

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Návrh syntetického EKG signálu v prostředí MATLAB**  
**Designing a Synthetic ECG Signal in MATLAB**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Radana Kahánková**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Návrh syntetického EKG signálu v prostředí MATLAB**  
**Designing a Synthetic ECG Signal in MATLAB**

### Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s fyziologickou a anatomickou podstatou srdeční činnosti.
2. Seznámení se s principy pro měření EKG signálu.
3. Seznámení se s matematickým aparátem Fourierových řad.
4. Seznámení se s časově frekvenční analýzou EKG signálu.
5. Aproximace jednotlivých elementů EKG signálu prostřednictvím Fourierových řad.
6. Návrh a implementace syntetického EKG signálu v MATLABu.
7. Simulace patologických stavů srdeční činnosti na základě syntetického modelu EKG.
8. Vytvoření graficko uživatelského rozhraní v MATLABu pro generování a vizualizaci syntetického EKG signálu.
9. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Brno : nakl. VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [2] KOZUMPLÍK, J., R. KOLÁŘ a J. JAN. *Číslíkové zpracování signálů v prostředí MATLAB*. 1. vyd. Brno: VUT v Brně, 2001, 72 s. ISBN 80-214-1964-4.
- [3] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Překlad 6. vydání. Praha : GRADA Publishing, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [4] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. Vydání 1. Praha : GRADA Publishing, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jan Kubíček**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení studenta**

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 7. 5. 2014

*R. Kalahová*

Pokládám za milou povinnost poděkovat panu Ing. Janu Kubíčkovi z katedry kybernetiky a biomedicínského inženýrství VŠB – TU Ostrava, za velkou pomoc, cenné rady a velmi trpělivé vedení při tvorbě mé bakalářské práce.

## **Abstrakt**

Hlavním cílem této práce je vytvoření syntetického EKG signálu v prostředí MATLAB na základě analýzy Fourierových řad. Jednotlivé elementy EKG jsou aproximovány matematickým modelem, který je popsán a vysvětlen v teoretické části této práce. Vzniká tak model EKG signálu a to jak fyziologického, tak také některých jeho vybraných patologií. Na specifickém příkladu je tak ukázán návod na aproximaci a vytvoření syntetického modelu jakéhokoli periodického signálu. U vytvořeného syntetického EKG signálu je navíc uživateli dána možnost nastavení amplitudy a délky některých jeho vybraných parametrů. Touto metodikou jsme schopni vytvořit syntetický model EKG signálu s parametry zvolenými podle potřeby, který můžeme využít například jako základ pro kontrolu funkčnosti detektoru délky jednotlivých vln či intervalů apod.

Druhá část této práce je věnovaná dalším tématům spojeným s EKG, jako je simulace rušení a následná filtrace EKG nebo transformace signálu do frekvenční oblasti. Vše je provedeno u reálných EKG signálů načtených uživatelem.

## **Klíčová slova**

Syntetický EKG signál, elektrokardiogram, MATLAB, rušení EKG, patologie EKG, rušení a filtrace EKG

## **Abstract**

The main point of this thesis is to design a synthetic signal using MATLAB based on the theory of Fourier series. Each ECG element is approximated by the mathematical model which is described in the theoretical part of the thesis. This way the synthetic model is made – either physiological or pathological. On the practical example is shown an instruction of any periodical signal approximation. There is also an option for user to set the size of amplitude or the length of some ECG parameters. By this method it is possible to create a synthetic model of ECG signal with specific parameters chosen for the needs of the user, which can be used for example to control the function of the ECG length and amplitude size detector.

The second part is focused on the different topics related with ECG as the simulation of the noise and filtering ECG or the transformation of the signal to the frequency domain. Both applied on the real ECG signals chosen by the user.

## **Key words**

Synthetic ECG Signal, electrocardiogram, MATLAB, noise of ECG, ECG filtering, ECG pathology

## Seznam použitých symbolů a zkratek

**aVR** – označení unipolárního končetinového svodu pravé ruky

**aVL** – označení unipolárního končetinového svodu levé ruky

**aVF** – označení unipolárního končetinového svodu levé nohy

**ECG** – elektrokardiogram

**EKG** – elektrokardiogram

**P** – vlna P

**QRS** – komplex vln EKG signálu

**R** – typ průběhu EKG signálu blokáda pravého Tawarova raménka

**RR** – interval EKG signálu

**SA** – sinoatriální uzel

**T** – vlna T

**U** – vlna U

**V1** – označení prvního hrudního svodu

**V2** – označení druhého hrudního svodu

**V3** – označení třetího hrudního svodu

**V4** – označení čtvrtého hrudního svodu

**V5** – označení pátého hrudního svodu

**V6** – označení šestého hrudního svodu

## Obsah

Úvod.....	1
1. Srdce a jeho elektrická činnost.....	2
1.1 Anatomie a fyziologie srdce.....	2
1.2 EKG signál.....	2
1.2.1 Klidové a akční napětí kardiocytů.....	2
1.2.2 Vznik EKG.....	3
1.2.3 Jednotlivé elementy EKG.....	4
1.2.4 Měření EKG.....	5
1.2.5 Patologie EKG.....	7
1.2.6 Rušení EKG signálu.....	8
1.2.7 Filtrace EKG signálu.....	8
1.3 Matematický aparát pro Fourierovy řady.....	9
1.3.1 Fourierova transformace.....	9
1.3.2 Inverzní Fourierova transformace.....	10
1.3.3 Využití Fourierovy transformace.....	10
1.3.4 Řešený příklad.....	10
1.4 Rozklad EKG signálu.....	12
2. Sestavení matematického modelu EKG.....	13
2.1 Model vlny P a T.....	13
2.2 Model QRS komplexu.....	13
2.3 Izoelektrické linie.....	15
3. Geneze syntetického EKG signálu.....	16
3.1 Základní syntetický EKG signál.....	16
3.2 Nastavení vlastního EKG signálu.....	18
3.3 Uživatelské GUI rozhraní.....	19
3.4 Patologický syntetický EKG signál.....	21
3.4.1 Supraventrikulární tachykardie.....	21
3.4.2 Sinusová bradykardie.....	21
3.4.3 Flutter síní.....	22
3.5 Frekvenční analýza.....	22
3.6 Realizace rušení a filtrace.....	24
3.6.1 Princip adaptivního filtru.....	25

3.6.2 Realizace adaptivního filtru.....	26
Závěr .....	28
Seznam použité literatury .....	29
Přílohy.....	31



## Úvod

Elektrokardiogram (dále jen EKG) má jakožto grafické znázornění elektrické aktivity srdce v medicíně nezastupitelnou roli. Patří mezi ukazatele celkového, ale i aktuálního stavu lidského organismu, má proto důležitý diagnostický přínos.

Cílem této práce je mimo jiné vytvoření syntetického EKG signálu pomocí Fourierových řad a tím i objasnění jejich teorie v praxi. Pro realizaci bylo vybráno simulační prostředí MATLAB. Tato problematika už byla řešena dříve (2006, R. Karthik), avšak v této práci je realizace provedena pomocí symbolických výpočtů.

Pro vytvoření syntetického modelu jakéhokoli biologického signálu je zapotřebí znalost jeho typických vlastností a parametrů. EKG je obrazem elektrické činnosti srdce, je tedy v prvé řadě důležité srdce, jakožto generátor tohoto signálu, popsat a vysvětlit, jak tato elektrická činnost vzniká, dále se šíří a jak toto všechno ovlivňuje tvar dané křivky a jejich jednotlivých součástí.

Pokud všechny tyto náležitosti známe, můžeme přistoupit k vytvoření našeho vlastního modelu daného biologického signálu, tedy i k jádru této práce. Fourierovy řady jsou skvělým pomocníkem při aproximaci opakujících se dějů, mezi něž EKG patří. Nejdříve bude uvedena teorie spojená s Fourierovými řadami, která bude následně aplikována na základní EKG křivku vhodně rozloženou na elementární funkce. Tím bude umožněno lepší pochopení teoretického základu na jednom z mnoha praktických využití.

Jak už bylo řečeno výše, vzhled a vlastnosti EKG signálu může indikovat i to, zda je srdce zdravé či nikoli. Některé kardiovaskulární nemoci vytvářejí typický vzhled EKG. Některé z nich budou v této práci podrobněji rozebrány, a také vytvořeny jejich syntetické modely.

Rušení je jedním z velkých problémů při snímání a zpracovávání jakýchkoli elektrických signálů z lidského těla. Příklad takového rušení bude předveden na vybraném EKG signálu a bude také řešena problematika filtrace takovýchto rušivých signálů.

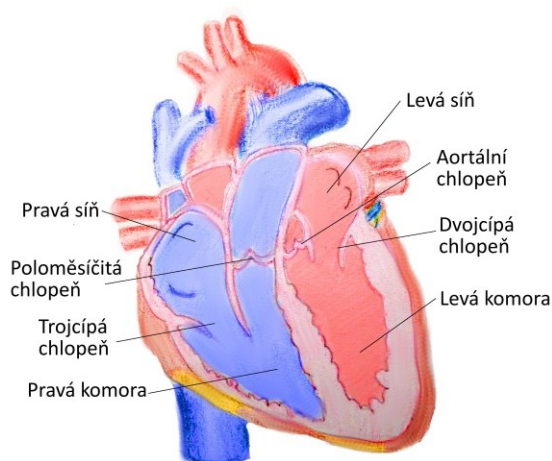
Poslední možností uživatele bude prohloubit si znalosti o EKG signálu z hlediska jeho frekvenčních vlastností. U vybraného EKG bude mít možnost vytvořit jeho amplitudová a výkonová spektra.

## 1. Srdce a jeho elektrická činnost

Srdce patří k nejdůležitějším orgánům v lidském těle. Je to v jistém smyslu přírodní pumpa, která nepřetržitě pohání krev cévním oběhem a umožňuje tak okysličení každého koutku těla.

### 1.1 Anatomie a fyziologie srdce

Srdce je dutý, svalový orgán se čtyřmi dutinami uložený za hrudní kostí v mezihrudí. Přepážka jej dělí na dvě poloviny - pravou a levou, které se nazývají pravé a levé srdce. Ty se pak dále dělí na síň a komoru, mezi nimiž se nachází přepážka tvořená vazivovou destičkou, do které jsou zakotvené cípate chlopně. Mezi pravou síní a pravou komorou je to chlopeň trojcípá, mezi levou síní a levou komorou pak chlopeň dvojcípá. Posledním typem chlopní jsou chlopně poloměsíčité, které můžeme nalézt při odstupu plicního kmene z pravé komory a srdečnice z levé komory. [4]



Obrázek 1: Anatomie srdce

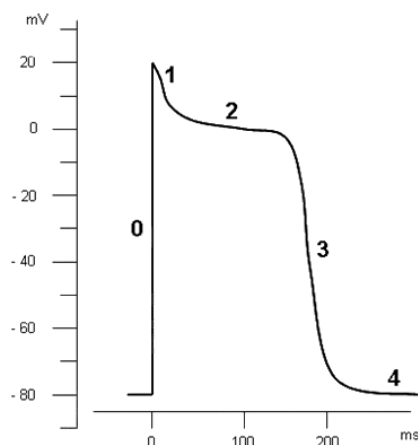
Srdcem neustále cirkuluje krev. Odkysličená krev ze žil je přiváděna do pravé síně horní a dolní dutou žilou. Dále pak vtéká do pravé komory a odtud je vypuzována do plicnice. Od tohoto okamžiku začíná malý krevní oběh, ve kterém se krev přes různé části plic okyslíčí. Krev obohacená o kyslík pak míří čtyřmi plicními žilami do levé síně a následně levé komory, odkud je vehnána do srdečnice, kterou začíná velký krevní oběh. Jeho hlavní úlohou je zásobovat tělo systémem tepen, tepének a vlásečnic kyslíkem. [4]

### 1.2 EKG signál

Elektrokardiogram (EKG) je grafickým znázorněním průběhu elektrické aktivity srdce v čase, pořízeným elektrokardiografem. V této podkapitole bude řečeno více o jeho vzniku a způsobu měření.

#### 1.2.1 Klidové a akční napětí kardiocytů

Membránu kardiocytů tvoří fosfolipidová dvojvrstva a představuje tak izolační dielektrikum, na němž se vytváří klidové membránové napětí vlivem nerovnoměrného rozdělení základních fyziologických iontů na obou stranách buněčné membrány. U srdečního svalu se klidový membránový potenciál objevuje v čase diastoly a nabývá hodnoty okolo  $-90$  mV.



