



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů

Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW

**Controlling of the Model of the Cardiovascular System Using
LabVIEW**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Bc. Naděje Havlíčková

Praha 2014

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Naděje Havlíčková
Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)
Obor: Biomedicínské inženýrství
Název tématu: Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou modelování kardiovaskulárního systému a jeho existujícím mechanickým modelem.
2. Seznamte se s metodami pro měření invazivního krevního tlaku, tepové frekvence a srdečního výdeje.
3. Navrhněte ovládací panel pro mechanický model kardiovaskulárního systému umožňující měření invazivního krevního tlaku, tepové frekvence a srdečního výdeje.
4. Implementujte navržené řešení v prostředí LabVIEW.
5. Ověřte funkci ovládacího panelu.

Seznam odborné literatury:

- [1] Batzel J.J., Kappel F., Schneditz D., Tran H.T.: Cardiovascular and Respiratory Systems – Modelling, Analysis and Control. SIAM, Philadelphia, 2007. ISBN: 978-0-898716-17-7
- [2] Darowski M., Ferrari G.: Comprehensive Models of Cardiovascular and Respiratory Systems - Their Mechanical Support and Interactions. Nova Science Publishers, New York, 2010. ISBN 978-1-60876-212-5
- [3] Bress T.: Effective LabVIEW Programming. NTS Press, New Jersey, 2013. ISBN 978-1- 934891-08-7
- [4] Rozman J. a kol.: Elektronické přístroje v lékařství. Academica, Praha, 2006. ISBN 80-200-1308-3
- [5] Penhaker M., Imramovský M., Tiefenbach P., Kobza F.: Lékařské diagnostické přístroje – Učební texty. VŠB, Ostrava, 2004. ISBN 80-24-0751-3

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

prof. Ing. Pavel Sovka, CSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 6. 12. 2013

Poděkování

Poděkování patří zejména mé rodině za její podporu nejen při tvorbě této diplomové práce, ale i v průběhu celého studia a dosavadního života.

Děkuji také panu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D. za vedení práce, podporu, vstřícnost a ochotu. Za spolupráci děkuji i panu Ing. Miroslavu Ložkovi.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....

Podpis autorky práce

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá vývojem *kardiovaskulárního monitoru*, hlavní řídicí a monitorovací jednotky mechanického modelu kardiovaskulárního systému a monitorovací jednotky zařízení pro telemetrické sledování vitálních funkcí. Vyvinutý kardiovaskulární monitor je virtuálním přístrojem vyvinutým v prostředí LabVIEW spuštěným na běžném osobním počítači. Vývoj kardiovaskulárního monitoru je soustředěn na návrh programové struktury umožňující paralelní vykonávání procesů, na jejich synchronizaci a na analýzu signálů. V aplikaci jsou implementovány algoritmy pro analýzu srdeční frekvence (*HR*) z elektrokardiogramu, analýzu systolických, diastolických a středních arteriálních tlaků (*SP*, *DP* a *MAP*), srdečního výdeje (*CO*) z dat získaných vrtulkovým průtokoměrem a tepového objemu (*SV*) v reálném čase. Dále je vyvinut algoritmus automatizovaného měření srdečního výdeje (*CO*) termodiluční metodou.

Klíčová slova

Kardiovaskulární systém, invazivní krevní tlak, tepová frekvence, srdeční výdej, LabVIEW

Abstract

This diploma thesis focuses on the development of a *cardiovascular monitor* which is the main controlling and monitoring unit of the mechanical model of the cardiovascular system and which is also a monitoring unit of the device for telemetric monitoring of vital signs. The developed cardiovascular monitor is a virtual instrument programmed in LabVIEW running on a personal computer. The development of the cardiovascular monitor is focused on the design of program structure enabling parallel execution of processes, their synchronization and on the signal analysis. In the application, algorithms for analysis of heart rate (*HR*) from an electrocardiogram; analysis of systolic, diastolic and mean arterial pressure (*SP*, *DP* and *MAP*); cardiac output (*CO*) from the data acquired from the propeller flow meter; and stroke volume (*SV*) in the real time are implemented. The algorithm for automated measurement of cardiac output (*CO*) by thermodilution is also developed.

Keywords

Cardiovascular system, invasive blood pressure, heart rate, cardiac output, LabVIEW

Obsah

Poděkování.....	3
Prohlášení.....	4
Abstrakt.....	5
Klíčová slova.....	5
Abstract.....	6
Keywords.....	6
Obsah.....	7
Seznam obrázků.....	9
Seznam zkratk.....	11
1 Úvod.....	12
2 Kardiovaskulární systém.....	13
2.1 Srdce.....	13
2.1.1 Elektrická aktivita srdce.....	14
2.1.2 Elektrokardiografie.....	14
2.2 Cévní systém.....	18
2.2.1 Arteriální řečiště.....	20
2.2.2 Kapilární řečiště.....	20
2.2.3 Venózní řečiště.....	20
2.3 Krev.....	21
3 Hemodynamika kardiovaskulárního systému.....	22
3.1 Srdeční frekvence (<i>HR</i>).....	23
3.1.1 Měření srdeční frekvence.....	23
3.2 Tepový objem (<i>SV</i>).....	23
3.3 Srdeční výdej (<i>CO</i>).....	24
3.3.1 Měření srdečního výdeje.....	24
3.4 Krevní tlak (<i>BP</i>).....	26
3.4.1 Měření krevního tlaku.....	27
3.5 Cévní rezistence (<i>R</i>).....	28
3.6 Cévní compliance (<i>C</i>).....	28
3.7 Cévní inertance (<i>L</i>).....	29
4 Modelování kardiovaskulárního systému.....	30
4.1 Metody modelování kardiovaskulárního systému.....	30
4.1.1 Mechanické modelování kardiovaskulárního systému.....	31
4.1.2 Matematické modelování kardiovaskulárního systému.....	31
4.2 Mechanický model kardiovaskulárního systému.....	32
4.2.1 Popis mechanického modelu kardiovaskulárního systému.....	32
4.2.2 Měření na mechanickém modelu kardiovaskulárního systému.....	34
4.2.3 Mechanický model vs. fyziologický kardiovaskulární systém.....	34
4.3 Matematický model kardiovaskulárního systému.....	35
4.3.1 Popis matematického modelu kardiovaskulárního systému.....	35
4.3.2 Měření na počítačovém modelu kardiovaskulárního systému.....	37
4.3.3 Matematický model vs. mechanický model kardiovaskulárního systému.....	37
5 Telemetrická monitorace vitálních funkcí.....	38
6 Virtuální instrumentace v biomedicínském inženýrství.....	39

6.1	Programovací jazyk LabVIEW	39
6.1.1	Struktura programu v LabVIEW	40
7	Kardiovaskulární monitor	41
7.1	Příjem dat z mechanického modelu kardiovaskulárního systému.....	42
7.2	Příjem dat z telemetrické jednotky.....	45
7.3	Analýza a vizualizace dat.....	46
7.3.1	Analýza srdeční frekvence (<i>HR</i>)	47
7.3.2	Analýza tepového objemu (<i>SV</i>).....	49
7.3.3	Analýza srdečního výdeje (<i>CO</i>)	49
7.3.4	Analýza krevního tlaku (<i>BP</i>).....	50
7.3.5	Filtrace a vizualizace dat	51
7.4	Obsluha příkazů uživatele	52
7.4.1	Termodiluce – měření srdečního výdeje (<i>CO</i>).....	53
7.5	Uživatelské rozhraní – čelní panel aplikace.....	56
7.5.1	Řízení mechanického modelu kardiovaskulárního systému	56
7.5.2	Zobrazování informací o mechanickém modelu kardiovaskulárního systému.....	58
7.5.3	Zobrazování informací získaných z telemetrické jednotky.....	59
7.6	Uživatelské rozhraní – menu aplikace	60
7.6.1	Soubor (File)	60
7.6.2	Nastavení (Settings)	61
7.6.3	Komunikace (Communication).....	62
7.6.4	Filtrace (Filtration).....	63
7.6.5	Měření (Measurement).....	64
8	Vzdálený panel telemetrické monitorace vitálních funkcí.....	67
9	Vzdálený panel kardiovaskulárního monitoru	68
10	Závěr	69
	Bibliografie	70
	Publikace a projekty autorky.....	73
	Přílohy diplomové práce	74
A	Tištěné přílohy diplomové práce.....	75
A1	Fotografie mechanického modelu kardiovaskulárního systému	75
B	Seznam elektronických příloh diplomové práce	76
B1	Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW.pdf	
B2	Instalační balíček programu CardioVascular Monitor.exe	
B3	Matematický model kardiovaskulárního systému CardioVascularModel.mo	

Seznam obrázků

Obr. 1 – Srdce a převodní systém srdeční [4]	13
Obr. 2 – Značení elektrod na končetinách (upraveno z [4]).....	15
Obr. 3 – Značení elektrod na hrudníku [4].....	15
Obr. 4 – Wilsonova centrální svorka (upraveno z [4]).....	16
Obr. 5 – Geneze elektrokardiogramu svodů I, II a III [4]	17
Obr. 6 – Elektrokardiogram svodu II s vyznačenými významnými úseky křivky [9]	17
Obr. 7 – Schéma kardiovaskulárního systému (upraveno z [11])	19
Obr. 8 – Tlak krve (plná čára) a střední tlak krve (přerušovaná čára) v jednotlivých částech systémového krevního oběhu (upraveno z [5]).....	19
Obr. 9 – Rychlost toku krve (plná čára) a celkový příčný průřez (přerušovaná čára) v jednotlivých částech systémového krevního oběhu (upraveno z [5])	19
Obr. 10 – Typický tvar termodiluční křivky (upraveno z [14])	25
Obr. 11 – Blokové schéma mechanického modelu kardiovaskulárního systému (upraveno z [19]).....	33
Obr. 12 – Blokové schéma řídicí elektroniky mechanického modelu kardiovaskulárního systému (upraveno z [19]).....	34
Obr. 13 – Příklad tlakových křivek naměřených na mechanickém modelu kardiovaskulárního systému (upraveno z [19]).....	34
Obr. 14 – Schéma matematického modelu kardiovaskulárního systému.....	36
Obr. 15 – Tvar pulsní vlny generátoru pulsního toku	36
Obr. 16 – Příklad tlakových křivek simulovaných matematickým modelem kardiovaskulárního systému.....	37
Obr. 17 – Telemetrická jednotka.....	38
Obr. 18 – Princip grafického programování	40
Obr. 19 – Blokové schéma kardiovaskulárního monitoru, jeho jednotlivých paralelních asynchronních vláken a jeho komunikace s ostatními zařízeními a vzdálenými panely	42
Obr. 20 – Časovaná while smyčka pro příjem dat z mechanického modelu kardiovaskulárního systému (stav čtení ze sériové linky)	43
Obr. 21 – Časovaná while smyčka pro příjem dat z telemetrické jednotky (stav čtení dat)	45
Obr. 22 – Blokové schéma analýzy srdeční frekvence	47
Obr. 23 – Analýza srdeční frekvence (HR).....	48
Obr. 24 – Analýza tepového objemu (SV).....	49
Obr. 25 – Analýza srdečního výdeje (CO).....	50
Obr. 26 – Analýza krevního tlaku (BP)	50
Obr. 27 – Univerzální funkce pro filtraci signálu	51
Obr. 28 – Termodiluce – měření teploty indikátoru.....	54
Obr. 29 – Termodiluce – měření teploty vody v řečišti	54
Obr. 30 – Termodiluce – měření termodiluční křivky – první fáze	55
Obr. 31 – Termodiluce – měření termodiluční křivky – druhá fáze.....	55
Obr. 32 – Termodiluce – výpočet srdečního výdeje (CO)	56
Obr. 33 – Čelní panel kardiovaskulárního monitoru.....	57

Obr. 34 – Modální okno kardiovaskulárního monitoru pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou.....	65
Obr. 35 – Příklad možného uživatelského rozhraní vzdáleného panelu telemetrické monitorace vitálních funkcí	67

Seznam zkratek

BP	krevní tlak (z angl. <i>Blood Pressure</i>)
CO	srdeční výdej (z angl. <i>Cardiac Output</i>)
DP	diastolický tlak (z angl. <i>Diastolic Pressure</i>)
EF	ejekční frakce (angl. <i>Ejection Fraction</i>)
EKG	elektrokardiografie / elektrokardiograf / elektrokardiogram
EXE	formát spustitelného (angl. <i>EXEcutable</i>) souboru, přípona souboru
HR	srdeční frekvence (z angl. <i>Heart Rate</i>)
IP	protokol síťové vrstvy síťové architektury (angl. <i>Internet Protocol</i>)
KVS	kardiovaskulární systém
MAP	sřední arteriální tlak (z angl. <i>Mean Arterial Pressure</i>)
PP	pulsní tlak (z angl. <i>Pulse Pressure</i>)
PPG	grafický záznam periferní pulsni vlny (z angl. <i>Peripheral Pulse Graph</i>)
SP	systolický tlak (z angl. <i>Systolic Pressure</i>)
subVI	podprogram v LabVIEW
SV	tepový objem (z angl. <i>Stroke Volume</i>)
TCP	protokol transportní vrstvy síťové architektury (z angl. <i>Transmission Control Protocol</i>)
USB	univerzální sériová sběrnice (z angl. <i>Universal Serial Bus</i>)
VI	virtuální přístroj (z angl. <i>Virtual Instrument</i>), přípona programu v LabVIEW
WiFi	standardy bezdrátové komunikace
XML	rozšiřitelný značkovací jazyk (z angl. <i>Extensible Markup Language</i>)
0D, 1D, 2D, 3D	nula-, jedno-, dvou-, tří-dimenzionální (rozměrný)

1 Úvod

Mechanický model kardiovaskulárního systému je výukovou pomůckou využívanou např. v předmětu *A6M31LET Lékařská technika* (povinném předmětu magisterského oboru Biomedicínské inženýrství) na Fakultě elektrotechnické Českého vysokého učení technického v Praze. Na základě neexistence centrální řídicí a monitorovací jednotky pro tento model vznikl požadavek na vývoj řídicího panelu mechanického modelu kardiovaskulárního systému.

Cílem této diplomové práce je navrhnout **řídicí panel mechanického modelu kardiovaskulárního systému** (dále jen řídicí panel) a implementovat jej ve vývojovém prostředí LabVIEW. Řídicí panel má umožňovat nejen řízení modelu, ale též zobrazovat signály snímané na modelu a provádět analýzy těchto signálů.

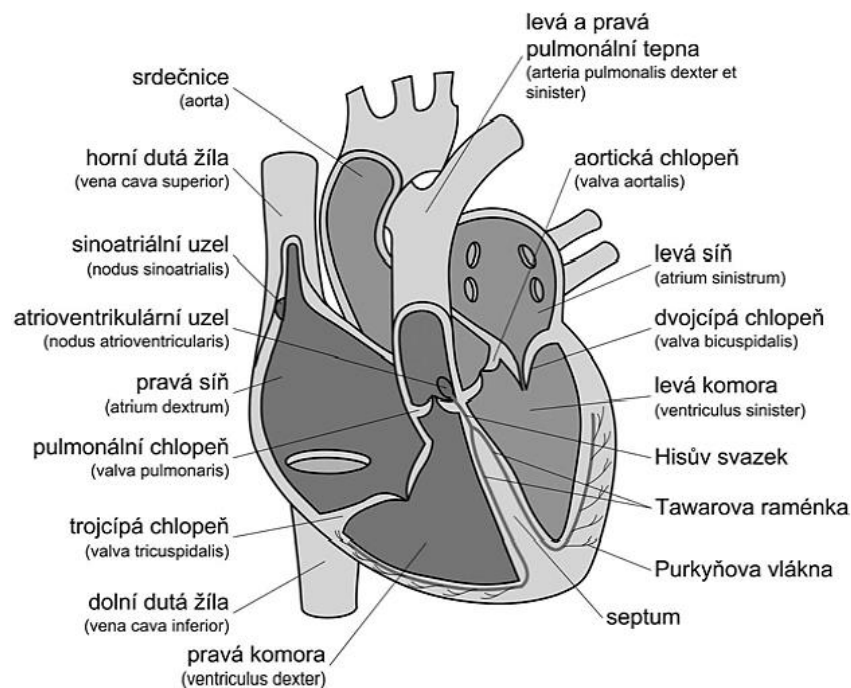
První část diplomové práce je věnována seznámení s *kardiovaskulárním systémem* (kapitola 2) a s jeho *hemodynamickými parametry* včetně problematiky jejich měření (kapitola 3). Metodám *modelování kardiovaskulárního systému*, popisu jeho mechanického modelu a popisu autorkou diplomové práce vyvinutému matematickému modelu téhož systému se věnuje 4. kapitola. Kapitola 5 je věnována *telemetrické monitoraci vitálních funkcí*. Prostřednictvím *virtuální instrumentace*, s níž seznamuje kapitola 6, lze vyvíjet zařízení, jakým je i vyvinutý řídicí (a monitorovací) panel mechanického modelu kardiovaskulárního systému (*kardiovaskulární monitor*) popsany v kapitole 7. Kapitoly 8 a 9 popisují vyvinuté *vzdálené panely kardiovaskulárního monitoru*.

2 Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém je životně důležitou orgánovou soustavou zajišťující perfuzi (průtok krve) jednotlivých tkání a orgánů, do kterých dodává kyslík a živiny a odvádí z nich zplodiny metabolismu. Kardiovaskulární systém lze z anatomického a mechanického hlediska rozdělit na dvě základní části – část pohonnou (**srdce**) a část rozvodnou (**cévní systém**). Obě základní části jsou podrobněji popsány v následujících oddílech 2.1 a 2.2. Pro správnou funkci kardiovaskulárního systému je mimo jiné nutná správně fungující nervová a hormonální regulace a adekvátní **krevní náplň** systému. Krevi je věnován oddíl 2.3. [1] [2]

2.1 Srdce

Srdce (lat. *Cor, Kardia*) (obr. 1) je svalnatý čtyřduťinový orgán uložený v mediastinu (mezihrudí). Jeho příčně pruhovaná svalovina, na rozdíl od kosterního příčně pruhovaného svalstva, není ovládána vůlí. Tento životně důležitý orgán správnou posloupností kontrakce a relaxace jednotlivých svých etází, pomocí tlakových gradientů a díky chlopním zamezujícím zpětnému toku, zajišťuje jednosměrné proudění krve uzavřeným oběhovým systémem. Kontrakce a relaxace srdeční svaloviny je následkem autonomní elektrické aktivity srdce. [1] [2] [3]



Obr. 1 – Srdce a převodní systém srdeční [4]

2.1.1 Elektrická aktivita srdce

Zdrojem primárního elektrického akčního potenciálu srdce je za fyziologických podmínek sinoatriální (SA) uzel. Akční potenciál se pomocí lokálních elektrických proudů postupně šíří a aktivuje další etáže myokardu (srdeční svaloviny) v takovém pořadí, které při správné mechanické odpovědi svalstva zajistí krevní oběh. Vlastní frekvence SA uzlu je v závislosti na nekardiálních aspektech upravována hormonálně a pomocí vegetativního nervstva (sympatiku a parasympatiku). V případě narušení funkce SA uzlu mohou jeho funkci nahradit nižší etáže *převodního systému srdečního*¹ (atrioventrikulární (AV) uzel, Hisův svazek či Tawarova raménka). [1] [3] [5]

Rozdílné elektrické potenciály mezi aktivovanou a klidovou tkání tvoří, v závislosti na postupu vzruchu, časově proměnné elektromagnetické pole. Grafický záznam těchto polí do různých 1D projekcí se nazývá elektrokardiogram. [1] [6] [7]

2.1.2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG), metoda analýzy elektrické aktivity srdce, sloužící k funkční diagnostice srdce. Tato diagnostická metoda pomáhá odhalit celou řadu onemocnění srdce od poruch tvorby elektrického vzruchu, přes převodní poruchy, až po ischemické změny myokardu. [1] [4]

Elektrody snímající elektrickou aktivitu srdce se zpravidla umisťují na povrch těla pacienta. Pro unifikaci záznamů byl vytvořen standardní 12svodový systém vyhodnocující signály snímané čtyřmi končetinovými a šesti hrudními elektrodami. [7]

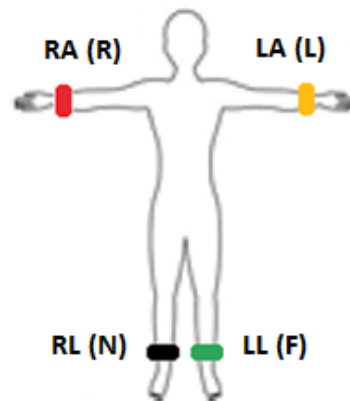
Končetinové elektrody (viz obr. 2) se umisťují na následující místa:

- RA (též R) pravá ruka (zápěstí) (barva červená),
- LA (též L) levá ruka (zápěstí) (barva žlutá),
- LL (též F) levá noha (holenní část distálně) (barva zelená),
- RL (též N) pravá noha (holenní část distálně) (barva černá).² [7]

¹ Převodní systém srdeční – specializovaná část srdeční svaloviny, jejíž buňky jsou schopny samostatně tvořit a vést vzruch. Tyto buňky nemají konstantní klidový potenciál. [1] [10]

² Barevné značení elektrod je uváděno dle *evropských* norem [27]

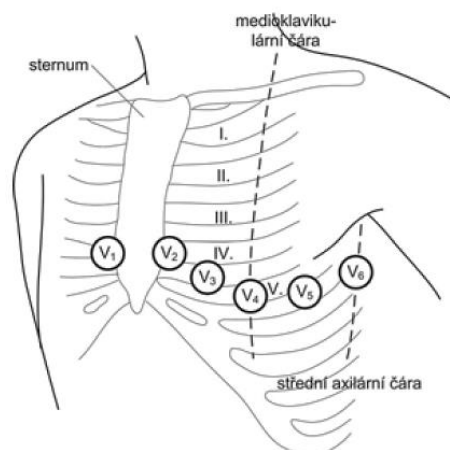
RL (N) je pomocná elektroda nesloužící k snímání biopotenciálů. Elektroda pomocí zpětné vazby snižuje souhlasnou složku signálu na vstupu předzesilovačů EKG přístroje. [4]



Obr. 2 – Značení elektrod na končetinách (upraveno z [4])

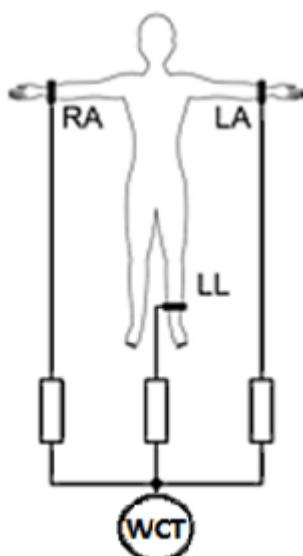
Hrudní elektrody (viz obr. 3) se umísťují na následující místa:

- V1 čtvrté mezižebří vpravo od sternu (hrudní kosti),
- V2 čtvrté mezižebří vlevo od sternu,
- V3 uprostřed mezi V2 a V4,
- V4 páté mezižebří, medioklavikulární čára,
- V5 přední axiální čára, horizontálně na úrovni V4,
- V6 střední axiální čára, horizontálně na úrovni V4. [7]



Obr. 3 – Značení elektrod na hrudníku [4]

Potenciál hrudních elektrod se vztahuje k Wilsonově centrální svorce (WCT), referenčnímu bodu vytvořenému aritmetickým průměrem potenciálů končetinových svodů (obr. 4). [4]



Obr. 4 – Wilsonova centrální svorka (upraveno z [4])

Standardní 12svodový systému sestává z:

- Bipolárních končetinových svodů podle Einthovena (svody I, II a III),
- Augmentovaných (zesílených) končetinových svodů podle Goldbergera (svody aVR, aVL a aVF) a
- Unipolárních hrudních (prekordiálních) svodů podle Wilsona (svody $V_1 - V_6$). [7]

Tvorba standardních svodů je podrobněji popsána v dřívější práci autorky této diplomové práce [8]. Pro účely této práce podrobnější popis není nezbytný.

