# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS


# ZPRACOVÁNÍ BIOIMPEDANČNÍHO SIGNÁLU

BIOIMPEDANCE SIGNAL PROCESSING

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**


AUTOR PRÁCE LADISLAV SOUKUP

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE prof. Ing. IVO PROVAZNÍK, Ph.D.

SUPERVISOR



BRNO 2010

**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií**

**Ústav radioelektroniky**

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Elektronika a sdělovací technika**

***Student:*** Ladislav Soukup ***ID:*** 106788

***Ročník:*** 3 ***Akademický rok:*** 2009/2010

**NÁZEV TÉMATU:**

## Zpracování bioimpedančního signálu

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

Prostudujte problematiku vyhodnocení vzniku bioimpedančního signálu. Dále prostudujte problematiku stanovení srdečního výdeje a možnosti využití bioimpedančního měření. Navrhnete vhodný algoritmus výpočtu srdečního výdeje a realizujte program v programovém prostředí Matlab.

Navržený program doplňte o uživatelské prostředí. Otestujte na databázi reálných signálu dostupných na UPT AV CR a optimalizujte jej pro různé metody výpočtu. Proveďte zhodnocení zvoleného algoritmu výpočtu.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] ENDERLE, J.D., BLANCHARD, S.M., BRONZINO, J.D. Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, San Diego, 2000.

[2] BERNSTEIN, D.P., LEMMENS, H.J.M. Stroke volume equation for impedancecardiography. Medical & Biological Engineering & Computing, 2005, vol. 43, p. 443-450.

***Termín zadání:*** 8.2.2010 ***Termín odevzdání:*** 28.5.2010

***Vedoucí práce:*** prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

***prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida***

*Předseda oborové rady*

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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 c.40/2009 Sb.

# ABSTRAKT

Cílem této bakalářské práce je prostudování vzniku bioimpedančního signálu a jeho následné využití při určení srdečního výdeje. K výpočtu jsou v této práci využity tři výchozí typy biologických signálů. A to ekg, signál se srdeční ozvami a bioimpedanční signál. Z těchto signálů jsou následně určeny potřebné parametry, především srdeční frekvence, srdeční ozvy (s1, s2) a derivace bioimpedanční signálu.

Tato metoda určení srdečního výdeje je neinvazivní a je jak pro lékaře, tak především pro pacienta poměrně nenáročná, což je u rizikových pacientů velmi důležité. Nevýhodou je však nepřesnost, která je v různých metodách výpočtu eliminována modifikací výpočtového algoritmu.

Uživatelské prostředí pro zpracování všech potřebných signálů a následný výpočet srdečního výdeje byl realizován v programovacím prostředí MATLAB a je optimalizován pro data naměřená a zpracovávaná v ÚPT AVČR.



# KLÍČOVÁ SLOVA

Bioimpedanční signál, srdeční frekvence, tepový objem, srdeční výdej, EKG signál, doba výdeje levé komory



# ABSTRACT

The aim of this thesis is a study of impedance cardiography and its subsequent use in determining the cardiac output. The calculation in this work uses three default types of biological signals: the ECG signal to gallop and the impedance cardiography. There are identified the necessary parameters of the signals, especially heart rate, heart sounds (S1,S2) and the derivative impedance cardiography.

This method of determining cardiac output is non-invasive and is easy to perform for doctor and patient, which is very important for risky patient especialy. Disadvantage is imprecision, that is eliminated by modifying the algorithm of the calculation.

User interface for processing all the necessary signals and the subsequent calculation of cardiac output was implemented in MATLAB programming environment and is optimized for data measured and processed in the ISI ASCR.



# KEYWORDS

Impedance cardiography, heart rate (HR), stroke volume (SV), cardiac output (CO), ECG, left ventricular ejection time (LVET)

SOUKUP, L. *Zpracování bioimpedančního signálu.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 27 s, 3 s příloh. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

# PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma *Zpracování bioimpedančního signálu* jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne ..... .....

(podpis autora)

# PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Dr. Ing. Vlastimilu Vondrovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne ..... .....

(podpis autora)

# OBSAH

**Seznam obrázků** **vii**

**Úvod** **1**

**1 Současné metody určení srdečního výdeje** **2**

1.1 Thermodiluční metoda ... 2

1.2 Metoda barvivové diluce ... 4

1.3 Fickova metoda ... 4

1.4 Dopplerovská echokardiografie ... 4

1.5 Bioimpedanční metoda ... 5

**2 Bioimpedanční signál** **7**

2.1 Vznik bioimpedačního signálu ... 7

2.2 Metody měření bioimpedačního signálu ... 8

2.3 Možnosti využití bioimpedačního signálu ... 9

2.3.1 Reografie (impedanční pletysmografie) ... 9

2.3.2 Stanovení množství tuku v těle ... 9

2.3.3 Hodnoceni funkce orgánů ... 10

2.3.4 Srdeční výdej ... 10

**3 Řešení v prostředí matlab** **11**

3.1 Programovací prostředí Matlab ... 11

3.2 Příprava a zpracování jednotlivých signálu ... 11

3.3 Výpočet srdečního výdeje ... 13

3.3.1 Filtrace signálů ... 13

3.3.2 Detekce významných bodů ... 14

3.3.3 Výpočet hodnoty srdečního výdeje ... 15

3.3.4 Vizualizace výsledků ... 16

3.4 Uživatelské prostředí ... 16

3.4.1 Obsluha programu ... 17

**4 Závěr** **21**

**Literatura** **22**

**Seznam symbolů, veličin a zkratek** **23**

**Seznam příloh** **24**

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1 Swan-Ganz katétr ..... 2
Obr. 1.2 Thermodiluční křivka ..... 3
Obr. 1.3 Výchozí průběh dZ/dt ..... 6
Obr. 2.1 Sloupcový paralelní model hrudi ..... 8
Obr. 2.2 Čtyřelektrodová metoda měření bioimpedance ..... 9
Obr. 2.3 Měřený nefiltrovaný signál bioimpedance hrudníku ..... 10
Obr. 2.4 Vyfiltrovaný a derivovaný signál bioimpedance ..... 11
Obr. 3.1 Synchronizace jednotlivých kanálů bioimpedance ..... 12
Obr. 3.2 Blokové schéma přípravy dat ..... 12
Obr. 3.3 Zjednodušené blokové schéma výpočtu CO ..... 13
Obr. 3.4 Detekované významné body ..... 15
Obr. 3.5 Výsledné průběhy Šrámkovou metodou ..... 16
Obr. 3.6 Uživatelské prostředí po spuštění ..... 17
Obr. 3.7 Nastavení parametrů výpočtu ..... 18
Obr. 3.8 Volba časového úseku ..... 18
Obr. 3.9 Ovládání programu a blok s výsledky ..... 19
Obr. 3.10 Výběr výpočtové metody ..... 19
Obr. 3.11 Uživatelské prostředí se zobrazenými výsledky ..... 20
Obr. 3.12 Výsledky exportované do MS Excel ..... 20

# ÚVOD

Bioimpedanční signál je snadno neinvazivně měřitelná veličina, ze které je možno odhadovat srdeční výdej (CO). Tento patří k základním charakteristikám kardiovaskulárního systému a používá se v diagnostice srdečních onemocnění. Mezi základní měření bioimpedančního signálu patří měření hrudní impedance.

**Srdeční výdej (CO)** je definován jako součet všech tepových objemů (SV) vydaných během jedné minuty. Obvykle bývá definován jako **výsledek průměrného tepového objemu** (např. 70 ml/tep) a **srdeční frekvence (HR)** (např. 72 tepů/min.). Je to tedy množství krve vypuzené ze srdce během jedné minuty.

*CO= tepový objem x srdeční frekvence*
*(CO= 70 x 72=5040 ml/min.=5,04 l/min)*

Srdeční výdej se také často udává normovaný na plochu povrchu těla jako **srdeční index (CI)** (např. 3 l/min./$m^2$).

Význam měření srdečního výdeje dokládá například následující studie.

Očekávaný výsledek po zákroku zvýšení srdečního výdeje spolu se zvětšením krevního tlaku nenastane vždy. Například Shoemakerova skupina měřila srdeční výdej u 52 ohrožených pacientů po standardní kapalinové terapii s krystaloidy. Ve všech případech terapie vzrostl krevní tlak. Avšak srdeční výdej a související hemodynamické změny se zhoršily u 26%, nezměnily se u 37% a zlepšily se pouze u 28% pacientů. Následně Forrester a kolektiv, prokázal, že klinický status pacientů s akutním infarktem myokardu je související s CO a že pozdější infarkt myokardu předpovídal zhoršující se CO. Téměř polovina akutních infarktů myokardu měla podprůměrný CO. 25% infarktů není rozpoznatelných běžnými klinickými měřítky [3].

V dnešní době existuje mnoho možností jak určit srdeční výdej. Ty nejpoužívanější si v této práci představíme, ale zaměříme se především na tzv. bioimpedanční metodu.

# 1 SOUČASNÉ METODY URČENÍ SRDEČNÍHO VÝDEJE

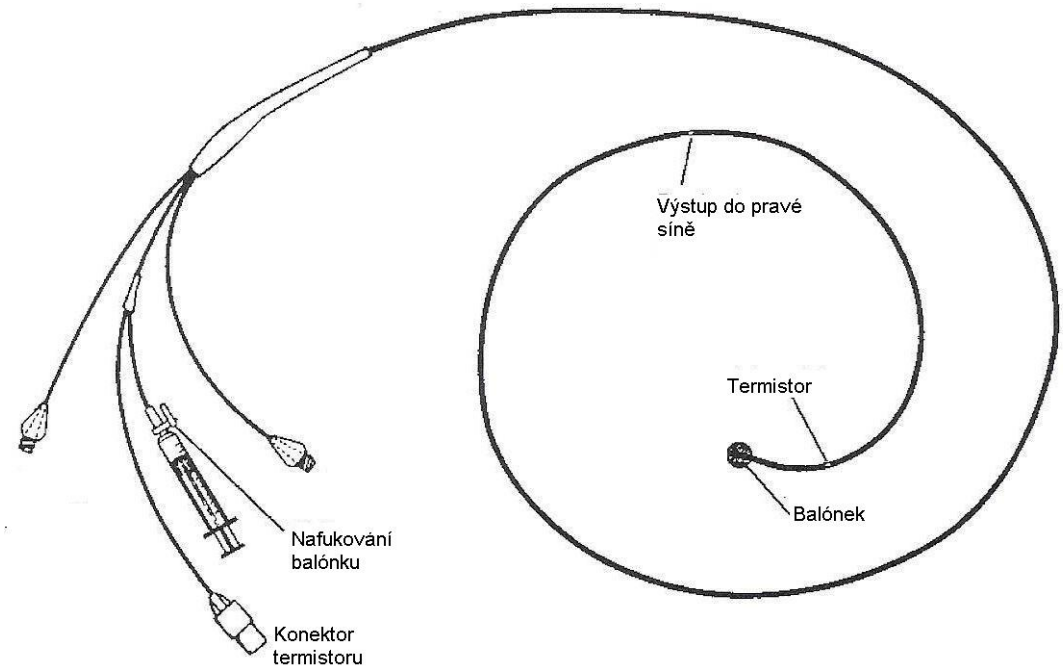
V této kapitole jsou představeny základní metody používané pro určení srdečního výdeje.