Obrázek 2: Průběh akčního potenciálu srdečního svalu [1]

V průběhu systoly vzniká akční potenciál, který je vyvolán elektrickým podrážděním srdečních buněk. Průběh akčního potenciálu kardiomyocytu je výjimečný a výrazně se od průběhů v jiných buňkách liší. Největším rozdílem je tzv. fáze plató (obr. 2). Dalo by se říct, že tato fáze je jakousi prodlouženou depolarizací. V oblasti plata se totiž uplatňují jiné mechanismy než například u buněk nervových. Jednak se zvyšuje propustnost membrány pro vápenaté ionty, což přispívá k udržení stavu depolarizace, a zároveň se snižuje propustnost membrány pro ionty draselné a tím brání repolarizaci. [3]

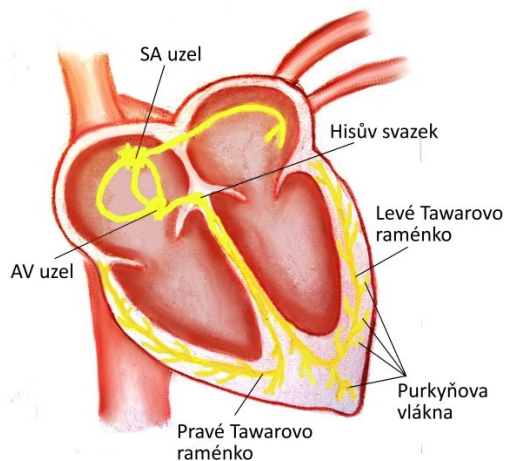
### 1.2.2 Vznik EKG

Vznik EKG signálu popisuje převodní systém srdeční. Výchozím článkem tohoto systému je sinoatriální uzel. Vznikají zde elektrické výboje vyvolávající srdeční stahy, proto se také někdy označuje jako pacemaker, udavatel rytmu. Nachází ve speciální oblasti pravé síně při ústí horní duté žíly. [4]

Dále se pak depolarizace šíří síňovými svalovými vlákny až do atrioventrikulárního (AV) uzlu, kde dochází k jejímu zpoždění, což vede ke zpomalení rychlosti vedení vzruchu a tím i zabezpečení převodu vzruchu na komory až po ukončení stahu síní.

Ze síňokomorového uzlu vychází Hisův svazek, který vede mezikomorovou přepážkou. Díky němu je možné, aby se vzruch rozšířil ze síní do komor a překonal tak elektrický izolátor v podobě vazivové přepážky nacházející se mezi nimi.

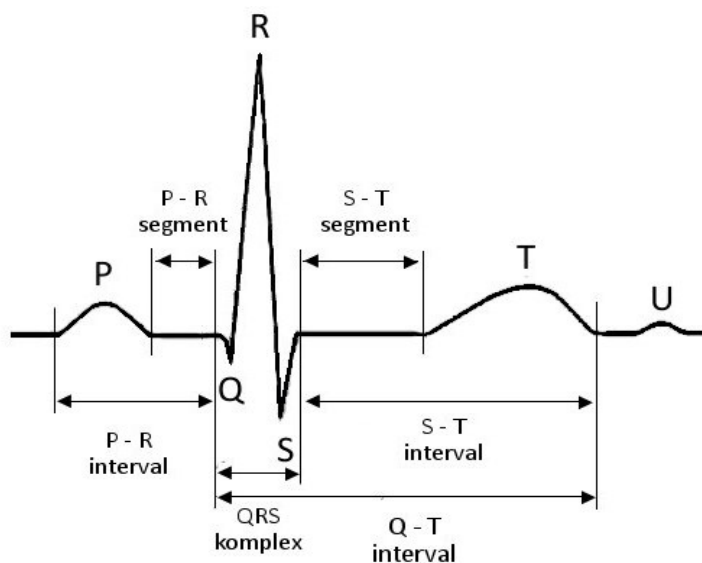
Směrem k srdečnímu hrotu se Hisův svazek rozděluje na dvě Tawarova raménka, která se dále větví na Purkyňova vlákna. Těmi je vzruch předáván komorovým buňkám, dochází k jejich depolarizaci a následnému stahu svaloviny komor.



Obrázek 3: Převodní systém srdeční

### 1.2.3 Jednotlivé elementy EKG

Elektrokardiogram je složen z několika specifických částí, mezi kterými jsou například pozitivní a negativní vlny, intervaly, segmenty a také jeden komplex. Mezi těmito elementy se nachází tzv. izoelektrické linie. Jsou to úseky, kde je srdce na malou chvíli elektricky neaktivní, a které slouží jako hladiny nulového napětíového rozdílu. Na vzhledu a vlastnostech elementů v jednotlivých svodech závisí také hodnocení samotného EKG.



Obrázek 4: EKG křivka

- **P-vlna**

Vlna P je prvním elementem EKG signálu. Tato pozitivní vlna vzniká činností sinoatriálního uzlu a značí postup elektrické aktivace síní, tedy jejich depolarizaci. V této fázi dochází ke kontrakci síní. Amplituda může nabývat rozličných hodnot od 0, kdy tato vlna není pozorovatelná, až po hodnotu 0,3 mV. Doba trvání se pohybuje okolo 100 ms.

- ***P-R interval***

Tento interval v sobě zahrnuje aktivitu síní, tj. vlnu P, průchod vzruchu AV uzlem, tj. segment PR, a končí u začátku aktivity komor, tedy u komorového QRS komplexu. Lze tedy říct, že je obrazem síňokomorového vedení. Délka tohoto intervalu se u zdravé populace pohybuje v rozmezí 120 až 200 ms.

- ***QRS komplex***

QRS komplex je grafické znázornění depolarizace komor. Je zde vidět zřetelný rozdíl v intenzitě oproti depolarizaci síní vyjádřené vlnou P. Způsobuje to svalovina komor, která je oproti svalovině síní velice silná. [2]

Skládá se z vln Q, R a S. Kmity se označují buď velkými (Q, R, S), nebo malými (q, r, s) písmeny a to podle toho, zda velikost jejich amplitudy přesáhne či nepřesáhne hodnotu 0,5 mV.

Vlna Q, která je prvním negativním kmitem elektrokardiogramu, dosahuje až čtvrtinové velikosti vlny R a trvá méně než 30 ms. R vlna, kladná výchylka navazující na vlnu Q, může nabývat velikosti až několik mV, ale může také úplně chybět, což téměř vždy vypovídá o patologickém stavu srdce. Poslední vlna komplexu je také negativní a nazývá se S. Její amplituda má hodnotu do 0,8 mV a trvá asi 50 ms. Časově lze celý tento komplex vymezit od 50 do 110 ms.

- ***S-T segment***

S-T segment je za normálních okolností vodorovný a izoelektrický úsek mezi QRS komplexem a vlnou T. Při různých srdečních onemocněních se zde objevují odchylky.

- ***Q-T interval***

Interval Q-T reprezentuje elektrickou systolu. Začíná depolarizací komor a končí jejich konečnou repolarizací. Doba trvání je od 0,34 do 0,42 ms.

- ***T-vlna***

V této části se srdeční svalovina vrací do elektricky klidového stavu. Tomuto procesu se také říká repolarizace. Amplituda této vlny nabývá hodnoty až 0,8 mV a trvá až 300 ms.

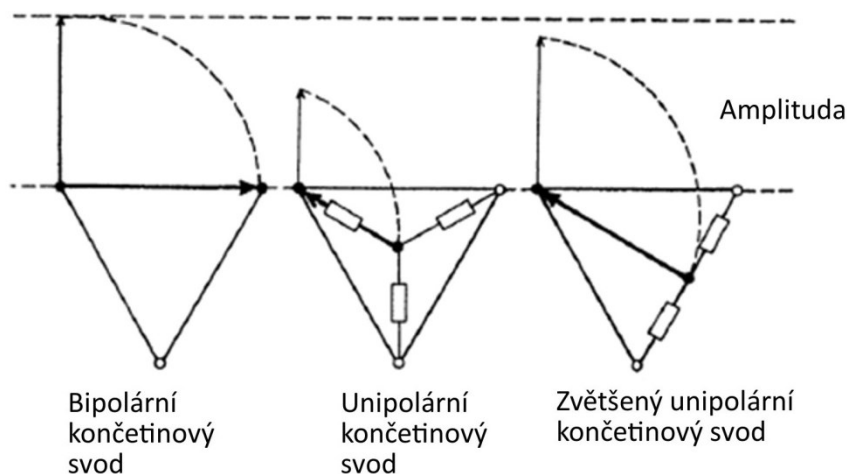
- ***U-vlna***

Tato vlna se v některých případech objevuje za vlnou T a to ve stejném směru a dosahuje hodnoty třetiny její amplitudy. Důvod jejího vzniku je dodnes nejasný, ale patrně je projevem tzv. afterpolarizace. [1]

#### **1.2.4 Měření EKG**

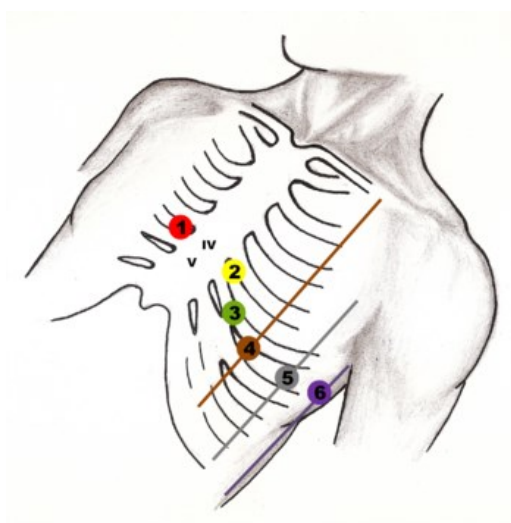
Za svůj vznik vděčí elektrokardiogram holandskému lékaři jménem Willem Einthoven. Ten v roce 1903 za pomoci strunového galvanometru změřil napětí mezi svorkami umístěnými na třech končetinách v místech přibližných vrcholů rovnoramenného trojúhelníku, čímž vzniknul tzv. Einthovenův trojúhelník. Dvě elektrody se nacházejí na pravé a levé ruce a jedna na levé noze. Bipolární svody, kterými je měřen rozdíl potenciálu mezi těmito elektrodami, se nazývají končetinové a značíme je římskými číslicemi I, II a III. V praxi se objevuje čtvrtá elektroda černé barvy, která se umísťuje na pravou nohu. Slouží k uzemnění a zeslabení artefaktů a šumu.

K těmto bipolárním končetinovým svodům přibýly následně svody unipolární s označením. Původně se v tomto zapojení nacházela centrální indiferentní elektroda s nulovým potenciálem, která vznikla spojením všech tří končetinových svodů přes odpor  $5\text{ k}\Omega$ . Tyto svody byly pojmenovány VR, VL a VF. Záznam tohoto zapojení měl však malou amplitudu a byl tak špatně čitelný. Goldberger ale přinesl zlepšení. Odpojil od centrální svorky vždy končetinu zapojenou na měřící elektrodu a z obou dalších končetin odpojil vložený odpor. Centrální svorka tedy v jeho podání nemá nulové napětí a je posunuta mezi zbývající spojené končetiny, což vedlo k zvětšení (augmentaci) snímaného signálu. Tyto svody se nazývají zvětšené Goldbergerovy svody a značí se aVR, aVL a aVF. [10]



Obrázek 5: Schéma uspořádání a amplituda jednotlivých svodů [10]

Posledním typem svodů jsou tzv. unipolární hrudní svody, někdy také nazývané prekordiální. Využívá se zde indiferentní Wilsonovy elektrody, která funguje jako referenční a vzniká spojením končetinových svodů přes odpor  $5\text{ k}\Omega$ , jak už bylo zmíněno výše. Diferentní elektrody V1 – V6 jsou rozmístěny na určených místech hrudní stěny. Tento typ snímání umožňuje sledovat elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině, oproti končetinovým svodům, které ji zobrazují do frontální projekce. [5]



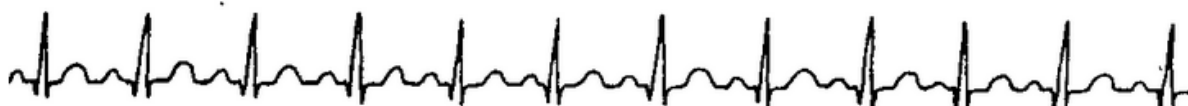
Obrázek 6: Rozmístění diferentních elektrod [11]

### 1.2.5 Patologie EKG

- **Supraventrikulární tachykardie**

Tento druh zrychlené srdeční činnosti (tachykardie) je typický tím, že centrum udávající patologický rytmus se nachází nad komorami. EKG takovéto patologie je typické zvýšenou frekvencí a to nad 90 úderů za minutu. Tvary všech jednotlivých vln a QRS komplexu jsou normální, úseky mezi nimi jsou zkráceny úměrně dané tachykardii.

