Vysoká škola polytechnická Jihlava

Aplikovaná informatika

**EKG signál**

Seminární práce

Autor práce: Filip Vojtko

Předmět: Programování technických výpočtů

Vyučující: Ing. Lucie Šaclová, Ph.D.

Jihlava 15. 12. 2023

**Obsah**

[1 Úvod 3](#_Toc153537055)

[2 EKG signál 3](#_Toc153537056)

[3 Detekce QRS komplexu 4](#_Toc153537057)

[4 KES (Komorová extrasystola) 4](#_Toc153537058)

[4.1 Jednorázová komorová extrasystola 4](#_Toc153537059)

[4.2 Opakující se komorové extrasystoly 4](#_Toc153537060)

[5 Popis realizovaná metody detekce QRS komplexů 5](#_Toc153537061)

[5.1 Filtrace signálu 5](#_Toc153537062)

[5.2 Přidání vysokofrekvenční složky do signálu 5](#_Toc153537063)

[5.3 Výpočet počtu průchodu nulou 6](#_Toc153537064)

[5.4 Detekce QRS komplexů 6](#_Toc153537065)

[6 Výsledky detekce QRS komplexů 7](#_Toc153537066)

[Závěr 9](#_Toc153537067)

[Zdroje 10](#_Toc153537068)

# Úvod

Cílem práce je implementovat algoritmus, který dokáže detekovat QRS komplexy obsažené v EKG signálu. Algoritmus bude realizovat tvz. *Zero-Crossing-Based* metodu pro detekci QRS komplexů. Tato metoda byla zvolena na základě toho, že metoda je není příliš komplexní a náročná na implementaci, je výpočetně nenáročná a zároveň dosahuje velmi dobrých výsledků detekce QRS komplexů. Motivací pro volbu a následnou realizaci tohoto tématu práce bylo si vyzkoušet něco nového a zároveň zajímavého. Celý projekt je realizován v prostředí MATLAB.

# EKG signál

Elektrokardiogram (EKG) je grafické zobrazení záznamu aktivity srdce. Aktivita srdce se zaznamenává jako elektrický impuls, který je zaznamenán pomocí elektrod umístěných na různých částech těla. Následně EKG signál reprezentuje rozdíl potenciálů naměřených na jednotlivých elektrodách. EKG signál je tvořen několika komponentami: P vlna, QRS komplex a T vlna. P vlna předchází každému QRS komplexu a představuje depolarizaci síní, která způsobuje stah síní srdce. Po vlně P následuje QRS komplex. QRS komplex představuje depolarizaci komor a obsahuje tři typy kmitů, kmit Q, R a S. Doba od začátku vlny P až po začátek QRS komplexu je označován jako PR interval, často také označovaný jako PQ interval, a představuje čas mezi začátkem a koncem depolarizace síní. Za QRS komplexem následuje T vlna, která reprezentuje repolarizaci srdečních komor. Segment ST představuje časový interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T, tedy koncem depolarizace komor a začátek repolarizace síní. Interval QT odpovídá časovému intervalu aktivity srdečních komor. Interval RR odpovídá časovému intervalu mezi kmity R jednotlivých QRS komplexů a na základě tohoto intervalu lze odvodit tepovou frekvenci.

Obsah obrázku text, diagram, řada/pruh, Vykreslený graf

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 1: QRS komplex***(https://www.wikiskripta.eu/w/Popis\_EKG)*

# Detekce QRS komplexu

Pro detekci QRS komplexů v EKG signálů existuje mnoho efektivních metod. Jedna z metod, která je také realizována v této práci, je počítání průchodů nulou. Tato metoda vychází z toho, že v části signálu, kde není QRS komplex je více průchodů nulou, než v části signálu, kde se QRS komplex nachází. Další metodu je detekce založená na derivaci signálu, která vychází z analyzování signálu takovým způsobem, že v místech s nejrychlejší změnou napětí se detekuje výskyt QRS komplexu. Rychlost růstu napětí v nějakém bodu EKG signálu je dána strmostí, která je právě výsledkem derivace. Další metodou může být například detekce založena na rozkladu signálu bankou filtrů. Tato metoda je založena na rozkladu signálu do několika frekvenčních pásem, kde každé pásmo musí obsahovat alespoň jeden QRS komplex. Následně je v každém pásmu odvozena prahová hodnota, která při překročení slouží jako identifikátor QRS komplexu. Pokud dojde k překročení hodnoty ve dvou sousedních pásmech, jedná se o QRS komplex. Další metody mohou být vlnková transformace (wavelet transform) nebo metoda založena na neuronových sítích.

