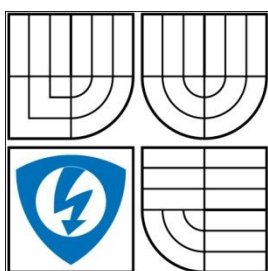


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SOFTWAREVÝ GENERÁTOR EKG SIGNÁLU

SOFTWARE ECG GENERATOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

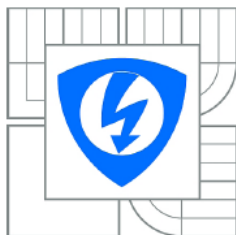
Bc. MAREK HENDRYCH

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

ING. MARTIN VÍTEK

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Marek Hendrych
Ročník: 2

ID: 83760
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Softwarový generátor EKG signálu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Vytvořte v prostředí Matlab program pro generování EKG signálu. Program by měl umožňovat nastavení vzorkovací frekvence, míry šumu a morfologii jednotlivých vln. Pozice klíčových bodů EKG signálu by měly být uloženy do samostatného vektoru. Pro program vytvořte vhodné grafické uživatelské rozhraní. Program by měl sloužit k rychlému testování algoritmů pro rozměrování EKG. Práce musí obsahovat: rozbor morfologie signálu EKG a popis možných typů rušení, generátor signálu EKG opatřený grafickým uživatelským prostředím, popis metod použitých pro generování signálu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. 6. vyd. Grada, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0.
[2] HAMAN, Petr. Základy EKG [online]. [cit. 30. září 2008]. Dostupné na WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/>>.

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek

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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Marek Hendrych
Bytem: Dlouhá 561, Jičín
Narozen/a (datum a místo): 31. prosince 1984 v Hořicích
(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: Softwarový generátor EKG signálu
Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Martin Vítek
Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
Datum obhajoby VŠKP: 7. nebo 8. Června 2010

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v:

- tištěné formě – počet exemplářů: 2
- 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.

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, 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: 20. Května 2010

.....

Nabyvatel

.....

Autor

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá vytvořením EKG signálu a jeho možnými morfologiemi. Signál se generuje pomocí programu, který je vytvořen v prostředí MATLAB. Na základě prostudovaných metod popisujících signál, byla vybrána metoda, která využívá podobnosti jednotlivých úseků EKG křivky se sinusovým resp. trojúhelníkovým vzorem. Vytvořený program dokáže vykreslit EKG signál zadáním tepové frekvence, délkou signálu, vzorkovací frekvencí a modifikacemi příslušných vln a kmitů. Do signálu je možno přidat jeden nebo více předdefinovaných šumů. Generovaný signál lze ukládat do formátu, který podporuje program MATLAB.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, srdeční činnost, generování signálu, Matlab, rušení, pohybové artefakty

ABSTRACT

The diploma thesis deals the cretion of the ECG signal and its potential morphology. A signal is generated using a program that is created in MATLAB. On the basis of these methods of describing the signal, was chosen method, based on the similarity of ECG with sinus respectively. triangular pattern. Generated by the program can draw the ECG signal by assignment of pulse rate, lenght of the signal, sampling rate and modifications of the waves and oscillations. One or more predefined noise can be added to the signal. Generated signal is possible to save to the format that supports program MATLAB.

KEYWORDS

ECG, cardiac activity, signal generation, Matlab, noise, motion artifacts

Bibliografická citace této práce:

HENDRYCH, M. *Softwarový generátor EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 42 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Softwarový generátor EKG signálu“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V Brně dne 20. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 20. května 2010

.....
podpis autor

Obsah

Obsah	1
Seznam obrázků	3
Úvod	5
2. Srdce a jeho činnost	6
2.1 EKG na buněčné úrovni	6
2.2 Převodní srdeční soustava	7
2.3 Vznik křivky	9
2.4 Snímání srdeční aktivity	11
3. Způsoby generování signálu EKG	13
3.1 Matematický model	13
3.1.1 Fourierova řada	13
3.1.2 Dynamický model	14
3.2 Metoda skládání segmentů	15
4. Realizace softwarového generátoru signálu EKG	16
4.1 MATLAB	16
4.2. Struktura programu	16
4.3 Uživatelské rozhraní	18
4.3.1 Editační okno	18
4.3.2 Tlačítka	20
4.3.4 Zobrazovací okno	20
4.3.4 Rušení	24
4.3.4 Vyhlazení signálu	27
5. Generování jednotlivých vln a kmitů signálu EKG	29
5.1 Vlna P	29
5.2 Interval PQ (PR)	30
5.3 Komplex QRS	30
5.3.1 Kmit Q	31
5.3.2 Kmit R	31
5.3.3 Kmit S	32
5.4 Úsek ST	32
5.5 Vlna T	32
5.6 Vlna U	33
6. Výstup programu	34

7. Závěr.....	38
8. Použitá literatura	39
Seznam použitých zkratk	41
PŘÍLOHA	42

Seznam obrázků

Obr 2.1 Tok iontů během depolarizace jednotlivé buňky srdce	7
Obr 2.2 Převodní srdeční systém	8
Obr. 2.3 Postup hodnocení křivky EKG	10
Obr 2.4 Elektrokardiogram	11
Obr 3.1 Trajektorie generovaná dynamickým modelem v třírozměrném prostoru.....	14
Obr 3.2 Graficky zobrazená křivka jednoho cyklu EKG a její navzorkovaná varianta	15
Obr 4.1 Blokové schéma zpracování dat v programu pro generování EKG křivky	17
Obr 4.2 Základní nastavení programu	18
Obr 4.3 Zobrazovací okno programu	21
Obr 4.4 LUPA- 1 perioda	21
Obr 4.5 Ukázka klíčových body vykreslených v křivce EKG	22
Obr 4.6 Zápis klíčových bodů do vektoru	22
Obr 4.7 Zápis klíčových bodů do vektoru	23
Obr 4.8 Signál EKG zarušený bílým šumem	24
Obr 4.9 Síťové rušení 50 Hz.....	25
Obr 4.10 Impulzní rušení.....	25
Obr 4.11 Rušení způsobené dýcháním pacienta	26
Obr 4.12 Filtr typu dolní propust	27
Obr 4.13 Nahoře jsou ukázky vykreslení bez filtru, dole vykreslení s filtrem.....	28
Obr 4.14 Rozložení nul a pólů	28
Obr 5.1 Morfologie P vlny	29
Obr 5.2 Interval PQ a PR	30
Obr 5.3 Typy QRS komplexu a jejich označení; malá písmena označují kmity s malou voltáží (amplitudou)	31
Obr 5.4 Pozice junkčního bodu v úseku ST	32
Obr 5.5 Morfologie T vlny	33
Obr 5.6 Pozice U vlny na křivce EKG	33
Obr 6.1 Výstup programu při ponechání defaultního nastavení programu – tep: 72, délka EKG: 5, vzorkovací frekvence: 1000, bez šumu, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: standardní, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: vypnuta, maxima nebo klíčové body: vypnuta.....	34
Obr 6.2 Výstup programu při nastavení programu – tep: 120, délka EKG: 10, vzorkovací frekvence: 200, bez šumu, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: změněny, zobrazení vlny U: vypnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: vypnuta	35

- Obr 6.3 Výstup programu při nastavení programu – tep: 30, délka EKG: 20, vzorkovací frekvence: 500, šum: bílý-síťové rušení-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: standardní, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: zapnuta35
- Obr 6.4 Výstup programu při nastavení programu – tep: 60, délka EKG: 20, vzorkovací frekvence: 500, šum: bílý-impulzní rušení-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: standardní, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: zapnuta36
- Obr 6.5 Výstup programu při nastavení programu – tep: 90, délka EKG: 9, vzorkovací frekvence: 1000, šum: bílý-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: změněny, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: zapnuta ..36
- Obr 6.6 Výstup programu při nastavení programu – tep: 60, délka EKG: 100, vzorkovací frekvence: 2000, šum: bílý-síťové rušení-impulzní rušení-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: změněny, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: vypnuta37

Úvod

Elektrokardiogram neboli EKG je monitoring elektrické aktivity srdce. Je velice důležitý pro diagnostiku zdravotního stavu pacienta, a proto mu je věnována velká pozornost. Ve vývoji různých nových systémů a algoritmů pro vyhodnocování a práci se signály EKG je potřeba, aby měl signál určité vlastnosti s konkrétními parametry. To však u reálných signálů není vždy možné, proto zde vzniká potřeba simulace křivky EKG, do níž je možné zadat vlastní tvar, délku nebo různou patologickou změnu.

Úkolem diplomové práce je vytvořit softwarový generátor signálu EKG, který bude co možná nejvěrohodněji simulovat opravdový záznam pacienta. V dalších alternativách programu bude možnost jeho využití k testování rozměřovacích algoritmů na umělých signálech, které simulují rozsáhlou škálu rušení a morfologií křivky EKG. Pro prvotní testování takovýchto algoritmů jsou tyto signály výhodné a vhodné. Pro jejich externí použití program nabídne uložení uživatelem vytvořených signálů v matlabovském formátu `mat`. K tvorbě byl zvolen program MATLAB s jeho integrovaným nástrojem pro interaktivní tvorbu grafického rozhraní GUIDE (Graphical User Interface Development Environment). K samostatné tvorbě bylo nutné nastudovat literaturu týkající se vlastností celé křivky, resp. různé modifikace jednotlivých úseků.

V počáteční části práce je popsáno základní rozdělení signálů, aby si případný čtenář uvědomil, do jaké skupiny biologický signál, resp. EKG patří. Následuje krátké pojednání o srdci a jeho převodní soustavě, v níž signál vzniká.

Následující kapitoly jsou o možných řešeních generace samotného signálu. Poté je uveden podrobnější popis jedné z nich, kde je v jednotlivých kapitolách popsána realizace programu a jeho uživatelského rozhraní s názornými ukázkami. Zmíněny jsou i možné druhy artefaktů, tedy rušení, které se běžně v reálném signálu objevují.

Závěrečná kapitola je věnována samostatným částem křivky EKG s podrobnějším popisem a možnými modifikacemi. Rozměry zmiňované u jednotlivých úseků jsou převzaty z odborné a lékařské literatury. Ne vždy se však tyto hodnoty shodovaly, a proto byl zvolen kompromis a byl převzat více zastoupený údaj.

2. Srdce a jeho činnost

Srdce je dutý svalový orgán, který čerpá krev do cévního systému: pravá komora do malého (plicního) oběhu a levá komora do velkého (systémového) oběhu. Srdce má čtyři dutiny: dvě síně a dvě komory. Z těla přitéká odkysličená krev dutými žilami do pravé síně a z ní přes trojcípou chlopeň do pravé komory. Z pravé komory jde krev plicními tepnami do plic a okysličená se vrací čtyřmi plicními žilami do levé síně. Přes dvojcípou chlopeň teče krev do levé komory, pak do srdečnice a do těla. Poloměsíčitě chlopně na začátku aorty a plicnice brání zpětnému toku krve z těchto tepen do komor. Pravá síň a komora tvoří tzv. pravé srdce, které je přepážkou oddělené od levé síně a komory, tzv. levé srdce.

2.1 EKG na buněčné úrovni

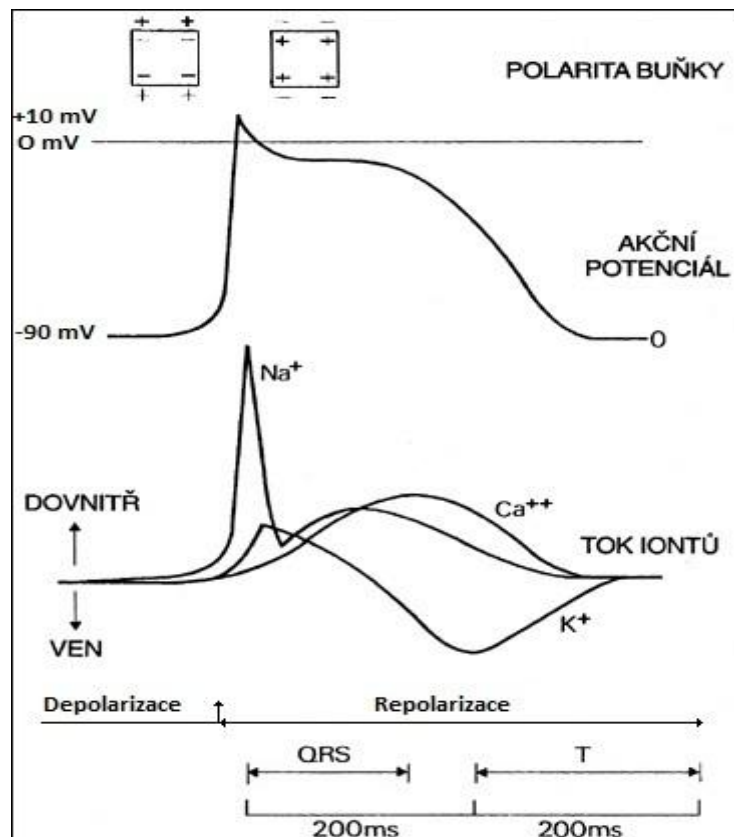
Stah svalových buněk počíná elektrickou změnou zvanou depolarizace. EKG snímané z povrchu těla zaznamenává depolarizaci všech jednotlivých buněk srdečního svalu. Tvar EKG vln závisí na sekvenci iontových změn, které depolarizaci působí, a na způsobu, jak se tyto šíří srdcem. Je-li jednotlivá svalová buňka v klidu, její povrch je nabit pozitivně a vnitřek negativně. Rozdíl potenciálů na membráně je okolo -90 mV. Elektrický podnět způsobí rychlý tok Na^+ z extracelulární tekutiny do buňky, čímž se vnitřek buňky stává oproti okolí pozitivním. Membránový potenciál rychle dosáhne +30 mV. Počáteční proud sodíkových iontů rychle ustává a je následován pomalým vstupem dalších Na^+ iontů. V tomto stadiu se také relativně pomalu pohybují do svalové buňky kalciové ionty. Společný vstup těchto dvou iontů směřuje k tomu, aby membránový potenciál se stal ještě více pozitivní. Avšak toto je vyváжено únikem kalciového iontu z buňky ven.

Elektrickým výsledkem těchto pozdějších toků iontů je, že membránový potenciál svalové buňky se udržuje okolo nuly asi po 200 ms a potom nastane repolarizační fáze, při níž klesá membránový potenciál na klidových -90 mV.

Když povrch jedné srdeční buňky změní polaritu z pozitivní na negativní, vznikne proud pozitivních iontů z extracelulární tekutiny z přilehlých buněk k depolarizované. Tento iontový pohyb spustí depolarizaci v klidových buňkách. Depolarizace se tedy šíří jako postupující vlna z buňky, která byla jako první depolarizována. Povrchový elektrokardiogram zaznamená tuto vlnu depolarizace; jelikož buňky myokardu jsou depolarizované, EKG zaznamená změnu elektrické aktivity na povrchu těla, ale když srdeční buňky jsou úplně depolarizované se stálým membránovým potenciálem rovným nule, EKG se vrátí k základní nulové linii. Během repolarizace vzniká druhá elektrická vlna na tělesném povrchu a EKG zaznamená další odklon, kterým je vlna T.

