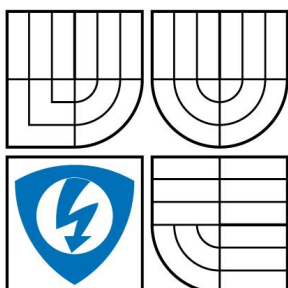


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNologiÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**VYHODNOCENÍ SRDEČNÍHO VÝDEJE
BIOIMPEDANČNÍ METODOU U PACIENTU SE
STIMULÁTOREM**

EVALUATION OF CARDIAC OUTPUT BY BIOIMPEDANCE METHOD WITH PATIENTS WITH
PACEMAKER

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

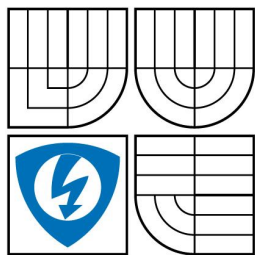
Bc. LADISLAV SOUKUP

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Dr. Ing. VLASTIMIL VONDRA

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Ladislav Soukup
Ročník: 2

ID: 106788
Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Vyhodnocení srdečního výdeje bioimpedanční metodou u pacientů se stimulátorem

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku měření srdečního výdeje bioimpedanční metodou. 2) Navrhněte a realizujte program pro vyhodnocení srdečního výdeje pro jednotlivé části protokolu měření u pacientů v programovém prostředí Matlab s využitím grafického rozhraní. 3) Toto programové vybavení dále rozvíjejte z hlediska funkčnosti a spolehlivosti vzhledem ke vlastnostem pořízených signálů. 4) Systematicky vyhodnoťte srdeční výdej u celého předloženého souboru pacientů v závislosti na srdeční frekvenci. U každého pacienta najděte spolehlivě vyhodnotitelné úseky, ty zpracujte třemi metodami pro vyhodnocení srdečního výdeje (viz doporučená literatura) a výsledky zaznamenejte do tabulek a grafů. 5) Učiňte statistický závěr o závislosti srdečního výdeje na srdeční frekvenci v celém souboru pacientů.

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: 6.2.2012

Termín odevzdání: 18.5.2012

Vedoucí práce: Dr. Ing. Vlastimil Vondra

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

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 c.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá možností využití bioimpedančního signálu k výpočtu srdečního výdeje. Jsou zde rozebrány zejména Kubičkova, Šrámkova a Šrámek-Bernsteinova metoda. Tyto metody byly aplikovány na předložený soubor dat, která byla měřena u subjektů s implantovanými kardiostimulátory. Těmto subjektům byla pomocí programování kardiostimulátoru měněna tepová frekvence. Měřená data díky tomu nebyla zatížena artefakty spojenými se změnou tepové frekvence způsobenou zátěží organismu, nebo jinými vlivy. Na základě statistického zpracování předloženého souboru naměřených dat byl studován vliv tepové frekvence na velikost srdečního výdeje.

KLÍČOVÁ SLOVA

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

ABSTRACT

This thesis deals with the possibility of using impedance cardiography for calculating cardiac output. Kubicek's, Sramek's and Sramek-Bernstein's methods are discussed here. These methods were applied to a data set, obtained by measuring on subjects with implanted cardiostimulators. The subjects' heart rate was being changed by the programming of cardiostimulators. Thanks to this procedure the measured data were not affected by artifacts, connected with the heart rate change caused by a body stress, or other influences. An influence of heart rate on a cardiac output value based on the statistical processing of the data set was studied.

KEYWORDS

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

SOUKUP, L. *Vyhodnocení srdečního výdeje bioimpedanční metodou u pacientů se stimulátorem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. ix, 52s., 16 příl. Vedoucí diplomové práce Dr. Ing. Vlastimil Vondra.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma *Vyhodnocení srdečního výdeje bioimpedanční metodou u pacientů se stimulátorem* jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomovou práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomovou 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

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu práce panu Dr. Ing. Vlastimilu Vondrovi za cenné rady, názory a připomínky při zpracovávání mé diplomové práce. Poděkování patří rovněž mým nejbližším za trpělivost, kterou prokázali v době příprav na ukončení mého studia.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	viii
Úvod	1
1 Srdeční výdej	2
1.1 Srdeční výdej	2
1.2 Metody určení velikosti srdečního výdeje	2
1.2.1 Diluční metody	2
1.2.2 Fickova metoda	4
1.2.3 Dopplerovská echokardiografie	5
1.2.4 Bioimpedanční metoda	5
2 Bioimpedanční metoda a signál	6
2.1 Výpočet srdečního výdeje bioimpedanční metodou	6
2.1.1 Počátky bioimpedanční kardiografie	6
2.1.2 Kubíčková metoda	7
2.1.3 Šrámkova metoda	9
2.1.4 Šrámek-Bernsteinova metoda	9
2.1.5 Nová Bernsteinova metoda	9
2.2 Měření bioimpedančního signálu	12
2.3 Vlastnosti bioimpedančního signálu	13
3 Výpočet CO v prostředí matlab	16
3.1 Měření jednotlivých signálů	16
3.2 Předzpracování jednotlivých signálů	17
3.3 Detekce R-vln	19
3.4 Výpočet srdečního výdeje	24
3.4.1 Filtrace signálů	25
3.4.2 Detekce R-vln	25
3.4.3 Detekce srdečních ozev	26
3.4.4 Detekce významných bodů $-dZ/dt$	27
3.4.5 Odstranění nevhodných úseků	28
3.4.6 Výpočet hodnot srdečního výdeje	29
3.4.7 Export vypočítaných hodnot	30
3.4.8 Uživatelské prostředí a jeho obsluha	30

4	Rozbor vypočtených hodnot CO	35
4.1	Faktory znemožňující výpočet CO	35
4.2	Srovnání jednotlivých metod výpočtu	36
4.3	Statistické vyhodnocení vypočtených dat.....	38
4.3.1	Popisná statistika.....	38
4.3.2	Statistické zhodnocení závislosti CO na tepové frekvenci	40
5	Závěr	48
	Literatura	49
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	51
	Seznam příloh	52

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1 – Swan-Ganz katétr	3
Obr. 1.2 – Příklad thermodiluční křivky	4
Obr. 2.1 – Zpětná extrapolace $\Delta Z(t)$ pro Nyboerovu metodu [13]	7
Obr. 2.2 – Příklad průběhu $-dZ/dt$	8
Obr. 2.3 – Rozšířený paralelní model vodivosti hrudníku	10
Obr. 2.4 – Příklad závislosti $\sqrt{(dZ/dt_{\max})/Z_0}$ a $(dZ/dt_{\max})/Z_0$	11
Obr. 2.5 – Čtyřelektrodová metoda měření bioimpedance	12
Obr. 2.6 – Paralelní sloupcový model hrudi	13
Obr. 2.7 – Příklad průběhu $Z(t)$	14
Obr. 2.8 – Příklad impedančních změn způsobených respirací	14
Obr. 2.9 – Příklad impedančních změn způsobených pulzací krve	15
Obr. 3.1 – Měřicí protokol	17
Obr. 3.2 – Synchronizace jednotlivých kanálů bioimpedance	18
Obr. 3.3 – Blokové schéma algoritmu pro přípravu dat	18
Obr. 3.4 – Příklad průběhu EKG	19
Obr. 3.5 – Blokové schéma programového prostředí pro detekci R-vln	19
Obr. 3.6 – Uživatelské prostředí programu pro detekci R-vln	20
Obr. 3.7 – Příklad notchingu QRS komplexu	21
Obr. 3.8 – Hlavní ovládací panel programu	22
Obr. 3.9 – Panel pro filtraci	22
Obr. 3.10 – Panel pro výběr kanálů signálů a pro výběr zobrazovaného průběhu	23
Obr. 3.11 – Panel pro výběr jednotlivých úseku signálu EKG	23
Obr. 3.12 – Panel pro detekci R-vln ve všech vybraných úsecích	23
Obr. 3.13 - Zjednodušené blokové schéma výpočtu CO	24
Obr. 3.14 – Detekované srdeční ozvy	26
Obr. 3.15 – detail průběhu $-dZ/dt$ a $-d^2Z/dt^2$ s detekovanými body B a C	27
Obr. 3.16 – Detekované významné body v $-dZ/dt$	28
Obr. 3.17 – Signály s nulovanými významnými body	29
Obr. 3.18 – Příklad průběhu hodnot vypočítaného CO Šrámek-Bernsteinovou metodou	29
Obr. 3.19 – Uživatelské prostředí programu pro výpočet CO	31

Obr. 3.20 – Panel výběru dat a nastavení parametrů	32
Obr. 3.21 – Hlavní ovládací panel	32
Obr. 3.22 – Panel pro volbu detekce R-vln.....	32
Obr. 3.23 – Panel filtrace	33
Obr. 3.24 – Panel pro výběr časového úseku.....	33
Obr. 3.25 – Panel pro výběr zobrazovaného průběhu.....	34
Obr. 3.26 – Panel pro výběr zobrazovaného průběhu – volba metody.....	34
Obr. 3.27 – Panel pro zobrazení vypočtených hodnot.....	34
Obr. 4.1 – Signál EKG s extrasystolami	35
Obr. 4.2 – Příklad zobrazených průběhů EKG, $-dZ/dt$, s_1 a s_2 pro výběr vhodného úseku	36
Obr. 4.3 – Příklad průběhů CO vypočtených Kubičkovou, Šrámkovou a Šrámek-Bresteinovou metodou	37
Obr. 4.4 – Grafické znázornění celého souboru vypočítaných hodnot CO Kubičkovou metodou.....	39
Obr. 4.5 – Grafické znázornění celého souboru vypočítaných hodnot CO Šrámkovou metodou.....	39
Obr. 4.6 – Grafické znázornění celého souboru vypočítaných hodnot CO Šrámek-Bernsteinovou metodou	40
Obr. 4.7 – Statistický soubor pro CO_K s vyznačenými průměry a regresní přímkou	44
Obr. 4.8 – Statistický soubor pro CO_S s vyznačenými průměry a regresní přímkou	45
Obr. 4.9 – Statistický soubor pro CO_{SB} s vyznačenými průměry a regresní přímkou...	45
Obr. 4.10 – Statistický soubor pro SV_K s vyznačenými průměry a regresní přímkou ...	46
Obr. 4.11 – Statistický soubor pro SV_S s vyznačenými průměry a regresní přímkou	46
Obr. 4.12 – Statistický soubor pro SV_{SB} s vyznačenými průměry a regresní přímkou .	47

ÚVOD

Tato práce se zabývá analýzou změny velikosti srdečního výdeje (CO) v závislosti na tepové frekvenci. Běžně je tepová frekvence zvyšována zátěží organismu, ať už fyzickou či psychickou. V takovém případě jsou velmi často měřená data zatížena artefakty spojenými se zátěží subjektů. Pro tuto práci byl použit soubor dat subjektů, jež měly implantované kardiostimulátory. Díky tomuto specifiku bylo možné skokově měnit tepovou frekvenci a současně docílit toho, aby byla po požadovanou dobu konstantní. Toto umožňuje vyhodnocovat závislost srdečního výdeje na tepové frekvenci, aniž by byly výsledky zatíženy chybou spojenou s přirozenou změnou tepové frekvence, změnou způsobenou určitým druhem zátěže organismu nebo jiným vlivem. Jelikož subjektům byly implantovány kardiostimulátory z důvodu různých srdečních vad, naměřené signály mohou obsahovat mnoho artefaktů, které se nevyskytují u typických signálů zdravých jedinců.

Hlavním důvodem výpočtu CO v této práci je rozšíření informací o chování kardiovaskulárního systému.

V první kapitole této práce je stručně představen srdeční výdej, jeho význam a nejběžnější metody měření, nebo lépe řečeno odhadu. Druhá kapitola obsahuje rozbor vlastností bioimpedančního signálu a způsob jeho měření. Dále jsou zde rozebrány jednotlivé metody, jež je možné použít pro výpočet srdečního výdeje, z nichž některé jsou implementované v programovém vybavení použitém pro výpočet CO v této práci. Třetí kapitola obsahuje jak popis způsobu měření a předzpracování dat, tak podrobný popis algoritmů vedoucích k výpočtu srdečního výdeje třemi různými metodami založenými na bioimpedanci. V neposlední řadě je zde také podrobně rozebrána obsluha jednotlivých grafických uživatelských prostředí, která byla vytvořena především za účelem uživatelského komfortu. V poslední – čtvrté – kapitole je proveden rozbor hodnot srdečního výdeje získaného Kubíčkovou, Šrámkovou a Šrámek-Bernsteinovou metodou. Součástí čtvrté kapitoly je i statistický závěr o závislosti srdečního výdeje na srdeční frekvenci.

1 SRDEČNÍ VÝDEJ

1.1 Srdeční výdej

Srdeční výdej (CO) je jednou ze základních diagnostických veličin popisujících činnost kardiovaskulárního systému. CO je uvažován jako součet všech tepových objemů (SV) vydaných během jedné minuty → tedy množství krve, která je vypuzená levou komorou během jedné minuty. Jeho typická hodnota bývá obvykle definována jako součin průměrného tepového objemu (v klidu asi 70 ml/tep) a tepové frekvence (HR) (72 tepů/minutu) [9].

$$CO = SV \cdot HR \quad (1.1)$$

$$CO = 72 \times 80 = 5040 \text{ ml/min.} = 5,76 \text{ l/min}$$

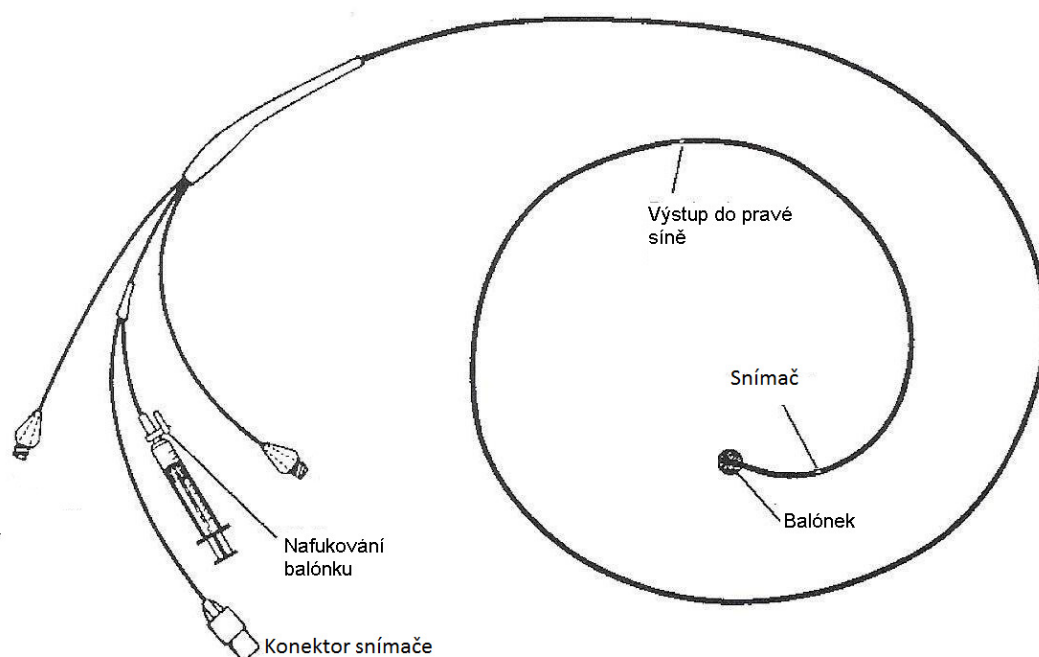
Srdeční výdej klesá při různých srdečních chorobách (např. ischemická choroba srdeční), zánětech, chlopenních vadách, ale i při velké ztrátě krve, šoku a podobně. Velmi zajímavá je jeho korelace s koncentrací kyslíku v buňkách, jejíž měření je značně komplikované.

1.2 Metody určení velikosti srdečního výdeje

V dnešní době existuje mnoho možností jak určit srdeční výdej, ať už invazivním či neinvazivním způsobem. Mezi nejpoužívanější patří tzv. diluční metody, které však vyžadují katetrizaci a zavedení indikační látky do krevního oběhu pacienta. Jako jednu z nej přesnějších metod lze označit Dopplerovskou echokardiografii. Jakožto protiklad k přesnosti této metody se staví požadavek na velice zkušený personál, který dané měření provádí. Dalšími alternativami mohou být například Fickova metoda, nebo odhad srdečního výdeje s využitím hrudní bioimpedance.

1.2.1 Diluční metody

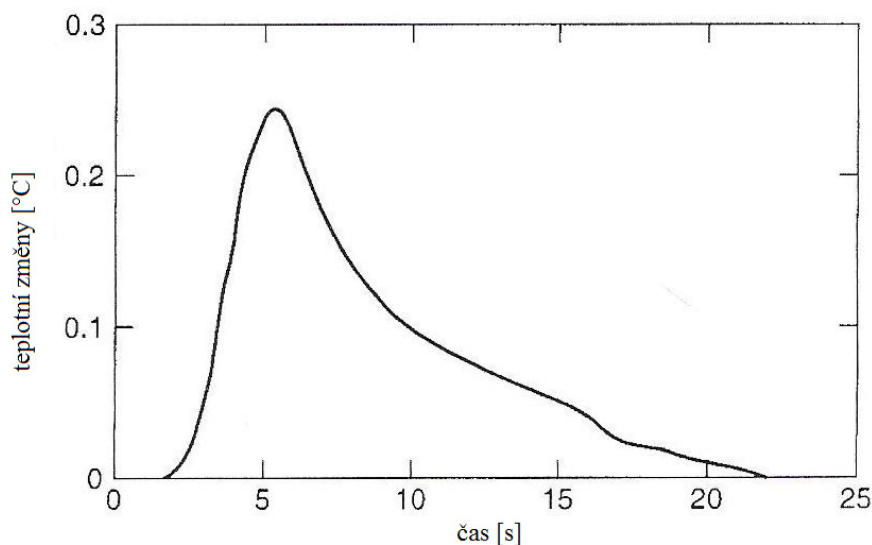
Jedná se pravděpodobně nejrozšířenější skupinu nepřímých metod vedoucích k určení velikosti srdečního výdeje. Základním principem je sledování diluce určitého typu indikátoru. V závislosti na použité indikační látce rozlišujeme buď thermodiluci, nebo barvivovou diluci. V obou případech je měření provedeno pomocí Swan-Ganzova katétru (Obr. 1.1 [3]), který je přes pravou síň zaveden do plicní tepny. Na špičce takového katétru se nachází malý balónek, za kterým je umístěn snímač (termistor nebo optický senzor) a ve specifické vzdálenosti od něj se nachází otvor pro vpravení indikační látky do pravé síně. Dále jsou po obvodu se specifickým odstupem umístěny kontrolní značky určené ke sledování hloubky zasunutí, tedy dosažení cílové pozice pro měření diluce.



Obr. 1.1 – Swan-Ganz katétr

Měření je provedeno následovně. Katétr je vpraven přes kůži do horní duté žíly. Jakmile špičkou dosáhne horní duté žíly (kontrolováno pomocí rysek), balónek je nafouknut, což následně způsobí jeho rychlý přesun přes pravou síň, pravou komoru do plicní tepny. Následně je do krevního oběhu, přes otvor nacházející se v pravé síni, vpraveno určité množství indikačního roztoku. Tento roztok se postupně mísí s krví → probíhá diluce, jejíž velikost je snímána v plicní tepně a následně přepočítána na hodnotu srdečního výdeje.

V případě **thermodiluce** je jako indikační roztok požit 5% roztok glukózy, případně 0.9% roztok NaCl pokojové teploty. U dospělých subjektů se jedná zpravidla o 10 ml. Snímán je zde právě teplotní pokles v plicní tepně způsobený dilucí [3]. Závislost teplotních změn bývá velmi často znázorněn v podobě thermodiluční křivky. Příklad takové křivky je znázorněn na Obr. 1.2 [3].



Obr. 1.2 – Příklad thermodiluční křivky

Hodnota srdeční výdeje je pak počítána pomocí **Stewart-Hamiltonovy** rovnice:

$$CO = \frac{V_I \cdot (T_B - T_I) K_1 K_2}{A} \quad (1.2)$$

kde V_I je objem indikačního roztoku, T_B je teplota krve v plicní tepně, T_I je teplota vstřikovaného roztoku, K_1 je hustotní faktor (injektor/krev), K_2 je výpočetní konstanta sondy (daná výrobcem) a A je plocha pod thermodiluční křivkou.

Princip **barvivové diluce** je obdobný, s tím rozdílem že jako indikační roztok je zde použito barvivo → indokyanidová zeleň ředěná roztokem NaCl, jejíž toxicita je poměrně nízká. Snímána je koncentrace barviva obsaženého v krvi v plicní tepně. Z důvodu určité toxicity indikačního roztoku není toto měření možné provádět opakovaně [4].

1.2.2 Fickova metoda

Srdeční výdej je v tomto případě počítán z rozdílu nasycení kyslíkem venózní krve přitékající do plic a arteriální krve odtékající z plic, a z množství kyslíku přijatého organismem. V podstatě se jedná o aplikaci zákona zachování hmoty. Tento předpoklad vznesl již v roce 1870 Adolf Fick [4].

Množství kyslíku přijatého organismem je měřeno pomocí spirometru, který obsahuje CO_2 absorbér. Nasycení krve kyslíkem je měřeno pomocí analyzátoru krevních plynů ze vzorků krve [4].

Opět je nutná katetrizace, ale do krevního oběhu není vpravován žádný indikační roztok. Toxicita je tedy nulová. Negativem je však časová náročnost a nutnost stabilních hemodynamických podmínek. Tuto metodu lze označit jako jednu z nejpresnějších [4].

1.2.3 Dopplerovská echokardiografie

Úvodem je vhodné podotknout, že se jedná o neinvazivní metodu. Nedochází k žádné zátěži organismu měřeného subjektu.

Principem je měření rychlosti krve (BV) v nejužší části aorty (rychlost je zde nejvyšší). Z těchto hodnot je možné po vynásobení dobou výdeje levé komory (LVET) získat velikost tepového objemu (SV):

$$SV = BV \cdot LVET \cdot A \quad (1.3)$$

kde A je průřez aorty v daném místě.

K získání rychlosti krve se využívá Dopplerovského efektu → jevu změny vlnové délky vlnění vlivem pohybu odražeče, jímž jsou v tomto případě formované krevní elementy, zejména červené krvinky. Pro toto měření jsou používány dvě ultrazvukové sondy. První z nich je použita k měření průřezu aorty, kdežto druhá k měření průtokové rychlosti krve. Pracovní frekvence druhé sondy bývá obvykle 2,5 MHz.

Z důvodu nutnosti přesného umístění a natočení ultrazvukových hlavic, vyžaduje tato metoda velice zkušený obslužný personál. Úspěšnost je rovněž závislá na příznivých podmínkách pro snímání signálu. Měření lze provádět pouze v klidové poloze.

1.2.4 Bioimpedanční metoda

V tomto případě je k odhadu velikosti CO, respektive SV, využito bioimpedančního signálu hrudníku, který mimo jiné reprezentuje jeho plnění krví. Tato metoda je dále podrobně rozebrána v kapitole 2.

2 BIOIMPEDANČNÍ METODA A SIGNÁL

2.1 Výpočet srdečního výdeje bioimpedanční metodou

Jednou z možností jak neinvazivně získat odhad srdečního výdeje, respektive tepového objemu (SV), je využitím bioimpedanční metody. Mezi pozitiva patří především nízké nároky na odbornost a praktické zkušenosti personálu, který obsluhuje dané měření a, jak již bylo řečeno, neinvazivnost této metody. Za výhodu lze považovat i možnost měření v jakékoliv poloze těla a také při zátěži. Neinvazivnost je však zcela zásadní, jelikož umožňuje sledovat změny srdečního výdeje v průběhu léčby u rizikových pacientů bez nutnosti katetrizace. Je však nutné podotknout, že přesnost může být do značné míry limitována [19].

V současné době je tato metoda výpočtu CO neustále zdokonalována a tato oblast je stále předmětem výzkumu, což dokazuje velké množství vědeckých prací zabývajících se touto tematikou (např. [2], [13]-[21]).

2.1.1 Počátky bioimpedanční kardiografie

V roce 1932 Atzler a Lehmann poprvé naznačili, že změny impedance hrudníku mohou být důsledkem pulsace krve v průběhu srdečního cyklu [12]. Na jejich myšlenku navázal v roce 1950 Jan Nyboer, který navrhl první aplikovatelný paralelní vodivostní model, jež se stal základem impedanční pletysmografie. Tento model byl postaven na výpočtu objemových přírůstků krve $\Delta V(t)$ a tomu odpovídajících úbytků impedance $\Delta Z_b(t)$ v oblastech těla, které mohou být označeny jako válcové (ruce, nohy):

$$\Delta V_b(t) = \rho \frac{L^2}{\Delta Z_b(t)} \quad (2.1)$$

kde ρ je statická specifická resistance krve, která byla zpočátku stanovena na 150 Ωcm [3], L je délka měřené válcové části těla, která se nachází mezi měřicími elektrodami, $\Delta Z_b(t)$ je změna impedance způsobena pulsací krve.

