

# Model kardiovaskulárního systému

Model of Cardiovascular System

**Bc. Radim Klečka**

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.

Ostrava, 2021

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval doc. Ing. Martinovi Augustynkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této diplomové práce.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zabývá vytvořením modelu kardiovaskulárního systému za účelem testování měřících metod hemodynamických vlastností KVS. Zakladem modelu je krevní pumpa generující pulzní vlnu a simulace velkého krevního oběhu. Model umožňuje řízení teploty krve, průtoku, tepové frekvence, arteriální tlaku a srdečního výdeje. Řízení a měření jednotlivých parametrů zprostředkovává softwarová aplikace vytvořená v programu LabView. Měření srdečního výdeje probíhá termodiluční metodou pomocí Swan-Ganzova katétru. Výsledný model bude sloužit pro testování dalších měřících metod včetně těch neinvazivních.

## **Klíčová slova**

Kardiovaskulární systém, hemodynamika, krevní tlak, teplota, srdeční výdej, termodiluce, Swan-Ganz katétr, LabView, ELVIS II

## **Abstract**

This thesis focuses on creating a model of the cardiovascular system for testing the methods of measuring hemodynamic parameters of the CVS. The basis of the model consists of a blood pump generating pulse wave and a simulation of the large blood circulation. The model enables the control of the blood temperature, heart rate, artery pressure and cardiac output. The control and measurement of individual parameters is carried out by a software application designed in the programme LabView. Monitoring of the cardiac output is processed by the thermodilution method using the Swan-Ganz catheter. The final model will serve for testing other measurement methods including the invasive ones.

## **Key words**

Cardiovascular system, hemodynamics, blood pressure, temperature, cardiac output, thermodilution, Swan-Ganz catheter, LabView, ELVIS II

# Obsah

<b>Seznam použitých zkratk</b> .....	<b>- 6 -</b>	
<b>Seznam ilustrací a tabulek</b> .....	<b>- 7 -</b>	
<b>Úvod</b> .....	<b>- 9 -</b>	
1	Kardiovaskulární systém..... - 10 -	
1.1	Srdce..... - 10 -	
1.1.1	Srdeční revoluce..... - 11 -	
1.2	Cévní systém..... - 13 -	
1.2.1	Stavba cév..... - 13 -	
1.2.2	Struktura cévního systému..... - 13 -	
1.3	Krev..... - 14 -	
2	Hemodynamika KVS .....	- 15 -
2.1	Tepová frekvence .....	- 15 -
2.2	Krevní tlak.....	- 15 -
2.2.1	Neinvazivní měření krevního tlaku.....	- 17 -
2.2.2	Invazivní měření krevního tlaku .....	- 17 -
2.3	Srdeční výdej .....	- 18 -
2.3.1	Termodiluční metoda .....	- 18 -
2.3.2	Metoda barvivové diluce.....	- 20 -
2.3.3	Fickova metoda .....	- 21 -
2.4	Cévní odpor .....	- 21 -
2.5	Cévní compliance .....	- 22 -
3	Rešerše funkčních modelů KA systému.....	- 23 -
4	Návrh modelu.....	- 28 -
4.1	Krevní pumpa .....	- 29 -
4.2	Swan-Ganzův katétr .....	- 30 -
4.3	Tlakoměr.....	- 31 -
4.4	Průtokoměr .....	- 32 -
4.5	Spínací relé .....	- 32 -
5	Návrh měřicího řetězce .....	- 34 -
5.1	Měření teploty.....	- 34 -
5.2	Měření tlaku .....	- 36 -

5.3	Měření průtoku .....	- 36 -
6	Návrh a realizace softwarové aplikace.....	- 38 -
6.1	LabVIEW .....	- 38 -
6.2	Příjem dat z DAQ jednotky .....	- 39 -
6.3	Teplota.....	- 39 -
6.4	Termoregulace .....	- 40 -
6.5	Měření CO .....	- 41 -
6.6	Tlak .....	- 42 -
6.7	Tepová frekvence .....	- 43 -
6.8	Průtok.....	- 44 -
6.9	Uživatelské rozhraní aplikace .....	- 44 -
7	Ověření funkčnosti realizovaného systému .....	- 47 -
	<b>Závěr.....</b>	<b>- 51 -</b>
	<b>Použitá literatura.....</b>	<b>- 52 -</b>
	<b>Seznam příloh .....</b>	<b>- 53 -</b>

## Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
<b>BPM</b>	Beats Per Minute – počet stahů za minutu
<b>CO</b>	Cardiac Output – srdeční výdej
<b>DAQ</b>	Data Acquisition – sběr dat
<b>KVS</b>	Kardiovaskulární systém
<b>S-H</b>	Steinhart-Hartův
<b>SV</b>	Stroke Value – tepový objem
<b>subVI</b>	Virtuální přístroj nižší třídy
<b>VAD</b>	Ventricular assist devices – přístroje nahrazující srdeční činnost
<b>VI</b>	Virtual Instrument – virtuální přístroj