Tvar P, QRS a T-vlny závisí na velikosti svalové hmoty síní a komor a rychlosti, jíž se depolarizace šíří srdcem. Obě síně jsou depolarizovány současně. Jejich svalová hmota je relativně malá a depolarizace probíhá poměrně pomalu, takže vlna P je běžně plochá a široká. Během následující repolarizace se síňové svalové buňky vrátí k základní linii. Teoreticky by měla být přítomna síňová repolarizační vlna (síňové T), ale v praxi ji nikdy nevidíme: repolarizační proces pravděpodobně je příliš difúzní, než aby mohl být zastižen běžnou kardiografickou technikou. Za předpokladu, že vedení depolarizace svalovinou komor je normální, depolarizace obou komor proběhne během 120 ms a komplex na EKG

(QRS) je úzký. Jakmile jsou komorové buňky depolarizovány, EKG se vrátí k základní linii, po uskutečnění repolarizace EKG zaznamená komorovou T vlnu.[16]

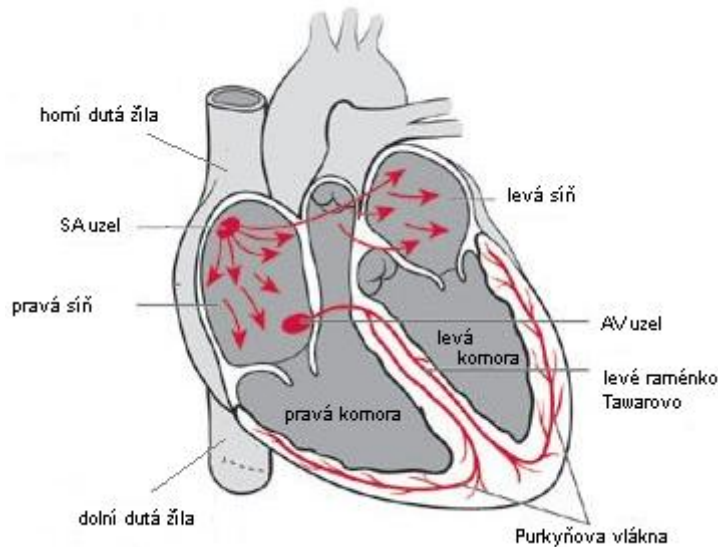


Obr 2.1 Tok iontů během depolarizace jednotlivé buňky srdce

2.2 Převodní srdeční soustava

Většinu srdeční svaloviny představuje tzv. pracovní myokard, který se stahuje a čerpá krev. Zdrojem podnětů pro činnost pracovního myokardu jsou vzruchy, které vznikají a jsou vedeny ve zvláštních svalových buňkách - převodním srdečním systémem.[5]

- Sinoatriální uzel (SA uzel)
- Internodální síňové spoje
- Atrioventrikulární (síňokomorový) uzel (tzv. AV uzel)
- Hisův svazek
- Pravé a levé raménko Tawarovo
- Purkyňova vlákna



Obr 2.2 Převodní srdeční systém

Depolarizace běžně začíná v *sinoatriálním uzlu (SA)*, který je tzv. primárním pacemakerem, (doslova udavatelem kroku) a určuje frekvenci srdeční akce, neboť má vyšší frekvenci než „ostatní“ potenciální pacemakery" (AV uzel, komory). Poté depolarizační vlna postupuje svalovinou síní k *atrioventrikulárnímu uzlu (AV)*. V AV uzlu se vedení zřetelně zpomalí, ale z uzlu začíná jediné normální spojení mezi síněmi a komorami, kterým je *Hisův svazek*. Ten prochází do komor blízko horní části trikuspidální chlopně a v komorovém septu se dělí na *levé a pravé Tawarovo raménko*. Levé raménko se dělí znovu na větve: přední a zadní. Tak tři větve Hisova svazku vedou depolarizační vlnu rychle k *Purkyňovým vláknům* a tím ke komorovým svalovým buňkám.

Šíření depolarizace se nazývá vedením. Schopnost vedení mají všechny srdeční svalové buňky. Vedení se může uskutečnit přímo od jedné svalové buňky ke druhé, ale to je relativně pomalý způsob. Vedení ve specializované vodivé tkáni je mnohem rychlejší. Rychlost vedení v síňových svalových buňkách je okolo 1 m/s, ve srovnání s 0,2 m/s v atrioventrikulárním uzlu, 4,0 m/s v Hisově svazku a Purkyňových vláknech a 0,5 m/s v buňkách komorové svaloviny.

SA uzel (také nazývaný Keith-Flackův) je umístěn na vtokové části pravé předsíně a rytmus v něm vytvářený se nazývá sinusový rytmus (60-80/min), což je standardní fyziologický srdeční rytmus.

Internodální dráhy – spojují sinoatriální uzel s atrioventrikulárním uzlem. (zadní a přední). Pokud nefunguje SA uzel nebo přenos z něj je blokován, pak přebírá funkci pacemakeru další část převodního systému.

Atrioventrikulární uzel (také nazývaný Aschoff-Tawarův) tzv. AV uzel – je umístěn při ústí trojcípé chlopně (nodální rytmus 30-40/min). Čas potřebný k průchodu vzruchu A-V uzlem je 130 ms. Funkce zpomaleného převodu je specifická pro AV uzel = zabraňuje předčasnému převodu na komory v případě rychlého patologického rytmu vycházejícího ze síně, jako je např. fibrilace či flutter síní. AV uzel zpomaluje signál asi o 0,1s před jeho

rozšířením na komory. Tak zajišťuje kompletní vyprázdnění srdečních předsíní před kontrakcí komor.

Hisův svazek – Seskupení buněk srdečního svalu specializovaných na převod signálu - odstupuje z atrioventrikulárního uzlu a prochází síňokomorovou přepážkou (jediné vodivé spojení síní a komor).

Pravé a levé Tawarovo raménko – směřují do odpovídající svaloviny komor, levé se ještě dále dělí na přední a zadní větev.

Purkyňova vlákna – probíhají periferně a jsou zakončena ve svalovině komor.

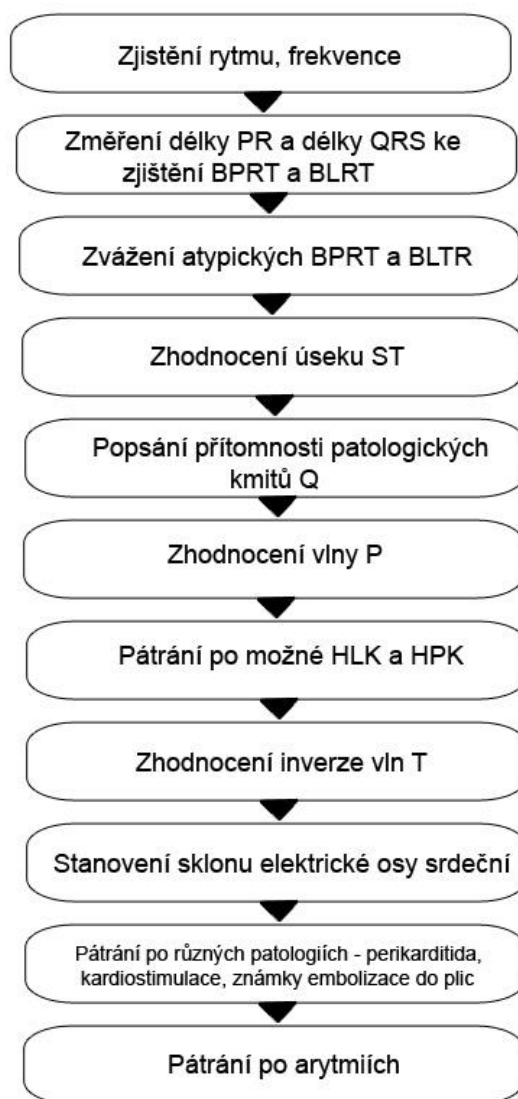
Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna tvoří dohromady síť ventrikulárního převodního systému. Signálu trvá cesta z Hisova svazku ke svalovině komor asi 0,03-0,04 s.

2.3 Vznik křivky

Vlna P je obrazem šíření vlny depolarizace svalovinou obou síní. První část vlny zachycuje elektrickou aktivitu pravé síně. Střední část vzniká při dokončení aktivace pravé síně a počátku aktivace síně levé. Terminální část vlny P je tvořena levou síní. Vlna P je první výchylkou elektrokardiogramu. Je to malá, hladce konturovaná zaoblená výchylka, předcházející komplexu hrotnatých kmitů komplexu QRS. Doba převodu aktivace síní na komory je úsek PQ.

Komplex QRS je obrazem postupu elektrické aktivity myokardu komor. Elektrické síly vznikající při depolarizaci svaloviny komor se na EKG registrují jako ostré kmity. Ostré, hrotnaté kmity se označují jako komplex QRS bez ohledu na to, zda jsou převážně pozitivní (směřují vzhůru) nebo negativní (směřují dolů). Na *Obr 5.3* se uvádí konvenční označení kmitů QRS komplexu: q nebo Q, r nebo R, s nebo S podle výšky (voltáže) každého kmitu a jeho směru. Kmity o velké voltáži jsou označovány velkými písmeny.

Úsek ST leží mezi koncem QRS a začátkem vlny T. Informuje o okamžiku, ve kterém jsou všechny části komor depolarizovány, anebo o fázi, v níž jsou vyrovnány elektrické síly končící depolarizace a počínající repolarizace, jež se navzájem vyrovnávají (neutralizují). Průběh úseků ST může být v různé míře ovlivněn časnou depolarizací. Bod, ve kterém úsek ST odstupuje od komplexu QRS, se označuje J (junkce). Úsek ST za normálních okolností plynule přechází do vzestupné části vlny T. Neměl by ani probíhat zcela vodorovně, ani vytvářet se vzestupnou fází vlny T ostrý úhel. V diagnostice viz *Obr. 2.3* je kladen velký důraz na hodnocení tohoto úseku. Lékař hodnotící EKG by se měl rychle soustředit na úsek ST, protože jeho patologické změny jsou důležitým podkladem EKG diagnostických závěrů. Postupu předchází zjišťování, zda chybí kmit R, zda je přítomen patologický kmit Q nebo patologie vlny T, známka srdeční hypertrofie a také stanovení sklonu elektrické osy srdeční. Především diagnózy akutního infarktu myokardu, srdeční ischemie a perikarditidy jsou založeny na pečlivém vyšetření úseku ST.



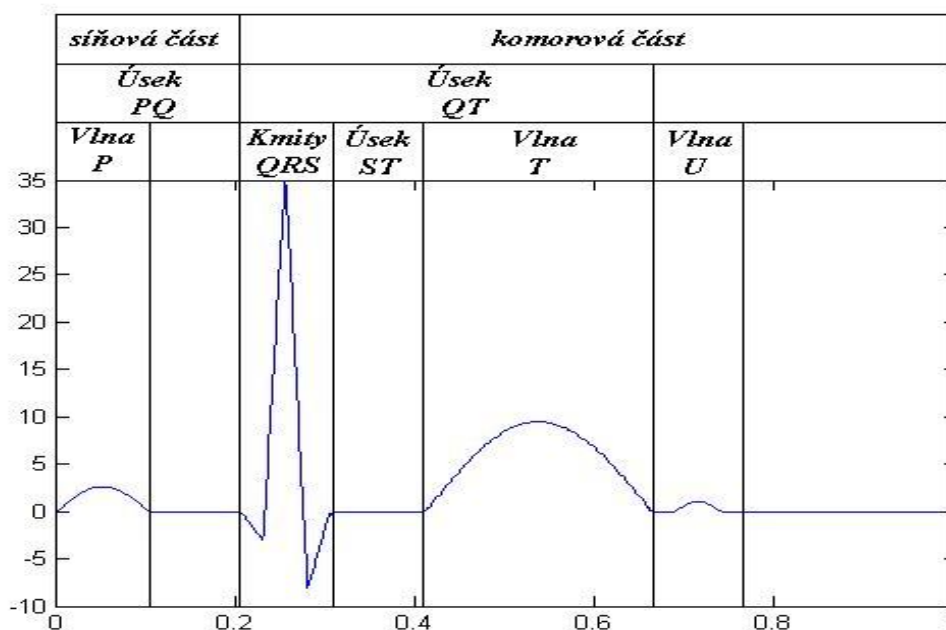
Obr. 2.3 Postup hodnocení křivky EKG

V jistém úhlu pohledu navazuje na vznik křivky EKG její podrobnější hodnocení nebo lépe se hodící lékařský pojem diagnostika. Na postup hodnocení neexistuje jednotný názor a v různých literaturách je posloupnost kroků odlišná, případně se liší v jejich počtu. Jako vzorová diagnostika je zde představen jedenáctistupňový postup hodnocení převzatý z literatury [4] . Pro konfrontaci bylo nahlédnuto do zdroje [5] , avšak postup se zde lišil v různých vydáních.

Následuje vlna T. Je to široká vlna zaobleného tvaru vznikající při elektrickém zotavení, tedy repolarizaci komor. Následuje po každém komplexu QRS a je oddělena od komplexu QRS časovým intervalem, jenž je pro každou křivku EKG konstantní. Vzhledem k tomu, že zotavení komor probíhá směrem jejich aktivace, je polarita výsledného vektoru T podobná polaritě vektoru QRS. Vlna T vzniká v čase mechanické systoly komor, komplex QRS jí bezprostředně předchází. Pochody související se vznikem vlny T spotřebovávají

energii. Metabolické činnosti svalových buněk a energie je při depolarizaci třeba pro přesuny iontů za tohoto procesu. Repolarizace a konfigurace vlny T proto mohou být ovlivněny některými metabolickými, hemodynamickými a fyziologickými okolnostmi. Podle studií je známo, že existuje přibližně 67 příčin změny tvaru vlny T. Pro představu jsou zde uvedeny některé z nich: pití ledové vody, polykání jídla, cvičení, hladovění, infekční onemocnění, horečka, tachykardie, anoxie, šok, poruchy iontové rovnováhy, acidóza, alkalóza, hormonální poruchy nebo drogy a alkohol.

Vlna U je vlna, která následuje po vlně T a je patrná na EKG záznamech jen u některých jedinců. Její voltáž je nízká a v některých svodech ji lze obtížně nalézt. Její původ je nejasný. U zdravých osob je vlna U vždy pozitivní tam, kde je pozitivní i vlna T.



Obr 2.4 Elektrokardiogram

2.4 Snímání srdeční aktivity

Jelikož se v této diplomové práci vyskytují zmínky o různých svodech, je vhodné alespoň ve zkratce popsat svodový systém, používaný při měření EKG. V současné době je nejpoužívanější dvanáctisvodový systém, který se skládá z:

- Tří bipolárních končetinových svodů - I, II, III.
Bipolární svody končetinové podle Einthovena se užívají již od počátku elektrokardiografie. Jestliže spojíme tato tři svodová místa dohromady, dostáváme známý Einthovenův trojúhelník. Svod I spojuje pravou ruku a levou ruku, svod II pravou ruku a levou nohu a svod III levou ruku a levou nohu.
- Tří unipolárních zesílených svodů - aVR, aVF, aVL.

Zvětšené unipolární svody podle Goldberga udávají potenciál příslušné elektrody. Symboly R, F, L jsou převzaté z anglosaské literatury a značí: R - pravou horní končetinu, F - levou dolní končetinu a L - levou horní končetinu. Písmeno a ve slovech znamená augmented, neboli zvětšený.

- Šesti unipolárních hrudních svodů – V1, V2, V3, V4, V5, V6.
Unipolární hrudní svody podle Wilsona. Zatímco končetinové svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce do frontální roviny, unipolární hrudní svody sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině.

Přístroje bývají seřizeny tak, že vzruch směřující směrem k elektrodě zaznamená kladnou výchylka, a směřuje-li směrem od elektrody, je zaznamenána výchylka záporná. Důležitou podmínkou je správné přiložení elektrod, aby bylo možné naměřené křivky EKG správně interpretovat. Významným faktorem, který omezuje správnou diagnostiku EKG, je rušení vznikající při snímání. Bývá způsobeno například změnou přechodového odporu elektrod způsobenou pohyby pacienta (výrazné při zátěžovém EKG) nebo nežádoucím vlivem elektrické sítě a mnoha dalšími příčinami. Podrobněji se těmito problémy zabývá kapitola 4.3.4

3. Způsoby generování signálu EKG

Generovat a zobrazovat signál lze v prostředí MATLAB několika způsoby. Dvě hlavní metody jsou matematický model a grafická konstrukce. Pro zobrazení můžeme také volit načtení reálného signálu EKG, se kterým poté pracujeme jako s vektorem hodnot a vhodně jej můžeme upravovat a transformovat. Zde jsou ve zkratce představeny první dva způsoby generace.

3.1 Matematický model

Stále se opakující, tedy periodický signál lze popsat vhodným matematickým vyjádřením. Signál EKG je vlastně také stále opakující se signál, kde kmitočet je roven tepu srdce. Z toho plyne, že i tento signál lze matematicky popsat.

3.1.1 Fourierova řada

Podle [18] se dá napsat - je dán interval $I = \langle a, b \rangle$ a označme $T = b - a$. Řekněme, že funkce $f(x)$ je **periodická s periodou T** , jestliže platí $f(x+T) = f(x)$ platí-li $\forall x \in R$.