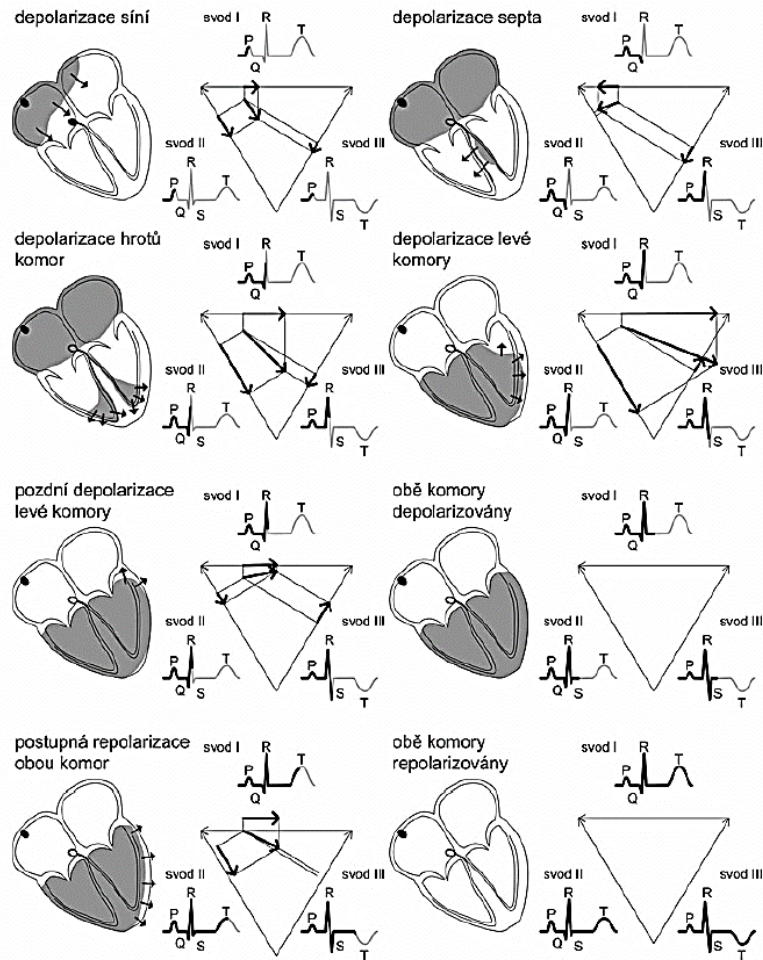
Na obr. 5 je demonstrována projekce výsledného vektoru elektrické srdeční aktivity do často užívaných svodů I, II a III. Jsou znázorněny různé fáze srdečního cyklu. Projekce vznikají vektorovým rozkladem do příslušných stran Einthovenova trojúhelníku.

Fyziologický elektrokardiogram jednoho srdečního cyklu je znázorněn na obr. 6. V elektrokardiogramu jsou vyznačeny významné úseky křivky. Křivka začíná vlnou P představující depolarizaci¹ síní. Komplex QRS reprezentuje komorovou depolarizaci. Vlna T je důsledkem repolarizace² komor. Repolarizace síní probíhá současně s QRS komplexem, avšak pro svojí značně nižší napěťovou úroveň je tímto komplexem překryta. [9] O výše uvedený popis EKG se opírá pododíl 7.3.1.

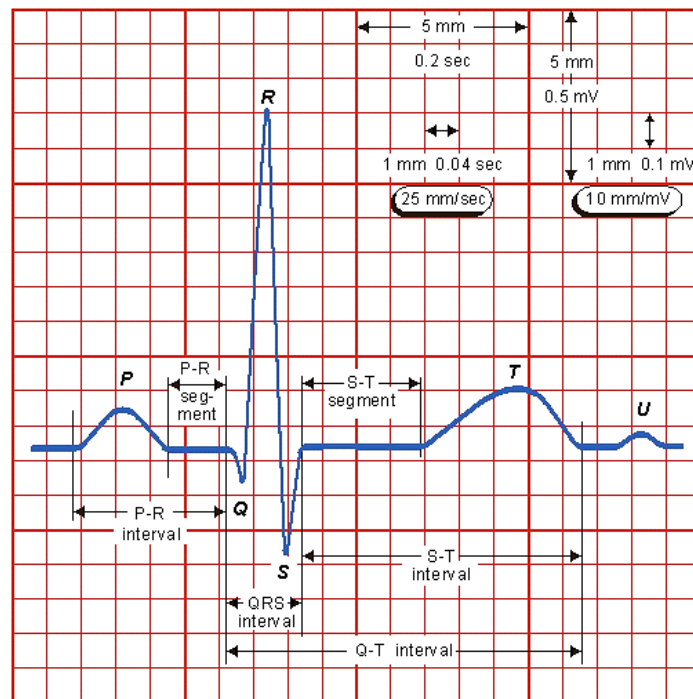
¹ Depolarizace – ztráta napětí na buněčné membráně souvisí se vznikem a šířením akčního potenciálu

² Repolarizace – obnovení původního napětí buněčné membrány

[10]



Obr. 5 – Geneze elektrokardiogramu svodů I, II a III [4]



Obr. 6 – Elektrokardiogram svodu II s vyznačenými významnými úseky křivky [9]

2.2 Cévní systém

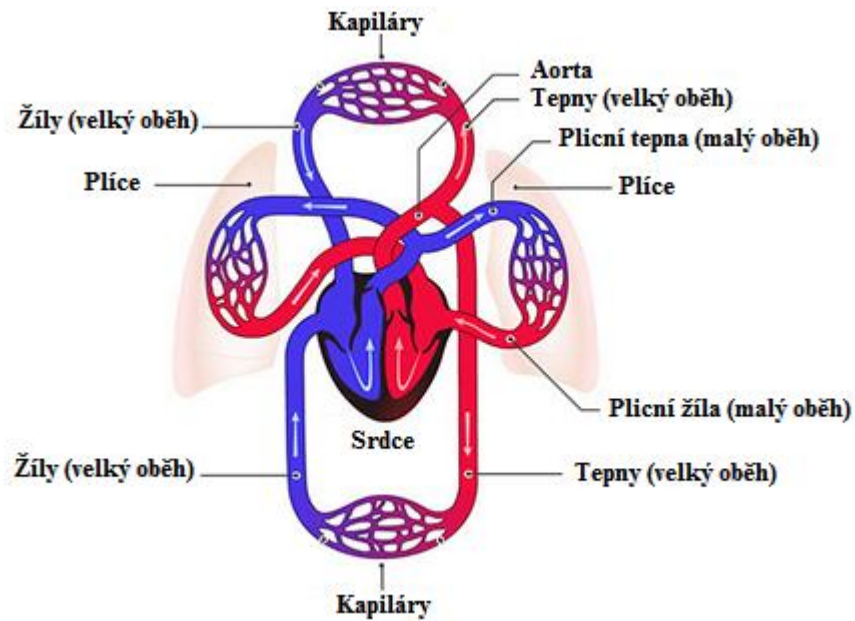
Cévní systém, rozvodná část kardiovaskulárního systému, se skládá z plicního (malého) a systémového (velkého) krevního oběhu. [2]

Plicní krevní oběh tvoří funkční oběh plic, v kterém dochází k okysličení krve. Plicní oběh je ve vztahu k systémovému oběhu řazen do série. Tato skutečnost přispívá k efektivnímu okysličení krve (plicním oběhem protéká celý minutový výdej srdce). Krev s nízkým obsahem kyslíku je do plicního oběhu vypuzována z pravé komory srdeční. Okysličená krev se z plic vrací do levé síně srdeční. Plicní oběh je jediným místem cévního systému, kde je odkysličená krev vedena tepnami a okysličená žilami. [1] [5]

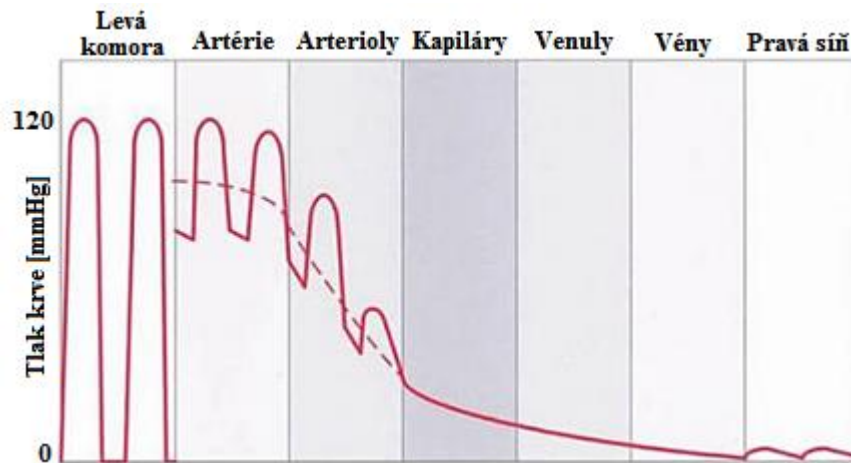
Systémový krevní oběh zajišťuje nutriční (v případě ledvin i funkční) perfuzi orgánů a tkání. Orgány a tkáně systémového oběhu jsou řazeny paralelně. Paralelní řazení umožňuje distribuci různého podílu srdečního výdeje k jednotlivým orgánům a tkáním dle aktuální potřeby. Cévní systém je řízen nervově a hormonálně. Pomocí vazodilatace (rozšíření cév) a vazokonstrikce (zúžení cév) je řízena celková periferní rezistence systému. Okysličená krev je do systémového oběhu vypuzována z levé komory. Krev s nízkým obsahem kyslíku se vrací ze systémového oběhu do pravé síně. Systémový krevní oběh se dělí na vysokotlaké a nízkotlaké řečiště. Vysokotlaké řečiště tvoří artérie (tepny) rozvádějící okysličenou krev, nízkotlaké řečiště pak vény (žíly) odvádějící krev s nízkým obsahem kyslíku. Mezi artériemi a vénami se rozkládá rozsáhlá kapilární (vlásečnicová) síť. V některých místech je tato síť přemostěna arteriovenózními anastomózami (anatomickými spojeními mezi tepnami a žilami). [1] [2] [5] [10]

Vlastnosti arteriálního, kapilárního a venózního systémového krevního řečiště jsou popsány v následujících pododdílech oddílu 2.2.

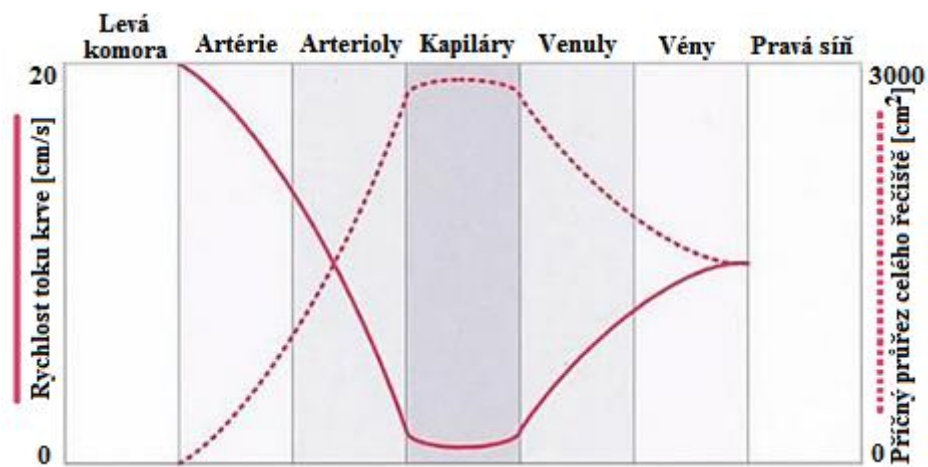
Schéma kardiovaskulárního systému je znázorněno na obr. 7. Na obr. 8 je ilustrován tlak krve a střední tlak krve v jednotlivých částech systémového krevního oběhu. Rychlost toku krve a celkový příčný průřez v jednotlivých částech systémového krevního oběhu viz obr. 9.



Obr. 7 – Schéma kardiovaskulárního systému (upraveno z [11])



Obr. 8 – Tlak krve (plná čára) a střední tlak krve (přerušovaná čára) v jednotlivých částech systémového krevního oběhu (upraveno z [5])



Obr. 9 – Rychlost toku krve (plná čára) a celkový příčný průřez (přerušovaná čára) v jednotlivých částech systémového krevního oběhu (upraveno z [5])

2.2.1 Arteriální řečiště

První část arteriálního řečiště tvoří aorta (srdečnice). Aorta společně s velkými artériemi zastává funkci pružníku (pojímá objem krve vypuzený srdcem v systolické¹ fázi komor a udržuje tok krve ve fázi diastolické²). Krev má v aortě největší rychlost. Vyšší než rychlost toku krve v arteriálním řečišti je rychlost pulsni vlny (angl. *pulse wave velocity – PWV*) zde se v důsledku pulsatilního charakteru toku šířící. Tlak v aortě za fyziologických podmínek dosahuje až 150 mmHg, v dalších oddílech arteriálního řečiště postupně klesá. Na velké artérie navazují malé artérie a arterioly, označované též prekapilární rezistenční cévy. Prekapilární rezistenční cévy společně s prekapilárními sfinktery (svěrači) řídí distribuci krve do jednotlivých kapilárních oblastí. [1] [3] [5]

2.2.2 Kapilární řečiště

V kapilárním řečišti probíhá veškerá látková výměna mezi krví a tkáněmi. K co nejefektivnější látkové výměně přispívá tenkostěnná skladba kapilárních cév, nízký průsvit kapilárních cév, vysoký celkový počet těchto cév a adekvátní transmuralní tlak (rozdíl tlaku mezi lumen³ kapilár a okolím kapilár). Transmurální tlak, určený mimo jiné tonem prekapilárních a postkapilárních rezistenčních cév, ovlivňuje úroveň kapilární filtrace a resorpce (zpětného vstřebávání). [1] [3] [5] [10]

2.2.3 Venózní řečiště

Venózní řečiště navazuje na kapiláry postkapilárními rezistenčními cévami (venulami), následně vénami. Jímavost venózního řečiště (představujícího krevní rezervoár) je přibližně třikrát vyšší než jímavost řečiště arteriálního. Krevní tlak ve venózním řečišti dosahuje pouze 5 – 20 mmHg a postupně směrem k srdci dále klesá. Pomalý krevní tok ve venózním řečišti již nemá výrazně pulsatilní charakter. Venózní návrat krve do srdce je podpořen reziduálním krevním tlakem, sacím účinkem systoly, mechanismem svalové pumpy kosterního svalstva končetin a přetlakem v dutině břišní za současného podtlaku v dutině hrudní při inspiriu (nádechu). Zpětnému toku krve v končetinách zamezují žilní chlopně. [1] [3] [5] [10]

¹ Systola – stah srdeční svaloviny doprovázený vypuzením krve do dalšího oddílu krevního oběhu [10]

² Diastola – relaxace srdeční svaloviny doprovázená plněním síní/komor srdce krví [10]

³ Lumen – vnitřek trubicovitého orgánu [10]

2.3 Krev

Krev (lat. *sanguis*) je červenou neprůhlednou tělesnou tekutinou činicí kolem 6 % hmotnosti lidského těla (zhruba 5 litrů). Krev se skládá z krevní plasmy a krevních elementů. Základní složkou plasmy je voda, dále pak elektrolyty a krevní bílkoviny. Krevními elementy jsou červené krvinky (erytrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty). Krev zastává transportní funkci pro přenos krevních plynů, živin, hormonů, elektrolytů, vitaminů, tepla a produktů metabolismu. Krev má důležitou roli v udržování acidobazické rovnováhy¹, hemostázy² a obranyschopnosti organismu proti patogenům³. [1] [2] [3] [10]

Z hlediska mechanického modelování kardiovaskulárního systému jsou důležitými parametry krve viskozita⁴, hustota a měrná tepelná kapacita. Hodnoty všech tří parametrů jsou závislé na hematokritu (poměru mezi objemem krvinek a krve) a jsou různé od hodnot tých parametrů vody. Viskozita, způsobená vnitřním třením jednotlivých vrstev krve pohybujících se různou rychlostí, patří mezi základní hemodynamické parametry kardiovaskulárního systému. Další hemodynamické parametry jsou popsány v kapitole 3. [1] [4]

¹ Acidobazická rovnováha – rovnováha pH [2]

² Hemostáza – zástava krvácení [2]

³ Patogen – choroboplodný činitel [10]

⁴ Viskozita – vazkost, vnitřní tření, η [Pa·s] [10]

3 Hemodynamika kardiovaskulárního systému

Hemodynamika kardiovaskulárního systému se zabývá popisem krevního oběhu pomocí základních fyzikálních principů. Věnuje se proudění a tlaku krve, činnosti srdce jako krevní pumpy, hemodynamickým parametrům popisujícím stav a vlastnosti krevního řečiště a jejich regulaci. [10]

Stěžejní význam v hemodynamice, a mechanice tekutin obecně, má Bernoulliho rovnice, vycházející ze zákona zachování energie, a rovnice kontinuity. Těmito fyzikálními zákony a dalšími hemodynamickými parametry cév lze odvodit vlastnosti cévního systému popsané v oddílu 2.2.

Dle **Bernoulliho rovnice** je součet hydrostatického tlaku, kinetické a potenciální energie konstantní v každém místě kapaliny. Obecný matematický zápis Bernoulliho rovnice je

$$p + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gh = \text{konst.}, \quad (1)$$

kde

p	[Pa]	je hydrostatický tlak kapaliny,	
ρ	[kg/m ³]	hustota kapaliny,	
v	[m/s]	rychlost toku kapaliny,	
g	[m/s ²]	tíhové zrychlení a	
h	[m]	výška vodního sloupce.	[12]

Dle **rovnice kontinuity** (spojitosti) se nemění hmotnostní průtok kapaliny v uzavřeném potrubí. Obecný matematický zápis je

$$Q = S \cdot v = \text{konst.}, \quad (2)$$

kde

Q	[m ³ /s]	je objemový průtok kapaliny,	
S	[m ²]	plocha příčného průřezu potrubí a	
v	[m/s]	rychlost toku kapaliny.	[13]

Následující části kapitoly 3 jsou věnovány popisu jednotlivých hemodynamických parametrů a klinickým metodám jejich měření.

3.1 Srdeční frekvence (*HR*)

Srdeční frekvence (angl. *heart rate* – *HR*), udávaná v tepech za minutu (angl. *beats per minute* – *BPM*), je jedním ze základních klinicky sledovaných ukazatelů činnosti a výkonnosti srdce. Fyziologické hodnoty klidové srdeční frekvence se pohybují mezi 60 až 80 tepy za minutu (u žen bývají o 6 – 8 tepů vyšší). Při velmi vysoké námaze může tepová frekvence dosahovat až 200 BPM. Tento ukazatel značně ovlivňuje další hemodynamické parametry (např. tepový objem, srdeční výdej a tlak krve). [4]

3.1.1 Měření srdeční frekvence

Srdeční frekvenci lze vyhodnocovat z elektrické aktivity srdce, akustických projevů srdeční činnosti, změn tlaku v krevním řečišti, změn rychlosti proudění krve v krevním řečišti a ze změn objemu nebo impedance tkáně daných jejím prokrvením. [4]

V klinické praxi se čteně stanovuje srdeční frekvence z elektrokardiogramu. Analýza srdeční frekvence z EKG bývá zpravidla založena na měření časové vzdálenosti mezi sousedícími R-vlnami (R-R intervalu). R-vlna, součást komplexu QRS, má řadu charakteristických vlastností usnadňujících její detekci. Mezi tyto vlastnosti patří: rychlá změna v čase, kterou lze zvýraznit derivací signálu, vyšší napěťová úroveň, jež lze zdůraznit umocněním signálu, a charakteristická frekvence QRS komplexu (2,5 – 35 Hz). [4]

3.2 Tepový objem (*SV*)

Tepový objem (angl. *stroke volume* – *SV*), objem krve vypuzený srdcem při jednom srdečním stahu, může ovlivňovat minutový srdeční výdej i další hemodynamické parametry. Fyziologický tepový objem nabývá hodnot 60 – 100 ml. Tepové objemy obou komor by měly být obdobné, aby nedocházelo k městnání v plicním ani systémovém oběhu, a zároveň by měly reagovat na měnící se plnění komor a tlak v aortě. Tuto regulaci zajišťuje autonomní *Frankův-Starlingův mechanismus* fungující na principu přirozené pozitivní závislosti mezi roztažením srdeční svaloviny a silou kontrakce (stahu). Kontraktilita komor se popisuje pomocí poměru tepového objemu a end-diastolického objemu (objemu krve v komoře na konci diastoly, těsně před systolou). Tento relativní poměr obou objemů se označuje **ejekční frakce** (angl. *ejection fraction* – *EF*). [1] [4] [14]

3.3 Srdeční výdej (CO)

Srdeční výdej (angl. *cardiac output* – CO) je důležitým hemodynamickým parametrem informujícím o přečerpaném množství krve srdcem za minutu. Typický srdeční výdej dospělého člověka vážícího 70 kg v klidu se pohybuje kolem 5,5 l/min. [4]

Srdeční výdej (CO) lze stanovit ze srdeční frekvence (HR) a tepového objemu (SV) dle vztahu [1]

$$CO = HR \cdot SV. \quad (3)$$

Opačným postupem je možné určit při znalosti srdečního výdeje a srdeční frekvence *průměrný* tepový objem.

