

# Automatická detekce ve více svodovém signálu EKG

<sup>1</sup>Kristína Olešová, <sup>2</sup>Jana Schwarzerová

<sup>1</sup>Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně  
Email: xoleso00@stud.feec.vutbr.cz

<sup>2</sup>Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně  
Email: xschwa16@stud.feec.vutbr.cz

**Abstrakt** – Tento článek pojednává o algoritmu pro automatickou detekci hranic jednotlivých vln ve více svodovém signálu. Pro tvorbu tohoto algoritmu jsme se nechali inspirovat článkem (1). Konkrétně jsme detekovali začátek vlny P, konec vlny P, kmit Q, kmit S a také konec vlny T. Tyto detekce se určují hlavně proto, že jsou klinicky významné pro stanovení diagnózy pacienta. Jako první jsme museli signál předzpracovat, abychom v něm nedetekovali pouze jeho rušení. Následně jsme pro každý svod detekovali již výše zmíněné pozice. Pomocí shlukové analýzy jsme poté vyhodnotili, nejpravděpodobnější odhady pozic, na kterých by se měli nacházet hledané hranice. Vyhodnocení výkonnosti algoritmu bylo prováděno na signálech a uvedených referenčních hodnotách z CSE databáze.

## 1 Úvod

Elektrokardiogram charakterizuje opakující se kmity a vlny, představující srdeční činnost. Frekvence výskytu P vlny znázorňují frekvenci stahů srdečních komor. QRS komplex reprezentuje stah srdečních komor a T vlna znázorňuje repolarizaci komor.

Díky detekci hranic začátku a konce vlny P, kmitu Q a S i konce vlny T můžeme vytvořit intervaly, které jsou důležité pro klinickou diagnózu. Mezi nejdůležitější intervaly tedy řadíme interval PQ, dobu trvání QRS komplexu, ST segment, QT interval a také interval RR.

V minulosti, již vznikalo mnoho studií a algoritmů na detekci důležitých hranic vln a pozic kmitů v EKG signálu. My jsme se nechali inspirovat, jak už bylo zmíněno článkem (1). I když se v některých momentech algoritmu značně rozcházejí, jelikož v (1) používají pro detekci více svodového signálu velice složitý algoritmus. My jsme jej výrazně zjednodušili použitím shlukové analýzy.

Naše metoda je založena na zevšeobecnění procedur pro jedno svodové měření. Metoda byla aplikována pro EKG záznamy z MIT-BIH databáze, ze které jsme měli záznamy z 3 svodového EKG a 12 svodového EKG. Pro co nejlepší zobecnění jsme z nich následně vytvořili 15 svodové EKG, na kterých jsme algoritmus aplikovali.

## 2 Předzpracování

Ve fázi předzpracování jsme museli ze signálů, na kterých budeme pracovat, potlačit rušení, abychom zmírnili chybnou detekci. Potlačovali jsme proto hlavně síťový brum a nízkofrekvenční drift.

Ze signálů jsme první odstranili stejnosměrné složky a použili lineární filtr pásmové propusti Lynnova typu (0,8 – 18 Hz, -3 dB) (1). Pro vzorkovací frekvenci jsme aplikovali 500 Hz, jelikož jsme pracovali se signály z CSE databáze, ve které je tato vzorkovací frekvence zmíněna.

Pro detekci pozic kmitů QRS, následně i vln P a T jsme museli použít derivovaný signál, dále ho budeme nazývat jako ECGDER (1). Derivace signálu sloužila na zjištění maximálního vzestupu QRS komplexu pro jednotlivé svody. Tuto hodnotu jsme si určili dále jako rozhodovací pravidlo, pro každý svod. V článku (1) byla nazvána hodnota pro rozhodovací pravidlo jako *dermax* sloužící k relativnímu porovnání stoupání derivovaných signálů od nulových bodů k nejbližšímu vrcholu. Tuto metodu jsme se pokusili zjednodušit tím, že jsme pracovali jen se vstoupáním QRS komplexu.

Derivovaný signál, ECGDER, jsme pro detekci vln P a T museli ještě přefiltrovat dolní propustí, jelikož P i T vlny mají nižší frekvenci než kmity QRS. Filtrací dolní propustí jsme použili (-3 dB s mezní frekvencí 12 Hz) (1) a tak vytvořili signál pojmenovaný DERFI (1).