## Seznam ilustrací a tabulek

Obr. 1.1 Anatomie srdce [4] .....	- 11 -
Obr. 1.2. Fáze srdečního cyklu (PP/LP – pravá/levá předsíň, PK/LK – pravá/levá komora, A – aorta, P – plicnice) [2] .....	- 12 -
Obr. 1.3. Schematický model krevního řečiště [6] .....	- 14 -
Obr. 2.1. Tlaková křivka .....	- 16 -
Obr. 2.2. Zavedení Swanova-Ganzova katétru .....	- 19 -
Obr. 2.3. Termodiluční křivka [12] .....	- 20 -
Obr. 3.1. Model KVS podle Ložka [1] .....	- 24 -
Obr. 3.2. Schéma pulzního modelu KVS [7] .....	- 25 -
Obr. 4.1. Návrh modelu KVS – blokové schéma .....	- 28 -
Obr. 4.2 Pulzní krevní pumpa Harvard Apparatus MA1 553321 .....	- 29 -
Obr. 4.3 Hlava krevní pumpy .....	- 30 -
Obr. 4.4. Swan-Ganzův katétr .....	- 31 -
Obr. 4.5. Tlakový senzor Argon DTX plus [7] .....	- 32 -
Obr. 4.6. Spínací relé .....	- 33 -
Obr. 5.1. Měřicí řetězec – blokové schéma .....	- 34 -
Obr. 5.2. R/U převodník .....	- 35 -
Obr. 5.3. Napěťové zesílení .....	- 36 -
Obr. 5.4. Komparátor napětí .....	- 37 -
Obr. 6.1. Princip funkce aplikace – blokový diagram .....	- 38 -
Obr. 6.2. Příjem dat z DAQ jednotky .....	- 39 -
Obr. 6.3. Zpracování signálu z termistoru – Blokové schéma .....	- 40 -
Obr. 6.4. Termoregulace – ukázka blokového diagramu .....	- 40 -
Obr. 6.5. Termoregulace – kolísání teploty v čase .....	- 41 -
Obr. 6.6. Měření CO – ukázka z blokového diagramu .....	- 41 -
Obr. 6.7. Záznam teploty z měření CO .....	- 42 -
Obr. 6.8. Zpracování signálu z tlakoměru – blokové schéma .....	- 42 -
Obr. 6.9. Výpočet tlakových kalibračních konstant .....	- 43 -
Obr. 6.10. Výpočet BPM .....	- 43 -
Obr. 6.11. Zpracování signálu průtoku – blokové schéma .....	- 44 -
Obr. 6.12. Přepočet počtu pulzů na minutový výdej .....	- 44 -
Obr. 6.13. Ukázka z čelního panelu aplikace – grafický zobrazovač tlakové křivky .....	- 45 -
Obr. 6.14. Ukázka z čelního panelu aplikace – Vstupní, výstupní proměnné sekce měřící tlak .....	- 45 -
Obr. 6.15. Ukázka z čelního panelu aplikace – vstupní, výstupní proměnné sekce měřící teplotu ..	- 45 -
Obr. 6.16. Ukázka z čelního panelu aplikace – kalibrační konstanta průtokoměru, porovnávání měřených minutových výdejtů, tlačítka pro ukončení programu a vyvolání nápovědy .....	- 46 -
Obr. 7.1. Výstupní graf kontrolního měření porovnávající CO .....	- 47 -
Obr. 7.2. Porovnání tlakových křivek v závislosti na změně CO .....	- 49 -
Obr. 7.3. Porovnání dilučních křivek v závislosti na změně C .....	- 50 -

Tabulka 4.1 Technické specifikace pulzní pumpy Harvard Apparatus MA1 553321.....	- 30 -
Tabulka 4.2. Technické parametry průtokoměru.....	- 32 -
Tabulka 5.1. Kalibrační měření teploty.....	- 35 -
Tabulka 7.1. Konstanty při kontrolním měření .....	- 47 -



# Úvod

Kardiovaskulární systém, rozvodná síť, přenáší oběhové médium po těle. Základ KVS tvoří srdce, tedy mechanická pumpa, která svou činností vhání krev do velkého a malého krevního oběhu. KVS charakterizuje množství hemodynamických vlastností jako tepová frekvence, krevní tlak, srdeční výdej a podobně. Řada z těchto parametrů se měří invazně pomocí speciálních senzorů. Pro jejich testování se vytvářejí fyzikální modely KVS, aby nedocházelo k zbytečné zátěži pacienta.

Modelování komplexního KVS je takřka nemožné a v praxi často zbytečné. Většinou stačí simulace určitého úseku nebo vlastností. Úkolem této práce bude takovýto model vytvořit a otestovat. Model se bude skládat z krevní pumpy, generující pulzní vlnu, arteriálního řečiště, pro měření hemodynamických parametry, kapilární řečiště, představující cévní odpor, a venózní řečiště, jakožto rezervoár. Konstrukce modelu dále umožní zaznamenávání teploty, tlaku, průtoku a srdečního výdeje termodiluční metodou. Teplotu cirkulující tekutiny bude možné navíc regulovat na požadovanou teplotu.

V prvních třech kapitolách práce je teoreticky vysvětlena anatomie, fyziologie a hemodynamika KVS včetně rešerše již vzniklých modelů. Čtvrtá kapitola se zaměřuje na teoretické navržení fyzické části modelu na základě předcházejících poznatků, včetně popisu použitých snímačů a komponent. Následující kapitola se věnuje hardwarové části měřicího řetězce zpracovávající signál ze senzorů. Zpracování měřených veličin a řízení samotného modelu zprostředkovává softwarová aplikace vyvinutá v prostředí LabView, jejímuž popisu je věnována kapitola šestá. Pro ověření funkce vytvořeného modelu a aplikace bylo provedeno kontrolní měření, při kterém se hodnotila jak přesnost naměřených hodnot s nastavenými, tak spolehlivost modelu a funkce aplikace. Tím se zabývá poslední kapitola a samotný závěr práce.

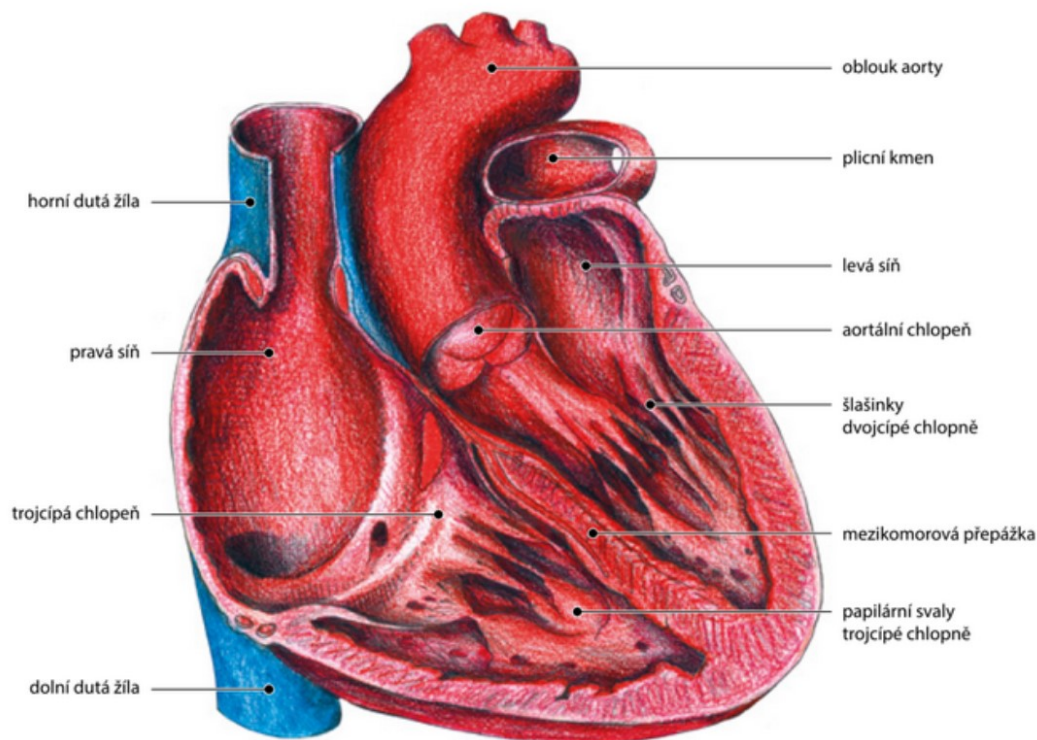
# 1 Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém (KVS) je rozvodná soustava, jenž zajišťuje koloběh transportní tekutiny (krve) po těle. Krev má schopnost na sebe vázat dýchací plyny ( $O_2$ ,  $CO_2$ ), díky čemuž dochází k zásobování tkání kyslíkem, a naopak k odvádění oxidu uhličitého zpět do plic. Dále se transportem krve zajišťuje dodávání živin, zpracovaných v trávicím traktu, hormonů a dalších látek ovlivňujících aktivitu buněk. Její neméně důležitou funkcí je odvod odpadních látek z tkání do ledvin a udržování stálé tělesné teploty.