## 1.1 Thermodiluční metoda

Thermodiluční metoda je jedna ze skupiny **invazivních** dilučních metod, u kterých je využito sledování ředění (diluce) určitého typu indikátoru. V tomto případě je jako indikátor použita změna teploty roztoku vpraveného do pravé síně, který se zde smíchá s krví, a v plícní tepně je následně měřena teplota směsi.

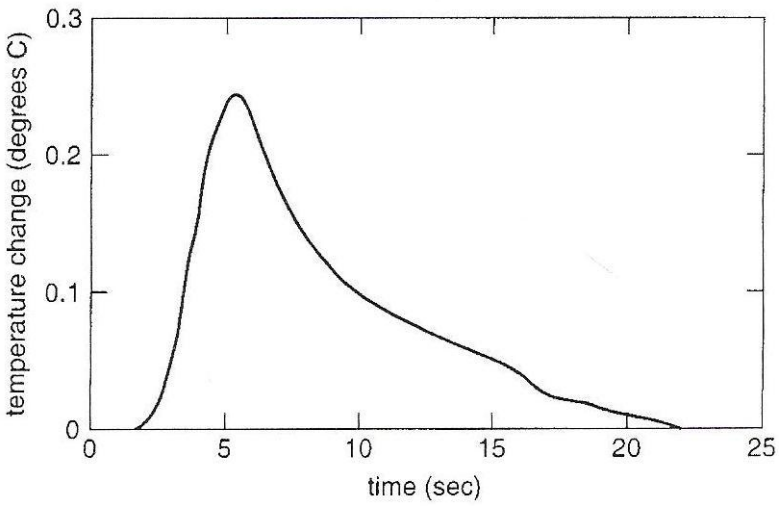
Měření je prováděno pomocí speciální sondy (Swan-Ganz katétr obr.2.1 [3]), na jejíž špičce se nachází malý balónek a termistor. V Určité vzdálenosti od začátku katétru je otvor, přes který je vpravován roztok do pravé síně, dále se specifickým odstupem rysky, které indikují, jak daleko má být katétr zasunut.

Postup pro měření je následující. Katétr je vpraven přes kůži do horní duté žíly. Jakmile dosáhne špičkou horní duté žíly, balónek na jeho špičce je nafouknut, a to následně způsobí jeho rychlý přesun přes pravou síň, pravou komoru do plicní tepny.




Obr. 1.1 Swan-Ganz katétr

Přes otvor v katétru je do pravé síně vpraveno určité množství roztoku. U dospělých je to zpravidla 10 ml 5% roztok glukózy nebo 0.9% roztok NaCl, ten má buď pokojovou teplotu, nebo je ochlazen (0°C). Výsledná teplota směsi roztoku s krví je měřena v plicní tepně pomocí termistoru. Typická thermodiluční křivka je zobrazena na obrázku Obr 2.2 [3], který popisuje teplotní změny v plicní tepně v závislost na čase.




Obr. 1.2 Thermodiluční křivka

Srdeční výdej je pak počítán použitím **Stewart-Hamiltonovi** rovnice jako:

$$CO = \frac{V_I \cdot (T_B - T_I) K_1 K_2}{A} \tag{1.1}$$

Kde V1 je objem vstřikovaného roztoku, $T_B$ je teplota krve v plicní tepně, $T_1$ je teplota vstřikovaného roztoku, $K_1$ je hustotní faktor (injektor/krev), $K_2$ je výpočetní konstanta sondy (daná výrobcem) a A je prostor pod thermodiluční křivkou.

Z důvodu tepelné ztráty přes stěnu katétru je třeba několik sériových injekcí roztoku k získání odpovídajících hodnot pro srdeční výdej. Respiračně vnucené změny v plicní tepně (změna teploty krve) mohou způsobit roztažení křivky. Vzhledem k tomu, že se jedná o invazivní měření, není vždy možné tuto metodu aplikovat [3].

## 1.2 Metoda barvivové diluce

Principiálně je metoda podobná thermodiluci, s tím rozdílem, že se zde jako indikátor nepoužívá teplota, ale koncentrace vpraveného barviva do krve.

Opět je zde zaveden určitý typ katétru, přes který je do krevního řečiště vpraveno malé množství barviva. Barvivo prochází srdcem, a je smícháno s krví, následně se objeví v arteriálním oběhu. Koncentrace barviva v krvi je pak měřena optickým senzorem. Jako barvivo se většinou používá indokyanidová zeleň rozředěná roztokem NaCl, která je velmi málo toxická a brzy odbourána ledvinami.
Nevýhodou barvivové diluce je, že **není zcela netoxická** a barvivo nemůže být ihned odstraněno z krevního oběhu. Je tedy obtížné toto měření provádět opakovaně [4].

## 1.3 Fickova metoda

„Srdeční výdej je možné vypočítat z rozdílu nasycení kyslíkem smíšené žilní krve a arteriální krve při znalosti množství kyslíku přijatého organismem“ (Adolf Fick, 1870)

Základ toho principu může být uvažován jako:

$$CO = \frac{V_{O2} \cdot F}{C_{AO2} \cdot C_{VO2}} \tag{1.2}$$

Kde $V_{O2}$ je kyslíková spotřeba, $C_{AO2}$ je kyslíkový obsah v ml/dl v arteriální krvi, $C_{VO2}$ je kyslíkový obsah v ml/dl v krvi v plicní tepně a F je opravný faktor, který kompenzuje hodnotu teploty kyslíku měřeného při pokojové teplotě proti teplotě kyslíku spotřebovaného při tělesné teplotě. Spotřeba kyslíku je měřena pomocí tubusu (kyslíkový plnič **spirometr)**, který obsahuje $C0_2$ absorbér. Spirometr měří obsah vzduchu během vdechování a vydechování. Běžná základní spotřeba kyslíku je rozdílná podle plochy povrchu těla v rozsahu od 110 do 150 ml/min-m$^2$. $Cao_2$ a $Cvo_2$ jsou měřeny pomocí krevního analyzátoru plynu z krevních vzorků.

Tato metoda tedy opět vyžaduje katetrizaci, ale nevyžaduje, aby byla do krevního oběhu přidávána jakkoliv tekutina, je tedy absolutně netoxická. Avšak smí být použita pouze během stabilních hemodynamických podmínek. Toto měření je poměrně časově náročné [3]. Jedná se o nejpřesnější metodu měření (odhadu) srdečního výdeje.

## 1.4 Dopplerovská echokardiografie

Jednou z možností jak získat odhad CO neinvazivně je pomocí Dopplerovské echokardiografie.

K získání odhadu CO je zde využito součinu tepového objemu (SV) a srdeční frekvence(HR):

$$CO = SV \cdot HR \tag{1.3}$$

Tepový objem je v tomto případě počítán jako součin místní průměrné rychlosti krve v aortě během systoly (BV), doby výdeje levé komory (LVET) a plochy průřezů aorty (A).

$$SV = BV \cdot LVET \cdot A \tag{1.4}$$

To vychází z předpokladu, že průtoková rychlost v aortě je největší na úrovni nejužšího průřezu aorty.

Pro toto měření, je nad hrudní kost umístěna ultrazvuková sonda pro snímání kořene aorty. Obraz vybraný pro měření je ten, který poskytne nejužší průměr aorty D. Dejme tomu, že plocha průřezu aorty je kruhová, pak je počítána z průměru jako:

$$A = \frac{\pi D^2}{4} \tag{1.5}$$

Druhý snímač je umístěn nad úroveň hrudní kostí směrem k vzestupu aorty tak, aby mohla být měřena aortální průtoková rychlost pomocí Dopplerova efektu:

$$f_d = \frac{2 \cdot B \cdot V \cdot f_t \cdot \cos\theta}{c} \tag{1.6}$$

Kde $f_d$ je Dopplerova posunová frekvence, $f_t$ přenosová frekvence, c je průtoková rychlost zvuku v krvi a $\theta$ je úhel mezi paprskem ultrazvuku a vektorem toku krve. Přenosová frekvence je 2.5 MHz a rychlost průchodu zvuku krvi je předpokládán okolo 1540 cm/sec. Vzhledem k tomu, že úhel je velmi malý, je uvažován jako 0° [3].

Jedná se o poměrně účinnou a šetrnou metodu odhadu CO. Nevýhodou je však velmi vysoká citlivost na umístění měřících měřící sondy. Je tedy nezbytný velice kvalifikovaný lékařský personál.

## 1.5 Bioimpedanční metoda

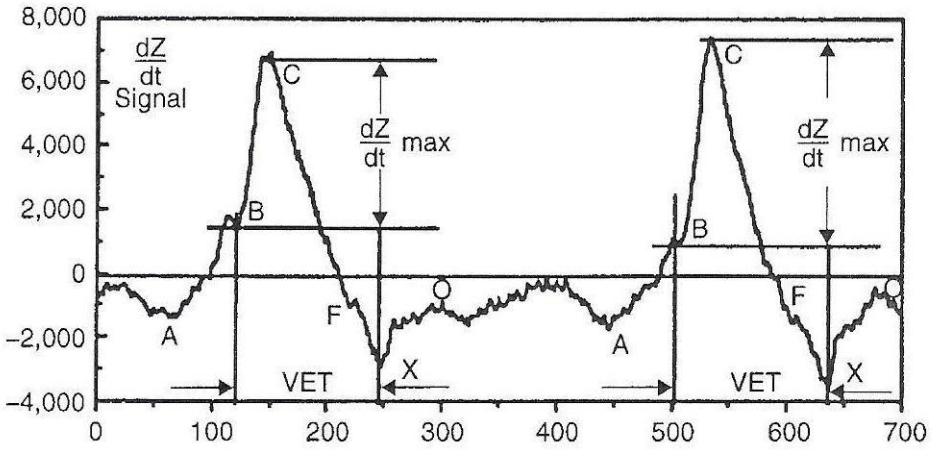
Neinvazní odhad srdečního výdeje může být získán využitím hrudní bioimpedance nebo impedanční pletysmografie (měření změny objemu orgánu), které jsou použity pro určení tepového objemu srdce.

