** – zjišťuje se tepová frekvence srdce. Většina moderních přístrojů ji vyhodnocuje automaticky.
- **Výše kmitů QRS** – kontroluje se amplituda jednotlivých fází QRS komplexu.

- **Tvarové změny v jednotlivých svodech** – porovnávají se oblasti z různých svodů. Některá onemocnění mají své typické tvarové změny.

Dále jsou popsány některé srdeční choroby, způsob jejich projevu a jak ovlivňují záznam EKG. Mezi nejčastější onemocnění srdce v současnosti patří infarkt myokardu (ischemická choroba srdeční). Další významná onemocnění jsou zvětšení svaloviny levé a pravé srdeční komory a blokády Tawarova raménka.

Ischemická choroba srdeční – projevuje se u většiny případů podobnými změnami na EKG křivce (Obr. 4. 7). Jistými prvotními příznaky je nízká hodnota R vlny a abnormální tvar Q, jež má dobu trvání větší než 0,04 s a jeho hloubka je větší než $\frac{1}{4}$ R. Tyto známky jsou projevem elektricky neaktivní tkáně, jež je označována jako nekrotická. V časné (tzv. akutní) fázi infarktu myokardu se z klinického hlediska dělí na [7]:

- Akutní infarkt s elevací ST (obvykle trombotický uzávěr tepny).
- Akutní infarkt bez elevace ST (deprese ST nebo inverze T vlny).



Obr. 4. 7 Infarkt myokardu [7]

Hypertrofie levé komory srdeční – zvětšující se objem svaloviny levé srdeční komory vede ke zvýšení kmitů během komorové depolarizace. Výsledkem je vyšší R kmit ve svodech z levého prekordia (oblast hrudníku kolem srdce – srdeční krajina) a hlubší kmit S ve svodech z pravého prekordia. Nárůst svalové hmoty vyžaduje navíc delší dobu pro depolarizaci (komplex QRS) a tím pádem i změnu repolarizace – depresi úseku ST a změnu polaritu vlny T ve svodech z levého prekordia [7].

Hypertrofie pravé komory – podobně jako u hypertrofie levé komory, tak i zde dochází ke zvětšení amplitudy QRS komplexu u svodů z pravého prekordia. Tyto změny pak posouvají srdeční osu o více než 90° doprava. Dále pak dochází k depresi segmentu ST a inverzi vlny T ve svodech z pravého prekordia [7].

Blokáda levého Tawarova raménka – dochází ke změně směru depolarizace komorového septa (místo zleva doprava se depolarizuje zprava doleva). To má za následek delší trvání QRS komplexu ($> 0,12$ s) a tvarové změny komplexu v jednotlivých svodech. Ve svodech VL a $V_4 - V_6$ chybí kmit Q a nepřítomnost sekundárního kmitu R ve svodu V_1 [7].

Blokáda pravého Tawarova raménka – hlavní znakem při této blokádě (nešíření vzruchu dále převodním systémem) je, že nedochází k depolarizaci volné srdeční stěny pravé komory. To má za následek druhý pozitivní kmit na EKG ve svodech z pravého prekordia, širší hluboké kmity S ve svodech V_5, V_6 a prodloužení doby QRS komplexu na dobu delší než 0,12 s [7].

5. Aplikace shlukové analýzy v praxi

Jak již bylo v předchozích kapitolách uvedeno, bude algoritmus shlukové analýzy aplikován na signál EKG. Před tím, než bude možné aplikovat shlukovou analýzu, je nutné provést předzpracování signálu – filtrace EKG signálu, detekce R vlny, segmentace signálu na jednotlivé srdeční cykly, jejich zarovnání na stejný počet vzorků a aplikace algoritmů DTW nebo DDTW pro časové zarovnání vzorků. Všechny tyto pojmy a způsoby realizace budou probrány v následujících podkapitolách.

5.1 Analyzovaný signál EKG

Signál EKG používaný v této práci byl pořízen z morčete, jemuž byl podán lék Haloperidol. Morčeti bylo z hrudního koše vyoperováno srdce a umístěno do Langendorffova zařízení, bylo napojeno na fyziologický roztok, jenž jej vyživoval, čímž mohlo dále vykonávat svou normální funkci. V Langendorffově zařízení bylo srdce umístěno na třech hrotech, které je podpíraly a zároveň tvořily snímací elektroodový systém. Na srdce se pak ještě umísťuje jedna externí elektroda. Elektroodový systém tvoří tři ortogonální bipolární svody X, Y a Z. Takto pořízený EKG signál byl vzorkován frekvencí 2 kHz. Srdce bylo nejdříve po umístění do Langendorffova zařízení po dobu 30 minut stabilizováno na teplotu 37°C. Poté byl podán Haloperidol a zkoumal se jeho účinek na papilární sval z pravé srdeční komory. Při celém pokusu byla zaznamenávána srdeční aktivita pomocí třísvodového EKG.

Signály EKG na něž byly aplikovány algoritmy shlukové analýzy jsou umístěny ve složce Signály na přiloženém DVD. Průměrná délka signálů je 1 hodina a 50 minut. V každé složce jsou obsaženy tři signály – pro každý svod X, Y, Z jeden.

5.2 Filtrace signálu

Primárním úkolem filtrace signálu je odstranit aditivní nežádoucí složky signálu. Filtrace by měla tyto složky úplně odstranit a přitom nepoškodit signál užitečný. Toho se dá dosáhnout pouze v případě, když se frekvenční spektra nežádoucího a užitečného signálu nebudou vůbec překrývat. V praxi se úplného odstranění ve většině případů nedá dosáhnout a dochází tak k mírnému poškození původního signálu, z již zmiňovaného důvodu překrývání frekvenčních spekter.

Filtrování bylo realizováno pomocí lineární filtrace. To je filtrace vyhovující principu superpozice, což znamená, že je možné zaměnit pořadí matematických operací, aniž by to mělo vliv na výsledek. Vychází se z představy, že průběh každého signálu v časové oblasti je reprezentován ve frekvenční oblasti spektrem harmonických složek o frekvencích, z nichž je možné signál poskládat. Lineární filtrace pak má za úkol potlačovat nebo zvýrazňovat požadované harmonické složky ve frekvenční oblasti.

K převodu diskretního signálu z časové do frekvenční oblasti slouží lineární transformace DFT – diskretní Fourierova transformace, případně pro zpětný převod DFT^{-1} – inverzní Fourierova transformace. Formálně se jedná o transformaci konečné posloupnosti $\{s(n)|n=0,1,\dots,M-1\}$ na obrazovou posloupnost shodné délky $\{S(k)|k=0,1,\dots,M-1\}$. Je-li výchozí posloupnost tvořena ekvidistantními vzorky signálu $s(nT)$, tvoří obrazová posloupnost ekvidistantní spektrální čáry $S(k\Omega)$ s frekvenčním krokem $\Omega=2\pi/MT=\omega_{vz}/M$ [3]. Spektrum je dle [3]

$$S(k\Omega) = \sum_{n=0}^{M-1} s(nT)e^{-jk\Omega nT} = \sum_{n=0}^{M-1} s(nT)e^{-jkn\frac{2\pi}{M}} \quad k = 0,1,\dots,M-1. \quad 5.1$$

Pro reálné $s(nT)$ platí $S(k\Omega) = S^*(M\Omega - k\Omega)$.
DFT⁻¹ (zpětná DFT) je definována podle [3]

$$s(nT) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{M-1} S(k\Omega) e^{jk\Omega nT} = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} S(k\Omega) e^{jkn \frac{2\pi}{M}} \quad n = 0, 1, \dots, M-1. \quad 5.2$$

Oblasti uplatnění DFT [3]:

- Spektrální analýza diskrétního periodického signálu. Koeficienty diskrétní Fourierovy řady spočítané pomocí jedné periody diskrétního signálu jsou $c_k = S(k\Omega)/M$.
- Využití pro analýzu signálu, jenž není periodický, a pro výpočet vzorků jedné periody frekvenční charakteristiky lineárního diskrétního systému s konečnou impulsní charakteristikou $h(nT)$.
- Výpočet konvoluce a korelace ve frekvenční oblasti.
- Využití DFT při návrhu lineárního diskrétního systému s konečnou impulsní charakteristikou, $h(nT) = \text{DFT}^{-1}\{H(k\Omega)\}$ ze vzorkované frekvenční charakteristiky $H(k\Omega)$ podle požadavků uživatele.

Při snímání EKG signálu dochází k několika základním druhům rušení, jež ovlivňují výslednou podobu a vypovídací hodnotu EKG. Mezi základní druhy rušení patří:

- **Kolísání nulové isolinie**, tzv. drift – vyskytuje se v pásmu 0 – 2 Hz. V tomto pásmu se projevují pomalé chemické děje na rozhraní elektroda – kůže a pomalé pohyby pacienta. Další významnou složkou tohoto rušení je vliv dýchání pacienta, díky němuž se mění poloha elektrod na kůži. Vliv dýchání pacienta se vyskytuje do frekvence 0,5 Hz.
- **Myopotenciály** – u klidového EKG se projevují od 100 Hz výše a u zátěžového od hodnoty 10 Hz výše. Jde o superponování elektrických potenciálu svalových buněk při pohybu na signál EKG.
- **Síťový brum** – jedná se o síťový kmitočet – v Evropě 50 Hz. Rušení se může navíc projevovat i na vyšších harmonických frekvencích.