## 3 Metoda algoritmu

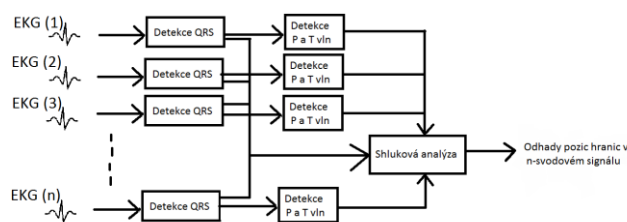
Metodou celkového algoritmu jsme se nechali inspirovat, jak už bylo zmíněno z článku (1). První jsme naprogramovali více svodový detektor QRS, který jsme aplikovali na záznamech EKG. Konkrétně jsme detekovali patnácti svodové EKG.

Pro detekci kmitů QRS jsme použili signál ECGDER a také informaci o maximálních pících nacházející se v jednotlivých svodech signálu. Algoritmus pro detekci kmitů QRS jsme ošetřili pro absenci kmitů Q, které jsou v některých svodech dokonce fyziologického charakteru, tak i absenci kmitu S, ať už fyziologické, či patologické příčiny.

Pro detekci P a T vln jsme již používali DERFI. Zde jsme využívali předcházejících detekcí především kmitů Q a S.

Jakmile jsme detekovali hranice začátek vlny P, konec vlny P, kmit Q, kmit S a také konec vlny T na jednotlivých svodech a vytvořili určitá ošetření vůči jejich absenci, použili jsme shlukovou analýzu.

Díky shlukové analýze jsme získali odhadované pozice detekovaných hranic, které jsme již mohli porovnat s referenčními hodnotami z CSE databáze.



Obrázek 1: Schéma algoritmu

### 3.1 Detekce QRS komplexů

Důležité pozice z QRS komplexů z klinického významu jsou pro nás kmity Q a S. Kmit Q a S jsme určovali pomocí kmitu R, který jsme si museli prvotně detekovat. Kmit R jsme detekovali nalezením maxima v určitém intervalu, který jsme zvolili pomocí maximální tepové frekvence (2). Interval zvolený touto frekvencí je minimální fyziologická délka intervalu mezi dvěma R kmity, tedy intervalu RR.

#### 3.1.1 Detekce kmitu S

Detekci S kmitu jsme detekovali tedy pomocí kmitu R. Konkrétně pro naše analyzované EKG signály (délka signálu byla 10 s a počet vzorků 5000) jsme hledali po deseti vzorcích, jelikož se nám to ukázalo jako vhodná hranice na odstranění chybné detekce způsobené zdvojeným R kmitem.

Kmit S jsme nacházeli pomocí ECGDER signálu. Na začátku jsme našli první nulový bod po kmitu R a následně jsme od této hodnoty hledali první bod, kde derivace signálu bude větší než 3 % maximálního vstoupání signálu (1).

#### 3.1.2 Detekce kmitu Q

Pro detekci Q kmitu jsme postupovali obdobně jako pro detekci S kmitu. Také jsme detekovali nulový bod, akorát před kmitem R.

Kmit Q se nacházel v intervalu od 0,05 ms (2) před R kmitem. První jsme detekovali nulový bod a poté procházeli interval. Hranice na detekci naproti detekci S kmitu byla skoro dvojnásobně menší tedy 1,8 % maximálního stoupání signálu (1).

### 3.2 Detekce vlny P

Pro detekci P vlny jsme využívali už předem detekovaného Q kmitu. A také znovu přefiltrovaného signálu DERFI. Pomocí okna o délce 255 ms (1). V tomto okně jsme našli vždy maximum, které představovalo vrchol vlny P.

#### 3.2.1 Detekce začátku vlny P

Od vrcholu vlny P jsme se vydali doleva, kde jsme hledali začátek vlny P pomocí menšího okna 155 ms (1). Když rozdíl dvou sousedních vzorků v signálu DERFI byl větší než 1,35 % maximálního stoupání signálu (1), detekovali jsme začátek vlny P.

#### 3.2.2 Detekce konce vlny P

Analogicky jako u začátku vlny P, akorát jsme se vydali namísto doleva, doprava. Pokud rozdíl dvou sousedních vzorků byl větší než 1,5 % maximálního stoupání signálu (1), detekovali jsme konec vlny P.

### 3.3 Detekce vlny T

Vlnu T jsme určovali pomocí kmitu S a intervalu 340 ms (2). V tomto úseku jsme hledali poslední hodnotu. V DERFI signálu musel být stanoven práh vyšší jako 3 %. Na hodnotu 3 % jsme přišli zkoušením a vykreslováním T vln a zdálo se nám, že 3 % jsou nejvhodnější, i přes velké ovlivnění její fyziologické různorodosti v jednotlivých svodech.