KVS se dá rozdělit na část pohonnou (srdce) a část rozvodnou (cévy). Srdce je dutý orgán, který svými rytmickými stahy vytlačuje krev do cévního systému. Ten je dále rozdělen na velký krevní oběh, který rozvádí krev po těle do tkání, a malý krevní oběh sloužící k rozvodu krve přes plíce, kde se okysličuje. [2]

## 1.1 Srdce

Srdce je dutý orgán sloužící jako mechanická pumpa vhánějící krev do krevního systému. Skládá se ze čtyř dutin: dvou síní a dvou komor (Obr. 1.1). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce a levá síň a levá komora zase levé srdce. Obě poloviny jsou odděleny síňovou a komorovou přepážkou. Srdce je uloženo v levé části mezihrudí, kde volně naléhá na bránici. Velikost srdce u dospělého člověka odpovídá asi sevřené pěsti a váží okolo 330 g. Pro vykonávání funkce pumpy jsou v srdci umístěny jednocestné ventily tzv. srdeční chlopně. Mezi síněmi a komorami se nacházejí **cípaté chlopně** (trojcípá mezi pravou síní a dvojcípá mezi pravou komorou), zatímco za síněmi na začátku aorty a plicního kmene se nalézají **poloměsíčné chlopně**.



Obr. 1.1 Anatomie srdce [4]

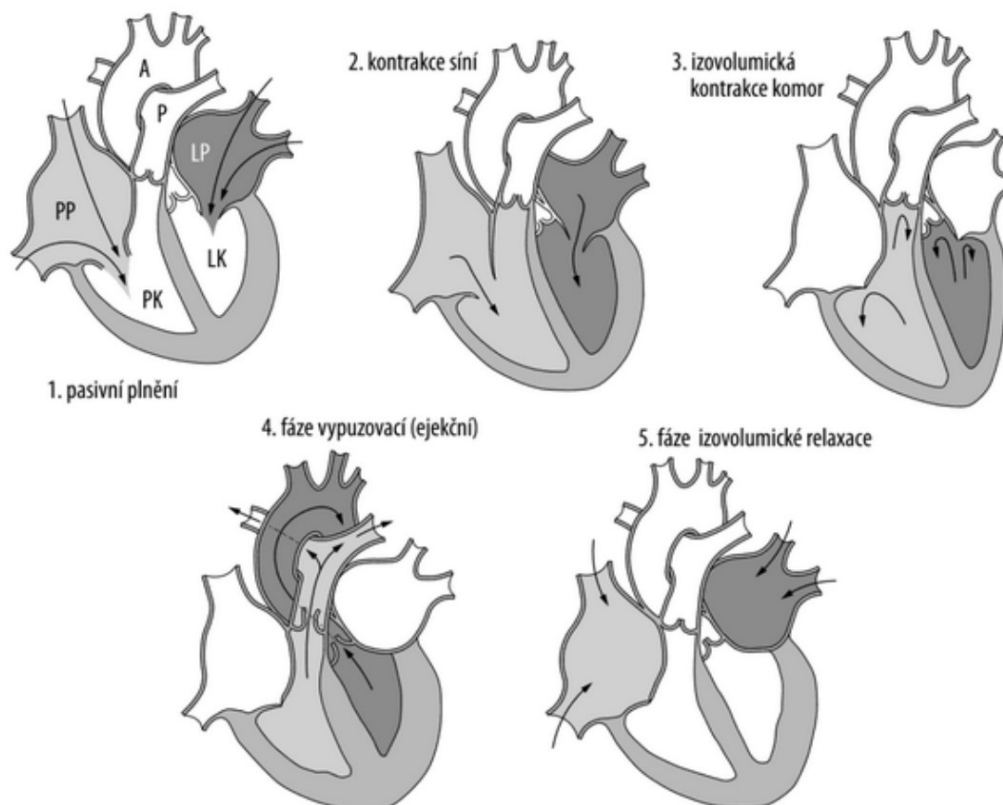
Pravá polovina srdce vhání neokysličenou krev z horní a dolní duté žíly do plic přes malý plicní oběh. Tento okruh je kratší a ani tlak v něm není tak silný, proto i svalovina pravého srdce je menší než jeho levé poloviny. Ta vhání už okysličenou krev do velkého tělní oběhu, a je tedy masivnější (stěna levé komory má tloušťku 3–4 cm). Srdeční sval (myokard) tvořící jednotlivé dutiny srdce má schopnost dráždivosti a kontrakce. Dráždivost myokardu znamená, že po jeho stimulaci elektrickým signálem dojde k jeho kontrakci (stažení), čímž dojde k vypuzení krve z dutiny (**systola**). Opačným jevem je relaxace myokardu tzv. **diastola**, kdy se svalstvo opět roztahuje a srdce se začíná plnit krví.