Vzhledem k tomu, že velké arterie končetin jsou obklopeny svaly a vazivovou tkání, musela být formulace $\Delta Z_b(t)$ více specifikována s ohledem na paralelní kombinaci statické impedance tkáně a dynamické impedance pulsující krve. S využitím toho, že

$$Z(t) - Z_0 = \Delta Z_b(t) \quad (2.2)$$

a s využitím rovnice reciprocit pro paralelní impedance lze vztah 2.20 upravit na tvar [13]:

$$\Delta Z_b(t) = \frac{Z_0 \cdot Z(t)}{Z_0 - Z(t)} \cong \frac{Z_0^2}{-\Delta Z_b(t)} \quad (2.3)$$

Pokud nyní dosadíme pravou stranu rovnice 2.3 do vztahu 2.1, získáme konečnou podobu Nyboerovi formulace pro měření změn objemu krve v končetinách:

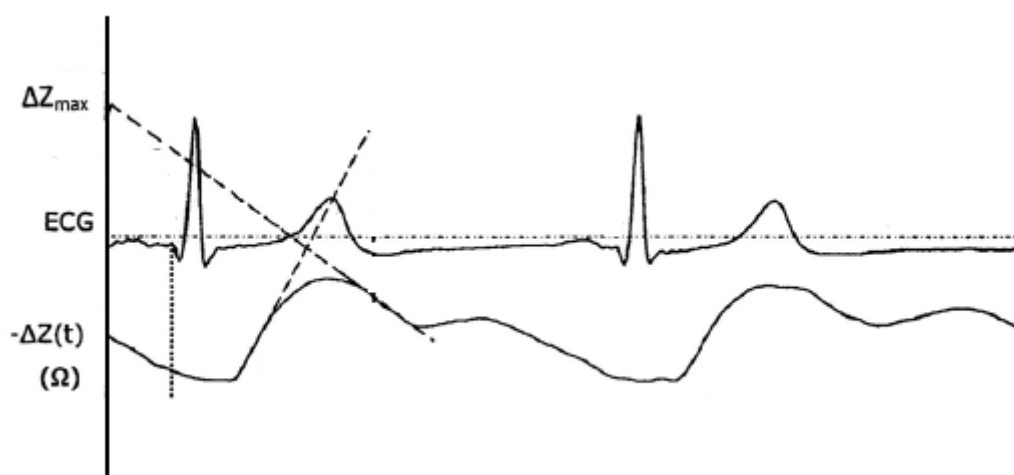
$$\Delta V_{b(\max)}(t) = -\rho \frac{L^2}{Z_0^2} \Delta Z_{\max} \quad (2.4)$$

kde ΔZ_{\max} je hodnota maxima zpětně extrapolovaného kardiogenního pulzu bioimpedance, Z_0 odpovídá statické impedanci tkáně a L je vzdálenost mezi měřicími elektrodami (délka měřeného úseku).

Vzorec pro výpočet SV má tedy následující tvar:

$$SV = -\rho \frac{L^2}{Z_0^2} \Delta Z_{\max} \quad (2.5)$$

Tato formulace se následně stala základem pro výpočet SV v mnoha modifikacích.



Obr. 2.1 – Zpětná extrapolace $\Delta Z(t)$ pro Nyboerovu metodu [13]

2.1.2 Kubíčková metoda

Ukázalo se, že zpětnou extrapolací $\Delta Z(t)$ vzniká při výpočtu SV poměrně velká chyba. Na základě tohoto poznatku publikoval, v roce 1974 v rámci projektu GEMINI, Kubíček se svými spolupracovníky vhodnější variantu výpočtu SV s využitím bioimpedančního signálu [13].

Tato metoda spočívá v maximální systolické dopředné extrapolaci $\Delta Z(t)$, kde dochází k vynásobení $\Delta Z'$ (dopředné extrapolaci) dobou výdeje levé komory – LVET, tj.:

$$\Delta Z_{\max} = \Delta Z' \cdot LVET \quad (2.6)$$

kde $\Delta Z'$ je maximální systolický nárůst záporné derivace impedance použitý při manuální extrapolaci, který má konstantní směrnici po celou ejekční dobu [13].

Kubíček jako první definoval dZ/dt_{\max} jako velikost největší záporné derivační změny $Z(t)$ působící během systoly v Ω/s . A následně stanovil, že

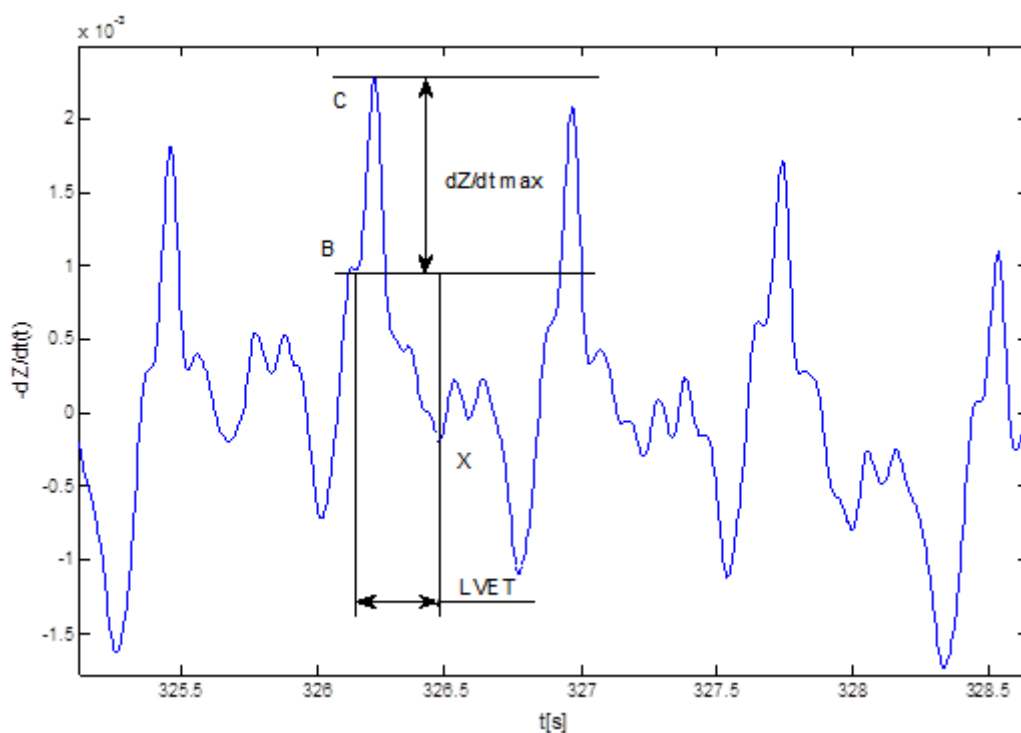
$$\Delta Z_{\max} = \frac{dZ}{dt_{\max}} \cdot LVET \quad (2.7)$$

Dosazením 2.22 do 2.5 získáme původní **Kubíčkovu** rovnici:

$$SV = \rho \left(\frac{L^2}{Z_0^2} \right) LVET \frac{dZ}{dt_{\max}} \quad (2.8)$$

kde ρ je statická specifická resistence krve, která byla zpočátku stanovena na $150 \Omega\text{cm}$ [3]. Je však známo, že velikost ρ je závislá na obsahu hematokritu v krvi. Experimentálně bylo zjištěno, že v rozmezí hodnot hematokritu od 26% do 66% zůstala hodnota ρ prakticky konstantní na $135 \Omega\text{cm}$ [13]. L je vzdálenost mezi měřicími elektrodami v cm, Z_0 je statická impedance tkáně hrudníku (Ω) a LVET je doba ejekce levé komory, tedy doba mezi otevřením a uzavřením aortální chlopně.

Na Obr. 2.2 je znázorněn průběh $-dZ/dt$, kde je výchozí bod B spojován s otevřením aortální chlopně, bod C představuje hlavní nárůst záporné derivace impedance během systoly, a bod X je spojován s uzavřením aortální chlopně. LVET je reprezentován časovým intervalem mezi body B a X. Velikost dZ/dt_{\max} je pak dána rozdílem amplitud mezi body B a C [3].



Obr. 2.2 – Příklad průběhu $-dZ/dt$

2.1.3 Šrámkova metoda

Modifikace Kubičkovy rovnice spočívala především v úpravě části, která reprezentuje model hrudníku, v Kubičkově případě válcový (Obr. 2.6). Šrámkův model je reprezentován geometrickým jehlanem, popřípadě komolým kuželem [13]. Úplné matematické odvození tohoto modelu je uvedeno v [13].

Šrámkova modifikace SV má tvar:

$$SV = \frac{L^3}{4,25} \left(\frac{dZ / dt_{\max}}{Z_0} \right) LVET \quad (2.9)$$

kde L je vzdálenost měřících elektrod, a 4,25 je experimentálně získaná konstanta.

2.1.4 Šrámek-Bernsteinova metoda

Tato metoda je pouhým doplněním Šrámkovi rovnice (2.9), proto bývá také nazývána jako Šrámek–Bernsteinova formulace SV. Bernsteinova modifikace předpokládá, že SV není pouze funkcí délky hrudníku L , ale také celkové tělesné stavby pacienta. Uvažuje tedy i tělesnou hmotnost a výšku měřeného subjektu.

$$SV = \delta \frac{L^3}{4,25} \left(\frac{dZ / dt_{\max}}{Z_0} \right) LVET \quad (2.10)$$

kde L je vzdálenost měřících elektrod, v tomto případě uvažovaný jako 17% výšky měřeného subjektu, δ je korekční faktor odpovídající celkové tělesné stavbě pacienta, která ovlivňuje proudění krve v krevním řečišti [13].

$$\delta = \sqrt{(BIM_p / 24)} \quad (2.11)$$

kde BIM_p je hmotnostní index subjektu:

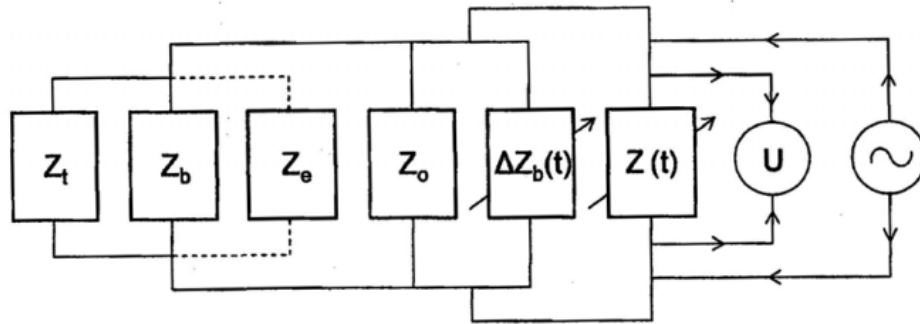
$$BIM_p = \frac{m}{h^2} \quad (2.12)$$

kde m (kg) je hmotnost a h (m) je výška pacienta. V ideálním případě je roven 24 kg/m^2 .

2.1.5 Nová Bernsteinova metoda

Podstata Bernsteinovy nové formulace výpočtu SV spočívá jak v modifikaci vodivostního modelu hrudi, zde označený jako V_{EPT} , tak v modifikaci části rovnice odpovídající impedančním změnám způsobených pulsací krve. V_{EPT} reprezentuje objem vodivé tkáně hrudníku.

Tento model na rozdíl od všech předchozích předpokládá, že Z_0 je reprezentována paralelním spojením multi-kompartmentové statické impedance všech tkání hrudníku Z_t ($400\Omega\cdot\text{cm} - 10^{20}\Omega\cdot\text{cm}$), impedance krve Z_b ($100\Omega\cdot\text{cm}-180\Omega\cdot\text{cm}$) a impedance extravaskulární plicní vody (EVLW) Z_e ($60\Omega\cdot\text{cm}-70\Omega\cdot\text{cm}$) [14]. Podstatnou se zde stává právě Z_e , kterou předchozí metody neuvažovaly. Schéma takového modelu je znázorněno na Obr. 2.3 [14].



Obr. 2.3 – Rozšířený paralelní model vodivosti hrudníku

Pro Z_0 tedy platí:

$$\frac{1}{Z_0} = \frac{1}{Z_t} + \frac{1}{Z_b} + \frac{1}{Z_e} \quad (2.13)$$

Velikost V_{EPT} je pak počítána podle 2.14, přičemž mohou nastat dva různé případy, které jsou závislé na EVLW.

$$V_{EPT} = \frac{V_{ITBV}}{\xi^2} \quad (2.14)$$

U subjektů bez nadměrného EVLW, tedy pokud $Z_0 \geq 20\Omega$, odpovídá $\xi=1$. V tomto případě velikost V_{EPT} odpovídá pouze V_{ITBV} , což je intrathorakální objem krve, který je počítán jako:

$$V_{ITBV} = 16W^{1.02} \quad (2.15)$$

kde W (kg) je hmotnost daného subjektu.

Pokud je $Z_0 < 20\Omega$, pak podle vztahu 2.16 platí že $0 < \xi < 1$.

$$\xi = \frac{Z_C^2 - Z_C Z_0 + K}{2Z_C^2 + Z_0^2 - 3Z_C Z_0 + K} \quad (2.16)$$

kde Z_C je kritická hodnota impedance Z_0 , $Z_C=20 \Omega$, Z_0 je statická impedance tkáně hrudníku a K je triviální konstanta $\rightarrow 0$ [13].

Bernstein při modelování SV vycházel z předpokladu, že dZ/dt_{\max} je elektrodynamický ekvivalent střední aortální akcelerace krve, a SV je počítán ze středního ohmické rychlosti podle 2.17 [13].

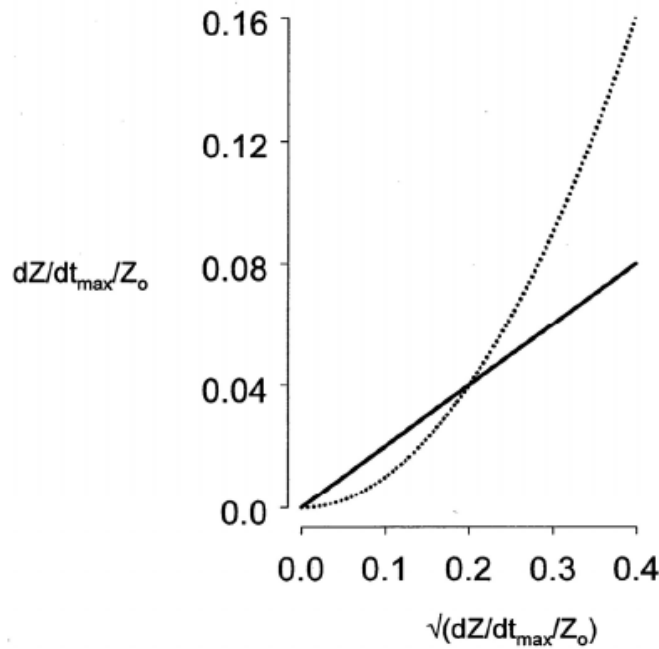
$$SV = \pi r^2 \int_{t_0}^{t_1} v(t) dt = \pi r^2 \cdot \bar{v} \cdot LVET \quad (2.17)$$

πr^2 zde představuje průřez aorty, \bar{v} střední ohmickou rychlost krve a $LVET$ dobu výdeje levé komory (časový interval mezi t_0 a t_1).

K získání střední ohmické rychlosti krve je nutné provést odmocnění středního zrychlení normovaného podle Z_0 , tedy $(dZ/dt_{\max}) / Z_0$. Po dosazení do 2.17 získáme Bernsteinovu rovnici pro výpočet SV.

$$SV = V_{EPT} \sqrt{\frac{dZ/dt_{\max}}{Z_0}} LVET = \frac{V_{ITBV}}{\xi^2} \sqrt{\frac{dZ/dt_{\max}}{Z_0}} LVET \quad (2.18)$$

Závislost normovaných hodnot střední ohmické rychlosti krve ($\sqrt{(dZ/dt_{\max})/Z_0}$) a středního ohmického zrychlení ($(dZ/dt_{\max})/Z_0$) je tedy parabolická a její příklad je znázorněn na Obr. 2.4[13].



Obr. 2.4 – Příklad závislosti $\sqrt{(dZ/dt_{\max})/Z_0}$ a $(dZ/dt_{\max})/Z_0$

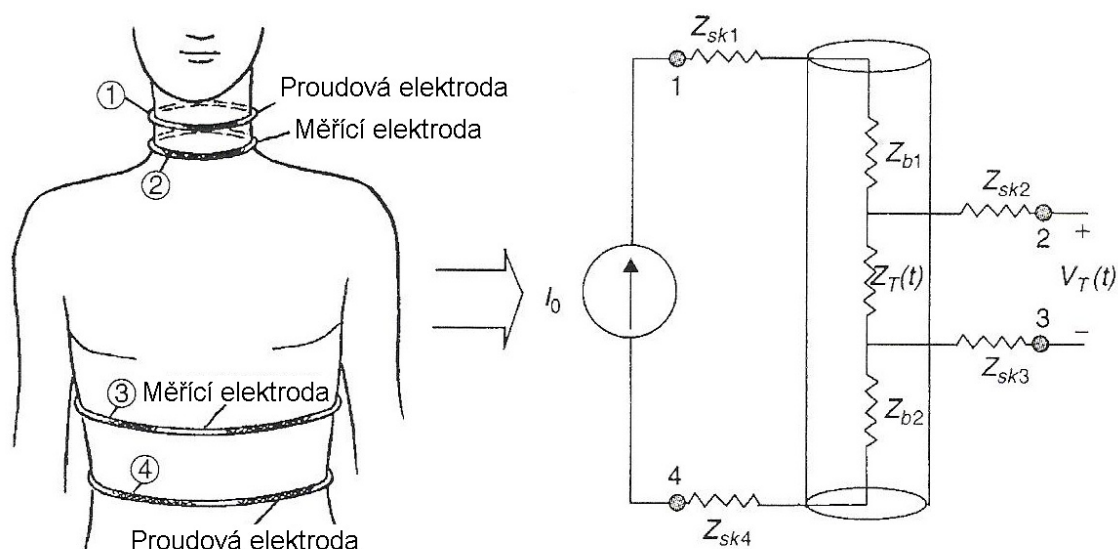
2.2 Měření bioimpedančního signálu

Pro všechny výše uvedené metody je zásadní nutnost mít k dispozici bioimpedanční signál. Základem měření bioimpedance je zcela pochopitelně Ohmův zákon. Tedy velikost impedance určitého objektu, jímž prochází proud, je přímo úměrná velikosti úbytku napětí na tomto objektu.

Na hrudník (či jinou požadovanou část těla) jsou umístěny dva páry elektrod, proudové a měřicí. Mezi proudovými elektrodami protéká přes subjekt proud, řádově stovky μA až jednotky mA , s frekvencí v rozsahu 30 až 100 kHz. Současně je měřicími elektrodami, které se nachází mezi proudovými, snímána velikost napětí. Toto napětí je následně snadno přepočitatelné, pomocí Ohmova zákona, na impedanci:

$$Z_t = \frac{U_t}{I_t} \quad (2.19)$$

Konfiguraci elektrod čtyř-elektrodové metody je znázorněna na Obr. 2.5 [3].



Obr. 2.5 – Čtyřelektrodová metoda měření bioimpedance

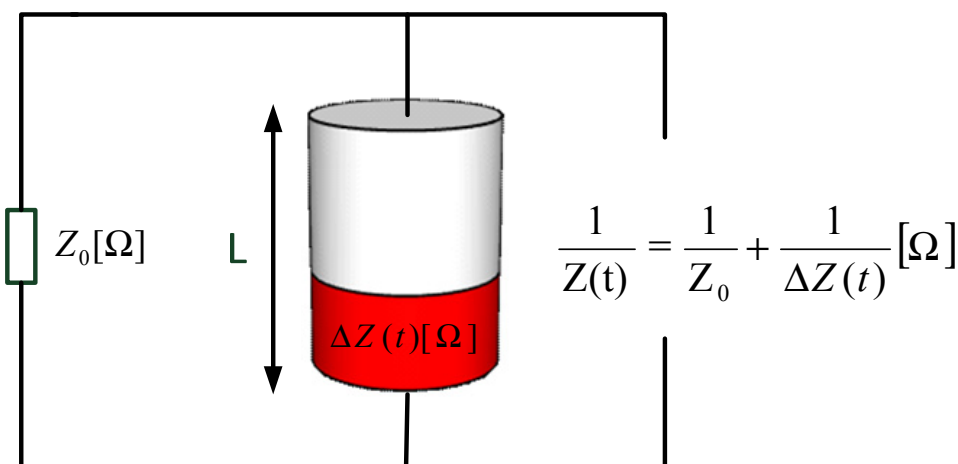
V měřeném obvodu se však kromě impedance hrudníku (Z_{b1} , Z_{b2} a $Z_T(t)$) projeví i kombinace impedancí daných přechodovým odporem elektrod a kůže (Z_{sk1} , Z_{sk2} , Z_{sk3} a Z_{sk4}). Vzhledem k tomu, že zdroj proudu připojený k elektrodám 1 a 4 má v ideálním případě nekonečně velký odpor, lze impedance Z_{sk1} a Z_{sk4} považovat za zanedbatelné. Z důvodu eliminace Z_{sk2} a Z_{sk3} jsou elektrody 2 a 3 připojeny k diferenčnímu zesilovači. Jelikož do zesilovače teče zanedbatelný proud je úbytek napětí na Z_{sk2} a Z_{sk3} téměř shodný a v rozdílovém zapojení tedy zanedbatelný.

2.3 Vlastnosti bioimpedančního signálu

Vzhledem k tomu, že lidské tělo je složeno především z vodivé tkáně, která obsahuje velké množství tekutin, tedy elektrolyt, má i svoji specifickou impedanci $Z(t)$. Tuto impedanci lze uvažovat jako paralelní kombinaci dvou základních složek, kterými jsou konstantní impedance Z_0 (22Ω – 45Ω) a časově proměnná složka $\Delta Z(t)$ (0.1Ω – 0.2Ω) [14].

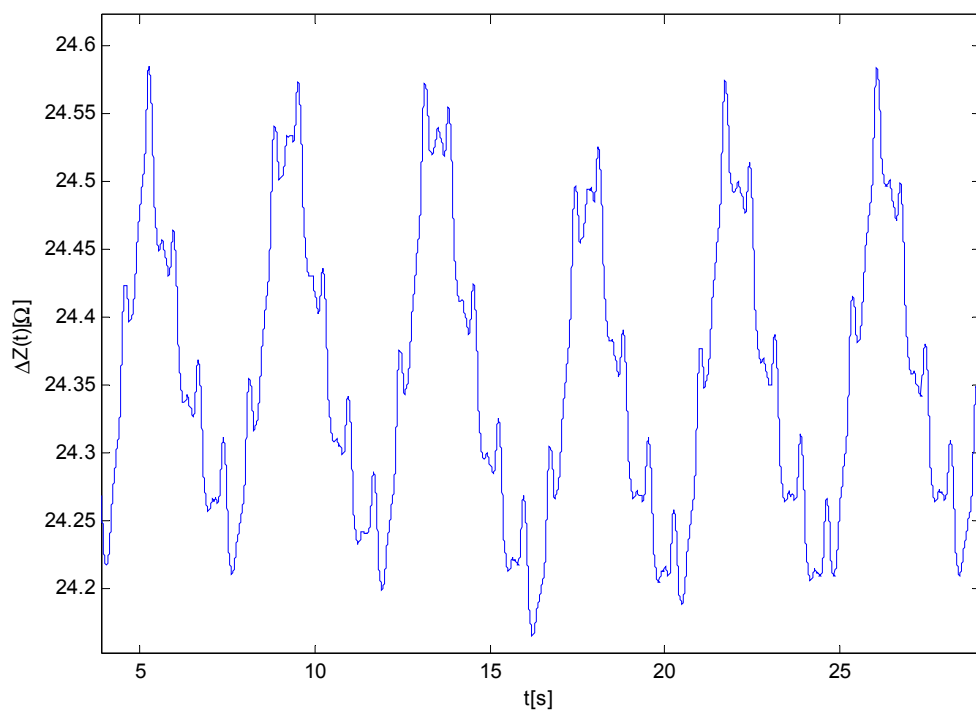
$$\frac{1}{Z(t)} = \frac{1}{Z_0} + \frac{1}{\Delta Z(t)} \quad (2.20)$$

Velikost Z_0 je zcela individuální a je dána zejména tělesnou stavbou subjektu → obsahem tuku, kostí a další tkáně, u které dochází jen k minimálním (téměř nepatrným) změnám jejich vodivosti v průběhu srdečního cyklu. Časově proměnná složka impedance $\Delta Z(t)$ je reprezentována především naplněním sledované části těla krví a pulzací krve v krevním řečišti. V závislosti na místě měření mohou být zahrnuty i jiné faktory ovlivňující $\Delta Z(t)$, například plnění plic krví v závislosti na respiraci a podobně. Nejjednodušeji si lze impedanci části těla $Z(t)$ představit jako tzv. sloupcový paralelní model (Obr. 2.6).