### 3.4 Shluková analýza

Shluková analýza je vícerozměrná statistická metoda. Jedná se o vytvoření shluků, které v sobě obsahují konkrétní cykly, v našem případě hledané pozice hranic. Každý shluk dále reprezentuje další skupinu určitého shluku. Princip shlukové analýzy bývá uváděn v šesti krocích, viz článek (3).

## 4 Vyhodnocení a srovnání s CSE databází

Musíme brát v úvahu, že náš algoritmus pro lokalizaci pozic vln a kmitů není zcela dokonalý, abychom nechali otevřenou možnost pro další studie v rámci vylepšení tohoto algoritmu. Vylepšit by náš algoritmus šel v budoucnu například různým ošetřováním hned vstupních signálů, aby se do algoritmu nedostaly arytmie, které by mohly významně ovlivnit závěrečné vyhodnocování.

Ještě než se dostaneme k závěrečnému vyhodnocení, měli bychom vyhodnotit průběžné výstupy algoritmu. Výstupy jsme si průběžně znázorňovali na vykreslení jednotlivých svodů před aplikací shlukové analýzy a po aplikaci shlukové analýzy, abychom mohli pozměňovat parametry a dosáhnout tak lepší detekce.

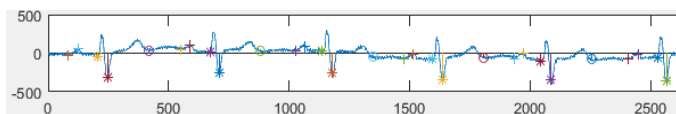
Jak už jsme výše zmínili pro analyzování, tak jsme používali patnácti svodové EKG vytvořené ze tří svodového a dvanácti svodového. Z čehož plyne, že jsme vykreslovali svody X, Y, Z analyzované v první pětině patnácti svodového EKG tvořené tří svodovým EKG a svody I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1 až V6 analyzované ve zbylé části patnácti svodového EKG, tvořené ze dvanácti svodového EKG.

### 4.1 Výsledky detekce bez aplikace shlukové analýzy

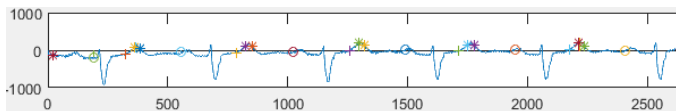
Ještě před aplikací shlukové analýzy pomocí metod, které jsou popsány výše, jsme se snažili, co nejlépe určit hledané pozice.

Na některých signálech a určitých svodech se výsledky ještě před aplikací shlukové analýzy daly považovat za velmi pěkné. Pro znázornění zde uvádíme vykreslení některých svodů vybraného signálu.

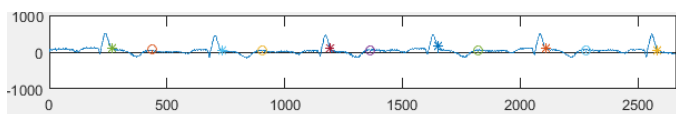
Pomocí “\*” jsme vykreslovali odhadovanou Q a S pozici, pomocí “+” jsme vykreslovali pozici začátku a konce P vln a pomocí “o” jsme vykreslovali odhadovanou pozici vlny T.



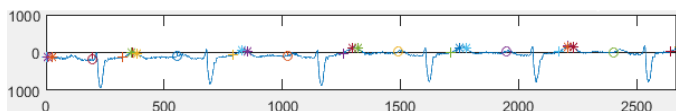
Obrázek 2: Svod I



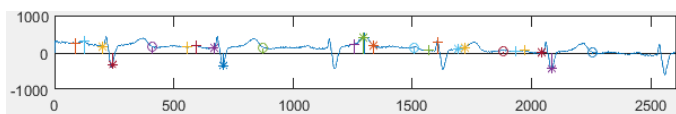
Obrázek 3: Svod II



Obrázek 4: Svod aVR



Obrázek 5: Svod aVF



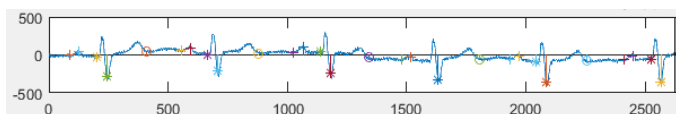
Obrázek 6: Svod V6

## 4.2 Výsledky detekce s aplikací shlukové analýzy

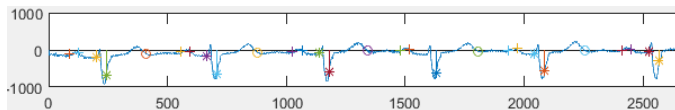
Na Obrázcích 2-6 můžeme vidět, že odhadované pozice se v jednom signálu na některých místech v odlišných svodech neshodují, i když je z pohledu zcela jasné, že by se pozice shodovat měly.