3.3.1 Měření srdečního výdeje

Klinicky používané metody měření srdečního výdeje vychází z nemožnosti sériového zařazení průtokoměru do centrálního řečiště. Metody měření se dělí na neinvazivní a invazivní.

Neinvazivní měření srdečního výdeje

Neinvazivní metody měření srdečního výdeje zahrnují impedanční kardiografii a dopplerovskou echokardiografii. **Impedanční kardiografie** je založena na sledování změn impedance hrudníku v důsledku proudění krve a srdeční činnosti. Pomocí **dopplerovské echokardiografie** lze určit srdeční výdej z objemového průtoku krve aortou. Neinvazivní metody měření srdečního výdeje v posledních letech zaznamenaly vývoj, který je posouvá ke konkurenceschopnosti klinicky dosud častěji užívaným invazivním metodám měření srdečního výdeje. Výhodou zmíněných neinvazivních metod je, kromě jejich neinvazivnosti, že primárně měří okamžitý srdeční výdej, lze je tedy využít k stanovení aktuálního tepového objemu. Invazivní metody srdečního výdeje informují o průměrném srdečním výdeji za dobu měření (např. desítky sekund). [14] [15]

Invazivní měření srdečního výdeje

Invazivní metody měření srdečního výdeje jsou vesměs založeny na sledování diluce (ředění) indikátoru injektovaného do centrálního řečiště. Postup vyžaduje katetrizaci (zavedení katétru) do centrálního řečiště. Indikátor musí být netoxický, sterilní a dostatečně kontrastní. Může se jednat o indikátory s odlišnými optickými, teplotními či vodivostními vlastnostmi od krve, popř. o indikátory radioaktivní. [14]

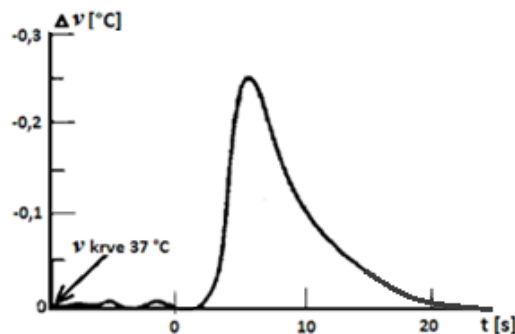
V případě diluce založené na optickém principu, zvané též **barvivová diluce**, se injektuje známé množství opticky kontrastní látky do plicní tepny (plicnice) a následně se analyzuje absorpčním fotometrem časový vývoj koncentrace barviva v arteriální krvi systémového oběhu. Klinicky používanými opticky kontrastními látkami mohou být indocyaninová zeleň nebo evansova modř. [4] [14]

Termodiluce je nejčastěji klinicky aplikovaná diluční metoda. Jako indikátoru zpravidla využívá roztok 5% glukózy o teplotě nižší než je teplota krve. Indikátor se vstříkují do pravé síně a následně se sleduje časový vývoj teploty krve v plicnici. K aplikaci roztoku i následnému měření teploty lze použít speciální multifunkční Swanův-Ganzův katétr. Grafickým znázorněním měřené teploty v plicnici v čase je tzv. termodiluční křivka. Její typický průběh se podobá průběhu na obr. 10. Rozhodujícím parametrem pro stanovení srdečního výdeje je plocha pod termodiluční křivkou. Srdeční výdej se určí ze vztahu

$$CO = 60 \cdot k \frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} \frac{V_i (v_b - v_i)}{\int_0^{t_m} (v_b - v(t)) dt}, \quad (4)$$

kde

CO [l/min]	je minutový srdeční výdej,	
k [-]	korekční faktor katétru,	
ρ_b, ρ_i [kg/m ³]	hustota krve (ρ_b) a indikátoru (ρ_i),	
c_b, c_i [J/(kg·K)]	měrná tepelná kapacita krve (c_b) a indikátoru (c_i),	
V_i [l]	objem vstříknutého indikátoru,	
v_b, v_i [°C]	teplota krve (v_b) a indikátoru (v_i),	
v [°C]	teplota v místě měření,	
t [s]	čas a	
t_m [s]	celkový čas měření.	[4] [14]



Obr. 10 – Typický tvar termodiluční křivky (upraveno z [14])

Typickým příkladem indikátoru pro **diluci** založenou na principu odlišné **vodivosti** krve a indikátoru je 5% roztok chloridu sodného ($NaCl$). [14]

Radioaktivními látkami využívanými pro **diluci** mohou být např. izotop sodíku (Na^{24}), izotop draslíku (K^{42}) či tzv. těžká voda (D_2O). [14]

Jiným než dilučním přístupem je **Fickova metoda** vycházející z přímé závislosti mezi množstvím kyslíku přijatým organismem a srdečním výdejem. Fickův princip vyžaduje analýzu krevních vzorků (je měřena koncentrace kyslíku v arteriální a venózní krvi). [4] [10] [14]

3.4 Krevní tlak (BP)

Krevní tlak (angl. *blood pressure* – BP), udávaný v $mmHg^1$, je jedním ze základních ukazatelů stavu kardiovaskulárního systému. Arteriální tlak krve se výrazně mění v závislosti na fázi srdečního cyklu. Nejvyšších hodnot dosahuje v ejekční fázi komor (**tlak systolický**, angl. *systolic pressure* – SP), nejnižších během plnicí fáze komor (**tlak diastolický**, angl. *diastolic pressure* – DP). Rozdíl obou hodnot se nazývá **tlakem pulsním** (angl. *pulse pressure* – PP). Pulsní tlak je funkcí tepového objemu a compliance² cév. Pulsní tlak stoupá při snížení compliance za stejného tepového objemu a rovněž při zvětšení tepového objemu za nezměněné compliance. Naopak snížení periferního odporu, vedoucí k prodloužení času vypuzování tepového objemu, způsobuje snížení pulsního tlaku. **Střední arteriální tlak** (angl. *mean arterial pressure* – MAP) je ukazatelem prokrvení periferie. Jeho hodnota se získá průměrováním aktuálního tlaku v časovém horizontu jedné periody nebo pomocí empirické aproximace dle vztahu

$$MAP = DP + \frac{SP+DP}{3}, \quad (5)$$

kde MAP je střední arteriální tlak, DP diastolický tlak a SP systolický tlak. [1] [4] [7]

Fyziologické hodnoty krevního tlaku dospělého člověka v klidu se pohybují od 100 do 140 mmHg pro tlak systolický a od 60 do 90 mmHg pro tlak diastolický (měřeno na tepně brachiální – pažní). [1]

¹ Milimetr rtuťového sloupce (mmHg) – $1 \text{ mmHg} \approx 133,322 \text{ Pa}$ [1]

² Compliance – objemová roztažitelnost, poddajnost, podrobněji viz oddíl 3.6

3.4.1 Měření krevního tlaku

Metody měření krevního tlaku se dělí na neinvazivní a invazivní. Neinvazivní měření krevního tlaku, u něhož se přímo nezasahuje do krevního řečiště, je převážně měření nespojitě – podává informaci pouze o systolické a diastolické hodnotě tlaku. Invazivní měření krevního tlaku funguje spojitě a informuje o okamžité hodnotě krevního tlaku v čase. [7]

Neinvazivní měření krevního tlaku

Princip většiny neinvazivních metod měření arteriálního krevního tlaku spočívá v zaškrcování artérie tlakovou manžetou za současného sledování tlaku v manžetě. Jedná se o metody tzv. **okluzivní**¹. Pokud tlak v manžetě nabývá hodnot vyšších než je tlak systolický, artérie se deformuje natolik, že jí přestane zcela protékat krev. V intervalu, kdy tlak v manžetě odpovídá hodnotám mezi tlakem systolickým a diastolickým, proudí arteriální krev pod zaškrcovaným místem turbulentně. Turbulentní proudění je provázeno charakteristickými Korotkovovými zvuky a vibracemi. Při poklesu tlaku v manžetě pod úroveň diastolického tlaku se proudění krve navrácí k fyziologickému laminárnímu proudění a Korotkovův fenomén ustává. *Auskultační metoda* je založena na odposlechu Korotkovových zvuků pomocí fonendoskopu. *Oscilometrická metoda* vychází z detekce turbulencí Korotkovova fenoménu pomocí piezoelektrických snímačů v manžetě. Pomocí prosté *palpace* (pohmatu) arterie za manžetou lze určit tlak systolický. [4] [7]

Spojitě neinvazivní měření krevního tlaku umožňuje metoda tzv. **odtížené artérie**. Metoda je založena na udržování konstantního průsvitu prstu za současné monitorace tlaku k tomuto udržení potřebného. Tento udržující tlak kopíruje tlak arteriální. [7] [14]

Invazivní měření krevního tlaku

Při invazivním měření krevního tlaku se zavádí katétr do zkoumaného místa periferního nebo centrálního krevního řečiště. Používány jsou katétr s *tenzometrickým snímačem na hrotu* nebo katétr *vyplněné kapalinou*, u kterých se tlak hydrodynamicky přenáší na senzor umístěný vně těla pacienta (ve výšce shodující se s výškou umístění snímacího hrotu katétru). [7]

¹ Okluze – uzávěr [10]

3.5 Cévní rezistence (R)

Cévní *rezistence* (R) vyjadřuje míru hydrodynamického odporu cév toku krve. Analogicky k Ohmovu zákonu v elektrické doméně je Ohmův zákon pro hydrodynamickou doménu definován jako

$$R = \frac{\Delta P}{Q}, \quad (6)$$

kde

R [Pa·s/m³] je rezistence,

ΔP [Pa] tlakový gradient a

Q [m³/s] objemový průtok kapaliny. [16]

Pokud kapalina proudí laminárně potrubím o kruhovém průřezu, platí vztah

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}, \quad (7)$$

kde

R [Pa·s/m³] je rezistence,

η [Pa·s] dynamická viskozita kapaliny,

l [m] délka trubice a

r [m] poloměr trubice. [12]

Pozn.: Vysoký odpor kapilár je dán nepřímou úměrou čtvrtého řádu mezi odporem a jejich malým poloměrem dle rovnice (7).

3.6 Cévní compliance (C)

Cévní *compliance* (C) popisuje míru poddajnosti cév. Reciproční veličinou ke compliance je *elastance* (pružnost), vyjadřující schopnost cév vrátit se po deformaci do původního stavu. Compliance je definována jako změna objemu k změně tlaku

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}, \quad (8)$$

kde

C [m⁵/N] je compliance,

ΔV [m³] změna objemu a

ΔP [Pa] změna tlaku. [10] [12]

3.7 Cévní inertance (L)

Cévní *inertance* (L) je definována jako konstanta úměrnosti mezi změnou průtoku v čase a tlakovým gradientem způsobeným setrvačností toku krve. Rovnice závislosti je

$$L = \frac{\Delta P}{dQ/dt}, \quad (9)$$

kde

L	[Pa.s ² /m ³]	je inertance,	
ΔP	[Pa]	změna tlaku,	
Q	[m ³ /s]	objemový průtok kapaliny a	
t	[s]	čas.	[4] [12]

Pokud kapalina proudí laminárně potrubím o kruhovém průřezu, lze inertance daného potrubí pro danou kapalinu vyjádřit pomocí rovnice odvozené z Druhého Newtonova pohybového zákona (zákona síly) následovně:

$$L = \frac{\rho * l}{\pi * r^2}, \quad (10)$$

kde

L	[Pa.s ² /m ³]	je inertance,	
ρ	[kg/m ³]	hustota kapaliny,	
l	[m]	délka trubice a	
r	[m]	poloměr trubice.	[12]

Pozn.: Dle rovnice (9) se setrvačnost toku nejvíce uplatňuje v arteriálním řečišti, kde probíhají nejrychlejší změny objemového průtoku.

4 Modelování kardiovaskulárního systému

Modelování je souborem aktivit vedoucích k vývoji modelu struktury či chování reálného objektu nebo systému. Následné *simulace* prováděné na modelu slouží k ověření správnosti vyvinutého modelu a k získání nových poznatků o reálném objektu či systému. Modelem zpravidla nelze, a ani to není žádoucí, zcela popsat zkoumaná realita. Model je vždy jakousi *abstrakcí* (zobecněním, generalizací) reality, přičemž výběr uvažovaných aspektů je odvislý od účelu, za kterým je model tvořen. Důvody modelování bývají deskriptivní (popisné), interpretační (vysvětlující výsledky pokusů na reálném systému), prediktivní (předpovídající chování reálného systému za určitých podmínek) či edukativní (vzdělávací). Podmínkou užitelnosti modelu je existence zpětné *interpretace* výsledků simulace. [17]

Modelování kardiovaskulárního systému je specifickou oblastí modelování – *modelování biologických systémů*. Biologické systémy mají složitou hierarchickou strukturu s vysokou četností interakcí jednotlivých prvků, interindividuální variabilitou (rozdílností mezi jedinci) a intraindividuální variabilitou (rozdílností v rámci jednoho jedince v čase). Provádění experimentů na biologických systémech je složitou etickou otázkou, nese svá rizika a omezení. Modelování v této oblasti má proto svoji opodstatněnou úlohu.

Metodám modelování kardiovaskulárního systému je věnován oddíl 4.1. Oddíl 4.2 popisuje *mechanický model* kardiovaskulárního systému, pro nějž byl v rámci této diplomové práce vyvinut kardiovaskulární monitor umožňující jeho řízení a monitoraci. Závěr kapitoly 4, oddíl 4.3, je vyhrazen *matematickému modelu* kardiovaskulárního systému vyvinutému autorkou této práce.

4.1 Metody modelování kardiovaskulárního systému

Kardiovaskulární systém může být charakterizován mnoha způsoby. Existují fyzické, matematické, konceptuální, statistické, logické, grafické a další modely kardiovaskulárního systému. [17]

Pododdíly 4.1.1 a 4.1.2 popisují dva základní a zcela odlišné přístupy modelování kardiovaskulárního systému – *mechanický* (fyzický) a *matematický* (počítačový).

4.1.1 Mechanické modelování kardiovaskulárního systému

Mechanický způsob modelování kardiovaskulárního systému má své výhody i nevýhody. Výhodou je například demonstrativnost (názornost) těchto modelů, jež může být využita například pro edukativní účely. Mechanického modelování lze též využít pro vývoj a testování biologických implantátů. Mezi nevýhody mechanického modelování patří materiálová náročnost a obtížnější modifikovatelnost mechanických modelů v porovnání s modely matematickými. Mechanické modely si zpravidla zachovávají větší míru stochastičnosti (náhodnosti) oproti základním matematickým modelům.

4.1.2 Matematické modelování kardiovaskulárního systému

Matematickým modelováním je rozuměno modelování, kde jsou jednotlivé vlastnosti systému a vztahy mezi nimi popsány matematickými rovnicemi. Matematický popis je vždy pouze aproximací fyzikální reality. [17]

Matematické modely se dělí na dvě hlavní kategorie: Modely s koncentrovanými (soustředěnými) a distribuovanými (rozloženými) parametry. [18]

Matematické modely s koncentrovanými parametry

Matematické modely s koncentrovanými parametry (též 0D – nula-dimenzionální) se skládají z kompartmentů (částí), u nichž je předpokládána homogenní struktura. [18]

Nula-dimenzionální matematické modely kardiovaskulárního systému jsou schopny postihnout hemodynamické interakce mezi jednotlivými částmi kardiovaskulárního systému. Pomocí 0D modelů nelze popsat složitější hemodynamické aspekty, jako je např. šíření pulsní vlny. Nula-dimenzionální modely nepracují s proudnicovým modelem (neumožňují sledovat trajektorie proudění kapaliny). Vývoj modelů s koncentrovanými parametry je efektivní a pro řadu aplikací dostačující. Modelování se opírá o analogie mezi hydrodynamickou a elektrickou doménou. Jednotlivé kompartmenty jsou reprezentovány kombinací prvků rezistence, compliance a inertance (v elektrické doméně odporu, kapacity a indukčnosti). Nejznámější 0D modely a zároveň jedny z prvních modelů kardiovaskulárního systému jsou *Windkessel model* a *Westkessel model*. Oba modely jsou **mono-kompartimentové** (cévní systém je modelován jako jeden blok). **Multi-kompartimentové** modely popisují jednotlivé bloky systému zvlášť. [16] [18]

Matematické modely s distribuovanými parametry

Matematické modely s distribuovanými parametry zahrnují 1D, 2D a 3D modely. Jednotlivé kompartmenty modelů s distribuovanými parametry mohou být nehomogenní. [18]

Jedno-dimenzionální modely kardiovaskulárního systému mohou simulovat šíření pulsní vlny. Dvou-dimenzionální a tří-dimenzionální modely kardiovaskulárního systému umožňují pracovat s proudnicovým modelem. [18]

4.2 Mechanický model kardiovaskulárního systému

Mechanický model kardiovaskulárního systému popsáný v tomto oddílu (dále jen model) slouží převážně k výukovým účelům. Svoje uplatnění však najde i ve výzkumu. Předmětem této diplomové práce bylo vytvořit kardiovaskulární monitor pro řízení tohoto modelu a pro analýzu a vizualizaci dat měřených na modelu (viz kapitolu 6) a telemetrickou jednotkou (viz kapitolu 5).

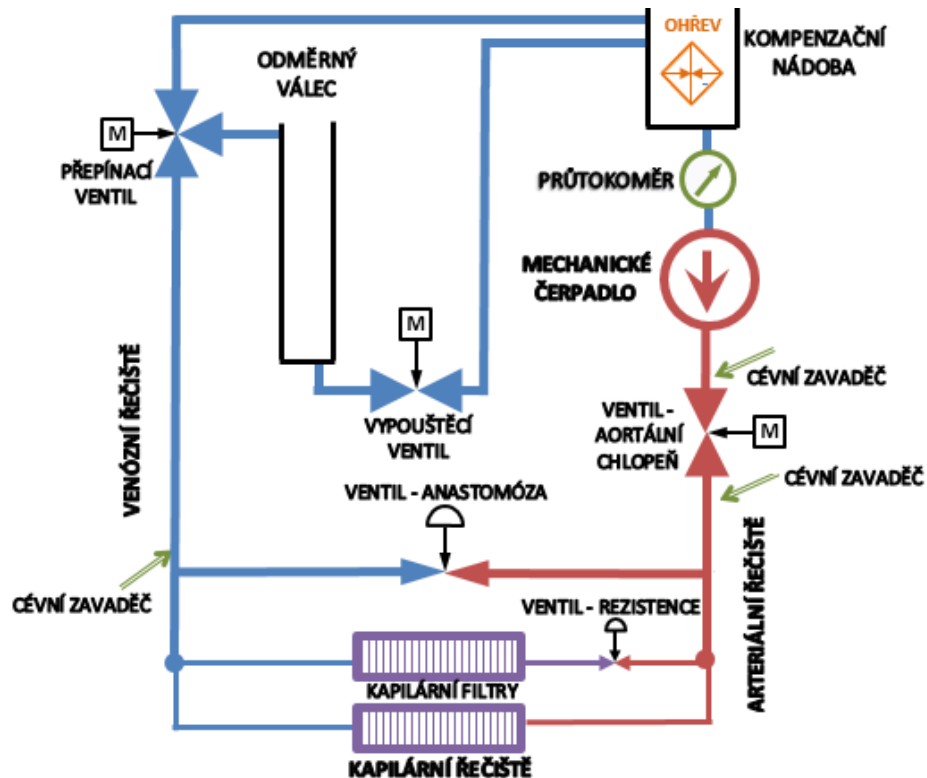
4.2.1 Popis mechanického modelu kardiovaskulárního systému

Blokové schéma mechanického modelu kardiovaskulárního systému je znázorněno na obr. 11, fotografie modelu viz přílohy diplomové práce. Model se skládá ze soustavy hadic s definovanými parametry, membránového čerpadla, elektro-magnetických ventilů a dalších hydraulických prvků. Kromě běžně dostupných průmyslových prvků jsou přítomny prvky používané v klinické praxi (kapilární hemodialyzační filtry a cévní zavaděče s hemostatickou chlopní). Kapalným médiem kolujícím soustavou hadic je čistá voda ohřívána v kompenzační nádobě na teplotu lidského těla. Model má za úkol simulovat proudění kapaliny jednotlivými částmi velkého krevního oběhu tak, aby se podobalo proudění krve ve fyziologickém krevním oběhu. Na modelu lze měřit „krevní“ tlaky klinicky používanými katétry pro invazivní měření krevního tlaku. Dále model umožňuje měření průtoku, resp. minutového („srdečního“) výdeje, různými klinicky používanými metodami (termodilucí, Dopplerovskou echografií, popř. barvivovou dilucí). [19]

Popis činnosti mechanického modelu kardiovaskulárního systému

Mechanické membránové čerpadlo přečerpává kapalinu z kompenzační nádoby do oběhu. Elektromagnetický ventil umístěný za čerpadlem simuluje funkci aortální

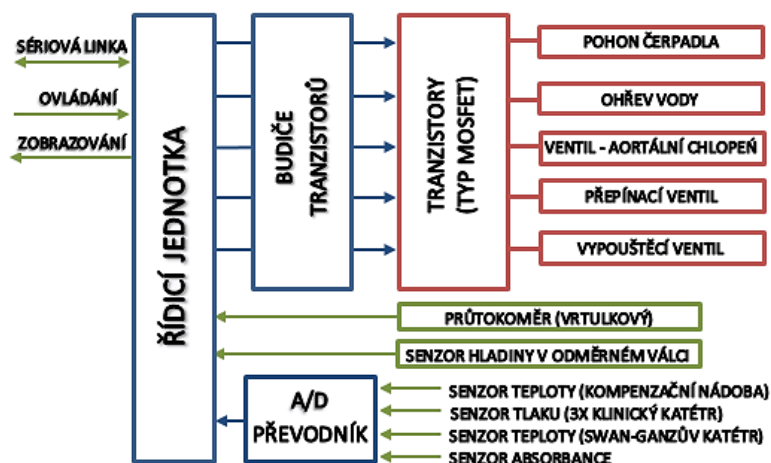
chlopně. Arteriální a venózní řečiště je tvořeno elastickými hadicemi s požadovanými parametry. Mezi arteriální a venózní částí jsou vřazeny kapilární hemodialyzační filtry reprezentující kapilární část krevního řečiště. Manuálně regulovatelný ventil (na obr. 11 „ventil – anastomóza“) umožňuje řídit míru arteriovenózní anastomózy. Pomocí druhého manuálně regulovatelného ventilu umístěného před jedním z kapilárních filtrů (na obr. 11 „ventil – rezistence“) lze upravovat rezistenci kapilárního řečiště. Odměrný válec a průtokoměr slouží k referenčnímu měření minutového výdeje. [19]



Obr. 11 – Blokové schéma mechanického modelu kardiovaskulárního systému (upraveno z [19])

Popis řídicí elektroniky mechanického modelu kardiovaskulárního systému

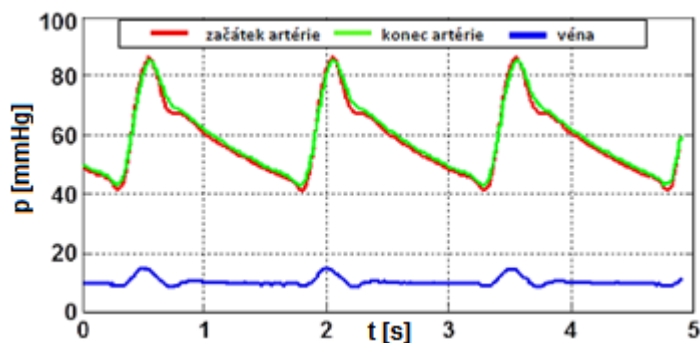
Blokové schéma řídicí elektroniky mechanického modelu kardiovaskulárního systému se nachází na obr. 12. Řídicí jednotka zajišťuje prostřednictvím sériové linky komunikaci s kardiovaskulárním monitorem (viz kapitola 6). V případně nedostupnosti kardiovaskulárního monitoru lze parametry modelu ovládat a zobrazovat autonomně. Elektromechanické prvky modelu jsou spínány výkonovými polem řízenými tranzistory typu MOSFET. Signály analogových senzorů vyžadují před vstupem do řídicí jednotky analogově-digitální (A/D) konverzi (převod). Číselkové signály z průtokoměru a senzoru hladiny v odměrném válci jsou vyhodnocovány čítačovým a logickým vstupem řídicí jednotky. [19]



Obr. 12 – Blokové schéma řídicí elektroniky mechanického modelu kardiovaskulárního systému (upraveno z [19])

4.2.2 Měření na mechanickém modelu kardiovaskulárního systému

Příklad tlakových křivek naměřených na mechanickém modelu kardiovaskulárního systému je znázorněn na obr. 13. Dané křivky byly naměřeny při srdeční frekvenci 40 BMP a při uzavřeném ventilu „anastomóza“ a otevřeném ventilu „rezistence.“



Obr. 13 – Příklad tlakových křivek naměřených na mechanickém modelu kardiovaskulárního systému (upraveno z [19])

4.2.3 Mechanický model vs. fyziologický kardiovaskulární systém

Mechanický model kardiovaskulárního systému je zjednodušením fyziologického kardiovaskulárního systému. Pro účely, k nimž je model využíván, je jeho rozsah dostačující. Odchytky od fyziologického systému jsou např. následující:

- Množství vypuzené kapaliny do oběhu není závislé na jejím návratu.
- Není implementován malý krevní oběh.
- Kapalným médiem kolujícím soustavou hadic je čistá voda.
- V kapilárním řečišti nedochází k filtraci a resorpci.
- Cévní rezistence je zhruba 10× vyšší a srdeční výdej 10× nižší než u fyziologického kardiovaskulárního systému.