Způsobena může být například zvýšenou fyzickou námahou, rozrušením, stresem, šokem, horečkou nebo po podání některých léků jako atropin či adrenalin.



Obrázek 7: EKG záznam zaznamenávající supraventrikulární tachykardii [14]

- **Sinusová bradykardie**

Bradykardie označuje zpomalenou srdeční činnost, tedy tu, jejíž frekvence je nižší než 1 Hz (60 úderů za minutu). P vlna i QRS interval mají normální tvar, PQ interval je úměrně prodloužený.

Výskyt může být i fyziologický u zdravých mladých osob a trénovaných sportovců nebo také ve spánku. Patologicky pak například u zvýšené vagové aktivity, u hypotyreózy (snížené funkce štítné žlázy) nebo po podání léků jako verapamin, chinidin nebo betablokátorů.



Obrázek 8: EKG zachycující sinusovou bradykardii [14]

- **Flutter síní**

Poslední z patologií vybraných pro tuto práci je Flutter síní. Jedná se o typ srdeční poruchy, která je způsobena abnormálním šířením srdečního vzruchu síněmi. To zapříčiňuje jejich rychlé stahy, tzv. „kmitání síní“. Je také často spojen se zrychlenou srdeční činností – tachykardií. Flutter se vyznačuje zřetelnými síňovými vlnkami „F“, které mají stále stejný pilovitý tvar, srdeční činnost však často zůstává pravidelná.

Příčinami flutterů jsou například nemoci srdce jako třeba ischemická choroba srdeční, zvýšeným krevním tlakem, nebo se ale také může vyskytnout u úplně zdravého jedince. [14]



Obrázek 9: EKG zachycující flutter síní [14]

### 1.2.6 Rušení EKG signálu

Na tvar a vlastnosti EKG signálu se mohou větší či menší měrou podílet různé druhy rušení. Hlavní dvě skupiny jsou specifikovány šířkou svého frekvenčního pásma. To může být úzké, pak hovoříme o tzv. úzkopásmových rušivých signálech, nebo naopak široké, které se nazývají rušivé signály širokopásmové.

- **Úzkopásmové signály**

Úzkopásmové rušivé signály jsou tvořeny zejména kolísáním izoelektrické linie a také síťovým rušením. První ze jmenovaných je zapříčiněn především elektrochemickými procesy v místě styku elektrody a kůže (dosahuje hodnot do 0,8 Hz) nebo také dýcháním pacienta (do 0,5 Hz).

Síťové rušení, nazývané také jako síťový brum, je ovlivněno indukcí napětí elektrických rozvodů. Nabývá hodnot 50 Hz pro území Evropy a 60 Hz pro USA a Japonsko.

- **Širokopásmové signály**

Mezi širokopásmové rušivé signály může být zařazeno více vlivů, mezi nejvýznamnější z nich patří myopotenciály a pohybové artefakty. Jejich frekvenční pásmo začíná frekvencemi okolo 20 Hz a končí až v řádech kHz. Vznikají aktivním pohybem svalů vyšetřované osoby, je tedy zapotřebí s nimi počítat zejména při snímání EKG signálu u zátěžových testů. [12], [16]

### 1.2.7 Filtrace EKG signálu

Hlavní požadavek na jakýkoli prostředek k odstranění nežádoucího rušení je, aby co nejméně deformoval samotný tvar EKG signálu, který by přílišným zkreslením zásadně změnil nebo úplně ztratil svou diagnostickou informaci. Pro každý ze způsobů zpracování či analýzy signálu je definována jiná přípustná mez zkreslení signálu, kterou je třeba striktně dodržovat. Jelikož filtrace EKG signálu většinou patří mezi výpočetně náročnější operace, dalším z požadavků je realizace takového filtru, aby byl výpočet co nejjednodušší.

Filtrace je realizována podle druhu rušení různými metodami. Patří mezi ně filtry horní a dolní propusti, pásmové zádrže či propusti a jejich různé podoby (Lynnova horní propust apod.), kombinované s náročnými výpočetními metodami. [12], [15]

Filtrace může probíhat ve dvou různých režimech. První z nich je tzv. režim online, kdy se nepříznivé vlivy působící na EKG signál filtrují již během samotného chodu přístroje. Druhý se jmenuje režim offline, kdy se signál zpracovává až po skončení měření a je většinou realizován softwarově. Jeden z filtrů pracujících v offline režimu bude v této práci popsán a bude také provedena jeho realizace.

- **Filtr NLMS**

Jedná se o normalizovanou formu tzv. LMS filtru. LMS (Least-mean-squares) algoritmus minimalizuje kvadratickou odchylku funkce a je jedním z nejpoužívanějších algoritmů adaptivní filtrace. Mezi jeho hlavní přednosti patří nízká výpočetní náročnost, jednoznačná konvergence ve stacionárním prostředí a stabilní chování při výpočtu s konečnou přesností. [19]



### 1.3 Matematický aparát pro Fourierovy řady

Fourierovy řady jsou limitou posloupnosti trigonometrických polynomů, které jsou složeny ze sinusových a kosinusových funkcí. Představují proto vhodný nástroj využívaný v aproximaci periodických dějů.

Často se ale také aproximuje funkce, která periodická není. V tomto (pro tuto práci důležitějším) případě se zvolí libovolný interval délky  $2\pi$  a mimo něj se daná funkce změní na funkci s periodou  $2\pi$ , která se rovná původní funkci na zvoleném intervalu.

Mějme funkci  $f(x)$ , její rozvoj do Fourierovy řady na intervalu  $\langle c, c + 2\pi \rangle$  lze symbolicky zapsat ve tvaru:

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(kx) + b_k \sin(kx)) \quad (1.1)$$

kde výrazy

$$a_k, b_k$$

jsou Fourierovy koeficienty dané vztahy:

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_c^{c+2T} f(x) dx \quad (1.2)$$

$$a_k = \frac{1}{T} \int_c^{c+2T} f(x) \cos(kx) dx \quad (1.3)$$

$$b_k = \frac{1}{T} \int_c^{c+2T} f(x) \sin(kx) dx \quad (1.4)$$

kde

$$k = 1, 2, 3 \dots$$

$c$  = počátek intervalu rozvoje

$T$  = libovolná perioda funkce

#### 1.3.1 Fourierova transformace

S Fourierovými řadami bezprostředně souvisí i Fourierova transformace, na kterou lze pohlížet jako na jejich rozšíření. Tímto způsobem je možné popsat v kmitočtové oblasti signály - jak periodické, tak neperiodické, a to součtem tzv. harmonických složek. Využívá se pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční.

Hlavním rozdílem mezi Fourierovou řadou a transformací je délka zvoleného intervalu, která je u Fourierovy transformace nekonečná. Může být vyjádřena mnoha způsoby, například touto rovnicí:

$$X(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cos(\omega t) dt - j \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \sin(\omega t) dt \quad (1.5)$$

nebo častěji:

$$X(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1.6)$$

kde

$X(j\omega)$  je Fourierův obraz signálu  $x(t)$

$\omega = \frac{2\pi}{T}$  kde  $T \rightarrow \infty$  je perioda daného signálu

### 1.3.2 Inverzní Fourierova transformace

Inverzní Fourierova transformace označuje zpětný postup k sestavení původní funkce. Pro signál s periodou  $T$  pak platí:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2T}} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\omega)e^{i\omega t} d\omega \quad (1.7)$$

### 1.3.3 Využití Fourierovy transformace

Mezi využití Fourierovy transformace patří mimo jiné např. analýza signálu, vytvoření spekter, frekvenční obraz a komprese obrázků, frekvenční analýza rotačních strojů.

### 1.3.4 Řešený příklad

Pro názornost bude zde nyní předveden rozklad zvolené funkce  $f(x) = x$  pomocí Fourierových řad.

Stanovme Fourierovu řadu funkce  $f(x) = x$  v intervalu  $(-\pi, \pi)$  a ukažme, k jaké funkci tato řada konverguje na  $(-\infty, \infty)$ .

*Řešení:*

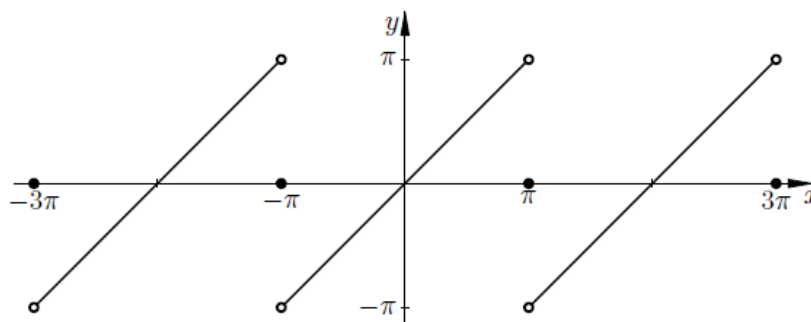
$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} x dx = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{x^2}{2} \right]_{-\pi}^{\pi} = 0 \quad (1.8)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} x \cos(kx) dx = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{x \sin(kx)}{k} \right]_{-\pi}^{\pi} - \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{\sin(kx)}{k} dx = 0 \quad (1.9)$$

$$\begin{aligned} b_k &= \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} x \sin(kx) dx = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{x \cos(kx)}{k} \right]_{-\pi}^{\pi} + \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{\cos(kx)}{k} dx = \frac{2\pi \cos(k\pi)}{k\pi} \\ &= (-1)^{k+1} \frac{2}{k} \end{aligned} \quad (1.10)$$

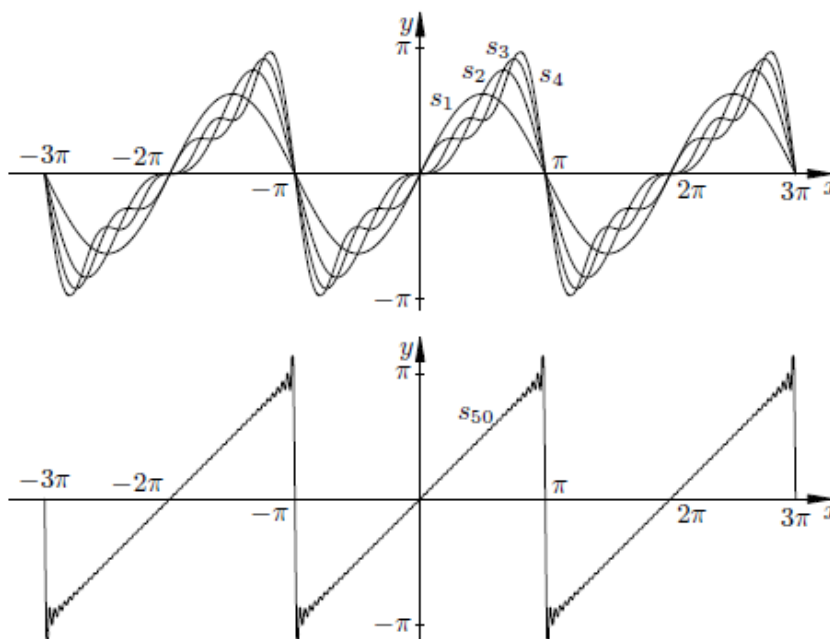
$$f(x) = 2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{(-1)^{k+1}}{k} \sin(kx) = 2 \left( \sin(x) - \frac{1}{2} \sin(2x) + \frac{1}{3} \sin(3x) - \dots \right) \quad (1.11)$$

Součet této řady na  $(-\infty, \infty)$  je pak určen rozšířením z intervalu  $\langle -\pi, \pi \rangle$ , opakujícím se s periodou  $2\pi$ .



Obrázek 10: Součtová funkce [9]

Na obrázku 10 byl znázorněn úsek součtu této řady na nekonečně dlouhém intervalu. Pro názornost a lepší pochopení Fourierových řad budou ještě přidány dva grafy (viz. Obr. 11), kde je vykreslen úsek dané řady pouze pro její  $n$ -tý částečný součet pro omezený počet harmonických složek rovnajících se různým zvoleným  $n$  – u prvního grafu  $n = 1, 2, 3$  a u druhého  $n = 50$ . [9]



Obrázek 11: Grafy vybraných součtových vzorců [9]

Z Obr. 11 je zřejmé, že se vzrůstající hodnotou  $n$  se zvyšuje i věrnost zachycení žádané funkce, tudíž pouze součet řady na nekonečném intervalu umožňuje úplnou přesnost, které také chce být dosaženo.