Existuje několik možností (modifikací) jak vypočítat tepový objem (SV). Jako první publikoval určení SV, s využitím bioimpedance, v roce 1974 Kubíček se svými spolupracovníky [4]. Pro měření byla použita čtyř elektrodová metoda. Původní **Kubíčkova** rovnice má následující tvar:

$$SV = \rho\left(\frac{L^2}{Z_0^{\,2}}\right) LVET \frac{dZ}{dt_{\max}} \tag{1.7}$$

Kde ρ je specifická resistence krve (typická hodnota 135 Ωcm [2], 150 Ωcm [3]), L je

odstup mezi vnitřní skupinou měřících elektrod v cm (uvažovaný jako 17% pacientovy výšky [2]), $Z_0$ neměnná hrudní impedance (Ω), $dZ/dt_{max}$ je velikost největší záporné derivační změny Z(t) působící během systoly v Ω/s, LVET je doba výdeje levé komory. Jak je ukázáno na obr. 2.4 derivovaná impedance je záměrně otočená (vynásobena -1), tak že původní záporné minimální změny jsou jako kladné maximum, ve způsobu více známem v lékařství. Na tomto grafu je výchozí bod B spojován s otevřením aortální chlopně, a C představuje hlavní nárůst výchylky během systoly. X je spojován s uzavřením aortální chlopně. LVET nastane mezi body B a X, $dZ/dt_{max}$ je maximální změna amplitudy v bodě C [3].




Obr. 1.3 Výchozí průběh dZ/dt

Kubíčkova rovnice byla později modifikována **Šrámkem** [2] na tvar:

$$SV = \frac{L^3}{4{,}25}\left(\frac{dZ/dt_{\max}}{Z_0}\right)LVET \tag{1.8}$$

Tato varianta uvažuje především určitou korespondenci tělesné výšky a geometrických vlastností hrudníku [4].

Dále byla modifikována (v roce 1986 **Bernsteinem**) na tvar [2]:

$$SV = \delta\frac{L^3}{4{,}25}\left(\frac{dZ/dt_{\max}}{Z_0}\right)LVET \tag{1.9}$$

Známa jako **Šrámek-Bernstein** rovnice. Kde:

$\delta = \sqrt{(BIM_P/24)}$ a $BIM_P$ je pacientův hmotnostní index (v ideálním případě je 24 kg/m$^2$).

Později **Bernstein** publikoval novou formulaci [2]:

$$SV = \frac{V_{ITBV}}{\zeta^2}\sqrt{\left(\frac{dZ/dt_{\max}}{Z_0}\right)}LVET \tag{1.10}$$

Kde $V_{ITBV}$ =16W$^{1.02}$ = vnitřní krevní objem hrudníku (ml), W je tělesná váha pacienta (kg), $\sqrt{((dZ/dt_{\max})/Z_0)}$ je maximální záporný pokles signálu impedanční kardiografie vztažený k $Z_0$ a ζ je index odchylky hrudní vodivosti [2]:

$$\zeta = \frac{Z_C{}^2 - Z_C Z_0 + K}{2Z_C{}^2 + Z_0{}^2 - 3Z_C Z_0 + K} \tag{1.11}$$

kde $Z_C$ =20Ω, což odpovídá kritické úrovní $Z_0$, a K→0. Pro všechny $Z_0$<20Ω platí, že 0< ζ<1. Pro všechny $Z_0$≥20Ω platí, že ζ=1.

Každá ze zde uvedených metod výpočtu (odhadu) tepového objemu je zatížena určitou chybou. Ta je ovlivněna především určitou konstantou v první části rovnice, která je pro každou z metod specifická.

Jak již víme z (2.3), je CO počítán jako součin tepového objemu a srdeční frekvence. Tedy:

$$\mathrm{CO} = \mathrm{SV} \cdot \mathrm{HR} \quad \text{(l/min.)}$$

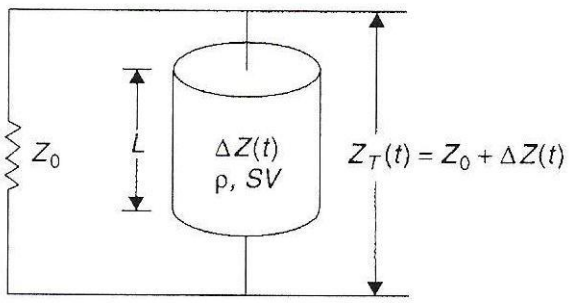
# 2 BIOIMPEDANČNÍ SIGNÁL

V této kapitole se seznámíme s bioimpedančním signálem, jeho vznikem, využitím a způsobem měření.

## 2.1 Vznik bioimpedačního signálu

Lidské tělo je složeno z vodivé tkáně obsahující vodu a elektrolyt. Má tedy i svoji specifickou impedanci, kterou si označíme jako Z(t). Tato impedance se skládá z paralelní kombinace konstantní impedance $Z_0$ a časově proměnné impedance ΔZ(t). Kde $Z_0$ je základní pomalu proměnná impedance daná složením měřeného subjektu (kostí, svaly a tuk), a ΔZ(t) souvisí se změnami pulzace krevního objemu.

Nejzajímavější a nejvíce zjišťovanou je impedance hrudníku, kterou si jde představit jako tzv. sloupcový paralelní model hrudníku (obr.2.1 [3]).




Obr. 2.1 Sloupcový paralelní model hrudi

Činností srdce vznikají převážně změny odporu cesty elektrického proudu aortou, jejíž elektrickou impedanci lze zjednodušeně popsat jako:

$$\Delta Z(t) = \rho(t) \cdot \frac{L(t)}{S(t)} \tag{2.1}$$

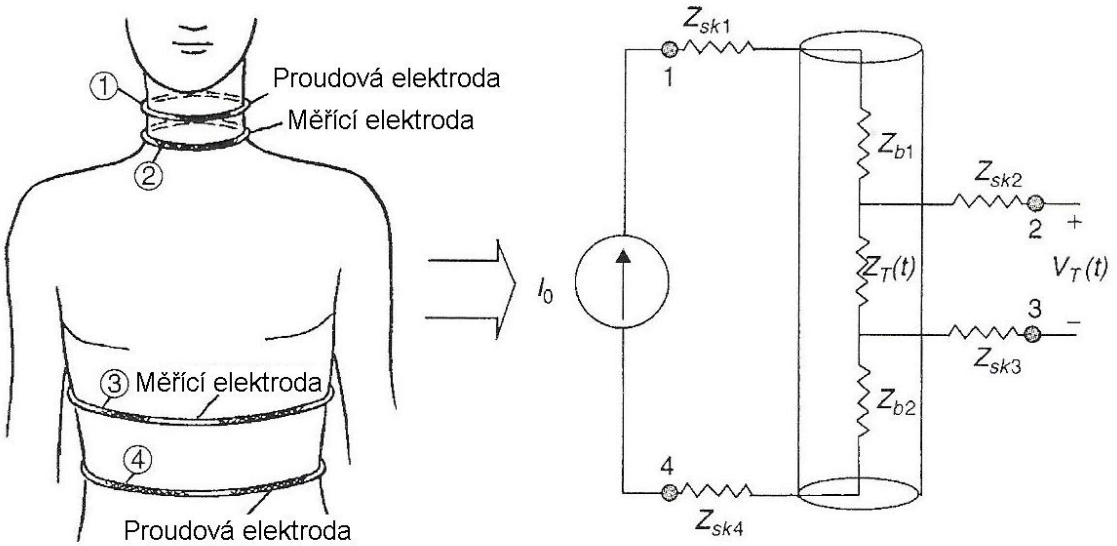
Kde S (t) je plocha průřezu aorty, L(t) je délka měřeného úseku (vzdálenost elektrod) a ρ(t) je specifická resistence krve. Všechny tyto složky jsou časově proměnné, nejvíce však S (t) a to změnou tlaku v aortě (záleží na pružnosti aorty – věku a zdravotního stavu pacienta), mění se tedy v závislosti na srdeční frekvenci.

Dále má na hodnotu bioimpedance podstatný vliv dýchání – dochází k pomalým změnám hodnot v závislosti na nadechování a vydechování.

## 2.2 Metody měření bioimpedačního signálu

Základem bioimpedančního měření je, že tělem pacienta prochází v měřeném úseku proud nízké hodnoty s frekvencí v rozmezí 30 až 100 kHz a je snímána hodnota napětí. Impedance se pak určí jako okamžitý poměr napětí/proud. K měření se nejčastěji využívají dvou-elektrodová a čtyř-elektrodová metoda. Dvou-elektrodová metoda má snímací a proudové elektrody sdružené a může být také doplněna o impedanční můstek (Sheringuv můstek) [4].

Dnes se bioimpedanční měření provádí nejčastěji pomocí tzv. čtyř-elektrodové metody. Kde jsou zvlášť použity dvě proudové a dvě měřící napěťové elektrody v zapojení jak naznačuje obr. 2.2. Impedance uplatňující se v měřeném obvodu si lze představit jako kombinaci impedance určených přechodovým odporem elektrod a kůže ($Z_{sk1}$, $Z_{sk2}$, $Z_{sk3}$ a $Z_{sk4}$), a složek bioimpedančního signálu ($Z_{b1}$, $Z_{b2}$ a $Z_T$ (t)) jak popisuje obr. 2.2. Výhodou toho zapojení je, že dochází k minimalizaci vlivu přechodových odporů elektrod a pokožky. A to především proto, že zdroj proudu připojený k elektrodám má v ideálním případě nekonečně velký výstupní odpor, pak je tedy impedance elektrod $Z_{sk1}$ a $Z_{sk4}$ zanedbatelná. Také impedance $Z_{sk2}$ a $Z_{sk3}$ můžeme zanedbat, jelikož snímací elektrody jsou přivedeny k rozdílovému zesilovači (mezi body 2 a 3), do zesilovače teče zanedbatelný proud, úbytek napětí na obou elektrodách je téměř shodný a svoji velikostí zanedbatelný.




Obr. 2.2 Čtyřelektrodová metoda měření bioimpedance

Dříve byly používány kruhové kovové elektrody (obr.2.2), dnes se spíše používají klasické kruhové nalepovací elektrody typu Ag-AgCl.

## 2.3 Možnosti využití bioimpedačního signálu

zde si představím některé příklady využití bioimpedančního signálu.

### 2.3.1 Reografie (impedanční pletysmografie)

Impedanční pletysmografie zaznamenává změny elektrické vodivosti vyšetřované oblasti v závislosti na změně celkové objemu (tlaku) krve v cévách mezi elektrodami umístěnými v požadované části těla.

Tohoto lze využít například ke zjištění prokrvování končetin, nebo vyhodnocení funkce dýchání – tzv. hrudní pletysmografie. Praktický příklad hrudní impedance je znázorněn na obr. 2.3, rychlé změny jsou zde způsobeny především činností srdce a pomalé změny především dýcháním (v tomto konkrétním příkladu jde o klidové dýchání).