Nechť $\{a_n\}_{n=0}^{\infty}$ a $\{b_n\}_{n=1}^{\infty}$ jsou dvě posloupnosti reálných čísel a w je reálné číslo. Pak výraz

$$\frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos k\omega t + b_k \sin k\omega t), \text{ kde } \omega = \frac{2\pi}{T} \quad \forall x \in R. \quad (3.1)$$

nazýváme **trigonometrickou řadou**, dvojčlen $(a_n \cdot \cos n \cdot w \cdot x) + (b_n \cdot \sin n \cdot w \cdot x)$ jejím **n -tým členem** a číslo a_0 jejím **absolutním členem**, definatoricky klademe $b_0 = 0$. Čísla a_n a b_n jsou nazývána **Fourierovými koeficienty** a platí pro ně:

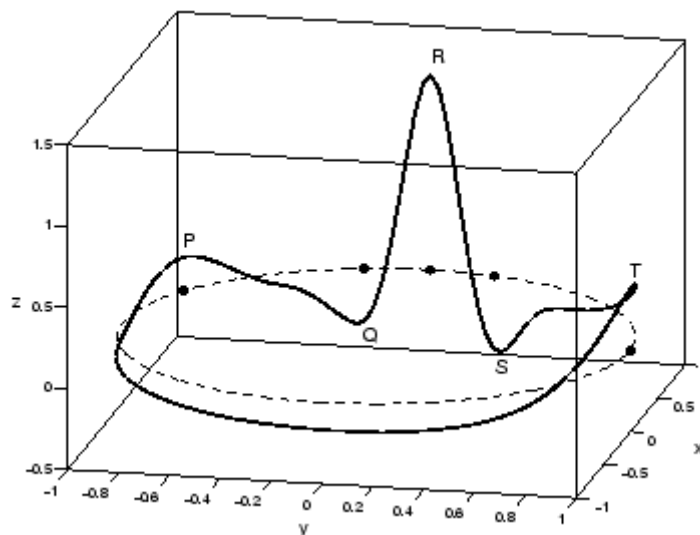
$$a_k = \frac{2}{T} + \int_a^{a+T} f(t) \cos k\omega t dt \quad (3.2)$$

$$b_k = \frac{2}{T} + \int_a^{a+T} f(t) \sin k\omega t dt \quad (3.3)$$

Jelikož je křivka EKG tvořena ze sinusových a trojúhelníkových částí, každý prvek lze vyjádřit pomocí těchto rovnic. Započítáme-li do toho ještě příslušné posunutí a modifikaci, získáme tím po součtu požadovaný signál EKG.

3.1.2 Dynamický model

Model generuje trajektorie křivky v třírozměrném prostoru se souřadnicemi (x, y, z) . Periodicita EKG je představena v kruhovém pohybu po trajektorii souřadnic (x, y) . Každý cyklus na této kružnici odpovídá jednomu intervalu RR, nebo jedné periodě srdečního tepu. Výraznější výchyly na EKG, tedy vlny a kmity P, Q, R, S a T jsou znázorněny jako negativní nebo pozitivní kolísání ve směru osy z . Tyto projevy jsou umístěny jako pevné body na jednotkové kružnici a jsou značeny $\theta_P, \theta_Q, \theta_R, \theta_S$ a θ_T (viz Obr 3.1).



Obr 3.1 Trajektorie generovaná dynamickým modelem v třírozměrném prostoru

Pokud se hodnota blíží k jednomu z těchto bodů, vznikne zde pohybem nahoru nebo dolů onen projev a poté se vrátí zpět na limitu cyklu. Dynamické rovnice pohybu jsou dány třemi diferenciálními rovnicemi:

$$\dot{x} = \alpha x - \omega y \quad (3.4)$$

$$\dot{y} = \alpha y - \omega x \quad (3.5)$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp(-\Delta \theta_i^2 / 2b_i^2) - (z - z_0) \quad (3.6)$$

kde $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, $\Delta \theta_i = (\vartheta - \theta_i) \bmod 2\pi$, $\vartheta = \text{atan2}(y, x)$ a ω je úhlová rychlost. Hodnota z_0 představuje izoelektrickou linii, jejíž výkyvy jsou způsobné dýcháním o frekvenci f_2 , a lze ji popsat rovnicí:

$$z_e(t) = A \sin(2\pi f_2 t), \quad (3.7)$$

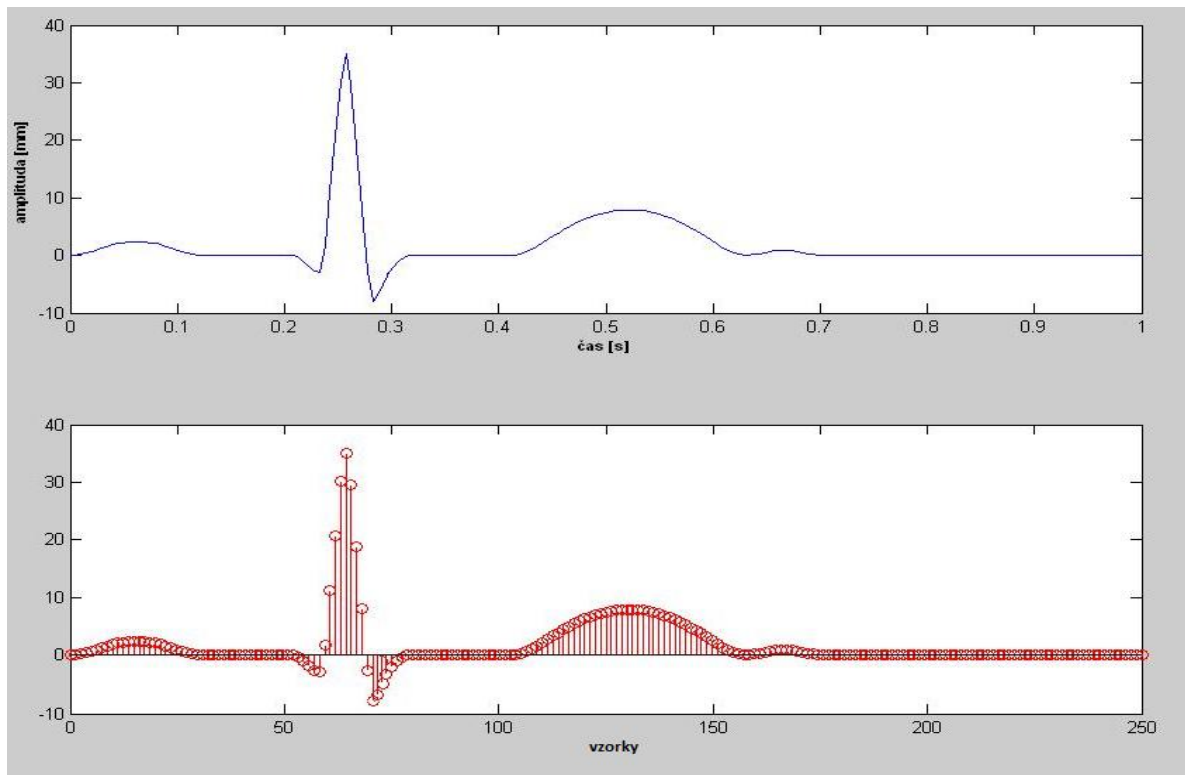
kde $A = 0,15$ mV.

Tabulka 3.1: Parametry modelu EKG

Index (i)	P	Q	R	S	T
čas [s]	-0,2	-0,05	0	0,05	0,3
Θ_i [rad]	$-1/3\pi$	$-1/12\pi$	0	$1/12\pi$	$1/2\pi$
a_i	1,2	-5	30	-7,5	0,75
b_i	0,25	0,1	0,1	0,1	0,4

3.2 Metoda skládání segmentů

Tato metoda je další způsob, jak vhodně vytvořit, tedy naprogramovat signál EKG. Je to způsob spočívající ve vhodném navzorkování průběhu celého signálu nebo jeho částí. V případě druhé možnosti, tedy rozdělení na části, jsou pak úseky vhodně poskládány za sebe a vznikne signál jako celek. Tato varianta je výhodnější a vhodnější i proto, že nabízí změnu délky a možnosti morfologie, čímž zajišťuje uživateli simulovat požadované varianty a různé patologické změny. Metoda byla tedy zvolena jako výchozí postup pro splnění zadaných úkolů.



Obr 3.2 Graficky zobrazená křivka jednoho cyklu EKG a její navzorkovaná varianta

4. Realizace softwarového generátoru signálu EKG

4.1 MATLAB

Program MATLAB je výkonné, interaktivní prostředí pro vědecké a inženýrské výpočty a vizualizaci dat. Integruje numerickou analýzu, maticové výpočty, zpracování signálů a grafiku do uživatelsky příjemného prostředí, ve kterém se problémy a řešení zapisují stejně jako v matematice – bez tradičního programování. Vlastností MATLABu je i snadná rozšiřitelnost, které umožňuje doplnit námi napsanou funkci (M-Soubor).[10]

V MATLABu se pracuje se signály jako s vektory a maticemi. K realizaci generátoru byla zvolena metoda grafická, jež spočívá v samostatném vygenerování jednotlivých úseků křivky na základě podobnosti se sinusovým průběhem (vlny) a lineárními přímkami (QRS komplex). Tyto části pak byly sestaveny za sebe a tím vznikl výsledný signál. Ten však působí příliš uhlazeně a zidealizovaně, *Obr 3.2* a proto je zde možnost úprav pro jeho modifikaci do realističtější podoby (zašumění, zaoblení hran pomocí filtrace).

4.2. Struktura programu

Program je nazván „ECG_generator“ a vytvářel jsem jej v MATLABu verze 7.6.0 (2008a). Strukturované funkční blokové schéma na *Obr 4.1* by mělo jednoduše a přehledně znázornit strukturu celého procesu vytvoření křivky EKG.

Proces zpracování dat je následující. Uživatel pomocí grafického uživatelského prostředí (GUI) nadefinuje parametry, podle kterých se bude křivka vytvářet a které jsou pro celý program klíčové. Po spuštění jsou již všechny parametry předvyplněny a považovány za defaultní. Uživatel tak může některé ignorovat a definovat pouze ty, které se mu nejvíce hodí pro výsledné zobrazení, resp. uložení EKG křivky pro pozdější analýzu.

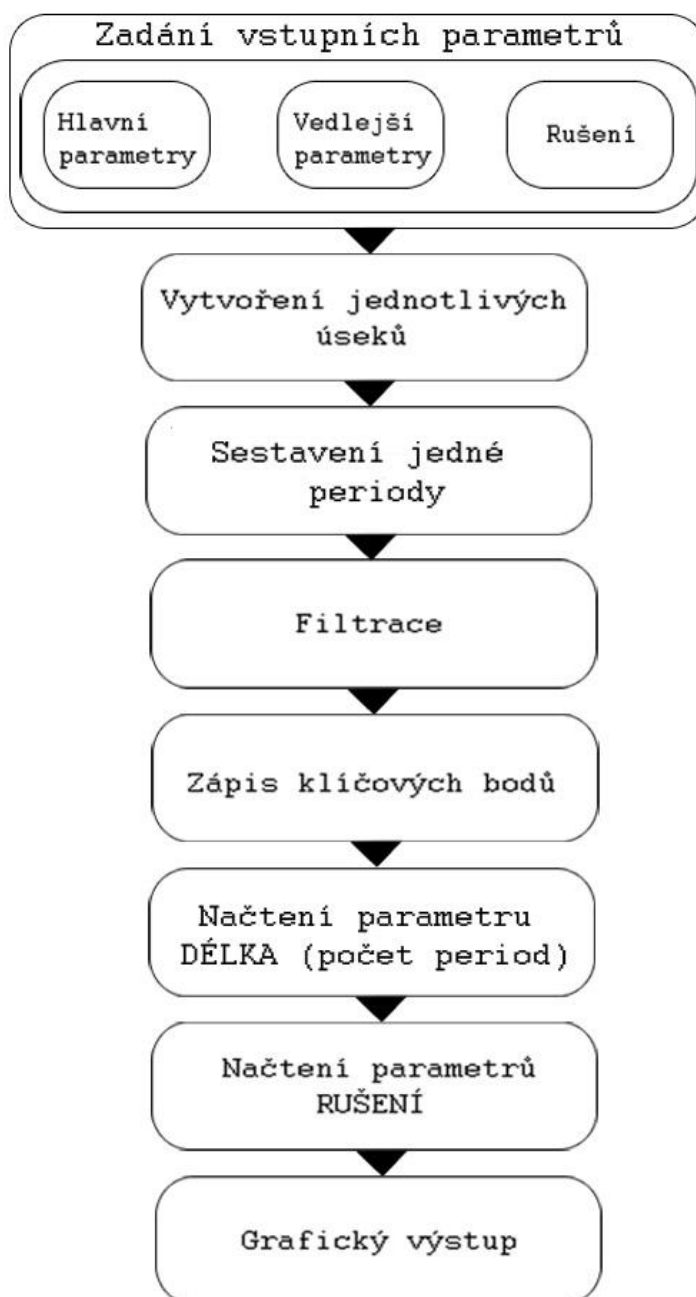
Po zadání hodnot si program vybere vhodné parametry a ty pak zpracovává při vytváření jednotlivých úseků. Části se vytvářejí buď jako lineární přímkami, nebo půlvlny sinusových průběhů. Přímkami jsou použity buď jako úseky mezi jednotlivými, pro nás zajímavějšími, částmi celé EKG křivky, nebo je z nich poskládán komplex QRS. Vlny se generují ze sinusových průběhů a jejich možné morfologie budou podrobněji rozebrány v dalších kapitolách. Po vytvoření všech potřebných úseků se složí křivka ve správném pořadí za sebe a vznikne výsledný signál.

Signál se poté filtruje. Filtr vyhlazuje jednotlivé přechody mezi poskládanými úseky, aby vznikl dojem reálnějšího signálu.

Jelikož je signál poskládán z jednotlivých vzorků, jejichž počet určuje parametr *vzorkovací frekvence* v hlavních parametrech a následně je ještě poskládán z jednotlivých úseků, nebylo obtížné naprogramovat vypsání klíčových bodů a maxim segmentů do vektoru. S vektorem pak program pracuje při výpisu a zobrazení bodů přímo v signálu. Následně se ještě načítá uživatelem (nebo defaultně) nastavená *délka* opakování, která, pokud je větší než 1, skládá signál za sebe a tím se opět reálněji přibližuje opravdovému záznamu EKG.

V nastavení programu je také zahrnuto rušení signálu. Tedy přičtení šumových složek k již složené křivce. Na výběr jsou zde 4 nejčastěji se vyskytující rušení, jejichž podrobnější popis a grafické znázornění bude rozebráno v dalších kapitolách.

Ukončením programu je grafický výstup definovaného signálu, dále pak možnost vypsání a znázornění klíčových bodů a maximálních hodnot vln a komplexu QRS. Tlačítka uložit lze již zmíněné body nebo signál jako celek uložit do matlabovského souboru mat.