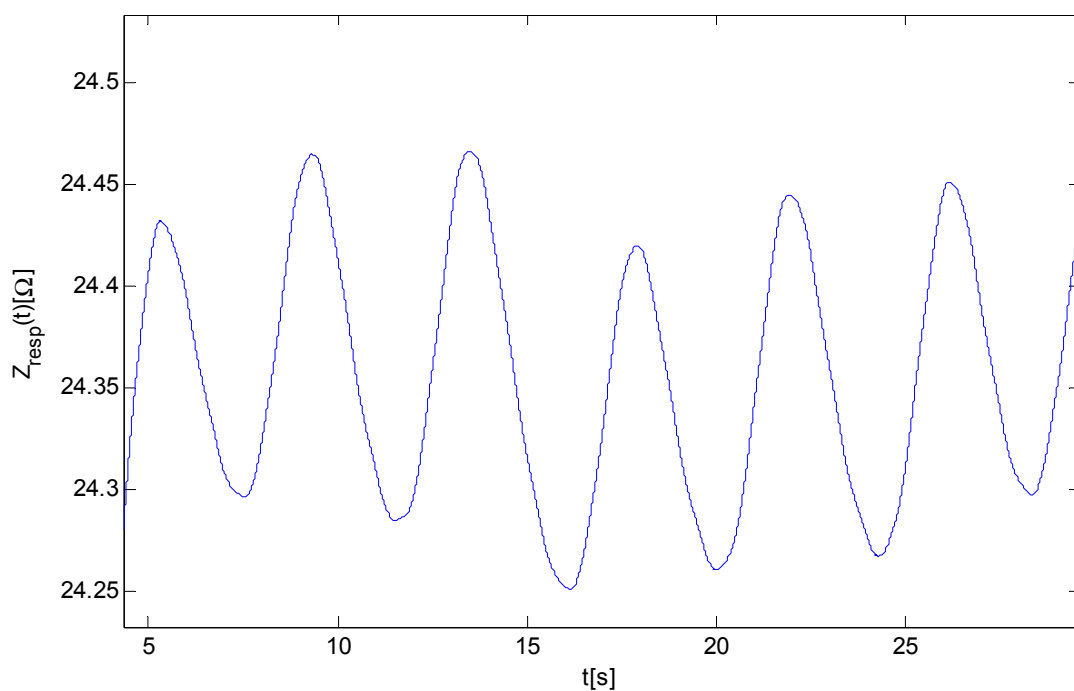
Obr. 2.6 – Paralelní sloupcový model hrudi

Tento model byl sestaven pro reprezentaci hrudní bioimpedance sloužící k odhadu srdečního výdeje. V rámci $\Delta Z(t)$ se zde nejvíce projeví pomalé změny způsobené respirací, respektive plněním plic krví a v neposlední řadě pulsace krve aortou (Obr. 2.7).

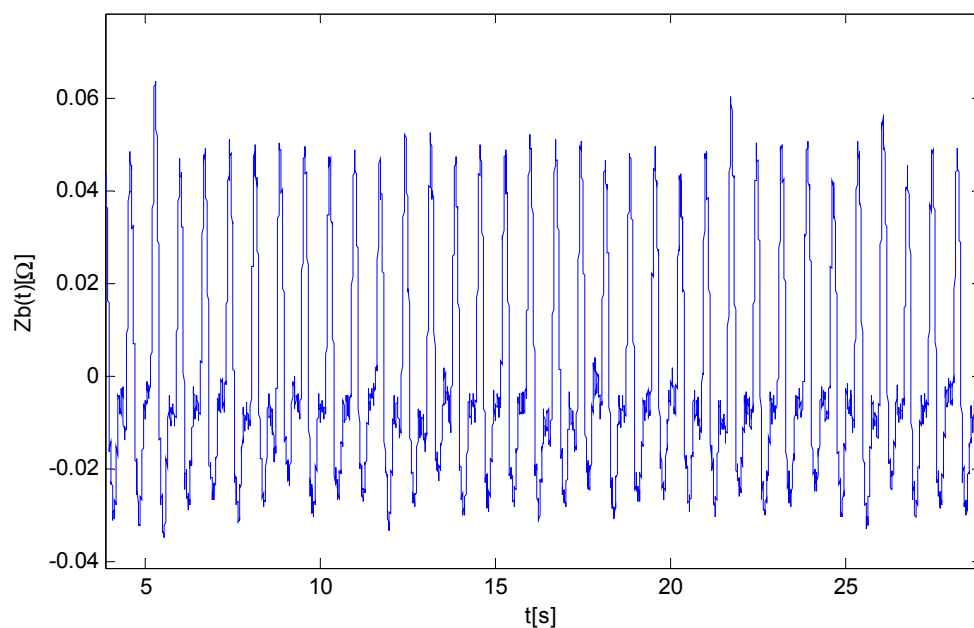


Obr. 2.7 – Příklad průběhu $Z(t)$

Tyto dvě složky lze poměrně snadno oddělit na základě jejich frekvenčních vlastností. K získání respirační složky lze použít filtr typu dolní propust s mezní frekvencí okolo 1 Hz (nižší, než minimální tepová frekvence). Příklad odděleného respiračního signálu je znázorněn na Obr. 2.8, příklad impedančních změn způsobených pulzací krve na Obr. 2.9.



Obr. 2.8 – Příklad impedančních změn způsobených respirací



Obr. 2.9 – Příklad impedančních změn způsobených pulzací krve

Impedanční změny způsobené pulzací krve v aortě lze popsat následovně:

$$\Delta Z(t) = \rho(t) \cdot \frac{L}{S(t)} \quad (2.21)$$

kde $S(t)$ je plocha průřezu aorty, L je délka měřeného úseku (vzdálenost mezi měřicími elektrodami) a $\rho(t)$ je specifická resistence krve. Pokud budeme uvažovat spíše objemové změny, pak:

$$\Delta Z(t) = \rho(t) \cdot \frac{L^2}{V(t)} \quad (2.22)$$

Výše zmíněný signál (Obr. 2.9) je společně se Z_0 využit k výpočtu CO.

3 VÝPOČET CO V PROSTŘEDÍ MATLAB

V této kapitole je možné se seznámit s přípravou měřených dat, výpočetními algoritmy a obsluhou programového vybavení, které bylo v rámci této práce navrženo a použito pro výpočet srdečního výdeje bioimpedanční metodou.

3.1 Měření jednotlivých signálu

Signály využívané pro tuto práci byly měřeny dvěma různými akvizičními systémy, z nichž jeden měřil analogové signály a druhý byl digitální. Tyto systémy jsou tvořeny následujícími sestavami:

a) akviziční systém pro snímání analogových signálů:

- Phonocardiograph ISIBrno
- ECG12 ISIBrno
- FINAPRES TM BP Monitor OHMEDA 2300
- SPACELAB ULTRAVIEW SL
- ScopeWin
- AnnaLab MI-2

b) akviziční systém pro snímání digitálních signálů:

- Impedance Cardiography ISIBrno

Podstatou celého měření bylo, že měřeným subjektům byla postupně dle měřícího protokolu přepínána frekvence stimulace implantovaných kardiostimulátorů. Přepnutí frekvence probíhalo vždy po 6 minutách v pořadí 80, 120, 100, 80, 100, 80, 120, 80 tepů/min. V některých případech byla na začátku a konci celého měření provedena stimulace na 60 tepů/min. Měřící protokol (Obr. 3.1) obsahuje kromě údajů o stimulaci také identifikační údaje pacienta (jméno, příjmení a rok narození), výšku a hmotnost pacienta, datum měření, krevní tlak před měřením (Tlak 1) a krevní tlak po ukončení měření (Tlak 2), vzdálenost jednotlivých elektrod použitých při snímání bioimpedance.

.... HR

Jméno a příjmení :

ročník: Datum měření :

Tlak1/..... Tlak2/.....

L1 L2 L3 L4 P cm,

Výška/Váha/..... cm/kg

STIMULACE:

.....

.....

.....

.....

.....

.....

60 HR na začátku: na konci


```

graph TD
    HR[HR bpm] --> HR1[80]
    HR --> HR2[120]
    HR --> HR3[80]
    HR --> HR4[100]
    HR --> HR5[80]
    HR --> HR6[100]
    HR --> HR7[80]
    HR --> HR8[120]
    HR --> HR9[80]
    HR1 --> T1["0-2 min UNIPOL  
2-6 min RIPOL  
1"]
    HR2 --> T2["6-12 min  
2"]
    HR3 --> T3["12-18 min  
3"]
    HR4 --> T4["18-24 min  
4"]
    HR5 --> T5["24-30 min  
5"]
    HR6 --> T6["30-36 min  
6"]
    HR7 --> T7["36-42 min  
7"]
    HR8 --> T8["42-48 min  
8"]
    HR9 --> T9["48-54 min  
9"]
  
```

Obr. 3.1 – Měřicí protokol

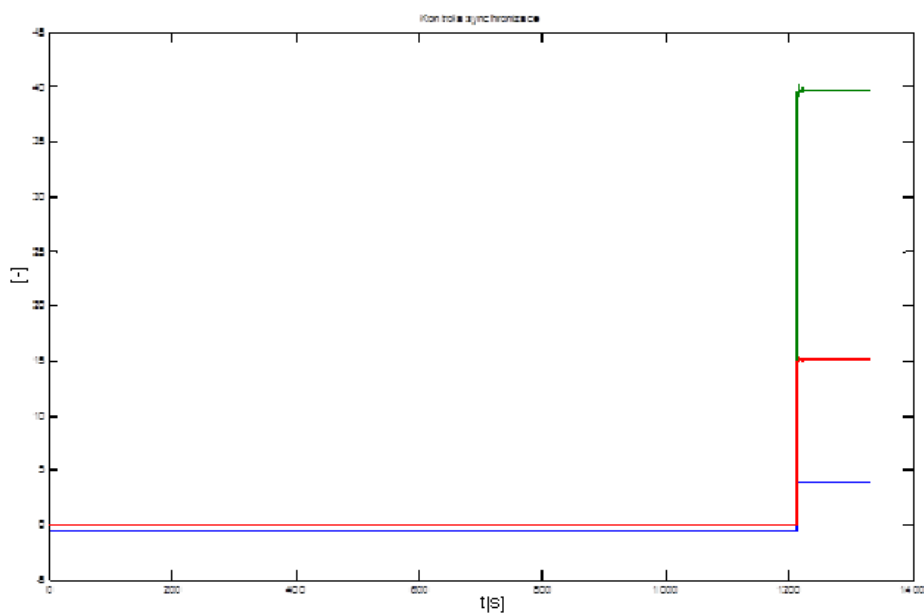
3.2 Předzpracování jednotlivých signálu

Je zřejmé, že pro jakoukoliv následující práci je nutné signály měřené analogovým akvizčním systémem nejprve digitalizovat, a to pomocí A/D převodníku.

Jedná se o:

- srdeční ozvy
- EKG – 12 standardních svodů
- kontinuální krevní tlak

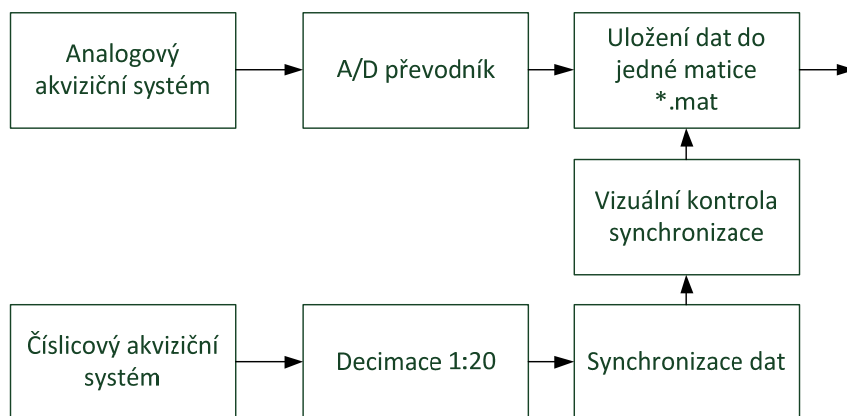
Bioimpedanční signál byl měřen digitálně ve dvou svodech (hrudník a levá noha), žádný převod tedy nebyl nutný. Byla však nutná decimace tohoto signálu v decimálním poměru 1:20 - na vzorkovací frekvenci 500 Hz - a následně synchronizace obou kanálů bioimpedance se signály analogovými měřeními systémem annalab2 pomocí synchronizačního signálu. Výsledek synchronizace obou kanálů bioimpedance, respektive detail synchronizovaných signálů, je znázorněn na Obr. 3.2 – modře synchronizační signál, červeně 2. kanál bioimpedance, zeleně 1. kanál bioimpedance.



Obr. 3.2 – Synchronizace jednotlivých kanálů bioimpedance

V tomto okamžiku je možné všechny signály sloučit do jedné matice a uložit do souboru *.mat, čímž bude značně zjednodušena následující práce s těmito signály. Název souboru je volen v závislosti na čísle pacienta a typu měření. Pro tuto studii to může být například 042_all.mat.

Celé zpracování symbolicky znázorňuje blokové schéma na Obr. 3.3.

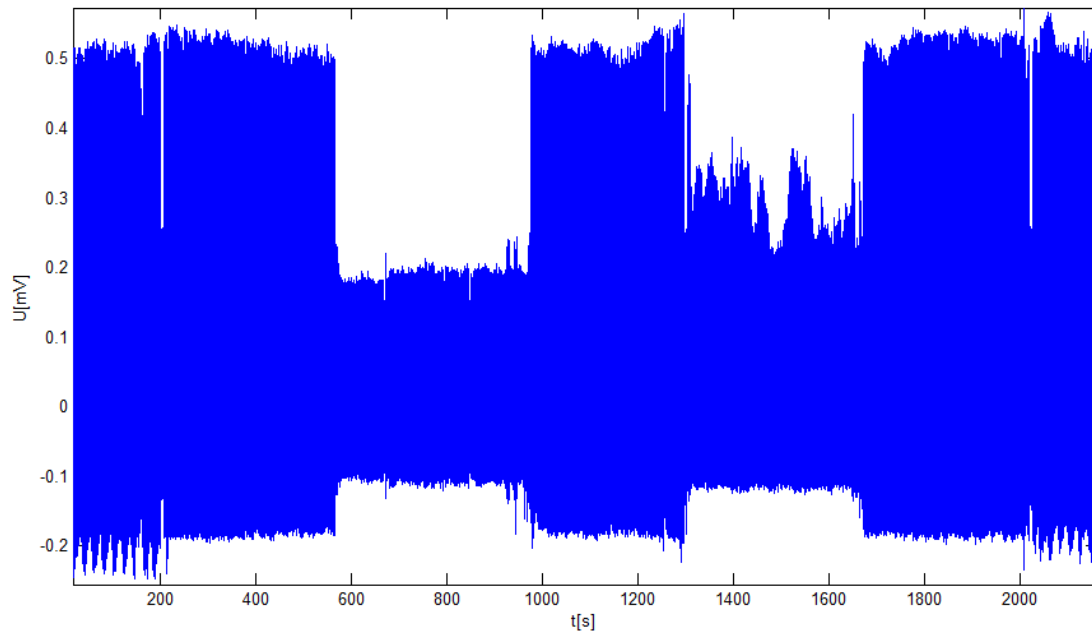


Obr. 3.3 – Blokové schéma algoritmu pro přípravu dat

Jak již počet přístrojů a signálů využitých v této práci napovídá, byly měřeny i jiné signály, které byly využity v rámci jiné studie na ÚPT AVČR a pro tuto práci jsou nepoužité.

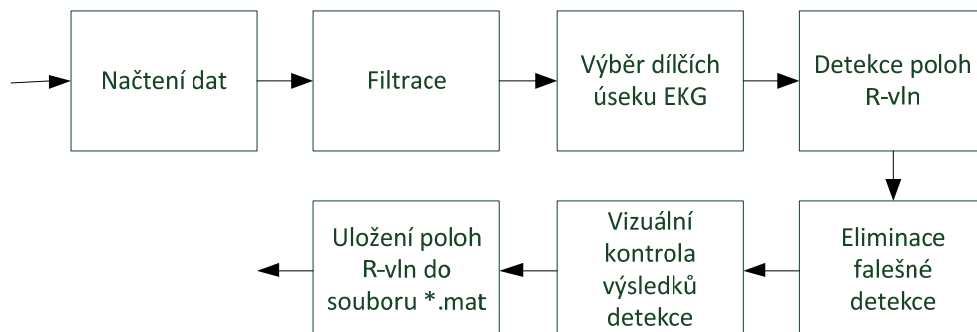
3.3 Detekce R-vln

Vzhledem k tomu, že subjektům, jejichž data jsou výchozí pro tuto práci, byla postupně přepínána frekvence kardiostimulátorů, je zcela zřejmé, že se tyto změny musely projevit v signálu EKG. Nedocházelo však pouze ke změnám tepové frekvence, ale v mnoha případech se skokově změnila i amplituda a tvar signálu. Příklad takového EKG signálu je vyobrazen na Obr. 3.4.

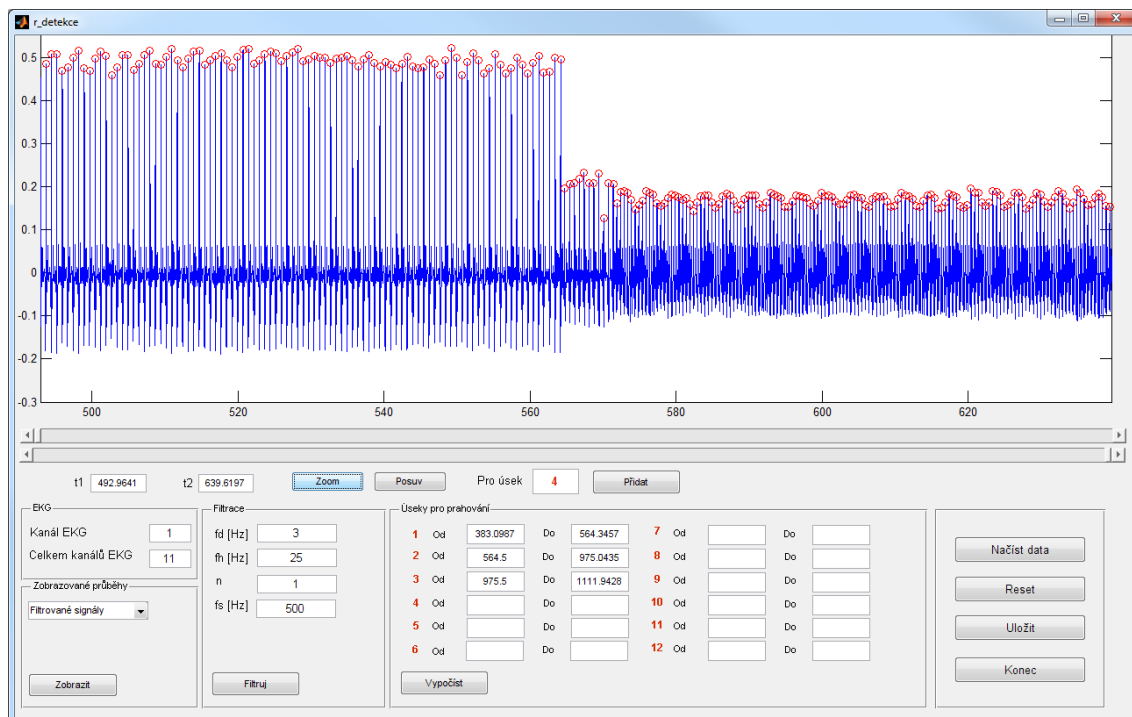


Obr. 3.4 – Příklad průběhu EKG

Tyto změny signálu byly však pro každý subjekt zcela individuální. Z tohoto důvodu nebylo možné použít standardní jednoduché metody detekce R-vln. Pro větší přehled a zjednodušení bylo vytvořeno další programové vybavení (Obr. 3.6) umožňující detekci R-vln v jednotlivých úsecích signálu samostatně. Zjednodušené blokové schéma tohoto programového prostředí je vyobrazeno na Obr. 3.5.



Obr. 3.5 – Blokové schéma programového prostředí pro detekci R-vln



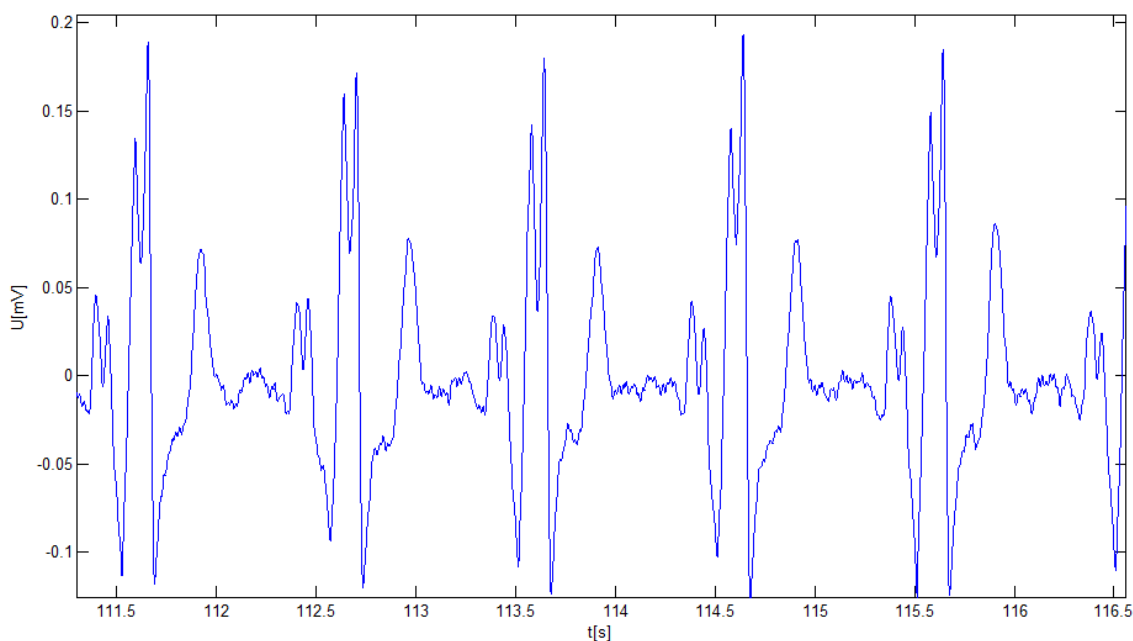
Obr. 3.6 – Uživatelské prostředí programu pro detekci R-vln

Základní algoritmus detekce R-vln je v tomto programovém vybavení založen na prahování vhodně upraveného signálu z ručně vybraných úseků, ve kterých nedochází ke skokovým změnám amplitudy. V konkrétním vybraném úseku je vypočtena směrodatná odchylka jak kladné, tak záporné části signálu. Následně jsou směrodatné odchylky porovnány a ta část signálu, která má nižší směrodatnou odchylku je nulována. Tento přístup je však korektní pouze v případě, že R-vlna je výraznější než S-vlna, což u svodů, s nimiž je zde počítáno vždy splněno. Tímto krokem bude eliminováno velké množství rušivých skoků v signálu, které by zkomplikovaly detekci R-vln v případech náhlých lokálních změn amplitudy R-vln v konkrétním úseku EKG. Další úprava signálu spočívala v umocnění druhou mocninou, čímž je dosaženo zvýraznění R-vln vůči ostatním komponentám signálu EKG. Práh pro prahování dílčích částí signálu je vypočten jako trojnásobek střední hodnoty signálu v daném úseku po výše uvedených úpravách. K samotnému prahování je použita matlabovská funkce `findpeaks` v následujícím tvaru:

```
[pks,r_loc1] = findpeaks(x1,'minpeakheight',prah1);
```

Kde `x1` je úsek signálu vybraný pro detekci R-vln, `'minpeakheight'` je volba typu hledání maxim pomocí prahování s minimální amplitudou signálu `prah1`. Polohy nalezených extrémů jsou uloženy do vektoru `r_loc1`. Vektor `pks` obsahuje amplitudy nalezených extrémů, ty jsou však pro další výpočet nepodstatné. Stejným způsobem jsou nalezeny R-vlny ve všech vybraných úsecích, a následně jsou seřazeny do jednoho vektoru a uloženy do souboru `*.mat`.

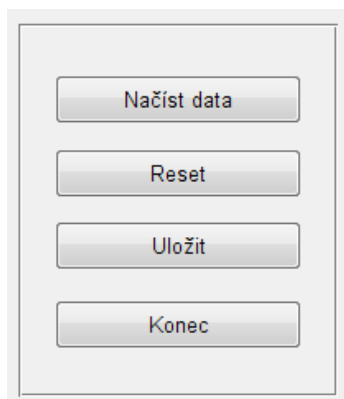
U některých subjektů se v signálech EKG objevoval tzv. notching QRS komplexu (Obr. 3.7). Tento jev bývá způsoben buď ramíkovou bloádou, přerušením srdečního převodního systému nebo ischemickou chorobou srdeční (ICHS). Z důvodu korektnosti detekce bylo nutné zabezpečit, aby vlna R' nebyla detekována. Za tímto účelem je po prahování v celém souboru úseků počítána tepová frekvence. V případě, že přesáhne hodnotu 130 tep/min je pomocí jednoduchého algoritmu příslušná pozice R-vlny nulována. Na počátku tohoto algoritmu je vytvořen pomocný vektor, stejné délky jako vektor obsahující polohy R-vln, jehož všechny hodnoty jsou rovny jedné. Následně jsou pomocí cyklu porovnávány vzdálenosti sousedních R-vln a v případě, že je vzdálenost příliš malá (tepová frekvence přesáhne 130 tep/min) je na příslušné pozici pomocného vektoru změněna hodnota 1 na 0. Po ukončení tohoto cyklu je vektor s polohou R-vln vynásoben pomocným vektorem, z něhož jsou následně nulové hodnoty vyřazeny. Čímž odstraníme i případné extrasystoly, které se v použitých signálech také hojně vyskytovaly.