K řešení tohoto problému nám může pomoci tzv. shluková analýza, kterou jsme aplikovali a poté si znovu nechali vykreslit výsledné detekované pozice. Pro znázornění zde opět uvádíme vykreslení určitých svodů signálu, který byl vykreslován již v předchozí kapitole.

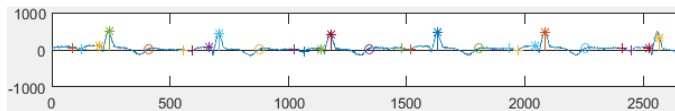
Jako minule jsme pomocí “\*” vykreslovali odhadovanou Q a S pozici, pomocí “+” jsme vykreslovali pozici začátku a konce P vln a pomocí “o” jsme vykreslovali odhadovanou pozici vlny T.



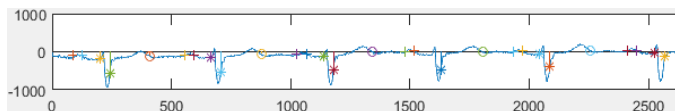
Obrázek 7: Svod I



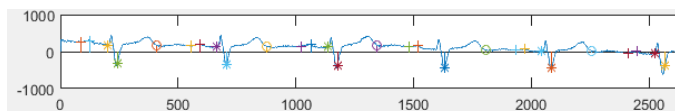
Obrázek 8: Svod II



Obrázek 9: Svod aVR



Obrázek 10: Svod aVF



Obrázek 11: Svod V6

Na Obrázku 3, 4 a Obrázku 8,9 je pěkně zobrazena náprava, kterou shluková analýza provedla na svodů v detekci.

## 4.3 Závěrečné vyhodnocení a srovnání s CSE databází

Závěrečné vyhodnocování našeho algoritmu probíhalo srovnáním referenčních hodnot z databáze CSE a našich odhadovaných pozic. Bohužel jsme měli pro srovnání pouze jeden úder srdce, který byl považován pro každý signál za referenční hodnotu. V článku (1), ale porovnávali všechny úder srdce, z daného signálu EKG.

Hodnocení jsme praktikovali na významných statistických veličinách a tedy na střední hodnotě ( $\mu$ ) a směrodatné odchylce ( $\sigma$ ). Tyto hodnoty jsme získali stejně jako v článku (1) rozdílem získaných odhadovaných pozic a referenčních hodnot z CSE databáze. Dále zde uvedeme pro porovnání hodnoty z článku (1), viz Tabulka 2.

V Tabulkách 1,2, a 3 můžeme vidět hodnotu  $n^0$ , značící výsledný počet analyzovaných signálů, na kterých byla detekce prováděna. Z čehož jak si můžeme povšimnout, jsme nedetekovali všech 125 signálů, které nám byly zadány na otestování algoritmu, ale detekovali jsme pouze 120 signálů.

Důvod vynechání 5 signálů, byl zcela logický. Na těchto 5 signálech nešlo totiž nic detekovat, ani pouhým okem, po jejich vykreslení. Jednalo se buď o velice rušené signály šumem, který nám filtr Lynnova typu nedokázal odrušit, nebo se jedná o arytmiie srdce, či se může jednat o signály EKG, které vznikly špatným měřením EKG. Hovorově bychom mohli říct, že jsme odstranili nehezké signály EKG.

Tabulka 1: Výsledné hodnoty, uvedené našim algoritmem

	Začátek vlny P	Konec vlny P	Kmit Q	Kmit S	Konec vlny T
$n^0$	120	120	120	120	120
$\mu$ (ms)	1753	1389	2310	1118	484
$\sigma$ (ms)	2591	2641	3198	2780	1975

Tabulka 2: Výsledné hodnoty, které jsou uvedené v článku (1)

	Začátek vlny P	Konec vlny P	Kmit Q	Kmit S	Konec vlny T
$n^0$	111	111	121	121	121
$\mu$ (ms)	-0,072	0,505	-3,587	-0,083	9,700
$\sigma$ (ms)	5,695	8,310	4,193	7,705	16,467

Tabulka 3: Výsledné hodnoty, uvedené našim algoritmem při upravení parametrů v QRS komplexu, pro lepší detekci

	Začátek vlny P	Konec vlny P	Kmit Q	Kmit S	Konec vlny T
$n^0$	120	120	120	120	120
$\mu$ (ms)	-269	-465	-195	-721	-939
$\sigma$ (ms)	1947	2043	2349	2046	1842

V Tabulce 1 nám vycházela střední hodnota v řádu tisíců *mili-sekund*, proto jsme zkoušeli poměnit parametry v detekci QRS komplexů, které nám velice ovlivňovaly výsledné hodnoty. V Tabulce 3 si můžeme povšimnout, že nejlépe se nám detekovala pozice začátku vlny P a kmitu Q, následně konec vlny P, kmit S a největší odchylka nám vznikla při detekci vlny T, se kterou jsme měli největší potíže, jelikož v článku (1) není popsána metoda, jak určit detekci pozice konce vlny T a tedy jsme si jí museli vymyslet sami.