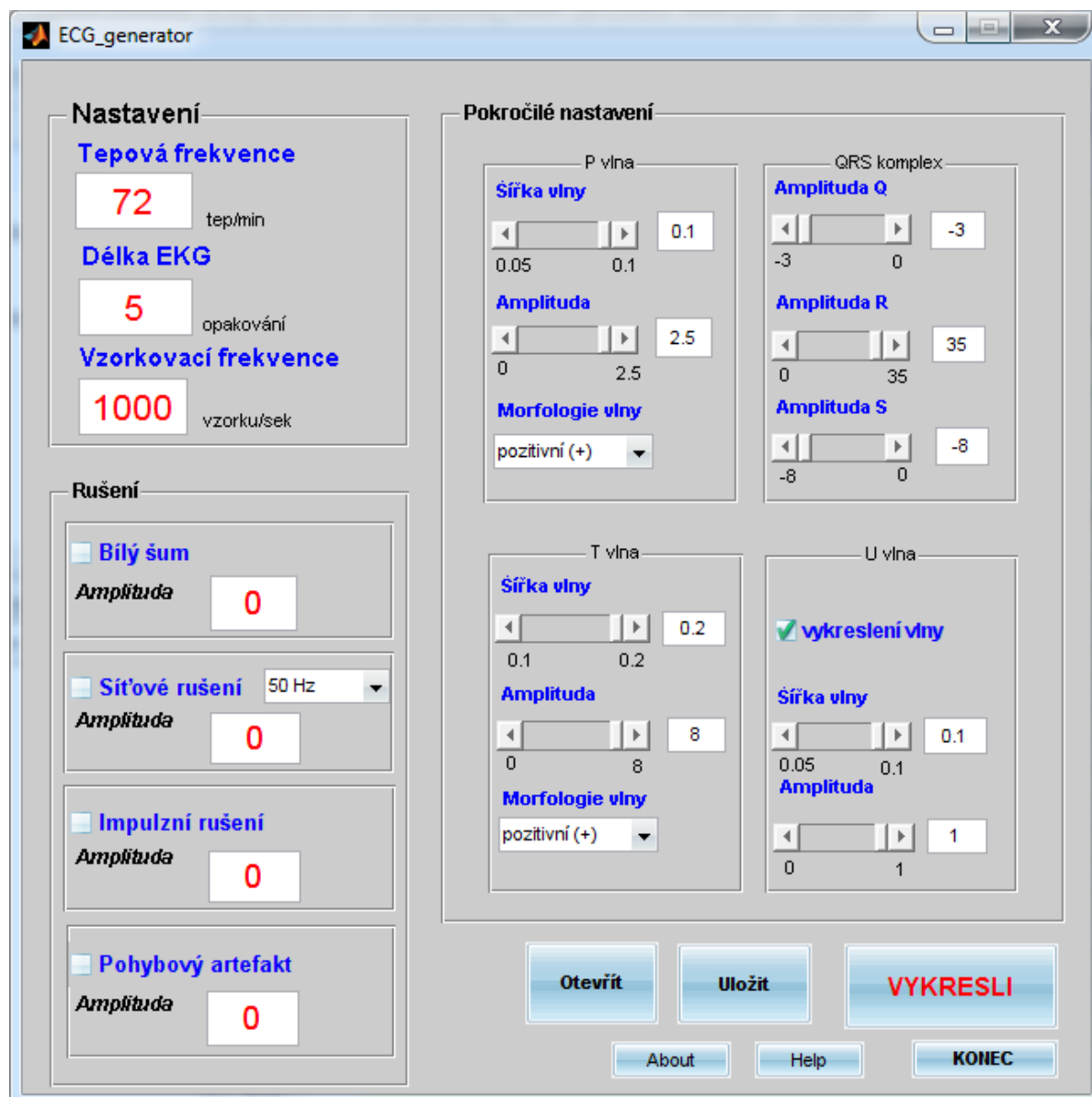


Obr 4.1 Blokové schéma zpracování dat v programu pro generování EKG křivky

4.3 Uživatelské rozhraní

4.3.1 Editační okno

Program je rozdělen na dvě uživatelská okna. V okně, které se spustí hned po startu Obr 4.2, nastavuje uživatel parametry, které byly požadovány v zadání práce a které jsou pro vykreslení křivky EKG intuitivní. V druhém okně se po nastavení parametrů zobrazí výsledná EKG křivka s dalšími možnostmi zobrazení.



Obr 4.2 Základní nastavení programu

Osoba využívající program nadefinuje své požadavky vstupních parametrů, které předcházejí samotnému zpracování v běhu celého programu. Je to v podstatě zpětná vazba mezi programem a uživatelem. Po provedení volby dojde k automatické adaptaci programu na zvolený parametr.

Pro přehlednější orientaci je okno členěno pomocí panelů, do kterých jsou umístěné editační položky jednotlivých hodnot celého signálu. Panel *Nastavení* obsahuje tři základní a nejdůležitější parametry:

- *Tepová frekvence* udává počet tepů (stahů) srdce během jedné minuty. Tato veličina přesně vypovídá o zatížení organismu. Klidová tepová frekvence se pohybuje v rozmezí 60-90 tepů za minutu, u trénovanějších jedinců klesá až k 50 tepů/min. Bradykardie je zpomalení srdeční činnosti. Mluvíme o ní tehdy, pokud se tepová frekvence sníží u dospělého člověka přibližně pod 60 tepů za minutu. Musíme však brát v úvahu věkovou a výkonnostní kategorii. Neúměrná bradykardie může způsobit pokles srdečního výdeje, pokles krevního tlaku může vést až ke stavu bezvědomí. Naopak tachykardie je zvýšení tepové frekvence. Nastává tehdy, pokud se aktuální výše, typická pro danou věkovou a výkonnostní kategorii, pohybuje nad 90 tepů za minutu v klidu. Tachykardie vzniká při tělesné zátěži, například při sportu, nebo při rozčilení - stresu. Může být i příznakem nějaké choroby - horečky, chudokrevnosti (anemii), poruch štítné žlázy, srdečního selhání, některých otrav, ale i pití kávy, černých a zelených čajů a všech nápojů, které obsahují kofein.
- *Délka EKG* určuje počet period výsledného signálu, který je zobrazen v druhém okně programu, nazvaném *ECG*. Reálné záznamy mají těchto period spíše desítky než jednotky. Defaultně je zde nastaveno 5 opakování pro názornost. Do tohoto pole je doporučeno zadávat pouze celá čísla.
- *Vzorkovací frekvencí* definuje, jakým počtem vzorků bude signál v jedné vteřině vzorkován. Minimální počet vzorků 100 je volen jako hraniční. Je to z důvodu ne příliš přesné, spíše „kostrbaté“ křivky EKG. Proto je doporučeno vzorků 1000 a tato hodnota je i nastavená jako defaultní. Horní hranice není nijak zvlášť omezená, avšak čím více vzorků, tím větší zatížení programu a delší čas zpracování celého procesu.

V panelu *Rušení* má uživatel možnost volby, co bude k signálu přidáno. Na výběr jsou 4 možnosti asi nejvíce zastoupených rušení. Výběr lze provést zaškrtnutím požadovaného šumu či jiného parazitního jevu a zvolením amplitudy v editačním okně. Přednastavena je nulová amplituda, proto je dále nutné, aby uživatel ještě po zaškrtnutí zadal číselnou hodnotu. Pokud program vyhodnotí zadaný znak za irelevantní, žádný signál nevykreslí. Za zmínku stojí, že u *Síťového rušení* lze vybrat kmitočet. U střídavého proudu se v běžné elektrické síti používají jmenovité frekvence 50 Hz pro Evropu a 60 Hz pro Ameriku.

Pokročilé nastavení umožňuje detailnější úpravu tvaru jednotlivých částí. V korespondujících panelech s nižší úrovní lze nastavit *Šířku vlny*, výšku, tedy *Amplitudu*, a u vln P a T jejich *Morfologie*. Editací pole je vždy spojeno s posuvníkem. Uživatel proto může parametry buď přímo nadefinovat do příslušného políčka, nebo nastavit na posuvníku. Mezní hodnoty posuvníku určují mezní hodnoty převzaté z reálných záznamů a příslušné literatury. Nemůže se tedy stát, že uživatel zadá nekompetentní údaje. Program by sám v tomto případě chybu opravil a nastavil by bližší mezní hodnotu. V některých záznamech se vůbec nevyskytuje vlna U, proto ji lze v políčku *vykreslení vlny* v panelu *U vlna* odškrtnout a vlnu tak nezobrazovat.

4.3.2 Tlačítka

Tlačítko *Otevřít*, které se nachází na úvodní obrazovce, načítá již uložený signál, resp. jeho nastavení. Proces otevření dialogového okna s cestou k souboru je realizován matlabovskou funkcí `uigetfile`. Přednastavený formát souboru pro načtení má matlabovskou příponu `mat`. Funkce uživateli umožní vybrat soubor, který chce otevřít. Pokud soubor není platný nebo neexistuje, zobrazí funkce odpovídající chybové hlášení a vrátí uživatele zpět do dialogového okna. Jestliže uživatel klikne na tlačítko *Storno*, uzavře dialogové okno a dostává se zpět do programu *ECG_generator*.

Kliknutím na *Uložit*, jak už sám název tlačítka naznačuje, ukládá uživatel svůj specificky nadefinovaný signál. Způsob uložení pomocí dialogového okna je podobný jako v předchozím případě. Použita je zde však již předem naprogramovaná funkce `uiputfile`. Opět je zde přednastaveno ukládání ve formátu `mat`.

Dalším tlačítkem v okně programu je *VYKRESLI*, což je v podstatě nejdůležitější tlačítko pro následný běh programu. Kliknutím se totiž program dostává do druhého okna *Obr 4.3*, kde je znázorněn uživatelem definovaný signál. Aktivuje se tím vestavěná funkce `plot`, která do grafu přiřadí hodnoty osám x a y a tím vykreslí křivku.

Pro ukončení celého programu stačí stisknout tlačítko *KONEC*. Aplikace spustí ještě ověřovací okno s dotazem na ukončení, a pokud uživatel zvolí *Ano*, program uzavře celý GUI. Pokud si uživatel rozmyslí svou volbu a klikne na *Ne*, aplikace se vrátí do okna *ECG_generator*.

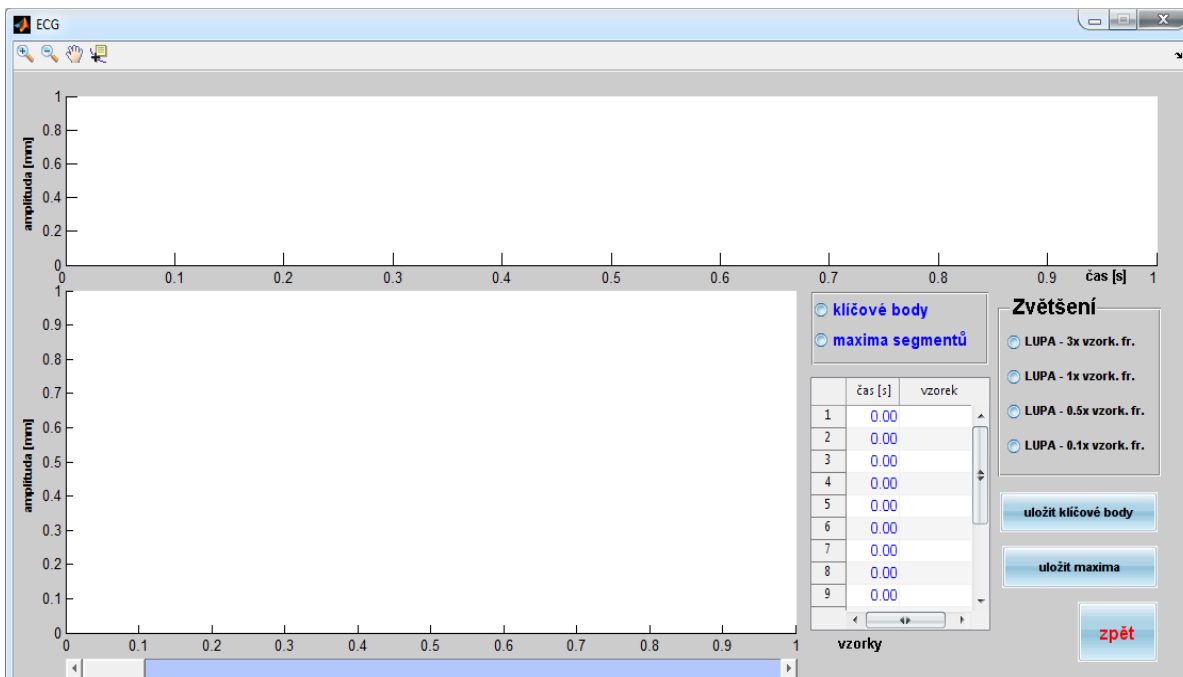
Následující funkční tlačítka nejsou potřeba pro samotný běh programu, a tudíž nemají ani vliv na vykreslení křivky EKG. Informují však uživatele o programu a mají mu nápomoci se v programu lépe orientovat.

Kliknutí na tlačítko *Info o programu* se aktivuje samostatné okno, ve kterém jsou uvedeny informace o programu. Okno se vyvolává, jako u později zmiňovaného okna nápovědy, definovanou funkcí `msgbox`. V budoucnu bude program možná rozšiřován a modernizován, a proto z těchto důvodů je vhodné uvést informaci o aktuální verzi, popř. seznam změn a vylepšení. Tento program je popisován verzí 1.00. Okno tedy neobsahuje žádné informace o změnách.

Okno, které se aktivuje po kliknutí na tlačítko nápovědy, je pojmenované *Help*. Zde je stručně uveden postup pro správnou práci s programem.

4.3.4 Zobrazovací okno

Druhé okno programu, nazvané *ECG Obr 4.3* se aktivuje jako odezva na tlačítko *VYKRESLI* v startovacím okně *ECG_generator*. Zde se vykreslí uživatelem nadefinovaná křivka. Celý signál se zobrazí pouze do horního pole okna, v matlabovském jazyce značené `axes`. V druhém poli, určeném pro graf dole, se vykresluje tentýž signál. Křivka EKG se v něm ovšem zobrazí až jako zpětná vazba na úkon uživatele.



Obr 4.3 Zobrazovací okno programu

Panel *Zvětšení* obsahuje připravené funkce zoom pro detailnější zobrazení výsledného signálu. Uživatel si z nabídky vybere ten nejvýhodnější a zobrazí si požadovaný výsledek v již zmiňovaném dolním poli pro graf, tzv. axes2. Na Obr 4.4 je pro názornost ukázka naprogramovaného kódu volby *LUPA- 1x vzorkovací frekvence*.

```

plot(ekg_vys);
grid on
ylabel('amplituda [mV]', 'fontsize', 8, 'fontweight', 'b');
jedna=get(handles.posuv, 'Value') * delka;
dva=get(handles.posuv, 'Value') * delka + VZORK_FREKV;
tri=min(ekg_vys) * 1.1;
ctyri=max(ekg_vys) * 1.1;
axis([jedna dva tri ctyri]);

```

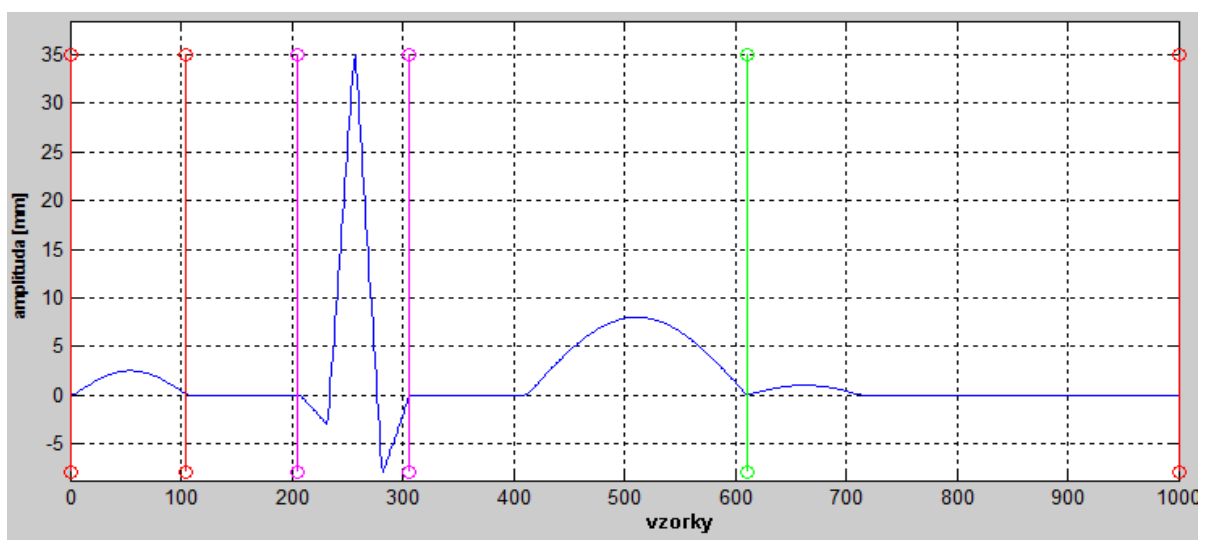
Obr 4.4 LUPA- 1 perioda

Pokud však uživatel potřebuje ještě detailnější zoom pro co nejpřesnější měření a zobrazení, má možnost zvolit si již vestavěnou funkci prostředí GUI, která je v nabídce v horní části okna pod ikonou *Zoom In*. *Zoom Out* je analogicky zmenšení, *Pan* funguje ve smyslu posuvu celé křivky a *Data Cursor* ukazuje hodnotu os x a y. Tato nabídka je přidána z důvodu rozšíření již nabízených funkcí.

Radio button *klíčové body* slouží k načtení příslušného vektoru s proměnnými pozicemi klíčových bodů křivky EKG. Vektor má proměnnou velikost, která koresponduje s uživatelsky nastaveným parametrem délky EKG.