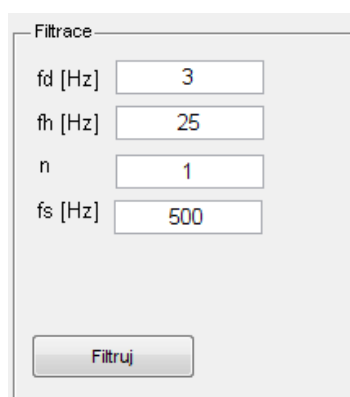
Obr. 3.7 – Příklad notchingu QRS komplexu

Ovládání tohoto programového vybavení je poměrně snadné. Po spuštění se otevře okno obsahující jednotlivé ovládací prvky s přednastavenou hodnotou čísla kanálu EKG (Obr. 3.10) a s parametry filtru typu pásmová propust pro filtraci vstupního signálu (Obr. 3.9). Stisknutím tlačítka „Načíst data“ (Obr. 3.8) dojde k vyvolání kontextového okna pro výběr požadovaného souboru. Po načtení je signál automaticky filtrován IIR filtrem s nastavenými parametry v příslušném panelu (Obr. 3.9) a je zobrazen průběh již filtrovaného signálu. Pro výpočet koeficientů filtru je použita funkce `butter`, která odpovídá návrhu Butterworthova filtru. Tento filtr se vyznačuje maximálně plochou frekvenční charakteristikou [24]. Samotná filtrace je provedena pomocí funkce `filtfilt`, čímž dosáhneme nulového fázového zpoždění filtrovaného signálu. Dle potřeby je možné parametry filtru měnit a pomocí tlačítka „Filtruj“ (Obr. 3.9) je signál vyfiltrován a výsledek filtrace je opět automaticky zobrazen. Pokud je nutné

z jakéhokoliv důvodu pracovat s jiným kanálem EKG, můžeme jej přepsáním hodnoty v poli s názvem „Číslo kanálu EKG“ změnit. Přepsáním čísla kanálu je příslušný kanál načten a automaticky vykreslen. V poli „Celkem kanálu EKG“ je zobrazeno kolik kanálů máme aktuálně k dispozici. Pokud se pokusíme do pole „Číslo kanálu EKG“ zadat vyšší hodnotu než je aktuální počet kanálů, bude tato hodnota změněna na nejvyšší přípustnou hodnotu, se kterou je možné pracovat. Stejně tak není možné zadat do tohoto pole hodnotu 0.



Obr. 3.8 – Hlavní ovládací panel programu



Obr. 3.9 – Panel pro filtraci

Pokud je průběh filtrovaného signálu vyhovující je možné přejít k výběru jednotlivých úseků, v nichž nedochází ke skokovým změnám amplitudy signálu a je v nich tedy bez větších problémů možné detekovat R-vlny. Výběr jednotlivých úseků je proveden buď pomocí posuvníků, nebo ručním zadáním časového intervalu do polí s názvem „t1“ a „t2“ v panelu vyobrazením na Obr. 3.11. Tento časový interval je zadáván v sekundách. Pro stanovení vhodného úseku je u delších signálů možné vycházet z dat zapsaných v měřicím protokolu, a vyhnout se tak dlouhému hledání úseku s příslušnou tepovou frekvencí. Po výběru úseku je klinutím na tlačítko „Přidat“ vybraný časový úsek zapsán do pole s příslušným indexem panelu „Úseky pro prahování“ (Obr. 3.12). V případě jakékoliv nesrovnalosti je možné úseky, které byly vybrány pro prahování upravit, a to pouhým přepsáním hodnoty v příslušném poli. Posuvníky jsou zabezpečeny tak, aby hodnota posuvníku udávajícího spodní časovou hranici nemohla přesáhnout hodnotu udávající horní hranici intervalu, a naopak. Pokud je jeden z posuvníků přetažen přes druhý, dojde k jeho navrácení do jeho výchozí polohy.

Obr. 3.10 – Panel pro výběr kanálů signálů a pro výběr zobrazovaného průběhu

Obr. 3.11 – Panel pro výběr jednotlivých úseku signálu EKG

Po vybrání všech úseků určených pro prahování je po stisknutí tlačítka „Vypočíst“ provedeno prahování ve všech úsecích, které byly přidány do příslušných polí v panelu „Úseky pro prahování“ (Obr. 3.12). Detekované vrcholy R-vln jsou následně společně se signálem EKG vykresleny.

	Od	Do		Od	Do
1	383.0987	564.3457	7		
2	564.5	975.0435	8		
3	975.5	1111.9428	9		
4			10		
5			11		
6			12		

Obr. 3.12 – Panel pro detekci R-vln ve všech vybraných úsecích

V případě potřeby je možné zobrazit také nefiltrovaný signál a signál upravený pro detekci, tedy umocněný s nulovanou příslušnou částí. Jednotlivé průběhy je možné zobrazovat, po volbě zobrazovaného signálu, pomocí tlačítka „Zobrazit“ v panelu „Zobrazované průběhy“ (Obr. 3.10). Pro detailnější zkoumání signálu, ať už při výběru úseků pro detekci či pro kontrolu výsledků detekce, jsou v panelu uvedeném na Obr. 3.11 umístěna tlačítka „Zoom“ a „Posuv“. Tlačítko „Zoom“ slouží ke změně časového měřítka zobrazovaného signálu, což je po kliknutí na toto tlačítko a najetím ukazatele myši nad příslušný průběh provedeno otáčením kolečka myši. Po kliknutí na tlačítko „Posuv“ je možné signálem pohybovat, ať už po časové či amplitudové ose.

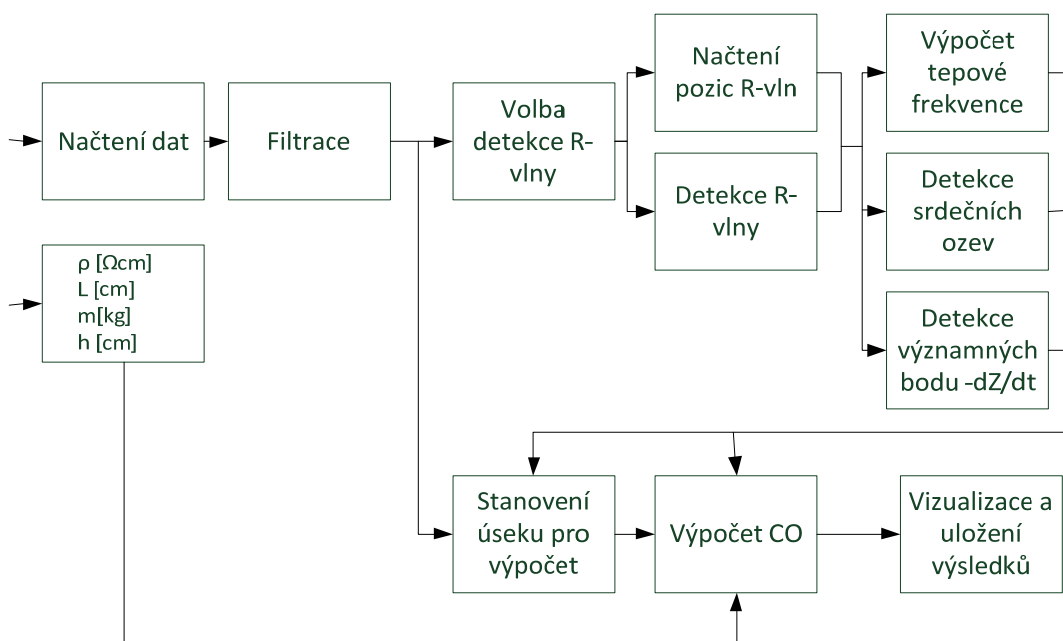
Pokud je vše v pořádku dojde po stisknutí tlačítka „Uložit“ (Obr. 3.8) k uložení vektoru polohy R-vln do souboru s názvem *název_souboru_EKG_r_loc.mat* (např. 042_all_r_loc.mat). První část názvu *název_souboru_EKG* je automaticky zkopírována z názvu souboru, který byl pro detekci načten, zbývající část zůstává pro všechny soubory stejná.

Pro případ potřeby je v hlavním ovládacím panelu (Obr. 3.8) umístěno tlačítko „Reset“ po jehož stisknutí dojde k vymazání obsahu polí obsahující vybrané časové úseky.

Celý program je pak ukončen stisknutím tlačítka „Konec“.

3.4 Výpočet srdečního výdeje

Samotnému výpočtu srdečního výdeje předchází několik důležitých operací. Zjednodušeně si lze celý proces představit tak jak je uvedeno na Obr. 3.13.



Obr. 3.13 - Zjednodušené blokové schéma výpočtu CO

Jedná se zejména o filtraci používaných signálů, detekci významných bodů a výpočet potřebných proměnných (LVET, $-dZ/dt_{\max}$, HR, Z_0). Algoritmy zmíněných operací a obsluha uživatelského prostředí, které bylo vytvořeno především pro uživatelské usnadnění úkonů souvisejících s výpočtem CO, jsou popsány v následujících podkapitolách.

3.4.1 Filtrace signálů

Všechny naměřené signály mohou být ovlivněny nežádoucími artefakty, např. 50 Hz síťového napětí. Těchto artefaktů je žádoucí se zbavit, což je možné filtrací odpovídajícím typem filtru s mezní frekvencí navrženou tak, aby užitečný signál nebyl nějakým způsobem zkreslen. Volba mezních frekvencí pro tuto práci byla provedena jak na základě teoretických předpokladů, tak na základě testování na souboru reálných dat.

Pro návrh koeficientů filtrů byl v této práci použit Butherworthův IIR filtr, který se vyznačuje maximálně plochou frekvenční charakteristikou [24]. Při volbě řádu filtru je však nutné dbát určité opatrnosti. Pokud by byl zvolený řád filtru příliš vysoký, filtr by se mohl stát nestabilním a došlo by k velkému zkreslení filtrovaného signálu. Následná filtrace byla provedena pomocí matlabovské funkce `filtfilt`, která provádí filtraci signálu od začátku do konce i zpět, čímž je eliminováno fázové zkreslení filtrovaného signálu. Všechny zvolené parametry filtrů jsou uvedeny v Tab. 3.1.

Typ signálu	Typ filtru	Mezní frekvence [Hz]	Řád filtru
EKG	Pásmová propust	3-25	2
Bioimpedance	Dolní propust	12	3
Srdeční ozva s1	Pásmová propust	20-50	2
Srdeční ozva s2	Pásmová propust	40-75	2

Tab 3.1 – zvolené parametry IIR filtrů

3.4.2 Detekce R-vln

Algoritmus detekce R-vln je shodný s algoritmem popsáným v kapitole 3.3 s tím rozdílem, že R-lny jsou detekovány v celém signálu s jednotným prahem. Detekce R-vln implementovaná v tomto programovém vybavení je tedy vhodná pouze pro běžné signály EKG bez skokových změn. V této práci bylo ve většině případů využíváno importu poloh R-vln detekovaných externím programem.

Polohy R-lny jsou následně využity pro detekci významných bodů v ostatních signálech, a pro výpočet tepové frekvence.

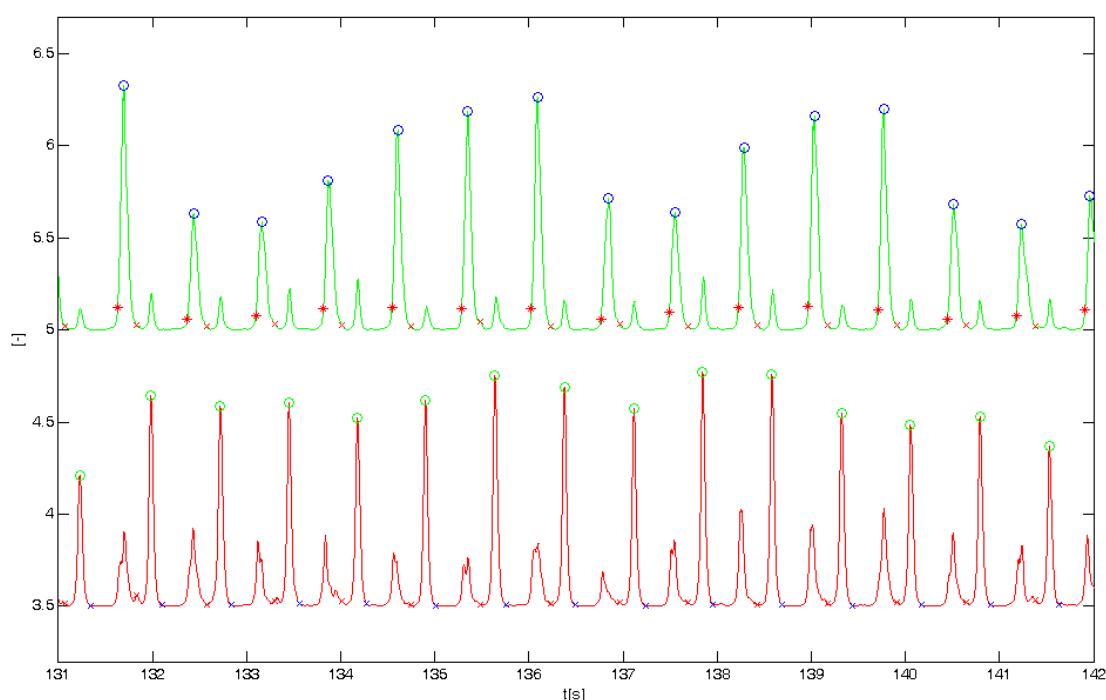
3.4.3 Detekce srdečních ozev

Pozice srdečních ozev (s1 a s2) jsou důležité jak pro získání hodnoty LVET, tak pro detekci významných bodů v $-dZ/dt$.

Před samotnou detekcí bylo nutné signál fonokardiografu rozdělit na dva signály, z nichž každý obsahuje výraznější část každé z ozev (s1, s2). Tohoto lze dosáhnout, na základě různých frekvenčních vlastností s1 a s2, pásmovou filtrací. Mezní frekvence filtrů byly získány experimentálně a jsou uvedeny v Tab. 3.1. Takto získané signály byly pro snadnější detekci maxim dále vyhlazeny filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 10 Hz, který byl navržen stejným způsobem jako filtry popsané v kapitole 3.4.1.

Nyní je možné přistoupit k detekci maxim, které reprezentují polohu s1 a s2. Z důvodu spolehlivosti detekce, byly vymezeny intervaly, v nichž se předpokládá výskyt příslušné srdeční ozvy. Hranice těchto intervalů vycházejí z fyziologických vlastností obou ozev. Tedy, že počátek s1 odpovídá vrcholu R-vlny, a že interval mezi s1 a s2 je přibližně 0.45 sekundy. Na základě těchto předpokladů byly hranice intervalů pro detekci s1 stanoveny od polohy R-vlny do polohy R-vlny + 0.2s, a hranice intervalu pro detekci s2 od polohy R-vlny + 0.2s do polohy R-vlny + 1.05s.

Příklad detekovaných srdečních ozev je uveden na Obr. 3.14, přičemž průběh s detekovanými s1 je znázorněn modře a průběh s detekovanými s2 zeleně. Popis osy y není zobrazen, protože zobrazované signály jsou normovány tak aby je bylo možné zobrazit ve společném grafu.



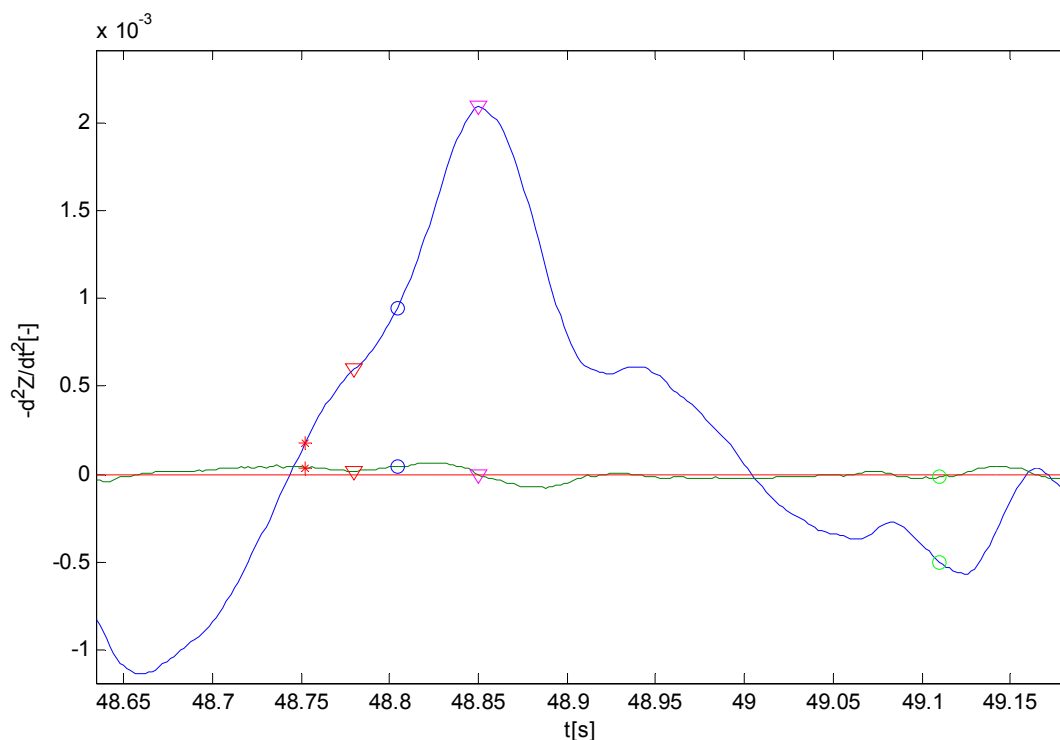
Obr. 3.14 – Detekované srdeční ozvy

3.4.4 Detekce významných bodů $-dZ/dt$

K získání hodnoty $-dZ/dt_{\max}$ je nutné v signálu $-dZ/dt$ detekovat polohu bodů B a C (Obr. 2.2).

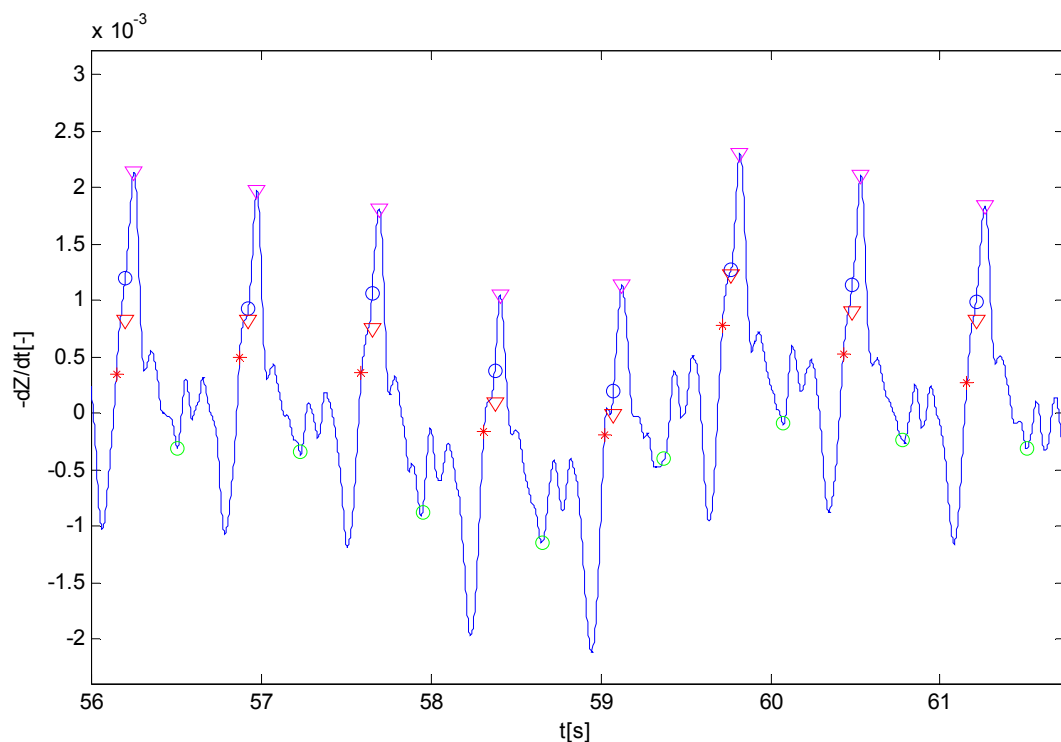
Bod C byl nalezen jako maximum mezi první a druhou srdeční ozvou, tedy v intervalu představující LVET. Při detekci bodu B se vycházelo z druhé derivace bioimpedančního signálu. Interval pro nalezení bodu B byl stanoven mezi polohou R-vlny a 22ms^1 před polohou bodu C. V případě, že v tomto úseku signálu druhé derivace nabýval záporných hodnot, byla poloha bodu B detekována v místě, kde došlo k průchodu nulou. Pokud v prohledávaném intervalu k průchodu nulou nedošlo, byl bod B brán jako minimum 2. derivace v příslušném úseku.

Detail první a druhé derivace bioimpedančního signálu s detekovanými body B a C je znázorněn na Obr. 3.15. Příklad průběhu $-dZ/dt$ s detekovanými významnými body je na Obr. 3.16. Kde * je poloha R-vlny, \circ je první srdeční ozva, \circ je první srdeční ozva, ∇ je detekovaný bod B, ∇ je detekovaný bod C.



Obr. 3.15 – detail průběhu $-dZ/dt$ a $-d^2Z/dt^2$ s detekovanými body B a C

¹ Při vzorkovací frekvenci 500Hz odpovídá 22ms dvanácti vzorkům.



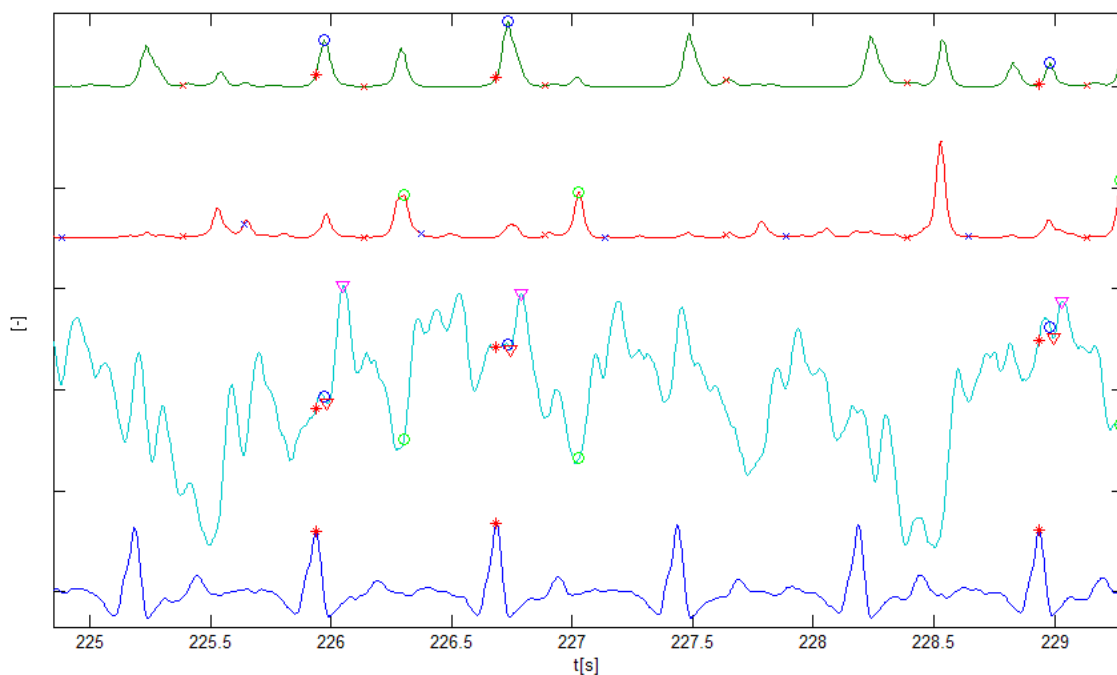
Obr. 3.16 – Detekované významné body v $-dZ/dt$

3.4.5 Odstranění nevhodných úseků

Pro případ, že by nebylo možné spolehlivě detekovat bod B v $-dZ/dt$, byl vytvořen algoritmus, který nevhodně detekované body eliminuje. Jde o vektor stejné velikosti jako vektory s polohami významných bodů, který obsahuje hodnoty jedna. V případě nevhodně detekovaných bodů B byly na korespondující pozici jedničky nahrazeny nulami. Tímto vektorem byly následně vynásobeny všechny vektory obsahující polohy významných bodů, z nichž byly následně všechny hodnoty, které byly rovny nule vyřazeny. Detekce bodu B byla vyhodnocena jako chybná v případě, že vzdálenost mezi body B a C byla příliš malá – konkrétně pokud byla menší než 26ms^2 .

Příklad úseku s eliminovanými nevhodnými body je znázorněn na Obr. 3.17. Popis osy y není zobrazen, protože zobrazované signály jsou normovány tak aby je bylo možné zobrazit ve společném grafu.