Když si srovnáme hodnoty odhadovaných pozic konce T vlny v Tabulce 1 a Tabulce 3 je zajímavé, že jako jediná hodnota se nám zhoršila. Tento jev mohla zapříčinit skutečnost, že jen málokdy je přesně vidět, kde se konec vlny T nachází a detekce této pozice, je ovlivněna především parametry konkrétních svodů.

Dále nám v Tabulce 3 vycházela směrodatná odchylka okolo 2 000 ms. Z čehož můžeme posoudit, že v našich 10 s záznamech máme v některých signálech posunutou detekci o 2 sekundy, což je zhruba 20 % chybnost.

V Tabulce 2 a Tabulce 3 jde vidět značný rozdíl mezi výslednými hodnotami. Tento rozdíl mohl být způsoben hned několika důvody.

Jako první důvod můžeme znovu zmínit skutečnost, že jsme porovnávali pouze jeden srdeční úder, kdežto v článku (1) porovnávali všechny srdeční úder nacházející se v jednotlivých signálech EKG.

Druhým důvodem může být to, co jsme již také zmiňovali a tedy, že i když jsme sice odstranili na pohled nehezke signály, neprováděli jsme v algoritmu ošetření vstupů vůči arytmiím. Nedomykavost chlopní se projevuje obvykle zdvojenými píky a toto náš algoritmus detekovat nedokáže. V článku (1) konkrétně poukazují na vhodné ošetření vstupů fibrilací a tachykaridií komor, v kterých uváděný algoritmus nedokáže správně odhadovat určité hranice. Tohoto problému v našem algoritmu jsem si dobře vědomi a dáváme tím proto možnost pro další studie, které by vycházely z našeho algoritmu a zlepšili jeho výsledné detekce.

## 5 Závěr

Náš algoritmus pro automatickou detekci více svodového signálu EKG má za úkol detekovat pozice začátek vlny P, konec vlny P, kmit Q, kmit S a konec vlny T ve více svodovém signálu. K tvorbě algoritmu jsme se inspirovali ze článku (1).

Pro zobecnění jsme sestavovali algoritmus na 15 svodovém EKG, které jsme si vytvořili v prvním kroku z 3 svodových a 12 svodových signálů EKG, jež jsme dostali zadané pro vyhodnocení našeho algoritmu a jež jsou získány z CSE databáze.

Hned na začátku bylo potřeba dané signály předzpracovat, abychom nedetekovali pouze jejich rušení. Dále jsme vycházeli z metod uvedených v článku (1), které jsme se pokoušeli zjednodušit, pro lepší a snazší pochopení problematiky tématu.

Následně jsem pomocí významných statistických veličin, střední hodnotě ( $\mu$ ) a směrodatné odchylce ( $\sigma$ ), vyhodnotili výkonnost našeho algoritmu. Vyhodnocování bylo prováděno na jednom srdečním úderu, který jsme dostali jako referenční hodnoty z CSE databáze.

V porovnání s hodnotami, které jsou uvedeny v článku (1) má náš algoritmus velice špatnou výkonnost, avšak tato skutečnost může být přínosem pro budoucí studie, které by se mohli inspirovat našim algoritmem a vylepšit jeho detekci, tedy pochopení zjednodušených principů a vytvoření díky nim výkonnějších algoritmů.

## Poděkování

Děkujeme panu Ing. Martinu Vítkovi, za odborné vedení a pomoc při zpracování algoritmu pro detekci hranic ve více svodovém EKG.

## Literatura

- 1) LAGUNA, Pablo, Raimon JANÉ a Pere CAMI-NAL. *AUTOMATIC DETECTION OF WVE BOUNDARIES IN MULTILEAD ECG SIGNALS: VALIDATION WITH THE CSE DATABASE.*, 1-21.
- 2) Popis EKG. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2017-04-16]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Popis\\_EKG](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Popis_EKG)
- 3) POSPÍŠIL, David, Martin KLIMEK a Jiří KOZUMPLÍK. Automatická analýza signálu EKG. *Electrorevue*. 2013, **15**(5), 1-6.