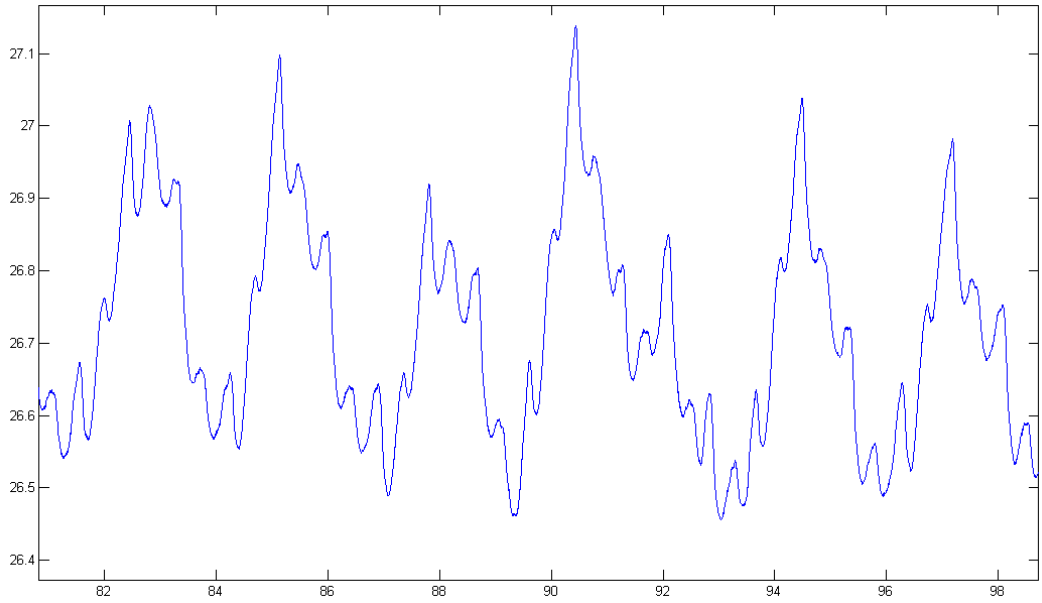
### 2.3.2 Stanovení množství tuku v těle

Zde je využito toho, že různé druhy tkáně mají odlišnou vodivost, především toho, že svalová hmota nasycená vodou je mnohem více vodivá, než tuk (který se chová téměř jako izolant).

Ze změřené impedance lze vypočítat obsah svalové hmoty těla a následně i množství tuku v těle. Ovlivňujícími faktory jsou zde pohlaví, tělesná váha a výška vyšetřovaného pacienta.

### 2.3.3 Hodnoceni funkce orgánů

Bioimpedanční analýza může být velice užitečná například při určení funkce ledvin. Vycházíme zde z předpokladu, že pokles funkcí ledvin je spojen se změnou tělesného složení, které provází i úbytek tělesné aktivní hmoty. Tedy dojde i ke změně bioimpedance.




Obr. 2.3 Měřený nefiltrovaný signál bioimpedance hrudníku

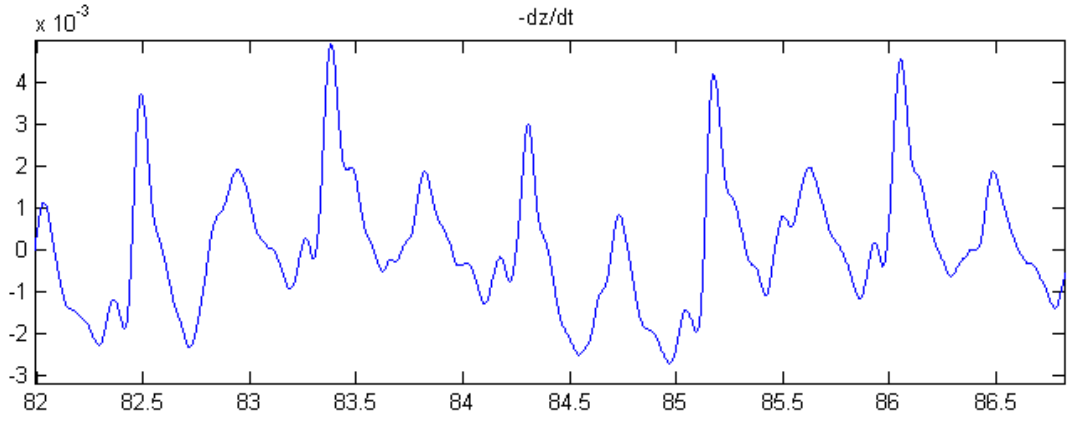
### 2.3.4 Srdeční výdej

Odhad velikosti srdečního výdeje, je možný také pomocí bioimpedanční metody, kterou jsme již v této práci rozebrali.

Vycházíme zde z tzv. hrudní impedance, která je ovlivňována především změnami objemu krve v aortě, tedy i změně vodivosti měřeného úseku. Je tedy možné určit, jaké množství krve srdce vytláčí za jednotku času.

Na obr.2.4 je zobrazen detail (derivované) bioimpedance z obr.3.5, která je používána k odhadu srdečního výdeje.

Tato technika určení srdečního výdeje má výhodu především v jednoduchosti a nenáročnosti jak pro pacienta, tak pro lékaře. Nevýhodou je však problém s kvantifikací výsledku a kalibrace.




Obr. 2.4 Vyfiltrovaný a derivovaný signál bioimpedance

# 3 ŘEŠENÍ V PROSTŘEDÍ MATLAB

V této kapitole se seznámíme s realizací určení srdečního výdeje pomocí bioimpedanční metody a ovládáním uživatelského prostředí v prostředí Matlab.

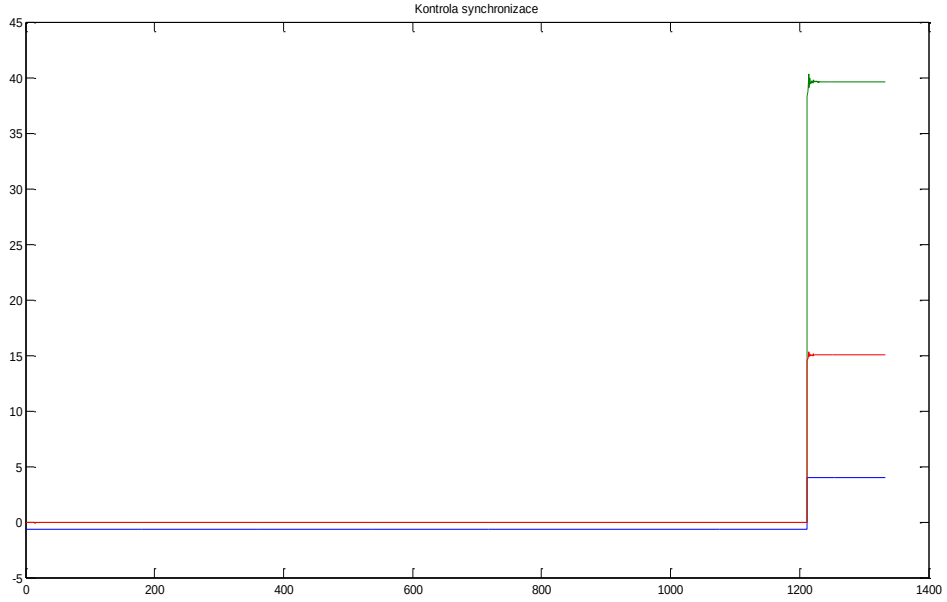
## 3.1 Programovací prostředí Matlab

MATLAB je integrované prostředí pro vědeckotechnické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, simulace, analýzu a prezentaci dat, paralelní výpočty, měření a zpracování signálů, návrhy řídicích a komunikačních systémů. Je to nástroj jak pro pohodlnou interaktivní práci, tak pro vývoj širokého spektra aplikací [6].

## 3.2 Příprava a zpracování jednotlivých signálu

Vzhledem k tomu, že signály se kterými se v UPT AVČR, jsou měřeny na dvou různých akvizičních systémech a jsou vůči sobě také časově posunuty, je nutné před samotným zpracováním dat a výpočtem srdečního výdeje tyto signály vhodně „připravit“.

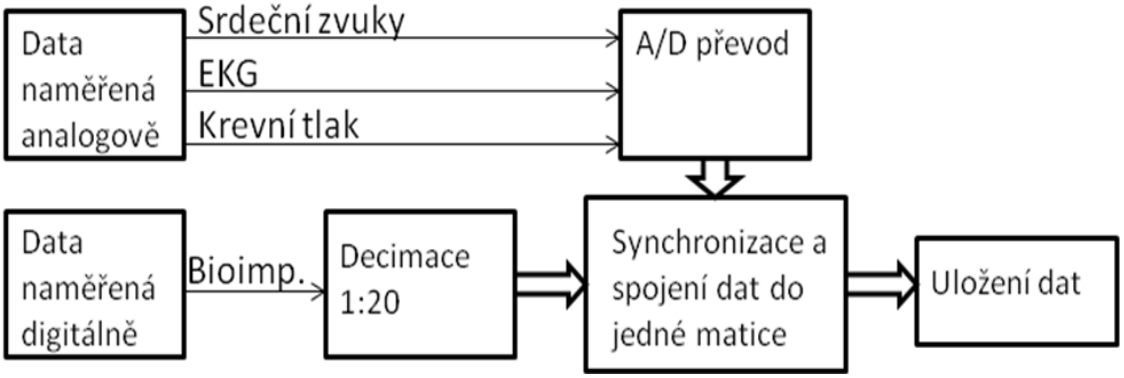
Signály získané prvním akvizičním systémem je nejprve nutné převést do digitální podoby. Jedná se o srdeční zvuky (fonokardiografie), ekg a krevní tlak. Bioimpedanční signál je měřen digitálně, žádný převod tedy nutný není. Následuje decimace bioimpedančního signálu a to 1:20, na vzorkovací frekvenci 500 Hz. Nyní je nutné data bioimpedance synchronizovat (jsou měřena ve 2 kanálech plus jeden synchronizační) a následně všechny signály spojit do jedné matice pro usnadnění další práce s nimi. Výsledek synchronizace bioimpedance můžete vidět na Obr.3.1, kde jsou znázorněny synchronizované signály prvního a druhého kanálu plus synchronizační signál bioimpedance, respektive jejich část.




Obr. 3.1 Synchronizace jednotlivých kanálů bioimpedance

Následuje kompenzace zpoždění jednotlivých signálů a uložení dat s číslem pacienta a typem měření.

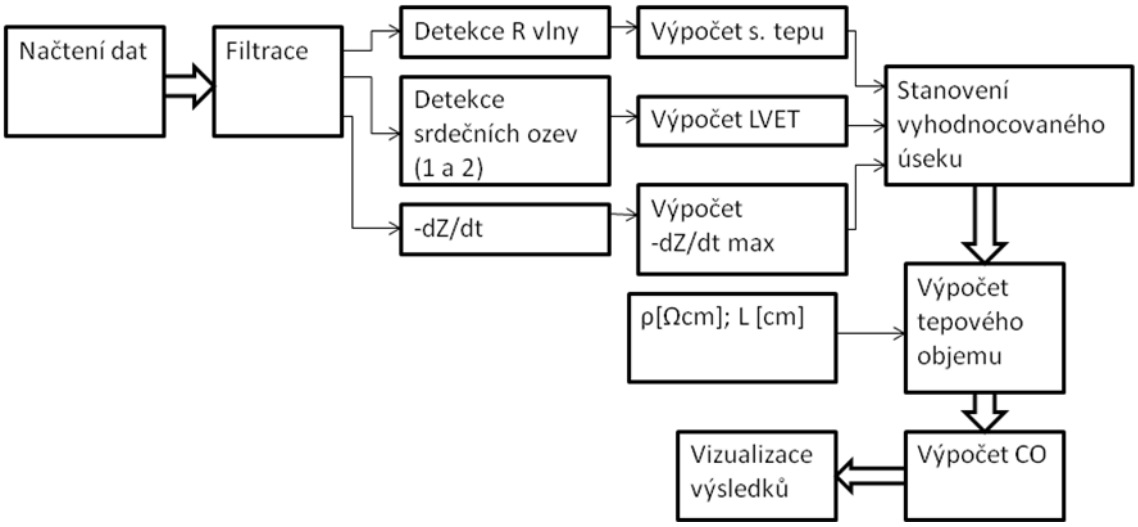
Celé zpracování symbolicky znázorňuje blokové schéma na Obr.3.2.