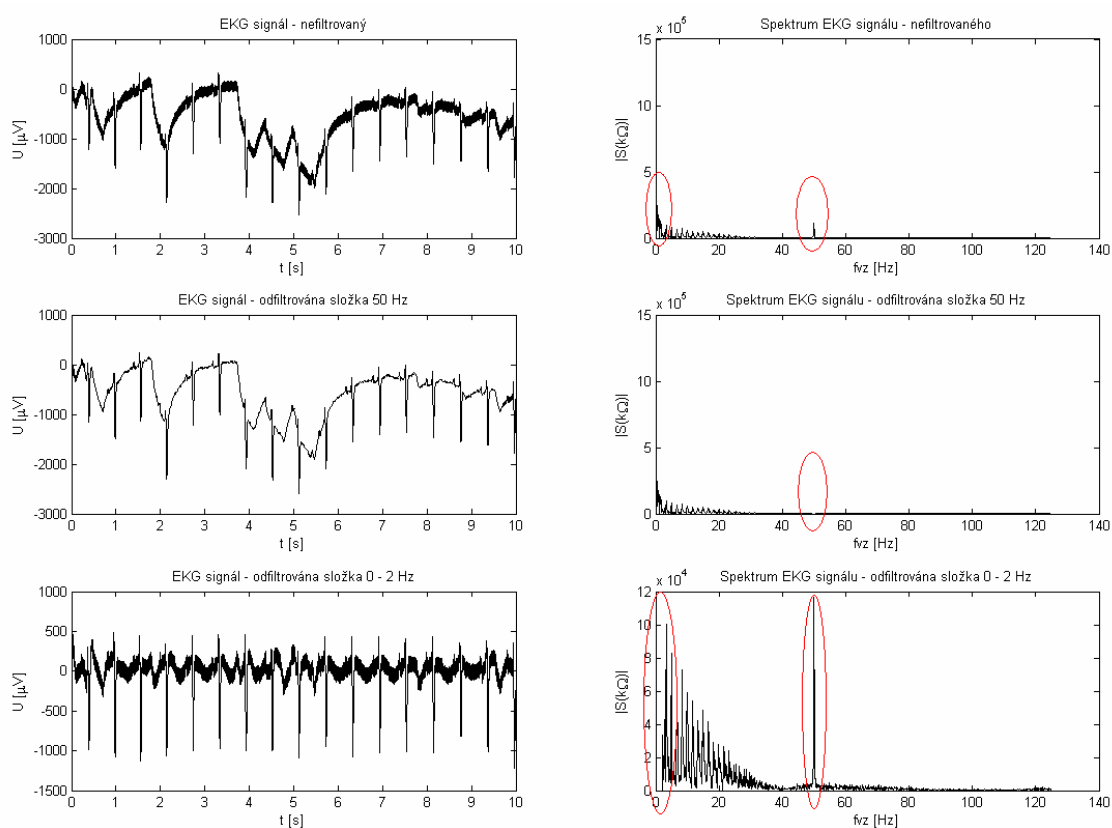
Se všemi výše uvedenými problémy je možné se více či méně úspěšně vypořádat. Vždy přitom záleží na amplitudě signálu, druhu šumu a amplitudě šumové složky (velikosti rušivého signálu).

V dnešní době není problém se vypořádat se šumem v podobě síťového brumu. Ten má úzké frekvenční spektrum, které nepřekrývá žádnou z užitečných složek EKG signálu. Filtr je možné realizovat pomocí filtru s nekonečnou impulsní charakteristikou (IIR) realizovaného jednoduchým Butterworthovým filtrem 2. řádu nebo filtrem s konečnou impulsní charakteristikou (FIR) odvozeného z Linnových dolních propustí, více v [4].

Filtrace pro odstranění driftu je obtížnější než filtrace síťového brumu. Zde dochází k mírnému překryvu spekter užitečného a rušivého signálu. Spektrum EKG signálu začíná na hodnotě kolem 0,7 Hz. Proto pokud jsou odstraněny frekvence do 2 Hz, dojde k mírnému zkreslení užitečného signálu, jenž se projeví nejvíce v oblasti sklonu ST segmentu. Filtraci je možné provádět filtry FIR, u nichž se provádí návrh

s lineární fázovou charakteristikou. Nevýhodou je úzkopásmovost těchto filtrů, což při realizaci vede na velmi dlouhé impulsní charakteristiky a tedy i pracnost výpočtu. Proto se při návrhu vychází z dolní propusti Lynnova typu. Filtr založený na tomto principu je tvořen více jednoduchými filtry poskládanými do kaskády. Lynnovy filtry vycházejí principiálně z hřebenových filtrů – rovnoměrně rozložené nulové body na jednotkové kružnici v rovině z . IIR filtry se pro tento druh filtrace nepoužívají.

Filtrace myopotenciálů je nejtěžší ze všech zde uvedených způsobů filtrace EKG signálu. U myopotenciálů dochází k největšímu překrytí užitečného a rušivého signálu a tím tedy, pokud se odfiltrují tyto složky, dojde vždy ke zkreslení. Filtrace se provádí nelineárními filtry. Jako nejvhodnější filtr se jeví Wienerovský vlnkový filtr. Může být také použito kumulačních metod, ty nám ale získají pouze jeden reprezentativní cyklus EKG.



Obr. 5. 1 Filtrace EKG signálu

Jelikož způsob filtrace není hlavním tématem této práce, nebyla zde pro filtraci použita žádná z pokročilých metod. Pro základní možnosti filtrace dostačuje metoda nulování spektrálních čar. Signál při použití této metody musí splňovat jednu důležitou podmínku – musí být známa jeho celá délka (popřípadě musí být rozdělen na segmenty). Jedná se o tzv. offline zpracování signálu. Způsob filtrace spočívá v aplikaci výše uvedené DFT, jenž převede signál z časové do frekvenční oblasti. Ve frekvenční oblasti je signál reprezentován spektrálními čarami, jenž představují frekvence harmonického signálu, ze kterých je signál složen. Modul komplexní spektrální čáry představuje amplitudu harmonické složky a argument její fázový posun. Po převedení do frekvenční oblasti se vyberou frekvenční čáry odpovídajících frekvencí, jenž mají být odfiltrovány, a místo nich se na tyto frekvence uloží hodnota 0. Posledním krokem této filtrační metody je zpětný převod z frekvenční do časové

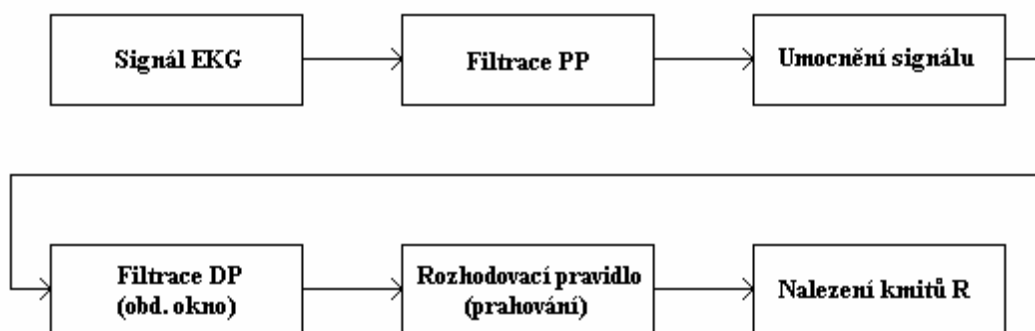
oblasti, tedy DFT^{-1} . Hlavní výhodou této filtrace je, že nezavádí zpoždění (posun) filtrovaného signálu proti vstupnímu signálu.

Pro názornou ukázkou a lepší pochopení filtrace touto metodou byl vybrán krátký zašuměný signál, jenž nebude později vyhodnocován pomocí metody shlukové analýzy a slouží tedy jen pro ukázkou předzpracování. Signál je umístěn na DVD ve složce Signály a má název *s250bd.mat*. Signál *s250bd.mat* s jeho spektrem ve frekvenční oblasti je vykreslen v horní části Obr. 5. 1. V prostřední části se nachází výsledný signál po odfiltrování složky 50 Hz (prakticky se jedná o rozmezí hodnot 49,5 – 50,5 Hz). Jak je patrné tak ve spektru zcela chybí zastoupení frekvencí 50 Hz (červeně ohraničená oblast) zatímco ve spektru původního signálu se tyto složky vyskytují. Na signálu v časové oblasti je vidět zřetelné vyhlazení průběhu. Ve spodní části Obr. 5. 1 je zobrazeno filtrování driftu (frekvence 0 – 2 Hz). Ve spektru opět chybí složky na frekvencích 0 – 2 Hz, což se projevilo v časové oblasti odstraněním pohybových artefaktů (“narovnááním“) a navíc má signál nulovou hodnotu izoelektrické linie.