Klíčové body signálu EKG:

- počátek P vlny
- konec P vlny
- počátek QRS komplexu
- konec QRS komplexu
- konec T vlny



Obr 4.5 Ukázka klíčových body vykreslených v křivce EKG

Pozice bodů jsou určeny jednoduše z přístupu k realizaci celé křivky. Jelikož se jednotlivé segmenty signálu EKG skládají za sebe, stačilo si nadefinovat vzdálenosti jednotlivých vln a komplexu. Příslušný bod je poté součet těchto délek a jeho vykreslení je otázkou několika řádků v matlabovském kódu Obr 4.5 .

```

for i=0:(DELKA_EKG-1)
    klicove_body_x=[0+(i*ekg),pvl+(i*ekg),ppq+(i*ekg),ppqqr+(i*ekg),ekguup+(i*ekg)];
    if i==0
        KLICOVE_BODY=[klicove_body_x];
        ekg_vys=[ekg_signal];
    else
        KLICOVE_BODY=[KLICOVE_BODY,klicove_body_x];
        ekg_vys=[ekg_vys,ekg_signal];
    end
end
end

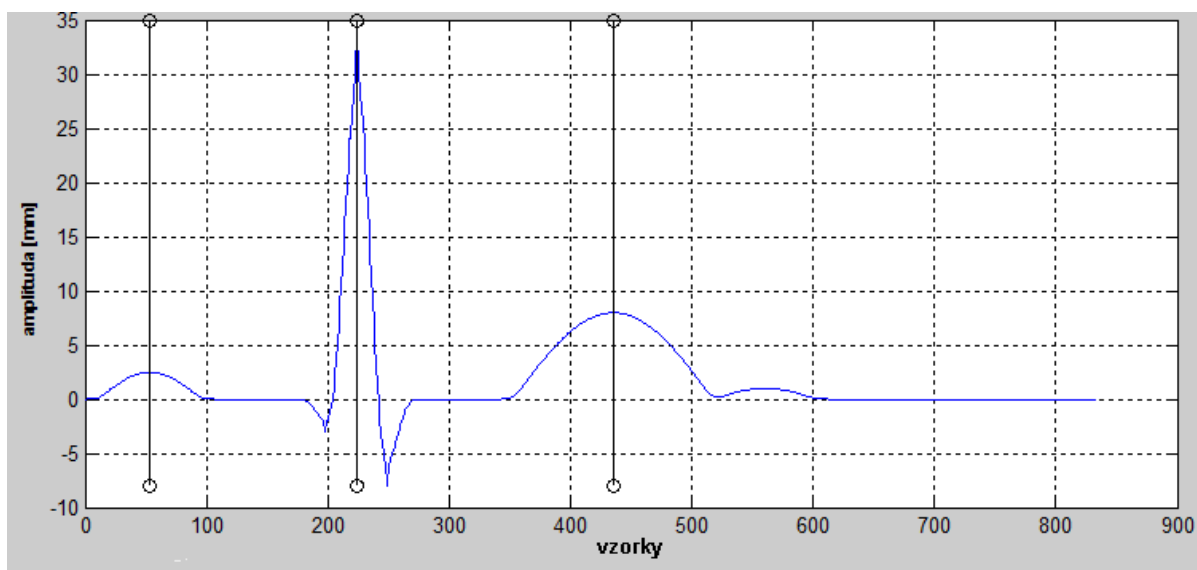
```

Obr 4.6 Zápis klíčových bodů do vektoru

Pro lepší přehled jsou body vykresleny v různých barvách. Usnadňuje to zejména orientaci v silně zarušeném signálu, který vypadá jako nepřehledná změť náhodně vygenerovaného signálu. Červená barva označuje začátek a konec vlny P, fialová vymezuje komplex QRS a zelená značí konec vlny T.

Obdobnou funkci a zápis kódu má i radio button *maxima segmentů*. Zde se ovšem místo počátků a konců vypisují maximální hodnoty a v grafu se vyznačují černou barvou.

- maximum vlny P
- vrchol R v komplexu QRS
- maximum vlny T



Obr 4.7 Zápis klíčových bodů do vektoru

Hodnoty ve vektoru jsou přehledně vypsány do tabulky. V prvním sloupci jsou údaje odpovídající času, v němž se daný bod v celkovém signálu nachází, a ve druhém sloupci jsou příslušná čísla vzorků jednotlivých bodů. Číslo a pozice vzorku se vypočítává z celkového počtu všech vzorků, které uživatel nastavil do položky *vzorkovací frekvence*. Tabulku lze například využít jako kontrolu, pokud by byl program použit pro detekci QRS komplexu, vrcholu R v komplexu QRS, anebo jiné pro nás zajímavé části křivky EKG. Detekce je totiž v praktickém využití signálu velmi potřebná. Je například možné detekovat nejvyšší kmit, tedy vrchol R, který představuje jeden tep srdce. Toto je možné využít při počítání tepové frekvence, která se počítá z časové vzdálenosti mezi jednotlivými detekovanými cykly.

Opomíjet nelze také tlačítka *Uložit klíčové body* a *Uložit maxima*, která fungují na stejném principu jako již zmiňované tlačítko *Uložit*. Zde se však po kliknutí ukládá pouze vektor klíčových bodů nebo maxim. Uložený formát souboru má opět předdefinovaný matlabovský tvar `mat`. Vektor může například sloužit jako porovnání uživatelem softwarově generovaného a reálného záznamu EKG.

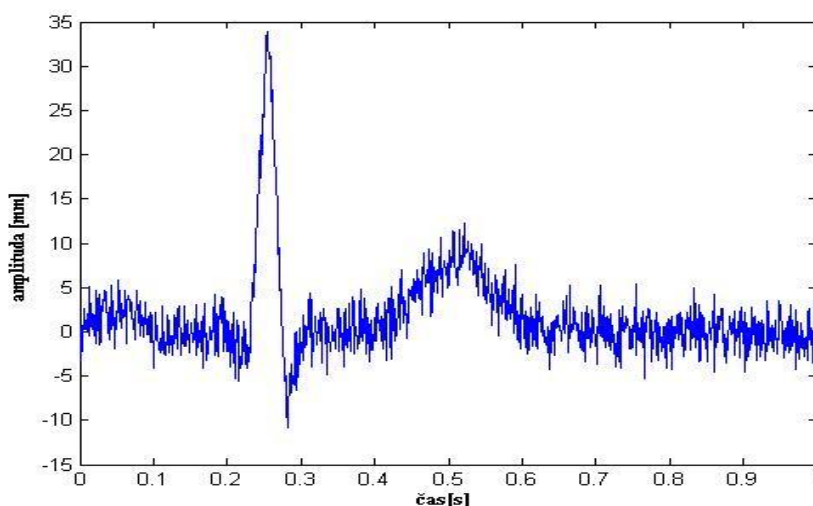
Posledním nezmiňovaným prvkem v okně programu *ECG* je tlačítko *Zpět*. Jeho funkce je prozaická. Návrat do okna *ECG_generator* a uzavření aktuálního okna pomocí funkce `close`.

4.3.4 Rušení

Základním úspěchem při počítačové analýze EKG je schopnost zlepšit špatnou kvalitu signálu pomocí algoritmů zpracovávajících signál. Toho dosáhneme díky dobré znalosti vlastností nejen signálu, ale i rušení. Žádný reálný signál není naprosto ideální, a proto i do tohoto programu byly implementovány nejčastěji se vyskytující artefakty znehodnocující tvar či určitou symetrii signálu. První tři jsou čistě technického původu, zatímco čtvrtý je původu fyziologického. Našla by se určitě i řada jiných, jako jsou například snímání či přilnutí elektrod nebo vodivost těla či nedokonalost srdečního rytmu, avšak ty nebyly do tohoto programu zaneseny.

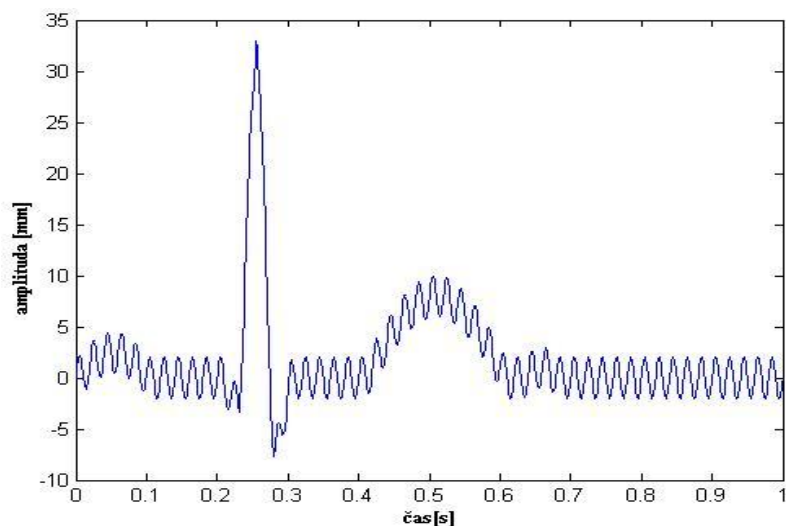
Kolísání základní izoliny je nízkofrekvenční rušení EKG, které by mohlo narušovat analýzu signálu, čímž by se z klinického hlediska stala nepřesná a zavádějící. Například pro měření EKG, které se odkazuje na izoelektrickou linii, je toto rušení přímo nevhodné, protože izoelektrická linie je jím ovlivněna. Kolísání je často vyvolané tělesnou námahou nebo jinými zdroji rušení, například pocením, dýcháním, tělesnými pohyby a špatným kontaktem elektrod. Amplituda nežádoucího kolísání může překročit amplitudu QRS komplexu dokonce několikrát. Jeho frekvence je obvykle omezená a nepřekračuje hodnotu 1 Hz. Během namáhavého cvičení se však může dostat i na vyšší frekvence.

Prvním rušením, které lze zvolit pro transformaci, je tzv. **bílý šum** (*random noise*) Obr 4.8 . Hodnoty tohoto šumu nelze dopředu předvídat. Pohybují se v kladných i záporných hodnotách kolem izoliny. Uživatel všechny hodnoty pak po zaškrtnutí odpovídajícího check boxu a nastavení jejich amplitudy vynásobí hodnotami signálu.



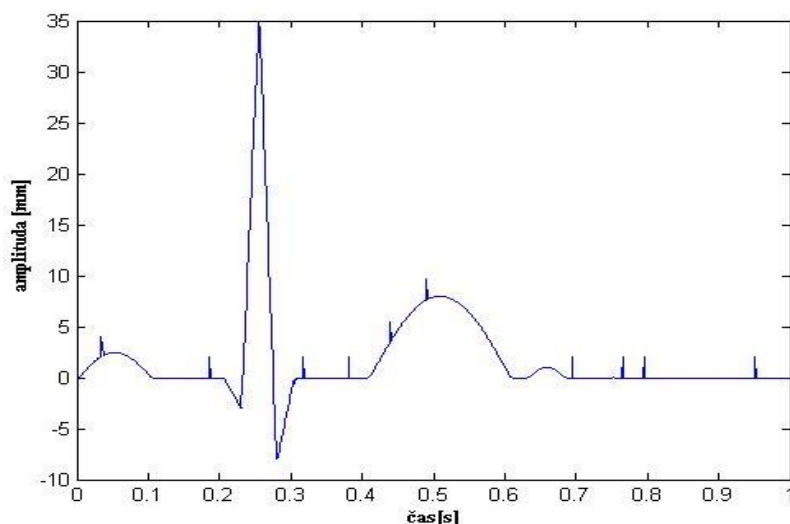
Obr 4.8 Signál EKG zarušený bílým šumem

Druhým rušením je **rušení síťovým brumem** o kmitočtu, jehož hodnotu si lze vybrat v příslušném popup menu. Šum se vyskytuje v každém zařízení, které je připojeno k elektrické síti, a vzniká nesprávným uzemněním přístroje měřícího EKG nebo rušením okolních přístrojů. K jeho odstranění se používají lineární nebo nelineární síťové filtry.



Obr 4.9 Síťové rušení 50 Hz

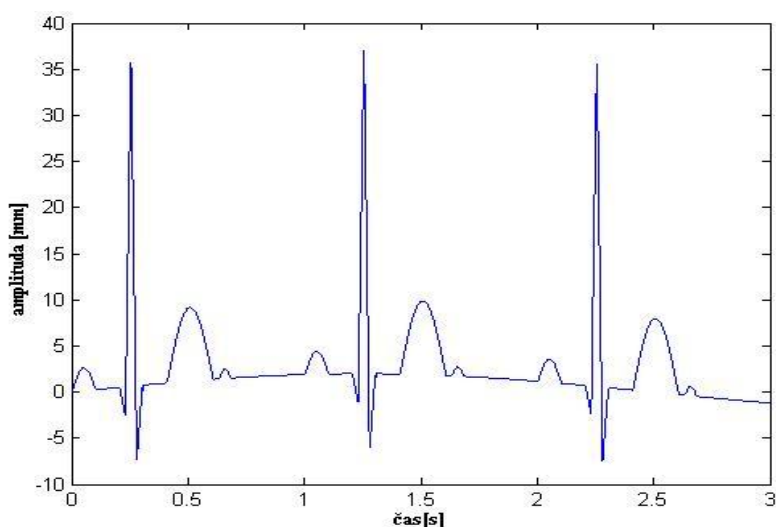
Impulsní rušení se projevuje v křivce náhodnou generací jednotlivých impulsů v náhodně zvolených místech. Uživatel může ovlivnit pouze jejich amplitudu, jejich počet generuje náhodně program sám.



Obr 4.10 Impulsní rušení

Čtvrtý šum simuluje **rušení způsobené dýcháním**. Dýchání ovlivňuje EKG nejen v celkovém srdečním tepu, ale také v morfologii jednotlivých úderů. Při každém úderu srdce se totiž mění pozice hrudního koše a postavení srdce v něm. Během respiračního cyklu tak vektor popisuje převládající směry elektrických změn jednotlivých vln. Tím poté vznikají příslušné morfologie.

Korekce tohoto rušení na nulovou izolinii je v podstatě odstranění vlivu dýchání na EKG. Přítomnost toho vlivu je při každém měření a dokonale odstranit jej nelze. Asi nejlepším ze způsobu odstranění je samostatné měření vlivu dýchání a jeho následné odečtení od EKG.



Obr 4.11 Rušení způsobené dýcháním pacienta

Dále jsou zde uvedeny artefakty, jež sice v samotném programu implementovány nejsou, ale reálné záznamy EKG významně ovlivňují. Artefakty způsobené **pohybem elektrod** vznikají hlavně roztahováním, tedy změnou impedance, kůže v okolí elektrody. Rušení může připomínat vlastnosti signálu s kolísáním základní izolinie, ale jejich odfiltrování je mnohem složitější. Amplituda totiž značně překrývá všechny vlny a komplexy obsažené v křivce EKG. Frekvence se vyskytuje v rozmezí 1-10 Hz.

Jsou-li elektrody špatně přiloženy ke končetinám, najdeme abnormality ve výšce vlny P, QRS komplexu a T vlny a srdeční osa nám může připadat bizarní. V hrudních svodech je nález normální. Jestliže vlna P směřuje dolů v jiných svodech než VR, ačkoliv má pacient sinusový rytmus s normálním PR intervalem, nebo je obtížné určit sklon srdeční osy, je podezření na nesprávné připojení elektrod a záznam je nutno opakovat.

Mezi další patří abnormální **vliv svalových pohybů**. Stah jakéhokoliv svalu je zahájen depolarizací svalových buněk, a ačkoliv přístroje měřící EKG jsou zvláště citlivé na podněty ze srdečního svalu, zaznamenávají také kontrakce svalů kosterních. Většina „poruch“ EKG s vysokou frekvencí kmitů je způsobena celkovým svalovým napětím pacienta, který není řádně relaxován. Je to nápadné u osob, kterým je zima, a třesou se.

V EKG u **systemových nemocí** je srdce postiženo při generalizovaných onemocněních, která infiltrují jeho svalovinu, vyvolávají depozice abnormálních substancí v myokardu. Mohou tak způsobovat poruchy vedení a arytmie.

Tyreotoxikóza je pravděpodobně nejobvyklejší onemocnění, které se může projevovat jako porucha srdce. Obzvláště u starších osob může být jejím projevem fibrilace síní s rychlou odpovědí komor těžko ovlivnitelná digoxinem. Starší pacient si může stěžovat hlavně na palpitace nebo příznaky selhávání srdce a embolizaci do periferních tepen. Obvyklé příznaky tyreotoxikózy mohou být mírné nebo mohou vůbec chybět.