Elektrický signál budící srdce k rytmické činnosti tvoří a vede speciální část svaloviny myokardu nazývaná **převodní systém srdeční**. Prvním blokem tohoto systému je **sinoatriální uzel**, v němž vzniká samotný elektrický signál látkovou výměnou. Ze sinoatriálního uzlu, který je umístěn v blízkosti horní duté žíly, se signál šíří přes svalovinu síní do **atrioventrikulárního uzlíku**. Mezi síněmi a komorami se nachází izolační bariéra o nízké vodivosti, která zabraňuje přímému přenosu akčního potenciálu ze síní na komory. Proto signál musí procházet přes atrioventrikulární uzel dále po převodním systému přes **Hisův svazek** procházející komorovou přepážkou do dvou **Tawarových ramének**, které se dále dělí na **Purkyňova vlákna**, jimiž je signál rozveden po celém myokardu komor. Na cestě akčního potenciálu přes převodní systém srdeční dochází k jeho zpoždění (asi 0,06s), které podmiňuje správné načasování posloupnosti stahů síní a komor tvořící jeden srdeční cyklus tzv. srdeční revoluci. [4]

### 1.1.1 Srdeční revoluce

Srdeční cyklus se periodicky opakuje v klidovém režimu asi 70krát za minutu (**tepová frekvence**). Během jedné srdeční revoluce dodá srdce do velkého krevního oběhu 70–100 ml krve (**tepový objem**). Srdeční revoluce se dá rozdělit (Obr. 1.2.) do následujících pěti fází:

- První fáze (**fáze samovolného plnění komor**) nastává na začátku diastoly, kdy dojde k ochabnutí myokardu. Tím se komory i síně mají tendenci uvolnit a roztáhnout. To má za následek, že tlak v dutinách klesne pod úroveň tlaku v tepnách (dojde k zavření poloměsíčitých chlopní ve velkých cévách) i žilách (otevření cípatých chlopní mezi síněmi a komorami). Z dutých žil do komor začne rychle téct krev a naplní je asi z 75 %. V tu chvíli dojde k vyrovnání tlaků mezi žilním systémem a srdečními dutinami.
- Zbýlých 25 % objemu komor je doplněno při další fázi (**systola síní**). Tato fáze trvá asi třetinu diastoly komor a přímo následovaná fází izovolumické kontrakce komor.
- **Izovolumická kontrakce komor:** Na jejím začátku dojde ke stahu komor, čímž se zvýší tlak v komorách a zavrou se cípaté chlopně. Tlak se zvyšuje až na hodnotu 80 mmHg v levé komoře a 8 mmHg v pravé komoře, což umožní otevření poloměsíčitých chlopní a přechod do fáze vypuzovací (ejekční).
- **Ejekční fáze:** Chlopně byly otevřeny okamžitě proto dochází k rychlému vypuzení krve a vyprazdňování komor, ale stále ke zvyšování tlaku. Asi 70 % vypuzované krve se vypustí během první třetiny této fáze tzv. rychlé ejekci, po která následuje tzv. pomalá ejekce.
- **Fáze izovolumické relaxace** je poslední fází cyklu. Dochází v ní ke snižování tlaku v komorách, což způsobí uzavření poloměsíčitých chlopní. Posledních 50 ms této fáze se relaxace šíří až tlak klesne natolik, že se otevrou cípaté chlopně a srdeční cyklus začne nanovo. [2]



Obr. 1.2. Fáze srdečního cyklu  
(PP/LP – pravá/levá předstíň, PK/LK – pravá/levá komora, A – aorta, P – plícnice) [2]

## 1.2 Cévní systém

Cévní systém KVS je uzavřená soustava trubic dělící se na tepny a žíly. Ve velkém krevním oběhu vedou tepny okysličenou krev ke tkáním, zatímco žíly odvádějí odkysličenou krev společně s odpadními látkami a oxidem uhličitým zpět k srdci. V malém krevním oběhu je to naopak. Zde tepny plicního kmene vedou krev z pravé komory srdeční do plic k okysličení a plicní žíly ji již okysličenou vrací do srdce. Typ cévy tedy není ani tak závislý na tom, jestli vede okysličenou nebo neokysličenou krev, ale na tom, jestli vede krev od srdce, nebo zpět. S tím totiž souvisí stavba cévy a její vlastnosti. [4]

### 1.2.1 Stavba cév

Cévy jsou v závislosti na jejich průsvitu složeny až ze tří vrstev. Vnitřní vrstva cévy tvoří ploché endotelové buňky, které zajišťují hladkost a nesmáčivost vnitřního povrchu cév. Střední vrstva cévy se skládá z hladké svaloviny, která se kruhově stahuje a mění tak průsvit cév. Tím lze měnit průtok krve cévou a na tom závislý tlak krevního řečiště. Tato část cévy je taky základem její pružnosti. Poslední vnější vrstvu tvoří vazivo bohaté mimo jiné na elastická vlákna. V této vrstvě navíc probíhají nervy inervující hladkou svalovinu cévy. V závislosti na průsvitu a typu cévy jsou jednotlivé vrstvy více či méně vyvinuté, což ovlivňuje jejich vlastnosti. [4]

### 1.2.2 Struktura cévního systému

Velký krevní oběh začíná za levou srdeční komorou, která ústí do největší a nejdelší cévy v těle – **aorty**. Aorta neboli srdečnice je základem celého velkého krevního oběhu. Srdce opouští jako vzestupná aorta, která se stáčí v oblouku aorty do její hrudní a následně břišní části. V průběhu této trasy se stromovitě větví na velké tepny (arterie). Průsvit aorty se směrem od srdce postupně zmenšuje. U vzestupné části aorty průsvit může dosahovat až 30 mm zatímco u břišní části už jenom poloviny této hodnoty.