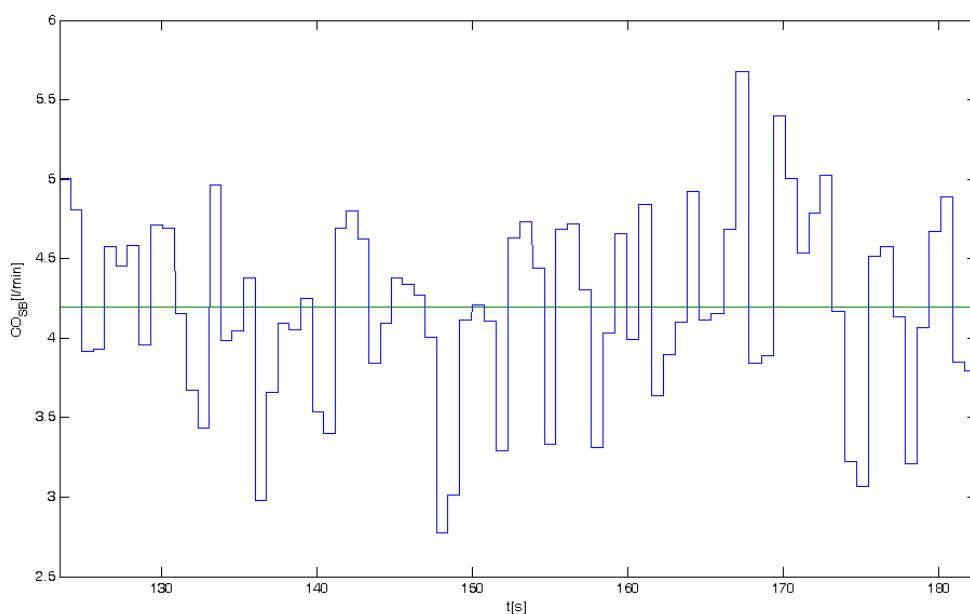
² Při vzorkovací frekvenci 500Hz odpovídá 26ms třinácti vzorkům.



Obr. 3.17 – Signály s nulovanými významnými body

3.4.6 Výpočet hodnot srdečního výdeje

Z důvodu možného výskytu různých nežádoucích artefaktů, způsobených např. pohybem pacienta, odkašláváním a podobně, je nejprve nutné vybrat úsek, v němž jsou signály vizuálně v pořádku. Po výběru vhodného úseku je možné přistoupit k samotnému výpočtu hodnot SV dosazením příslušných hodnot do rovnic 2.8, 2.9 nebo 2.10 dle požadované metody. Hodnoty CO jsou pak získány dosazením do rovnice 1.1, a byly počítány pro jednotlivé tehy, tedy mezi R-vlnami. Příklad vypočítaných hodnot CO je vyobrazen na Obr. 3.18, kde je zeleně reprezentována průměrná hodnota.



Obr. 3.18 – Příklad průběhu hodnot vypočítaného CO Šrámek-Bernsteinovou metodou

3.4.7 Export vypočítaných hodnot

Vypočítané hodnoty CO je možné exportovat do xls souboru, jehož název odpovídá názvu *.mat souboru ze kterého byla načtena data. Na základě požadavků ze strany ÚPT AVČR, v.v.i. obsahuje *.xls soubor následující data:

- Název zpracovaného souboru
- Časový úsek signálů použitý pro výpočet → t1 a t2 (s)
- Počet tepů, které byly použity pro výpočet

Pro všechny následující údaje byly uloženy – minimální, maximální a průměrná hodnota, a směrodatná odchylka:

- Tepová frekvence (tepů/min.)
- SV Kubíčková metoda (l/tep)
- CO Kubíčková metoda (l/min.)
- SV Šrámkova metoda (l/tep)
- CO Šrámkova metoda (l/min.)
- SV Šrámek-Bernstein metoda (l/tep)
- CO Šrámek-Bernstein metoda (l/min.)

Dále údaje o pacientovi, které byly použity pro výpočet:

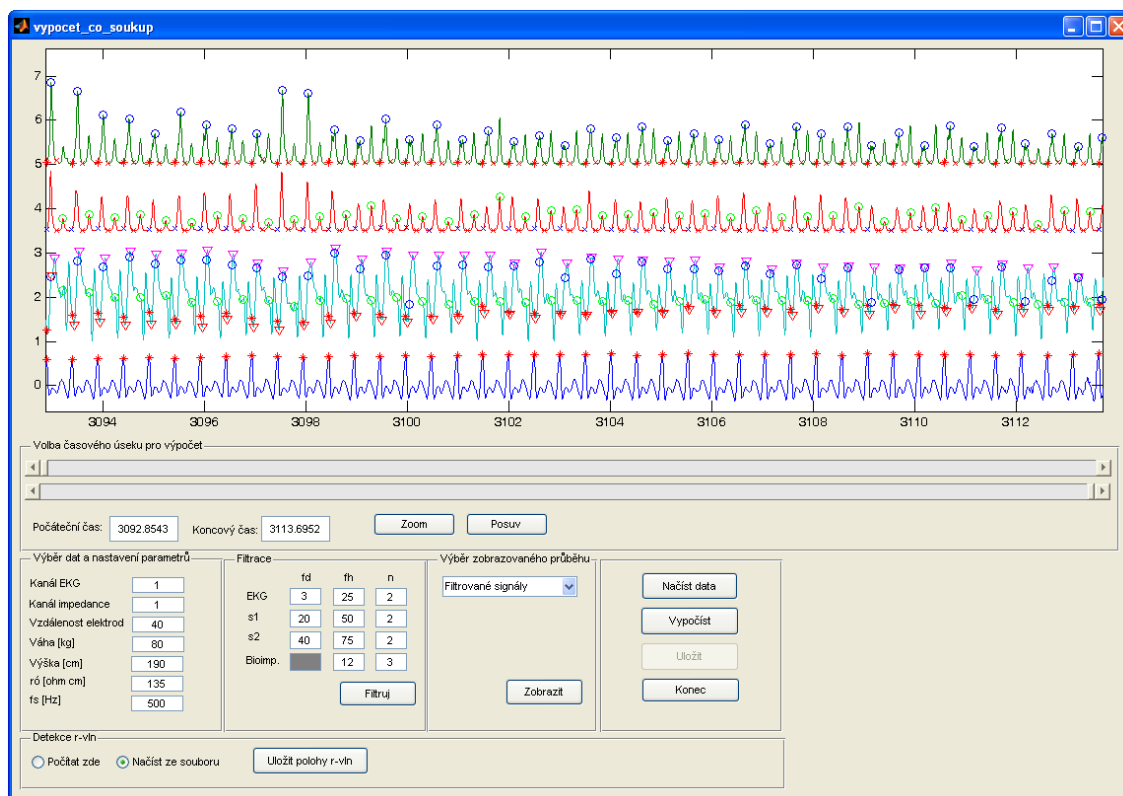
- Hmotnost (kg)
- Výška (cm)
- BMIp (kg/m²)

V příloze této práce jsou z důvodu obsáhlosti exportovaných dat uvedeny pouze:

- Číslo pacienta
- Tepová frekvence (tepů/min.)
- CO Kubíčková metoda (l/min.)
- CO Šrámkova metoda (l/min.)
- CO Šrámek-Bernstein metoda (l/min.)

3.4.8 Uživatelské prostředí a jeho obsluha

Z důvodu uživatelského komfortu a přehlednosti při práci s výše popsanými algoritmy bylo vytvořeno uživatelské prostředí (GUI), jehož vzhled je vyobrazen na Obr. 3.19.



Obr. 3.19 – Uživatelské prostředí programu pro výpočet CO

Po spuštění toho GUI jsou v jeho hlavním okně zobrazeny jednotlivé ovládací panely (Obr. 3.20 – 3.25) s přednastavenými hodnotami, a prostor pro zobrazování požadovaných průběhů. Stisknutím tlačítka *Načíst data* na hlavním ovládacím panelu (Obr. 3.21) dojde k vyvolání kontextového okna k výběru souboru *.mat obsahujícího potřebné signály. V případě, že je v panelu pro volbu detekce R-vln vybrána možnost *Načíst ze souboru*, je vyvoláno další kontextové okno pro výběr souboru, který obsahuje polohy R-vln. Po načtení obou souborů jsou všechny signály automaticky filtrovány (kapitola 3.4.1), jsou v nich detekovány potřebné významné body (kapitola 3.4.2) a následně jsou zobrazeny do jednoho grafu. Je-li to z nějakého důvodu nutné, je možné změnit jak kanál bioimpedance, tak kanál EKG přepsáním hodnoty v panelu pro výběr dat a nastavení parametrů (Obr. 3.20). Všechny signály jsou následně znovu filtrovány, proběhne detekce významných bodů a jejich zobrazení.

Výběr dat a nastavení parametrů

Kanál EKG	1
Kanál impedance	1
Vzdálenost elektrod	40
Váha [kg]	80
Výška [cm]	190
r_0 [ohm cm]	135
f_s [Hz]	500

Obr. 3.20 – Panel výběru dat a nastavení parametrů

Načíst data

Vypočíst

Uložit

Konec

Obr. 3.21 – Hlavní ovládací panel

Na Obr. 3.5 je znázorněn panel pro volbu detekce polohy R-vln přímo v programovém vybavení, nebo jejich načtení z externího souboru. Po kliknutí na přepínací tlačítko *Načíst ze souboru* dojde k vyvolání kontextového okna pro výběr příslušného souboru *.mat, a následně načtení poloh R-vln. Po přepnutí tlačítkem *Počítat zde* jsou R-vlny detekovány pomocí algoritmu implementovaného v tomto programovém vybavení. Dále je možné pomocí tlačítka *Uložit polohy r-vln* exportovat aktuální polohy R-vln do souboru *_r_loc.mat

Detekce r-vln

☐ Počítat zde ☒ Načíst ze souboru

Uložit polohy r-vln

Obr. 3.22 – Panel pro volbu detekce R-vln

V případě, že přednastavené parametry filtru nevyhovují, tak je možné je v panelu filtrace změnit a po stisknutí tlačítka *Filtruj* signály filtrovat s novými parametry. Opět dojde k automatickému zobrazení filtrovaných signálů s detekovanými významnými body.

	fd	fh	n
EKG	3	25	2
s1	20	50	2
s2	40	75	2
Bioimp.		12	3

Filtruj

Obr. 3.23 – Panel filtrace

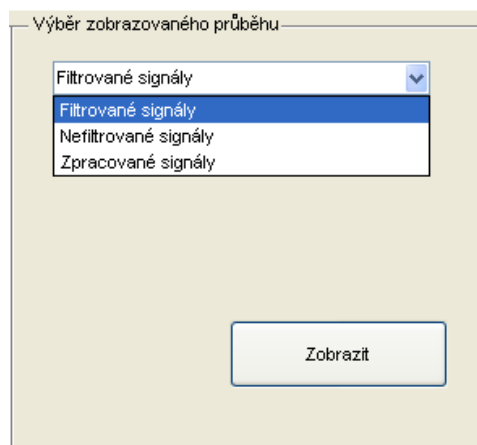
Pokud proběhly výše zmíněné úkony v pořádku, tak je možné přistoupit k výběru úseku pro výpočet hodnot CO. Výběr úseku je možné provádět třemi různými způsoby. První možností je pomocí posuvníků, které se nacházejí v panelu pro volbu časového úseku (Obr. 3.24). Druhou možností je zadáním časového úseku v sekundách do polí *Počáteční čas* a *Koncový čas* (Obr. 3.24). Posuvníky jsou provázané s poli *Počáteční čas* a *Koncový čas*. Třetí možností zadání úseku je ručně přímo z grafu pomocí tlačítek *Zoom* a *Posuv*. Po deaktivaci těchto tlačítek jsou do příslušných polí zapsány krajní hodnoty aktuálně zobrazené časové osy grafu.

Volba časového úseku pro výpočet

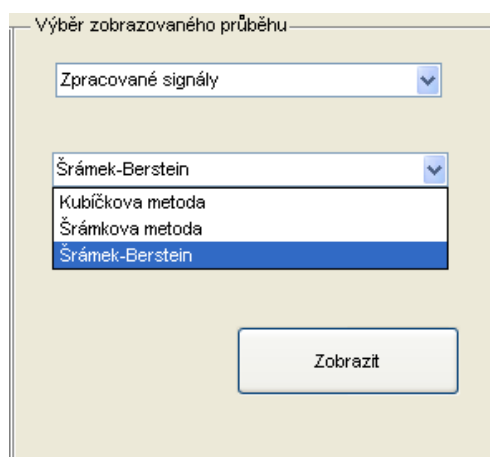
Počáteční čas: 3092.8543 Koncový čas: 3113.6952 Zoom Posuv

Obr. 3.24 – Panel pro výběr časového úseku

Po výběru vyhovujícího úseku dojde stisknutím tlačítka *Vypočíst*, na hlavním ovládacím panelu, k výpočtu hodnot CO pomocí třech různých metod (viz. kapitola 3.4.6), a k automatickému zobrazení průběhu hodnot CO Kubíčkovou metodou. Dále jsou do panelu pro zobrazení vypočtených hodnot zobrazeny minimální, maximální a průměrné hodnoty CO, SV a HR. Zobrazení průběhu CO vypočítaného pomocí jiné než Kubíčkovy metody je možné výběrem požadované metody v rolovací nabídce v panelu pro výběr zobrazovaných průběhů (Obr. 3.26), a stisknutím tlačítka *Zobrazit*. Současně jsou zobrazeny i aktuální údaje v panelu pro zobrazení vypočtených hodnot.



Obr. 3.25 – Panel pro výběr zobrazovaného průběhu



Obr. 3.26 – Panel pro výběr zobrazovaného průběhu – volba metody

Jsou-li vypočítané hodnoty vyhovující, tak je možné je stisknutím tlačítka *Uložit* exportovat do souboru *.xls, jehož název odpovídá názvu aktuálně načteného souboru. Pokračujeme-li výpočtem pro další časový úsek, je pro přehlednost vynechán jeden řádek a následuje další skupina výsledků. Už však není nadepisována hlavička s názvy veličin.

Výsledky			
	min.	max.	prům.
CO[l]	4.2132	8.2616	5.9807
SV [l/tep]	0.03525	0.069398	0.050229
HR [tep./min.]	118.5771	119.5219	119.0616
t1 [s]:	3094.396	t2 [s]:	3112.606

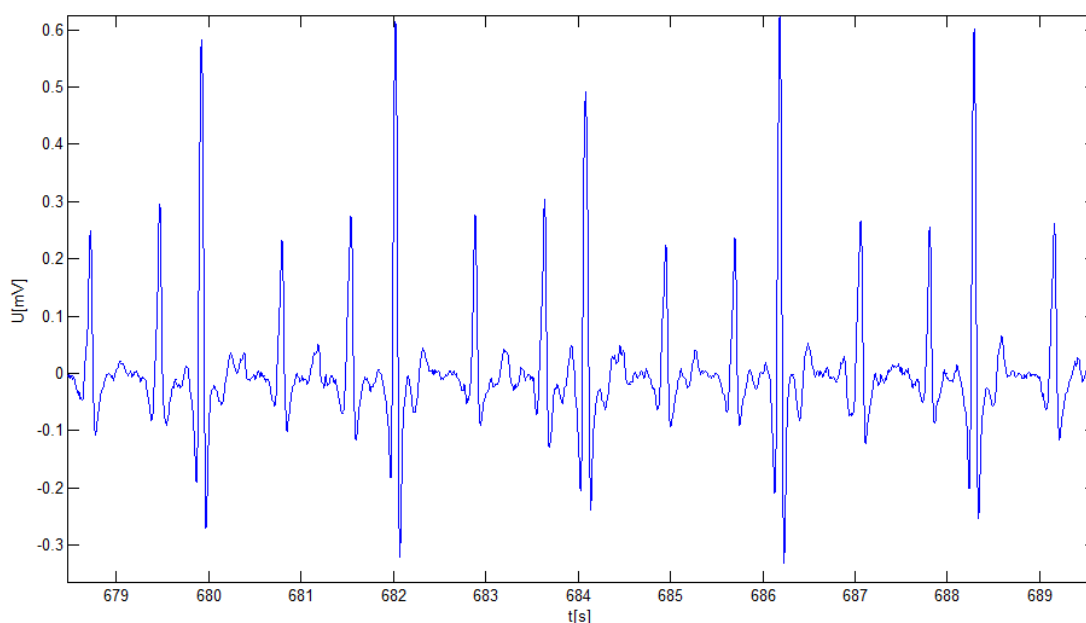
Obr. 3.27 – Panel pro zobrazení vypočtených hodnot

Celé programové vybavení je zavřeno stisknutím na tlačítko *Konec* (Obr. 3.21)

4 ROZBOR VÝPOČTENÝCH HODNOT CO

4.1 Faktory znemožňující výpočet CO

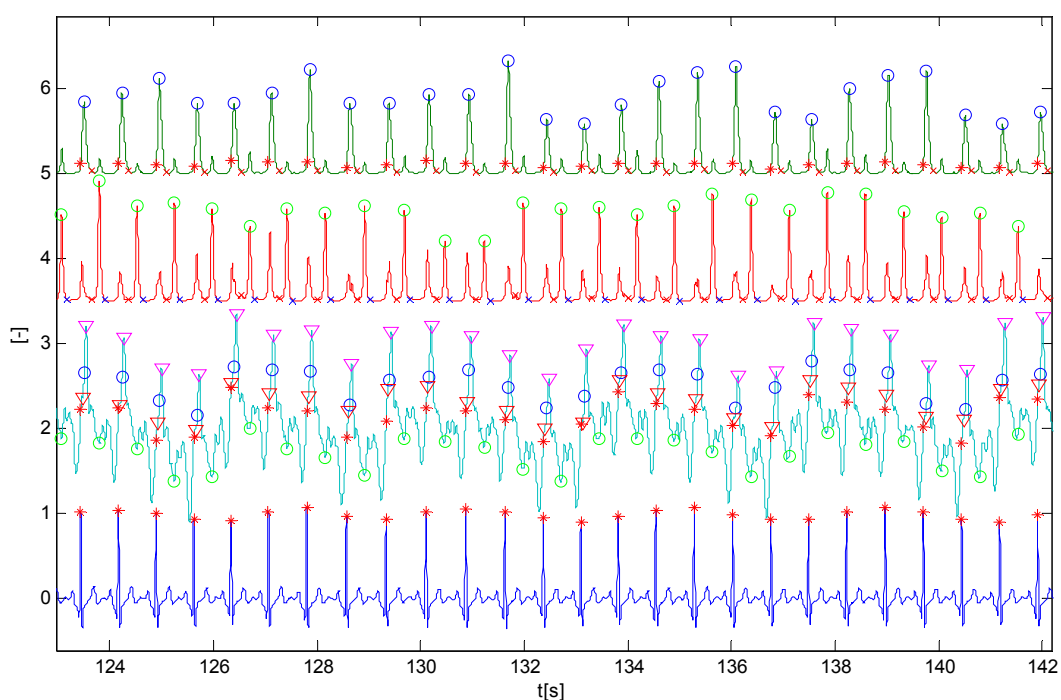
V mnoha případech nebylo možné výpočty provést pro všechny úseky měřicího protokolu z důvodu znehodnocení průběhu jednoho či více použitých signálů. Největším problémem byla přítomnost extrasystol v signálu EKG (Obr. 4.1). Jejich přítomností došlo ke změně tepové frekvence a tím i ke znehodnocení významu příslušného úseku pro tuto práci.



Obr. 4.1 – Signál EKG s extrasystolami

Další faktory znemožňující výpočet byly způsobeny znehodnocením signálů artefakty, které jsou následkem např. pohybu pacienta, odkašlávání, mluvení, atd. Toto se následně projevilo prakticky ve všech zpracovávaných signálech. Tedy EKG, v signálech srdečních zvuků a bioimpedance. Nejnáchylnější ke znehodnocení je signál srdečních zvuků. Ten může být znehodnocen nejen počínáním samotného subjektu, ale i zvuky z okolí.

Aby bylo možné kvalitativně vypočítat hodnotu CO, je nutné aby byly v daném úseku všechny výše jmenované signály v pořádku. Tato kontrola je prováděna především vizuálně při výběru vhodného úseku (Obr. 4.2).



Obr. 4.2 – Příklad zobrazených průběhů EKG, -dZ/dt, s1 a s2 pro výběr vhodného úseku

4.2 Srovnání jednotlivých metod výpočtu

Jednotlivé metody použité při výpočtech hodnot SV v této práci se liší právě v části, která reprezentuje model hrudníku a jeho vodivostní vlastnosti.

V případě **Kubíčkovy formulace** je tento model reprezentován válcem (Obr. 2.6) a v samotné rovnici je dán zvýrazněnou částí:

$$SV_K = \rho \frac{L^2}{Z_0} \left(\frac{dZ / dt_{\max}}{Z_0} \right) LVET \quad (4.1)$$

kde ρ je statická specifická resistance krve, která je prakticky konstantní $\rightarrow 135\Omega\text{cm}$. Případná větší odchylka velikosti ρ od hodnoty $135\Omega\text{cm}$ může mít u konkrétního subjektu poměrně velký vliv na vypočtenou hodnotu CO. L je vzdálenost mezi měřicími elektrodami v cm, Z_0 je statická impedance tkáně hrudníku (Ω). Tento model však uvažuje pouze délku měřeného úseku, nikoliv tělesnou stavbu subjektu, což do výsledných hodnot CO zavádí značnou nepřesnost.

Jistým pokusem o zpřesnění Kubíčkovy metody je **Šrámkova rovnice**. Ta na rozdíl od Kubíčkovy uvažuje model hrudníku jako komolý jehlan.

$$SV_S = \frac{L^3}{4,25} \left(\frac{dZ / dt_{\max}}{Z_0} \right) LVET \quad (4.2)$$

Jak je vidět vzdálenost elektrod (L) se zde nachází ve třetí mocnině. Tedy i poměrně malá nepřesnost tohoto údaje může velmi nepříznivě ovlivnit výslednou hodnotu CO .

V návaznosti na Šrámkovu metodu formuloval **Bernstein** rovnici, která již uvažovala i tělesnou stavbu daného subjektu.

$$SV_{SB} = \delta \frac{L^3}{4,25} \left(\frac{dZ / dt_{\max}}{Z_0} \right) LVET \quad (4.3)$$

Tělesná skladba subjektu je zde reprezentována takzvaným korekčním faktorem

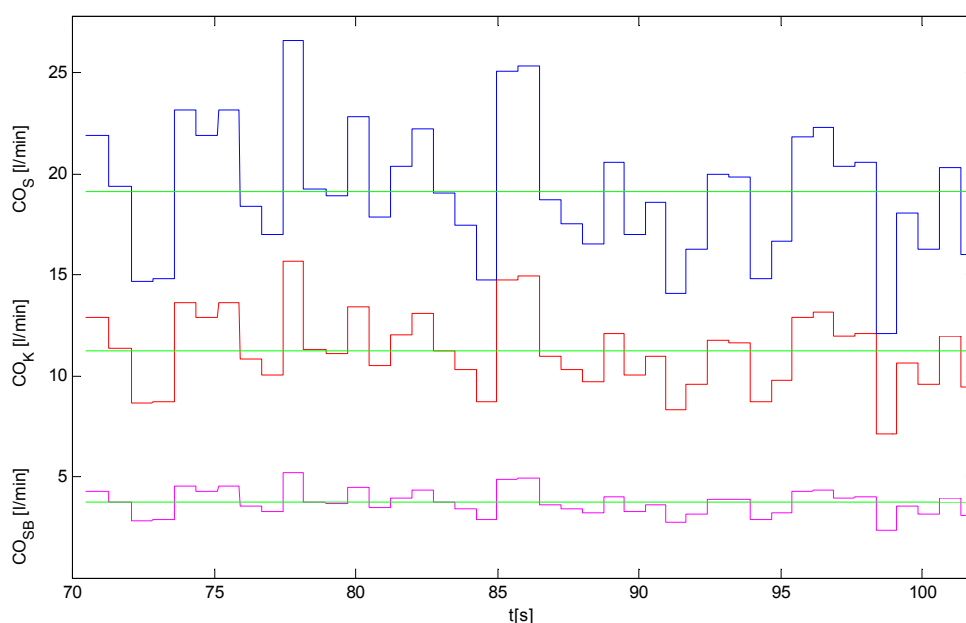
$$\delta = \sqrt{(BIM_p / 24)} \quad (4.4)$$

Kde BIM_p je index tělesné hmotnosti a je počítán jako:

$$BIM_p = \frac{m}{h^2} \quad (4.5)$$

kde m je hmotnost (kg) a h je výška pacienta (m). V ideálním případě je roven 24 kg/m^2 .

Z výše uvedených poznatků vyplývá, že se od sebe jednotlivé metody liší pouze v části, jež reprezentuje model hrudníku. Je tedy jasné, že hodnoty CO vypočítaném pomocí rovnic 4.1, 4.2, 4.3 se od sebe budou lišit v závislosti na velikosti konstant, které jednotlivé modelu obsahují. Tyto konstanty jsou snahou autorů jednotlivých rovnic o co nejreálnější výslednou hodnotu CO , která je součinem SV a tepové frekvence. Pro představu jsou na Obr. 4.3 hodnoty CO (zobrazené tep po tepu) vypočítané výše zmiňovanými metodami. Průměrné hodnoty jsou znázorněny zelenými přímkami.



Obr. 4.3 – Příklad průběhů CO vypočtených Kubíčkovou, Šrámkovou a Šrámek-Bresteinovou metodou

4.3 Statistické vyhodnocení vypočtených dat

Pro přehlednost a ucelenou představu o zpracovaných datech a vypočtených hodnotách jsou v této kapitole statisticky shrnuty všechny podstatné údaje reprezentující celý soubor subjektů.