U *myxedému* je přítomna obvykle sinusová bradykardie a někdy nespecifické změny ST. Jestliže je přítomen perikardiální výpotek, EKG komplexy mohou být nízké.

Maligní nemoci s druhotnými depozity v srdci mohou vyvolat síňovou fibrilaci, a jsou-li vhodně umístěny, působí úplnou srdeční blokádu. Ve vyspělých zemích jsou malignity nejběžnější příčinou rozsáhlých perikardiálních výpotků, tuberkulóza je častější v rozvojových zemích. Kombinace arytmie s nízkými komplexy vyvolává podezření na malignitu v mediastinu.

U **poruch elektrolytů** se vyskytuje *hypokalemie* (nejobvykleji jako výsledek diuretické léčby). Ta prodlužuje QT interval, měřený od začátku QRS komplexu ke konci T vlny. T vlna je zploštělá a následována další nízkou amplitudou zvanou vlna U. U vlny lze běžně vidět i v normálních záznamech, zvláště v předních hrudních svodech V₂-V₄. *Hyperkalemie* působí zploštění P vln, symetrické špičaté T vlny a ztrátu ST úseku.

Poslední výraznějším vlivem na EKG je **medikace**, např. digitalis. Hlavní indikací digoxinu a dalších léků typu digitalis je zpomalení atrioventrikulárního vedení a snížení komorové frekvence při fibrilaci. Za předpokladu, že síňokomorové vedení je dobré, fibrilace síní je spojena s rychlou frekvencí komor. Pomalá frekvence zvláště s pravidelným QRS komplexem ukazuje na digitalisový účinek. Digitalis působí také deprese ST úseku, které se svažují dolů s inverzí vlny T. Tyto změny jsou nejvýraznější v levých hrudních svodech (V₅-V₆) a VL. Mají tendenci zkracovat interval QT.

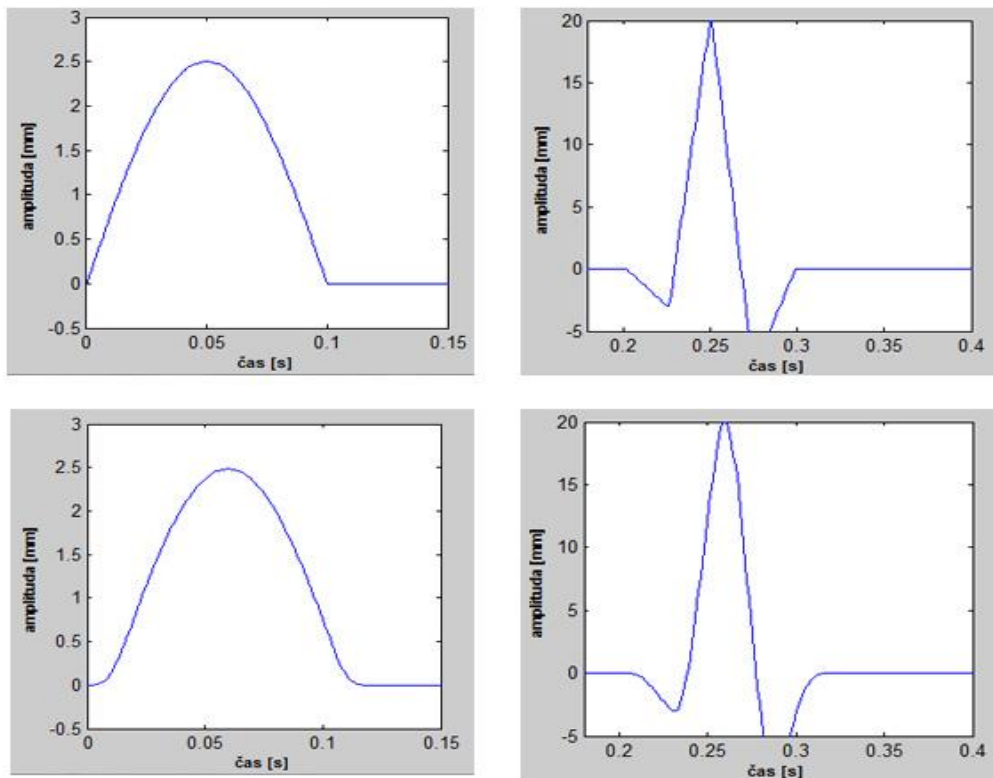
Antiarytmika třídy 1a (chinidin, lignokain, disopyramid, flekainid atd.) mohou vyvolat arytmie. Některé prodlužují QT (amiodaron má rovněž tento účinek), jiné však ne. Všechny mohou způsobit komorovou tachykardii.[9]

4.3.4 Vyhlazení signálu

Důsledkem jednoduchého sestavení jednotlivých částí signálu v celek je vznik průběhu s ostrými hranami přechodů. K vyhlazení byl použit filtr typu dolní propust (DP). Propust je realizována filtrem s konečnou impulzní charakteristikou (FIR). Filtr nepropouští kmitočty s vyšší frekvencí, a tudíž ostré přechody vhodně zaoblí. Mezní frekvence filtru Obr 4.12 byla získána empiricky, aby vyhlazený signál působil přirozenějším dojmem a zároveň nebyl příliš zkreslený.

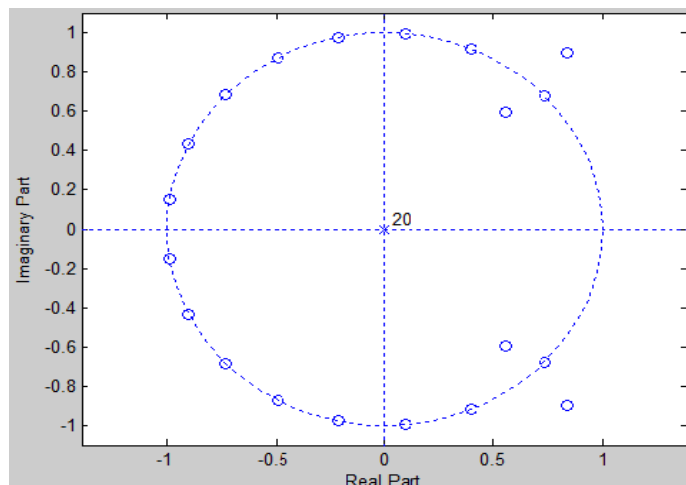
```
f_dp=fir1(ceil(VZORK_FREKV/50)),[50]/VZORK_FREKV,'low');
ekg_signal=filter(f_dp,1,ekg_signal1);
```

Obr 4.12 Filtr typu dolní propust



Obr 4.13 Nahoře jsou ukázky vykreslení bez filtru, dole vykreslení s filtrem

Z průběhů a jejich detailů je patrný pozitivní vliv filtrace na tvar signálu. Rozložení nul a pólů definovaného filtru je zobrazeno na Obr 4.14 . Obrázek je platný pro defaultní nastavení vzorkovací frekvence, tedy 1000.



Obr 4.14 Rozložení nul a pólů

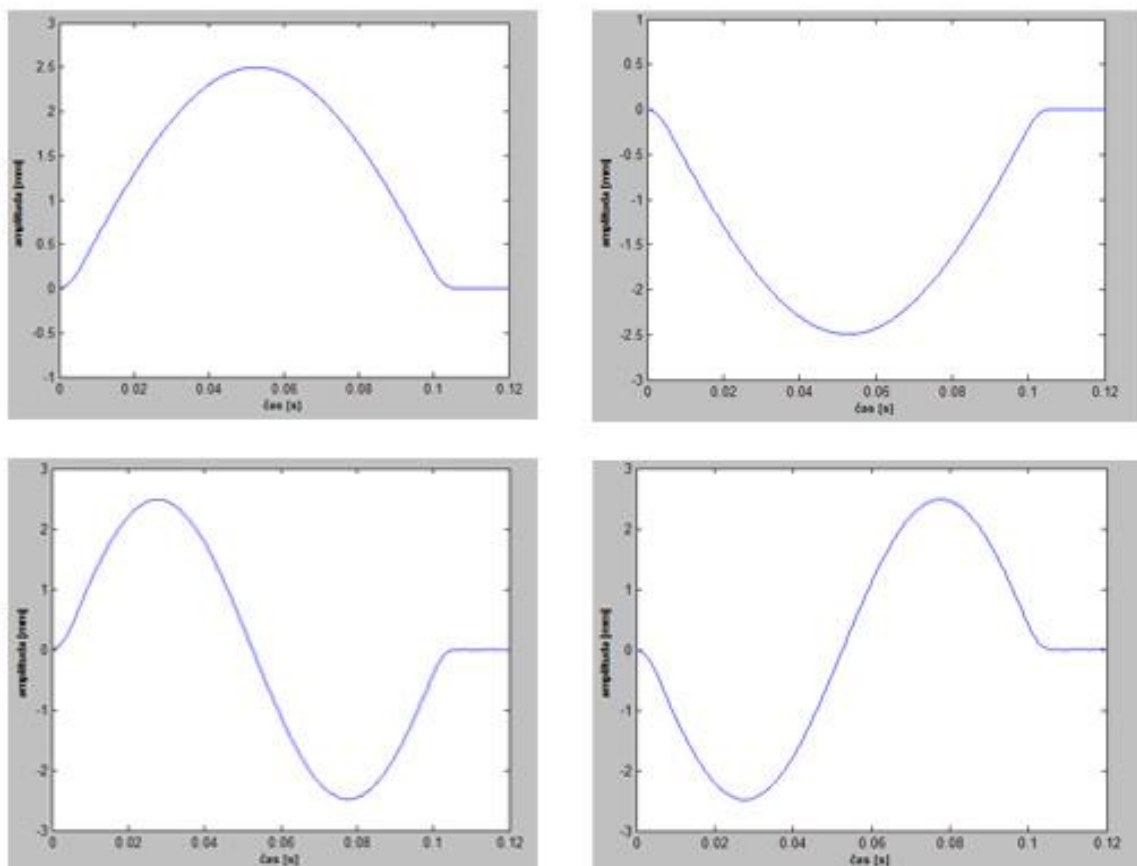
5. Generování jednotlivých vln a kmitů signálu EKG

Podle popisu v [10] můžeme začít simulovat a zobrazovat jednotlivé části EKG křivky. Následující obrázky v jednotlivých kapitolách byly vykresleny pomocí kódu, který je obsažen v příloženém programu *ECG_generator*.

5.1 Vlna P

Je projevem depolarizace síní. Je to obvykle pozitivní kulovitá vlna, jejíž výška je maximálně 2,5 mm (0,25 mV) a trvání není delší než 0,1s. Normálně může být, a poměrně často je, ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Ve svodu V1 je často vlna P bifázická (+/-). Nejlépe se identifikuje ve svodech II a V1. Její nálež, pokud je ve všech svodech pozitivní (mimo event. III, V1) a následuje-li po ní v pravidelných intervalech QRS komplex, svědčí pro sinusový rytmus.

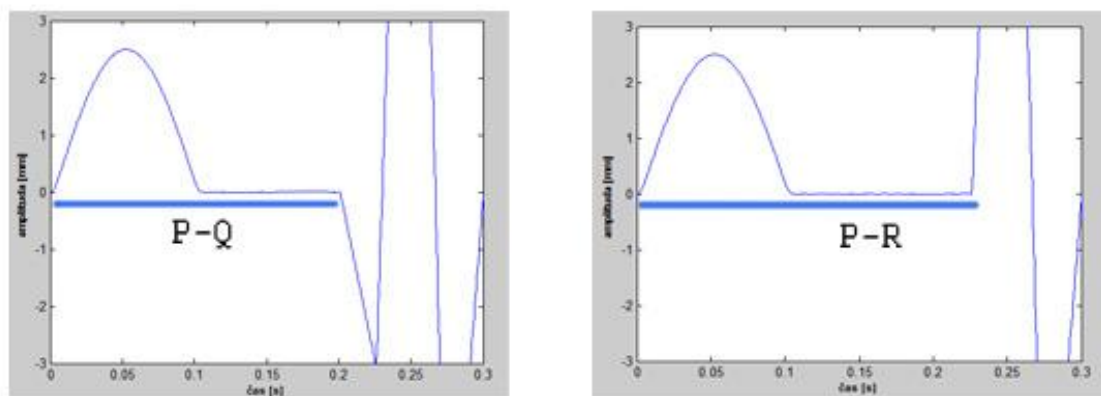
Z nastavení uživatele lze poté vygenerovat různé varianty, jejichž ukázky zobrazuje Obr 5.1 .



Obr 5.1 Morfologie P vlny

5.2 Interval PQ (PR)

Jde o interval, který měříme od začátku vlny P k začátku komorového komplexu (kmitů Q nebo R). Tento interval představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od sinusového uzlu převodní soustavou až k pracovnímu myokardu komor (do komorové svaloviny).



Obr 5.2 Interval PQ a PR

Interval PQ je normálně izoelektrický. Normální doba PQ (PR) intervalu je 0,12-0,2s. Trvání PQ intervalu se mění nepřímo úměrně s frekvencí. Při tachykardii se tedy PQ interval zkracuje a naopak při bradykardii se PQ interval prodlužuje.

U trénovaných sportovců s bradykardií může být PQ nad 0,2s, aniž by šlo o patologickou známku.

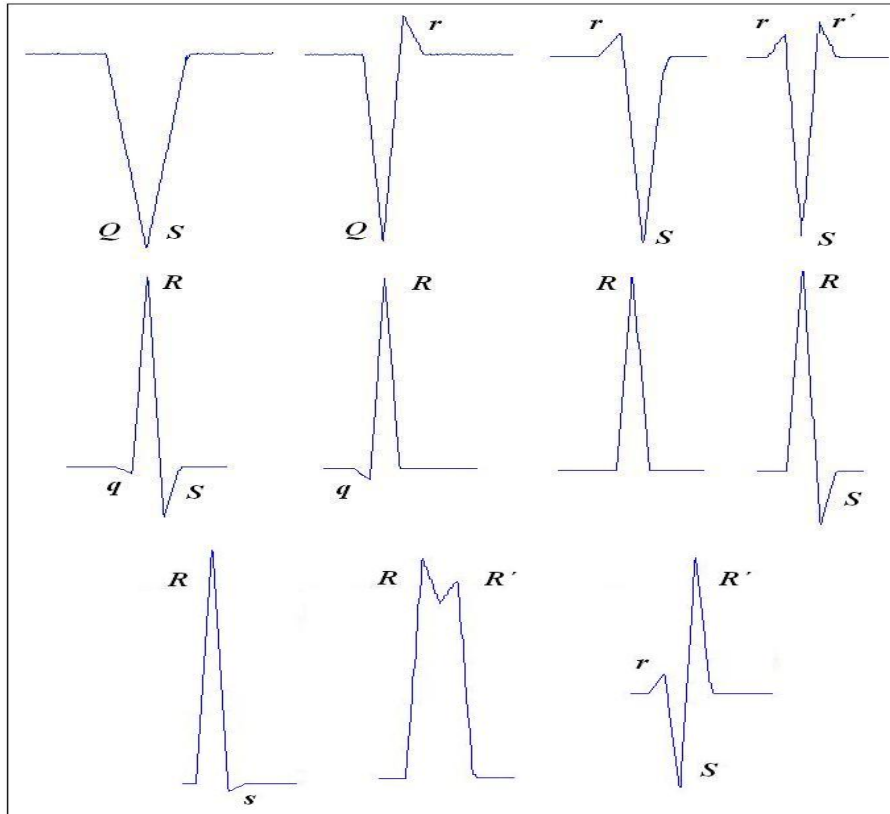
5.3 Komplex QRS

Podkladem komplexu QRS je depolarizace komor. Depolarizace je postupná, nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu.

QRS komplex sestává z 3 kmitů - Q, R a S. Pozitivní kmit (nad izoelektrickou linií) se označuje R, popř. je-li pozitivních kmitů více, R', R''.

Negativní kmity (pod izoelektrickou linií) jsou dva, a to: Q (je to první negativní výchylka QRS komplexu a vždy předchází kmit R). Je-li první negativní kmit až po kmitu R, označuje se S. S je negativní kmit, který následuje po kmitu R.

Jako QS se označuje komorový komplex, který je tvořen jen jediným negativním kmitem bez pozitivního kmitu R. Normální trvání QRS komplexu je 0,06-0,1s. Příklady označení komorového komplexu ukazuje Obr 5.3 .