# KES (Komorová extrasystola)

Komorová extrasystola (KES) je předčasný stah komor srdce a jsou relativně častým nálezem a můžeme ji najít i u zcela zdravých jedinců. Extrasystoly se objevují jako dodatečné, často neočekávané srdcové stahy, které se projevují na EKG jako charakteristické změny v srdečním rytmu. Tyto změny mohou být identifikovány jako QRS komplexy, které se vyskytují mimo očekávaný rytmus.

![Obsah obrázku rukopis, text, řada/pruh

Popis byl vytvořen automaticky]()  
**Obr. 2: KES***(https://www.stefajir.cz/komorova-extrasystola-ekg)*

## Jednorázová komorová extrasystola

Jeden náhodný výskyt komorové extrasystoly (KES) v EKG nemusí nutně znamenat závažný problém. Může to být způsobeno stresovými faktory, kofeinem, únavou nebo jinými dočasnými faktory.

## Opakující se komorové extrasystoly

Pokud se komorové extrasystoly (KES) opakují nebo se pravidelně vyskytují v EKG, může to být známkou srdečních potíží. Mohou být spojeny s ischemickou chorobou srdeční, srdečními chybami, poruchami elektrolytů, nebo jinými srdečními poruchami. Existují algoritmy navržené k automatické identifikaci nepravidelných QRS komplexů. Tyto algoritmy mohou pracovat s různými výpočetními metodami, včetně filtrů, prahových hodnot, analýz tvarů vln, a dokonce i strojového učení, aby identifikovaly anomální QRS komplexy, které naznačují KES.

# Popis realizovaná metody detekce QRS komplexů

Detekce QRS komplexů je realizována metodou *Zero-Crossing-Based QRS detection*. Jedná se o metodu, která splňuje požadavky na velmi nízké výpočetní nároky a velmi vysoký výsledek úspěšnosti detekce QRS komplexů, který dosahuje až 99,7 % (B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 138). Metoda je založena na principu počítání průchodů EKG signálu nulou. Základní předpoklad, ze kterého metoda vychází je, že v části signálu, kde není žádný QRS komplex, je počet průchodů nulou roven *N*, kde *N* je počet vzorků v daném segmentu. Pokud ale naopak se v nějaké části signálu vyskytuje QRS komplex, tak počet průchodů je menší než *N*. Pro dosáhnutí tohoto předpokladu je nutné EKG signál upravit.

## Filtrace signálu

Prvním krok, který je nutný udělat, je filtrace signálu. Tento krok se skládá ze 2 částí, jakož je lineární a nelineární filtrování. Lineární filtrace je realizována tzv. *band-pass* filtrem, který je kombinací *low-pass* a *high-pass* filtru. Lineární filtr je určen pro odstranění nežádaných frekvencí ze signálu, které mohou rušit a poškozovat samotný signál. V projektu jsou filtrovány frekvence nižší než 18 Hz a vyšší než 35 Hz (B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 140). Je důležité použít filtr s lineární fázovou odezvou namísto filtru s nelineární fázovou odezvou, aby všechny frekvence procházející přes filtr nebyly zpožděny o jinou hodnotu, což vede ke zkreslení signálu. V projektu je použit filtr s lineární fázovou odezvou 27. řádu (B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 140). Jako druhý krok filtrace je nelineární filtrování, pro vyhlazení signálu, které je zde realizováno následovně:

Obsah obrázku Písmo, typografie, kaligrafie, bílé

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 4: Nelineární filtrace**  
*(B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 140)*

Platí že *y(n)* je výstupní signál po nelineární filtraci a *xf(n)* je lineárně filtrovaný signál.

## Přidání vysokofrekvenční složky do signálu

Druhým krokem zpracování EKG signálu je přidání vysokofrekvenční sekvence do filtrovaného signálu. Tento krok je velmi klíčový, protože na základě tohoto předpokladu vychází celá metoda pro detekci QRS komplexů. Vysokofrekvenční sekvence je do signálu přidána následovně:

Obsah obrázku Písmo, bílé, kaligrafie, typografie

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 5: Generování vysokofrekvenční sekvence**  
*(B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 140)*

Platí že *b(n)* je výsledný signál s vysokofrekvenční sekvencí a *K(n)* je amplituda signálu, která je odvozena následovně:

Obsah obrázku typografie, Písmo, kaligrafie, rukopis

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 6: Výpočet amplitudy**  
*(B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 141)*