## 1.4 Rozklad EKG signálu

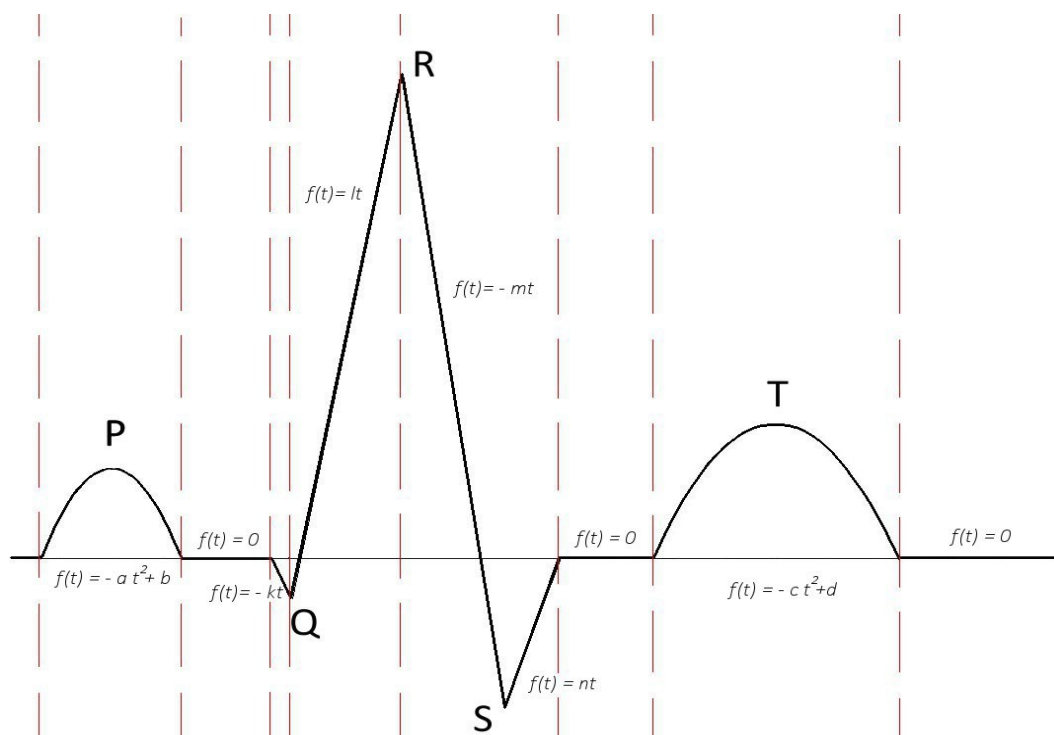
Jak už bylo výše zmíněno, Fourierovy řady slouží k rozkladu periodických funkcí. EKG signál není periodický, jelikož srdce přece jenom není stroj. Žádné dva záznamy elektrokardiografu nejsou stejné, objevují se artefakty a různé změny a také samotný srdeční tlukot není pravidelný. Pokud by to tak bylo, pokládalo by se to za patologický jev, jelikož přemíra pravidelnosti u srdečního rytmu je nezdravá. Funkci EKG tedy popisujeme jako funkci repetiční. [6], [7]

Pro účely této práce tento fakt přehlédneme a na EKG signál budeme nahlížet jako na periodickou funkci a bude tedy možné ho rozložit pomocí Fourierových řad.

Nejdříve byla provedena první hrubá analýza EKG signálu (obr. 12). EKG křivka je složena z opakujících se vln sinusového (vlny P, T, U) a trojúhelníkového (komplex QRS) tvaru, které lze dále zjednodušovat, proto byla rozdělena na 11 částí a ty byly popsány funkcemi.

kde  $a, b, c, d, k, l, m, n$

jsou koeficienty popisující posuny a strmosti elementárních funkcí, které zastupují jednotlivé části EKG. [13]



Obrázek 12: Rozklad EKG signálu

## 2. Sestavení matematického modelu EKG

V této kapitole budou sestaveny matematické modely jednotlivých výše popsaných úseků EKG křivky prostřednictvím Fourierových řad.

### 2.1 Model vlny P a T

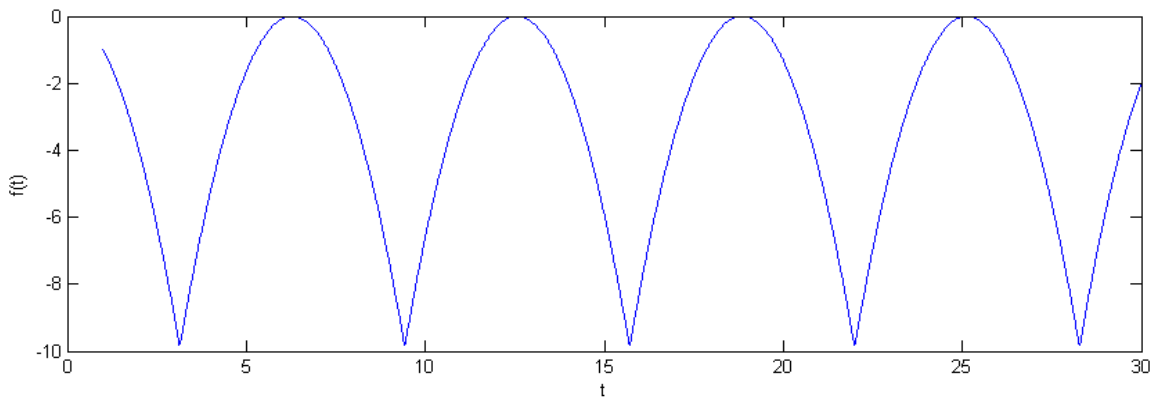
Vlny P a T se svým tvarem blíží parabole, proto má jejich výchozí elementární funkce tvar  $f(t) = -t^2$ . Jejich výsledný vzhled je ovlivněn nastavitelnými parametry jako je posunutí nebo šířka. Pro základní tvar této funkce vypadá Fourierova řada následovně :

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} -t^2 dt = \frac{1}{\pi} \left[ -\frac{t^3}{3} \right]_c^{c+2\pi} = -\frac{2}{3}\pi^2 \quad (2.1)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} -t^2 \cos(kt) dt = \frac{1}{\pi} \left[ -k^2 t^2 \sin(kt) - 2 \sin(kt) + \frac{2k \cos(kt)}{k^3} \right]_c^{c+2\pi} = \frac{4}{k^2} (-1)^k \quad (2.2)$$

$$b_k = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} t \sin(tx) dx = \frac{1}{\pi} \left[ \cos(kt) \left( \frac{k^2 t - 2}{k^3} \right) - \frac{2t \sin(kt)}{k^2} \right]_c^{c+2\pi} = 0 \quad (2.3)$$

$$f(t) = 4 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{(-1)^k}{k^2} \cos(kt) \quad (2.4)$$



Obrázek 13: Fourierova řada vlny P pro prvních 100 harmonických složek

### 2.2 Model QRS komplexu

Vlna R je stejně jako vlny Q a S trojúhelníkového tvaru. Lze je rozdělit na dvě části – klesající a stoupající a ty mohou být zastoupeny elementárními funkcemi  $f(t) = -t$  a  $f(t) = t$ , s rozdílným posunem a strmostí pro potřeby každé z vln.

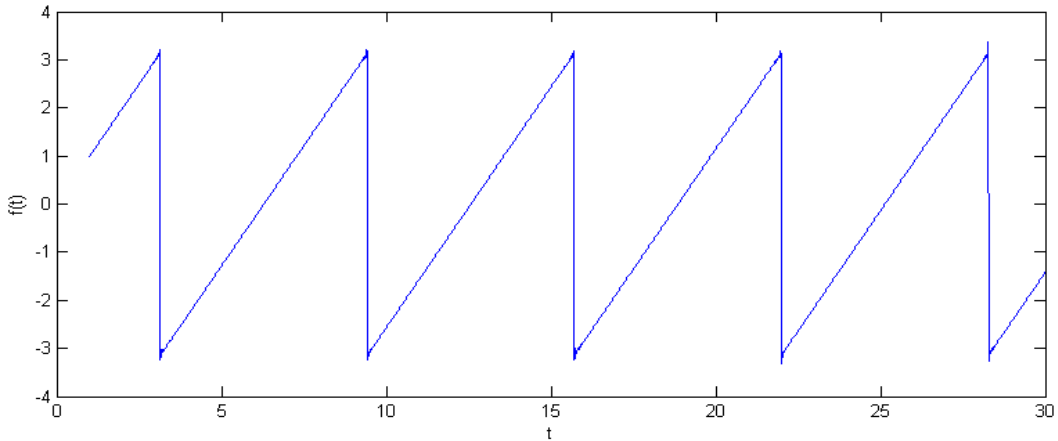
Pro vytvoření vzestupných částí jednotlivých vln QRS komplexu je zvolena elementární funkce ve tvaru  $f(t) = t$ . Její rozklad pomocí Fourierových řad vypadá následovně:

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} t \, dt = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{t^2}{2} \right]_c^{c+2\pi} = 0 \quad (2.5)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} t \cos(kt) \, dt = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{t \sin(kt)}{k} \right]_c^{c+2\pi} - \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} \frac{\sin(kt)}{k} \, dt = 0 \quad (2.6)$$

$$\begin{aligned} b_k &= \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} t \sin(kt) \, dx = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{t \cos(kt)}{k} \right]_c^{c+2\pi} + \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} \frac{\cos(kt)}{k} \, dt = -\frac{2\pi \cos(k\pi)}{k\pi} \\ &= (-1)^{k+1} \frac{2}{k} \end{aligned} \quad (2.7)$$

$$f(t) = 2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{(-1)^{k+1}}{k} \sin(kt) \quad (2.8)$$



Obrázek 14 : Fourierova řada vlny  $R$  pro prvních 1000 harmonických složek

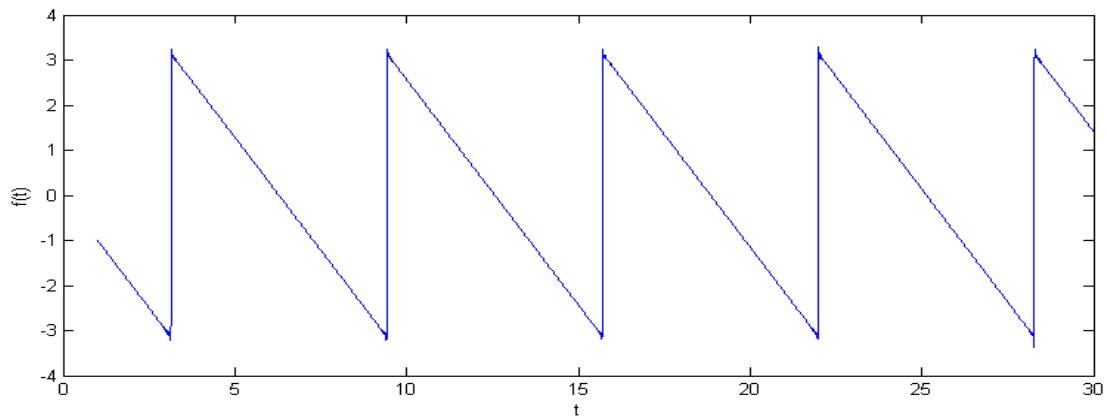
Sestupné části těchto vln mají naopak klesající charakter. Proto je k vytvoření jejich modelu nejvhodnější zvolení elementární funkce  $f(t) = -t$ . Matematický model prostřednictvím Fourierových řad tedy má tuto podobu:

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} -t \, dt = \frac{1}{\pi} \left[ -\frac{t^2}{2} \right]_c^{c+2\pi} = 0 \quad (2.9)$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} -t \cos(kt) \, dt = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{-t \sin(kt)}{k} \right]_c^{c+2\pi} - \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} \frac{\sin(kt)}{k} \, dt = 0 \quad (2.10)$$

$$b_k = \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} -t \sin(kt) \, dx = \frac{1}{\pi} \left[ \frac{-t \cos(kt)}{k} \right]_c^{c+2\pi} + \frac{1}{\pi} \int_c^{c+2\pi} \frac{\cos(kt)}{k} \, dt = -\left( (-1)^{k+1} \frac{2}{k} \right) \quad (2.11)$$

$$f(t) = -2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{(-1)^{k+1}}{k} \sin(kt) \quad (2.12)$$



Obrázek 15: Fourierova řada sestupné části QRS komplexu pro prvních 1000 harmonických složek

### 2.3 Izoelektrické linie

Izoelektrické linie určené funkcí  $f(t) = 0$ , jsou cyklicky se opakující nulové úseky mezi jednotlivými vlnami a QRS komplexem v EKG křivce.