Obr 5.3 Typy QRS komplexu a jejich označení; malá písmena označují kmity s malou voltáží (amplitudou)

5.3.1 Kmit Q

Je to první negativní kmit komorového komplexu, který vždy předchází kmit R. Vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Normální, tedy nepatologický kmit Q je široký do 0,03s a hluboký do 3 mm. V jednom stejném svodu nepřesahuje $\frac{1}{4}$ výchylky R. Septální kmit q se běžně vyskytuje ve svodech nad povrchem levé komory (tzn., že je normálně q ve V5-V6).

6.3.2 Kmit R

Je vždy pozitivní. Je-li v komorovém komplexu více pozitivních kmitů, označují se další s apostrofem R', R''. V hrudních svodech se kmit R směrem do levého prekordia postupně zvyšuje (tedy od V1 po V5). Ve V6 je velikost R kmitu často již mírně menší než ve V5, ale může být stejná, nebo i lehce vyšší.

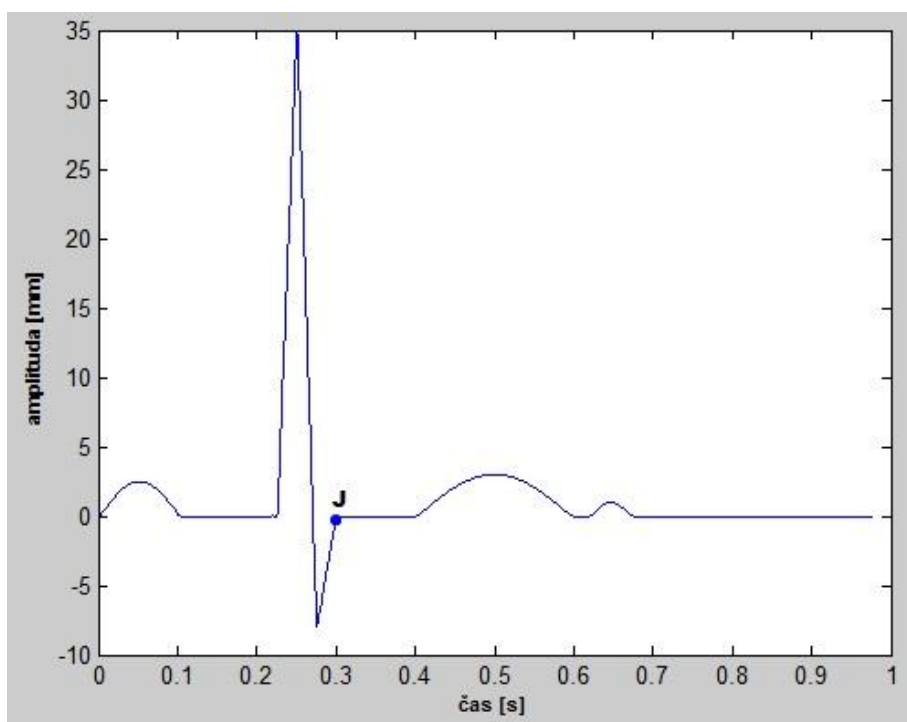
Normální výška kmitu R je v končetinových svodech do 10 mm (1 mV), v hrudních svodech (V5, V6) do 25 mm (2,5 mV), popř. u mladistvých do 35 mm (3,5 mV) a v svodech (V1, V2) do 7 mm (0,7 mV).

5.3.3 Kmit S

Je to negativní kmit (pod izoelektrickou linií), který následuje po kmitu R. Oproti kmitu R se velikost kmitu S snižuje od V1 k V5-V6. Ve svodech V5 a V6 nemusí být S, nebo je jen malé s. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0,8 mV a dobu trvání do 0,06s.

5.4 Úsek ST

Je to izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. Podstatou ST je repolarizace komor.



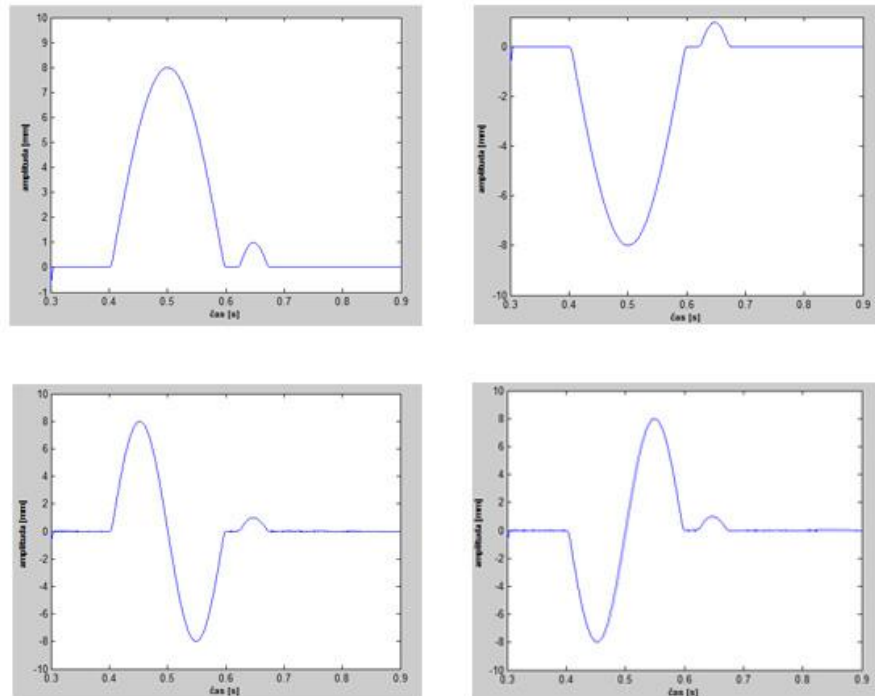
Obr 5.4 Pozice junkčního bodu v úseku ST

Bod, kterým končí QRS komplex a začíná úsek ST, se označuje jako junkční bod *Obr 5.4* Tento junkční bod (bod J) je normálně ve stejné linii, jako začíná odstupovat kmit Q (konec PQ). V hrudních svodech je bod J často zvýšen. Toleruje se zvýšení do 2 mm ve svodech V1-V4. Úsek ST i vlna T jsou nejlabilnějšími částmi křivky EKG. Změny úseku ST či vlny T (tzv. změny repolarizační fáze) mohou být způsobeny celou řadou příčin. Často jsou změny úseku ST a vlny T nespecifické a jejich interpretace musí být vždy v souvislosti s klinickým obrazem a anamnézou onemocnění.

5.5 Vlna T

Podobně jako úsek ST je vlna T výrazem repolarizace komor. Ve všech svodech je pozitivní (kromě aVR, kde vždy je negativní). Negativní může být T normálně jen ve svodu III a V1. Doby trvání vlny T je od 0,1s do 0,25 s a její výška je 2-8 mm.

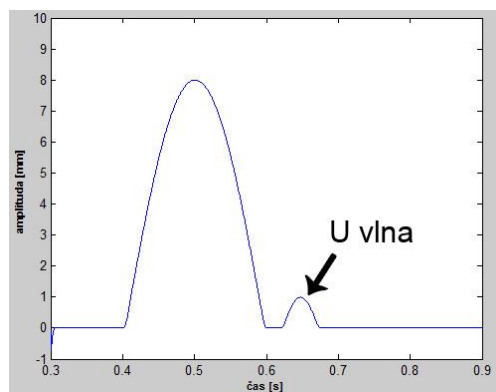
U dětí do 2 let jsou vzhledem k fyziologické převaze pravé komory ploše negativní T ve V1-V3. Tyto tzv. juvenilní T se mohou vyskytovat i u některých jedinců až do 30 let. Časté jsou u těhotných žen. U sportovců je vlna T vysoká symetrická.



Obr 5.5 Morfologie T vlny

5.6 Vlna U

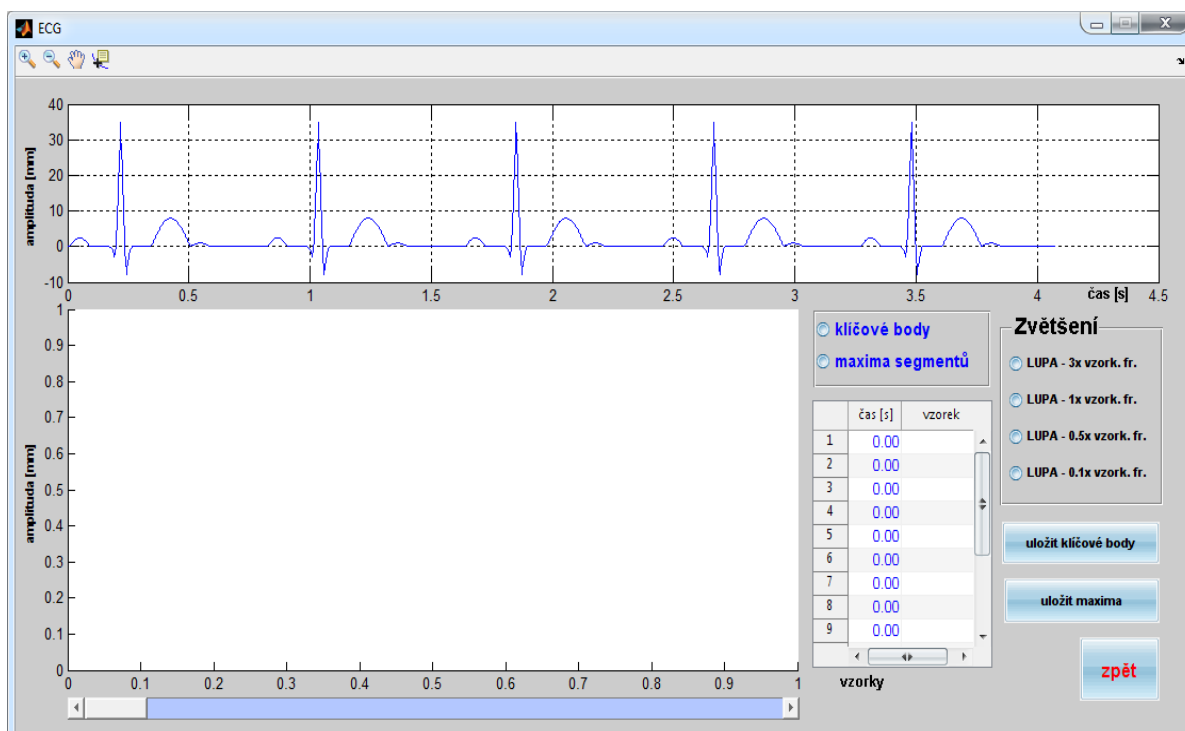
Je patrna jen na některých EKG. Nejlépe se nalézá ve svodech II, aVL, V2-V4, Normálně je vlna U ploše pozitivní a je vždy menší než vlna T. Často nepřesahuje výšku 0,5-1 mm. Příčina vlny U není jasná. Soudí se na pozdější repolarizaci septa či opožděnou depolarizaci některých oblastí komory. Také se soudí, že vlna U je výsledkem repolarizace Purkyňových vláken. Vyskytuje se u mladých lidí a u sportovců.



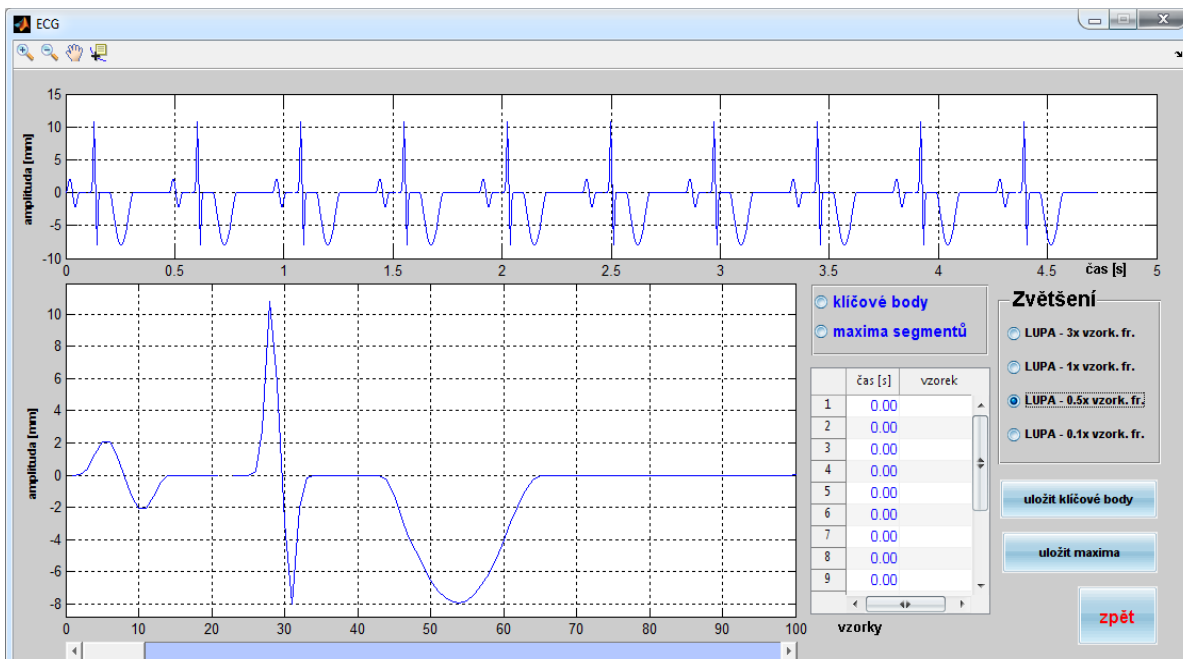
Obr 5.6 Pozice U vlny na křivce EKG

6. Výstup programu

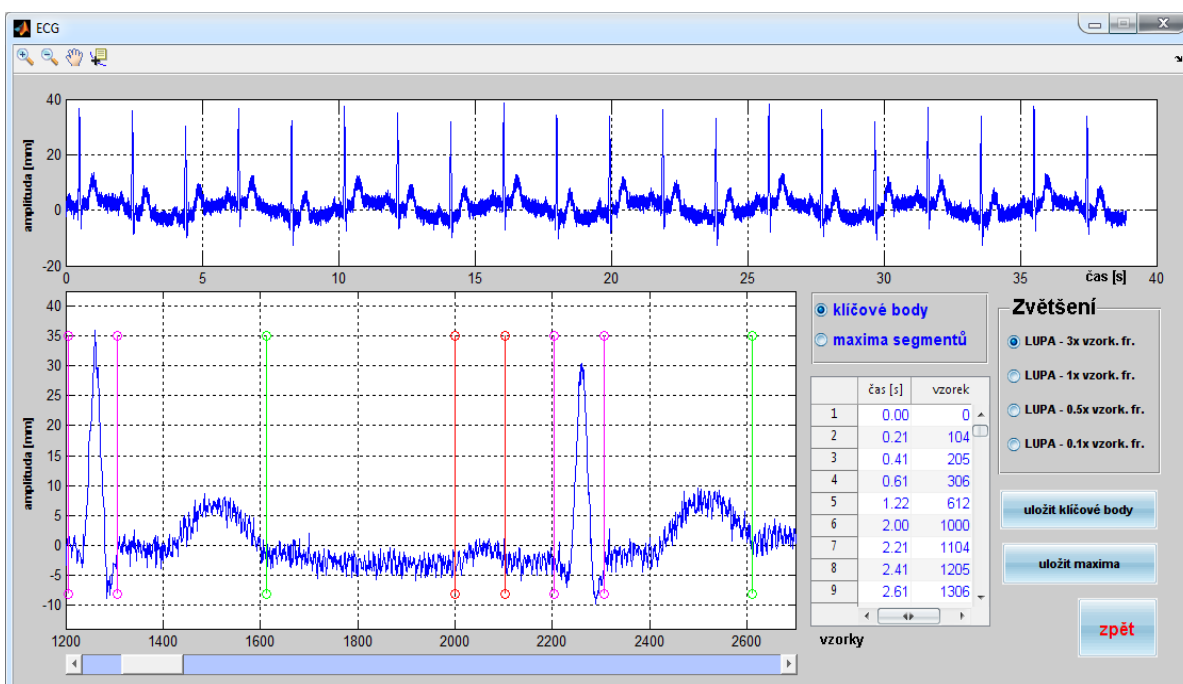
V následující kapitole jsou ukázány generované signály EKG v programu *ECG_generator*, různých délek a s různými formami modifikací a rozdílnou úrovní šumů. V praxi se spíše setkáváme s dlouhými úseky signálů, ze kterých se vyšetřuje elektrická aktivita srdečního svalu. Pro názornost je ovšem přednastaveno opakování signálu pouze 5x. Není ovšem problém tuto hodnotu změnit podle potřeby, jak bude možno vidět v následujících obrázcích.