4.3 Matematický model kardiovaskulárního systému

Matematický model kardiovaskulárního systému (dále jen model) je demonstrací jedné z matematických metod modelování. Model je inspirován mechanickým prototypem popsaným v oddílu 4.2. Model může najít využití ve výuce v případě nedostupnosti mechanického prototypu. Model je implementován v jazyku Modelica.

Modelica je deklarativní akauzální modelovací jazyk, což znamená, že se v něm definuje, co se má udělat, nikoliv jak se to má udělat (postup výpočtu jednotlivých matematických rovnic řeší kompilátor psaný v programovacím jazyku C). Modelica je jazykem objektovým – umožňuje vytvářet třídy, jež od sebe dědí vlastnosti. Modelica obsahuje knihovny komponent napříč fyzikálními doménami, jedná se tedy o jazyk multidoménový. [16]

4.3.1 Popis matematického modelu kardiovaskulárního systému

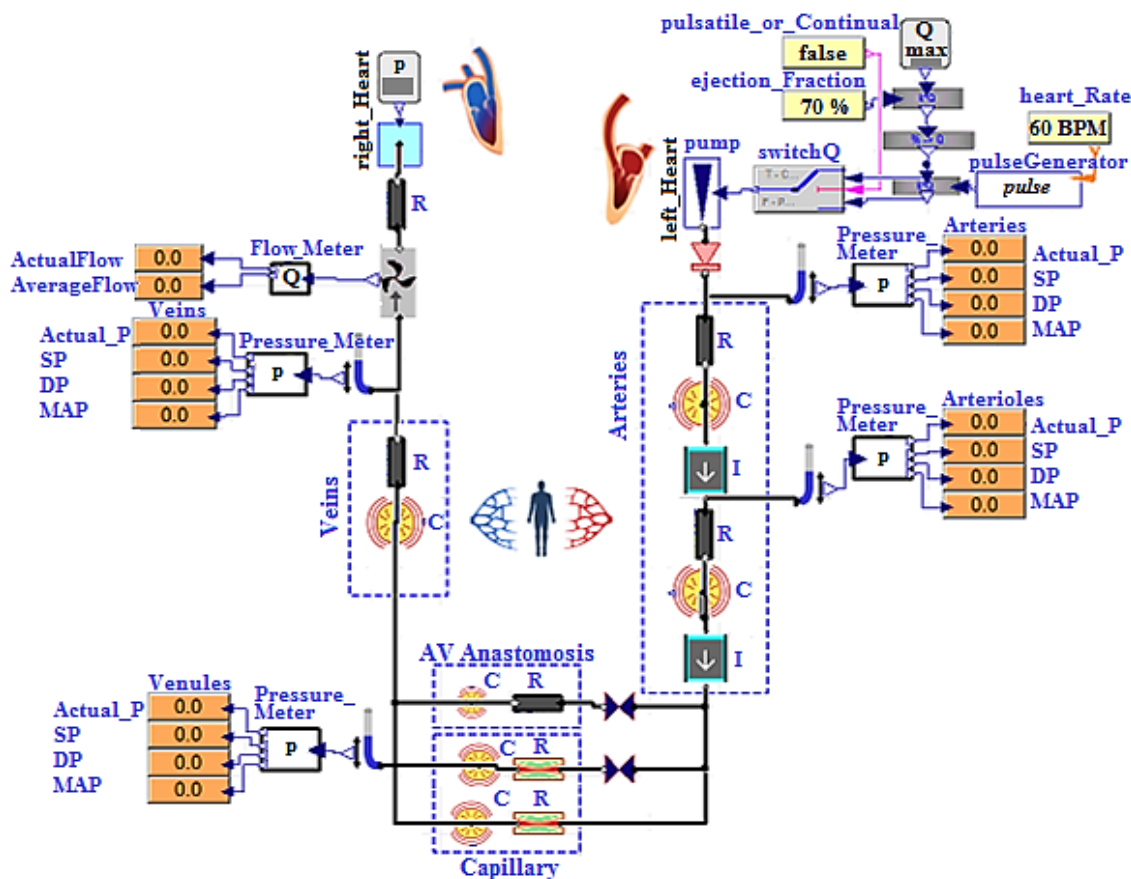
Vyvinutý matematický model kardiovaskulárního systému je modelem s koncentrovanými parametry (0D). Při vývoji modelu byl kladen důraz na uživatelskou přívětivost (jednotlivé bloky mají dialogová okna s komentáři) a fyzikální reprezentovatelnost (veškeré konstanty, parametry a proměnné jsou fyzikálně definované).

Popis činnosti počítačového modelu kardiovaskulárního systému

Schéma matematického modelu kardiovaskulárního systému znázorňuje obr. 14.

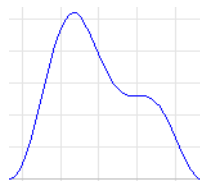
Hlavní **uživatelsky nastavitelné prvky** mají žlutou barvu, **indikátory výstupních hodnot** jednotlivých senzorů barvu oranžovou. Mezi hlavní uživatelsky nastavitelné prvky patří přepínač mezi kontinuálním a pulsatilním tokem (na obr. 14 *pulsatile_or_Continual*), volič srdeční frekvence (*heart_Rate*) v tepech za minutu (*BMP*) a volič ejekční frakce (*ejection_Fraction*) v procentech.

Model disponuje **senzory tlaku** (*Pressure_Meter*) a **senzorem průtoku** (*Flow_Meter*). Senzory tlaku zobrazují aktuální tlak (*Actual_P*), systolický tlak (*SP*), diastolický tlak (*DP*) a střední arteriální tlak (*MAP*) v mmHg. Senzor průtoku ukazuje aktuální hodnotu průtoku (*ActualFlow*) a průměrnou hodnotu průtoku (*AverageFlow*) v ml/min.



Obr. 14 – Schéma matematického modelu kardiovaskulárního systému

Generátor pulsního toku (*pulseGenerator*) generuje pulsní vlnu podobnou fyziologické pulsní vlně v aortálním řečišti. Fyziologická pulsní vlna je charakteristická dikrotickým zářezem v sestupném rameni vlny, který je důsledkem uzavření aortální chlopně [10]. Generátor je realizován pomocí skládání harmonických kmitů. Tvar pulsní vlny generátoru pulsního toku je uveden na obr. 15.



Obr. 15 – Tvar pulsní vlny generátoru pulsního toku

Arteriální řečiště (*Arteries*) obsahuje bloky odporu (R), compliance (C) a inertance (L též I jako na obr. 14). Arteriální řečiště působí na pulsatilní tok jako dolní propust.

Kapilární řečiště (*Capillary*) disponuje bloky odporu a compliance. Blok compliance má nízkou hodnotu poddajnosti (compliance) a reprezentuje spíše statický objemový element. Kapilární řečiště je větveno do dvou částí, přičemž rezistenci jedné z nich lze upravovat pomocí ventilu.

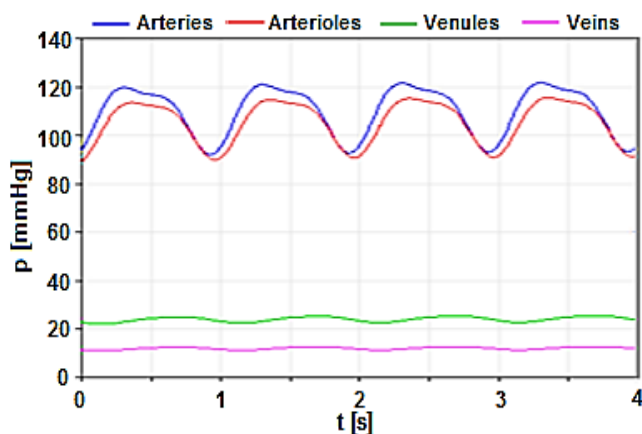
Arteriovenózní anastomóza (*AV Anastomosis*) může být pootevřena, otevřena či uzavřena na základě nastavitelné hodnoty odporu ventilu.

Venózní řečiště (*Veins*) je sestaveno z bloků odporu a compliance. Compliance zde představuje zejména jímavost fyziologického venózního řečiště.

Oběh je zakončen objemovým elementem o definovaném konstantním tlaku.

4.3.2 Měření na počítačovém modelu kardiovaskulárního systému

Příklad časových průběhů tlaku v jednotlivých částech řečiště je zachycen na obr. 16. Dané průběhy byly naměřeny v pulsatilním módu při srdeční frekvenci 60 BMP a ejekční frakci 70 %.



Obr. 16 – Příklad tlakových křivek simulovaných matematickým modelem kardiovaskulárního systému

4.3.3 Matematický model vs. mechanický model kardiovaskulárního systému

Matematický model kardiovaskulárního systému uživateli neumožňuje manuálně si vyzkoušet klinické metody invazivního měření krevního tlaku. Hlavní benefit počítačového modelu spočívá v jeho lepší dostupnosti v porovnání s mechanickým prototypem. Případné modifikace modelu kardiovaskulárního systému jsou snadněji implementovatelné v jeho počítačové matematické verzi než ve verzi mechanické. Modelica nepracuje s proudnicovým modelem. Matematický model dále zanedbává například závislost odporu jednotlivých částí systému na rychlosti proudění a na typu proudění (laminární vs. turbulentní). Hodnoty parametrů matematického modelu byly odvozeny z mechanického prototypu (průměrů, pružností, délek a dalších parametrů hadic). Hodnoty musely být upraveny, jelikož model zanedbává řadu aspektů (kromě výše zmíněných například i fyzické spoje a ohyby hadic).

5 Telemetrická monitorace vitálních funkcí

Telemonitoring (telemetrická monitorace, dálkové sledování) vitálních funkcí je pojem, se kterým se lze setkat v oblasti telemedicíny. *Telemedicina* (medicína na dálku) zahrnuje kromě telemetrické monitorace i vzdálené poskytování terapie a poradenství pacientům. Telemedicina umožňuje spolupráci lékařských odborníků na dlouhé vzdálenosti a sdílení případových studií podporujících správnou diagnostiku a léčbu. Současné nemocniční informační systémy by se jen stěží obešly bez centrálních databází. Vzdálený přístup k těmto databázím spadá rovněž do oboru telemedicíny. V neposlední řadě telemedicina nachází uplatnění při edukaci odborníků ve zdravotnictví. [20]

V rámci této diplomové práce je telemedicina využívána ve dvou z její výše uvedených směrů – k vzdálené monitoraci vitálních funkcí a zároveň edukaci studentů. Dostupná přenosná **telemetrická jednotka** (viz obr. 17) sestává z vývojové sady STM Primer2 rozšířené o další vstupní a výstupní moduly. Požadovaná funkcionalita vývojové sady STM Primer2 je naprogramována v jazyku C. Vstupní moduly zprostředkovávají monitoraci vybraných vitálních funkcí (konkrétně elektrické aktivity srdce a periferní pulsní vlny). Snímaná data jsou předávána prostřednictvím výstupních modulů kardiiovaskulárnímu monitoru. Přenos dat může být zajištěn přes sériovou linku nebo v budoucnu i bezdrátově (pomocí WiFi). Kardiiovaskulární monitor umožňuje řízení mechanického modelu kardiiovaskulárního systému na základě analyzovaných dat z telemetrické jednotky.



Obr. 17 – Telemetrická jednotka

6 Virtuální instrumentace v biomedicínském inženýrství

Virtuální instrumentace umožňuje nákladově i časově efektivní vývoj a implementaci zařízení, která zároveň disponují větší mírou flexibility. *Virtuální (zdánlivý) přístroj* je realizován prostřednictvím doplnění programové a popř. i elektronické vrstvy k univerzálnímu počítači tak, aby výsledná funkcionality zařízení pro uživatele substituovala tradiční elektronické zařízení. [14]

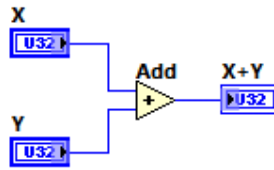
Virtuální instrumentace se v *biomedicínském inženýrství* uplatňuje u aplikací pro laboratorní snímání a analýzu biopotenciálů, u klinických diagnostických a terapeutických zařízení, u strojového vidění a řízení pohybu, pro testování medicínských zařízení, při tvorbě zdravotnických informačních systémů a k modelování a simulaci fyziologických systémů a dějů. [21]

Jedním z nejvíce rozšířených nástrojů pro virtuální bio-instrumentaci (virtuální instrumentaci v biomedicínském inženýrství) je grafický programovací jazyk *LabVIEW*. [14] [21]

6.1 Programovací jazyk LabVIEW

LabVIEW (z angl. *Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench*, v překladu laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů) je grafickým programovacím prostředím vyvinutým firmou *National Instruments (NI)*. V *LabVIEW* je klasické textové řádkové programování nahrazeno grafickou interpretací, která přispívá k přehlednosti programového kódu, zjednodušení a urychlení programovacího procesu.

Princip grafického programování, v němž jsou jednotlivé funkce (ikony) vzájemně propojovány virtuálními vodiči („dráty“), znázorňuje obr. 18. Pořadí, ve kterém budou jednotlivé funkce vykonávány, je určeno jak propojením funkcí vodiči, tak dostupností všech vstupních dat dané funkce – *LabVIEW* využívá toku dat (angl. *dataflow*) při determinaci (určení) posloupnosti vykonávání funkcí. [22] [23]



Obr. 18 – Princip grafického programování

6.1.1 Struktura programu v LabVIEW

Program v LabVIEW se označuje pojmem virtuální přístroj – VI (*Virtual Instrument*). Každý VI se skládá z čelního panelu a blokového diagramu. [22]

Čelní panel (*Front Panel*) představuje uživatelské rozhraní aplikace, určuje její vzhled a prostřednictvím ovládacích prvků i chování programu. Vizuální funkční prvky čelního panelu se dělí na vstupy (*Controls*) a výstupy (*Indicators*). [22] [23]

V **blokovém diagramu** (*Block Diagram*) je definován vlastní algoritmus programu. Každý funkční prvek čelního panelu je v blokovém diagramu reprezentován přípojným místem (terminálem). Tyto terminály jsou propojovány vodiči a mohou jim být do cesty vkládány různé struktury a funkce z dostupných knihoven i vlastní vytvořené funkce (podprogramy – *subVI*). [22] [23]

7 Kardiovaskulární monitor

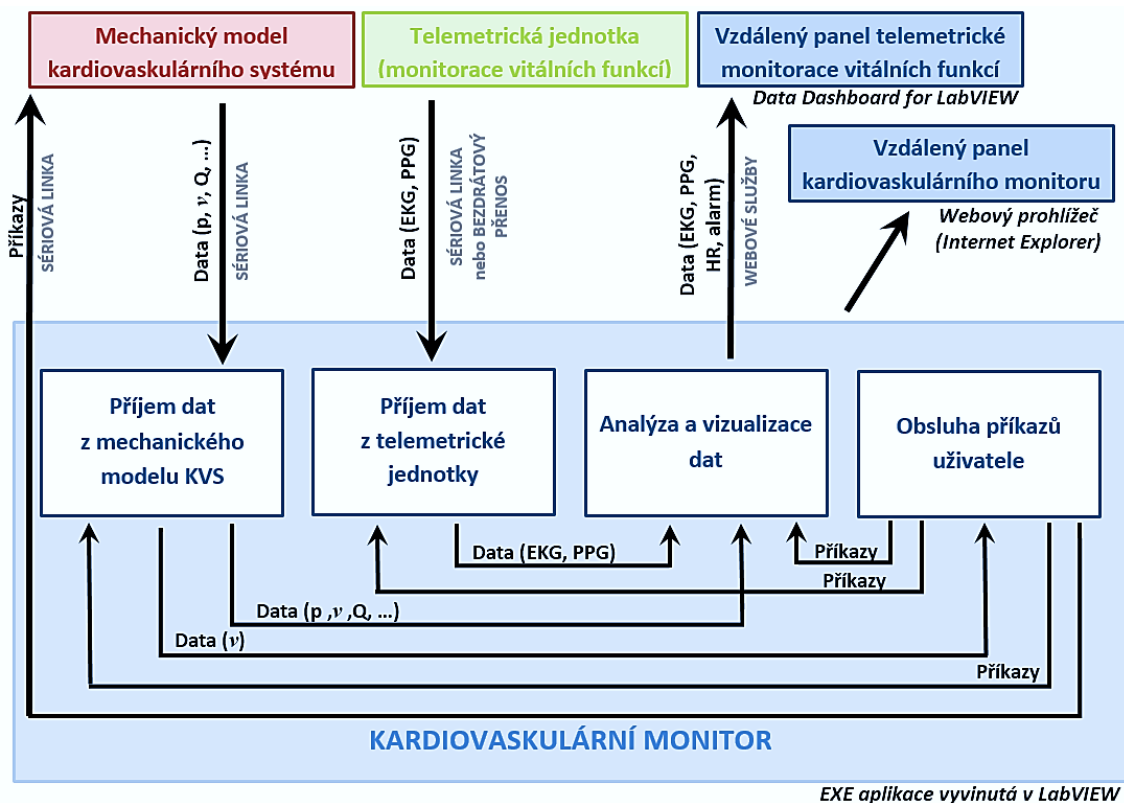
Kardiovaskulární monitor (angl. *cardiovascular monitor*) je hlavní řídicí a monitorovací jednotkou mechanického modelu kardiovaskulárního systému (viz oddíl 4.2) a monitorovací jednotkou telemetrické jednotky (viz kapitulu 5). Kardiovaskulární monitor byl vyvinut v rámci této diplomové práce a v rámci projektu Fondu rozvoje vysokých škol (FRVŠ 902/2013/G3) s názvem „Telemetricky řízený adaptivní model kardiovaskulárního systému.“ Celý systém slouží zejména k výukovým, ale též výzkumným účelům.

Kardiovaskulární monitor je realizován v grafickém vývojovém prostředí LabVIEW (viz oddíl 6.1). Aplikace pro užití na běžném osobním počítači komunikuje s mechanickým modelem kardiovaskulárního systému (KVS) i telemetrickou jednotkou prostřednictvím sériové linky (přes USB¹ rozhraní). Komunikace s telemetrickou jednotkou může být realizována též bezdrátově – prostřednictvím WiFi standardu a TCP². Aplikace disponuje plnohodnotným vzdáleným panelem kardiovaskulárního monitoru umožňujícím monitoraci a řízení aplikace z webového prohlížeče (viz kapitulu 9). Aplikace dále umožňuje publikovat prostřednictvím webových služeb data přijímaná a analyzovaná z telemetrické jednotky. Publikovaná data mohou být následně vizualizována např. na tabletu pomocí aplikace Data Dashboard for LabVIEW. Vzdálenému panelu telemetrické monitorace vitálních funkcí je věnována kapitola 8.

Kardiovaskulární monitor distribuuje příjem dat z jednotlivých připojených zařízení a obsluhu příkazů uživatele do jednotlivých paralelních asynchronních vláken oddělených od hlavní výkonné smyčky aplikace. Jednotlivá vlákna spolu komunikují pomocí datových front a dalších nástrojů pro synchronizaci paralelních procesů. Takováto struktura (viz obr. 19) umožňuje efektivní časovou synchronizaci různě rychlých a výpočetně náročných dějů s různými prioritami. Tyto a další použité sofistikované programovací struktury podporují modulárnost vývojových schémat, flexibilitu a adaptibilitu systému. Podrobnější popis jednotlivých paralelních asynchronních vláken aplikace poskytují oddíly 7.1 až 7.4.