5.3 Detekce QRS komplexu

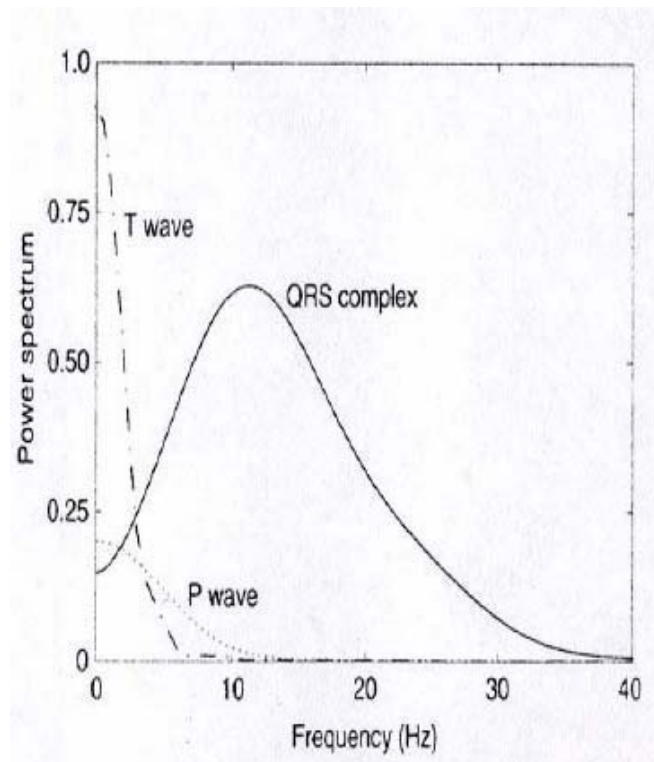
Komplex QRS patří mezi jedny z hlavních lokalit, jež je nutné detekovat v EKG (další jsou konec a začátek P a T vlny). Zde bude použita detekce QRS, ze kterého pak bude detekována pouze vlna R, od níž se následně budou segmentovat jednotlivé srdeční cykly. Detekce QRS komplexu je složitý problém a zatím stále nebyl předložen algoritmus, jenž by jej spolehlivě detekoval ve velmi silně zarušeném signálu EKG, jenž by navíc obsahoval artefakty (tvarově odlišné komplexy QRS - extrasystoly). V této práci byly použity 3 způsoby detekce QRS komplexu:

- Detekce na principu umocnění filtrovaného signálu.
- Detekce založená pouze na 1. derivaci (algoritmus FS1).
- Detekce založená na 1. a 2. derivaci (algoritmus FD1).



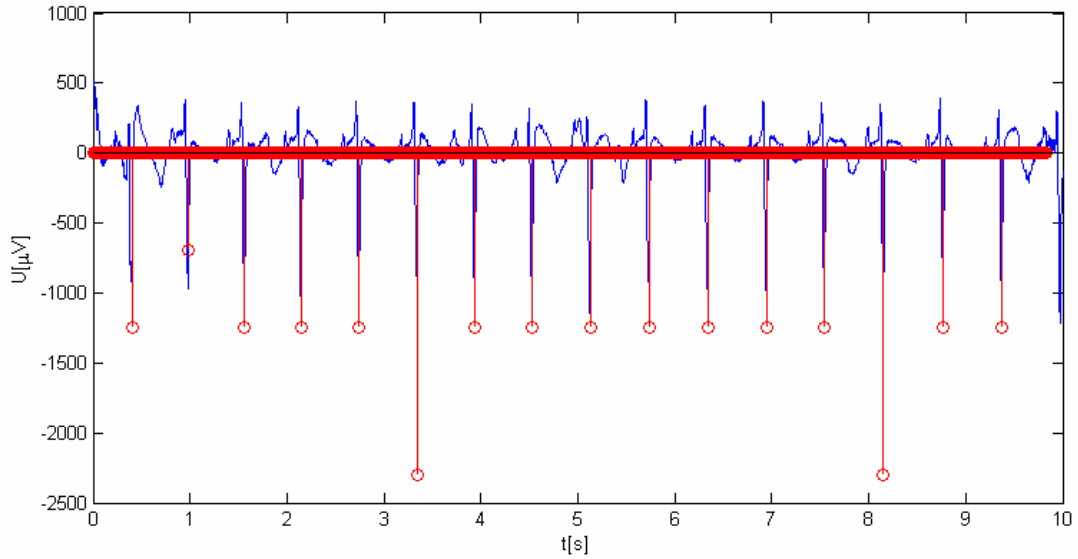
Obr. 5. 2 Detekce umocněním filtrovaného spektra

Detekce na principu umocnění filtrovaného spektra vychází z výkonové spektrální analýzy EKG signálu (Obr. 5. 3). Z rozložení výkonového spektra vyplývá, že QRS komplex má maximum energie mezi 10 až 12 Hz a celková užitečná energie QRS komplexu je přibližně v rozmezí 5 až 20 Hz. Z předchozího tedy vyplývá, že pokud je potřeba získat pouze komplex QRS ze signálu, je nutné provést filtraci pásmovou propustí a ponechat frekvence 5 až 20 Hz. Pro tuto filtraci je doporučena pásmová propust se středním kmitočtem $f_s=16$ Hz a šířkou pásma $B_f=9-12$ Hz.



Obr. 5. 3 Výkonové spektrum signálu EKG [4]

Postup detekce je popsán bloky na Obr. 5. 2. V práci byl pro filtraci použit FIR filtr ve formě pásmové propusti s $f_s=16$ Hz a $B_f=9$ Hz. Filtr měl řád 61 a tedy zaváděl zpoždění 30 vzorků. Po filtraci se signál umocní a následně ještě jednou filtruje obdélníkovým oknem, jež má délku QRS komplexu, čímž dojde k vyhlazení signálu. Vyhlazení je z důvodu spolehlivější detekce R vlny – nevyskytují se v signálu náhlé zákmity, jež by měly náhle podprahovou hodnotu, zatímco okolní vzorky jsou nadprahové. Délka obdélníkového okna byla 25 vzorků a zaváděla tedy zpoždění 12 vzorků. Celková délka zpoždění při filtracích při detekci byla 42 vzorků. Na takto upravené EKG se aplikuje rozhodovací pravidlo, které hodnoty větší než práh ponechá a ostatní nahradí nulovou hodnotou. Práh byl v této práci určen jako adaptibilní, což znamená, že měnil hodnotu podle amplitudy předchozího kmitu R. První hodnota prahu byla nastavena jako 50 % maxima z prvních dvou sekund signálu. Hodnota dalšího prahu byla stanovena jako 60 % amplitudy naposledy detekovaného kmitu R. Výsledkem rozhodovacího kritéria bylo získání indexů pozic, jež odpovídají v umocněném signálu nadprahovým hodnotám. V rámci těchto indexů byl nalezen kmit R jako maximum z nadprahových hodnot umocněného signálu vždy v jednom bloku – souvislá řada hodnot nepřerušovaná žádnou nulovou hodnotou. Po aplikaci tohoto způsobu detekce byl na výstupu algoritmu signál, jenž byl primárně nulový a obsahoval na pozicích R kmitů hodnoty původního signálu EKG. Výstupní signál detekce (červeně) spolu se vstupním signálem EKG *s250bd.mat*, jenž byl filtrován filtry na odstranění 50 Hz a driftu (0 – 2 Hz) je na Obr. 5. 4.



Obr. 5. 4 Výsledek detekce R kmitu

Detekce založená pouze na 1. derivaci (algoritmus FS1) jak již z názvu vychází derivuje signál EKG a následně detekuje komplexy QRS. Matematický zápis algoritmu FS1:

$$\bar{y}(i) = -2\bar{x}(i-2) - \bar{x}(i-1) + \bar{x}(i+1) + 2\bar{x}(i+2) \quad i = 3, 4, \dots, M-2, \quad 5.3$$

kde M je délka signálu EKG, y je derivovaný signál EKG a i jsou jednotlivé vzorky signálů. Po získání derivovaného signálu byla nalezena hodnota prahového kritéria jako čtvrtina maximální hodnoty derivovaného signálu y . Další průběh detekce je již shodný s předchozím způsobem detekce (prahování a nalezení kmitů R). Výsledkem je opět nulový signál, jenž obsahuje na místech R kmitů hodnotu amplitudy příslušného kmitu R.

Detekce založená na principu 1. a 2. derivace (algoritmus FD1) je odolnější způsob detekce než předchozí metoda. V tomto případě je vstupní signál EKG dvakrát derivován

$$\begin{aligned} \bar{y}_1(i) &= |\bar{x}(i+1) - \bar{x}(i-1)| \quad i = 3, 4, \dots, M-2, \\ \bar{y}_2(i) &= |\bar{x}(i+2) - 2\bar{x}(i) + \bar{x}(i-2)| \quad i = 3, 4, \dots, M-2, \\ \bar{y}(i) &= 1,3\bar{y}_1(i) + 1,1\bar{y}_2(i) \quad i = 3, 4, \dots, M-2, \end{aligned} \quad 5.4$$

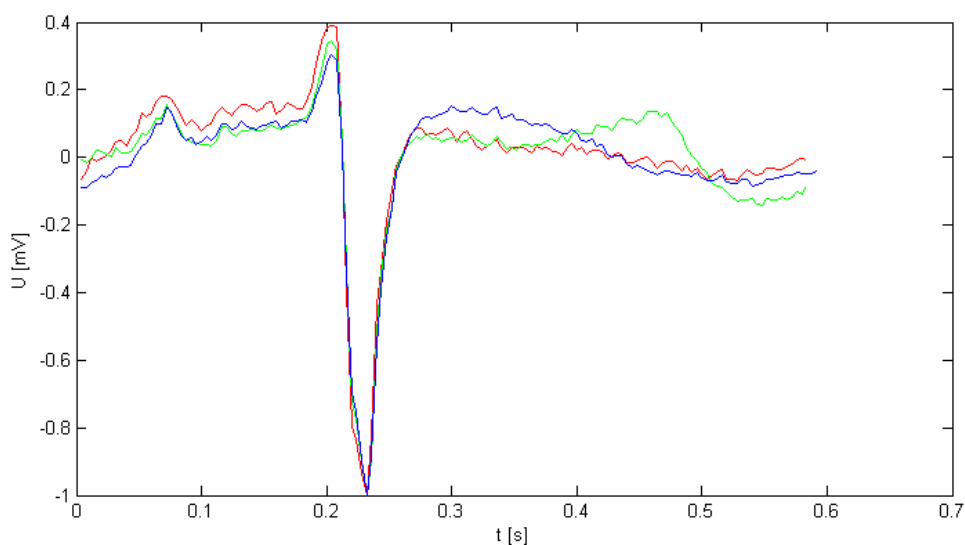
kde M je délka signálu EKG, y je derivovaný signál, y_1 a y_2 jsou pomocné výpočty a i jsou jednotlivé vzorky signálů. Práh byl nastaven na hodnotu 0,065. Další průběh výpočtu je opět stejný jako u předchozích způsobů detekce. Výsledkem je opět signál, jenž má jediné nenulové hodnoty na místech kmitů R.