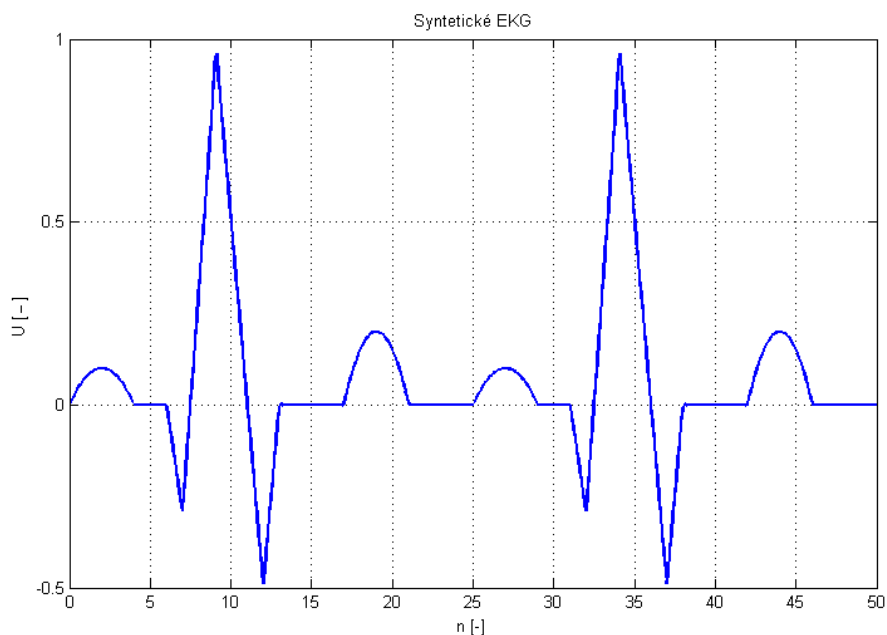
### 3. Geneze syntetického EKG signálu

V této části již bude přistoupeno k realizaci syntetického EKG signálu v prostředí MATLAB. Tato problematika již byla řešena pomocí MATLABU R. Karthikem z Indické univerzity Anna. Jeho realizace spočívala vytvoření numerického algoritmu pro tvorbu jednotlivých elementů EKG, výsledná syntetická křivka pak byla dána jejich součtem. [13]

Pro tuto práci bylo vybráno řešení pomocí symbolického výpočtu v Symbolic Toolbox, který je součástí programu MATLAB. Jeho výhodou je velká přesnost a v tomto případě představuje i značné zjednodušení práce u tvorby algoritmu. Nevýhodou je naopak poměrně velká výpočetní náročnost.

#### 3.1 Základní syntetický EKG signál

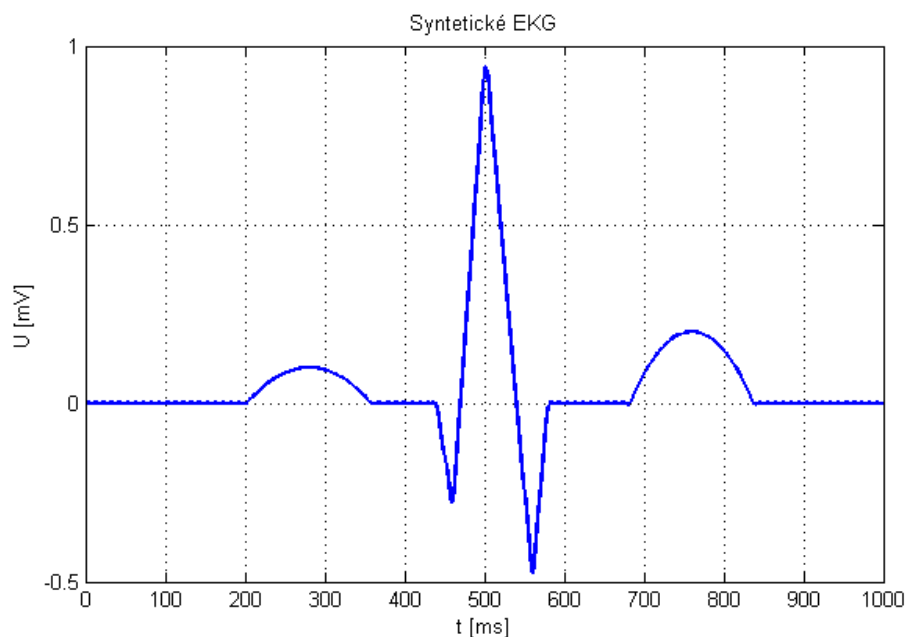
Za pomoci matematického modelu sestaveného v předchozí kapitole již nyní bylo možno vytvořit základní syntetickou EKG křivku v programu MATLAB. V první fázi řešení byl vytvořen matematický model, který kopíruje tvar EKG signálu. Hodnoty tohoto prvního modelu plně nerespektovaly požadavky na fyziologický EKG signál a to hlavně v časové oblasti.



Obrázek 16: První model syntetického EKG signálu neodpovídající fyziologickým požadavkům

Model syntetického EKG signálu, který vznikl ve druhé fázi, už byl vytvořen přetvořením předešlého modelu tak, aby délky jednotlivých jeho úseků odpovídaly hodnotám skutečných EKG signálů popsaných v kapitole 1.2.3.





Obrázek 17: Vykreslení základní syntetické EKG křivky s fyziologickými parametry

Podoba rovnic, které jsou umístěny v tabulce 1, jsou zvoleny podle teoretického odvození v kapitole 2 a jejich koeficienty strmosti pak podle požadovaného vzhledu výsledné EKG křivky. Délky jednotlivých úseků odpovídají fyziologickým parametrům EKG a v kódu jsou pak určeny intervaly mezi významnými body časové osy pojmenovanými  $T_1 - T_{10}$ , které určují počátky a konce jednotlivých částí syntetického EKG.

Tabulka 1: Hodnoty pro jednotlivé části základní syntetické EKG křivky

Název funkce	Název úseku EKG křivky	Délka [ms]	Rovnice daného úseku
$f_0$	Izoelektrická linie	200	$f_0(t) = 0$
$f_1$	P vlna	160	$f_1(t) = -(0,001/15) \cdot (0,5 \cdot (t - 280))^2 + 0,1$
$f_2$	Izoelektrická linie	80	$f_2(t) = 0$
$f_3$	1. sestupná část QRS komplexu	20	$f_3(t) = -0,01 \cdot t + 6,6$
$f_4$	1. vzestupná část QRS komplexu	40	$f_4(t) = 0,03 \cdot (t - 470)$
$f_5$	2. sestupná část QRS komplexu	60	$f_5(t) = -0,025 \cdot (t - 540)$
$f_6$	2. vzestupná část QRS komplexu	40	$f_6(t) = 0,025 \cdot (t - 580)$
$f_7$	Izoelektrická linie	100	$f_7(t) = 0$
$f_8$	T vlna	160	$f_8(t) = -((0,002/15) \cdot (0,5 \cdot (t - 760)))^2 + 0,2$
$f_9$	Izoelektrická linie	160	$f_9(t) = 0$

Ukázka ze zkráceného zdrojového kódu:

```
perioda=1000;%definování periody funkce
oml=2.*pi/perioda;%uhlovy kmitocet
a0=2/perioda*int(f0,t,T0,T01)+2/perioda*int(f1,t,T01,T1)+...+2/perioda.*int
(f9,t,T8,T9);%koeficient a0
an=2/perioda*int(f0*cos(oml.*n.*t),t,T0,T01)+...+2/perioda.*int(f9*cos(oml.
*n.*t),t,T8,T9);%koeficient an
bn=2/perioda*int(f0*sin(oml*n*t),t,T0,T01)+...+2/perioda.*int(f9*sin(oml.*n
.*t),t,T8,T9);%koeficient bn

four=a0/2+symsum(an.*cos(oml.*n.*t)+bn.*sin(oml.*n.*t),n,1,20);%součet
Fourierovy řady pro daná počet vyšších harmonických
t=0:10:1000;%interval zobrazování
four=subs(four);%transformace na numerickou proměnnou
```

Významnou proměnnou je počet harmonických složek  $n$ . Čím vyšší je její hodnota, tím je výpočet přesnější stejně jako výsledná křivka.

### 3.2 Nastavení vlastního EKG signálu

Uživatel má možnost nastavení celkem šesti parametrů a to délky a velikosti amplitud vln P, Q a QRS komplexu. Hodnotu v daných jednotkách vždy vepíše do příslušných labelů po pravé straně GUI rozhraní a vykreslí se po stisknutí tlačítka s názvem Vlastní EKG signál (viz obr. 19).

Je vytvořen algoritmus, který uzpůsobuje tvar syntetického EKG signálu podle proměnných  $a - g$  zadaných uživatelem. Funkce jednotlivých proměnných jsou popsány v tabulce níže. Princip jejich působení na tvar jednotlivých elementů lze vidět v ukázce ze zdrojového kódu. Popsané fyziologické intervaly jsou rovněž intervaly, které může uživatel zadat při vytváření vlastního syntetického EKG signálu. Při zadání čísla mimo tento interval se objeví chybové hlášení.

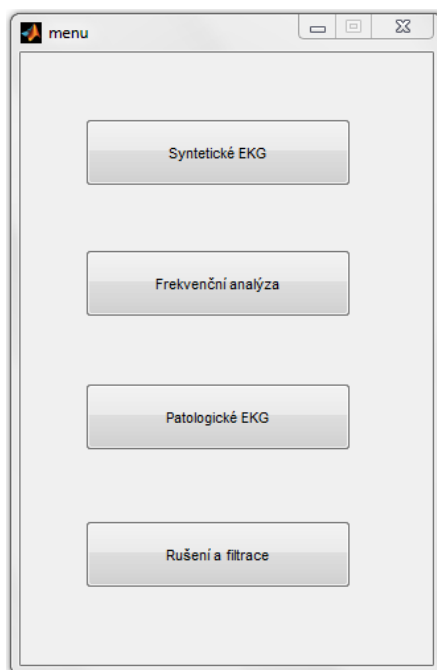
Tabulka 2: Proměnné zadávané uživatelem a jejich vliv na výsledný signál

Proměnná	Funkce v syntetickém EKG signálu	Fyziologický interval
a	Amplituda vlny P	0 – 0,3 mV
b	Délka vlny P	0 – 160 ms
c	Amplituda QRS komplexu	0 – 4 mV
d	Délka QRS komplexu	50 – 120 ms
e	Amplituda vlny T	0 – 0,8 mV
f	Délka vlny T	0 – 300 ms

```
f0=0;
f1=a-((a/100)/15)*((80/b)*(t-(200+(b/2))))^2; %vlna P
f2=0; %PQ interval
f3=((((140-d)/100)*g+1)*c*((-1.1*0.3*(t-440))/20); %vlna Q
f4=((((140-d)/100)*g+1)*c*((1.1*0.6*(t-(440+(1.5*d/7)))))/20); %vlna R
f5=((((140-d)/100)*g+1)*c*((-1.1*0.5*(t-(440+(5*d/7)))))/20); %přechod R,S
f6=((((140-d)/100)*g+1)*c*((1.1*0.5*(t-(d+440)))/20); %vlna S
f7=0; %ST úsek
f8=e-((e/100)/15)*((80/f)*(t-(680+(f/2))))^2; %vlna T
f9=0;
%definování intervalů
T0=0;
T01=200; %začátek P vlny
T1=200+b; %konec P vlny
T2=440; %začátek QRS komplexu
T3=440+(d/7);
T4=440+3*(d/7);
T5=440+6*(d/7);
T6=440+d; %Konec QRS komplexu
T7=680; %začátek T vlny
T8=680+f; %konec T vlny
T9=1000;
```