¹ USB (Universal Serial Bus) – univerzální sériová sběrnice [22]

² TCP (Transmission Control Protocol) – protokol transportní vrstvy síťové architektury [28]



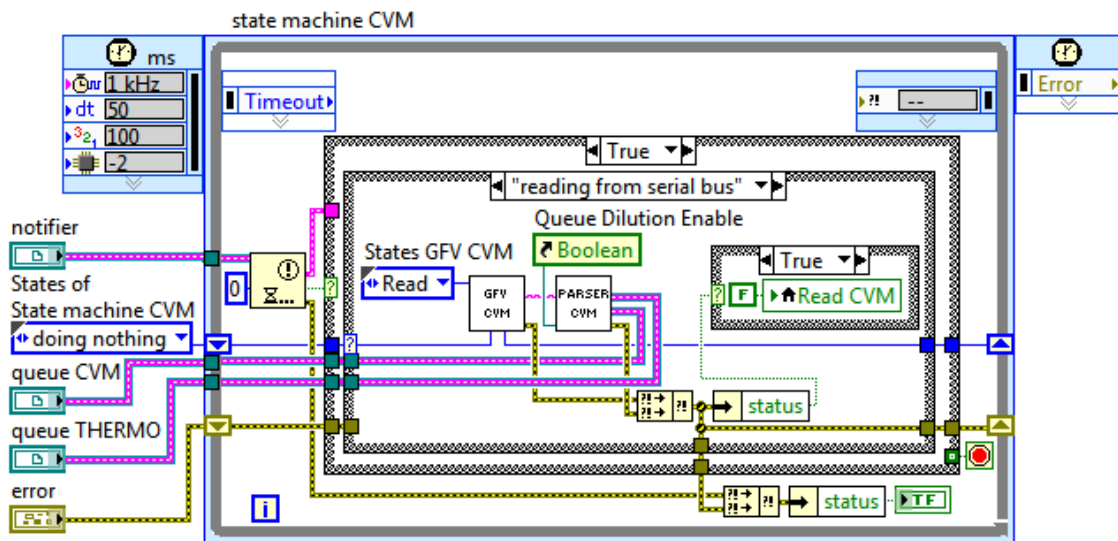
EXE aplikace vyvinutá v LabVIEW

Obr. 19 – Blokové schéma kardiovaskulárního monitoru, jeho jednotlivých paralelních asynchronních vláken a jeho komunikace s ostatními zařízeními a vzdálenými panely

7.1 Příjem dat z mechanického modelu kardiovaskulárního systému

Příjem dat z mechanického modelu kardiovaskulárního systému (dále jen modelu) probíhá v paralelním asynchronním vlákně aplikace realizovaném pomocí časované while smyčky¹ (viz obr. 20). Časovaná while smyčka má nastavenou vyšší prioritu vykonávání než hlavní výkonná smyčka aplikace určená pro analýzu a vizualizaci dat. Časování smyčky je přizpůsobeno rychlosti a objemu posílaných dat z modelu prostřednictvím sériové linky. Výchozí rychlost odesílání dat modelem je 19 200 změn za sekundu, což při daném objemu dat přibližně odpovídá vzorkovací frekvenci snímaných signálů 17 Hz. Smyčka neprodleně (v rámci jejího časování) reaguje na uživatelem či aplikací generované události. V případě nepřítomnosti nové události se vykonává jeden z mnoha stavů stavového automatu umístěného ve smyčce.

¹ While smyčka – smyčka s podmínkou ukončení determinovanou stavem příslušné ukončovací logické proměnné [22]



Obr. 20 – Časovaná while smyčka pro příjem dat z mechanického modelu kardiovaskulárního systému (stav čtení ze sériové linky)

Na obr. 20 je zachycen stav stavového automatu, ve kterém probíhá čtení dat ze sériové linky určené pro komunikaci s modelem. Ve stavu čtení se vyskytují dva subVI klíčové pro správu sériové linky a analýzu (rozřazení) dat příchozích z modelu.

Správu sériové linky zajišťuje subVI **GFV CVM serial bus** obsahující globální funkční proměnnou, tedy proměnnou umožňující řízený přístup ke zdrojům dat a k akcím k provedení. Globální funkční proměnná je realizována pomocí neinicializovaného posuvného registru while cyklu s právě jednou iterací. SubVI disponuje stavy pro inicializaci sériové linky, čtení dat ze sériové linky, posílání dat přes sériovou linku, vyprázdnění vyrovnávací paměti (angl. buffer) sériové linky a ukončení spojení s modelem. SubVI je volán z různých míst aplikace (i mimo vlákno pro příjem dat z modelu).

Analýza dat příchozích z modelu probíhá v subVI **Parser CVM**. Aplikace je uzpůsobena pro příjem a analýzu dat posílaných z modelu ve tvaru $000\t000\t000\t000\t000\t000\t000\t00\t00\t0\n\r$, kde zpětné lomítko uvozuje řídicí znak (\t pak značí tabulátor, \n nový řádek a \r návrat kurzoru na začátek řádku) a nuly reprezentují hodnoty příslušných parametrů kódovaných v šestnáctkové (hexadecimální) soustavě. Počet nul značí počet bajtů vyhrazených pro hodnotu příslušného parametru. Parametry jsou řazeny v následujícím pořadí: *tlak 1*, *tlak 2*, *tlak 3*, *teplota vody*

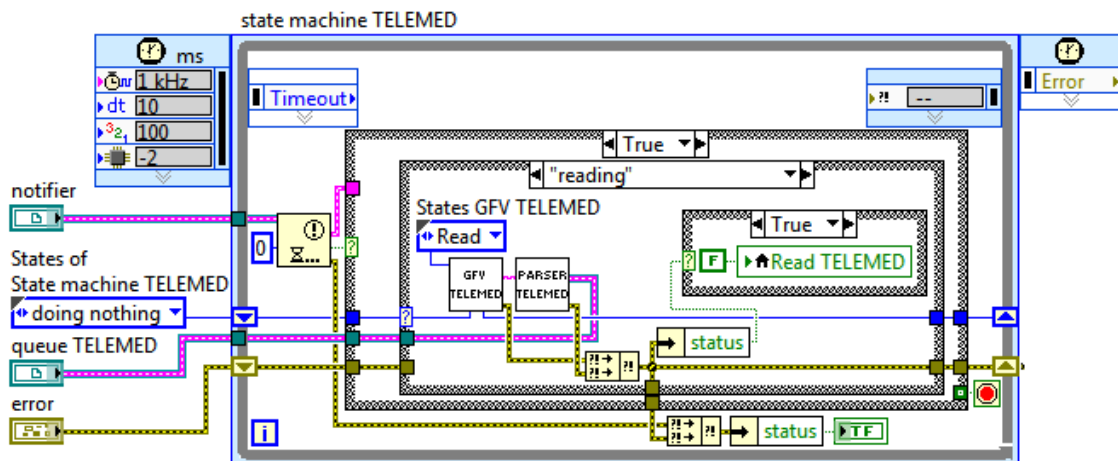
v kompenzační nádobě, *teplota* měřená Swanovým-Ganzovým katétrem, hodnota *absorbance* pro účely měření barvivové diluce, *průtok* měřený vrtulkovým průtokoměrem, výkon čerpadla, resp. *ejekční frakce*, „*srdeční*“ *frekvence*, a *stav modelu*. Spojité hodnoty tlaků (*p*), teplot (*v*) a absorbance jsou digitalizovány na straně modelu 12bitovým analogově-digitálním převodníkem, mohou tedy nabývat hodnot 0 – 4095 (0 – FFF v hexadecimálním kódování). Hodnoty jsou přepočítávány na hodnoty s příslušnou fyzikální reprezentovatelností (tlaky na mmHg, teploty na °C a průtok na l/min) ve vlákně pro analýzu a vizualizaci dat. Převodní vztahy pro kalibraci jsou aproximovány lineární závislostí. Ejekční frakce nabývá hodnot 0 – 100 % (hexadecimálně 0 – 64), srdeční frekvence hodnot 30 – 180 BPM (hexadecimálně 1E – B4) a stav modelu hodnot 0 – 5. Stavů modelu jsou následující:

- | | | |
|---|-----------------------|-------------|
| • Stav nečinnosti modelu | <i>Off</i> | hodnota 0, |
| • Kontinuální režim proudění kapaliny | <i>Continual</i> | hodnota 1, |
| • Pulsatilní režim proudění kapaliny | <i>Pulsatile</i> | hodnota 2, |
| • Režim napouštění modelu | <i>Filling</i> | hodnota 3, |
| • Režim vypouštění modelu | <i>Draining</i> | hodnota 4 a |
| • Měření průtoku pomocí odměrného válce | <i>Cylinder meas.</i> | hodnota 5. |

V subVI **Parser CVM** se příchozí data ze sériové linky řadí do fronty. Fronta je neustále testována na přítomnost charakteristických ukončovacích znaků řetězce (*\n\r*). V případě detekce ukončovacích znaků a za současného splnění podmínky požadovaného počtu bajtů od začátku fronty až k těmto ukončovacím znakům je přeposlán daný úsek řetězce k analýze. Zbylý úsek fronty od ukončovacího znaku je přeposlán do další iterace subVI. Algoritmus je ošetřen proti uvážnutí v jedné části řetězce a postupnému narůstání řetězce, které by mohlo vzniknout např. při výpadku některého ze znaků nebo při začátku čtení dat ze sériové linky od jiného než právě prvního znaku následujícího po ukončovacích znacích *\n\r*. Analyzovaná (roztříděná) data jsou řazena do fronty pro předávání dat vláknu pro analýzu a vizualizaci dat (viz oddíl 7.3) a do fronty pro předávání dat smyčce pro správu uživatelských událostí (viz oddíl 7.4).

7.2 Příjem dat z telemetrické jednotky

Příjem dat z telemetrické jednotky zajišťuje oddělené paralelní asynchronní vlákno aplikace s časovanou while smyčkou (viz obr. 21). Časovaná while smyčka má nastavenou vyšší prioritu vykonávání než hlavní výkonná smyčka aplikace určená pro analýzu a vizualizaci dat. Časování smyčky je přizpůsobeno rychlosti a objemu posílaných dat z telemetrické jednotky prostřednictvím sériové linky, popř. bezdrátově. Výchozí rychlost odesílání dat telemetrickou jednotkou je 9 600 změn za sekundu, což při daném objemu dat přibližně odpovídá vzorkovací frekvenci snímaných signálů 78 Hz. Smyčka neprodleně (v rámci jejího časování) reaguje na uživatelem či aplikací generované události. V případě nepřítomnosti nové události se vykonává jeden z mnoha stavů stavového automatu umístěného ve smyčce.



Obr. 21 – Časovaná while smyčka pro příjem dat z telemetrické jednotky (stav čtení dat)

Na obr. 21 je znázorněn stav stavového automatu, ve kterém probíhá čtení dat posílaných kardiovaskulárnímu monitoru z telemetrické jednotky. Ve stavu čtení se vyskytují subVI pro správu komunikace s telemetrickou jednotkou a analýzu (rozřazení) dat příchozích z telemetrické jednotky.

Správu komunikace s telemetrickou jednotkou zajišťuje subVI **GFV TELEMED serial bus** obsahující globální funkční proměnnou. SubVI disponuje módem, ve kterém je komunikace realizována přes sériovou linku, a módem pro bezdrátový příjem dat. Globální funkční proměnná přepíná mezi stavy pro inicializaci komunikace, pro příjem dat vysílaných z telemetrické jednotky, zasílání dat telemetrické jednotce prostřednictvím sériové linky (zatím nevyužito), vyprázdnění vyrovnávací paměti sériové linky a ukončení spojení s telemetrickou jednotkou. SubVI je volán z různých míst aplikace.

Analýza dat vysílaných telemetrickou jednotkou probíhá v subVI **Parser TELEMED**. Aplikace je připravena na příjem a analýzu dat z telemetrické jednotky ve tvaru $0000\backslash t0000\backslash n\backslash r$, kde nuly reprezentují hodnoty příslušných parametrů kódovaných v desítkové (decimální) soustavě. Počet nul opět značí počet bajtů vyhrazených pro hodnotu příslušného parametru. Prvním posílaným parametrem je elektrokardiografická křivka (EKG), druhým parametrem křivka periferní pulsní vlny (PPG). Snímané spojitě křivky (EKG a PPG) jsou digitalizovány 12bitovým analogově-digitálním převodníkem vstupního modulu telemetrické jednotky, mohou tedy nabývat hodnot 0 – 4095. Hodnoty mohou být přepočítávány na hodnoty s příslušnou fyzikální reprezentovatelností ve vlákně pro analýzu a vizualizaci dat. Připravena je kalibrace za užití lineární aproximace. Kalibrační konstanty pro data z telemetrické jednotky i modelu lze měnit v menu aplikace (viz oddíl 7.6). Princip analýzy (třídění) dat v subVI **Parser TELEMED** je obdobný principu analýzy dat v subVI **Parser CVM**. Analyzovaná data z telemetrické jednotky jsou řazena do fronty pro předávání dat vláknu pro analýzu a vizualizaci dat.

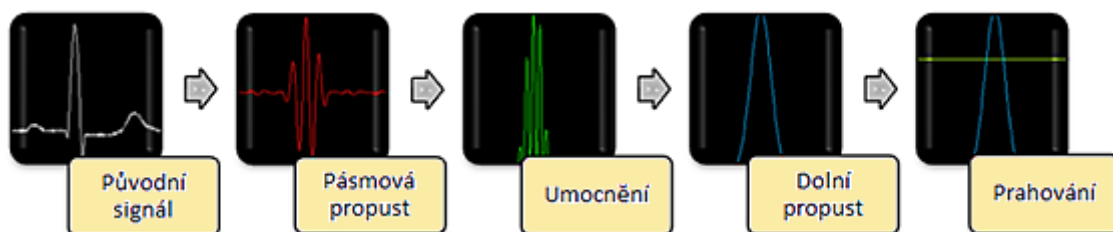
7.3 Analýza a vizualizace dat

Analýza a vizualizace dat přijatých z modelu i telemetrické jednotky probíhá v časovaném paralelním vlákně aplikace. Opakovací frekvence vlákna je přizpůsobena frekvenci posílání dat z obou smyček pro příjem dat. Vlákno má nižší prioritu vykonávání než smyčky pro příjem dat. V případě nedostatku času pro analýzu a vizualizaci dat tedy nedochází k přetečení vyrovnávacích pamětí sériových linek a ztrátě dat, nýbrž data jsou přijata, přetříděna a zaslána do fronty pro následné zpracování, analýzu a vizualizaci. Všechna data řazená do fronty (ať ze smyček pro příjem dat nebo z uživatelské událostní struktury – vlákno pro obsluhu příkazů uživatele) jsou opatřována značkou, která při vyzvedávání dat z fronty ve vláknu analýzy a vizualizace určuje, do které vrstvy tohoto vlákna budou data poslána, resp. která ze sekvenčně přepínaných vrstev vlákna se bude vykonávat. Pokud je fronta prázdná po delší dobu než je určena v globální proměnné *Timeout to Zeroing (ms)*, jsou veškeré indikátory čelního panelu kardiiovaskulárního monitoru vynulovány a v indikátoru stavu modelu na čelním panelu aplikace (viz 7.5) se zobrazí informace o nepřítomnosti dat (*No data*).

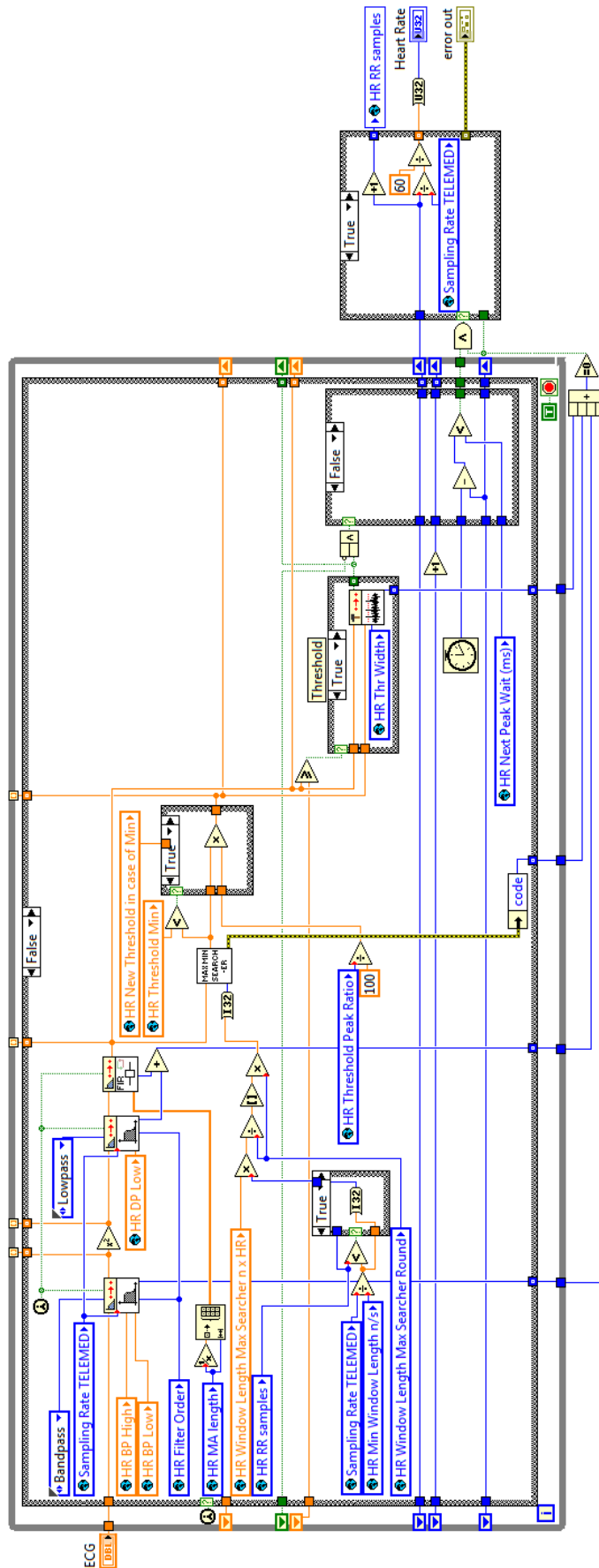
Vybrané funkce vlákna pro analýzu a vizualizaci dat jsou popsány v následujících pododdílech.

7.3.1 Analýza srdeční frekvence (HR)

Elektrokardiogram z telemetrické jednotky je v reálném čase podrobován analýze srdeční frekvence (HR) založené na detekci R-vln pomocí plovoucího prahu. Z původního signálu je nejprve vyseparován QRS komplex pomocí IIR filtru (filtru s nekonečnou impulsní odezvou) typu pásmová propust s mezními frekvencemi 15 a 20 Hz. Mezi těmito frekvencemi dosahuje spektrální výkonová hustota QRS komplexu maxima [7]. Následující umocnění signálu slouží k odstranění jeho polaritě a k prohloubení relativního rozdílu mezi vzorky signálu s nízkou a vysokou amplitudou. Následná kombinace sériově řazených dolnopropustních filtrů (IIR filtru s mezní frekvencí 5 Hz a filtru klouzavých průměru (MA)) vyhlazuje signál a připravuje jej k prahování. V rámci prahování jsou detekovány pulsy vyskytující se nad úrovní plovoucího prahu. Úroveň plovoucího prahu je stanovována jako procentuální zlomek aktuální hodnoty maximální amplitudy filtrovaného signálu v plovoucím okně s proměnnou délkou dle aktuální srdeční frekvence. Algoritmus je ošetřen proti podlimitnímu snížení plovoucího prahu (a s tím spojené nechtěné analýze šumu) např. při plném výpadku snímané srdeční aktivity. Časová vzdálenost mezi sousedními pulsy vyskytujícími se nad úrovní plovoucího prahu je převáděna na standardní jednotky HR – BPM. Blokové schéma analýzy srdeční frekvence je znázorněno na obr. 22, subVI **Analysis HR** na obr. 23.



Při vývoji algoritmu byl kladen důraz na spolehlivost a robustnost stanovení srdeční frekvence. Algoritmus byl testován na patofyziologických signálech, signál zarušených artefakty i signálech s intervencí kardiostimulátoru. K testování byly použity reálné signály EKG, signály ze simulátoru Fluke ProSim 8 a EKG simulátoru LHL. Spolehlivost algoritmu je pro výukové účely uspokojující pro signály obsahující síťový brum, kolísání izoelektrické linie, artefakty způsobené dýcháním sledované osoby, pro signály s intervencí kardiostimulátoru i pro některé patofyziologické signály. Dílčí opatření algoritmu přispívají k lepší úspěšnosti stanovení HR z EKG signálu obsahujícího myopotenciály (artefakty vznikající při aktivním pohybu sledované osoby).



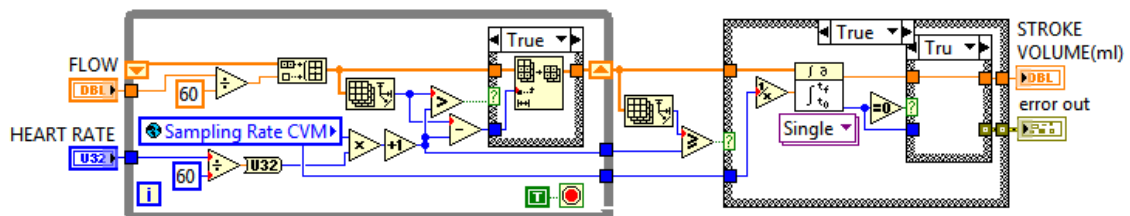
Obr. 23 – Analýza srdeční frekvence (HR)

Pro účely analýzy nejen srdeční frekvence byla vyvinuta reentrantní (vícenásobně přístupná) funkce **MaxMinSearcher** pro hledání maxima a minima ve vstupním signálu v reálném čase. Funkce si uchovává nezbytně dlouhou historii vstupních dat, jejíž délka je odvozena od délky plovoucího okna, v kterém má být maximum, resp. minimum hledáno. Funkce znovu inicializuje svůj interní stav při každém požadavku na změnu délky plovoucího okna.

7.3.2 Analýza tepového objemu (SV)

Pro analýzu tepového objemu byla vyvinuta funkce **Analysis_Stroke_Volume** (blokový diagram viz obr. 24). Indikátor SV je připraven k vyvedení na čelní panel kardiiovaskulárního monitoru pro případ, že bude k dispozici signál z vrtulkového průtokoměru s dostatečnou vzorkovací frekvencí a přesností a provádění této analýzy tedy bude účelné. Z důvodu nepřítomnosti takového signálu v době vývoje aplikace nebyl algoritmus pro stanovení SV testován na reálných datech. Algoritmus je založen na integraci plochy pod křivkou průtoku o časové délce rovné aktuální délce srdeční periody (není tedy zajištěna integrace právě jedné pulsni vlny od jejího minima na začátku k jejímu minimu na konci). Pro účely analýzy dat z modelu je tato aproximace dostačující.