Obr. 3.2 Blokové schéma přípravy dat

## 3.3 Výpočet srdečního výdeje

Samotnému výpočtu srdečního výdeje předchází několik důležitých operací. Zjednodušeně si lze celý proces představit jako Obr.3.3.




Obr. 3.3 Zjednodušené blokové schéma výpočtu CO

### 3.3.1 Filtrace signálů

Všechna naměřená data mohou být ovlivněna nežádoucími artefakty (především 50 Hz síťového napětí), je tedy nejprve nutné se těchto artefaktů zbavit vhodnou filtrací. U filtrace srdečních ozev jde také o to zvýraznit požadovanou ozvu a naopak vše ostatní potlačit.

Pro tento tuto práci byly zvoleny IIR filtry s následujícími parametry:

| Signál | Typ filtru | Mezní frekvence [Hz] | Řád filtru |
|---|---|---|---|
| EKG | Dolní propust | 25 | 5 |
| Bioimpedance | Dolní propust | 12 | 3 |
| Srdeční ozva s1 | Pásmová propust | 20-40 | 4 |
| Srdeční ozva s2 | Horní propust | 45 | 4 |

IIR filtrace byla zvolena především proto, že má:

malý řád přenosové funkce ve srovnání s FIR

relativně malé zpoždění při zpracování vstupního vzorku

nízké nároky na paměť při výpočtu stavových proměnných a koeficientů

Je však nutné uvažovat případné problémy se stabilitou filtru.

Samotná filtrace byla provedena pomocí matlabovské funkce `filtfilt` (se vstupními parametry z návrhu konkrétních IIR filtrů `butter`), která je charakteristická nulovým zpožděním filtrovaného signálu oproti signálu vstupnímu, což je pro naši práci důležité.

### 3.3.2 Detekce významných bodů

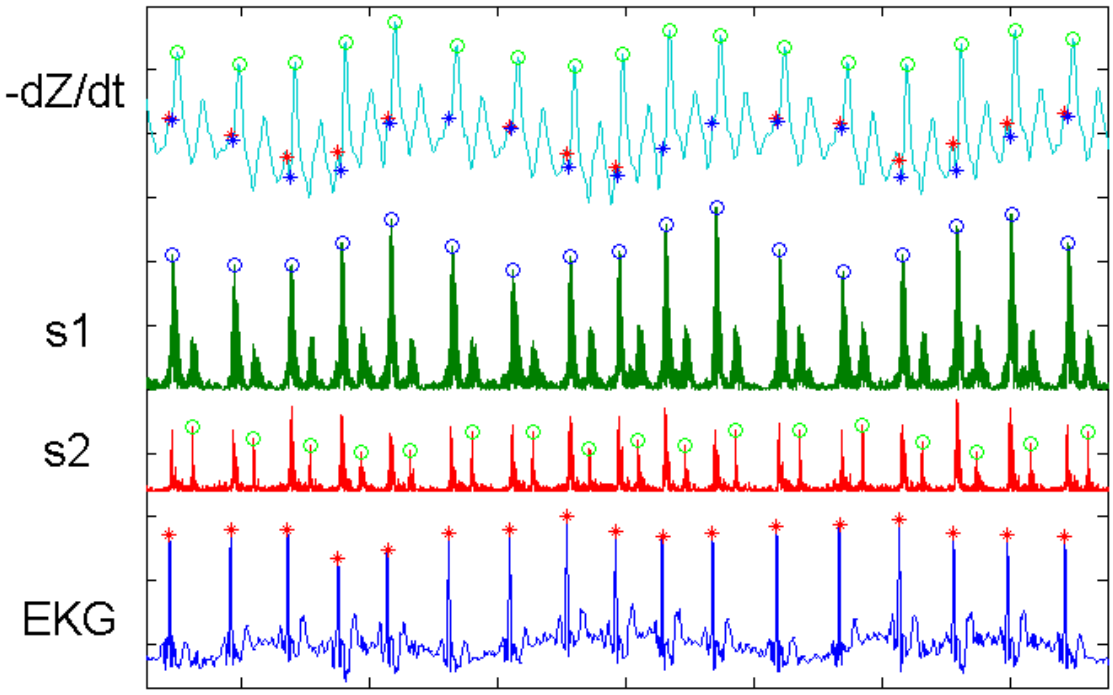
Pro další práci je nutné detekovat významné body (vrcholy R vln, 1. a 2. srdeční ozva, body pro odečtení - dZ/dt max. – viz obr.1.3.), které potřebujeme pro výpočet tepového objemu a následně CO.

Velmi významná a pro nás užitečná je vlna v signálu EKG. Nejen že pomocí ní počítáme tepovou frekvenci, ale vycházíme od její pozice také při detekci dalších, pro nás významných bodů. Vzhledem k tomu, že R vlna je prakticky největší kladná výchylka EKG (záleží však na poloze měřících elektroda použitému svodu), byla pro její detekci použita matlabovská funkce `findpeaks` s nastavením prahové hodnoty (`minpekaheight`) na 0,45 násobku maxima EKG signálu. Nezajímá nás ani tak nalezená amplituda R vlny jako její poloha.

Dalšími pro nás důležitými jsou první a druhá srdeční ozva. Zde můžeme vycházet z fyziologických vlastností obou ozev. Tedy že začátek první ozvy odpovídá vrcholu R vlny a že doba mezi první a druhou ozvou je asi 0.45 sekundy. První ozva byla hledána jako maximum v rozmezí od vrcholu R vlny do plus 0.2 sekundy, a to absolutní hodnotě vyfiltrovaného signálu. Stejným způsobem druhá ozva, však v intervalu od vrcholu R vlny plus 0.2 sekundy do plus 0.45 sekundy.

Posledním pro nás důležitou hodnotou je maximum -dZ/dt. Zajímá nás tedy rozdíl mezi body B a C na obr.1.3. Zde opět vyjdeme od polohy vrcholu R vlny, která předchází bodu B. Bylo tedy nalezeno nejbližší minimum následující po poloze vrcholu R vlny a od bodu B nalezneme naopak nejbližší maximum, tedy bod C.

Obr.3.4 ukazuje detekované významné body. V první řadě záporný derivovaný bioimpedanční signál s detekovanými body B (modrá hvězdička) a C(zelené kolečko) a vrcholy R vln (červená hvězdička), pro odečtení - dZ/dt max. Následuje filtrovaný signál srdečních zvuků s vyznačenými bodů polohy první srdeční ozvy (modré kolečko), dále filtrovaný signál srdečních zvuků s vyznačenými bodů polohy druhé srdeční ozvy (zelené kolečko), a v poslední řadě EKG s vyznačenými vrcholy R vln (červené hvězdičky).




Obr. 3.4 Detekované významné body

### 3.3.3 Výpočet hodnoty srdečního výdeje

Jelikož v naměřených signálech může dojít k vysokým nechtěným odchylkám (vlivem například pohybu pacienta, dechu, hluku v místnosti, případně až krátkodobý výpadek apod.) je nutné před provedením samotného výpočtu vybrat vhodný úsek, ve kterém budeme CO počítat.

Nyní můžeme přistoupit k výpočtu tepového objemu (SV) podle vzorce pro požadovanou metodu (rovnice 1.7, 1.8, 1,9 nebo 1.10). Pro výpočet SV potřebujeme tedy znát dobu výdeje levé komory (LVET), což odpovídá době mezi první a druhou srdeční ozvou, dále -dZ/dt max, který počítáme jako rozdíl mezi body B a C (viz. Nalezení významných bodů). Zbylé konstanty potřebné pro výpočet SV jsou popsány v kapitole 1.5 a jsou pro každou z metod specifické.

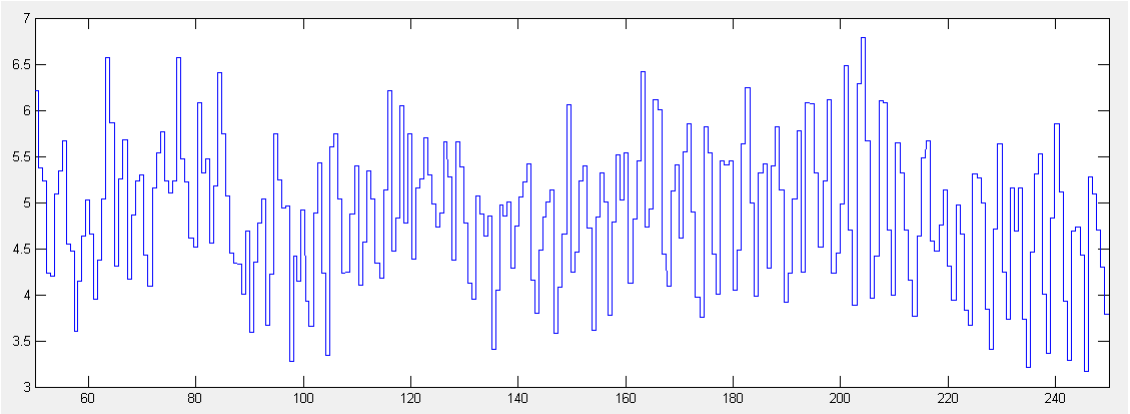
Poslední pro nás důležitým údajem je tepová frekvence. Ta je počítána jako doba mezi jednotlivými vrcholy R vlny.

Konečně může přistoupit k výpočtu samotného CO, který počítáme jako součin SV a tepové frekvence (HR) – viz rovnice 1.3.

### 3.3.4 Vizualizace výsledků

Výsledek výpočtu srdečního výdeje a tepového objemu lze stanovovat tep po tepu a lze tedy zobrazit jeho časový průběh. Současně lze pro daný časový úsek stanovit jednu průměrnou hodnotu požadované veličiny.

Příklad výsledků výpočtu srdečního výdeje je zobrazen na obr.3.5 (časová osa je v sekundách). Jde o hodnoty zobrazené tep po tepu.