### 3.3 Uživatelské GUI rozhraní

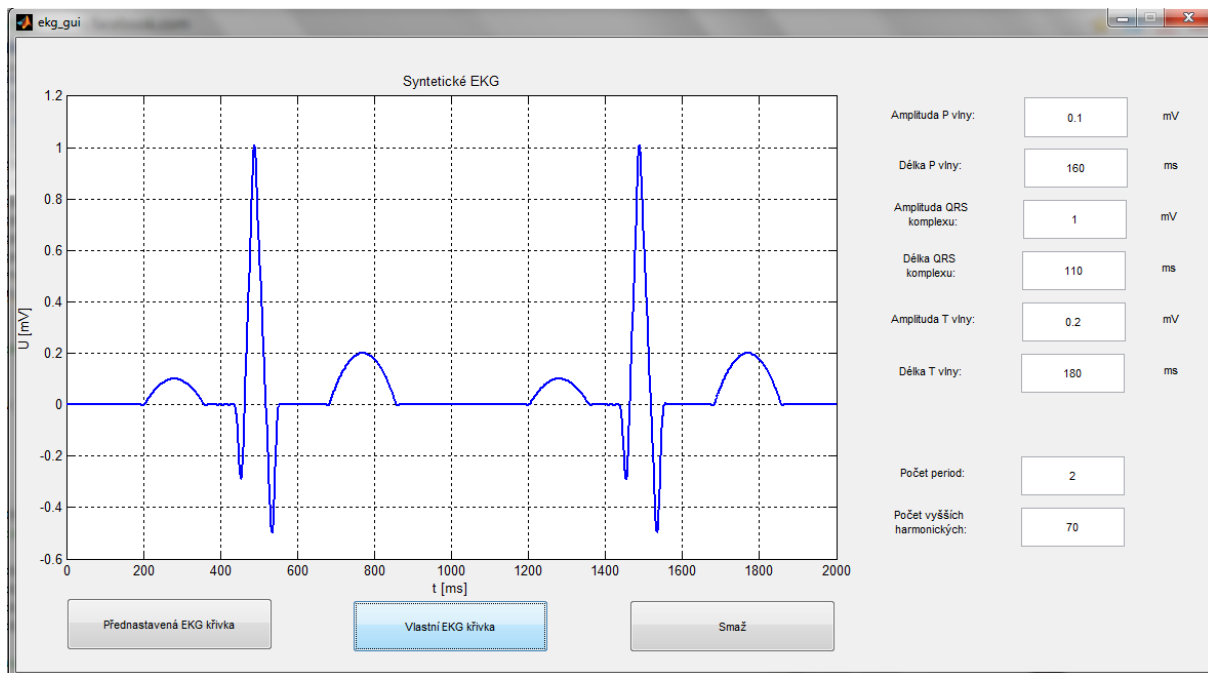
Uživatelské GUI rozhraní vytvořené pro tuto práci je rozděleno do částí kopírující její strukturu. Menu (obr. 18) je rozcestníkem, uživatel si může zvolit jednu ze čtyř možností, které reprezentují praktické ukázky výše zmíněných kapitol.



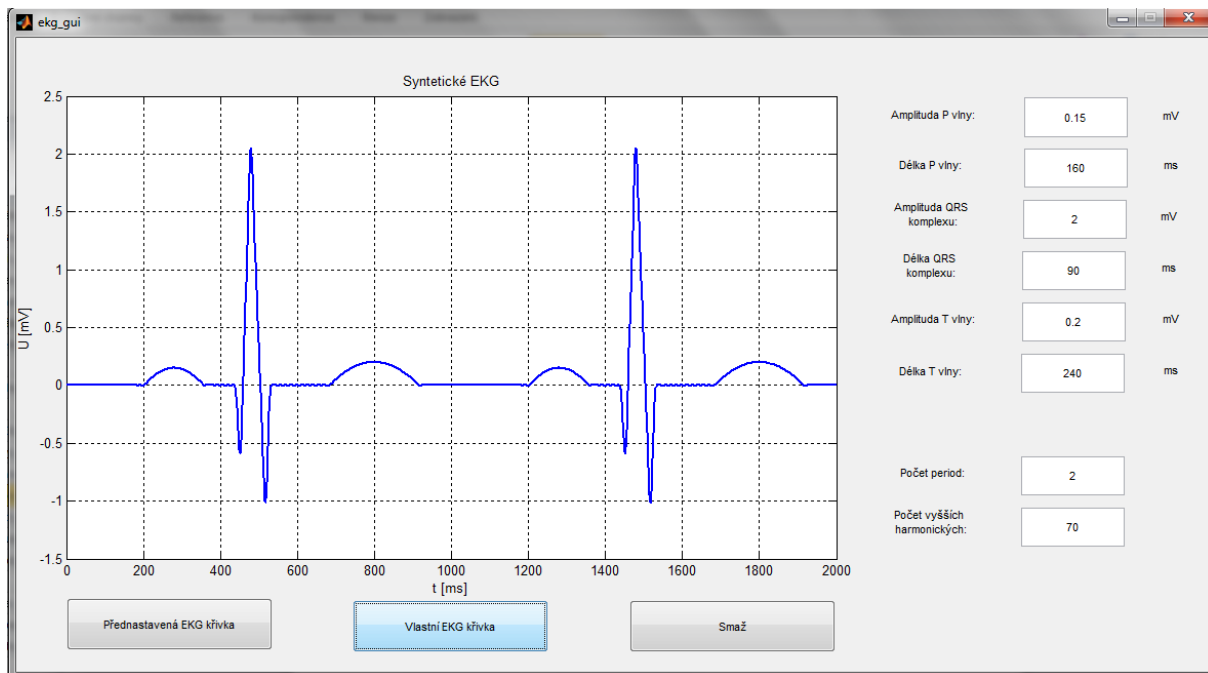
Obrázek 18: Menu

Po stisku tlačítka s názvem Syntetické EKG je otevřen soubor, ve kterém má uživatel možnost vykreslení přednastaveného syntetického EKG signálu nebo EKG křivky s vlastním nastavením. To může měnit zadáním hodnot do příslušných polí.

Na obrázcích 19 a 20 jsou vykresleny dva různé signály, jejichž parametry odpovídají hodnotám v polích na pravé straně okna.



Obrázek 19: Nastavení vlastního EKG signálu číslo 1



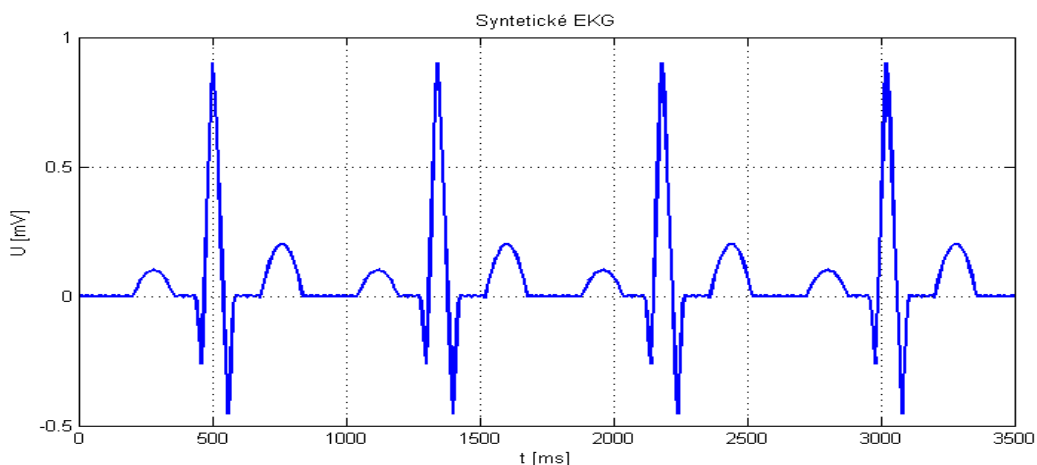
Obrázek 20: Nastavení vlastního EKG signálu číslo 2

### 3.4 Patologický syntetický EKG signál

Uživatelské rozhraní vytvořené pro tuto práci obsahuje tlačítka pro vykreslení některých vybraných patologií.

#### 3.4.1 Supraventrikulární tachykardie

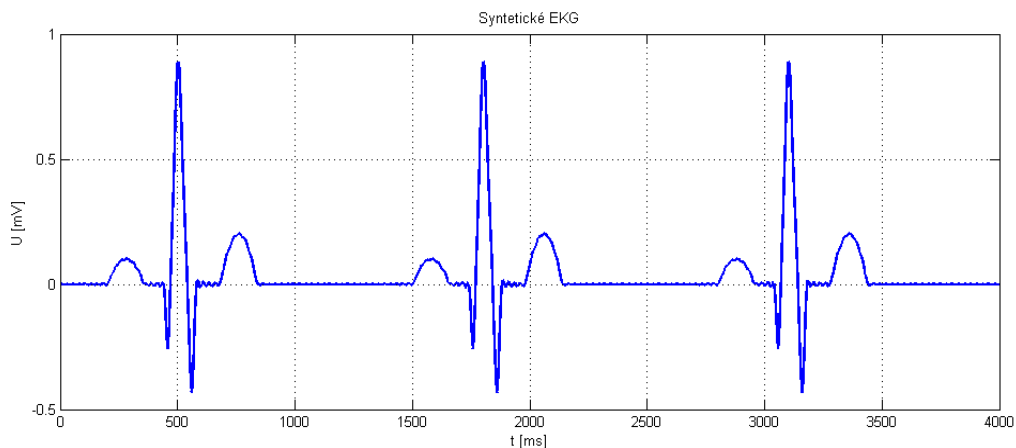
Tachykardie je charakterizována tím, že tvary všech jednotlivých vln a QRS komplexu mají běžný průběh a úseky mezi nimi jsou zkráceny úměrně dané tachykardii (viz. kapitola 2.2.5). Realizace byla tedy provedena úpravou základní syntetické EKG křivky a to zkrácením izoelektrické linie mezi jednotlivými úseky.



Obrázek 21: Simulace supraventrikulární tachykardie

#### 3.4.2 Sinusová bradykardie

Bradykardie je patologie opačná tachykardii. Celkový vzhled jednotlivých částí opět zůstává zachován, avšak úseky mezi nimi jsou ale prodlouženy. Simulace patologie byla tedy provedena podobným způsobem, jako u supraventrikulární tachykardie a to změnou délky izoelektrické linie, tentokrát jejím výrazným prodloužením.

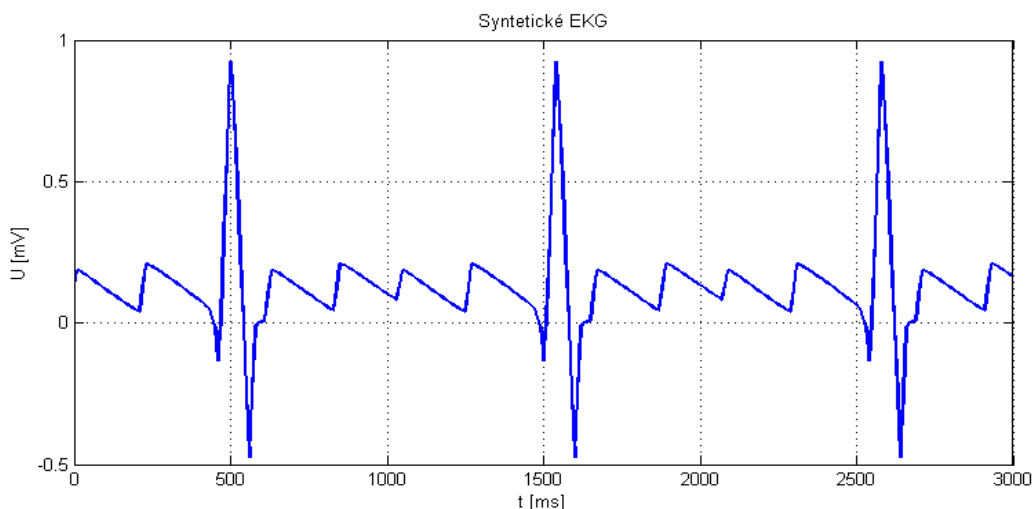


Obrázek 22: Simulace sinusové bradykardie

### 3.4.3 Flutter síní

Vzhled této patologie si vyžádal výraznější zásahy do kódu základního modelu syntetického EKG signálu, který byl vytvořen v kapitole 3.1. Rovnice pro QRS komplex jsou ponechány, naopak funkce pro vlny P, Q a jednotlivé izoelektrické linie jsou nahrazeny takovými, jejichž vzhled simuluje typické pilovité síňové vlnky flutteru (viz kapitola 1.2.5).

Rovnice pilovitých vlnek  $f_1$ ,  $f_2$ ,  $f_8$  a  $f_9$  mají tvar  $-0,0008 \cdot t$  s různou hodnotou posunutí a o délkách jednotlivých intervalů rovnajících se 220 ms.