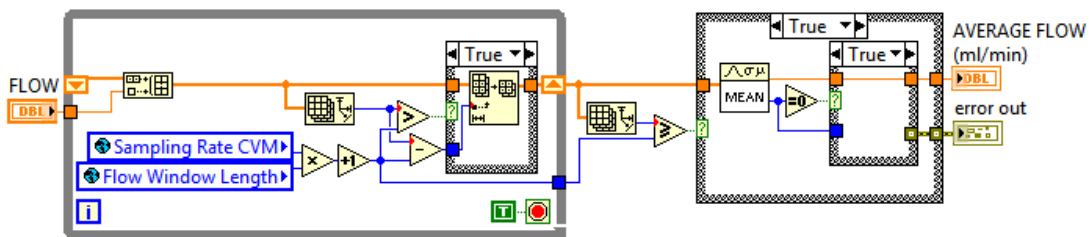
V případě, že je model v módu kontinuálního toku, vrací funkce pro analýzu tepového objemu hodnotu nula.



Obr. 24 – Analýza tepového objemu (SV)

7.3.3 Analýza srdečního výdeje (CO)

Analýza srdečního výdeje z dat získaných vrtulkovým průtokoměrem je založena na průměrování hodnot průtoku z vrtulkového průtokoměru plovoucím oknem o délce určené v globální proměnné *Flow Window Length*. Délku plovoucího okna lze měnit v uživatelském menu aplikace (viz oddíl 7.6). Obr. 25 poskytuje náhled do subVI **Analysis_Flow**, v němž analýza srdečního výdeje probíhá. Srdeční výdej (na obr. 25 označen *average flow* – průměrný průtok) je zobrazován v mililitrech za minutu.



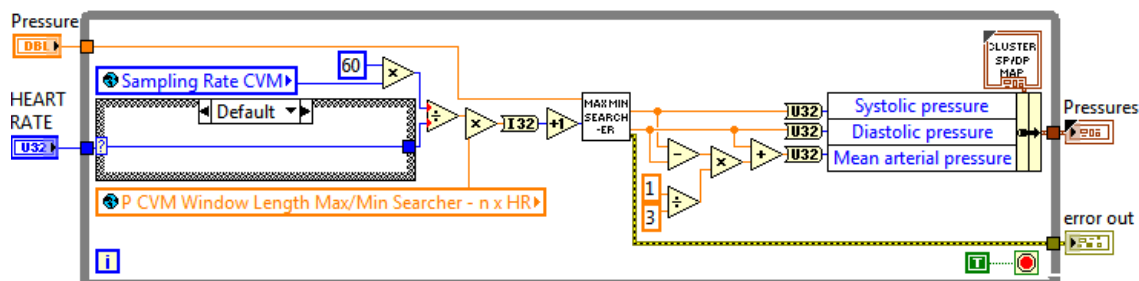
Obr. 25 – Analýza srdečního výdeje (CO)

7.3.4 Analýza krevního tlaku (BP)

Časové průběhy tlaku získané invazivním měřením tlaků pomocí klinicky užívaných katetrů pro měření krevního tlaku jsou podrobovány analýze, jejímž výsledkem jsou hodnoty *systolických, diastolických a středních arteriálních tlaků*. Určování systolických a diastolických tlaků je založeno na hledání maximálních a minimálních hodnot tlaků pomocí vyvinuté funkce **MaxMinSearcher** popsané v pododdílu 7.3.1. Délka plovoucího okna, v němž jsou hledány lokální extrémy, je určena trváním srdeční periody. Pro výpočet středních arteriálních tlaků je implementována aproximace dle matematického vztahu (5).

V případě kontinuálního toku má plovoucí okno analýzy danou konstantní délku. Hodnoty systolického, diastolického a středního arteriálního tlaku jsou v kontinuálním módu vzájemně obdobné.

SubVI **Analysis_Pressure** pro analýzu krevního tlaku uvádí obr. 26. Výstupní číselné hodnoty subVI (*SP, DP* a *MAP*) jsou následně transformovány do tvaru *SP / DP (MAP)*, v kterém jsou zobrazovány na čelním panelu kardiovaskulárního monitoru.



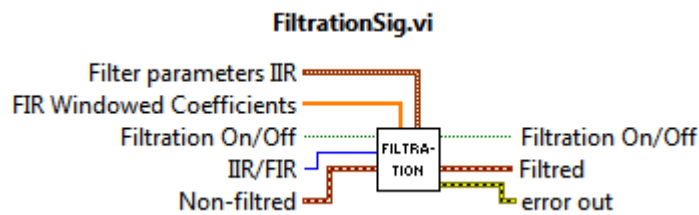
Obr. 26 – Analýza krevního tlaku (BP)

7.3.5 Filtrace a vizualizace dat

Každý vzorek dat určených k filtraci či vizualizaci je opatřován časovou značkou a převáděn na speciální datový typ Waveform.

Filtrace signálů

Pro účely filtrace signálů byla vyvinuta univerzální reentrantní funkce **FiltrationSig** (viz obr. 27). Vstupními parametry funkce jsou parametry IIR filtru (*Filter parameters IIR*) či koeficienty FIR filtru¹ (*FIR Windowed Coefficients*), logický vstup určující zda je filtrace vypnuta či zapnuta (*Filtration On/Off*) a vstup určující jestli má být použit IIR nebo FIR filtr (*IIR/FIR*). Nastavení vstupních parametrů funkce je zpřístupněno v menu aplikace, kde probíhá také automatický výpočet koeficientů FIR filtru z jeho požadovaných parametrů. Funkce si udržuje nezbytně dlouhou historii dat pro filtraci konkrétním typem filtru o daných parametrech a při každé změně vstupních parametrů znovu inicializuje svůj interní stav. Funkce **FiltrationSig** je aplikována pro filtraci dat z telemetrické jednotky (EKG a PPG), kde je větší pravděpodobnost výskytu rušení.



Obr. 27 – Univerzální funkce pro filtraci signálu

Vizualizace dat

Vizualizaci dat v grafech lze pozastavit (viz oddíl 7.5). Aby nedocházelo ke ztrátě dat při pozastavení vykreslování grafu, byla vyvinuta funkce pro historizaci dat určených k vizualizaci. V případě, že je vykreslování grafu pozastaveno, ukládají se data do vyrovnávací paměti, ze které je následně celý objem dat jednorázově vyzvednut a vykreslen při přechodu ze stavu „zamrazení“ grafu do stavu vykreslování grafu. Velikost vyrovnávací paměti je omezena, aby nedocházelo k přetěžování paměti počítače. Pro vykreslování dat z vyrovnávací paměti do grafu je nezbytné, aby jednotlivé vzorky dat byly opatřeny před ukládáním do vyrovnávací paměti zmiňovanou časovou značkou důležitou pro následné správné vykreslení grafu.

¹ FIR filtr – filtr s konečnou impulsní odezvou [26]

7.4 Obsluha příkazů uživatele

Veškerá obsluha příkazů uživatele probíhá v uživatelské událostní struktuře umístěné v samostatném vlákne komunikujícím s ostatními vlákny pomocí nástrojů pro synchronizaci paralelních procesů. Vlákno pro obsluhu příkazů uživatele se vykonává pouze za přítomnosti požadavku uživatele, čímž je sníženo zatěžování procesoru počítače. Vlákno obstarává obsluhu ovládacích prvků čelního panelu aplikace (dvoustavových tlačítek, prvků pro zadávání číselných vstupních hodnot a ovládacího prvku pro zadávání hodnot výběrem), obsluhu menu aplikace (včetně obsluhy modálních oken¹ zobrazujících se po stisknutí jednotlivých položek menu aplikace) a povolování či zakazování řízení jednotlivých ovládacích prvků a položek menu uživatelem. Popis ovládacích prvků, menu aplikace a modálních oken z pohledu uživatele se nachází v oddílech 7.5 a 7.6.

Požadavky uživatele mohou měnit jak chování samotné aplikace, tak chování modelu. Příkazy na změnu chování modelu generuje buď uživatel, nebo aplikace autonomně (při spouštění a vypínání aplikace a v módu, kdy je model řízen automaticky na základě analyzovaných signálů z telemetrické jednotky). Řídící jednotka modelu je schopna vyhodnocovat příkazy ve tvaru

- *cmd stv 000* (pro zadávání požadovaného stavu, resp. módu modelu),
- *cmd hrt 000* (pro zadávání srdeční frekvence),
- *cmd efr 000* (pro zadávání ejekční frakce, resp. výkonu motoru) a
- *cmd tmp 000* (pro zadávání požadované teploty vody kolující v modelu),

kde nuly reprezentují požadované hodnoty příslušných parametrů kódované v (hexadecimální) soustavě (případně doplněné zleva nulami do celkového počtu tří znaků). Příkazy pro model jsou do formátu vyhodnotitelného řídicí jednotkou modelu transformovány v subVI **CMD CVM** a následně zasílány do globální funkční proměnné **GFV CVM** pro správu komunikace s modelem (pro popis **GFV CVM** viz oddíl 7.1).

Nejvýznamnějším modálním oknem vlákna pro obsluhu příkazů uživatele je okno pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou popsané v následujícím pododdílu.

¹ Modální okno je okno neumožňující ovládní prvků aplikace mimo okno, dokud není okno uzavřeno.

7.4.1 Termodiluce – měření srdečního výdeje (CO)

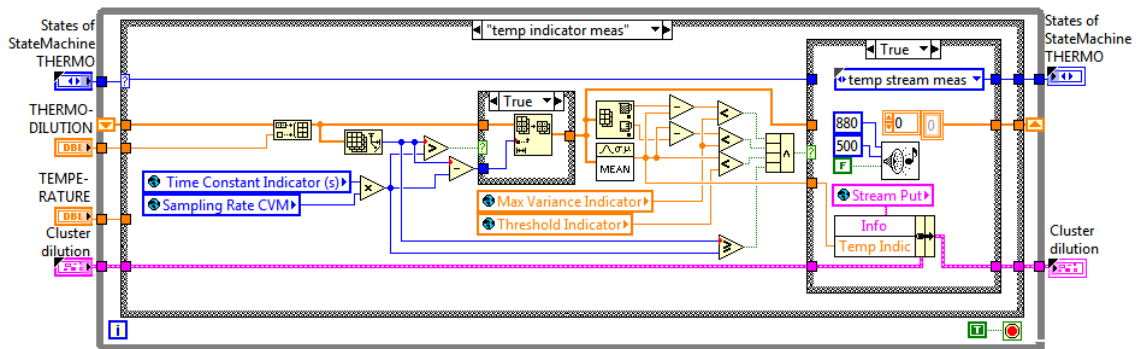
Měření srdečního výdeje (CO) termodiluční metodou je na kardiovaskulárním monitoru automatizované. Uživatel je dle fáze, v níž se měření právě nachází, instruován prostřednictvím informačního textového panelu.

Měření probíhá v samostatné výkonné smyčce spouštěné při otevření modálního okna pro měření termodiluce a ukončované po jeho zavření. Data pro měření termodiluce jsou této výkonné smyčce předávána prostřednictvím fronty plněné ve vláknech pro příjem dat z modelu. Fronta je plněna pouze při přítomnosti požadavku na měření termodiluce. Informace, zda má být fronta plněna či nikoliv, je vláknu pro příjem dat z modelu podávána prostřednictvím reference. Smyčka pro měření termodiluce je řízena vlastní událostní strukturou. V případě nepřítomnosti nové události se vykonává jeden z mnoha stavů stavového automatu umístěného ve smyčce. Trvání jednotlivých stavů stavového automatu je hlídáno pomocí subVI **Thermodilution Timeout**. V případě překročení povoleného trvání daného stavu je (dle stavu, v kterém se stavový automat právě nachází, a dle příčiny překročení časového limitu) buď zastaveno měření, nebo je stavový automat přepnut do následujícího stavu měření. Přepínání mezi stavy je řízeno (kromě v subVI **Thermodilution Timeout**) též v globální funkční proměnné **GFV Thermodilution**, která vykonává vždy právě jeden ze svých stavů, jež je totožný se stavem stavového automatu hlavní výkonné smyčky pro měření termodiluce. V **GFV Thermodilution** probíhá analýza teplotních signálů a konečný výpočet srdečního výdeje (CO). Jednotlivé stavy **GFV Thermodilution** si předávají potřebné informace a data prostřednictvím posuvných registrů, jejichž správa je řešena v každém stavu individuálně. Vybrané stavy **GFV Thermodilution** jsou popsány níže.

Měření teploty indikátoru

Na začátku měření je uživatel vyzván k vložení Swanova-Ganzova katétru (dále jen katétru) do indikátoru. Algoritmus pro automatizované měření teploty indikátoru je znázorněn na obr. 28. Teplota indikátoru je analyzována ze stále aktuálního úseku posledních naměřených hodnot teploty o stanovené délce. Pokud je průměrná hodnota teploty v tomto úseku nižší než stanovená mez a zároveň je splněna podmínka o ustálení teploty, je stavový automat přepnut do stavu měření teploty vody v řečišti a uživatel je vyzván k vsunutí katétru do řečiště. V případě, že podmínky pro přepnutí do dalšího stavu

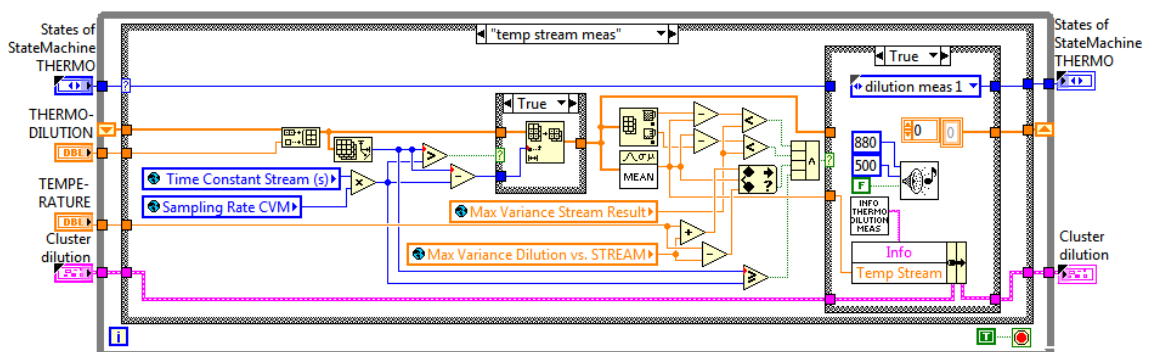
nejdou splněny do určité doby, je měření ukončeno a uživatel je informován, že nebylo dosaženo požadované přesnosti měření.



Obr. 28 – Termodiluce – měření teploty indikátoru

Měření teploty vody v řečišti

Způsob automatizovaného měření teploty vody v řečišti je demonstrován na obr. 29. Teplota vody v řečišti je analyzována ze stále aktuálního úseku posledních naměřených hodnot teploty o stanovené délce. Pokud je rozdíl průměrné teploty v tomto úseku a teploty vody měřené v kompenzační nádobě modelu v stanovených mezích a zároveň je splněna podmínka o ustálení teploty, je stavový automat přepnut do stavu měření termodiluční křivky a uživatel je vyzván k vstříknutí požadovaného množství indikátoru do řečiště. V případě, že podmínky pro přepnutí do dalšího stavu nejsou splněny do určité doby, je měření ukončeno a uživatel je informován, že nebylo dosaženo požadované přesnosti měření.

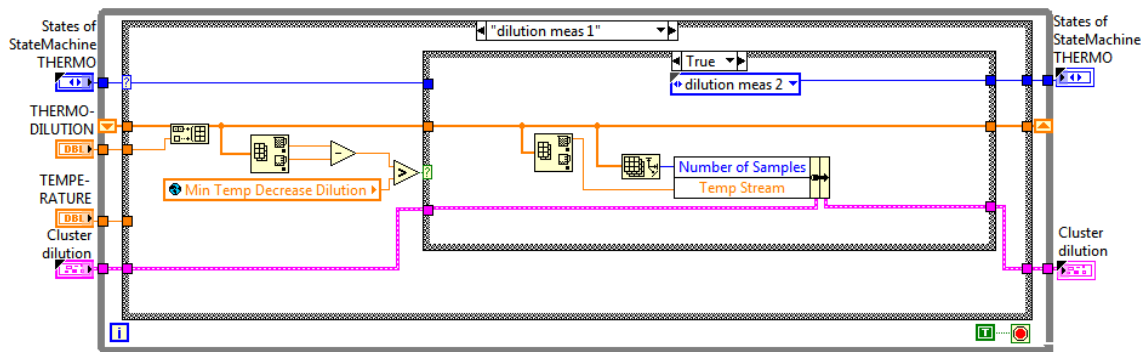


Obr. 29 – Termodiluce – měření teploty vody v řečišti

Měření termodiluční křivky – první fáze

V první fázi měření termodiluční křivky je testována podmínka minimálního poklesu teploty podmiňujícího přejítí do další fáze měření (viz obr. 30). Při dosažení tohoto poklesu jsou data nashromážděná od začátku měření diluční křivky přeposlána do druhé

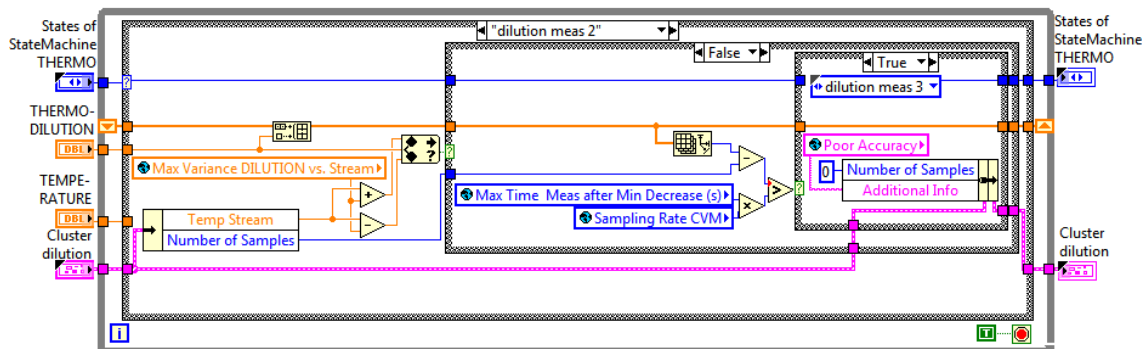
fáze měření termodiluční křivky a je aktualizována hodnota původní teploty vody v řečišti před vstříknutím indikátoru. Především stav pro samostatné měření teploty vody v řečišti před injektáží indikátoru slouží k didaktickým účelům a k ustálení měřené teploty bezprostředně po vsunutí katétru do řečiště. Pokud není dosaženo minimálního poklesu teploty vody do určité doby, je měření ukončeno a uživatel je informován o tom, že teplota vody neklesla dostatečně.



Obr. 30 – Termodiluce – měření termodiluční křivky – první fáze

Měření termodiluční křivky – druhá fáze

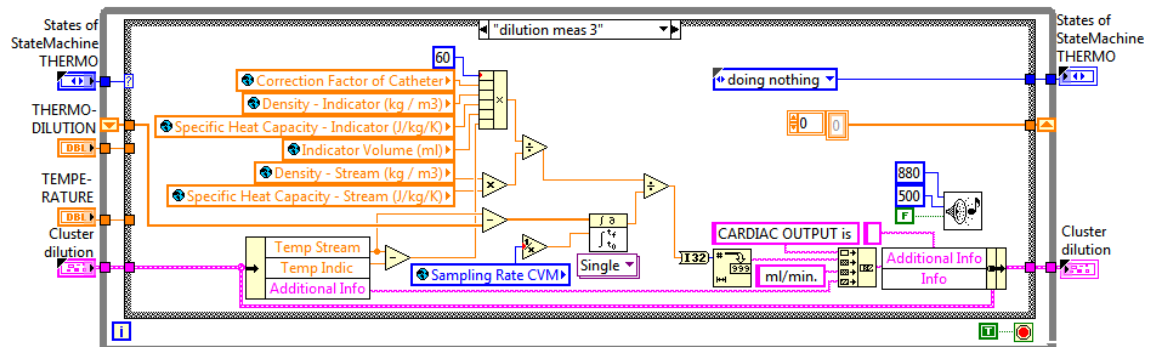
V druhé fázi měření termodiluční křivky je testováno, zda se teplota vody po svém poklesu vrátila k původní teplotě vody v řečišti a to s povolenou odchylkou. Měření je dokončeno, ať už podmínka minimální odchylky teploty je či není splněna. V případě, že podmínka není splněna, je měření termodiluční křivky dokončeno do jedné minuty od zaznamenání minimálního poklesu teploty vody (v první fázi měření diluční křivky) a uživatel je upozorněn, že nebylo dosaženo požadované přesnosti měření. Na obr. 31 je znázorněn případ, kdy nedošlo k navrácení teploty vody do původního stavu a měření termodiluční křivky je ukončeno časovou podmínkou. Veškerá data nashromážděná v první a druhé fázi měření termodiluční křivky jsou přeposlána k výpočtu srdečního výdeje.



Obr. 31 – Termodiluce – měření termodiluční křivky – druhá fáze

Výpočet srdečního výdeje (CO) z termodiluční křivky

Srdeční výdej z termodiluční křivky je počítán dle rovnice (4). Grafický zápis výpočtu je uveden na obr. 32. Hodnota srdečního výdeje s případnou informací o přesnosti měření se zobrazuje v informačním textovém panelu modálního okna pro měření termodiluce.