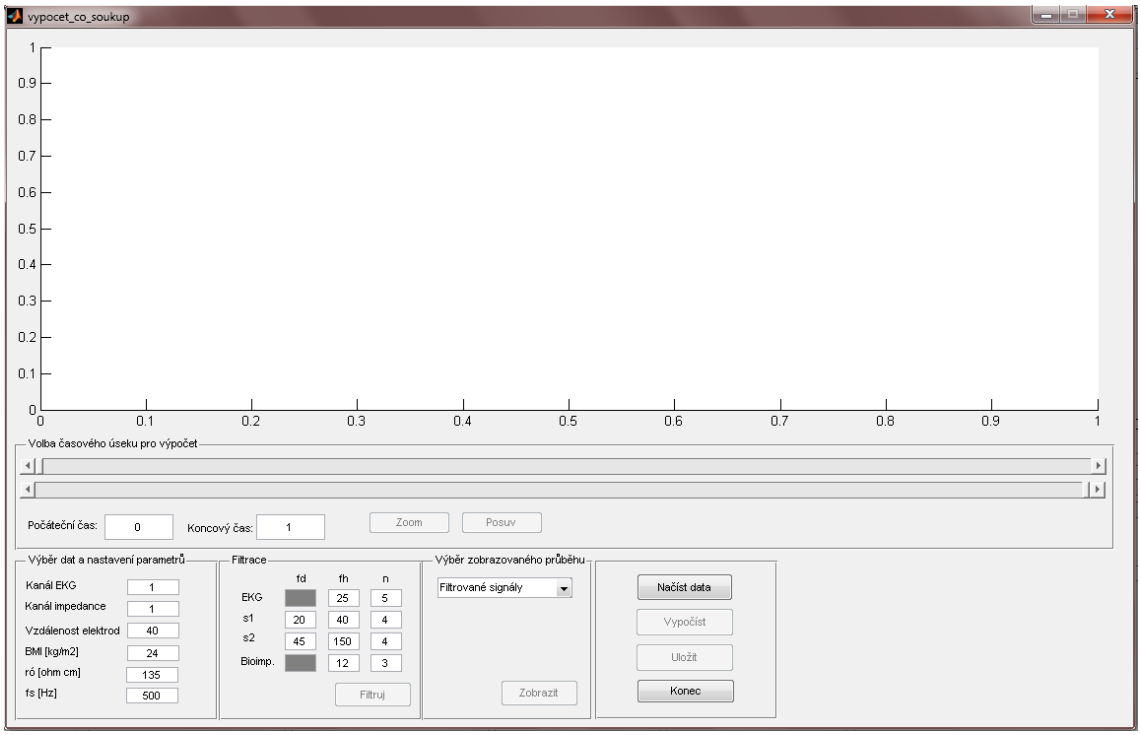

Obr. 3.5 Výsledné průběhy Šrámkovou metodou

## 3.4 Uživatelské prostředí

Výsledkem této práce je vytvoření uživatelského prostředí pro výpočet srdečního výdeje vytvořené v programovacím prostředí MATLAB jako projekt GUI. Produktem tohoto projektu jsou soubory *.fig a *.m. Soubor *.fig obsahuje informace o jednotlivých grafických prvcích (barvu, viditelnost, rozměr…) a jejich rozmístění v okně prostředí. Oproti tomu soubor s příponou *.m obsahuje jednotlivé výše uvedené algoritmy a zpětné vazby mezi jednotlivými grafickými prvky (tlačítka, textová pole…). Funkce jednotlivých komponent jsou popsány níže. Na Obr. 3.11 je znázorněn celkový vzhled uživatelského prostředí pro výpočet CO (po provedení výpočtu).

### 3.4.1 Obsluha programu

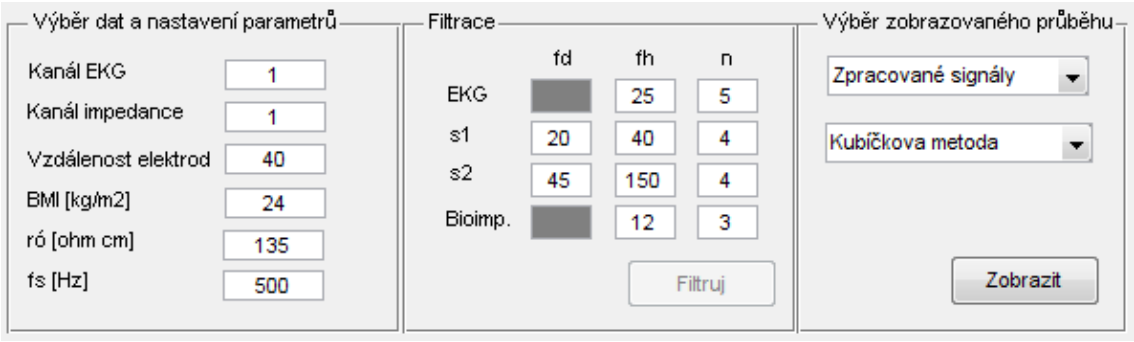
Po spuštění programu se otevře okno (Obr. 3.6) obsahující oblast vyhrazenou pro zobrazování průběhů požadovaných signálů, blok pro nastavení počátečního a koncového času pro výpočet, blok pro nastavení parametrů pro výpočet CO, blok pro nastavení parametrů jednotlivých flitrů, blok pro nastavení typu zobrazovaných signálů a blok s tlačítky pro základní ovládání programu. Dále také oblast vyhrazenou pro zobrazení výsledků, ale ta je v případě, že neproběhl výpočet skryta.




Obr. 3.6 Uživatelské prostředí po spuštění

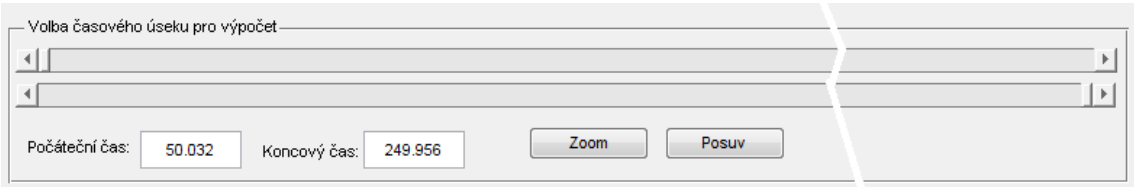
V prvé řadě je nutné nastavit požadovaný kanál ekg (*Kanál EKG*) a bioimpedance (*Kanál bioimpedance*), vzorkovací frekvenci (*fs*) a parametry filtrů. Pro filtraci nastavujeme dolní mezní kmitočet (*fd*), horní mezní kmitočet (*fh*) a řád filtru (*n*) (Obr. 3.7). Po té můžeme stisknutím tlačítka *Načíst data* (Obr.3.9) načíst soubor *.mat obsahující potřebná data, která jsou následně automaticky filtrována (pro zvolené kanály), jsou detekovány významné body a to vše zobrazeno. Současně jsou nastaveny hodnoty sliderů pro nastavení počátečního a koncového času výpočtu na minimální a maximální hodnoty zobrazeného průběhu. Před načtením souboru jsou smazány všechny globální proměnné. Filtrace je možná dále i po načtení dat po stisknutí tlačítka *Filtruj* v bloku filtrace (Obr. 3.7). Pokud za běhu programu změníme kanál ekg, či bioimpedance dojde automaticky k načtení toho kanálu a následně k opětovné filtraci signálu, vyhledání významných bodů a jejich zobrazení. Je-li zadán kanál mimo rozsah, který data umožňují, je automaticky opraven na nejvyšší možný.

Pokud nejsou načtená žádná data jsou tlačítka *Filtruj*, *Vypočíst* a *Uložit* neaktivní.




Obr. 3.7 Nastavení parametrů výpočtu

Nyní, když jsou zobrazeny filtrované signály s vyznačenými významnými body, je pro výpočet nutné požadovaný usek ke zpracováni . K tomu slouží buď dva slidery (horní pro počáteční čas a spodní pro koncový čas výpočtu) nebo je možné přímé zadání numerické hodnoty do příslušných okének s názvy *Počáteční čas* a *Koncový čas* (Obr. 3.8). Hodnoty těchto mezí jsou zadávány v sekundách a pro výpočet jsou zaokrouhlovány na celá čísla. Je nutné si uvědomit, že je možné zadat pouze hodnoty v rozmezí aktuálního zobrazeného grafu, a to především proto, aby nebyl omylem zadán úsek, který je mimo rozsah aktuálních načtených dat. V případě, že dojde k tomu, že bude počáteční čas roven, nebo vyšší než čas koncový, bude automaticky hodnota, která tuto kolizi způsobila, nastavena na svoji výchozí hodnotu (minimum, respektive maximum, pro počáteční, respektive koncový čas). Pro snadnější rozeznatelnost bezchybnosti signálů je možné pomocí přepínacího tlačítka *Zoom* (Obr. 3.8) zapnout zoom pro přibližování (zobrazení detailu), popřípadě oddálení, zobrazených průběhů. Stejným tlačítkem je pak zoom vypnut. Dále pomocí tlačítka *Posuv* (Obr. 3.8) aktivovat nástroj pro pohybování s průběhy, stejným tlačítkem je pak posuv vypnut.

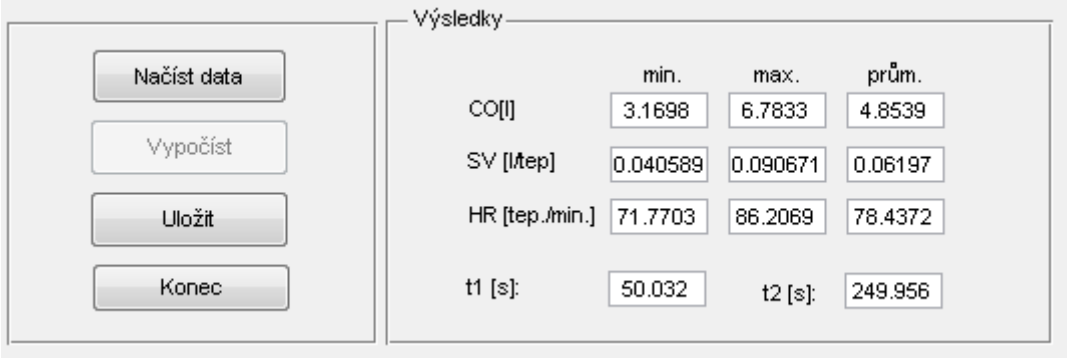



Obr. 3.8 Volba časového úseku

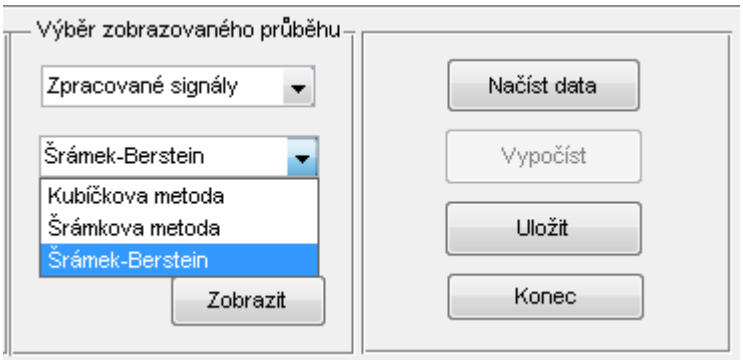
Před samotným výpočtem je třeba nastavit konstanty specifické pro jednotlivé metody výpočtu. Tedy vzdálenost měřících elektrod v okénku *L*, body mass index v okénku *BMI* a specifickou resistenci krve v okénku *ró* (Obr. 3.7). Defaultně jsou nastaveny základní hodnoty. Ovšem pokud by se tyto hodnoty lišily od hodnot odpovídajících konkrétnímu pacientovi, byl by výsledek zatížen velkou chybou. Ostatní hodnoty jsou počítány z příslušných signálů. Po nastavení všech konstant je možné provést výpočet

CO stisknutím tlačítka *Vypočíst* (Obr. 3.9). Výpočet je proveden pomocí algoritmů popsaných v kapitole 3.3.3. Po stisku tlačítka *Vypočíst* je zobrazen blok *Výsledky* (Obr. 3.9), který byl dosud skrytý a je zobrazen grafický průběh hodnot srdečního výdeje dle kapitoly 3.3.4. Blok s výsledky obsahuje minimální *(min.)*, maximální (*max.*) a průměrné (*prům.*) hodnoty srdečního výdeje (*CO*), tepového objemu (*SV*) a srdeční frekvence (*HR*), dále v sekundách počáteční (*t1*) a koncový čas (*t2*), ve kterém byl výpočet proveden. Tyto časy se mohou mírně lišit (je kratší) od časů, které byly zvoleny před výpočtem a to proto, že předem zvolený úsek obsahuje nesprávný poměr srdečních ozev a r-vln. Jedná se však z pravidla o rozdíl zlomků sekund.