5.4 Segmentace

Pod pojmem segmentace je obecně chápáno rozdělení signálu na segmenty obsahující požadovanou informaci. U signálu EKG obsahují důležité informace vlny P, komplex QRS, segment ST a vlna T. V této práci nejsou tyto důležité oblasti hodnoceny samostatně jako oddělené bloky, ale jako celek – jeden srdeční cyklus.

Segmentace probíhala na základě detekovaných kmitů R. Pokud je detekován důležitý bod, jde o primitivní úlohu počítačového rozdělení signálu na bloky podle předem přesně stanovených pravidel. Jeden srdeční cyklus byl stanoven jako 40 % z předchozího intervalu R-R a 60 % ze současného intervalu R-R. Z předchozího způsobu výpočtu jednoho srdečního cyklu tedy vyplývá, že první a poslední detekovaný kmit R a z něj odvozené cykly nemohou být vypočteny – nemají vždy potřebný počet vzorků pro vytvoření kompletního srdečního cyklu. Proto je celkový počet srdečních cyklů vždy o dva prvky menší než je počet detekovaných kmitů R. Po vytvoření jednotlivých srdečních cyklů byla ještě upravena jejich délka – příprava na algoritmy DTW a DDTW. Ze všech srdečních cyklů byl vybrán nejdelší a na tuto délku byly doplněny zbývající cykly. Doplněné hodnoty se rovnaly poslednímu vzorku v každém cyklu.

Ukázka výsledku segmentace před doplněním na stejnou délku je zobrazena na Obr. 5. 5. Signál, jenž byl segmentován, je opět *s250bd.mat*, jemuž byly odfiltrovány složky 50 Hz a pásmo frekvencí 0 – 2 Hz. Pro větší přehlednost jsou zobrazeny jen tři segmenty. Obrázek dále ukazuje velký problém, jenž vzniká při segmentaci signálu. Tímto problémem je nestejná délka všech segmentů (modrý signál má více vzorků než zbývající dva – zelený a červený) způsobená variabilitou srdečního cyklu. Důvodem, proč je nestejná délka považována za problém, je, že takto upravený signál nelze “předložit“ algoritmům shlukové analýzy. Jak již totiž bylo definováno v kap. 2.1 je Q-dimenzionální datový prostor X tvořen množinou vektorů $\mathbf{x}=[x_1, x_2, \dots, x_Q]^T$ a pro všechny komponenty vektorů \mathbf{x}_i platí $1 \leq i \leq Q$, z čehož vyplývá, že musí být stejné délky (dimenze). Řešení tohoto problému je popsáno v následující kapitole, jenž se věnuje algoritmům DTW a DDTW.



Obr. 5. 5 Segmentace EKG signálu

5.5 Algoritmy DTW a DDTW

Hlavním cílem těchto algoritmů bylo časové zarovnání jednotlivých vzorků všech segmentů (změna polohy vzorků v čase tak, aby si signály byly co nejpodobnější). Prostředkem pro časové zarovnání bylo dynamické borcení časové osy – aplikace DTW a DDTW na srdeční cykly. Podrobný popis těchto algoritmů je uveden v kap. 3.

Doplněním hodnot do cyklů na stejnou délku, jak bylo uvedeno v předchozí kapitole, bylo sice dosaženo stejné délky segmentů, ale nebylo zaručeno, že si jednotlivé vzorky v rámci segmentů odpovídají, například maximum kmitu R v jednom segmentu má stejnou polohu jako v ostatních segmentech. A právě tento problém řešily algoritmy DTW, případně DDTW.

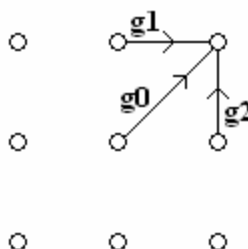
Do algoritmu vstupovaly dva srdeční cykly (vektory). Tím prvním bylo tzv. testovací slovo (vektor) a tím druhým referenční slovo (vektor). Referenční slovo bylo získáno jako průměrná hodnota z prvních tří srdečních cyklů v každých pěti cyklech záznamu. Testovací slovo bylo zarovnáváno k referenčnímu slovu.

Nastavení hodnot algoritmu bylo následující:

- **Omezení hraničními body** nebo-li definice počátečních a koncových bodů byla nastavena pro počáteční hodnoty na první vzorky obou vektorů a koncové hodnoty na poslední vorky každého ze signálů. Matematický zápis je popsán rovnicí 3.6.
- **Lokální omezení funkce DTW/DDTW** znamená vymezení přípustné oblasti přiřazování vzorků testovacího k referenčnímu slovu. Vymezení přípustné cesty je zobrazeno na Obr. 5.6 a jeho matematický popis je vyjádřen

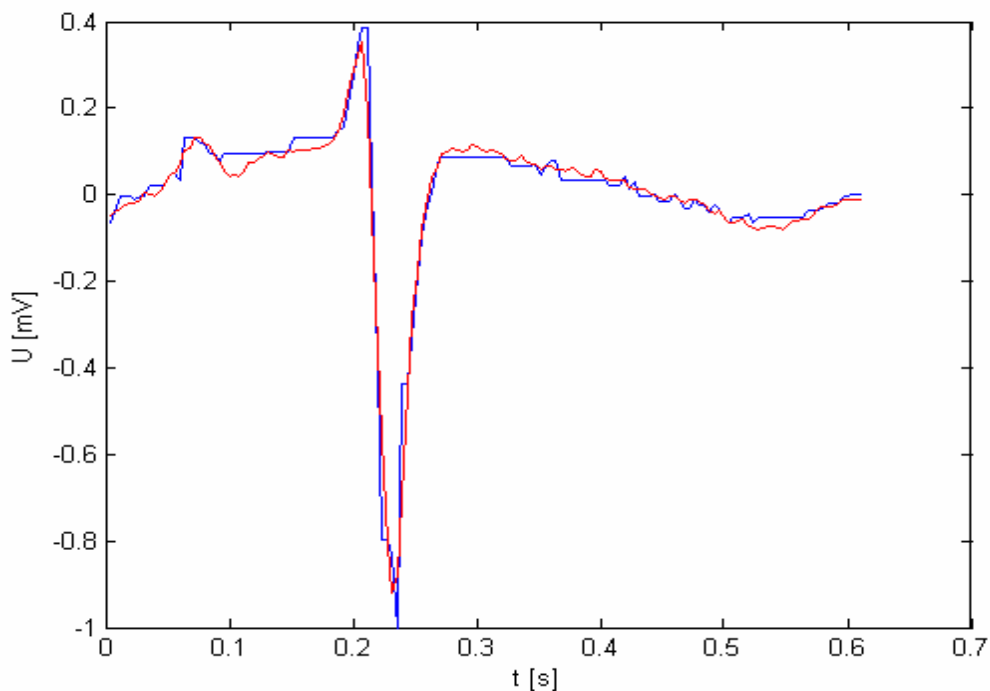
$$\begin{aligned} g_0 &= g(n, m-1) + d(n, m), \\ g_1 &= g(n-1, m-1) + 2d(n, m), \\ g_2 &= g(n-1, m) + d(n, m), \end{aligned} \quad 5.5$$

kde $d(n, m)$ je rozdíl testovacího a referenčního slova umocněná na druhou, g_i tvoří hodnoty, z nichž se tvoří cesta, jenž se pak zpětně prohledává pro minimalizaci optimální cesty (minimální celková vzdálenost referenčního a testovacího slova).



Obr. 5.6 Lokální omezení funkce DTW

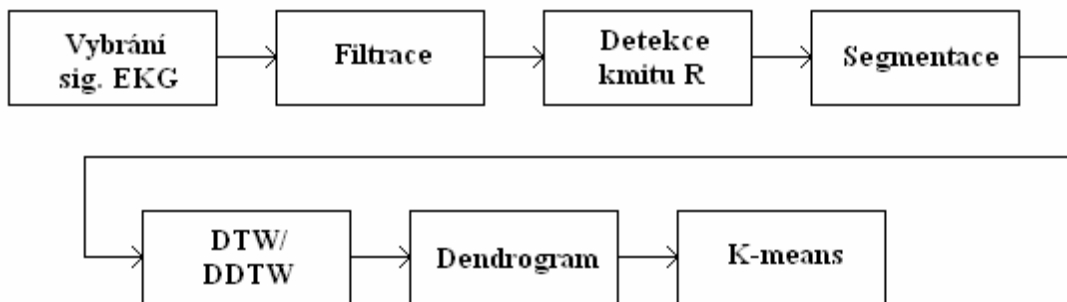
Výsledkem algoritmu byla matice, v níž byly obsaženy indexy obou vstupujících slov a jenž popisovaly způsob přiřazování testovacího slova k referenčnímu. Oba dva vstupní vektory jsou zobrazeny na Obr. 5.7, modře je zobrazen testovací vektor a červeně referenční slovo.