Obr. 32 – Termodiluce – výpočet srdečního výdeje (CO)

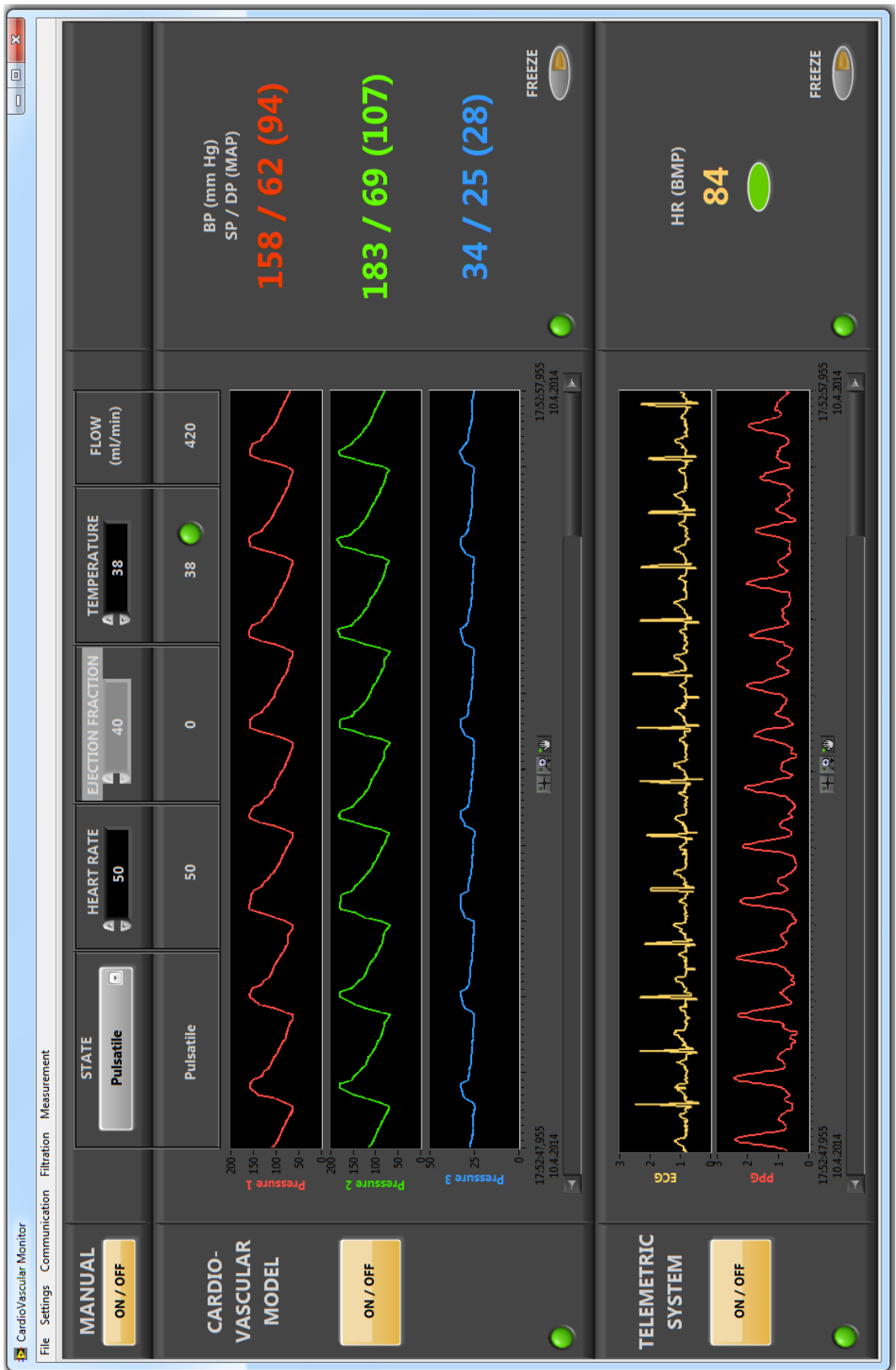
7.5 Uživatelské rozhraní – čelní panel aplikace

Oddíly popisující uživatelské rozhraní kardiovaskulárního monitoru (oddíly 7.5 a 7.6) jsou zároveň uživatelským návodem k obsluze aplikace.

Čelní panel kardiovaskulárního monitoru (viz obr. 33) je členěn vertikálně na tři části. V horní části lze manuálně nastavovat parametry modelu, ve střední části se zobrazují informace o stavu modelu a v dolní části se zobrazují signály snímané telemetrickou jednotkou. Jednotlivé části čelního panelu jsou popsány v následujících poddílích oddílu 7.5.

7.5.1 Řízení mechanického modelu kardiovaskulárního systému

V levé horním rohu kardiovaskulárního monitoru se nachází dvoustavové tlačítko **MANUAL**, kterým lze přepínat mezi módem manuálního řízení modelu (pomocí ovládacích prvků vpravo od tlačítka) a módem automatického řízení modelu (na základě analyzovaných dat z telemetrické jednotky). Po spuštění aplikace se tlačítko **MANUAL** nachází ve stavu *ON* (model je řízen manuálně). Přepnutí do stavu *OFF* je umožněno, pouze pokud je spuštěno přijímání dat jak z telemetrické jednotky, tak z modelu. V režimu automatického řízení modelu lze modelu posílat každou změnu srdeční frekvence, nebo pouze změnu zaokrouhlených hodnot. Nastavení zaokrouhlování je přístupné v menu aplikace (viz pododíl 7.6.2).



Obr. 33 – Čelní panel kardiiovaskulárního monitoru

Stav modelu lze měnit pomocí ovládacího prvku **STATE**, u kterého je požadovaný stav zadáván výběrem ze stavů *Off*, *Continual*, *Pulsatile*, *Filling*, *Draining* a *Cylinder meas*. (pro popis stavů viz oddíl 7.1). Ve stavu *Off* jsou zakázány voliče srdeční frekvence a ejekční frakce – příslušné ovládací prvky jsou zšedlé a nelze do nich zapisovat hodnoty. Ve stavu *Continual* je zakázáno nastavování srdeční frekvence a ve stavu *Pulsatile* je zakázáno nastavování ejekční frakce. Do stavu *Filling* a *Draining* lze model přepnout pouze po zadání hesla.

Do ovládacích prvků pro nastavení srdeční frekvence (**HEART RATE**), ejekční frakce (**EJECTION FRACTION**) a teploty vody (**TEMPERATURE**) lze požadovanou číselnou hodnotu buď přímo zapsat, nebo může být měněna vertikálními šipkami v levém rohu příslušných ovládacích prvků. Voliče jsou ošetřeny proti zadání hodnot parametrů mimo rozsah akceptovaný modelem.

7.5.2 Zobrazování informací o mechanickém modelu kardiovaskulárního systému

Parametry mechanického modelu kardiovaskulárního modelu se zobrazují ve střední části (dle vertikálního členění) čelního panelu kardiovaskulárního monitoru. Zcela vlevo se nachází dvoustavové tlačítko pro zapínání a vypínání čtení dat vysílaných modelem. Barevná dioda pod tlačítkem níže informuje o stavu komunikace s modelem. Pokud dioda svítí zeleně, aplikace je schopna přijímat data z modelu a zasílat mu příkazy. Případná červená barva diody informuje o problému v komunikaci s modelem, jehož možná příčina se zobrazí v dialogovém okně.

Pod ovládacími prvky pro nastavování parametrů modelu (popsanými v pododdílu 7.5.1) se nachází indikátory týchž parametrů modelu informující o skutečné aktuální hodnotě daných parametrů modelu (stavu modelu, srdeční frekvenci, ejekční frakci a teplotě vody v kompenzační nádobě modelu). Přidán je navíc indikátor informující o srdečním výdeji analyzovaném z hodnot aktuálního průtoku vrtulkovým průtokoměrem. Dioda u indikátoru teploty vody svítí zeleně, pokud teplota vody v kompenzační nádobě modelu dosahuje teploty zadané uživatelem.

Časové průběhy tlaků snímané třemi klinicky užívanými katétry pro invazivní měření krevních tlaků jsou zobrazovány v grafickém zobrazovači. Zobrazovaný rozsah *x*-ové a *y*-ových os lze měnit v paletě pro práci s grafem umístěné pod grafy nebo přímo přepsáním číselných údajů příslušných os. Grafické průběhy tlaků jsou ve výchozím

nastavení pojmenovány *Pressure 1*, *Pressure 2* a *Pressure 3*. Jejich názvy je možno změnit v menu aplikace (pojmenovat je např. dle místa řečiště, v kterém se katétry právě vyskytují). Historii průběhu tlaků lze prohlížet pomocí posuvné lišty pod grafickým zobrazovačem. K pozastavení vykreslování grafů slouží tlačítko **FREEZE**. Graf disponuje třemi variantami vykreslování dat.

- Průběžné zapisování dat, kdy je při naplnění grafu již vykreslená část dat posunována doleva. (*Strip Chart*)
- Zapisování, u něhož jsou data v případě naplnění grafu vykreslována opět zleva. (*Scope Chart*)
- Způsob zapisování podobný předešlému, u kterého však při naplnění grafu nedochází k jednorázovému vymazání dat před novým vykreslováním, ale rozhraní mezi starými a novými daty tvoří svislá značka. (*Sweep Chart*)

Ve výchozím nastavení je zvolen způsob vykreslování dat do grafu *Sweep Chart*. Módy vykreslování lze měnit v menu zobrazeném po stisknutí pravého tlačítka myši nad grafickým zobrazovačem. Stejně menu umožňuje exportování dat z grafů do DIAdemu¹, do Excelu (a následně třeba do Matlabu), apod.

Vedle grafického zobrazovače tlaků vpravo se zobrazují aktuální hodnoty systolických, diastolických a středních arteriálních tlaků (*SP*, *DP* a *MAP*).

7.5.3 Zobrazování informací získaných z telemetrické jednotky

Signály snímané telemetrickou jednotkou se zobrazují v dolní části čelního panelu kardiovaskulárního monitoru. Zcela vlevo se nachází dvoustavové tlačítko pro zapínání a vypínání čtení dat vysílaných telemetrickou jednotkou. O stavu komunikace s telemetrickou jednotkou informuje barevná dioda pod tlačítkem níže. Zelená barva diody signalizuje schopnost aplikace přijímat data z telemetrické jednotky. Případná červená barva informuje o problému v komunikaci s telemetrickou jednotkou, jehož možná příčina se zobrazí v dialogovém okně.

¹ DIAdem – program firmy National Instruments sloužící ke správě, vizualizaci, analýze a prezentaci dat

Elektrokardiogram a periferní pulsní vlna snímané telemetrickou jednotkou se vykreslují v grafickém zobrazovači. Zobrazovač umožňuje změnu způsobu vykreslování dat a změnu rozsahu *x*-ové a *y*-ových os stejným způsobem jako grafický zobrazovač tlaků (viz pododdíl 7.5.2). K pozastavení vykreslování grafů slouží jim příslušné tlačítko **FREEZE**. Graf opět disponuje horizontální posuvnou lištou a paletou pro práci s grafem.

Vpravo od grafického zobrazovače signálů snímaných telemetrickou jednotkou se nachází indikátor srdeční frekvence (*HR*) analyzované z EKG. Grafický prvek pod číselným indikátorem *HR* plní funkci vizuálního alarmu, který bývá běžnou součástí monitorů vitálních funkcí. Při vypnutí čtení dat z telemetrické jednotky má grafický prvek barvu totožnou s barvou pozadí. V opačném případě se jeho barva řídí dle nastavených mezí pro daný typ výstrahy. Typy výstrahy a jim přiřazené barevné signalizace vychází z normy [24] a norem popsanych v [25].

7.6 Uživatelské rozhraní – menu aplikace

Kardiovaskulární monitor je aplikací (s příponou „*exe*“) spouštěnou v operačním systému Windows 7 nebo 8. Jednotlivé podpoložky hlavního menu aplikace jsou tematicky rozděleny do pěti kategorií (položek): Soubor (**File**), Nastavení (**Settings**), Komunikace (**Communication**), Filtrace (**Filtration**) a Měření (**Measurement**). Následující pododdíly nesou názvy položek hlavního menu aplikace a jsou v nich vždy popsány jednotlivé podpoložky dané položky menu.

7.6.1 Soubor (File)

Položka **File** menu aplikace obsahuje podpoložku **Exit**. Pomocí této podpoložky nebo pomocí křížku v pravém horním rohu okna kardiovaskulárního monitoru se ukončuje aplikace.

Při ukončení aplikace se ukládají poslední nastavené hodnoty vybraných nastavitelných parametrů do konfiguračního souboru. Při příštím spuštění aplikace jsou hodnoty těchto parametrů načteny z konfiguračního souboru jakožto výchozí nastavení aplikace. Pro dostupnost této funkcionality musí mít uživatelský účet operačního systému, v němž je aplikace spouštěna, povolené oprávnění zápisu do adresáře **CardioVascular Monitor** (umístěném v počítači na souborové cestě, jež si uživatel zvolil při instalaci aplikace).

7.6.2 Nastavení (Settings)

Položka **Settings** menu aplikace disponuje podpoložkami

- **Scale legend** pro změnu názvů grafů v grafickém zobrazovači tlaků,
- **Alarm Setup** pro nastavení alarmových mezí pro hodnoty srdeční frekvence,
- **Calibration** k nastavení kalibračních konstant snímaných signálů,
- **Thermodilution Setup** k definování hodnot parametrů nezbytných pro výpočet srdečního výdeje pomocí termodiluční metody,
- **Flow Analysis Setup** pro nastavení parametrů analýzy průtoku,
- **Non-Manual Mode Setup** k nastavení způsobu automatického řízení modelu a
- **Sampling Rates** k určení vzorkovací frekvence dat přijímaných z modelu a telemetrické jednotky.

Grafické průběhy tlakových křivek mohou nést názvy (**Scale Legend**) např. dle aktuálního místa snímání tlaků. Uživatel následně při pohledu na kardiovaskulární monitor vidí, z kterého místa snímané tlaky pochází, aniž by byl nucen dohledávat na modelu, který katétr pro snímání tlaků je kam zaveden.

Prostřednictvím nastavení alarmových mezí (**Alarm Setup**) se dělí alarmové signály na signály s dvěma stupni výstrahy (vizuálně reprezentovanými červenou a žlutou barvou) a na informační signál bez výstražného významu (vizuálně reprezentovaný zelenou barvou).

Kalibrace (**Calibration**) signálů jsou prováděny pomocí lineární aproximace (polynomem prvního řádu). Aditivní (přičítací) konstanty jsou zadávány do kolonek *Additive* a multiplikativní (násobící) konstanty do kolonek *Multiplier* a *Divider* příslušných signálů. Kolonky *Multiplier* a *Divider* jsou ošetřeny proti zadání nulových hodnot.

Nastavitelnými parametry pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou zadávanými v **Thermodilution Setup** jsou: objem indikátoru v mililitrech (*Indicator Volume (ml)*), korekční faktor katétru (*Correction Factor of Catheter*), hustota indikátoru (*Density – Indicator (kg/m³)*), hustota kapaliny v řečišti (*Density – Stream (kg/m³)*), měrná tepelná kapacita indikátoru (*Specific Heat Capacity – Indicator (J/kg/K)*) a měrná tepelná kapacita kapaliny v řečišti (*Specific Heat Capacity – Stream (J/kg/K)*).

V nastavení parametrů analýzy průtoku (**Flow Analysis Setup**) je možno měnit délku plovoucího okna pro stanovení srdečního výdeje z hodnot aktuálního průtoku vrtulkovým průtokoměrem. Délka okna (*Flow Window Length (s)*) se zadává v sekundách.

Pro režim automatického řízení modelu lze v podpoložce menu **Non-Manual Mode Setup** nastavit, zda bude model měnit svoji frekvenci s každou změnou srdeční frekvence (analyzované ze signálů snímaných telemetrickou jednotkou), nebo budou hodnoty zaokrouhlovány. Pro posílání každé změny srdeční frekvence necht' je hodnota *Round Heart Rate to the Nerest* nastavena na jedna. Hodnoty mohou být zaokrouhlovány libovolně (např. na pětky, desítky, apod.) a to dle číselné hodnoty kolonky *Round Heart Rate to the Nerest*.

Vzorkovací frekvence modelu a telemetrické jednotky (**Sampling Rates**) jsou závislé na rychlosti sériového přenosu dat z daných zařízení. Tato závislost vyplývá z konstrukčních řešení daných zařízení a uživatel je na ni při požadavku na změnu vzorkovací frekvence upozorněn.

7.6.3 Komunikace (Communication)

V položce **Communication** jsou k dispozici podpoložky

- **Cardiovascular Model** pro nastavení parametrů komunikace s modelem,
- **Telemetric System** pro nastavení parametrů komunikace s telemetrickou jednotkou a
- **Remote Panel** k zjištění informací o způsobu připojení na Vzdálený panel telemetrické monitorace vitálních funkcí (viz kapitolu 8) a Vzdálený panel kardiovaskulárního monitoru (viz kapitolu 9).

Nastavení parametrů komunikace s modelem (**Cardiovascular Model**) zahrnuje nastavení čísla sériového portu (*Serial Bus*) a rychlosti sériového přenosu dat (*Baud Rate*).

Kardiovaskulární monitor umožňuje komunikovat s telemetrickou jednotkou (**Telemetric System**) přes sériovou linku nebo bezdrátově. Mezi těmito způsoby komunikace lze přepínat pomocí záložek *SERIAL BUS* a *TCP/IP*. Záložka *SERIAL BUS* disponuje kolonkami pro nastavení čísla sériového portu (*Serial Bus*) a rychlosti sériového přenosu dat (*Baud Rate*). V záložce *TCP/IP* se nastavuje IP adresa serveru reprezentovaného telemetrickou jednotkou (*IP Address*), číslo portu pro komunikaci se

serverem (*Port*), délka přenášené zprávy klientovi v bajtech (*Bytes to Read*) a doba, po kterou aplikace čeká na nová data, aniž je vyhlášena jejich nepřítomnost (*Timeout*).

Podpoložky **Cardiovascular Model** a **Telemetric System** menu aplikace jsou přístupné, pouze pokud je zastaveno čtení dat z modelu, resp. telemetrické jednotky.

Při změně rychlosti sériového přenosu dat po sériové lince některého ze zařízení je uživatel upozorněn, že se změnou rychlosti sériového přenosu dat musí provést též změnu vzorkovací frekvence daného zařízení. Souvislost mezi rychlostí sériového přenosu dat a vzorkovací frekvencí vyplývá z konstrukčního řešení telemetrické jednotky i modelu.

7.6.4 Filtrace (Filtration)

V podpoložkách položky **Filtration** je možno vypínat a zapínat filtraci EKG (**ECG**) a **PPG** a nastavovat parametry jejich filtrace. Uživatel může volit mezi filtrací s nekonečnou a konečnou impulzní odezvou a nastavovat parametry vybrané filtrace. Této funkcionality aplikace lze využít při výuce k demonstraci vlastností jednotlivých filtrů a k osvojení způsobů a pravidel filtrace studentem.

Volitelnými parametry filtrů s nekonečnou impulzní odezvou (**IIR**) jsou

- druh filtru *filter*,
- typ filtru *filter type*,
- řád filtru *order*,
- horní mezní frekvence *high cutoff freq (Hz)* a
- dolní mezní frekvence *low cutoff freq (Hz)*.

Druh IIR filtru (*filter*) lze volit z možností *Butterworth*, Čebyšev (*Chebyshev*) a *Bessel*. IIR filtr může být typu (*filter type*) horní propust (*Highpass*), dolní propust (*Lowpass*), pásmová propust (*Bandpass*) a pásmová zádrž (*Bandstop*). Druh i typ filtru jsou zadávány výběrem z nabízených možností.

Volitelnými parametry filtrů s konečnou impulzní odezvou (**FIR**) jsou

- druh okna *window*,
- typ filtru *filter type*,
- počet koeficientů filtrace *window length*,
- horní mezní frekvence *high cutoff freq (Hz)* a
- dolní mezní frekvence *low cutoff freq (Hz)*.

Druh okna FIR filtru (*window*) lze volit z téměř dvaceti možností (např. okno obdélníkové (*Rectangle*), trojúhelníkové (*Triangle*), Hammingovo (*Hamming*), Hanningovo (*Hanning*), Welchovo (*Welch*) či Gaussovo (*Gaussian*)). FIR filtr může být typu (*filter type*) horní propust (*Highpass*), dolní propust (*Lowpass*), pásmová propust (*Bandpass*) a pásmová zádrž (*Bandstop*). Druh i typ filtru jsou zadávány výběrem z nabízených možností.

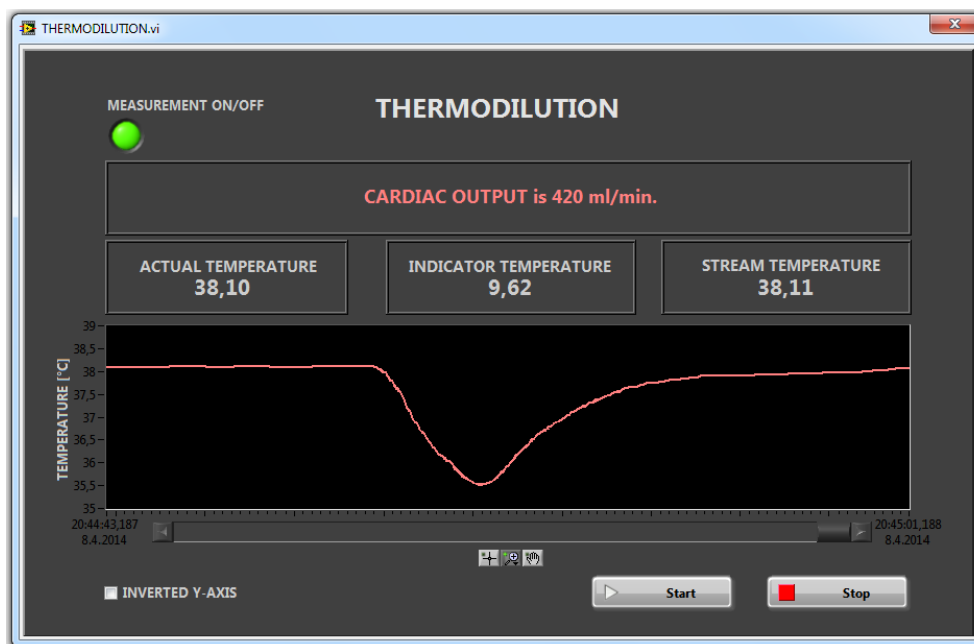
Pokud zadaná hodnota mezní frekvence kteréhokoliv IIR či FIR filtru přesáhne hodnotu poloviny vzorkovací frekvence, je uživatel upozorněn na nerespektování Shannon-Nyquistova kritéria a není mu umožněno spustit filtraci. Při volbě filtru typu horní nebo dolní propust je zpřístupněn zápis pouze do kolonky pro dolní mezní frekvenci (*low cutoff freq (Hz)*). Počet koeficientů filtrace (*window length*) FIR filtrů typu pásmová zádrž či horní propust musí být lichý. Pokud uživatel nedodrží tuto podmínku, je na ni upozorněn a není mu umožněno spustit filtraci.

7.6.5 Měření (Measurement)

Položka **Measurement** menu aplikace zahrnuje podpoložku **Thermodilution** pro měření srdečního výdeje (*CO*) prostřednictvím termodiluční metody. Podpoložka **Thermodilution** je přístupná, pouze pokud je spuštěno čtení dat z modelu.