Po výpočtu je deaktivováno tlačítko *Vypočíst* a je zobrazena rolovací nabídka s variantami zobrazovaných výsledků pro různé metody (Obr. 3.10)

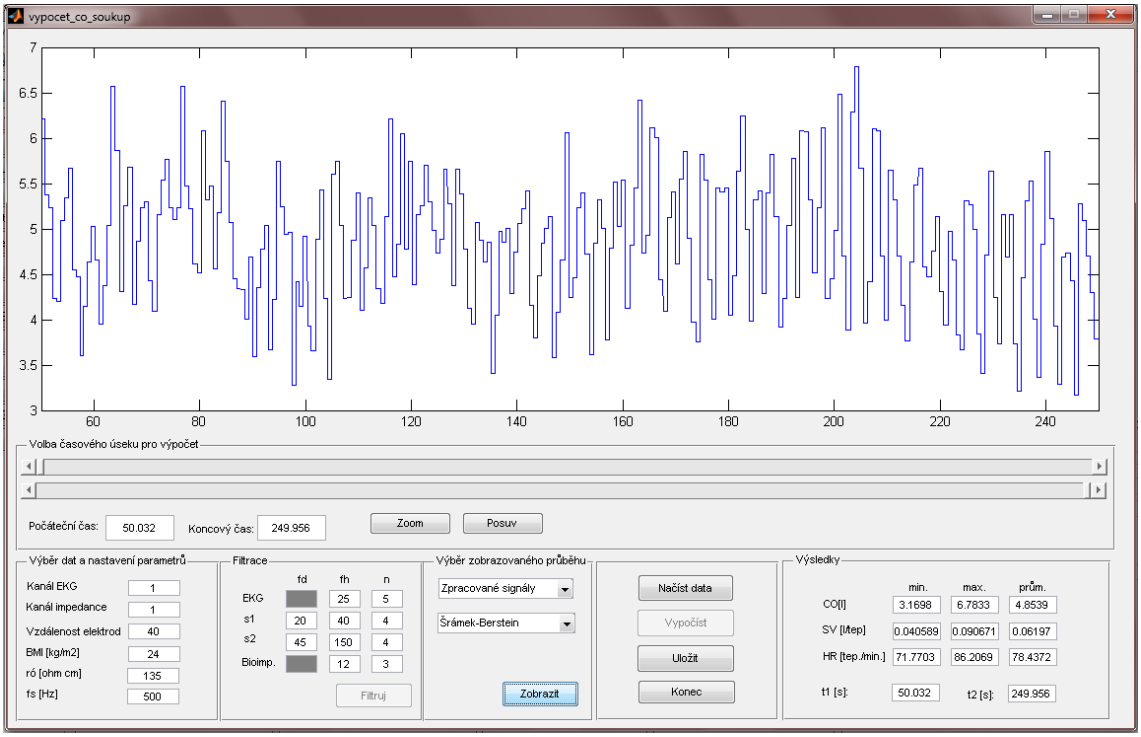



Obr. 3.9 Ovládání programu a blok s výsledky




Obr. 3.10 Výběr výpočtové metody

Zobrazení výsledků a průběhu pro jinou než aktuálně zobrazenou metodu je možné výběrem požadované metody z rolovací nabídky (Obr. 3.10) a kliknutím na tlačítko *Zobrazit.* Vzhled okna po výpočtu je zobrazen na Obr. 3.11.




Obr. 3.11 Uživatelské prostředí se zobrazenými výsledky

Posledním krokem je export výsledků pro všechny tři metody do souboru *.xls. Stiskem tlačítka *Uložit* (Obr. 3.9) je vytvořen nový soubor *.xls jehož název je shodný s názvem souboru *.mat (číslo pacienta a typ měření). Struktura souboru *.xls je zobrazena na Obr. 3.12. Pokud pokračujeme výpočtem pro další časový úsek u stejného pacienta, je pro přehlednost vynechán jeden řádek a následuje další skupina výsledků. Už však není nadepisována hlavička s názvy veličin ale pouze druh metody daného výpočtu.

| | A | B | C | D | E | F | G | H | I | J | K | L | M |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | | t1 | t2 | CO_max | CO_min | CO_ prum | SV_max | SV_min | SV_ prum | HR_max | HR_min | HR_ prum | |
| 2 | Kubiček | 100,34 | 249,956 | 2,054135 | 0,959872 | 1,464093 | 0,274569 | 0,123824 | 0,18817 | 84,98584 | 71,77033 | 77,90607 | |
| 3 | Šramek | 100,34 | 249,956 | 3,323147 | 1,552866 | 2,368586 | 0,444194 | 0,20032 | 0,304418 | 84,98584 | 71,77033 | 77,90607 | |
| 4 | Šramek-B | 100,34 | 249,956 | 6,783344 | 3,169775 | 4,834856 | 0,090671 | 0,04089 | 0,062139 | 84,98584 | 71,77033 | 77,90607 | |
| 5 | | | | | | | | | | | | | |

Obr. 3.12 Výsledky exportované do MS Excel

Pro výpočet v jiném časovém rozsahu je nutné pomocí rolovací nabídky v bloku *Výběr zobrazovaného průběhu* (Obr. 3.7) vybrat možnost *Filtrované signály* a stisknout tlačítko *Zobrazit*. Nyní vybereme časový úsek pro další výpočet a pokračujeme dle výše uvedeného postupu.

Pokud už byl vyčerpán celý zajímavý nebo potřebný rozsah výpočtu můžou být načteny nová data nebo program zavřen pomocí tlačítka *Konec* (Obr. 3.9)

# 4 ZÁVĚR

V této práci byly rozebrány nejpoužívanější metody určení srdečního výdeje. Jako nejpřesnější se jeví metody invazivní, především Fickova metoda, bereme-li na zřetel náročnost, požadavky na odbornost personálu a přesnost výsledku metody.

Dále byl rozveden vznik bioimpedančního signálu, jeho eventuální možnosti využití především při odhadu velikosti minutového srdečního výdeje. Odhad srdečního výdeje touto metodou se sice neřadí k nejpřesnějším metodám, ale vzhledem k jeho nenáročnosti při měření a především šetrnosti k pacientovi je velmi užitečný.

V programovém prostředí Matlab byly vytvořeny skripty pro výpočet tepového objemu a srdečního výdeje. Tyto skripty byly implementovány do vytvořeného uživatelského prostředí pro výpočet a vyhodnocení srdečního výdeje bioimpedanční metodou. Výsledný program je optimalizován a otestován na reálných signálech naměřených v ÚPT AVČR, a byly aplikovány nejčastěji používané algoritmy pro případ různých výsledků k porovnání.

Na základě požité literatury [2] a několika provedených výpočtů na náhodně vybraných datech se jako nejpřesnější, z metod použitých v této aplikaci, jeví metoda Šrámek-Bernstein. To vychází především z toho, že se výsledky této metody nejvíce přibližují fyziologickým předpokladům. Příklad výsledků několika provedených výpočtu je v příloze (A) této práce.

Systém je otevřen a dále se bude vyvíjet díky zkušenostem s jeho aplikací na měřená data. Je předpoklad v prohlubování systému v rámci diplomové práce.

# LITERATURA


[1] ENDERLE, J.D., BLANCHARD, S.M., BRONZINO, J.D. Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, San Diego, 2000

[2] BERNSTEIN, D.P., LEMMENS, H.J.M. Stroke volume equation for impedancecardiography. Medical& Biological Engineering & Computing, 2005, vol. 43, p. 443-450.

[3] GAIL D. BAURA System Theory and Practical Applications of Biomedical Signals. IEEE Press, Wiley-Interscience, 2002

[4] DOC.ING.MILAN CHMELAŘ Lékařská přístrojová technika I. Akademické nakladatelství CERM, s.r.o. Brno, 1995

[5] JOHN G. WEBSTER Bioinstrumentation, Univ. of Wisconsin, 2004

[6] http://www.humusoft.com/produkty/matlab/matlab/

[7] KAREL ZAPLATÍLEK, BOHUSLAV DOŇAR, Matlab-tvorba uživatelských aplikací, BEN - technická literatura, 2005

# SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

| | |
|---|---|
| *LVET* | doba výdeje levé komory |
| SV | tepový objem |
| HR | srdeční frekvence |
| Z | impedance |
| EKG | elektrokardiogram |
| s1 | 1.srdeční ozva |
| s2 | 2.srdeční ozva |
| CO | srdeční výdej |
| BV | rychlost krve v aortě během systoly |