4.3.1 Popisná statistika

V rámci této práce byl vyhodnocen srdeční výdej u 54 subjektů, z toho 43 mužů a 11 žen. Věkové průměry včetně směrodatných odchylek jsou uvedeny v Tab. 4.1. Z důvodu nevyhovujících průběhů signálů³ nebylo možné u většiny subjektů vyhodnotit CO pro všechny tepové frekvence, které byly k dispozici. Tedy pro 60, 80, 100 a 120 tepů za minutu. Skupiny vyhodnocených úseků s jednotlivými tepovými frekvencemi a příslušný počet subjektů je obsažen v Tab. 4.2.

	Průměrný věk [let]	Směrodatná odchylka věku [let]
Muži	72,3	11,57
Ženy	78,4	7,2
Celkem	73,54	11,12

Tab. 4.1 – Věkový průměr vyhodnocených subjektů

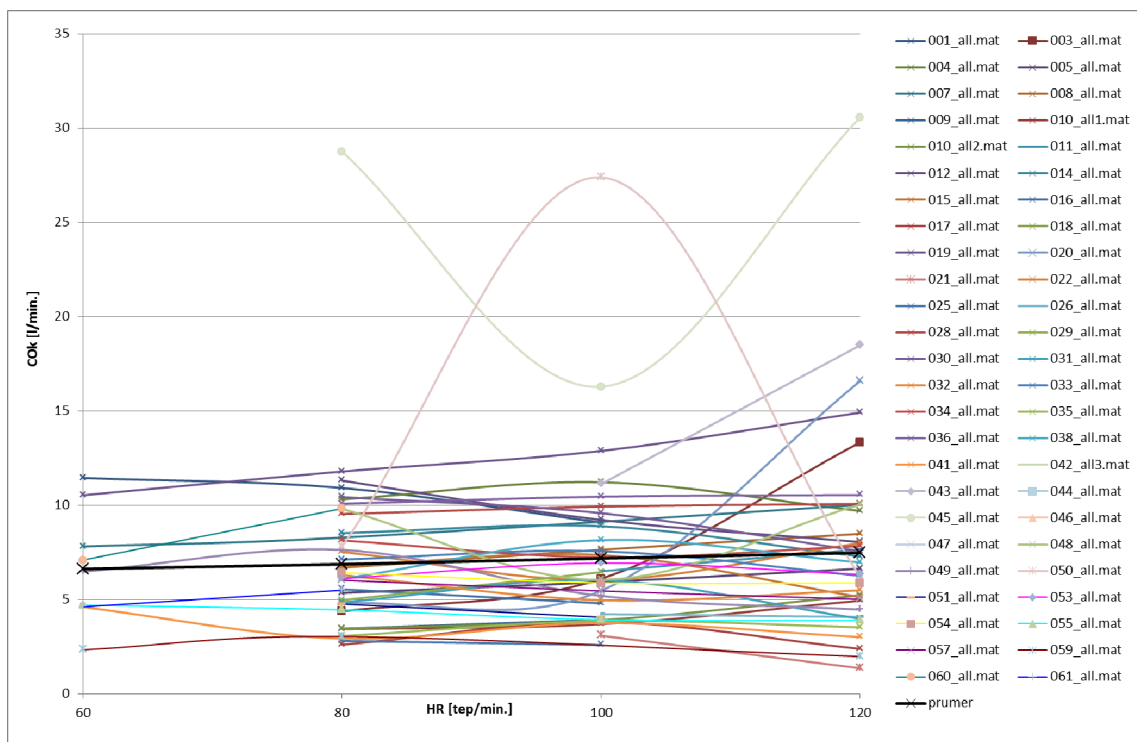
HR [tep/min.]	60, 80, 100, 120	60, 80, 100	80, 100, 120	60, 80, 120	80, 100	60, 80	100, 120	60, 100	60	80
Počet subjektů	4	1	28	2	6	2	6	1	1	3

Tab. 4.2 – Počty vyhodnocených subjektů pro jednotlivé skupiny tepových frekvencí

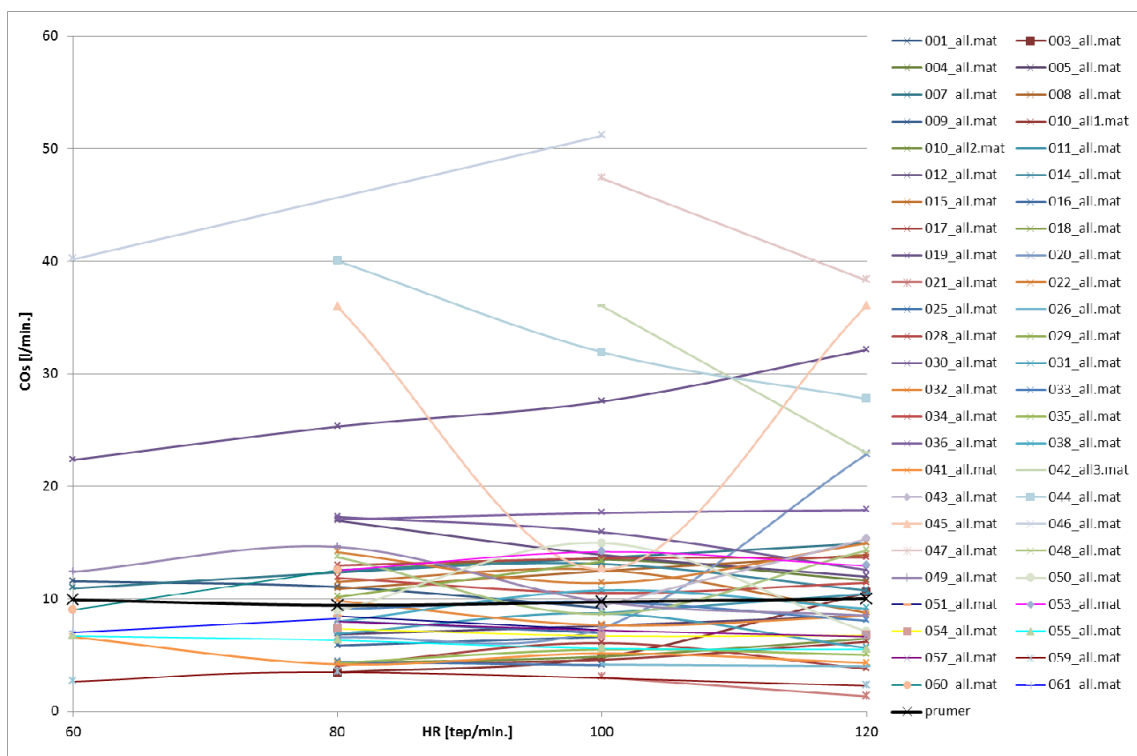
Jelikož CO je množství krve vypuzené levou komorou za jednu minutu, tak úseky kratší než 30s nemělo smysl vyhodnocovat. Průměrná délka vyhodnocovaných úseku je 80,4s se směrodatnou odchylkou 55,9s.

Na Obr. 4.3 – 4.5 jsou graficky znázorněny průběhy závislostí hodnot CO, vypočítaných Kubíčkovou, Šrámkovou a Šrámek-Bernsteinovou metodou na tepové frekvenci. Do těchto grafů nejsou zaneseny hodnoty, u kterých byl vyhodnocen úsek pouze s jednou tepovou frekvencí. Průměrné hodnoty jsou zde zobrazeny černou křivkou. Příslušné hodnoty jsou uvedeny v tabulkách Tab. A.1 – 54 v příloze A této práce.

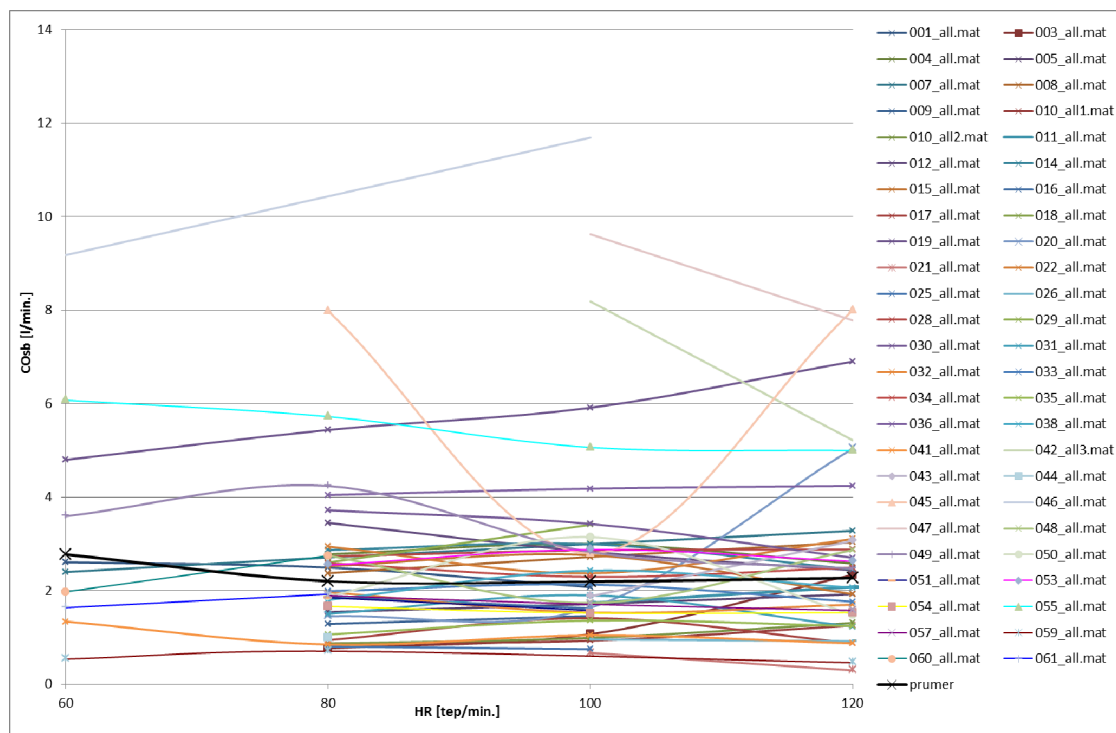
³ Aspekty, pro které byly označeny úseky signálů za nevhodné, jsou popsány v kapitole 4.1.



Obr. 4.4 – Grafické znázornění celého souboru vypočítaných hodnot CO Kubičkovou metodou



Obr. 4.5 – Grafické znázornění celého souboru vypočítaných hodnot CO Šrámkovou metodou



Obr. 4.6 – Grafické znázornění celého souboru vypočítaných hodnot CO Šrámek-Bernsteinovou metodou

4.3.2 Statistické zhodnocení závislosti CO na tepové frekvenci

Výběr statistického souboru

Aby bylo možné data statisticky vyhodnotit, tak je nejprve nutné vymezit statistický soubor, jež bude obsahovat data se stejnými vlastnostmi [20]. Je tedy nutné vybrat skupinu dat, ve které se podařilo vyhodnotit CO na stejných tepových frekvencích. Největší takovou skupinou jsou data s vyhodnocenými CO na HR 80, 100 a 120 tepů za minutu (Tab. 4.2), tedy 28 subjektů. Aby byl statistický soubor maximální byla zahrnuta i skupina s HR 60, 80, 100 a 120 - 4 subjekty - s tím, že hodnoty CO na HR 60 tepů za minutu nebyly uvažovány. Tímto způsobem byl vybrán soubor 32 subjektů. Vybraný statistický soubor je uveden v Tab. 4.3.

Test extrémních odchylek

Ve vybraném statistickém souboru se mohou vyskytovat hodnoty, které se extrémně odchyli od ostatních. Tyto hodnoty by statistický závěr značně zkreslily. Z tohoto důvodu byl proveden takzvaný test extrémních odchylek. Na vybraný soubor byl aplikován Grubbsův test extrémních odchylek [21]:

$$T_n = \frac{x_n - \bar{x}}{\sigma} \quad (4.6)$$

Kde x_n je n-tá testovaná hodnota souboru, \bar{x} je aritmetický průměr a σ odpovídá směrodatné odchylce souboru.

(4.7)

(4.8)

Název souboru	HR [tep./min.]			HR [tep./min.]	HR [tep./min.]			HR [tep./min.]	HR [tep./min.]		
	80	100	120		80	100	120		80	100	120
	CO _K [l/min]				CO _S [l/min]				CO _{SB} [l/min]		
003 all.mat	4,37	6,10	13,33	3,47	4,83	10,56	0,77	1,07	2,34		
004 all.mat	10,31	11,22	9,70	12,52	13,52	11,65	2,78	3,00	2,59		
005 all.mat	5,35	5,92	6,64	6,85	7,61	8,54	1,55	1,72	1,93		
008 all.mat	6,69	7,64	8,49	10,90	12,49	13,92	2,38	2,73	3,04		
010_all1.mat	3,43	3,69	4,94	4,30	4,60	6,20	0,87	0,93	1,26		
010_all2.mat	3,45	3,91	5,23	4,30	4,89	6,48	0,87	0,99	1,31		
012_all.mat	11,31	9,23	8,05	16,96	13,93	11,99	3,45	2,84	2,44		
014_all.mat	8,52	8,89	7,28	12,57	13,12	10,76	2,87	3,00	2,46		
015_all.mat	6,75	7,36	5,13	11,51	12,59	8,79	2,53	2,76	1,93		
017_all.mat	2,60	3,79	2,38	4,07	6,09	3,79	0,95	1,42	0,88		
019_all.mat	11,79	12,88	14,91	25,32	27,53	32,13	5,44	5,92	6,90		
020_all.mat	4,79	5,46	16,58	6,59	7,43	22,85	1,45	1,64	5,04		
022_all.mat	7,53	6,05	7,99	14,15	11,41	14,94	2,95	2,38	3,11		
028_all.mat	9,53	9,93	10,07	12,98	13,61	13,69	2,73	2,87	2,88		
030_all.mat	10,43	9,59	7,57	17,30	15,94	12,58	3,72	3,43	2,71		
031_all.mat	4,84	6,02	3,98	6,91	8,72	5,65	1,51	1,90	1,23		
032_all.mat	6,29	4,97	5,49	9,85	7,67	8,51	1,97	1,54	1,70		
033_all.mat	7,12	7,56	6,26	9,09	9,75	8,07	1,99	2,14	1,77		
034_all.mat	8,13	7,23	7,84	11,86	10,53	11,44	2,59	2,30	2,50		
035_all.mat	3,06	3,86	3,53	4,32	5,52	5,04	1,07	1,36	1,25		
036_all.mat	10,08	10,46	10,54	17,06	17,64	17,90	4,05	4,19	4,25		
038_all.mat	6,09	8,15	6,96	7,99	10,77	9,15	1,81	2,43	2,07		
041_all.mat	2,93	3,75	3,01	4,20	5,17	4,33	0,85	1,05	0,88		
044_all.mat	77,62	60,00	53,56	40,04	31,94	27,79	9,26	7,38	6,42		
045_all.mat	28,76	16,29	30,56	35,94	12,62	36,02	7,98	2,80	8,00		
048_all.mat	9,81	6,05	10,04	13,72	8,66	14,30	2,76	1,74	2,87		
049_all.mat	7,63	5,19	4,47	14,63	9,76	8,54	4,24	2,83	2,48		
050_all.mat	7,80	27,39	6,21	8,93	14,98	7,12	1,88	3,15	1,50		
053_all.mat	6,12	6,94	6,33	12,54	14,19	12,95	2,55	2,88	2,63		
054_all.mat	6,43	5,88	5,88	7,35	6,72	6,77	1,67	1,52	1,54		
055_all.mat	4,45	3,93	3,89	6,33	5,60	5,53	5,73	5,07	5,00		
057_all.mat	6,02	5,45	5,02	7,99	7,22	6,66	1,89	1,71	1,58		

Tab. 4.3 – Vybraný statistický soubor s vyznačením extrémních hodnot

Test byl proveden samostatně pro jednotlivé metody výpočtu CO a jednotlivé tepové frekvence (tedy vždy pro jeden sloupec Tab. 4.3) na hladině významnosti $\alpha=0,05$, které pro soubor 32 hodnot odpovídá kritická hodnota $T_k=2,717$ [22]. Hodnota byla označena jako extrémní v případě, že vypočítané $T_n > T_k$.

Aby byla zachována korektnost statistického souboru, musely být vyřazeny všechny hodnoty CO odpovídající subjektu, u něhož byla byt' jediná hodnota označena jako extrémní. V Tab. 4.3 je uveden celý statistický soubor, ve kterém jsou červeně označeny hodnoty CO indikované jako extrémní. Vyřazením těchto hodnot byl statistický soubor zmenšen na 26 subjektů.

Test normality

Lze předpokládat, že hodnoty CO pro jednotlivé HR vybraného statistického souboru mají normální statistické rozdělení. Tento předpoklad je však nutné potvrdit. Za tímto účelem byl statistický soubor testován Lillieforsovým testem, který je variantou Kolmogorova-Smirnovova testu. Kolmogorovův-Smirnovův test vyžaduje, aby bylo předem zadáno teoretické rozdělení, z něhož má ověřovaný výběr vycházet a to včetně parametrů. Lillieforsova varianta aplikuje K-S test na výběr proti teoretickému rozdělení $N(\bar{X}, s^2)$ [23].

Vzorek z N pozorování je určen jako:

$$D = \max_x |F^*(X) - S_N(X)| \quad (4.9)$$

kde $S_N(X)$ je vzorek kumulativní distribuční funkce, $F^*(X)$ je kumulativní distribuční funkce normálního rozložení se střední hodnotou $\mu = \bar{X}$ a výběrovým rozptylem $\sigma^2 = s^2$ definována se jmenovatelem n-1. Pokud hodnota D překročí kritickou hodnotu, tak je hypotéza, že vzorky pocházejí z normálního rozdělení zamítnuta. Kritické hodnoty jsou odhadovány pomocí simulace Monte-Carlo [23].

Testování bylo provedeno pomocí matlaboské funkce `lillietest` na hladině významnosti $\alpha=0,05$. Tato funkce vrací hodnotu 0, pokud je potvrzena nulová hypotéza, že vzorky pocházejí z normálního rozložení, a 1 v opačném případě. Dále je možné vypsát vypočítanou hodnotu D a příslušnou kritickou hodnotu pro daný výběr. Výsledky testu jsou uvedeny v Tab. 4.4.

	CO _K				CO _S				CO _{SB}		
	HR [tep./min.]				HR [tep./min.]				HR [tep./min.]		
	80	100	120		80	100	120		80	100	120
Výsledek testu	0	0	0		0	0	0		0	0	0
D	0,0958	0,1412	0,0833		0,1116	0,1120	0,1193		0,1287	0,1337	0,1091
Kritická hodnota	0,1699	0,1699	0,1699		0,1699	0,1699	0,1699		0,1699	0,1699	0,1699

Tab. 4.4

Na základě výsledků Lillieforsova testu (Tab. 4.4) lze konstatovat, že soubory hodnot pro jednotlivé tepové frekvence mají normální rozdělení.

Nalezení parametrů křivky reprezentující závislost CO na HR

Jelikož hodnoty v normálním rozdělení jsou rovnoměrně rozloženy okolo průměrné hodnoty, tak je při hledání závislosti CO na HR možné vycházet z průměrných hodnot na jednotlivých tepových frekvencích (Tab. 4.5). Mezi body reprezentujícími dílčí průměry byly vypočítány směrnice, představující náklon přímek, jež by je spojovaly. Tyto směrnice byly počítány mezi průměry na HR 80-100 tep./min., 100-120 tep./min. a 80-120 tep./min.. Jejich hodnoty jsou uvedeny v Tab. 4.7 – Tab. 4.9.

Interval HR [tep./min.]	80	100	120
CO _K [l/min.]	6,7274	6,6407	6,4121
CO _S [l/min.]	10,0866	9,9129	9,5439
CO _{SB} [l/min.]	2,3968	2,3354	2,2410

Tab. 4.5 – Průměrné hodnoty na dílčích HR pro jednotlivé metody výpočtu CO

Interval HR [tep./min.]	80 - 100	100 - 120	80 - 120
CO _K [%]	1,29	3,44	4,68
CO _S [%]	1,72	3,72	5,38
CO _{SB} [%]	2,56	4,04	6,50

Tab. 4.6 – Procentuální změny průměrných hodnot ve vybraných intervalech HR

CO _K			
Interval HR [tep./min.]	80 - 100	100 - 120	80 - 120
Směrnice [-]	-0,004338	-0,011430	-0,007884

Tab. 4.7 – Směrnice přímek propojujících průměry na dílčích HR pro CO_K

CO _S			
Interval HR [tep./min.]	80 - 100	100 - 120	80 - 120
Směrnice [-]	-0,008686	-0,018445	-0,013566

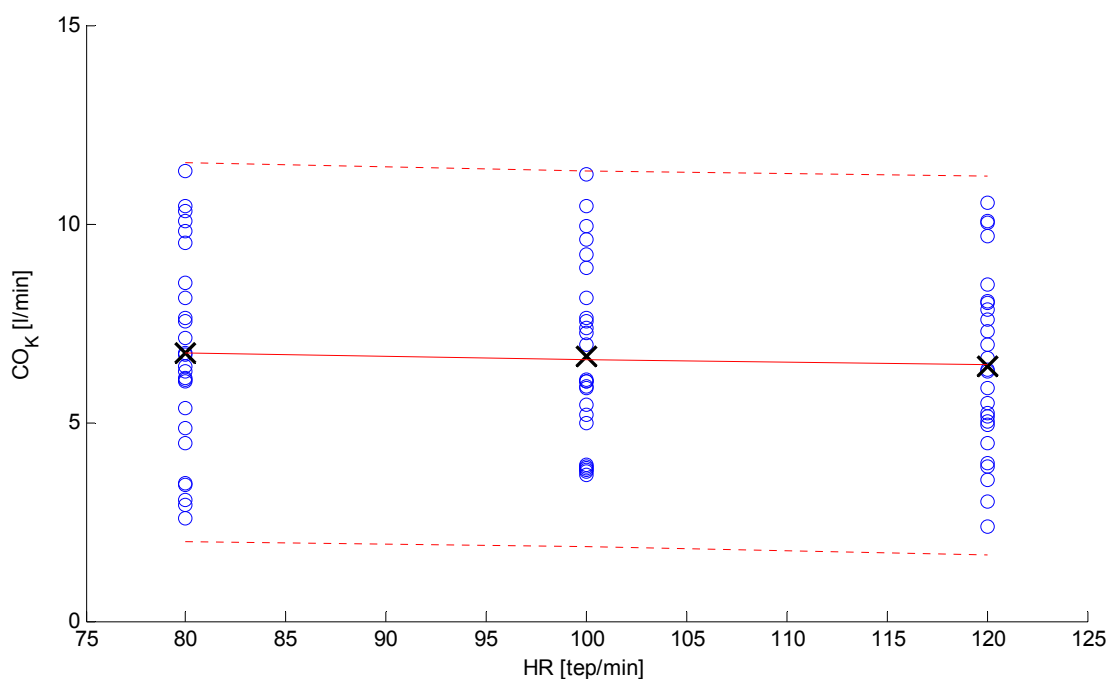
Tab. 4.8 – Směrnice přímek propojujících průměry na dílčích HR pro CO_S

CO _{SB}			
Interval HR [tep./min.]	80 - 100	100 - 120	80 - 120
Směrnice [-]	-0,003072	-0,004721	-0,003896

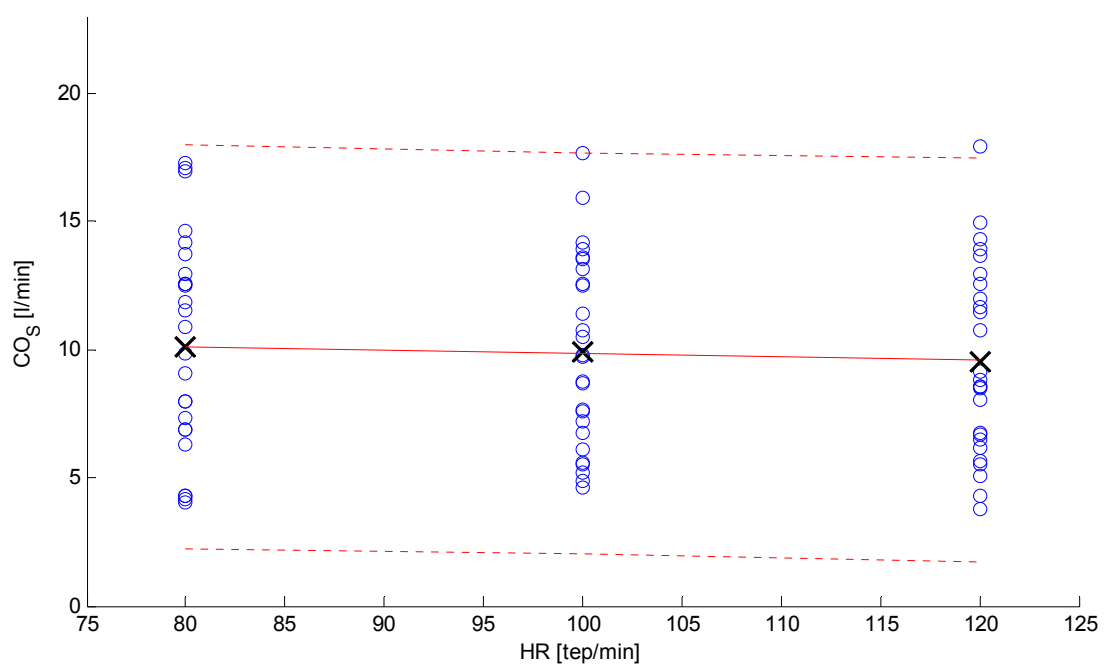
Tab. 4.9 – Směrnice přímek propojujících průměry na dílčích HR pro CO_{SB}

Pro srovnání byly pro jednotlivé soubory (CO_K , CO_S a CO_{SB}) vypočítány regresní přímky, které zachycují lineární vztah mezi HR a CO. Tyto přímky byly sestaveny pomocí matlabovských funkcí `polyfit` a `polyval`. Funkce `polyval` umožňuje také vypočítat 95%-ní interval spolehlivosti.