Obr. 5. 7 DTW - zobrazení referenčního (červená) a testovacího (modrá) slova

5.6 Shluková analýza

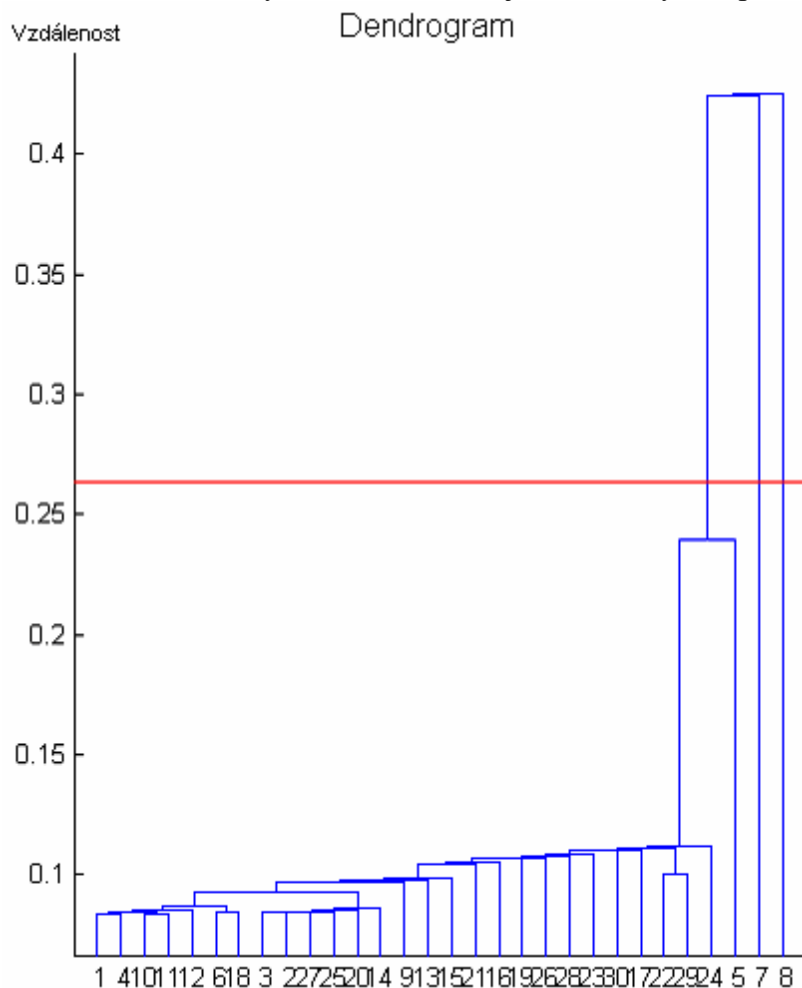
Teoretické poznatky o shlukové analýze byly uvedeny v kap. 2. Algoritmus shlukové analýzy byl aplikován na předzpracovaný EKG signál morčete (popis signálu v kap. 5.1). Blokové schéma celého postupu zpracování včetně shlukové analýzy je na Obr. 5. 8, přičemž bloky Filtrace a DTW/DDTW byly volitelné (mohly být při zpracování vynechány).



Obr. 5. 8 Blokové schéma zpracování signálu EKG

Aplikace shlukové analýzy se skládala ze dvou samostatných postupů (bloky Dendrogram a K-means). Pro výpočet a zobrazení dendrogramu (Obr. 5. 9) byl použit princip aglomerativního hierarchického shlukování. Dendrogram sloužil pro uživatele jako základní orientace ve struktuře signálu (míra a počet odlišností v signálu) a na jehož základě se uživatel rozhodl pro celkový počet shluků, do kterých mají být srdeční cykly rozděleny. Počet shluků se rovnal počtu protnutých modrých svislých čar horizontální červenou přímkou (v příkladě na Obr. 5. 9 jsou to 3 shluky). Horizontální červenou čáru si mohl uživatel měnit podle své potřeby.

Algoritmus K-means byl hlavním vyhodnocovacím prvkem programu. Vstupními hodnotami algoritmu byly segmentované srdeční cykly stejné délky a počet shluků do nichž měly být rozděleny. Výsledkem algoritmu pak byly výsledné centroidy (pro každý shluk jeden) a příslušnost srdečních cyklů k těmto centroidům. Výsledky úspěšnosti detekce srdečních arytmií a abnormalit jsou uvedeny v kap. 7.



Obr. 5. 9 Dendrogram

6. Program Shluková analýza

Program Shluková analýza byl vytvořen v programovacím prostředí Matlab 7.0. Matlab vyvinula americká společnost The MathWorks, INC a jeho název je zkratkou z matrix laboratory. Z anglické zkratky vyplývá, že jde o programovací prostředí přizpůsobené pro práci s maticemi dat. Kromě maticových počtů ovšem zvládá i další činnosti mezi které patří například výpočty matematických modelů, měření, analýza a vizualizace dat.

Všechny funkce programu Shluková analýza jsou uloženy na přiloženém DVD ve složce Program. Uživatelské rozhraní (grafická část) programu bylo vytvořeno metodou Switched Board Programming.



Obr. 6. 1 Okno programu Shluková analýza

Switched Board Programming je metoda vytváření grafického rozhraní pomocí m-souborů naprogramovaných jako funkce. Tato metoda využívá možnosti funkce volat sama sebe a pokaždé s různým parametrem nebo dokonce bez parametru. Při výběru parametru se uplatňují příkazy *Switch* a *Case*. Způsob jejich použití je uveden na následujícím příkladu

```

1     switch(vstpar)
2         case('nasobeni')
3             vysledek = A * B;
4         case ('deleni')
5             vysledek = A / B;
6     end

```

Program načte proměnnou *vstpar* a podle jejího obsahu (*nasobeni* nebo *deleni*) se rozhodne, kterou cestou se bude dále ubírat – zda provede řádek 3 nebo 5.

Program Shluková analýza se spouští zapsáním příkazu *grafika* do Command window v Matlabu. Po zapsání příkazu se objeví okno programu z Obr. 6. 1 (po spuštění je okno mírně odlišné – chybí průběhy v prostorech pro grafy a některá tlačítka se nedají vybrat, viz dále). Okno programu se dá rozdělit na dvě základní oblasti

- Část určená pro nastavení výpočtů (bloky označené červenými číslicemi 1 – 4).
- Část sloužící pro zobrazení výsledků (bloky 5 – 7 a k nim příslušející tlačítka a posuvníky umístěné pod těmito bloky).

Blok číslo 1 je tvořen dvěma pop-up menu s názvy *Volba filtrace* a *Způsob detekce*. Pop-up menu slouží pro nastavení druhu filtrace a způsobu detekce kmitu R (předzpracování signálu). Pop-up menu *Volba filtrace* obsahuje tyto položky (podrobný popis funkce je uveden v kap. 5.2):

- Bez filtrace – signál EKG nebude filtrován ani nijak upravován (defaultní nastavení).
- 50 Hz – ze signálu EKG bude odstraněn síťový kmitočet (50 Hz).
- ss složka – ze signálu EKG bude odstraněna stejnosměrná složka.
- Do 2 Hz – ze signálu EKG budou odstraněny všechny kmitočty menší než 2Hz (filtrace pohybových artefaktů, dýchání a pomalé chemické děje na rozhraní elektroda - kůže).
- 50 Hz + do 2 Hz – kombinace výše popsaných filtrací (současné odstranění síťového brumu a kolísání nulové isolinie).

Pop-up menu *Způsob detekce* obsahuje následující možnosti volby (podrobný popis funkce možnosti nastavení je v kap. 5.3):

- Filtrování spektra – detekce založená na principu umocnění filtrovaného spektra (defaultní nastavení)
- První derivace – detekce založená na principu první derivace (algoritmus FS1).
- Druhá derivace – detekce založená na principu první a druhé derivace (algoritmus FD1).

Blok číslo 2 tvoří dvě pop-up menu *Inicializace* a *Vzdálenost* sloužící pro ovládání vlastního algoritmu shlukové analýzy. Pop-up menu *Inicializace* ovlivňuje způsob inicializace (nalezení prvotního shluku - clusteru) algoritmu K-means a nabízí následující možnosti:

- Sample – vybere náhodně k vektorů – cyklů (stejný počet jako má být výsledný počet centroidů) z množiny všech srdečních cyklů X (defaultní nastavení).
- Uniform – rovnoměrně rozdělí množinu všech srdečních cyklů X na k oblastí a z každé oblasti vybere náhodně jeden centroid.

Druhé pop-up menu nastavuje způsob výpočtu vzdáleností mezi vektory a centroidy. Na výběr jsou následující možnosti:

- Euklidovská – kvadratická Euklidovská vzdálenost, která se vypočítává jako suma kvadrátů z rozdílů souřadnic bodů v prostoru podle

$$d(X, Y) = \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2, \quad 6.1$$

kde $d(X, Y)$ je kvadratická Euklidovská vzdálenost mezi vektory X, Y a x_i, y_i jsou jednotlivé body vektorů X, Y .