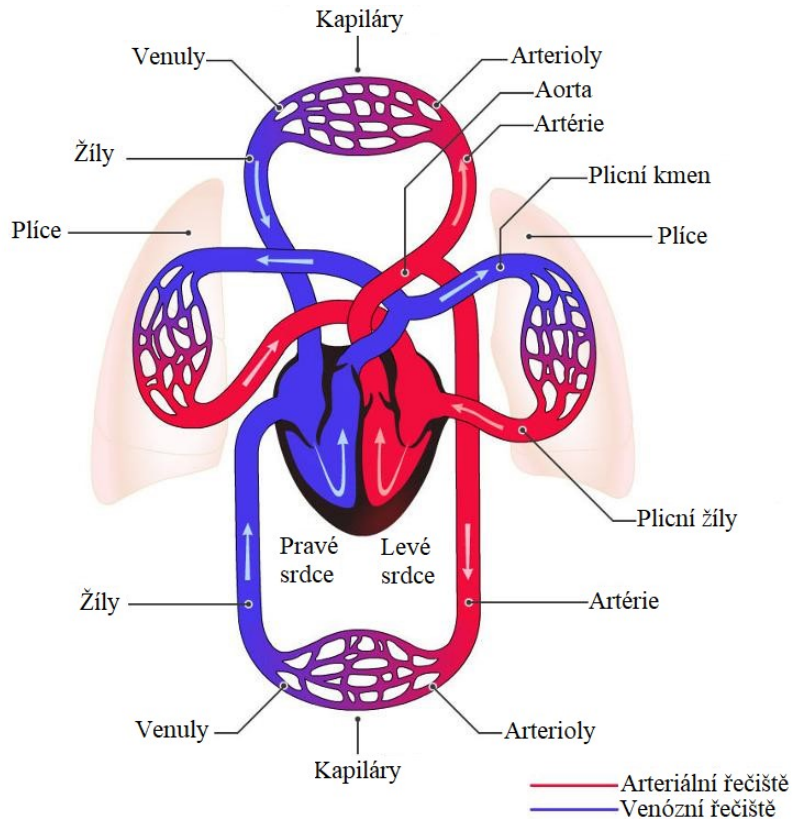
Aorta funguje díky svým velkým rozměrům a zároveň vysoké elasticitě jako dočasný rezervoár krve tzv. **pružník**. Tím je myšleno, že vlivem velkého systolického tlaku se aorta roztáhne a v takto vzniklém prostoru je zachycena část vypuzené krve. Po skončení systoly se tlak v aortě začne snižovat a aorta se začne zase smršťovat. Toto zajišťuje kontinuální tok krve i během diastoly [2].

**Arterie** – velké tepny – se po oddělení od aorty dále větví a směřují k jednotlivým orgánům a cévám. Postupným větvením se dále zmenšují. Arterie jsou široké asi 5–15 mm, pokud se průsvit zmenší pod 0,3 mm mluvíme už o arteriolách.

**Arterioly** jsou předposledním článkem tepenného řečiště a plní funkci ventilu zvyšujícího cévní odpor. Mají totiž na svůj průměr dobře vyvinutou svalovou vrstvu tkáně a dokážou tak dobře regulovat svůj průsvit a s tím spojený cévní odpor, průtok krve a krevní tlak. Na arterioly se napojují vlásečnice (kapiláry).

**Kapiláry** se vyznačují tím, že jejich stěnu tvoří pouze vnitřní endotelová vrstva a dosahují průměru 7–50  $\mu\text{m}$ . Stěna kapilár je dobře propustná pro plyny a některé tekutiny, díky čemuž zprostředkovávají látkovou výměnu mezi krevním řečištěm a tkáněmi pomocí difuze. Plocha kapilár u dospělého člověka dosahuje až 6300  $\text{m}^2$ . Síť kapilár přechází do sítě malých žil (venul).

Začátek **venul** a konec kapilár je proměnlivý a je určován jen podle procenta nasycení krve kyslíkem. Venulami začíná žilní řečiště, které pokračuje do větších žil (**Venae**) a **horní a dolní duté žíly**, které přivádějí neokysličenou krev zpět do srdce a malého plicního oběhu. Žilní systém společně s plicním je označován jako nízkotlaká část krevního řečiště a nachází se v něm asi 70 % objemu krve. Tato nízkotlaká část funguje jako rezervoár krve, kdy v případě potřeby dokážou svou konstrikcí vyrovnat i poměrně velké krevní ztráty. Schematicky je zobrazen krevní oběh na Obr. 1.3. [2][4][7]



Obr. 1.3. Schematický model krevního řečiště [6]

### 1.3 Krev

Krev je neprůhledná červená vazká tělní tekutina. Skládá se z tekuté složky (krevní plazmy) a krevních buněk. Krevní buňky se dělí na bílé krvinky, červené krvinky a krevní destičky. Všechny tři typy buněk se tvoří v kostní dřeni. Množství krve v těle dospělého člověka odpovídá 7–8 % jeho tělesné hmotnosti, pro 80kg muže to je asi 5,5 l. Ženy mají asi o deset procent méně krve než muži. Množství krve v organismu je stále regulováno přenosem vody z krve do tkání a zpět. Díky této regulaci je tělo schopno zvládnout i dlouhodobou dehydrataci nebo ztráty krve. V momentě, kdy je v těle více tekutiny, než jsou tkáně schopné zadržet, vyloučí se z těla pomocí ledvin. V případech nárazových ztrát krve je tělo schopno se bez větších problémů vyrovnat se ztrátou asi 550 ml krve, ale přežít může i úbytek 1,5–2,5 l v závislosti na rychlosti ztráty.

Krev dospělého člověka je složena z krevní plazmy a krevních buněk v určitém poměru. Tento poměr se nazývá **hematokrit**. Fyziologické hodnoty hematokritu pro muže/ženu je asi 44/39 %. Toto číslo znamená, že v jednom litru mužské krve budou 44 % jejího objemu tvořit krevní buňky. Hodnota hematokritu kolísá a s ní se mění i fyzikální vlastnosti krve jako **viskozita**, **hustota** a **měrná tepelná kapacita**. [2][4]

## 2 Hemodynamika KVS

Hemodynamika se zabývá popisem proudění krve krevním řečištěm pomocí základních fyzikálních veličin jako tlak nebo průtok. Zabývá se taky vlastnostmi srdce jako krevní pumpy nebo vlastnostmi cév ovlivňujícími průtok krve. Zkoumáním a měřením těchto parametrů lze objektivně zhodnotit stav či poukázat na defekty KVS. [6]