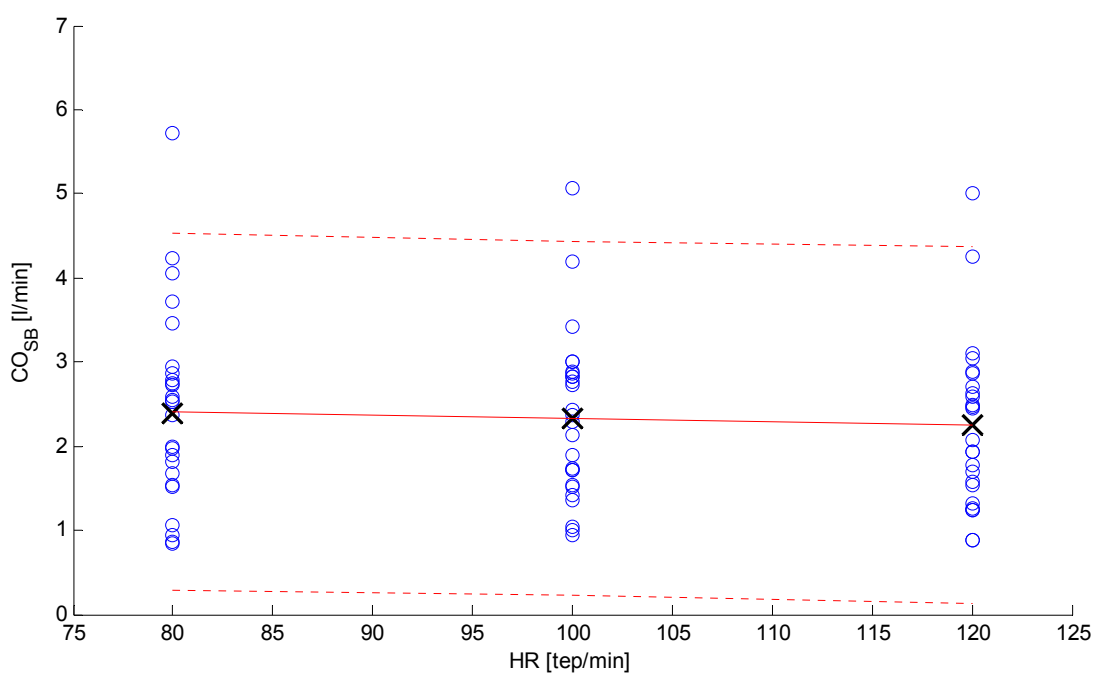
Na Obr. 4.7 – Obr. 4.9 jsou graficky znázorněny hodnoty statistického souboru (\circ), 95%-ní intervaly spolehlivosti (---), regresní přímky (—) a průměrné hodnoty na jednotlivých HR (\times). Pro ucelenou představu o vztahu CO k tepovému objemu (SV) jsou na Obr. 4.10 – Obr. 4.12 zobrazeny průběhy SV korespondující s průběhy CO na Obr. 4.7 – Obr. 4.9.



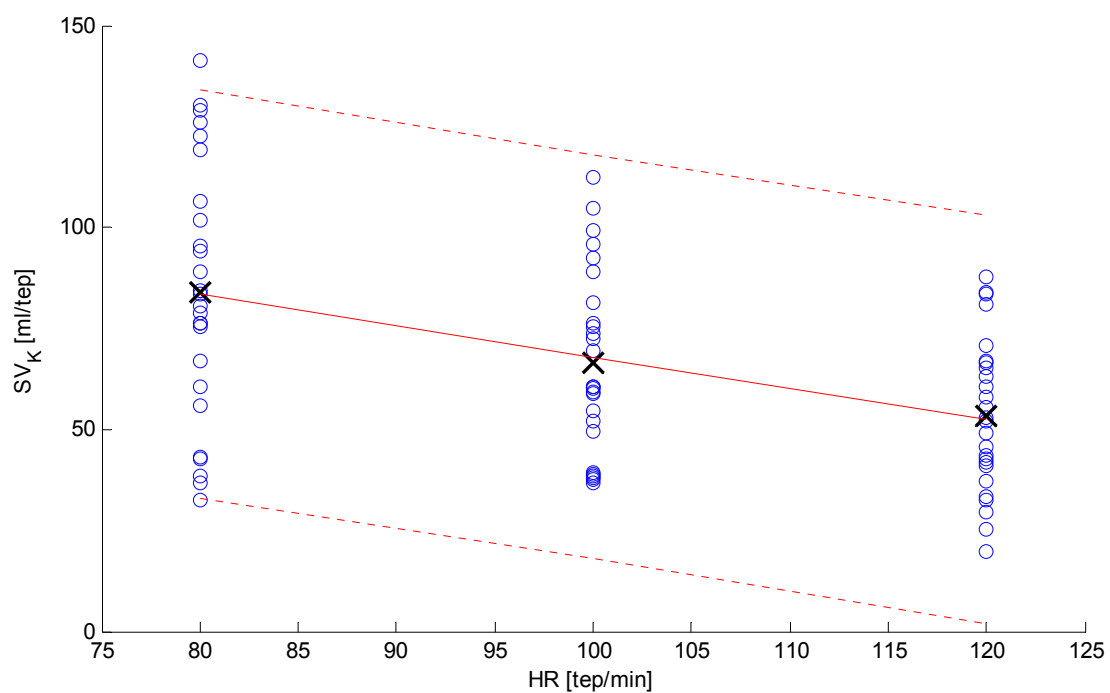
Obr. 4.7 – Statistický soubor pro CO_K s vyznačenými průměry a regresní přímkou



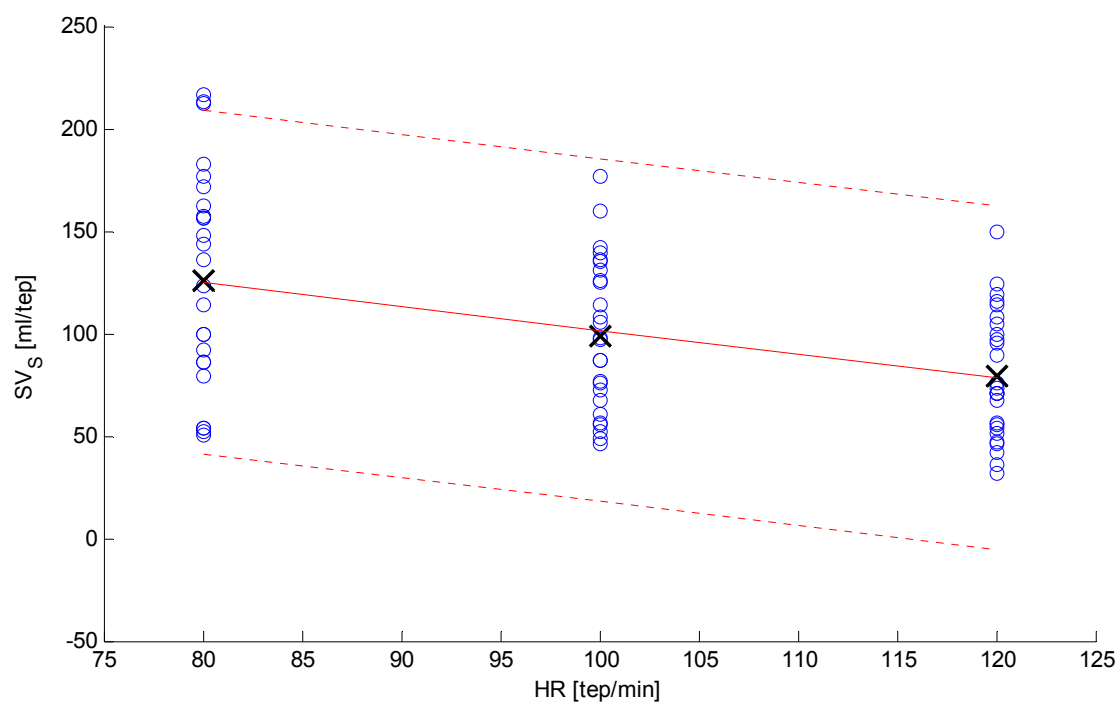
Obr. 4.8 – Statistický soubor pro CO₂S s vyznačenými průměry a regresní přímkou



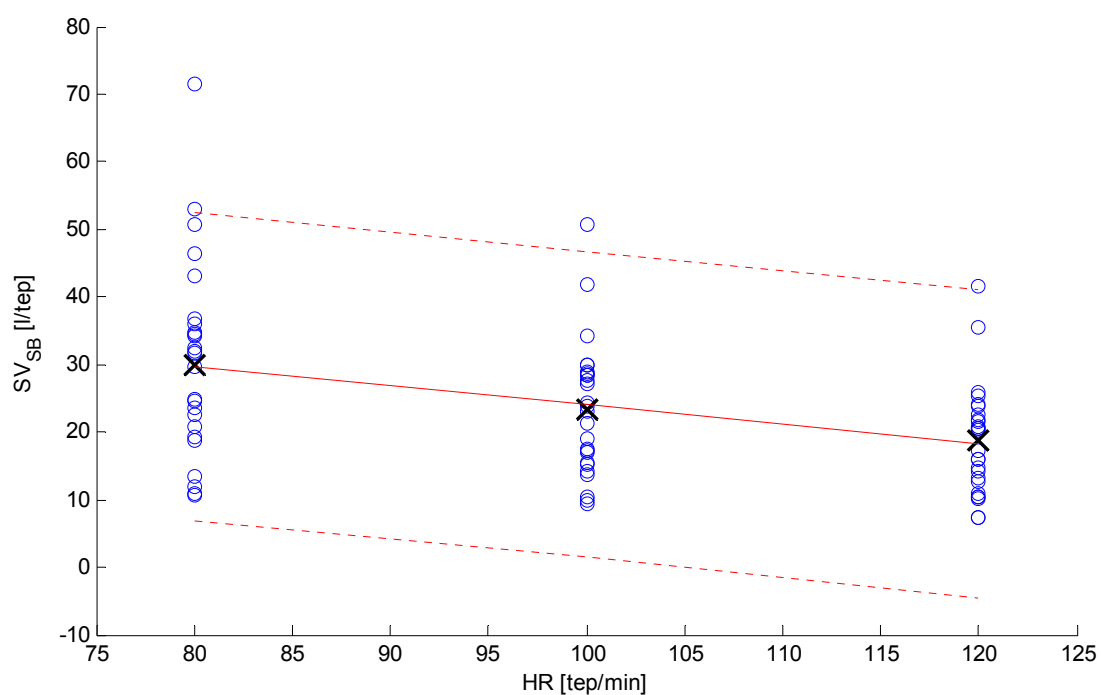
Obr. 4.9 – Statistický soubor pro CO₂SB s vyznačenými průměry a regresní přímkou



Obr. 4.10 – Statistický soubor pro SV_K s vyznačenými průměry a regresní přímkou



Obr. 4.11 – Statistický soubor pro SV_S s vyznačenými průměry a regresní přímkou



Obr. 4.12 – Statistický soubor pro SV_{SB} s vyznačenými průměry a regresní přímkou

Hodnoty směrnic ve všech případech vykazují určitý pokles. Tato hodnota je však tak malá, že je možné ji prakticky zanedbat. Na základě velikostí vypočítaných směrnic lze tedy říci, že **velikost srdečního výdeje zůstává se změnou tepové frekvence téměř konstantní.**

5 ZÁVĚR

V rámci této práce byly prostudovány nejpoužívanější metody určení velikosti srdečního výdeje. Vlastní jádro práce bylo zaměřeno na aplikaci bioimpedančních metod. Tyto metody se sice neřadí mezi nejpřesnější, ale mají svá pozitiva. Těmi jsou nenáročnost na odbornost personálu obsluhující dané měření, ale především odpadá nutnost jakéhokoliv invazivního zákroku (zejména katetrizace). Je tedy možné ji použít ke sledování průběhu léčby například u rizikových pacientů, u kterých je katetrizace nemožná.

V práci byly použity metody Kubíčková, Šrámkova a Šrámek-Bernsteinova. Snahou autorů jednotlivých metod je získání co nejreálnější výsledné hodnoty CO. Jednotlivé metody použité v této práci se liší multiplikačními konstantami, které ovlivňují současně absolutní hodnotu i rozkmit výsledného CO. Tvarové průběhy CO zůstávají stejné.

Soubor dat zpracovávaných v této práci byl měřen u subjektů, jež měly implantované kardiostimulátory. V průběhu měření jim byla postupně přepínána frekvence stimulace podle měřicího protokolu. Takto získaná data jsou specifická tím, že tepová frekvence zůstává po požadované dobu konstantní na definované hodnotě, a její změna není podmíněna zátěží organismu měřeného subjektu ani jinými vlivy. Subjekty však měly implantované kardiostimulátory z důvodu určité srdeční vady. Tento fakt se mnohdy negativně projevil ve zpracovávaných signálech, především v EKG přítomností extrasystol, skokovými změnami amplitudy EKG signálu a rovněž tvarovým změnám EKG.

Na základě prostudovaných metod výpočtu byly v této práci navrženy algoritmy vedoucí k získání hodnot potřebných k výpočtu. Jedná se zejména o detekci první a druhé srdeční ozvy, polohy R-vln v EKG signálu a bodům počátku toku krve do aorty (B) a okamžiku největšího naplnění aorty krví (C) v derivovaném bioimpedančním signálu. Rozdíl amplitud bodů B a C reprezentuje právě maximální bioimpedanční změnu během systoly. Tyto algoritmy byly, současně s rovnicemi pro výpočet srdečního výdeje Kubíčkovou, Šrámkovou a Šrámek–Bernsteinovou metodou, implementovány do uživatelského prostředí, které bylo postupně laděno na dostupných datech tak, aby bylo maximálně funkční a uživatelsky přívětivé. Z důvodu výše zmíněných artefaktů v EKG signálech bylo vytvořeno další uživatelské prostředí, které umožňuje detekci poloh R-vln v dílčích úsecích samostatně, a jejich export do souboru.

Následně byla v odladěném programovém vybavení zpracována data 70 subjektů, z nichž srdeční výdej bylo možné vyhodnotit pouze u 54. Zbývajících 16 subjektů nebylo možné vyhodnotit, neboť u nich nebylo možné nalezení úseků, ve kterých by byl srdeční výdej spolehlivě vypočítat. Z vyhodnocených dat byl vybrán statistický soubor, na který byly aplikovány statistické nástroje pro zjištění závislosti srdečního výdeje na tepové frekvenci.

Na základě statistického zpracování předloženého souboru naměřených dat bylo zjištěno, že změna tepové frekvence má zanedbatelný vliv na velikost srdečního výdeje v intervalu 80-120 tepů za minutu.

LITERATURA

- [1] ENDERLE, John, Susan M. BLANCHARD a Joseph BRONZINO. *Introduction to Biomedical Engineering, Second Edition*. San Diego: Academic Press, 2000. ISBN 0122386620.
- [2] BERNSTEIN, D.P a H.J LEMMENS. *Medical & Biological Engineering & Computing: Stroke volume equation for impedance cardiography*. Berlin - Heidelberg: Springer, 2005, s. 443-450. vol. 43. ISBN 0140-0118.
- [3] BAURA, Gail D. *System theory and practical applications of biomedical signals*. Hoboken, NJ: Wiley-Interscience, 2002, 440 s. ISBN 04-712-3653-5.
- [4] CHMELÁŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akdemické nakladatelství CERM, 1995.
- [5] WEBSTER, John G. *Bioinstrumentation*. Hoboken, N.J.: John Wiley, 2004, 383 s. ISBN 04-714-5257-2.
- [6] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2., rozš. vyd. Praha: Grada, 2005, 149 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [7] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: tvorba uživatelských aplikací*. 1. vyd. Praha: BEN, 2004, 215 s. ISBN 80-730-0133-0.
- [8] HALÁMEK, J., P. JURÁK, V. VONDRA, M. VILLA, M. NOVÁK, P. FÁŇA, V.K. SOMERS, T. KÁRA a M. SOUČEK. Dynamic QT/RR Coupling in Patients with Pacemakers. In: *2007 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Lyon, France, 22-26 August 2007*. Piscataway, NJ: IEEE Service Center [distributor], c2007, s. 919-922. ISBN 1424407877ISSN 1557-170x.
- [9] SOUKUP, L. *Zpracování bioimpedančního signálu*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [10] ANDĚL, Jiří. *Statistické metody*. 2. přeprac. vyd. Praha: Matfyzpress, 1998, 274 s. ISBN 80-858-6327-8.
- [11] HÁLA, Martin. *Pravděpodobnost a matematická statistika 11: tabulky*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1999, 21 s. ISBN 80-010-2007-X.
- [12] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [13] BERNSTEIN, D.P. Impedance cardiography: Pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations. In: *Journal of Electrical Bioimpedance* [online]. 2009 [cit. 2012-05-07]. vol.1. ISSN 1891-5469. Dostupné z: www.bioimpedance.net
- [14] BERNSTEIN, D. P. a H. J. M. LEMMENS. Stroke volume equation for impedance cardiography. *Medical* [online]. 2005, roč. 43, č. 4, s. 443-450 [cit. 2012-05-07]. ISSN 0140-0118. DOI: 10.1007/BF02344724. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/BF02344724>
- [15] COTTER, G, A SCHACHNER, L SASSON, H DEKEL a Y MOSHKOVITZ. Impedance cardiography revisited. *Physiological Measurement* [online]. 2006-09-01, roč. 27, č. 9, s. 817-827 [cit. 2012-05-07]. ISSN 0967-3334. DOI: 10.1088/0967-3334/27/9/005. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/27/i=9/a=005?key=crossref.e38dbe6db1c2efd0bc114f02ffdd7993>

- [16] NYBOER, J., L. HANNAPEL a M.M. KREIDER. Electrical impedance plethysmography: a physical and physiologic approach to peripheral vascular study. In: *Circulation journal of the American Heart Association* [online]. 1950 [cit. 2012-05-07]. ISSN 1524-4539. DOI: 10.1161/01.CIR.2.6.811. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/>
- [17] ENGOREN, M. a D. BARBEE. Comparison of Cardiac Output Determined by Bioimpedance, Thermodilution, and the Fick Method. In: *American journal of critical care* [online]. 2005 [cit. 2012-05-07]. ISSN 1937-710x. Dostupné z: <http://ajcc.aacnjournals.org/>
- [18] MOORE, R, R SANSORES, V GUIMOND a R ABBOD. Evaluation of cardiac output by thoracic electrical bioimpedance during exercise in normal subjects. *Chest* [online]. 1992-08-01, roč. 102, č. 2, s. 448-455 [cit. 2012-05-07]. ISSN 0012-3692. DOI: 10.1378/chest.102.2.448. Dostupné z: <http://www.chestjournal.org/cgi/doi/10.1378/chest.102.2.448>
- [19] NYBOER, J., M.M. KREIDER a L. HANNAPEL. Electrical Impedance Plethysmography A Physical and Physiologic Approach to Peripheral Vascular Study. *Circulation journal of the American Heart Association* [online]. 1950, 2:811-821 [cit. 2012-05-07]. ISSN 1524-4539. DOI: 10.1161/01.CIR.2.6.811. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/2/6/811>
- [20] KYLE, U. Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* [online]. 2004, roč. 23, č. 5, s. 1226-1243 [cit. 2012-05-07]. ISSN 02615614. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261561404000937>
- [21] LABABIDI, Z., D.A. EHMKE, R.E. DURNIN, P.E. LEAVERTON a R.M LAUER. The First Derivative Thoracic Impedance Cardiogram. *Circulation journal of the American Heart Association* [online]. 1950, 41:651-658 [cit. 2012-05-07]. ISSN 1524-4539. DOI: 10.1161/01.CIR.41.4.651. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/41/4/651>
- [22] SHERWOOD(CHAIR), Andrew, Michael T. ALLEN, Jochen FAHRENBERG, Robert M. KELSEY, William R. LOVALLO a Lorenz J.P. DOORNEN. Methodological Guidelines for Impedance Cardiography. *Psychophysiology* [online]. 1990, roč. 27, č. 1, s. 1-23 [cit. 2012-05-07]. ISSN 0048-5772. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1990.tb02171.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-8986.1990.tb02171.x>
- [23] BAŠTINEC, J., B. FAJMON a J. KOLÁČEK. *Pravděpodobnost, statistika a operační výzkum*. Brno. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/priloha.php?dpid=41402
- [24] LILLIEFORS. On the Kolmogorov-Smirnov Test for Normality with Mean and Variance Unknown. *Journal of the American Statistical Association* [online]. 1967, roč. 62, č. 318, s. 399-402 [cit. 2012-05-07]. ISSN 0162-1459. Dostupné z: <http://www.jstor.org/stable/2283970>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

$LVET$	doba výdeje levé komory
SV	tepový objem
CO	srdeční výdej
HR	srdeční frekvence
Z	impedance
EKG	elektrokardiogram
$s1$	1.srdeční ozva
$s2$	2.srdeční ozva
$EVLW$	extravaskulární plicní voda
V_{ITBV}	intrathorakální objem krve
V_{EPT}	objem části hrudníku uvažované jako vodič

SEZNAM PŘÍLOH

A vypočtené hodnoty

53

A VYPOČTENÉ HODNOTY CO

V Tab.A. 1 až Tab.A. 54 jsou uvedeny vypočtené hodnoty srdečního výdeje.

První sloupec každé tabulky obsahuje název zpracovaného souboru, druhý, respektive třetí, sloupec obsahuje počáteční (t1), respektive konečný (t2) čas úseků, v nichž byl proveden výpočet, ve čtvrtém sloupci jsou uvedeny příslušné tepové frekvence (HR). Pátý sloupec obsahuje hodnoty srdečního výdeje počítaného Kubíčkovou metodou (CO_k), šestý Šrámkovou modifikací (CO_s) a sedmý metodou Šrámek-Bernsteinovou (CO_sb).