- CityBlock – suma absolutních diferencí bodů v prostoru

$$d(X, Y) = \sum_{i=1}^n |x_i - y_i| \quad 6.2$$

kde $d(X, Y)$ je vzdálenost CityBlock vektorů X, Y a x_i a y_i jsou body vektorů X, Y .

- Kosinova – skalární součin dvou vektorů z nichž jeden je maticově transponován (prohození řádků a sloupců). Matlab v tomto případě pracuje s vektory jako s maticemi.

$$d(X, Y) = 1 - \cos(X \cdot Y^T) \quad 6.3$$

kde $d(X, Y)$ je Kosinova vzdálenost, X je první vektor a Y je druhý maticově transponovaný vektor.

- Korelační - v programu Matlab definována jako jedna mínus vzorek korelace mezi body, přičemž Matlab pracuje s body jako se skupinami hodnot.

Blok číslo 3 popisuje nastavení použití dynamického programování pro nelineární borcení časové osy. Na výběr jsou následující tři možnosti (jejich podrobný popis je v kap. 3 a 5.5):

- Bez DTW – nebudou aplikovány žádné algoritmy dynamického programování (defaultní nastavení).
- DDTW – aplikace dynamického borcení časové osy na derivovaný předzpracovaný signál EKG (podle nastavení v bloku č. 1).
- DTW – aplikace dynamického borcení časové osy na předzpracovaný signál EKG (podle nastavení v bloku č.1).

Blok číslo 4 je posledním blokem v části nastavení programu a obsahuje tři tlačítka:

- Nahrát signál – slouží pro nahrání signálu EKG, jenž má být zpracován do paměti programu. Po stisku tlačítka se objeví klasické dialogové okno z Windows pro výběr EKG signálu. Program načítá datové soubory s příponou *.bin. Počet vzorků načítaného EKG signálu je omezen pouze velikostí paměťového prostoru, jenž má program Matlab přidělen.

Po úspěšném nahrání signálu se zobrazí v axes Zobrazení vstupního signálu (bloku číslo 7).

- Vypočítej – tlačítko slouží k výpočtu dendrogramu ze signálu EKG rozděleného na jednotlivé cykly. Provedou se úkony Filtrace až Dendrogram, uvedené v blokovém schématu na Obr. 5. 8, podle hodnot nastavených v blocích číslo 1 a 3. Odezvou na tlačítko *Vypočítej* je zobrazení dendrogramu (podrobněji v kapitolách 3 a 3) v bloku číslo 5. Dokud nedojde k nahrání signálu do paměti pomocí tlačítka *Nahrát signál* je tlačítko *Vypočítej* šedé a nedá se stisknout.
- Konec – při stisku tlačítka dojde k uzavření programu Shluková analýza, uvolnění (smazání) všech hodnot uložených v paměti programu Matlab a smazání všech výpisů v *Command Window* Matlabu.

Blok číslo 5 je tvořen prostorem pro dendrogram – souřadným systémem axes. V tomto axes se zobrazí po stisku tlačítka *Vypočítej* dendrogram podle pravidel aglomerativního hierarchického shlukování. Na ose x jsou zobrazeny srdeční cykly, pokud je jejich počet větší než 30, potom je v dendrogramu zobrazeno pouze těch 30, které mají mezi sebou nebo ostatními shluky největší vzdálenost (jsou si nejméně podobné). Na ose y je vynesena vzdálenost mezi jednotlivými cykly nebo shluky. Z dendrogramu na Obr. 6. 1 je patrné, že srdeční cyklus číslo 8 má největší vzdálenost ke všem ostatním cyklům, které již tvoří jeden shluk. Dendrogram však v této práci neslouží jako rozhodovací kritérium, ale jako pomocný prvek sloužící pro určení počtu shluků algoritmu K-means. Počet shluků určuje počet protnutých svislých modrých čar horizontální červenou přímkou. V případě výše uvedeného obrázku se jedná o 2 shluky. Defaultně je červená přímka nastavena na 95 % maximální vzdálenosti (místo, kde se spojují poslední dva shluky do jednoho). Posun červené přímky se provádí kliknutím myši do okna dendrogramu na požadovanou pozici. Tím se navíc spustí další část výpočtu – algoritmus K-means.

Blok číslo 6 tvoří axes Centroidy, tři tlačítka <, >, *Vybrat*, check box *Vybrat více* a informační textový panel mezi tlačítka <, > zobrazující aktuální zobrazený centroid a celkový počet centroidů (viz dále). Pokud byl vybrán počet centroidů v okně dendrogramu (červenou přímkou) zobrazí se v okně centroidů první vypočítaný centroid. Na ose x je zobrazen čas v milisekundách a na ose y normalizované bezrozměrné hodnoty v rozmezí <0,1>. Mezi zobrazenými centroidy se dá přepínat pomocí tlačítek <, > a zároveň s přepínáním se mezi tlačítka v textovém poli zobrazuje informace aktuálně zobrazeného centroidu a celkový počet centroidů. V axes centroidu je v pravém horním rohu zobrazena informace o počtu srdečních cyklů, jež reprezentuje zobrazený centroid ku počtu všech detekovaných srdečních cyklů. Program má v sobě integrováno měření časových úseků zobrazeného centroidu. Měření se provádí kliknutím myši do okna grafu centroidy, čímž dojde k zobrazení svislé přímky v místě kliknutí. Dalším stiskem tlačítka dojde k opětovnému zobrazení svislé čáry v místě nového stisku tlačítka myši a navíc ke zobrazení časového úseku mezi posledními dvěma svislými čarami. Délka vyznačeného časového úseku se zobrazí v pravém dolním rohu objektu axes. K vymazání svislých čar po měření stačí vybrat jiný centroid pomocí tlačítek <, >. Při stisku tlačítka *Vybrat* dojde k označení všech srdečních cyklů ve vstupním signálu (blok č. 7), jenž náleží do oblasti reprezentované zobrazeným centroidem. Označení je provedeno barevným kolečkem nad kmitem. Pokud je navíc zatrhnuta volba *Vybrat více* je možné vybrat ke zvýraznění ve vstupním signálu více centroidů zároveň. Uživatel vybere při zatržené volbě *Vybrat více* všechny požadované centroidy stiskem tlačítka *Vybrat*, čímž se zvýrazní všechny srdeční cykly odpovídající

vybraným centroidům. Vybrané srdeční cykly jsou barevně odlišeny (pouze prvních pět) podle své příslušnosti k centroidům.

Blok číslo 7 tvoří okno grafu pro zobrazení vstupního signálu, posuvník (slider), dvě tlačítka *Skoč na předch.* a *Skoč na další* a check box *Inverze sig.* V okně grafu je zobrazen vstupní signál ihned po jeho načtení pomocí tlačítka *Nahrát signál*. Název zpracovávaného signálu je zobrazen nad pravým horním rohem okna grafu. Na ose x je zobrazen čas v sekundách, na ose y je vynesena amplituda EKG signálu v milivoltech. Po načtení signálu je možné pomocí check boxu *Inverze sig.* jej invertovat (kladné hodnoty budou záporné a záporné budou kladné). Tlačítka *Skoč na předch.* a *Skoč na další* mají vazbu na předchozí blok. Slouží k vyhledávání srdečních cyklů náležejících k vybranému (resp. vybraným) centroidu (resp. centroidům). V pravém horním rohu axes je zobrazena legenda vztahující se ke vstupnímu signálu a popisující příslušnost barevných značek srdečních cyklů k centroidům.

Praktický příklad použití programu Shluková analýza: Do Command window programu Matlab se napíše příkaz *grafika* a stiskne klávesa *Enter*. Tímto se spustí okno programu Shluková analýza. Nyní je potřeba stisknout tlačítko *Nahrát signál* a vybrat požadovaný signál EKG, jenž bude analyzován. Tento signál se zobrazí v dolním axes s názvem *Zobrazení vstupního signálu*, název samotného signálu bude napsán vpravo nad příslušným axes. Pokud je třeba, je možné signál invertovat pomocí check boxu *Invertovat sig.*, inverze se okamžitě projeví v zobrazeném signálu. Signál je možné kdykoliv si prohlédnout celý pomocí posuvníku. Před stiskem tlačítka *Vypočítej* je možné zvolit *Způsob filtrace* a *Způsob detekce* kmitů R EKG signálu (roletová pop-up menu vlevo nahoře) a zda-li má být použito DTW resp. DDTW (vlevo nad tlačítkem *Nahrát signál*). Po stisku tlačítka *Vypočítej* dojde k vypočítání a zobrazení dendrogramu v horním levém axes, kde si uživatel za pomoci kliknutím myši a následným posunem červené přímky vybere na kolik shluků mají být srdeční cykly rozděleny. Po výběru počtu shluků se automaticky vypočítají centroidy a první z nich se zobrazí ve vedlejším axes. Pomocí tlačítek *<*, *>* je možné se mezi centroidy přepínat. Tlačítkem *Vybrat* dojde k označení srdečních cyklů příslušejících k právě zobrazenému centroidu v axes *Zobrazení vstupního signálu*. Při zatrženém check boxu *Vybrat více* je možné do vstupního signálu zobrazit srdeční cykly od různých centroidů zároveň. V axes *Centroidy* je možné měřit vzdálenosti pomocí svislých červených čar, jež se zobrazí po kliknutí myši do tohoto axes. Časový údaj se počítá vždy mezi dvěma posledními čarami a zobrazuje se do pravého dolního rohu axes. Ke smazání čar dojde při zobrazení jiného centroidu.