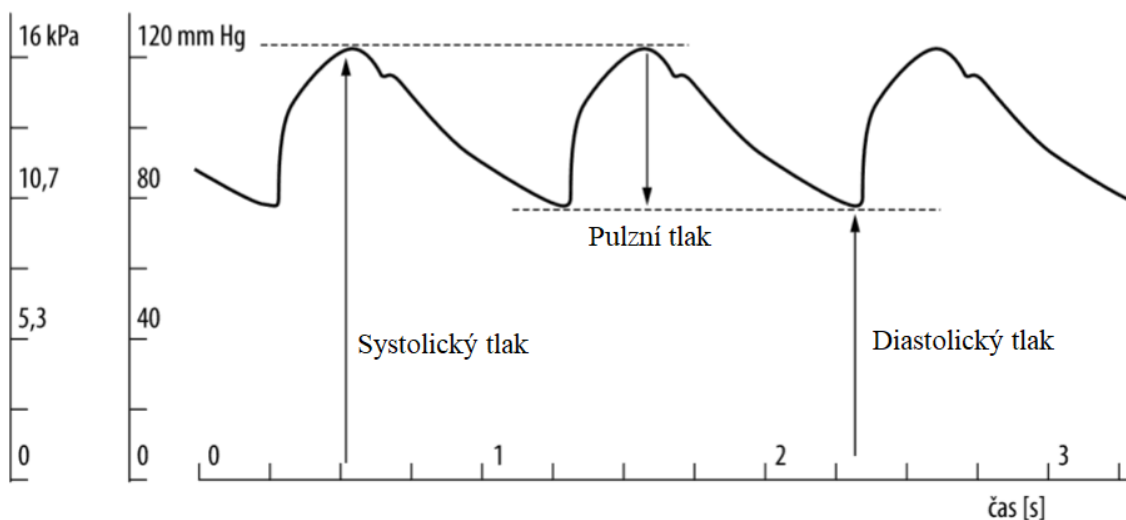
### 2.1 Tepová frekvence

Jedná se o jednu z prvotních vlastností, které se ve vztahu s KVS zkoumají, jelikož jsou její vnější projevy snadno zaznamatelné a je propojena s většinou dalších parametrů KVS. Tepová frekvence udává počet srdečních cyklů za jednu minutu. Udává se v jednotkách BPM (Beats Per Minute). Klidová tepová frekvence je 70–80 BPM u mužů, u žen je to asi o 8 úderů více. Tento takt vzniká přímo v převodním systému srdečním, konkrétně v sinoatriálním uzlu. Ten je řízen několikastupňovým regulačním systémem, který se stará o pravidelnost srdečního rytmu, správný sled systol a diastol či řízení tepové frekvence, aby odpovídala aktuálním potřebám organismu. Základní stupně této regulační soustavy sestávají ze samotné anatomie převodního systému, zatímco ty vyšší jsou zprostředkovány autonomními nervy. Jedná se o hormonální řízení pomocí sympatiku a parasympatiku. Sympatikus uvolňuje hormon adrenalin, jenž zvyšuje tepovou frekvenci a odpovídá na potřebu organismu většího přísunu krve. Při velké fyzické aktivitě je srdce schopno bít rychlostí až 200 BPM. Zpomalení srdeční činnosti zprostředkovávají parasympatická vlákna hormonem acetylcholinem.

Nejjednodušší metody měření tepové frekvence jsou auskultační a palpační. Auskultační metoda spočívá v poslouchání srdečních ozev. Ty vznikají rychlým zavíráním a otevíráním srdečních chlopní. Poslouchat lze položením ucha na záda či hrud' pacienta nebo použitím speciálního zesilovače – fonendoskopu. Palpační metoda není nikterak mladší a sledují se u ní změny krevního tlaku v tepnách uložených těsně pod povrchem. Jak už název napovídá, sledování probíhá přiložením prstů na zvolenou tepnu (nejčastěji krkavice, či a. radialis). Modernější, ale zato složitější, metody měření krevního tlaku fungují na základě monitorace některých na tepu závislých vlastností KVS jako krevního tlaku, elektrického potenciálu srdce, či změny prokrvení tkáně. [2][6]

### 2.2 Krevní tlak

Srdce svou činností vypuzuje do krevního oběhu určité množství krve tzv. tepový objem. Jelikož je krevní řečiště uzavřený oběh s určitým cévním odporem, nárůst objemu v něm způsobí úměrný nárůst tlaku. Tlak krve v jednotlivých částech krevního řečiště se mění, obecně platí, že směrem od srdce klesá. **Arteriální krevní tlak** (dále jen krevní tlak) je nejčastěji zjišťovaná hodnota tlaku, jelikož se nejvíce blíží tlaku v aortě a lze jej měřit neinvazivně. Jedná se o jeden z nejlépe vypovídajících parametrů KVS informujících o jeho stavu a funkčnosti. Vlivem srdeční činnosti, konkrétně její systoly a diastoly se, krevní tlak periodicky mění. Jeho průběh v čase nazýváme tlaková křivka (Obr. 2.1.).



Obr. 2.1. Tlaková křivka

**Systolický tlak** odpovídá nejvyšší hodnotě krevního tlaku nastávající při vypuzování krve během systoly komor. Po uzavření aortální chlopně nastává pokles tlaku, který se díky funkci pružníku rovnoměrně snižuje až na nejnižší hodnotu tzv. **diastolický tlak**. V sestupné (diastolické) části tlakové křivky se objevuje dikrotický zářez. V tomto bodě dojde k opětovnému skokovému zvýšení tlaku v důsledku rychlého zavření aortální chlopně. Samotný tvar tlakové (pulzní) křivky je znakem stavu cévního řečiště, především jeho elasticity. Pulzní vlna se šíří po celém krevním řečišti a její tvar se mění v závislosti na průsvitu a stavbě cévy. Rychlost šíření pulzní vlny je větší než rychlost průtoku krve.

Systolický tlak je závislý hlavně na aktuálním tepovém objemu a jeho fyziologická hodnota je 120–140 mmHg. Jednotka mmHg znamená výšku v milimetrech, do které vystoupí rtuťový sloupec v tonometru. Tato jednotka nahradila starší jednotku torr, se kterou je možné se stále setkat. Hodnota diastolického tlaku závisí především na periferní rezistenci, jelikož na ní závisí rychlost odtoku krve z tepen do kapilár a dále do žilního systému. Diastolický tlak dosahuje hodnot 70–80 mmHg. Hodnoty systolického nebo diastolického tlaku, které nedosahují fyziologických hodnot označujeme za hypotenzi, a naopak ty, které je překračují za hypertenzi.