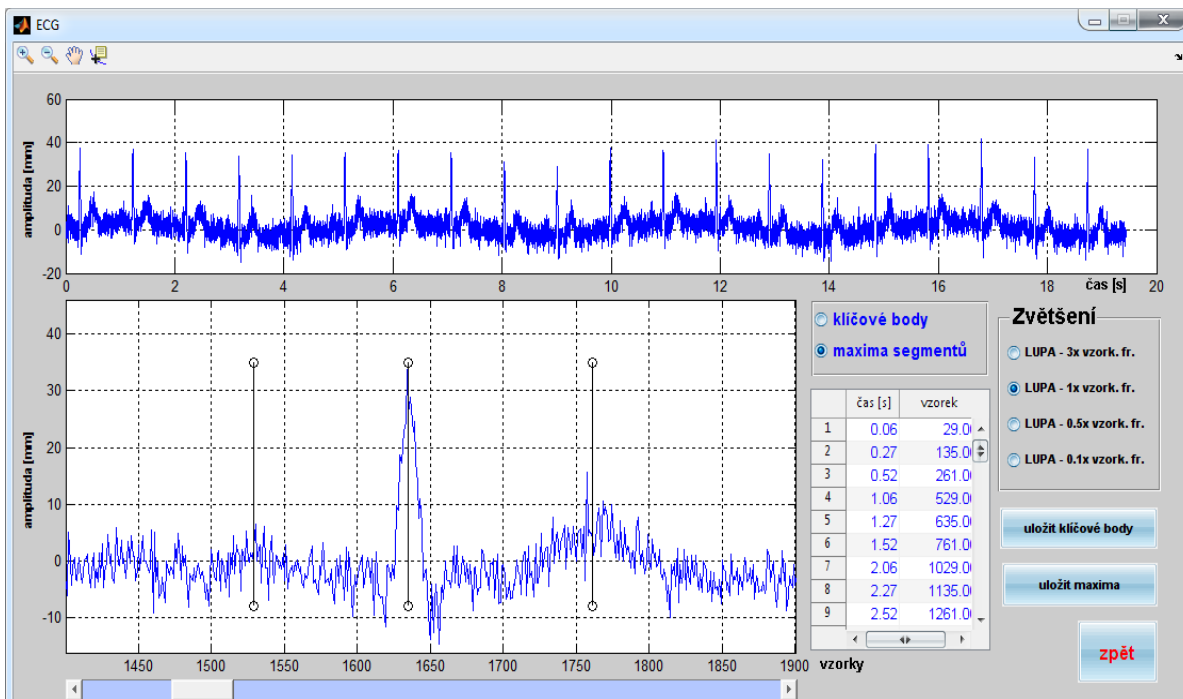
Obr 6.1 Výstup programu při ponechání defaultního nastavení programu – tep: 72, délka EKG: 5, vzorkovací frekvence: 1000, bez šumu, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: standardní, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: vypnuta, maxima nebo klíčové body: vypnuta



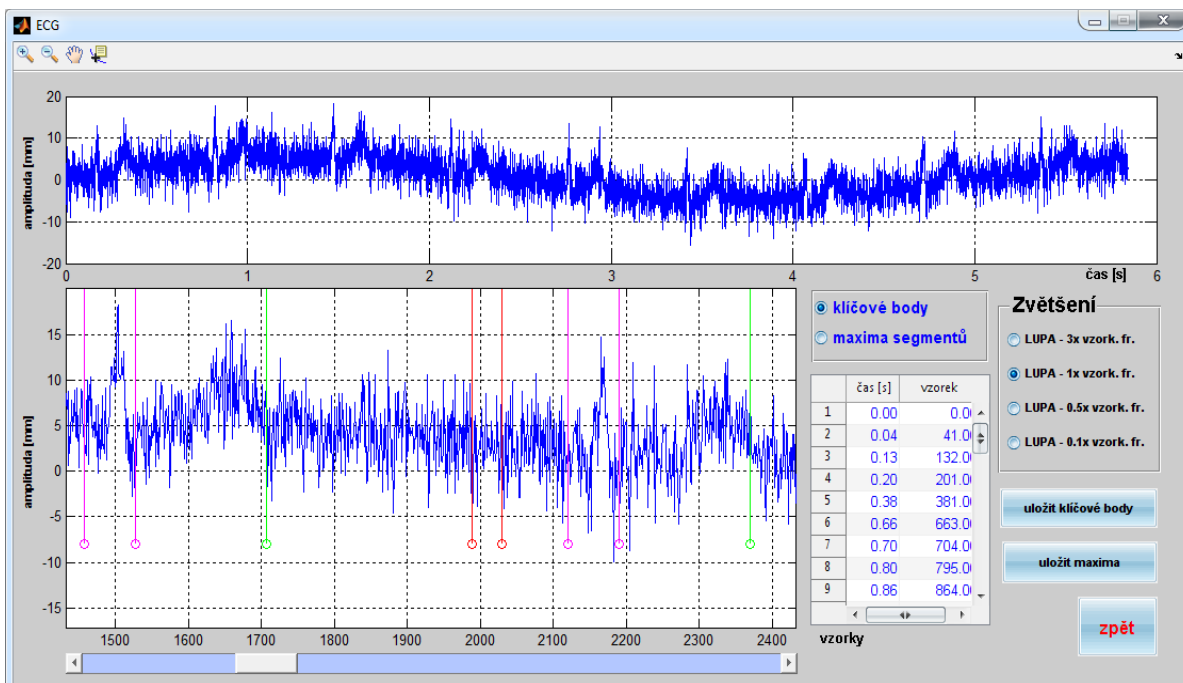
Obr 6.2 Výstup programu při nastavení programu – tep: 120, délka EKG: 10, vzorkovací frekvence: 200, bez šumu, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: změněny, zobrazení vlny U: vypnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: vypnuta



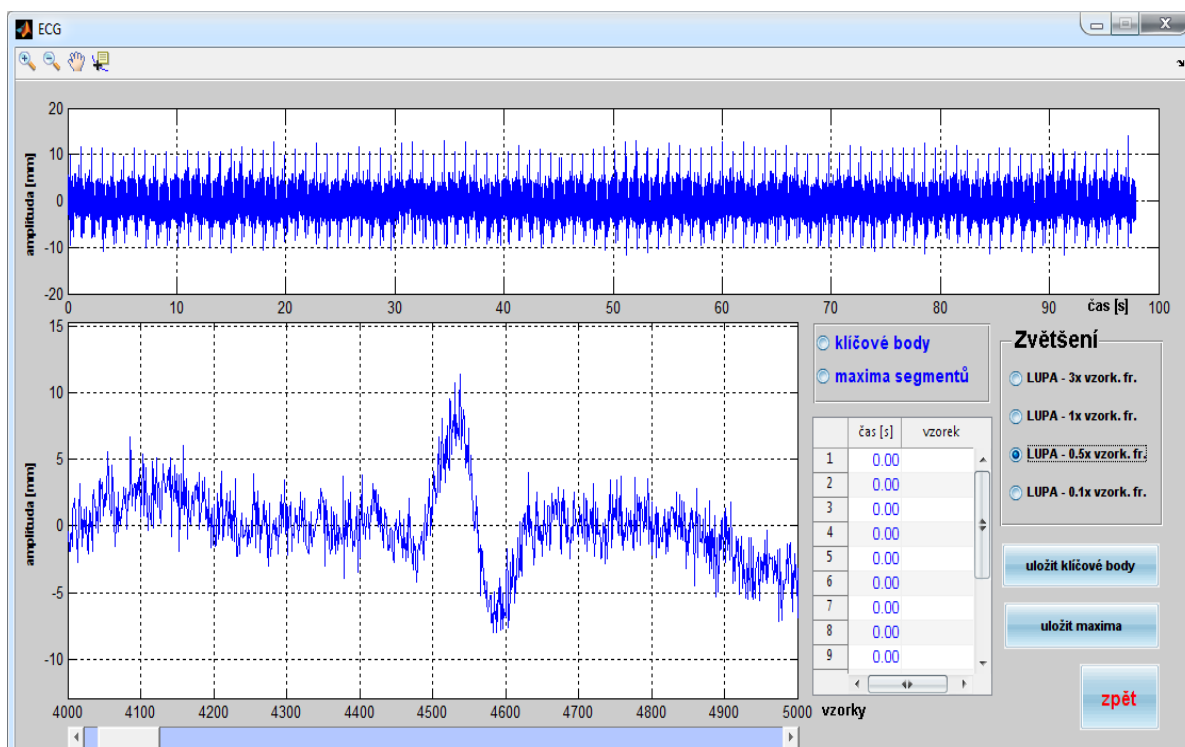
Obr 6.3 Výstup programu při nastavení programu – tep: 30, délka EKG: 20, vzorkovací frekvence: 500, šum: bílý-síťové rušení-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: standardní, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: zapnuta



Obr 6.4 Výstup programu při nastavení programu – tep: 60, délka EKG: 20, vzorkovací frekvence: 500, šum: bílý-impulzní rušení-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: standardní, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: zapnuta



Obr 6.5 Výstup programu při nastavení programu – tep: 90, délka EKG: 9, vzorkovací frekvence: 1000, šum: bílý-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: změněny, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: zapnuta



Obr 6.6 Výstup programu při nastavení programu – tep: 60, délka EKG: 100, vzorkovací frekvence: 2000, šum: bílý-síťové rušení-impulzní rušení-pohybový artefakt, rozměry a morfologie jednotlivých úseků: změněny, zobrazení vlny U: zapnuta, LUPA: zapnuta, maxima nebo klíčové body: vypnuta

7. Závěr

V diplomové práci byly splněny všechny požadované cíle. K samotné realizaci softwarového generátoru bylo nutné prostudovat literaturu, v níž je signál detailněji popsán se všemi potřebnými rozměry a případnými patologickými změnami. Ze získaných znalostí vznikla představa o celkovém tvaru signálu EKG. Pro generaci vln byla použita funkce sinus a u komplexu QRS lineární přímkou. Vše poté bylo sestaveno dohromady ve výslednou křivku EKG. Uživatel má možnost v nastavení zadat hodnoty tak, aby mu uměle generovaný signál co nejvíce připomínal signál reálný. Je zde možnost změny nastavení vzorkovací frekvence, míry šumu a morfologii jednotlivých vln. Generátor byl realizován v programu MATLAB a jeho grafické nástroji GUIDE.

Práce začíná kapitolou věnovanou teoretickému rozdělení samotného pojmu signál a jeho roztřídění na jednotlivé druhy, poté následuje kapitola věnovaná srdci a vzniku biosignálu, dále rozbor jednotlivých možností generace signálu EKG a samotná realizace softwarového generátoru. Poslední kapitola popisuje podrobně jednotlivé části signálu EKG. Jsou zde uvedeny vlastnosti, rozměry a svody, ve kterých se tyto části vyskytují nebo jsou více či méně patrné. Na obrázcích vygenerovaných již zmíněným generátorem je vždy, pro lepší názornost, zmiňovaný úsek zobrazen.

Grafické uživatelské prostředí programu bylo navrženo tak, aby poskytovalo přehlednost uspořádání jednotlivých funkcí a snadné intuitivní ovládání. V programu jsou implementovány funkce uložit a otevřít, díky nimž není program „uzavřený“ a mohou do něj být nahrávány signály získané jinými cestami, než jen ty signály, které uživatel sám vytvořil v tomto programu. V programu je zahrnuto i zobrazení referenčních bodů, které mohou sloužit pro detekci nebo rozměření křivky EKG.

Vytvořený program by mohl být využitelný ve výuce diagnostické techniky. Mohl by přispět k seznámení s problematikou EKG, různých modifikací a jevů signálu, vznikajících při jeho snímání. Je jasné, že reálné EKG signály mají s teoretickými ideálními průběhy velmi málo společného. Tento program je snahou přiblížit se jim alespoň zčásti.

8. Použitá literatura

- [1] SVATOŠ J.: *Biologické signály I* (Geneze, zpracování a analýza), ČVUT Praha, 1992, ISBN 80-01-00884-3
(Elektronické skriptum)
- [2] KOLEKTIV: *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational settings: expert perspectives*, U.S.Department of health and human services (National Institute of Safety and Health) Publikace číslo. 91-100, 1992
Dostupný z WWW: <www.cdc.gov/niosh/91-100.html> [21.5.2010]
- [3] KLABUNDE, Richard E., *Cardiovascular Physiology Concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2004. 256 s. ISBN 978-0781750301
- [4] KHAN, M. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vydání Grada, 2005, 348 s. ISBN 80-2470910-4
- [5] WAGNER, Galen S. *Marriott's Practical Electrocardiography*. 8th edition Lippincott Williams & Wilkins, 2002. 488 s. ISBN 0781797381.
- [6] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 6. vydání Grada, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0
- [7] SORNMO, Leif; LAGUNA, Pablo. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications (Biomedical Engineering)*. 1 edition Academic Press, 2005. 688 s. ISBN 0124375529.
- [8] CLIFFORD, Gari D.; AZUAJE, Francisco; MCSHARRY, Patrick. *Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis*. 1 edition Artech House Publishers, 2006. 384 s. ISBN 1580539661.
- [9] HAMPTON, John R., *EKG v praxi*. Překlad 4. vydání Grada, 2007. 376 s. ISBN 978-80-247-1448-6
- [10] Výukový web EKG [online].
Dostupný z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/>>. [21.5.2010]
- [11] ECGSYN: *A realistic ECG waveform generator* [online]. 2003
Dostupný z WWW:
<<http://www.physionet.org/physiotools/ecgsyn/paper/node4.html>>. [21.5.2010]

- [12] *Zpracování a analýza signal* [online].
Dostupný z WWW:
<<http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/lectures/sigproc07.pdf>>, 3-4, 2007.
[21.5.2010]
- [13] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P. *Biologie člověka*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 35-42, 2003.
(Elektronické skriptum)
- [14] BÁBKOVÁ D., *Elektrokardiografie (registrace srdečních potenciálů) a další příbuzné nebo odvozené vyšetřovací metody*. 2007, 79 s.
(Diplomová práce)
- [15] DOŇÁR, B., ZAPLATÍLEK, K., *MATLAB - začínáme se signály*. 1. vydání BEN, 2006. 272s. ISBN 80-7300-200-0
- [16] HERINGOVÁ, B., HORA, P., *Matlab: Díl 1. – Práce s programem*. 1995, 151 s.
Dostupný z WWW: < <http://www.cdm.cas.cz/czech/hora/vyuka/mvs/tutorial.pdf> >
[21.5.2010]
- [17] DOŇÁR, B., ZAPLATÍLEK, K., *MATLAB – tvorba uživatelských aplikací*. 1. vydání BEN, 2004. 216 s. ISBN 80-7300-133-0
- [18] MELKES, F., ŘEZÁČ, M. *Matematika 2*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 118-119, 2007.
(Elektronické skriptum)
- [19] GERSTNER LABORATORY, *Elektrokardiografie, vznik a měření signálů*. 2005
Dostupný na www:
<http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf>
[21.5.2010]
- [20] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vydání, VUT v Brně, VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [21] KOZUMPLÍK, J.; KOLÁŘ, R.; JAN, J. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. VUT v Brně, FEKT, UBMI, 2001. 72 s. ISBN 80-214-1964-4.

Seznam použitých zkratk

GUI	Graphical User Interface
GUIDE	Graphical User Interface Development Environment
EKG	elektrokardiogram
CT	computer tomography
3D	3 dimensional
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
ENG	elektronystagmografie
SA	sinoatriální
AV	atrioventrikulární
BPRT	blok pravého raménka Tawarova
BLRT	blok levého raménka Tawarova
HLK	hypertrofie levé komory
HPK	hypertrofie pravé komory
DP	dolní propust
FIR	finite impulse response

PŘÍLOHA

Seznam souborů na přiloženém CD

Adresář CD:\

- Adresář GENERATOR
- Soubor *DESKY_DIPLOMOVE_PRACE.pdf*
- Soubor *DIPLOMOVA PRACE - M.HENDRYCH.pdf*

Adresář CD:\GENERATOR

- Soubor *ECG_generator.m*
- Soubor *ECG_generator.fig*
- Soubor *ECG.m*
- Soubor *ECG.fig*
- Soubor *closeGUI.m*