Náhled modálního okna pro měření srdečního výdeje poskytuje obr. 34. Zelená dioda v okně termodiluce s označením **MEASUREMENT ON/OFF** svítí, pokud je zapnuto termodiluční měření (tlačítkem **Start**). Měření lze přerušit nebo ukončit tlačítkem **Stop**. Uživatel je po celou dobu měření provázen instrukcemi zobrazovanými v informačním textovém panelu, v kterém se po dokončení měření zobrazí i výsledná hodnota srdečního výdeje. Pod informačním textovým panelem se nachází číselné indikátory zobrazující aktuální teplotu měřenou Swanovým-Ganzovým katétrem (**ACTUAL TEMPERATURE**), teplotu indikátoru (**INDICATOR TEMPERATURE**) a teplotu vody v řečišti před zahájením měření termodiluční křivky (**STREAM TEMPERATURE**). Do grafu pod indikátory jsou vykreslovány aktuální hodnoty teploty pouze ve fázi měření termodiluční křivky (po naměření teplot indikátoru a vody v řečišti před vstříknutím indikátoru). Zobrazovaný rozsah os grafu lze měnit v paletě pro práci s grafem (umístěna pod grafem) nebo přímo přepsáním číselného údaje příslušné osy. Ve výchozím nastavení y-ové osy jsou hodnoty teploty řazeny vzestupně (nižší teplota je na vertikální y-ové ose níže, vyšší teplota je výše). V klinické praxi je někdy zvykem

užívat opačnou konvenci – sestupné řazení hodnot teploty na y-ové ose (podobně jako na obr. 10). K přepínání obou konvencí slouží zaškrtnutí políčko **INVERTED Y-AXIS**. Ve výchozím nastavení vykreslování dat do grafu je použit způsob vykreslování *Strip Chart*, u kterého je při naplnění grafu již vykreslená část dat posouvána doleva. Způsob vykreslování lze změnit v menu zobrazeném po stisknutí pravého tlačítka myši nad grafem. Stejně menu umožňuje exportování dat z grafu do DIAdemu, do Excelu (a následně třeba do Matlabu), apod.



Obr. 34 – Modální okno kardiiovaskulárního monitoru pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou

Postup měření termodiluce kardiiovaskulárním monitorem

Po otevření modálního okna pro měření *CO* termodiluční metodou jsou hodnoty všech tří indikátorů teploty nulové a v informačním panelu je uživatel vyzván k zahájení měření stisknutím tlačítka **Start**. Po stisknutí tlačítka **Start** se rozsvítí zelená dioda, v indikátoru aktuální teploty se začne zobrazovat stále aktuální hodnota teploty a v informačním panelu se objeví výzva k vložení katétru do indikátoru a následnému vyčkání na další instrukci. V případě úspěšného odečtení teploty indikátoru je uživatel akustickým signálem upozorněn na přítomnost další instrukce (vložení katétru do řečiště a následnému vyčkávání). Pokud není teplota indikátoru úspěšně odečtena (např. nedojde v požadovaném čase k dostatečnému ustálení teploty nebo je teplota indikátoru příliš vysoká), je měření ukončeno a uživatel je informován o neúspěšnosti měření. Uživatel může zahájit nové měření tlačítkem **Start**. Pokud není úspěšně změřena teplota vody

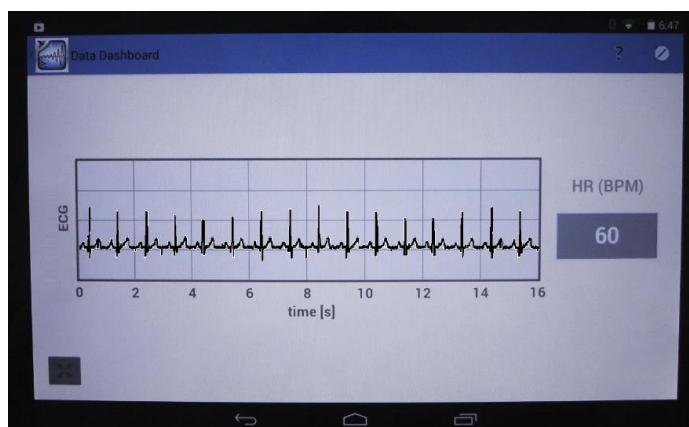
v řečišti a uživatel se rozhodne (po informování o této skutečnosti a automatickém ukončení měření) znovu spustit měření, je dialogovým oknem dotázán, zda chce zahájit nové měření, nebo chce využít dříve naměřenou teplotu indikátoru. Pokud jsou změřeny hodnoty teploty jak indikátoru, tak vody v řečišti, je uživatel na tuto skutečnost akusticky upozorněn a vyzván k vstříknutí požadovaného množství indikátoru do řečiště. Požadované množství indikátoru lze měnit v podpoložce **Thermodilution Setup** hlavního menu aplikace. Na úspěšné doměření termodiluční křivky a přítomnost výsledné hodnoty srdečního výdeje je uživatel opět upozorněn akustickým signálem. V případě, že chce uživatel opakovat měření, je po stisknutí tlačítka **Start** dotázán, zda chce zahájit zcela nové měření, nebo opětovně měřit pouze termodiluční křivku.

Automatizace metody a přítomnost akustických upozornění vychází z manuální náročnosti měření termodiluce, při které bývá obtížné plně sledovat kardiovaskulární monitor a ovládat jej.

8 Vzdálený panel telemetrické monitorace vitálních funkcí

Snadnější uživatelské dostupnosti informací o aktuálním vitálním stavu telemetricky monitorovaného subjektu lze dosáhnout posláním těchto informací na přenosné malé zařízení typu tablet nebo chytrý telefon (smart phone), který může mít osoba sledující subjekt stále při sobě.

Kardiovaskulární monitor publikuje data přijímaná z telemetrické jednotky a jejich analýzy prostřednictvím webových služeb (*Web Services*) a umožňuje tak jejich následné zobrazování na zmíněných přenosných zařízeních. Data jsou publikována ve formátu rozšiřitelného značkovacího jazyku (*XML* z angl. *Extensible Markup Language*), který je podporován řadou aplikací. K vizualizaci dat v uživatelsky přívětivějším formátu může sloužit např. aplikace *Data Dashboard for LabVIEW* určená právě pro tablety a chytré telefony. Příklad jednoduchého rozhraní pro zobrazování elektrokardiogramu (EKG) a srdeční frekvence (*HR*) uvádí obr. 35. Na webu jsou publikovány signály snímané telemetrickou jednotkou (EKG a PPG), srdeční frekvence (*HR*) analyzovaná z elektrokardiogramu a alarmový indikátor. Publikovaná data jsou dostupná na adrese **http://serverIPv4:8080/CVM_WS/CVM_DD**, kde *serverIPv4* je IP adresa (verze 4) počítače, na kterém je spuštěn kardiovaskulární monitor. Pro přístup k jednotlivým proměnným zvlášť nutno výše uvedenou adresu doplnit o **`/DD_ECG`** pro elektrokardiogram, **`/DD_PPG`** pro periferní pulsní vlnu, **`/DD_HR`** pro srdeční frekvenci a **`/DD_Alarm`** pro indikátor alarmu.



Obr. 35 – Příklad možného uživatelského rozhraní vzdáleného panelu telemetrické monitorace vitálních funkcí

9 Vzdálený panel kardiiovaskulárního monitoru

V rámci diplomové práce byl dále vyvinut vzdálený panel kardiiovaskulárního monitoru (dále jen vzdálený panel). Vzdálený panel spouštěný ve webovém prohlížeči nese podobu čelního panelu původní aplikace kardiiovaskulárního monitoru (**CardioVascular Monitor**) a umožňuje jak jeho monitoraci, tak jeho plné ovládání.

Spuštění vzdáleného panelu je podporováno pouze ve webovém prohlížeči *Internet Explorer*. Vzdálený panel je dostupný na adrese **http://serverIPv4:8080/CVM_IE.html**, kde *serverIPv4* je IP adresa (verze 4) počítače, na kterém je aplikace **CardioVascular Monitor** právě spuštěna.

Z pohledu síťové architektury je aplikace **CardioVascular Monitor** *serverem* a vzdálený panel *klientem*. Server může umožnit či zakázat klientovi vzdálené ovládání kardiiovaskulárního monitoru. Při stisknutí pravého tlačítka myši v okně *serverové* aplikace (v místech mimo funkční prvky) se zobrazí menu s položkou **Remote Panel Server** a jejími podpoložkami pro zakázání případného řízení aplikace klientem (**Lock Control**), umožnění případného řízení aplikace klientem (**Unlock Control**) a přepínání kontroly mezi serverem a klientem (**Switch Controller**). Při stisknutí pravého tlačítka myši v okně *klientské* aplikace (v místech mimo funkční prvky) se zobrazí menu s položkami pro vyžádání kontroly aplikace (**Request Control of VI**), přenechání kontroly aplikace serveru (**Release Control of VI**), atd.

Při spouštění klientské aplikace ve webovém prohlížeči Internet Explorer verze 7 nebo 8 a zároveň v operačním systému Windows 7 je třeba pro plnou funkcionalitu aplikace vypnout chráněný režim (*Protected Mode*) webového prohlížeče Internet Explorer nebo deaktivovat řízení uživatelských účtů (*User Account Control*) systémem Windows.

Vzdálený panel může být využit při výuce např. k řízení modelu vyučujícím nebo k monitoraci činnosti studenta.

10 Závěr

V rámci diplomové práce byl navržen řídicí panel mechanického modelu kardiovaskulárního systému a tento panel byl implementován v prostředí LabVIEW. Řídicí panel (kardiovaskulární monitor) slouží k řízení a monitoraci mechanického modelu kardiovaskulárního systému a k analýze signálů snímaných na tomto modelu.

Vyvinutý *kardiovaskulární monitor* je hlavní řídicí a monitorovací jednotkou mechanického modelu kardiovaskulárního systému (dále jen modelu) a monitorovací jednotkou zařízení pro telemetrické sledování vitálních funkcí (telemetrické jednotky). Kardiovaskulární monitor umožňuje v reálném čase sledovat, zobrazovat a analyzovat vybrané biologické signály a parametry, např. provádět analýzu srdeční frekvence (HR) z elektrokardiogramu, analýzu systolických, diastolických a středních arteriálních tlaků (SP, DP a MAP) v různých místech krevního řečiště, analyzovat srdeční výdej (CO) z dat získaných vrtulkovým průtokoměrem a tepový objem (SV). Dále disponuje funkcí automatizovaného měření srdečního výdeje (CO) termodiluční metodou. Model může být řízen manuálně nebo automaticky (na základě analyzovaných dat z telemetrické jednotky). Kardiovaskulární monitor disponuje plnohodnotným vzdáleným panelem kardiovaskulárního modelu a vzdáleným panelem telemetrické monitorace vitálních funkcí.

Nad rámec zadání diplomové práce byl vyvinut i *matematický model kardiovaskulárního systému* inspirovaný mechanickým modelem, který umožňuje porovnání různých modelovacích technik.

Kardiovaskulární monitor vznikl v rámci projektu *Fondu rozvoje vysokých škol* (FRVŠ 902/2013/G3) s názvem „*Telemetricky řízený adaptivní model kardiovaskulárního systému.*“ Stane se základem pro řídicí panel nově vyvíjeného mechanického modelu kardiovaskulárního systému, který bude řízen výhradně prostřednictvím LabVIEW. Za tímto účelem byly při vývoji aplikace použity programovací techniky podporující modulárnost vývojových schémat, flexibilitu a adaptibilitu systému a umožňující efektivní časovou synchronizaci různě rychlých a výpočetně náročných dějů s různými prioritami.

Kardiovaskulární monitor byl využit ve výuce v předmětu *A6M31LET Lékařská technika* v akademickém roce 2013/14.

Bibliografie

- [1] **SILBERNAGL, S. - DESPOPOULOS, A.** *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd. Praha : Grada, 2004. 448 s. ISBN: 80-247-0630-x.
- [2] **VOKURKA, M. a kol.** *Patofyziologie pro nelékařské směry*. Praha : Karolinum, 2008. 217 s. ISBN: 978-80-246-0896-9.
- [3] **ČIHÁK, R.** *Anatomie 3*. 2. upr. a dopl. vyd. Praha : Grada, 2004. 692 s. ISBN 80-247-1132-X.
- [4] **PENHAKER, M. - IMRAMOVSKÝ, M. - TIEFENBACH, P. - KOBZA, F.** *Lékařské diagnostické přístroje. Učební texty*. 1. vyd. Ostrava : VŠB, 2004. 332 s. ISBN 80-24-0751-3.
- [5] **TROJAN, S. a kol.** *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha : Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [6] **HAMPTON, J. R.** *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2. vyd. Praha : Grada, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [7] **ROZMAN, J. a kol.** *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha : Academica, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [8] **HAVLÍČKOVÁ, N.** *Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce zdravotnických přístrojů*. Liberec : TUL, 2012. Bakalářská práce.
- [9] **MALMIVUO, J. – PLONSEY R.** *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York : Oxford University Press, 1995. [cit. 1. 2. 2014] Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/>.
- [10] **VOKURKA, M. a kol.** *Velký lékařský slovník*. 5. aktualiz. vyd. Praha : MAXDORF, 2005. 1001 s. ISBN 80-7345-058-5.
- [11] **UrgoMedical**. Dostupné z: <http://www.urgomedical.com/Pathophysiological/Compression/The-venous-system/In-the-cardiovascular-system>. [online] [citace 1. 2. 2014].
- [12] **WESTERHOF, N. - STERGIOPULOS, N. - NOBLE, M.** *Snapshots of Hemodynamics*. 2. vyd. New York : Springer Science + Business Media, 2010. 200 s. ISBN 978-1-4419-6362-8.
- [13] **CHATTERJEE, S. - MILLER, A.** *Biomedical Instrumentation Systems*. 1. vyd. New York : Cengage Learning, 2010. 704 s. ISBN 978-1418018665.
- [14] **BRONZINO, J. D.** *The biomedical engineering handbook. volume 1*. 2. vyd. Boca Raton : CRC Press, 2010. 3188 s. ISBN 0-8493-0461-X.
- [15] **VESELÝ, J.** *Impedanční kardiografie. Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LF a FZV UP*

Olomouc. [Online] [Citace: 01. 03. 2014.] Dostupné z:
<<http://pfyziollfup.upol.cz/castwiki2/?p=4338>>.

[16] **KOFRÁNEK, J. - HOZMAN, J.** *Pacientské simulátory*. 1. vyd. Praha : Creative Connections s.r.o., 2013. 166 s. ISBN 978-80-904326-6-6.

[17] **COBELLI, C. - CARSON, E.** *Introduction to modeling in physiology and medicine*. Academic Press series in biomedical engineering. Boston : Academic Press, 2008. 324 s. ISBN 9780121602406.

[18] **SHI, Y. – LAWFOR, P. – HOSE, R.** Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System. *BioMedical Engineering OnLine*. [Online] 2011. [Citace: 01. 03. 2014.] Dostupné z: <<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/10/1/33>>. DOI: 10.1186/1475-925X-10-33.

[19] **LOŽEK, M. - HAVLÍK, J.** Mechanický model kardiovaskulárního systému. *Zborník konferencie Trendy v biomedicínskom inžinierstve 2013*. Košice : Technical University of Kosice, 2013. ISBN 978-80-8086-208-4.

[20] **FERRER-ROCA, O. - SOSA-IUDICISSA M. C.** *Handbook of Telemedicine*. 3. vyd. Amsterdam : IOS Press, 2002. 300 s. ISBN 90 5199 413 3.

[21] **OLANSEN, J. B. - ROSOW, E.** *Virtual Bio-Instrumentation: Biomedical, Clinical, and Healthcare Applications in LabVIEW*. 1. vyd. New Jersey : Prentice Hall, 2001. 608 s. ISBN: 0-13-065216-4.

[22] **VLACH, J. - HAVLÍČEK, J. - VLACH, M.** *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Praha : Ben, 2008. 248 s. ISBN 978-80-73000-245-9.

[23] **BRESS, T.** *Effective LabVIEW Programming*. 1. vyd. New Jersey : NTS Press, 2013. 703 s. ISBN 978-1-934891-08-7.

[24] **ČSN EN 475**. Zdravotnické přístroje: Elektricky generované alarmové signály. Praha : Český normalizační institut, 1997.

[25] **Vejrosta, V.** *Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů: Aplikace požadavků mezinárodních a evropských norem*. 2. vyd. Praha : Česká společnost pro zdravotnickou techniku, 2001. 72 s. ISBN 80-02-01460-X.

[26] **HLAVÁČ, V. - SEDLÁČEK, M.** *Zpracování signálů a obrazů*. 2. vyd. Praha : ČVUT, 2007. 255 s. ISBN 978-80-01-03110-0.

[27] **ČSN EN 60601-2-47**. Zdravotnické elektrické přístroje: Zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů. Praha : Český normalizační institut, 2002.

[28] **FALL, K. R. - STEVENS, W. R.** *TCP/IP Illustrated, Volume 1: The Protocols*. 2. vyd. Boston : Addison Wesley, 2012. 1056 s. ISBN 978-0-321-33631-6.

- [29] **BATZEL, J. J. - KAPPEL, F. - SCHNEDITZ, D. - TRAN, H. T.** *Cardiovascular and Respiratory Systems - Modelling, Analysis and Control*. 1. vyd. Philadelphia : SIAM, 2006. 274 s. ISBN: 978-0-898716-17-7.
- [30] **BISHOP, R. H.** *LabVIEW 8 Student Edition*. 1. vyd. New Jersey : Prentice Hall, 2007. 619 s. ISBN 0-13-199918-4.
- [31] **NATIONAL INSTRUMENTS.** *LabVIEW Core 2: COURSE MANUAL*. Austin, Texas : National Instruments Corporation, 2010.
- [32] **NATIONAL INSTRUMENTS.** *LabVIEW Core 3: COURSE MANUAL*. Austin, Texas : National Instruments Corporation, 2010.
- [33] **NATIONAL INSTRUMENTS.** *LabVIEW Intermediate 1: Successful Development Practices COURSE MANUAL*. Austin, Texas : National Instruments Corporation, 2008.
- [34] **NATIONAL INSTRUMENTS.** *LabVIEW Intermediate 2: Connectivity COURSE MANUAL*. Austin, Texas : National Instruments Corporation, 2008.
- [35] **RANGAYYAN, R. M.** *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*. IEEE Press Series on Biomedical Engineering. Canada : IEEE, 2002. 516 s. ISBN 0-471-20811-6.

Publikace a projekty autorky

FOND ROZVOJE VYSOKÝCH ŠKOL (FRVŠ 902/2013/G3) – *Telemetricky řízený adaptivní model kardiovaskulárního systému* – spolupracující studentka

HAVLÍČKOVÁ, N. *Využití systému LabVIEW pro simulaci funkce zdravotnických přístrojů*. Liberec : TUL, 2012. Bakalářská práce.

LOŽEK, M. - HAVLÍČKOVÁ, N. - HAVLÍK, J. *Adaptive Mechanical Model of Cardiovascular System. Regulatory Processes*. Applied Electronics 2014. Praha. Západočeská univerzita v Plzni, 2014. Článek do sborníku z konference k 12. 5. 2014 v recenzním řízení.

POKORNÝ, M. - LOŽEK, M. - HAVLÍČKOVÁ, N. - HAVLÍK, J. *Adaptivní model kardiovaskulárního systému*. NIDays 2013. Praha. National Instruments (Czech Republic), s r.o., 2013. Nepublikovaná přednáška.



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů

Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW

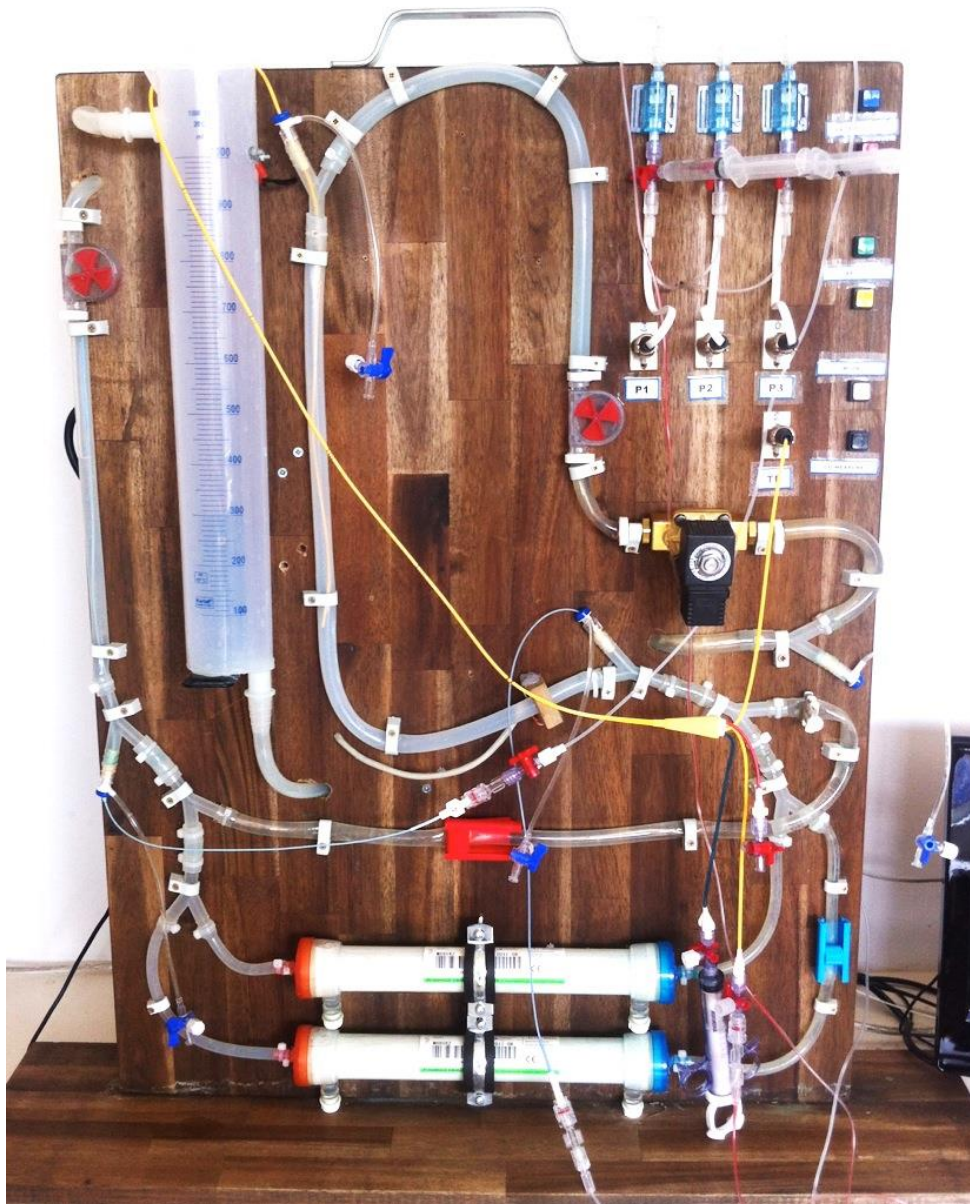
Přílohy diplomové práce

Bc. Naděje Havlíčková

Praha 2014

A Tištěné přílohy diplomové práce

A1 Fotografie mechanického modelu kardiovaskulárního systému



Obr. A1 – Mechanický model kardiovaskulárního systému

B Seznam elektronických příloh diplomové práce

B1 Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW.pdf

B2 Instalační balíček programu CardioVascular Monitor.exe

B3 Matematický model kardiovaskulárního systému CardioVascularModel.mo

Pozn.: Elektronické přílohy diplomové práce jsou přiloženy na datovém nosiči (DVD).