**Pulzní tlak** je dán jako rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem, někdy se mu říká těž tlaková amplituda. Jeho hodnota závisí na tepovém objemu a cévní complianci. Jedná se o důležitý parametr především u starších lidí, u kterých se compliance snižuje, čímž dochází k poruše pružnickové funkce, což se projeví zvětšením pulzního tlaku. Zvýšení tepového objemu však znamená stejné zvýšení, které nemusí mít patologický původ. Běžně pulzní tlak dosahuje hodnot 40–50 mmHg v závislosti na věku a pohlaví.

**Střední krevní tlak** neboli průměrný krevní tlak po dobu jednoho srdečního cyklu je důležitým ukazatelem správnosti prokrvení orgánů a tkání. Jeho hodnota odpovídá integrálu tlakové křivky a nesmí být zaměňován s průměrem systolického a diastolického tlaku. Jelikož je výpočet integrálu výpočetně náročný, stejně jako samotné měření tepové křivky, využívá se toho, že střední krevní tlak odpovídá přibližně diastolickému tlaku sečteného s třetinou hodnoty tlaku pulzního. [2][4][11]



### 2.2.1 Neinvazivní měření krevního tlaku

Neinvazivní měření krevního tlaku je běžný standard pro základní vyšetření zdravotního stavu pacienta. Jeho výhodou je především rychlost a nízká zátěž na pacienta. Fungují na principu okluze (zaškrcení) jedné z velkých tepen (nejčastěji brachiální) pomocí nafukovací manžety. Snímá se tlak vzduchu v manžetě, která je nafukována, čímž dochází k stále těsnějšímu obepínání paže a zaškrcování tepny. Hodnota systolického tlaku je úměrná tlaku vzduchu v manžetě, při které dojde k zastavení průtoku krve tepnou. Zatímco hodnota diastolického tlaku se odečítá po skončení turbulentního proudění v cévě. Tento společný princip všech neinvazivních metod měření je důsledkem jejich největšího nedostatku, a to nespojitosti měření. Rozdíl mezi jednotlivými neinvazivními metodami spočívá ve fyzikálním principu měření změn průtoku v tepně. Využívá se následujících metod:

- **Auskultační metoda** – Poslechová metoda, kdy se pomocí fonendoskopu zaznamenávají zvukové projevy turbulentního proudění krve v zaškrčené cévě tzv. Korotkovy ozvy. Konkrétně jejich vymizení při zastavení průtoku (systolický tlak) a vymizení při změně turbulentního proudění na laminární (diastolický tlak). Tato metoda se vyznačuje vysokou přesností, a proto je dodnes využívána v klinické praxi.
- **Oscilometrická metoda** – Využívá detekci oscilací nafouknuté manžety při obnovení průtoku krve tepnou (systolický tlak). Amplituda oscilací se postupným uvolňováním tlaku z manžety stále zvětšuje až do hodnoty středního arteriálního tlaku. Poté se již oscilace dále zmenšují, ale přetrvávají, což znemožňuje přesné měření diastolického tlaku. Je proto vypočten z hodnoty středního arteriálního tlaku. Tuto metodu měření využívají automatizované měřicí přístroje, které jsou dnes hojně rozšířené. Využívají tonometrický senzor umístěný přímo pod manžetou a je s nimi schopen měřit i laik. Nevýhodou zůstává jejich menší přesnost.
- **Pletysmografická metoda** – Metoda využívající změny propustnosti světla tkáně v závislosti na jejím prokrvení. Metoda se pro měření krevního tlaku příliš často nevyužívá, uplatnění ale nachází při neinvazivním měření pulzní křivky periferních tkání pro určení tepové frekvence.
- **Impedanční reografie** – Metoda využívající změn impedance tkáně v závislosti na jejím prokrvení.
- **Ultrazvuková metoda** – Využívá Dopplerův jev. [12]

### 2.2.2 Invazivní měření krevního tlaku

Invazivní metody měření krevního tlaku se využívají i za cenu zásahu do pacientova těla kvůli možnosti kontinuálního a relativně dlouhodobého záznamu arteriálního tlaku či tlaků z jiných, pro neinvazivní metody nedostupných, lokalit krevního řečiště. Základem invazivních měření je přístup do krevního řečiště, který se provádí katétre.

**Katétr** představuje dutá umělohmotná hadička, rozdělena do několika tzv. kanálů, které slouží jako přístupy pro jednotlivá měření. U měření tlaku katétre s extravaskulárním snímačem je kanálek vyplněn kapalinou, která přenáší tlak krve z cévy na tonometr umístěný na druhý konec katétru mimo tělo pacienta. U tohoto typu snímačů je pro správné měření nesmírně důležitá metodika měření a bezpečnost. Zásadní je dokonalé odvodušnění měřícího kanálku a správná poloha tonometru, který by měl být ve stejné výšce jako měřící konec katétru (rozdíl výšek by vlivem hydrostatického tlaku znehodnotil měření). V průběhu měření se kanálek neustále proplachuje intravenózním roztokem, aby nedocházelo k srážení krve uvnitř katétru.

Druhý typ katétrů určených pro měření krevního tlaku se vyznačuje intravaskulárním snímačem tlaku umístěným přímo na jeho špičce. Odsud je signál veden elektricky nebo opticky skrz kanálek katétru ven z těla pacienta k zpracování. Elektrické vedení signálu využívají katétrů s polovodičovými snímači. Ty jsou jednodušší na výrobu a mechanicky odolnější. Je možné i umístit více senzorů v různých místech katétru pro současné měření ve více lokalitách krevního řečiště. Optické vedení je na druhou stranu rychlejší a katétrů tohoto typu nejsou vodivě spojeny se vstupním obvodem monitoru tlaku. Tyto optické vláknové snímače fungují na principu měření intenzity světla, které se odrazí od kovové membrány ukončující optické vedení uvnitř katétru. Tato membrána se vlivem krevního tlaku deformuje, a tím se mění i množství světla, která se od ní odrazí. Katétrů s intravaskulárními snímači tlaku mají menší životnost a větší náchylnost k vzniku krevních sraženin. Využívají se proto jen v určitých případech. [12]