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
001_all.mat	10,8	42,8	60	11,75	11,93	2,69
001_all.mat	62,8	133,8	60	11,15	11,21	2,53
001_all.mat	164,0	300,0	100	9,71	9,79	2,21
001_all.mat	349,1	483,3	80	11,19	11,30	2,55
001_all.mat	511,4	607,6	100	9,11	9,21	2,08
001_all.mat	751,6	830,3	80	10,65	10,84	2,45
001_all.mat	860,2	961,8	100	8,44	8,62	1,95

Tab.A. 1

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep;/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
003_all.mat	3,0	41,1	120	7,36	5,85	1,30
003_all.mat	184,1	374,6	80	2,69	2,13	0,47
003_all.mat	441,3	532,8	80	4,34	3,45	0,77
003_all.mat	1079,2	1241,9	80	6,08	4,83	1,07
003_all.mat	1429,6	1592,1	100	6,10	4,83	1,07
003_all.mat	1959,1	2023,6	120	19,29	15,26	3,39

Tab.A. 2

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
004_all.mat	71,4	109,7	80	9,18	11,22	2,49
004_all.mat	310,0	335,5	80	9,99	12,10	2,69
004_all.mat	762,0	804,8	80	9,80	11,79	2,62
004_all.mat	1622,6	1722,4	80	10,95	13,25	2,94
004_all.mat	2094,9	2126,8	100	11,22	13,52	3,00
004_all.mat	2272,5	2315,3	80	11,34	13,77	3,06
004_all.mat	2569,9	2617,4	120	9,70	11,65	2,59
004_all.mat	3094,8	3144,3	80	10,60	13,01	2,89

Tab.A. 3

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
005_all.mat	222,7	356,3	80	3,59	4,67	1,05
005_all.mat	424,3	502,8	120	4,57	5,94	1,34
005_all.mat	990,2	1046,5	80	4,59	5,94	1,34
005_all.mat	1247,8	1315,8	100	6,70	8,65	1,95
005_all.mat	1717,6	1793,4	80	5,66	7,27	1,64
005_all.mat	1830,7	1926,3	100	5,14	6,57	1,48
005_all.mat	2448,8	2493,8	80	7,42	9,48	2,14
005_all.mat	2683,1	2718,6	120	8,70	11,13	2,51
005_all.mat	3134,7	3176,7	80	5,49	6,89	1,55

Tab.A. 4

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
007_all.mat	14,4	70,6	80	8,43	12,57	2,76
007_all.mat	370,7	533,2	120	10,62	15,87	3,49
007_all.mat	767,5	813,3	80	8,14	12,13	2,66
007_all.mat	2565,7	2643,2	120	10,34	15,44	3,39
007_all.mat	2733,5	2789,5	121	9,09	13,55	2,98
007_all.mat	3438,9	3513,9	60	7,81	10,94	2,40

Tab.A. 5

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
008_all.mat	68,7	176,7	80	6,22	9,91	2,16
008_all.mat	490,8	570,7	120	7,91	12,81	2,80
008_all.mat	843,3	943,8	80	6,64	10,70	2,34
008_all.mat	1242,2	1438,9	100	7,87	12,79	2,79
008_all.mat	1584,3	1798,8	80	6,85	11,19	2,44
008_all.mat	1966,0	2156,7	100	7,42	12,19	2,66
008_all.mat	2687,3	2882,8	120	9,06	15,02	3,28
008_all.mat	2901,0	3015,8	80	7,05	11,78	2,57

Tab.A. 6

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
009_all.mat	30,4	99,4	80	3,18	5,42	1,19
009_all.mat	194,5	241,0	80	3,56	6,06	1,33
009_all.mat	733,5	940,5	80	3,58	6,12	1,35
009_all.mat	1097,0	1167,4	100	3,50	5,98	1,31
009_all.mat	1578,0	1703,2	80	3,64	6,15	1,35
009_all.mat	1812,0	1940,2	100	4,33	7,31	1,61
009_all.mat	2202,7	2228,9	80	3,44	5,79	1,27
009_all.mat	2908,8	3085,8	80	3,32	5,64	1,24

Tab.A. 7

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
010_all1.mat	19,2	83,0	80	3,22	4,05	0,82
010_all1.mat	225,4	352,8	80	3,67	4,61	0,93
010_all1.mat	431,3	496,8	120	4,94	6,20	1,26
010_all1.mat	776,5	856,0	80	3,11	3,89	0,79
010_all1.mat	949,0	1072,8	80	3,72	4,64	0,94
010_all1.mat	1185,1	1220,0	100	3,69	4,60	0,93

Tab.A. 8

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
010_all2.mat	80,0	334,1	80	3,71	4,65	0,94
010_all2.mat	641,9	715,3	100	3,91	4,89	0,99
010_all2.mat	936,5	1071,5	80	3,10	3,82	0,78
010_all2.mat	1326,9	1376,4	120	5,23	6,48	1,31
010_all2.mat	1514,7	1624,9	80	3,45	4,31	0,87
010_all2.mat	1652,5	1747,8	80	3,53	4,41	0,89

Tab.A. 9

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
011_all.mat	402,9	439,9	120	8,93	12,27	2,44
011_all.mat	827,3	841,7	100	6,50	8,73	1,74
011_all.mat	1529,9	1539,4	120	6,38	8,66	1,73

Tab.A. 10

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
012_all.mat	131,5	352,0	80	10,96	16,12	3,28
012_all.mat	553,5	712,6	120	8,05	11,99	2,44
012_all.mat	951,8	1029,8	80	11,59	17,36	3,53
012_all.mat	1177,2	1271,1	100	9,17	13,72	2,79
012_all.mat	1542,3	1588,0	80	11,26	17,02	3,47
012_all.mat	1899,7	2011,0	100	9,29	14,13	2,88
012_all.mat	2184,6	2249,1	80	11,43	17,33	3,53

Tab.A. 11

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
013_all.mat	39,4	73,9	80	9,18	14,02	3,19
013_all.mat	284,4	385,7	80	8,93	13,61	3,09
013_all.mat	755,9	795,6	80	9,31	13,89	3,16
013_all.mat	985,6	1029,1	80	8,96	13,43	3,05
013_all.mat	1474,9	1514,6	80	9,30	14,05	3,19
013_all.mat	2276,6	2313,4	80	8,25	12,35	2,81
013_all.mat	2989,4	3036,7	80	9,25	13,72	3,12
013_all.mat	3209,1	3229,4	80	9,26	13,79	3,13

Tab.A. 12

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
014_all.mat	654,3	712,3	120	7,23	10,66	2,44
014_all.mat	769,5	808,5	80	8,55	12,59	2,88
014_all.mat	1091,0	1175,6	100	9,62	14,18	3,24
014_all.mat	1483,5	1501,5	80	8,35	12,32	2,81
014_all.mat	1793,0	1812,5	80	8,17	12,07	2,76
014_all.mat	1859,2	1883,2	100	9,19	13,59	3,10
014_all.mat	1990,0	2005,0	100	7,84	11,60	2,65
014_all.mat	2335,3	2351,8	80	8,30	12,32	2,81
014_all.mat	2699,3	2764,8	120	7,34	10,85	2,48
014_all.mat	2906,5	2959,0	80	8,74	12,91	2,95
014_all.mat	3082,8	3131,5	80	9,02	13,23	3,02

Tab.A. 13

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
015_all.mat	452,4	684,9	120	6,53	11,35	2,49
015_all.mat	1236,6	1439,3	100	7,37	12,62	2,77
015_all.mat	1763,5	1799,5	80	6,82	11,62	2,55
015_all.mat	1824,4	2164,9	100	7,34	12,55	2,75
015_all.mat	2209,4	2267,1	80	6,68	11,41	2,50
015_all.mat	2552,6	2646,1	120	4,79	8,11	1,78
015_all.mat	2832,1	2875,6	120	4,08	6,90	1,51

Tab.A. 14

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
016_all.mat	920,5	942,2	80	6,45	9,33	2,17
016_all.mat	1123,2	1194,8	100	4,70	6,82	1,58
016_all.mat	1693,6	1753,7	80	4,63	6,78	1,58
016_all.mat	1961,3	2118,3	100	4,90	7,16	1,66

Tab.A. 15

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
017_all.mat	100,9	125,7	80	4,23	6,17	1,43
017_all.mat	386,0	512,6	121	2,52	3,89	0,90
017_all.mat	907,0	953,5	80	1,92	3,01	0,70
017_all.mat	1371,9	1399,6	100	3,82	6,08	1,41
017_all.mat	1657,0	1674,3	80	2,28	3,70	0,86
017_all.mat	2020,0	2074,8	100	3,77	6,11	1,42
017_all.mat	2305,8	2344,8	80	2,30	3,71	0,86
017_all.mat	2682,1	2713,2	121	2,24	3,70	0,86
017_all.mat	2903,1	2919,6	80	2,29	3,74	0,87

Tab.A. 16

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
018_all.mat	17,2	86,2	80	6,09	12,34	2,54
018_all.mat	776,1	807,6	80	5,47	10,75	2,21
018_all.mat	1280,8	1390,8	100	5,77	11,51	2,37
018_all.mat	1586,8	1649,0	80	5,94	11,97	2,46
018_all.mat	2085,4	2163,0	100	5,77	11,34	2,33
018_all.mat	2186,9	2255,1	80	6,07	11,90	2,45
018_all.mat	3025,3	3105,6	80	6,79	13,24	2,72

Tab.A. 17

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
019_all.mat	28,6	90,8	80	11,48	25,14	5,40
019_all.mat	474,6	556,6	120	15,75	34,30	7,37
019_all.mat	755,6	834,3	80	12,02	25,94	5,57
019_all.mat	1172,8	1289,5	100	13,43	28,80	6,19
019_all.mat	1470,6	1610,8	80	12,38	26,57	5,71
019_all.mat	2040,3	2108,3	100	12,33	26,26	5,64
019_all.mat	2170,5	2317,5	80	10,93	23,15	4,98
019_all.mat	2565,5	2672,5	120	14,07	29,95	6,44
019_all.mat	3033,3	3109,0	80	12,14	25,79	5,54
019_all.mat	3351,9	3404,9	60	10,53	22,35	4,80

Tab.A. 18

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
020_all.mat	14,5	59,5	80	7,71	10,76	2,38
020_all.mat	220,7	250,7	80	2,30	3,19	0,70
020_all.mat	414,8	443,8	120	13,54	18,71	4,13
020_all.mat	961,7	1062,2	80	3,99	5,42	1,20
020_all.mat	1263,6	1431,4	100	4,25	5,74	1,27
020_all.mat	1513,6	1599,1	80	4,95	6,67	1,47
020_all.mat	2073,3	2158,2	100	6,68	9,12	2,01
020_all.mat	2351,0	2505,6	80	4,53	6,26	1,38
020_all.mat	2567,0	2602,0	120	19,62	26,99	5,96
020_all.mat	2972,0	3031,3	80	5,28	7,23	1,60

Tab.A. 19

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
021_all.mat	550,8	639,8	120	1,36	1,35	0,30
021_all.mat	1106,3	1222,4	100	2,09	2,06	0,46
021_all.mat	1822,2	2028,6	100	4,07	4,03	0,89

Tab.A. 20

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
022_all.mat	27,2	81,9	80	7,17	13,08	2,72
022_all.mat	367,4	421,9	120	9,04	16,65	3,47
022_all.mat	880,3	954,5	80	6,98	12,98	2,70
022_all.mat	1108,3	1164,1	100	5,70	10,71	2,23
022_all.mat	1204,9	1246,3	100	6,50	12,27	2,56
022_all.mat	1712,3	1795,5	80	7,38	14,07	2,93
022_all.mat	2044,4	2117,0	100	5,95	11,25	2,34
022_all.mat	2202,9	2315,4	80	7,89	15,02	3,13
022_all.mat	2592,3	2645,3	120	6,94	13,23	2,75
022_all.mat	3033,2	3132,9	80	8,22	15,61	3,25

Tab.A. 21

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
025_all.mat	1332,2	1392,4	100	2,56	4,07	0,74
025_all.mat	1484,2	1517,9	80	2,85	4,54	0,83
025_all.mat	1914,6	2075,9	100	2,62	4,16	0,76
025_all.mat	2422,4	2465,9	80	2,98	4,69	0,86
025_all.mat	2895,3	2966,6	80	2,59	4,06	0,74

Tab.A. 22

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
026_all.mat	468,1	604,1	120	4,07	4,02	0,92
026_all.mat	1308,6	1443,4	100	3,71	3,63	0,84
026_all.mat	1925,3	1975,9	100	4,75	4,71	1,08

Tab.A. 23

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
027_all.mat	301,7	354,9	80	5,67	8,06	1,85
027_all.mat	844,2	929,0	80	5,47	7,82	1,80
027_all.mat	977,0	1026,5	80	5,66	8,12	1,87

Tab.A. 24

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
028_all.mat	34,0	103,8	80	10,18	13,65	2,88
028_all.mat	150,2	239,4	80	9,88	13,36	2,81
028_all.mat	501,2	565,2	120	10,55	14,27	3,01
028_all.mat	898,7	1006,0	80	9,76	13,39	2,82
028_all.mat	1105,2	1191,8	100	9,56	13,14	2,77
028_all.mat	1571,8	1615,3	80	9,68	13,22	2,79
028_all.mat	1911,2	2034,6	100	10,30	14,08	2,97
028_all.mat	2278,2	2329,2	80	8,52	11,66	2,46
028_all.mat	2706,4	2779,9	120	9,59	13,12	2,76
028_all.mat	3174,0	3234,7	80	9,17	12,60	2,65

Tab.A. 25

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
029_all.mat	216,6	247,5	82	4,96	10,18	2,61
029_all.mat	1136,7	1180,7	100	7,04	14,57	3,73
029_all.mat	1944,0	1987,9	100	5,86	12,09	3,10

Tab.A. 26

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
030_all.mat	67,8	91,8	80	10,67	17,82	3,83
030_all.mat	394,9	487,4	120	8,80	14,62	3,15
030_all.mat	723,6	750,6	80	11,08	18,41	3,96
030_all.mat	1220,8	1330,9	100	9,55	15,76	3,39
030_all.mat	1450,3	1492,3	80	9,55	15,66	3,37
030_all.mat	1963,5	2129,5	100	9,63	16,12	3,47
030_all.mat	2703,3	2822,8	120	6,34	10,54	2,27

Tab.A. 27

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
031_all.mat	280,9	301,9	80	4,39	6,27	1,37
031_all.mat	63,6	116,8	80	4,64	6,57	1,43
031_all.mat	660,9	717,9	120	3,59	5,12	1,12
031_all.mat	869,4	893,4	80	4,68	6,75	1,47
031_all.mat	1079,3	1144,8	100	6,00	8,69	1,90
031_all.mat	1703,2	1762,4	80	4,96	7,05	1,54
031_all.mat	1873,6	1897,7	100	6,05	8,76	1,91
031_all.mat	2353,2	2384,0	80	5,14	7,32	1,60
031_all.mat	2530,2	2583,2	120	4,36	6,11	1,33
031_all.mat	2733,7	2790,7	120	4,00	5,71	1,25
031_all.mat	3064,0	3096,3	80	5,25	7,48	1,63

Tab.A. 28

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
032_all.mat	1051,0	1089,3	80	6,76	10,52	2,11
032_all.mat	1143,0	1165,8	100	5,00	7,78	1,56
032_all.mat	2082,5	2122,8	100	4,93	7,56	1,51
032_all.mat	2193,5	2270,7	80	6,53	10,25	2,05
032_all.mat	2532,7	2569,8	120	5,49	8,51	1,70
032_all.mat	3133,1	3169,1	80	5,58	8,77	1,76

Tab.A. 29

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
033_all.mat	319,6	335,3	80	7,30	9,27	2,03
033_all.mat	487,3	512,3	120	6,72	8,56	1,88
033_all.mat	1036,3	1079,8	80	6,94	8,92	1,95
033_all.mat	1128,7	1203,9	100	7,89	10,21	2,24
033_all.mat	1907,5	1970,6	100	7,23	9,28	2,03
033_all.mat	2668,2	2693,1	120	5,80	7,57	1,66

Tab.A. 30

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
034_all.mat	40,2	81,4	80	9,05	13,24	2,89
034_all.mat	130,5	183,0	80	8,84	12,88	2,81
034_all.mat	392,2	463,2	120	9,40	13,71	2,99
034_all.mat	835,6	895,6	80	7,97	11,64	2,54
034_all.mat	1374,8	1417,5	100	6,89	10,00	2,18
034_all.mat	1683,2	1758,9	80	7,49	10,89	2,38
034_all.mat	1965,9	2030,9	100	7,57	11,06	2,41
034_all.mat	2184,3	2253,3	80	7,32	10,67	2,33
034_all.mat	2657,2	2709,7	120	6,27	9,16	2,00

Tab.A. 31

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
035_all.mat	62,9	102,6	80	3,01	4,14	1,02
035_all.mat	281,1	343,4	80	2,61	3,61	0,89
035_all.mat	741,9	791,4	80	3,13	4,45	1,10
035_all.mat	1201,0	1347,8	100	4,19	6,00	1,48
035_all.mat	1729,6	1746,1	80	3,53	5,07	1,25
035_all.mat	1836,6	1905,8	100	3,53	5,03	1,24
035_all.mat	2426,7	2504,7	80	3,27	4,60	1,14
035_all.mat	2554,4	2594,4	121	3,53	5,04	1,25
035_all.mat	2895,2	2942,4	80	3,25	4,62	1,14
035_all.mat	3049,7	3090,2	80	2,64	3,72	0,92

Tab.A. 32

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
036_all.mat	47,8	85,3	80	9,99	16,82	3,99
036_all.mat	548,7	572,7	120	11,32	18,96	4,50
036_all.mat	1866,3	1937,9	100	10,46	17,64	4,19
036_all.mat	2284,1	2302,1	80	10,17	17,31	4,11
036_all.mat	2558,2	2617,2	120	9,77	16,84	3,99

Tab.A. 33

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
038_all.mat	141,6	350,9	80	6,83	8,90	2,01
038_all.mat	371,3	519,9	120	6,88	8,95	2,02
038_all.mat	785,0	903,5	80	5,88	7,71	1,74
038_all.mat	1218,4	1365,8	100	7,91	10,43	2,36
038_all.mat	1495,1	1696,1	80	5,76	7,60	1,72
038_all.mat	2067,2	2123,2	100	8,39	11,10	2,51
038_all.mat	2252,4	2472,9	80	5,88	7,77	1,75
038_all.mat	2545,7	2679,7	120	7,05	9,34	2,11

Tab.A. 34

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
041_all.mat	47,5	103,5	60	4,60	6,63	1,34
041_all.mat	248,4	414,2	80	3,28	4,71	0,95
041_all.mat	584,5	670,5	120	3,01	4,33	0,88
041_all.mat	969,8	1078,6	80	2,58	3,68	0,75
041_all.mat	1298,8	1326,4	100	3,99	5,68	1,15
041_all.mat	1420,3	1455,2	100	3,83	5,18	1,05
041_all.mat	1457,6	1493,1	100	3,44	4,66	0,95

Tab.A. 35

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
042_all3.mat	12,4	121,9	100	36,86	19,87	4,52
042_all3.mat	222,2	244,5	100	115,63	63,09	14,34

Tab.A. 36

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
043_all.mat	373,2	407,3	120	21,00	17,28	3,46
043_all.mat	604,3	688,8	120	19,91	16,28	3,26
043_all.mat	1101,3	1174,7	100	11,11	9,29	1,86
043_all.mat	1819,2	1849,3	100	11,13	9,50	1,90
043_all.mat	2564,0	2747,1	120	14,53	12,41	2,49

Tab.A. 37

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
044_all.mat	232,3	280,3	80	87,27	43,30	10,01
044_all.mat	807,6	890,1	120	53,56	27,79	6,42
044_all.mat	969,3	1027,0	80	74,15	39,02	9,02
044_all.mat	1277,4	1351,4	100	56,12	30,13	6,97
044_all.mat	1384,5	1512,0	100	58,44	31,45	7,27
044_all.mat	1673,3	1794,7	80	77,47	40,58	9,38
044_all.mat	2141,8	2180,9	100	65,45	34,23	7,92
044_all.mat	2622,4	2672,7	80	71,61	37,23	8,61

Tab.A. 38

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
045_all.mat	4,1	94,1	80	48,04	61,87	13,74
045_all.mat	380,9	468,9	120	51,91	63,06	14,00
045_all.mat	1115,3	1217,0	100	16,29	12,62	2,80
045_all.mat	2595,9	2751,0	120	9,22	8,98	1,99
045_all.mat	3077,1	3177,6	80	9,49	10,02	2,22

Tab.A. 39

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
046_all.mat	383,0	404,6	100	120,83	49,52	11,32
046_all.mat	1112,3	1144,8	100	120,79	52,77	12,06
046_all.mat	1811,6	1834,2	61	87,69	40,43	9,24
046_all.mat	2034,0	2067,3	60	85,95	39,90	9,12

Tab.A. 40

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
047_all1.mat	11,0	128,7	80	49,16	25,16	5,11
047_all1.mat	516,9	594,9	80	41,34	21,63	4,40
047_all1.mat	702,1	750,9	80	46,01	24,30	4,94

Tab.A. 41

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
047_all.mat	168,5	230,0	80	62,99	33,72	6,85
047_all.mat	441,8	607,3	120	79,01	43,52	8,84
047_all.mat	848,7	915,5	80	55,83	30,33	6,16
047_all.mat	1521,1	1587,0	80	51,82	29,45	5,98
047_all.mat	1874,4	1965,3	100	84,93	47,37	9,63
047_all.mat	2399,8	2486,8	80	66,09	37,66	7,65
047_all.mat	2531,1	2588,1	120	58,48	33,08	6,72

Tab.A. 42

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
048_all.mat	523,2	545,8	80	9,81	13,72	2,76
048_all.mat	567,3	906,5	122	11,17	15,70	3,15
048_all.mat	1414,4	1461,2	100	6,19	8,90	1,79
048_all.mat	1422,8	1499,0	100	5,91	8,42	1,69
048_all.mat	2748,4	3047,4	122	8,90	12,91	2,59

Tab.A. 43

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
049_all.mat	311,6	352,2	80	7,55	14,66	4,25
049_all.mat	571,1	681,6	120	4,41	8,61	2,50
049_all.mat	846,6	940,3	80	8,39	16,25	4,71
049_all.mat	980,0	1026,7	80	6,69	12,88	3,73
049_all.mat	1309,3	1356,4	60	7,17	13,77	3,99
049_all.mat	1687,5	1730,5	60	6,21	11,69	3,39
049_all.mat	2113,4	2171,2	80	8,42	15,77	4,57
049_all.mat	2348,9	2439,9	120	4,53	8,47	2,46
049_all.mat	2752,2	2785,9	80	7,47	14,20	4,12
049_all.mat	3111,6	3147,7	100	5,31	9,65	2,80
049_all.mat	3305,3	3343,2	100	5,07	9,87	2,86
049_all.mat	3469,6	3513,8	80	7,27	14,04	4,07
049_all.mat	3861,8	3938,8	60	6,05	11,74	3,40

Tab.A. 44

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
050_all.mat	315,7	356,9	80	7,76	8,87	1,86
050_all.mat	373,9	513,4	121	6,21	7,12	1,50
050_all.mat	735,4	795,4	80	7,83	8,93	1,88
050_all.mat	844,2	995,7	80	7,99	9,15	1,92
050_all.mat	1111,2	1243,6	100	7,55	8,69	1,83
050_all.mat	1492,7	1572,9	80	7,61	8,78	1,84
050_all.mat	1927,7	2084,1	100	47,23	21,28	4,47

Tab.A. 45

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
051_all.mat	754,1	1017,9	80	4,21	7,48	1,63
051_all.mat	1220,3	1273,6	100	3,72	6,68	1,46
051_all.mat	1323,4	1349,8	100	4,55	8,09	1,77
051_all.mat	1393,6	1420,5	100	3,91	6,95	1,52
051_all.mat	1456,4	1515,3	80	5,53	9,85	2,15
051_all.mat	1610,6	1694,5	80	4,74	8,45	1,85
051_all.mat	1765,5	1803,3	80	4,56	8,15	1,78

Tab.A. 46

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
053_all.mat	300,5	540,0	120	6,33	12,95	2,63
053_all.mat	552,6	593,8	80	6,12	12,54	2,55
053_all.mat	911,1	929,7	100	6,94	14,19	2,88

Tab.A. 47

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
054_all.mat	305,9	384,6	80	7,08	8,09	1,83
054_all.mat	394,4	443,9	80	6,95	7,95	1,80
054_all.mat	794,8	817,3	120	6,01	6,88	1,56
054_all.mat	827,3	845,3	120	6,04	6,91	1,57
054_all.mat	1010,4	1088,4	80	6,38	7,31	1,66
054_all.mat	1479,8	1536,9	100	6,06	6,96	1,58
054_all.mat	2274,8	2350,5	100	5,71	6,48	1,47
054_all.mat	2567,2	2604,7	80	6,00	6,85	1,55
054_all.mat	2810,4	2857,4	120	5,74	6,67	1,51
054_all.mat	2974,4	3005,9	120	5,73	6,63	1,50
054_all.mat	3198,0	3270,8	80	6,33	7,28	1,65
054_all.mat	3366,0	3497,3	80	5,81	6,62	1,50

Tab.A. 48

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
055_all.mat	171,9	231,1	80	4,76	6,79	6,15
055_all.mat	237,1	507,2	80	4,77	6,78	6,13
055_all.mat	651,4	880,4	120	3,89	5,53	5,00
055_all.mat	900,4	1004,7	80	4,56	6,48	5,86
055_all.mat	1300,2	1382,0	100	4,37	6,24	5,64
055_all.mat	1667,0	1869,5	80	4,42	6,30	5,70
055_all.mat	1976,7	2228,2	100	3,48	4,96	4,49
055_all.mat	2339,2	2391,7	80	3,92	5,56	5,03
055_all.mat	3236,0	3323,8	80	4,30	6,06	5,48
055_all.mat	3585,8	3664,8	60	4,70	6,71	6,07

Tab.A. 49

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
057_all.mat	19,2	88,2	80	6,90	9,17	2,18
057_all.mat	178,0	264,5	120	5,79	7,72	1,83
057_all.mat	618,7	719,2	80	6,05	7,98	1,89
057_all.mat	954,4	1025,3	100	5,83	7,73	1,83
057_all.mat	1311,3	1512,3	80	5,81	7,69	1,83
057_all.mat	1940,0	1974,3	100	5,08	6,71	1,59
057_all.mat	2178,3	2262,3	80	5,86	7,78	1,85
057_all.mat	2398,6	2416,6	120	4,24	5,61	1,33
057_all.mat	2863,1	2894,6	80	5,50	7,30	1,73

Tab.A. 50

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
059_all.mat	14,4	69,4	70	2,04	2,32	0,47
059_all.mat	357,2	478,7	80	2,18	2,48	0,50
059_all.mat	583,4	697,4	120	1,97	2,29	0,46
059_all.mat	896,2	1068,7	80	2,19	2,51	0,51
059_all.mat	2450,9	2600,9	80	3,18	3,65	0,74
059_all.mat	3049,1	3186,4	80	3,64	4,18	0,85
059_all.mat	3300,1	3378,0	80	3,98	4,65	0,94
059_all.mat	3449,3	3518,0	70	2,63	3,01	0,61

Tab.A. 51

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
060_all.mat	11,5	134,5	60	7,09	9,04	1,98
060_all.mat	239,8	349,3	80	9,96	12,70	2,78
060_all.mat	942,2	968,5	80	10,12	12,94	2,84
060_all.mat	1100,5	1171,7	80	9,39	12,01	2,63

Tab.A. 52

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
061_all.mat	248,2	285,2	60	4,61	7,03	1,64
061_all.mat	513,0	579,8	80	5,50	8,26	1,93

Tab.A. 53

soubor	t1 [s]	t2 [s]	HR [tep/min.]	CO_k [l/min.]	CO_s [l/min.]	CO_sb [l/min.]
063_all.mat	6,9	40,9	60	6,35	7,22	1,50

Tab.A. 54