Program shluková analýza byl naprogramován formou samostatných funkcí uložených ve formě m-file. Jejich názvy a funkce jsou následující:

- **centroid** – vykresluje srdeční cykly do axes *Centroidy*, maximální počet zobrazených srdečních cyklů je 5.
- **detekce** – provádí filtraci signálu EKG podle hodnoty nastavené v pop-up menu *Volba filtrace*.
- **dtw** – funkce aplikuje algoritmus dynamického borcení časové osy [6].
- **dynamicTW** – předkládá funkci dtw testovací (srdeční cyklus) a referenční (průměrný cyklus) slovo. Po průchodu algoritmu dtw vytváří výsledný srdeční cyklus přerovnaním vzorků podle matice vzdáleností.
- **filtrace** – provádí filtraci EKG signálu podle zvoleného způsobu v pop-up menu *Volba filtrace*.

- **grafika** – zde je uložena většina grafických prvků, jež tvoří okno programu Shluková analýza. Výjimkou je definice objektu *slider* (posuvník), jenž je definován v m-file *reakce* až po načtení signálu. Důvodem je určení kroku posuvníku, který se vypočítává z délky načteného signálu. Všechny ovládací prvky jsou vytvořeny jako objekty *uicontrol*.
- **hledani** – prohledává matici centroidů a vybírá k nim odpovídající R kmitů.
- **load_f** – funkce provádí načtení signálu ve formě *.bin. Tato funkce byla poskytnuta spolu se signály, jež měly být analyzovány.
- **reakce** – hlavní tělo programu, z kterého jsou volány všechny ostatní funkce.
- **segmentace** – podle detekovaných kmitů R a z nich odvozených R-R intervalů rozděluje signál EKG na srdeční cykly.
- **sh_analyza** – načítá data nastavení shlukové analýzy (*Inicializace* a *Vzdálenost*) a provádí její výpočet.
- **zobrazeni** – funkce provádí zobrazování značek do vstupního signálu podle příslušnosti k vybranému (vybraným) centroidu (centroidům). Dále pak vytváří legendu k zobrazovanému signálu.

7. Vyhodnocení

Aby bylo možné korektně vyhodnotit význam využití shlukové analýzy při detekci srdečních arytmií v dlouhodobých záznamech EKG signálu, je zapotřebí správná 100 % detekce kmitů R. Jak již bylo v této práci popsáno, k detekci byl použit algoritmus umocnění filtrovaného spektra a nebo jeden ze dvou algoritmů založených na principu derivace. Úspěšnost detekce R kmitů všech tří algoritmů byla testována na EKG záznamu *halopmorce09_ECG_I.bin*. Pro testování byly použity dvě části signálu v rozmezí 53:20 až 53:50 a 45:20 až 45:50 (m:s). V první části se vyskytovalo 109 kmitů R, ve druhé 114 kmitů R. Úspěšnost detekce pro všechny tři algoritmy je uvedena v Tab. 7.1. U každého detekčního algoritmu je v prvním sloupci uveden počet jím detekovaných kmitů R a ve druhém sloupci celková procentuální úspěšnost detekce. Pokud je detekce menší nebo větší než 100 % je detekce považována za neúspěšnou.

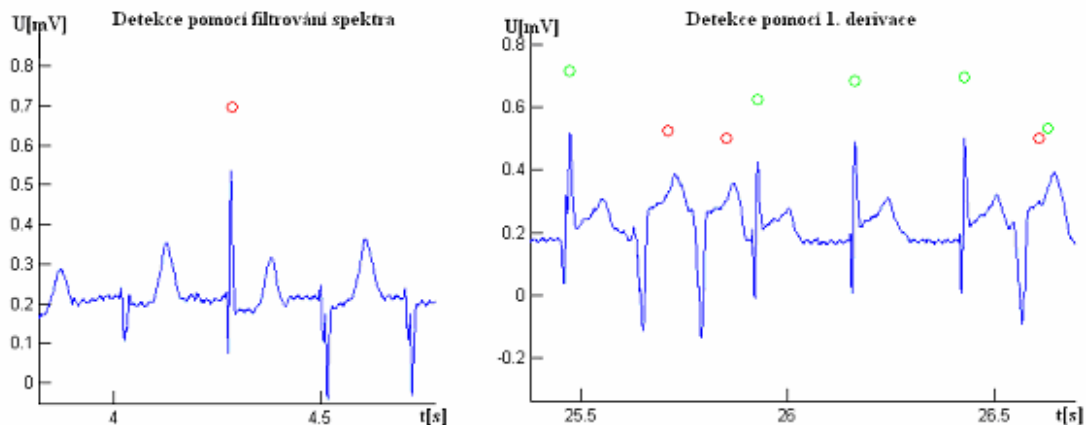
Tabulka 7.1: Úspěšnost detekce kmitu R

Časový úsek	Počet kmitů R	Umocnění filtrovaného spektra		1. derivace		1. a 2. derivace	
		počet	úspěšnost	počet	úspěšnost	počet	úspěšnost
45:20 – 45:50	114	91	80%	114	100%	114	100%
53:20 – 53:50	109	110	101%	112	103%	109	100%

Z tabulky 7.1 vyplývá, že jediným algoritmem se 100% úspěšností je detekce založená na principu 1. a 2. derivace, a proto byla použita při hodnocení shlukové analýzy jako celku. U zbylých dvou metod se vyskytly následující problémy:

- U umocnění filtrovaného spektra docházelo kromě detekce R kmitů i k detekci P vln. Dalším problémem tohoto algoritmu bylo nedetekování kmitu R při jeho záporné polaritě a malé amplitudě (Obr. 7. 1).

- U detekce pomocí 1. derivace docházelo k detekování různých částí signálu a to bez ohledu na přítomnost kmitů R. Příklad je zobrazen na Obr. 7. 1 (červené a zelené kolečko ihned za sebou). Tento problém se nedal odstranit nastavováním různých prahových hodnot algoritmu.



Obr. 7. 1 Problémy detekce kmitů R

Nyní budou uvedeny výsledky aplikace algoritmu shlukové analýzy na signál EKG. Výsledky budou rozděleny do dvou částí – bez aplikace DTW/DDTW, s aplikací DTW/DDTW na signál EKG.

1) Bez aplikace DTW/DDTW

Nastavení programu shluková analýza bylo následující:

- Signál: halopmorce09_ECG_I.bin
- Volba filtrace: Bez filtrace
- Způsob detekce: 1. a 2. derivace
- Inicializace: Sample
- Vzdálenost: Euklidovská
- Bez DTW/DDTW
- Inverze sig.: Ano

Tabulka 7.2 obsahuje v prvním sloupci název srdeční arytmie, ve druhém sloupci čas výskytu arytmie v analyzovaném signálu. Druhý a třetí sloupec popisuje vlastnosti části signálu, jež byl analyzován – začátek signálu a délku signálu (30 nebo 120 sekund). Předposlední sloupec popisuje minimální počet shluků, do nichž musel být analyzovaný signál rozdělen, aby se srdeční arytmie vyskytovaly v samostatném shluku bez přítomnosti dalších srdečních cyklů. Poslední sloupec má informativní charakter a ukazuje celkový počet kmitů R (srdečních cyklů) detekovaných ve zkoumaném signálu. Řádky tabulky tvoří jednotlivé srdeční arytmie. Pokud se vyskytují blízko po sobě v signálu, pak jsou analyzovány současně (např. řádky 1 a 2 analyzovány jedním úsekem signálu začínajícím v čase 31:50).

U signálů délky 30-ti sekund je z tabulky patrné, že až na jeden případ stačily pro odhalení arytmii dva shluky – jeden obsahoval pouze arytmie a druhý velký shluk všechny ostatní srdeční cykly. Jediným případem, kdy bylo zapotřebí více shluků – 7, byla komorová extrasystola vyskytující se v čase 48:44. Tato extrasystola se projevovala změnou v časovém měřítku (komplex QRS měl výrazně kratší délku

trvání než normálně a vyskytoval se na místě vlny T) a nikoliv tvarovou odlišností. Minimální počet shluků ke správné identifikaci extrasystoly (extrasystola se vyskytovala sama v jednom shluku) byl 7.

Tabulka 7.2: Výsledky detekce srdečních arytmií

Srdeční arytmie	Výskyt	Zač. signálu	Délka signálu	Min. počet shluků	Počet kmitů R
Komorová tachykardie	32:00	31:50	30s	2	121
3 x Bigeminie, 1 x SVES	32:02				
Komorová tachykardie	32:00	31:50	120s	5	507
3 x Bigeminie, 1 x SVES	32:02				
Koplet (extrasystola)	38:56	38:50	30s	2	132
Koplet (extrasystola)	38:56	38:50	120s	6*	516
Komorová tachykardie (2s)	45:24	45:20	30s	2	114
			120s	2	431
Komorová extrasystola	48:44	48:30	30s	7	106
			120s	----	427
Komorová extrasystola	53:22	53:20	30s	2	109
2 x Bigeminie	53:44				
2 x Bigeminie	53:46				
Komorová extrasystola	53:22	52:00	120s	4	425
2 x Bigeminie	53:44				
2 x Bigeminie	53:46				

* Extrasystola byla ve skupině dvou cyklů, přičemž druhý cyklus byla chybná detekce

U signálů délky 120-ti sekund byl ve všech případech viditelný nárůst minimálního počtu shluků pro správné rozdělení. Hlavními důvody byly větší počet detekovaných kmitů R a tedy i zpracovávaných srdečních cyklů a postupné malé tvarové a časové změny ve vývoji signálu EKG. U extrasystoly typu Koplet vyskytující se v čase 38:56 došlo k nejednoznačnému rozdělení do shluku (v Tab. 7.2 6*), který obsahoval kromě extrasystoly ještě jeden cyklus, jenž byl výsledkem chybné detekce algoritmu 1. a 2. derivace. U komorové extrasystoly vyskytující se v čase 48:44 ji nebyl algoritmus schopen detekovat. Důvodem byla již dříve zmíněná odlišnost v časovém měřítku.