Zde platí že *λk* je tzv. *forgetting factor*, který nabývá hodnot z intervalu (0; 1), *y(n)* je magnituda signálu, a *c* je tzv. *design parameter*, který určuje konstantní nárust. V projektu je konstanta *λk* inicializována na hodnotu 0,5 a konstanta *c* na hodnotu 4. Tento krok tedy zajišťuje to, že každá hodnoty 2 sousední vzorků nejsou obě zároveň kladné ani záporné. Protože ale přidání této sekvence so signálu rozkmitá signál ve všech bodech včetně bodů s QRS komplexy, je potřeba toto ošetřit, aby bylo možné právě QRS komplexy detekovat. Toto je v projektu ošetřeno tak, že pokud absolutní hodnota signálu je v daných bodech větší než průměrná hodnota signálu *|y(n)|*, tak do signálu v těchto bodech není přidána vysokofrekvenční sekvence, tedy v těchto bodech je počet průchodů nulou menší a je možné detekovat QRS komplex. V signálu je ale možné, že i přes nastavení *λk* na hodnotu 0.5, se bude vyskytovat po filtraci signálu delší sekvence vzorků s hodnotou 0, které po přidání vysokofrekvenční sekvence do signálu zůstanou pořád nulové, což může způsobovat falešnou detekci QRS komplexu v některých částech signálu, právě kvůli tomu, že v dané části bude průchod signálu nulou menší. Toto je v projektu pojištěno tím, že se ke každému vzorku signálu přičte hodnota 10e-6.

## Výpočet počtu průchodu nulou

Detekce QRS komplexů probíhá počítáním průchodů nulou, kde tyto průchody jsou počítány v segmentech. Velikost segmentu byla v projektu zvolena heuristicky, a to na hodnotu 160, tedy předpokládá se, že za 1 sekundu nebude signál obsahovat 2 a více QRS komplexů. Počet průchodů nulou v segmentu je vypočítá následovně:

Obsah obrázku Písmo, bílé, text, typografie

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 7: Výpočet počtu průchodu nulou v segmentu**  
*(B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 141)*

Zde platí že *D(n)* vyjadřuje počet průchodů nulou v segmentu *n*, *N* je počet vzorků v segmentu, a *d(n - i)* je počet průchodů nulou mezi dvěma sousedními vzorky. Počet průchodů mezi dvěma sousedními vzorky je vyjádřen následovně:

Obsah obrázku Písmo, typografie, bílé, text

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 8: Výpočet počtu průchodu mezi vzorky***(B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 141)*

## Detekce QRS komplexů

Detekce QRS komplexů je řešena pomocí adaptivní prahové hodnoty, která je vyjádřena z počtu průchodů nulou jednotlivých segmentů. Adaptivní prahová hodnota je vyjádřena následujícím vztahem:

  
**Obr. 9: Vyjádření adaptivní prahové hodnoty**  
*(B.-U. KÖHLER a kol., 2003, str. 141)*

Zde platí že *Θ(n)* vyjadřuje adaptivní prahovou hodnotu, konstanta *λΘ* nabývá hodnot z intervalu (0; 1) a vyjadřuje tzv. *forgetting factor*, a *D(n)* počet průchodů nulou v daném segmentu.Konstanta *λΘ* je v projektu nastavena na hodnotu 0,7, a to protože se vyjadřuje prahová hodnota až od 2. segmentu, kde prahová hodnota je na začátku inicializována na hodnotu počtu průchodů prvního segmentu.

Detekce pozice QRS komplexu se uskutečňuje právě tehdy, když je *D(n)* menší než *Θ(n)*. V takovém případě dojde k identifikaci vlny R v daném segmentu pomocí nalezení maximální hodnoty magnitudy v segmentu a následnému uložení pozice identifikovaného QRS komplexu.

# Výsledky detekce QRS komplexů

Program, který realizuje tuto metodu byl testován na několika souborech se vstupními daty neměřeného EKG signálu. Vstupních souborů bylo celkem 10, kde každý soubor obsahuje 650000 vzorků, které jsou naměřeny vzorkovací frekvencí 360 Hz. Průměrná úspěšnost detekce QRS komplexů je 95,60 %. Úspěšnosti detekce QRS komplexů jednotlivých souborů se vstupními daty a tepové frekvence jsou znázorněny v následující tabulce:

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Soubor** | **Úspěšnost (%)** | **Tepová frekvence** |
| 101.mat | 98,60 | 63,01 |
| 103.mat | 98,75 | 68,29 |
| 106.mat | 92,50 | 61,88 |
| 117.mat | 97,91 | 52,74 |
| 119.mat | 96,22 | 66,03 |
| 122.mat | 96,91 | 77,36 |
| 214.mat | 96,63 | 72,01 |
| 223.mat | 94,64 | 79,32 |
| 231.mat | 87,56 | 53,57 |
| 232.mat | 96,30 | 60,08 |

**Tabulka 1: Přehled úspěšností detekce QRS komplexů***Zdroj: vlastní zpracování*

Na následujícím obrázku (obr. 9) je vykresleno prvních 10 sekund filtrovaného EKG signálu ze souboru *101.mat*, pozic reálných QRS pozic a detekovaných QRS pozic. Detekované pozice odpovídají reálným pozicím QRS komplexů, maximálně jsou rozdílné o jednu pozici. QRS komplexy které nejsou rozdílné se v obrázku (obr. 9) překrývají. Na začátku signálu lze pozorovat jeden vynechaný QRS komplex, který byl vynechán z důvodu větší délky segmentu, kterým se signál prochází. Na tomto obrázku (obr. 9) se detekce QRS komplexů proběhla úspěšně.

Obsah obrázku řada/pruh, diagram, Vykreslený graf, text

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 9: EKG signál ze souboru *101.mat****Zdroj: vlastní zpracování*

Na dalším obrázku (obr. 10) již výsledek detekce QRS komplexů je o něco méně úspěšná. Na obrázku (obr. 10) je vykresleno prvních 10 sekund filtrovaného EKG signálu ze souboru *231.mat*, kde během detekce QRS komplexů byly celkem dvě pozice QRS komplexů, nesprávně detekované. První pozice byla nesprávně detekována opět kvůli větší délce segmentu. Druhá pozice nebyla detekována, protože data v souboru *231.mat* obsahují arytmii tzv. AV blokádu 2. stupně, tedy někdy se stane, že QRS komplex chybí a je přítomna pouze P vlna, která ale byla během filtrace odstraněna. Toto je tedy důvod, proč během procesu detekce QRS komplexů se počet průchodů nulou v této části segmentů nesníží, a tím pádem nedojde ani k detekci samotného QRS komplexu.

Obsah obrázku řada/pruh, diagram, Vykreslený graf, Paralelní

Popis byl vytvořen automaticky  
**Obr. 10: EKG signál ze souboru *231.mat****Zdroj: vlastní zpracování*

# Závěr

Projekt se podařil úspěšně implementovat a otestovat na datech se vstupním EKG signálem. Průměrná úspěšnost detekce QRS komplexů je 95,60 %, což je dostačující pro tento projekt, ale pro praxi již příliš ne.

# Zdroje

*DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL*. Online, Bakalářská, vedoucí Ing. JIŘÍ SEKORA. Brno: VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2013. Dostupné z: <https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=64630>. [cit. 2023-12-12].

*DETEKCE KOMPLEXU QRS U EXPERIMENTÁLNÍCH ZÁZNAMŮ EKG*. Online, Bakalářská, vedoucí Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D. Brno: VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2013. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/30282018.pdf>. [cit. 2023-12-12].

KÖHLER, B.-U.; HENNIG, C. a ORGLMEISTER, R. QRS Detection Using Zero Crossing Counts. Online. Berlin: Biomedical Electronics Group, Department of Electrical Engineering, Berlin University of Technology, Berlin, Germany, 2003. Dostupné z: <https://www.msbt.nat.fau.de/PBMR/documents/200308030138.pdf?fbclid=IwAR0bQ7lbMRCHCyiiDCnW9nP_UNyB7isRUmK9RHM9c_AUyNxK9YzzwYy2lEk>. [cit. 2023-12-13].

KÖHLER, Bert-Uwe; HENNIG, Carsten a ORGLMEISTER, Reinhold. *The Principles of Software QRS Detection*. Online. Berlin: Department of Electrical Engineering, Biomedical Electronics Group, Berlin University of Technology, 2002. Dostupné z: <https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece5030/labs/s2013/QRS_detect_review.pdf>. [cit. 2023-12-12].

*Komorová extrasystola - EKG*. Online. ŠTEFÁNEK, MUDr. Jiří. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/komorova-extrasystola-ekg>. [cit. 2023-12-12].

*METODY DETEKCE QRS KOMPLEXU*. Online, Bakalářská, vedoucí Ing. LUKÁŠ SMITAL. Brno: VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2014. Dostupné z: <https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=85637>. [cit. 2023-12-12].