Obrázek 23: Simulace flutteru síní

## 3.5 Frekvenční analýza

Převod signálu do frekvenční oblasti je možný pomocí FFT (Fast Fourier Transform) tedy rychlé Fourierovy transformace. Ta realizuje transformaci danou pro vektory délky  $N$  a je definována následující rovnicí:

$$X(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-1} x(n) e^{-\frac{j2\pi nk}{N}} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk} \quad (3.1)$$

kde  $W_N = e^{-\frac{j2\pi}{N}}$  je  $n$ -tý kořen jednotky

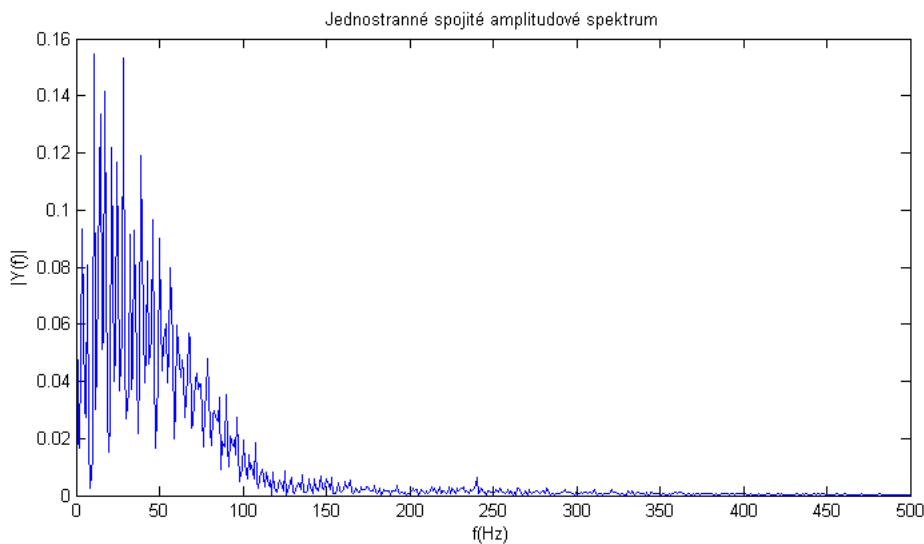
Frekvenční rozsah EKG se obecně pohybuje v rozmezí 0 – 150 Hz, přičemž jeho největší část spadá pod 100 Hz. K posouzení frekvenčních vlastností různých EKG signálů je vytvořeno rozhraní, které umožní uživateli vykreslit jak amplitudové, tak výkonové spektrum zadaného EKG.

Ukázka ze zdrojového kódu:

```
global ekg % EKG signál načtený uživatelem
Fs = 1000; % Vzorkovací frekvence
T = 1/Fs; % Vzorkovací perioda
L = length(ekg); % Délka signálu
t = (0:L-1)*T;
NFFT = 2^nextpow2(L); % Druhá mocnina čísla dvě z délky Y
Y = fft(ekg,NFFT)/L;
f = Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2+1); %Definování frekvenční osy
```

- **Amplitudové spektrum**

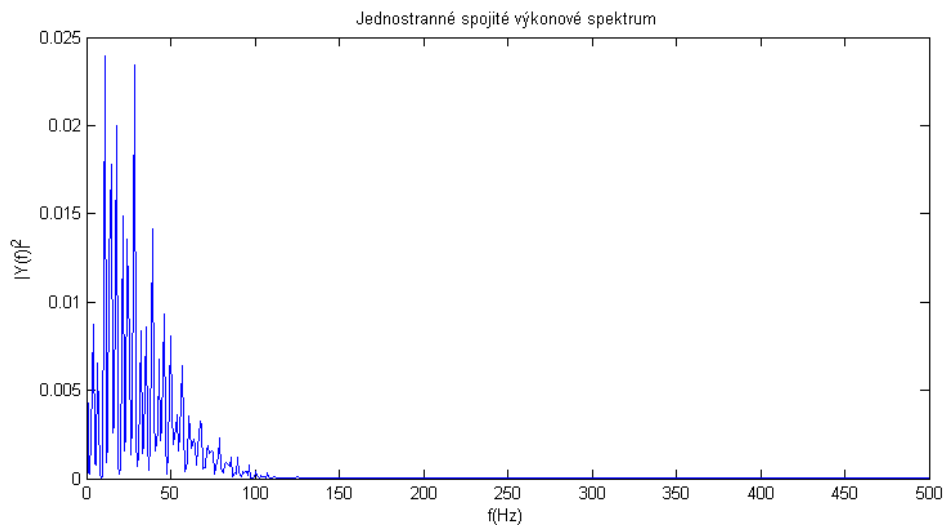
Amplitudové spektrum vypovídá o amplitudách jednotlivých složek spektra. Je vykresleno jako závislost absolutní hodnoty definované amplitudy na výše definované frekvenci (viz. Ukázka ze zdrojového kódu).



Obrázek 24: Amplitudové spektrum EKG signálu

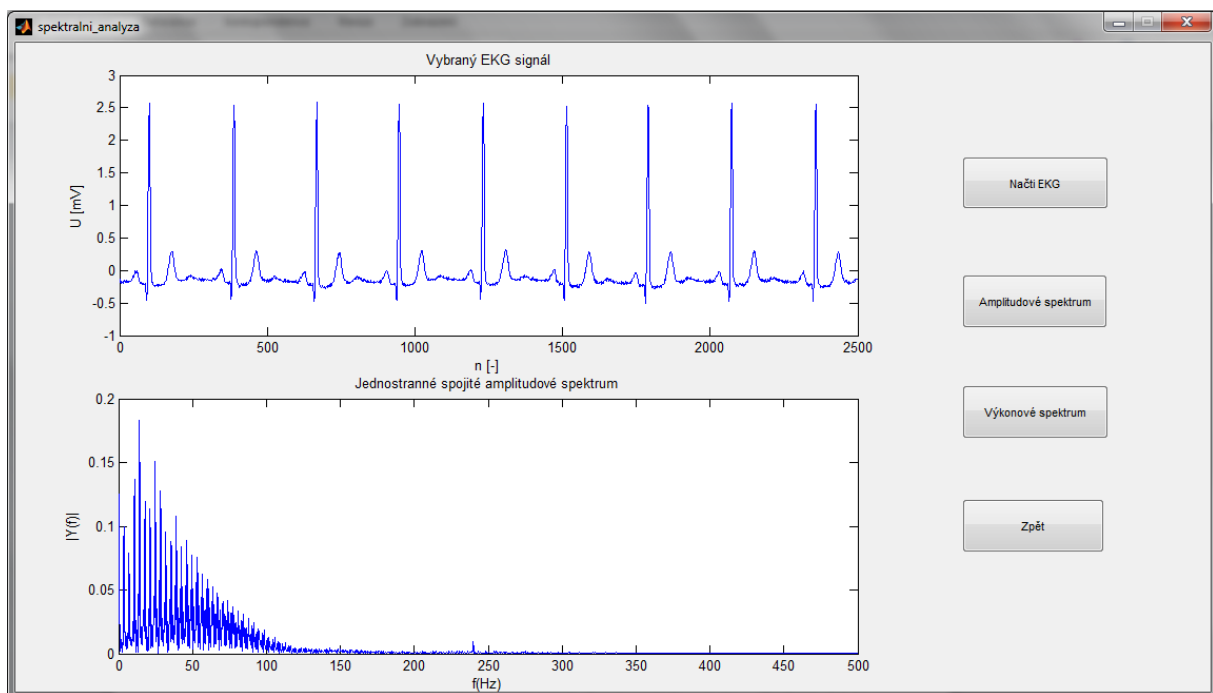
- **Výkonové spektrum**

Výkonové spektrum vypovídá o výkonech jednotlivých složek spektra. Je vykresleno jako závislost druhé mocniny absolutní hodnoty amplitudy na frekvenci signálu.



Obrázek 25: Výkonové spektrum EKG signálu

GUI rozhraní vytvořené pro tuto kapitolu obsahuje tlačítko pro vybrání vlastních dat EKG signálu, který se následně vykreslí v prvním z oken. Druhé je pak určeno pro vykreslení amplitudového nebo výkonového spektra tohoto signálu. (Obr. 26)

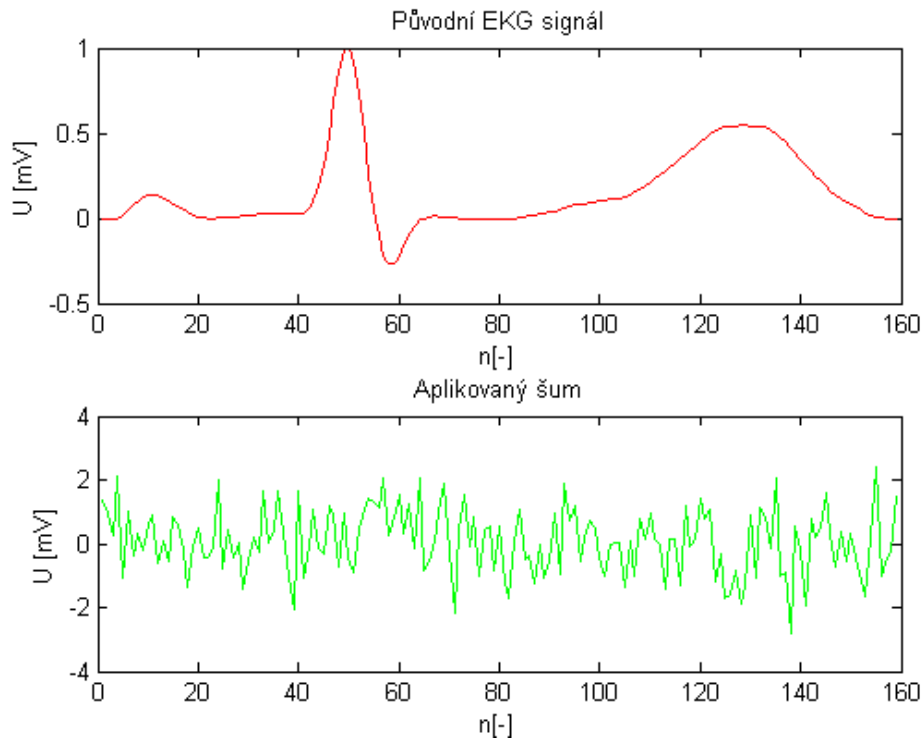


Obrázek 26: Ukázka uživatelského GUI rozhraní

### 3.6 Realizace rušení a filtrace

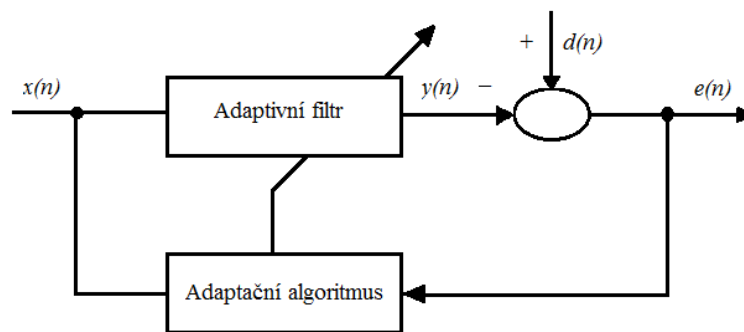
EKG signál může být rušen různými vlivy (viz. kapitola 2.2.6.). Výsledné zašumění je součtem všech vlivů působících v danou chvíli na elektrokardiogram. Jeden z takových signálů byl použit realizaci rušení EKG signálu a je jedním ze vstupních proměnných dané funkce. Grafická podoba tohoto šumu je na obrázku 27.





Obrázek 27: Původní signál a aditivní šum

### 3.6.1 Princip adaptivního filtru



Obrázek 28: Struktura adaptivního filtru

Obrázek 28 znázorňuje strukturu adaptivního filtru. Objevují se zde dva vstupní a dva výstupní signály. Vstupní signál  $d(n)$  je ovlivněn vstupním rušivým signálem  $x(n)$ . Mezi výstupní signály patří výstup adaptivního filtru  $y(n)$  a chybový signál  $e(n)$ , který vzniká korelací  $d(n)$  s rušivým signálem.