# SEZNAM PŘÍLOH

**A vypočtené hodnoty** **25**

A.1 Pacient č.1 ..... 25

A.2 Pacient č.2 ..... 26

# A VYPOČTENÉ HODNOTY

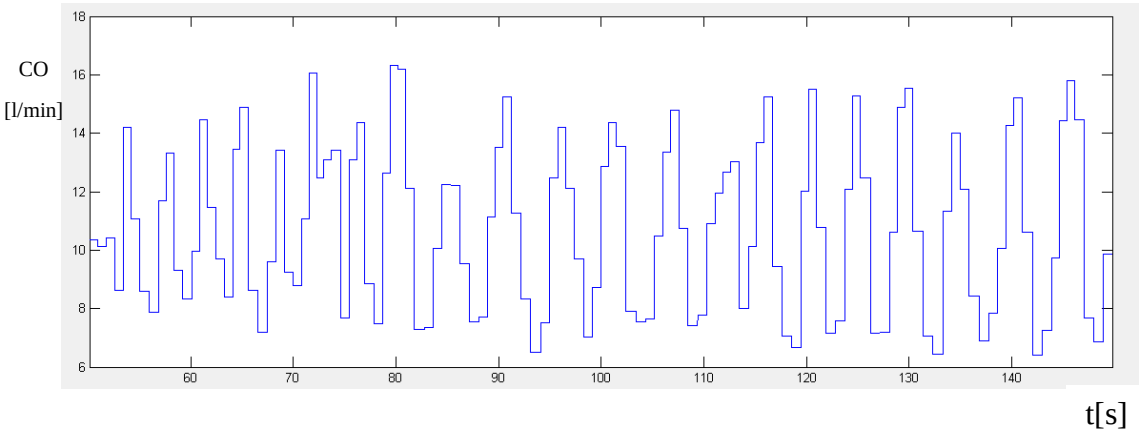
## A.1 Pacient č.1

Výpočet v úseku t1=50s; t2=150s

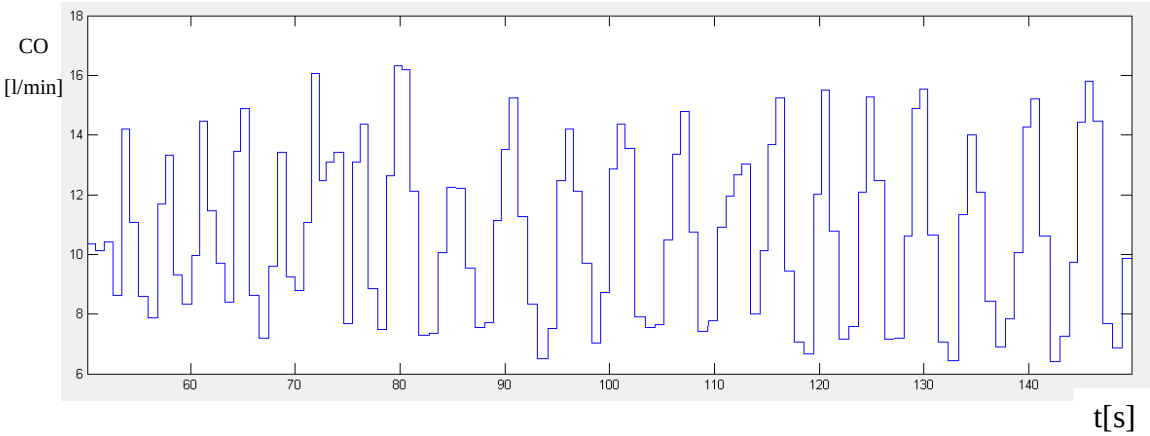
| | CO [l/min.] | | | SV [l/tep.] | | | HR [tep./min.] | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| metoda | max. | min. | prům. | max. | min. | prům. | max. | min. | prům. |
| Kubíčkova | 11,2 | 4,4 | 7,4 | 0,14 | 0,07 | 0,10 | 83 | 60 | 71 |
| Šrámkova | 16,3 | 6,4 | 10,8 | 0,20 | 0,11 | 0,15 | 83 | 60 | 71 |
| Šramek-Bernstein | 9,9 | 3,9 | 6,6 | 0,12 | 0,07 | 0,09 | 83 | 60 | 71 |

<u>Grafické vyhodnocení (tep-tep)</u>

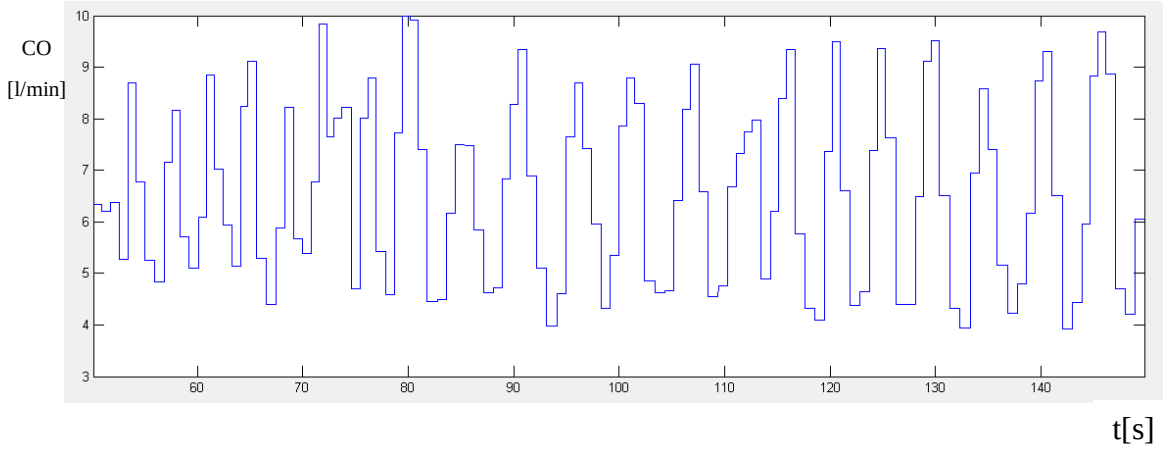
**Kubíčkova metoda**




**Šrámkova metoda**



**Šrámek-Bernstein**



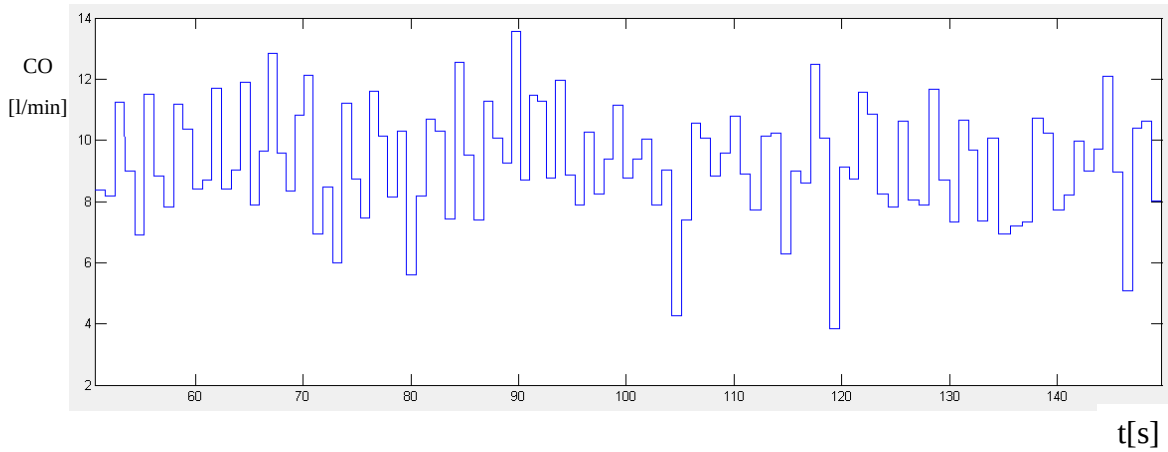

## A.2 Pacient č.2

Výpočet v úseku t1=50s; t2=150s

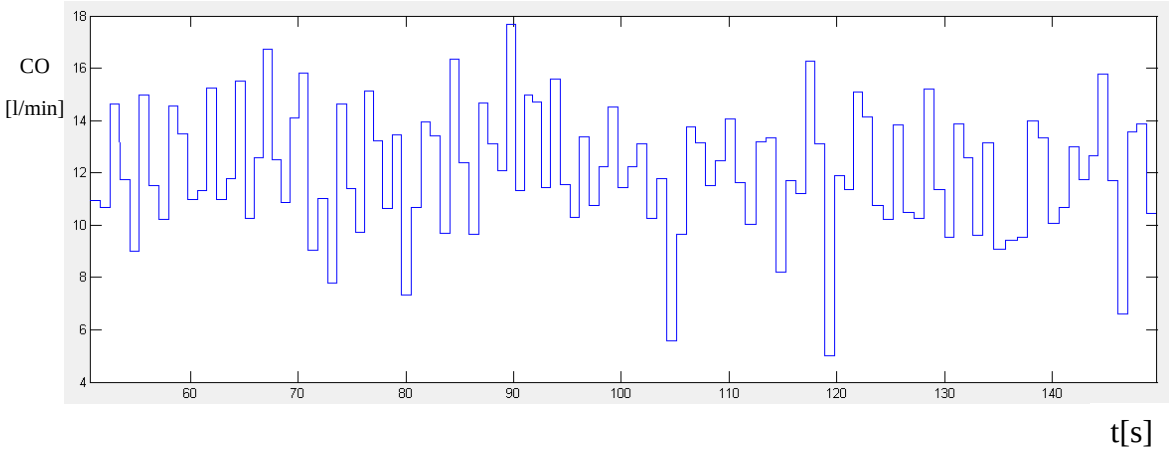
| | CO [l/min.] | | | SV [l/tep] | | | HR [tep./min.] | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| metoda | max. | min. | prům. | max. | min. | prům. | max. | min. | prům. |
| Kubíčkova | 13,6 | 3,8 | 9,4 | 0,19 | 0,06 | 0,14 | 79 | 56 | 67 |
| Šrámkova | 17,7 | 5,0 | 12,1 | 0,25 | 0,08 | 0,18 | 79 | 56 | 67 |
| Šramek-Bernstein | 10,8 | 3,1 | 7,4 | 0,15 | 0,05 | 0,11 | 79 | 56 | 67 |

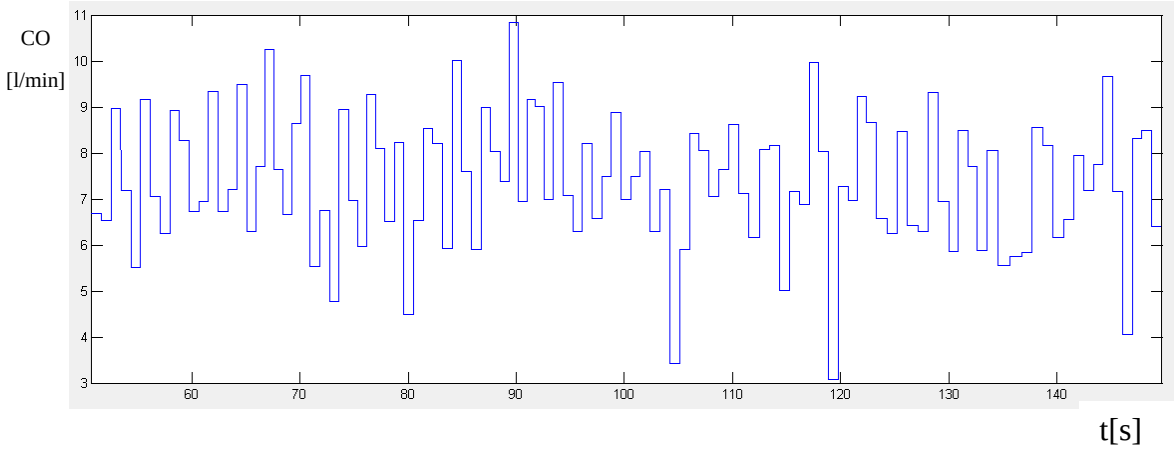
<u>Grafické vyhodnocení (tep-tep)</u>

**Kubíčkova metoda**



## Šrámkova metoda




## Šrámek-Bernstein