Tento způsob detekce je kvalitním způsobem pro odhalování srdečních arytmií v dlouhodobém záznamu EKG. S přibývajícím délkou analyzovaného záznamu přibývá nutný počet shluků pro správnou detekci, což je způsobeno větším počtem srdečních cyklů a postupnou změnou tvaru EKG signálu. Při spolehlivé detekci by měl tento způsob být 100 % při odhalení srdečních arytmií, jež by byly charakteristické tvarovou změnou. U nenormálních srdečních cyklů, jež by se odlišovaly od normálních polohou v čase, svou délkou trvání použitý algoritmus shlukové analýzy selhává.

2) S aplikací DTW/DDTW

Nastavení programu shluková analýza bylo následující:

- Signál: halopmorce09_ECG_I.bin
- Volba filtrace: Bez filtrace
- Způsob detekce: 1. a 2. derivace
- Inicializace: Sample
- Vzdálenost: Euklidovská
- DTW (resp. DDTW)
- Inverze sig.: Ano

Algoritmus porovnává aktuální srdeční cyklus s průměrným srdečním cyklem vytvořeným ze tří srdečních cyklů, čímž dochází k normalizaci tvarové odlišnosti srdeční arytmie. Z důvodu nadměrného časového zarovnání vzorků v algoritmech DTW/DDTW plyne, že výsledky tohoto způsobu detekce byly velmi špatné a to jak při nastavení s DTW, tak i při nastavení s DDTW. Ani jednomu z algoritmů se nepodařilo detekovat ani jednu ze srdečních arytmií v signálu *halopmorce09_ECG_I.bin* a to při obou délkách (30 a 120 sekund) zkoumaného signálu.

Algoritmy DTW a DDTW nejsou použitelné pro vyhledávání tvarově odlišných srdečních cyklů – arytmií v dlouhodobém záznamu EKG. Důvodem je průměrování srdeční arytmie a normálního srdečního cyklu. Řešením by mohl být jiný způsob nalezení referenčního slova než průměrování předchozích cyklů. Referenční slovo by se dalo získat třeba porovnáváním aktuálního srdečního cyklu s referenční skupinou srdečních cyklů obsahujících jak normální srdeční cykly, tak i hledané arytmie. Na základě podobnosti by pak bylo vybráno příslušné referenční slovo.

Poslední část této kapitoly je tvořena hodnocením délky výpočtu programu Shluková analýza. Program byl ponechán v nastavení předchozích testů – měnila se pouze hodnota *Bez DTW* nebo *DTW*. Délka časového úseku potřebného pro výpočet byla zaznamenávána pomocí vnitřní funkce Matlabu *profile*. Výsledné hodnoty jsou zobrazeny v tabulce 7.3.

Tabulka 7.3: Délka výpočtů

-----	Délka sig. [s]	reakce [s]	segmentace [s]	sh_analyza [s]	DTW [min:sec]
Bez DTW	30	0,08	8,53	0,56	-----
	120	0,93	34,08	3,31	-----
DTW	30	0,14	6,63	1,64	9:42
	120	0,89	35,22	2,91	28:45

Tabulka 7.3 obsahuje ve druhém sloupci délku analyzovaného signálu a třetí až šestý sloupec popisuje délku výpočtu u nejdůležitějších funkcí (m-file) programu. Všechny časové úseky jsou v sekundách, pouze u posledního sloupce jsou ve formátu min:sec.

Z hodnot uvedených v tabulce vyplývá, že časově nejnáročnějšími operacemi jsou příkazy obsažené ve funkcích *segmentace* a *DTW*. Dále je pak vidět, že s rostoucí délkou analyzovaného signálu roste i doba potřebná pro výpočet.

8. Závěr

Cílem práce bylo navrhnout možnosti využití principu shlukové analýzy v oblasti biosignálů a navržené možnosti realizovat v programovém prostředí Matlab. Shluková analýza byla použita při hledání srdečních arytmií v dlouhodobém záznamu EKG. K aplikaci algoritmů shlukové analýzy a interpretaci výsledků byl naprogramován program Shluková analýza v prostředí Matlab.

Práce je složena ze dvou částí – teoretická část a praktická část. V teoretické části (kap. 1-4) jsou popsány základní principy a poznatky o shlukové analýze, algoritmech DTW/DDTW a srdci jako orgánu. Praktická část práce (kap. 5-7) obsahuje přímo počítačový postup aplikace shlukové analýzy na signál EKG – struktura programu, použité algoritmy a výsledky.

Vytvořený program Shluková analýza je uložen ve složce Program na přiloženém DVD, jenž dále obsahuje ve složce Signály všechny signály používané v této práci. Program se spouští zapsáním příkazu *grafika* do hlavního okna Matlabu. Podrobný manuál k programu s praktickou ukázkou použití je uveden v kap. 6.

Z výsledků získaných programem Shluková analýza a uvedených v kap. 7 je patrné, že shlukovou analýzu je možné použít pro detekci srdečních arytmií projevujících se tvarovou odlišností od normálních srdečních cyklů. Při výskytu srdečních arytmií, jenž se projevují změnou časového měřítka srdečního cyklu a ne tvarovou změnou, má shluková analýza při jejich detekci neuspokojivé výsledky. Se vzrůstající délkou analyzovaného signálu přímo úměrně vzrůstá délka výpočtu a počet shluků pro správnou detekci srdečních arytmií.

Použití algoritmů DTW/DDTW pro časové zarovnání jednotlivých srdečních cyklů bylo zcela nevhodné a úspěšnost detekce byla nulová. Důvodem bylo nadměrné časové zarovnání testovaného slova k referenčnímu, čímž došlo k tvarové deformaci srdečního cyklu a tím pádem i ke ztrátě užitečné informace.

Ideální nastavení programu Shluková analýza bylo pro signál *halopmorce09_ECG_I.bin* bez filtrování, detekce kmitu R pomocí 1. a 2. derivace, inicializace shlukové analýzy Sample a druh vzdálenosti Euklidovská. Pro správné zobrazení signálu byla provedena inverze signálu.

Seznam použité literatury

- [1] Psutka, J.: Komunikace s počítačem mluvenou řečí. Praha: Academia Praha, 1995.
- [2] Kelbel, J., Šilhán D.: Shluková analýza. [cit. 25.3.2008]. Dostupné na [www: http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/KMeans.pdf](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/KMeans.pdf)
- [3] Kozumplík J., Kolář R., Jan J.: Číslicové zpracování a analýza signálů. Počítačová cvičení. Brno: FEKT VUT v Brně.
- [4] Kozumplík, J.: Analýza a interpretace biologických dat. Přednášky. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008.
- [5] Honzíková, N., Honzík, P.: Biologie člověka. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2003.
- [6] Černocký, J.: Rozpoznávání řeči. Počítačová cvičení. Brno: FEKT VUT v Brně.
- [7] Zdravcentra.sk: Elektrokardiografie. [cit. 7.5.2008]. Dostupné na [www: https://www.zdravcentra.sk/cps/rde/xchg/zcsk/xsl/3141_6763.html](https://www.zdravcentra.sk/cps/rde/xchg/zcsk/xsl/3141_6763.html)

Seznam zkratek

X	Datový prostor
Q	Dimenze datového prostoru
\mathbf{x}	Množina vektorů náležející do datového prostoru X
L	Počet podoblastí datového prostoru X , počet úrovní kvantizéru
\mathbf{v}	Kódový vektor – centroid
$d(\mathbf{x}, \mathbf{v})$	Vzdálenost mezi vektory \mathbf{x} a \mathbf{v}
J	Celkové zkreslení – kritérium
$p(\mathbf{x})$	Hustotní funkce vektoru \mathbf{x}
N	Počet známých vektorů
T	Množina vektorů patřící do jednoho shluku
Ω	Rozklad u hierarchického shlukování
DTW	Dynamické borcení časové osy
$DDTW$	Dynamické borcení časové osy s derivovaným signálem
A	Testovací slovo
B	Referenční slovo
D	Vzdálenost mezi slovy A a B
k	Obecná časová proměnná
K	Délka obecné časové proměnné
I	Délka testovacího slova
J	Délka referenčního slova
α	Minimální směrnice přímky vymežující přípustnou oblast pohybu funkce DTW (resp. DDTW)
β	Maximální směrnice přímky vymežující přípustnou oblast pohybu funkce DTW (resp. DDTW)
$\hat{W}(k)$	Hodnota váhové funkce pro k -tý úsek DTW (resp. DDTW)
$N(\hat{W})$	Normalizační faktor
SA	Sinoatriální uzel
AV	Atrioventrikulární uzel
EKG	Elektrokardiogram
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
DFT^{-1}	Inverzní diskrétní Fourierova transformace
FIR	Filtr s konečnou impulsní charakteristikou
IIR	Filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou
f_s	Střední kmitočet
B_f	Šířka pásma
M	Délka signálu