Pro vektor vah adaptivního filtru platí následující rovnice:

$$w(n+1) = w(n) + 2\mu x(n)e(n) \quad (3.2)$$

pro

$$w(n) = [w_0(n) w_1(n) \dots w_{L-1}(n)]^t \quad (3.3)$$

$$e(n) = d(n) - w^t(n)x(n) \quad (3.4)$$

$$y(n) = w^t(n)x(n) \quad (3.5)$$

kde

$d(n)$  je původní signál

$e(n)$  je chybový signál

$w(n)$  je vektor koeficientů adaptivního filtru

$x(n)$  je vstupní rušivý signál

$L$  je délka signálu

$\mu$  je koeficient určující rychlost konvergence celého algoritmu

$n = 1, 2, 3, \dots$  je krok iterace

Tato rovnice je základem k realizaci vytvoření algoritmu adaptabilního filtru. Díky její jednoduchosti patří tento filtr k výpočetně nejméně náročným, proto i k nejvíce používaným. [18], [19]

### 3.6.2 Realizace adaptivního filtru

Samotná filtrace je realizována funkcí, jejíž vstupními proměnnými jsou vstupní signál, šum a zašuměný vstupní signál (daný součtem původního signálu a daného rušení), řád filtru  $N$ , velikost kroku  $\mu$  a koeficient  $Alpha$ . Nejpodstatnější částí této funkce je cyklus while (viz. ukázka ze zdrojového kódu), kde při každém průchodu cyklem dochází k částečné úpravě chybového signálu  $e(n)$  dle rovnice 3.4 až do úplného odstranění šumu. [18]

Filtrace EKG signálu není hlavní náplní této práce, proto zde tato problematika není tak hluboko zpracovaná a je zde tedy uveden pouze jeden druh filtrace spíše jako názorná ukázka. Filtracím se podrobněji věnovala spousta jiných prací, jako například [15], [16], [18], [19].

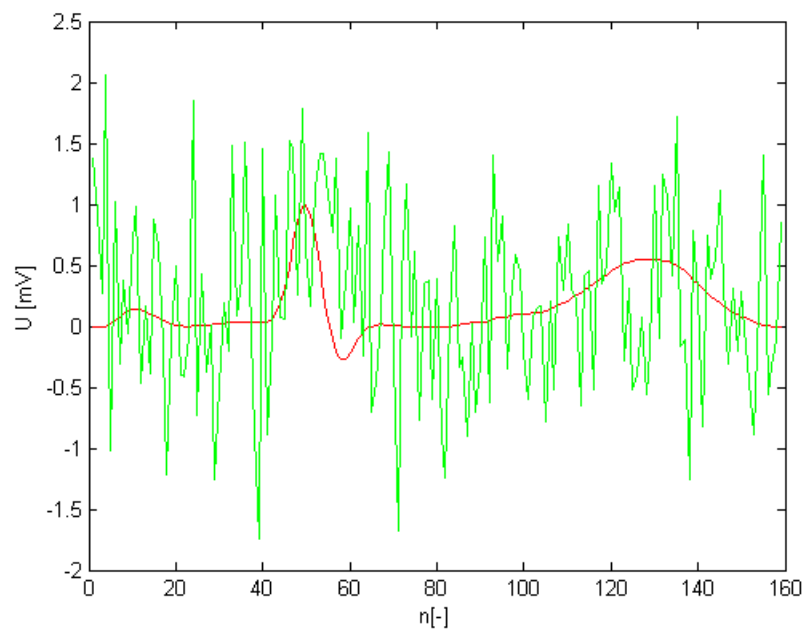
Ukázka ze zdrojového kódu:

---

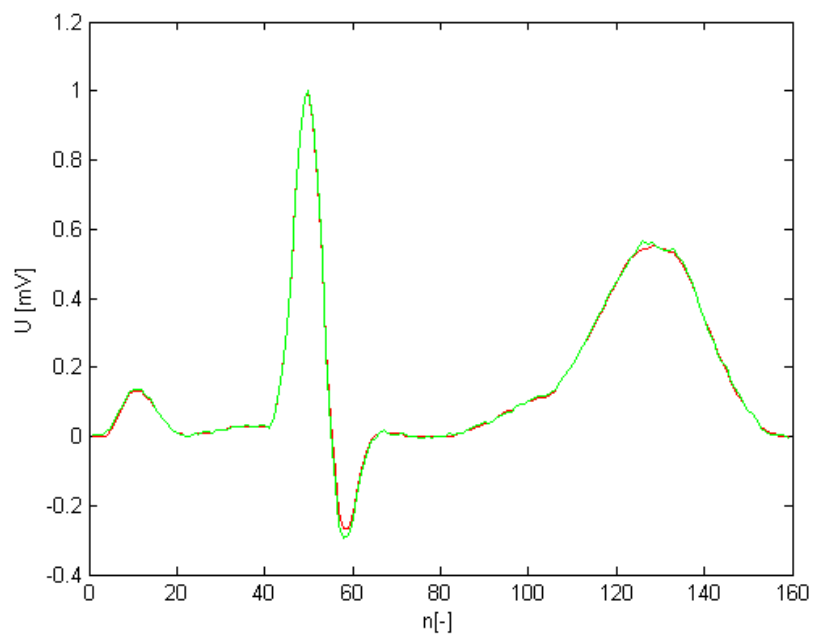
```
n=1:Lx;
a=0;
while (a <= Lx),
    for k = 1:Lx, %opakuje se pro Lx (délka signálu)
        a=a+0.1;
        X = x(k+N-1:-1:k); % x = aditivní šum pro EKG, N = řád filtru
        y = W'*X;
        e(k,1) = d(k,1) - y; %e - zašuměný signál, d=původní zašuměný signál
        p = alpha + X'*X;
        W = W + ((2*mu*e(k,1))/p)*X; W-výstupní vektor váhových koeficientů
    end; %mu-velikost kroku - parametr konvergence
    plot(n,ol,'r',n,e,'g');ylabel('U [mV]');xlabel('n[-]');
    pause(1);
```

---

Ve speciálně vytvořeném GUI rozhraní je stiskem tlačítka spuštěna animace průběhu filtrace šumu z EKG signálu. Po celou dobu animace je vidět konečný žádaný tvar EKG signálu a měnící se filtrovaný, nejprve zašuměný EKG signál. Každé křivce náleží rozdílná barva, filtrující se křivce je přidělena barva zelená, křivce bez rušení, která slouží k porovnání, naopak barva červená. Na obrázku 29 a 30 je vykreslen signál před a po filtraci.



*Obrázek 29: Zašuměný EKG signál před filtrací*



*Obrázek 30: EKG signál po filtraci*

## Závěr

Cílem práce bylo vytvoření syntetického EKG signálu v prostředí MATLAB. Nejdříve bylo nutné si připravit teoretický základ k dalšímu vývoji práce – blíže si EKG signál specifikovat, objasnit okolnosti jeho vzniku a popsat tvary jednotlivých úseků. Dalším krokem bylo přiblížení matematického aparátu pro Fourierovy řady a teorie s nimi spojená. Pro lepší pochopení její aplikace byl uveden i řešený příklad.

S těmito vědomostmi již bylo možné přistoupit k vytvoření matematického modelu syntetické EKG křivky. EKG signál byl rozdělen na jednotlivé úseky, které byly nahrazeny elementárními funkcemi, na které pak byl aplikován matematický model vysvětlený v teoretické části. Tyto aproximované funkce pak byly dosazeny do jednotlivých rovnic pro výpočty Fourierových řad. V programu MATLAB, resp. Symbolic Toolboxu, následně došlo k aplikování daných rovnic k vytvoření algoritmu této křivky. V první fázi tento model neodpovídal fyziologickým parametrům EKG signálu, byla to pouze křivka kopírující tvar skutečného EKG signálu. V druhé fázi byl pak tento signál přepracován tak, aby už splňoval všechny žádané podmínky, které jsou spojeny s fyziologickým EKG signálem. Na podobném principu mohly pak být vytvořeny i modely tří vybraných patologií EKG: síňovou tachykardií, supraventrikulární bradykardií a flutterem síní.

Dále byl vytvořen algoritmus, který uživateli umožňoval vytvoření vlastního syntetického EKG signálu po zadání hodnot jednotlivých parametrů. Takto vytvořený syntetický EKG signál lze použít například jako vstupní signál se známými parametry pro kontrolu správné funkce detektorů různých parametrů EKG signálu.

Výběr prostředí Symbolic Toolboxu pro tvorbu algoritmu poskytuje výhody, v první řadě je to vysoká přesnost výsledného signálu. Dále pak jednoduchost a přehlednost vytvořeného kódu, který se tak dá snadno přetvořit pro vznik syntetického modelu EKG rozličného tvaru nebo úplně jiného periodického signálu. To bylo také využito při simulaci patologických EKG signálů v kapitole 3.4. Nevýhodou pak je výpočetní náročnost, zvláště pro větší počet harmonických složek. Řešením tohoto problému by mohlo být nahrazení částí pro výpočty Fourierových koeficientů algoritmem využívajícím cykly.

Druhá část této práce se věnovala dvěma důležitým tématům souvisejícím s EKG signálem. Prvním z nich byla transformace signálu do frekvenční oblasti. Byl vytvořen algoritmus pro tvorbu spekter, jak amplitudového, tak výkonového. Druhé pak souviselo se simulací rušení, které se může objevit při snímání a zpracovávání elektrokardiogramu, a také vytvořením algoritmu, který by ukázal jednu z možností, jak tento šum odfiltrovat.

Uživatelské GUI rozhraní, které bylo pro tuto práci vytvořeno, umožňuje uživateli snadné využití všech výše zmíněných funkcí jako je vytvoření vlastního syntetického EKG signálu, ukázka rušení a filtrace nebo spektrální analýza načteného EKG signálu, který si uživatel sám vybere.

## Seznam použité literatury

- [1] OSMANČÍK, Pavel. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE, 3. lékařská fakulta, III. interní – kardiologická klinika 3. LF UK a FNKV, 2011. *EKG UČEBNICE* [online]. 2011 [cit. 2013-09-19]. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz>
- [2] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 192 s. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [3] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [4] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.
- [5] ŠTEJFA, Miloš a Miroslav OREL. *Kardiologie: pro humanitní obory*. 1. vyd. Praha: Grada publishing, 1998, 492 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 80-716-9448-7.
- [6] BRUCE, Eugene N a Miroslav OREL. *Biomedical signal processing and signal modeling: pro humanitní obory*. 1. vyd. New York: John Wiley, 2001, 520 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 04-713-4540-7.
- [7] BRUCE, Eugene N a Miroslav OREL. *Nonlinear biomedical signal processing: pro humanitní obory*. 1. vyd. New York: IEEE Press, 2001, 341 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 07-803-6012-5.
- [8] ZVÁROVÁ, Jana a Miroslav OREL. *Data a znalosti v biomedicíně a zdravotnictví: pro humanitní obory*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2010, 427 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 978-802-4618-050.
- [9] Fourierovy řady. ÚSTAV MATEMATIKY FSI VUT V BRNĚ. *MATEMATIKA online* [online]. 2007 [cit. 2013-10-10]. Dostupné z: <http://mathonline.fme.vutbr.cz/>
- [10] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [11] Elektrokardiografie – WikiSkripta. In: *Wikiskripta.eu* [online]. [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: [www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie)
- [12] ROZMAN, Jiří.; KOLEKTIV. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání, Praha : Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3
- [13] KARTHİK, Raviprakash. *ECG simulation using MATLAB: Principle of Fourier Series*. College of Engineering, Guindy, Anna University, Chennai, 2006. Projekt. Anna University.

[14] HAMAN, MUDr. Petr. *Výukový web EKG* [online]. Plzeň [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>

[15] BARTOŠOVSKÝ, Petr. *Vliv rušení EKG signálu na kompresi algoritmem SPIHT*. Brno, 2010. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Jan Hruběš.

[16] RYŠÁNEK, Jan. *Úzkopásmová filtrace signálů EKG*. Brno, 1010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.

[17] MCSHARRY, Patrick E., GARI D. CLIFFORD, LIONEL TARASSENKO a LEONARD A. SMITH. A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*. 2003, vol. 50, no. 3. Dostupné z: <http://web.mit.edu/~gari/www/papers/ieeetbe50p289.pdf>

[18] ANITHA, K., SK. MASTAN VALI a PANAKALA RAJESH KUMAR. Novel Approach of Stationary & Non Stationary Implementation of NLMS & RLMS Algorithms for Suppression of Noise in Cardiac Signals. *Sk. Mastan Vali et al Int. Journal of Engineering Research and Applications*. 2013, Vol. 3, Issue 6, s. 4. Dostupné z: <http://www.ijera.com/>

[19] IŠTOK, Martin. *Adaptivní číslicová filtrace biologických signálů*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

## Přílohy

Příloha na DVD.

Obsah přiloženého DVD:

Název adresáře	Popis
Syntetické EKG - MATLAB	Praktická část práce v programu MATLAB
Syntetické EKG – EXPORT.	Praktická část práce exportovaná pro čtení i bez programu MATLAB
Texty	BP v elektronické podobě