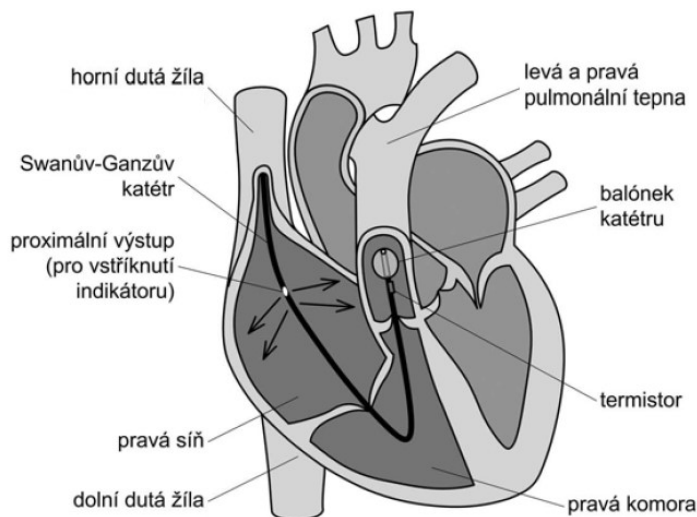
## 2.3 Srdeční výdej

Srdeční výdej (CO – Cardiac Output) udává, kolik litrů krve srdce přečerpá do krevního oběhu za jednu minutu. Jedná se o jeden z nejkompexnějších hemodynamických parametrů, které lze na KVS měřit. Je dán součinem tepové frekvence a tepového objemu (systolický objem – množství krve vypuzené během jednoho srdečního stahu). Jelikož se oba parametry dynamicky mění v závislosti na zdravotním stavu, fyzické aktivitě či stresu, kolísá i srdeční výdej. Může dosahovat hodnot od 4 do 20 l/min. Důležitá je především klidová hodnota, který se měří vleže, jelikož i poloha ovlivňuje CO, stejně jako pohlaví či věk. Klidová hodnota CO dospělého 70kg muže se pohybuje okolo 5,5 l/min.

Srdeční výdej má především vypovídající hodnotu pro určení reálného prokrvení tkáně. Za tímto účelem se určuje tzv. **srdeční index** přepočítávající CO na m<sup>2</sup> povrchu těla. Další hodnota, kterou jsme schopni pomocí CO získat, tentokrát vztáhneme-li jej na změřenou saturaci hemoglobinu kyslíkem, je množství kyslíku dodávaného tkáním. [2][12]

### 2.3.1 Termodiluční metoda

Srdeční výdej se obecně měří invazivně a neinvazivně, přičemž neinvazivní metody zatím nedosahují dostatečné přesnosti, aby byly uvedeny do klinické praxe. Invazivní metody dnes fungují jako zlatý standard při měření CO. Jejich nevýhodou jsou však potřeba katetrizace pacienta a nemožnost konstantního měření. Katetrizace probíhá podobně jako u invazivního měření krevního tlaku. Standardně se měří pomocí Swanova-Ganzova katétru, který se zavádí do žilního řečiště přes pravou síň a komoru až do plicní tepny (Obr. 2.2.).



Obr. 2.2. Zavedení Swanova-Ganzova katétru

Hodnoty srdečního výdeje v pravém a levém srdci jsou si téměř rovny, proto se využívá měření v pravém srdci, kde je menší tlak. Pro snadnější navigaci při zavádění katétru je na jeho špičce umístěn balónek, který se po zavedení do žilního řečiště nafoukne a nechá se unášet proudem krve až do srdce. Katétr je konstruován tak, aby bylo možné vstříknout indikátor do pravé síně, zatímco jeho koncentrace se měří až na konci katétru v plicnici. Podle zvoleného indikátoru rozeznáváme termodiluční metodu a metodu barvivové diluce.

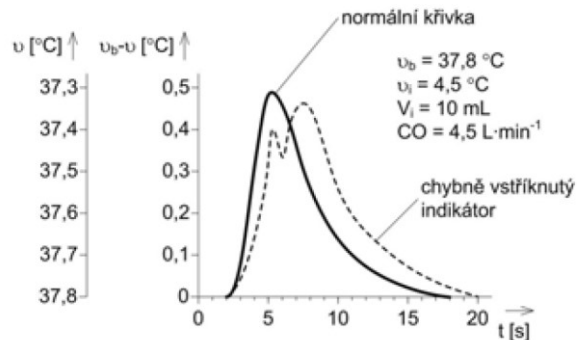
Termodiluční metoda využívá jako indikátor 5% roztok glukózy ve vodě o teplotě přibližně 4°C. Po vstříknutí indikátoru do pravé komory dojde ke smíšení a ochlazení žilní krve. Právě pokles teploty a její návrat k původní hodnotě se měří na konci katétru pomocí termistoru. Záznam této změny teplot se nazývá termodiluční křivka. Z této křivky je následně vypočtena hodnota průměrného srdečního výdeje za dobu měření podle rovnice (2.1).

$$CO = 60 * k * \frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} * \frac{V_i(\vartheta_b - \vartheta_i)}{\int_0^{t_m} (\vartheta_b - \vartheta(t)) dt} \quad (2.1)$$

Kde:

$CO$	[l/min]	Srdeční výdej
$V_i$	[l]	Objem indikátoru
$\vartheta$	[°C]	Teplota v místě měření
$\vartheta_b$	[°C]	Teplota krve
$\vartheta_i$	[°C]	Teplota indikátoru
$t$	[s]	Čas
$t_m$	[s]	Celkový čas měření
$\rho_b$	[kg/m <sup>3</sup> ]	Hustota krve
$\rho_i$	[kg/m <sup>3</sup> ]	Hustota indikátoru
$c_b$	[kg·m <sup>-3</sup> ·K <sup>-1</sup> ]	Měrná tepelná kapacita krve
$c_i$	[kg·m <sup>-3</sup> ·K <sup>-1</sup> ]	Měrná tepelná kapacita indikátoru
$k$	[-]	Korekční faktor katétru

Teplotu krve a indikátoru je zapotřebí určit těsně před začátkem měření. Standardně se využívá 10 ml indikátoru, který musí být vstříkovan rovnoměrně, jinak dojde k deformaci diluční křivky, což negativně ovlivní výsledek měření (Obr 2.3). Korekční faktor katétru je dán výrobcem a kompenzuje chybu měření způsobenou ohřevem indikátoru okolím při průchodu katétre (hodnota  $k$  se pohybuje v intervalu 0,5–0,9). Hodnoty hustoty a měrné tepelné kapacity krve i indikátoru jsou proměnné v závislosti na jejich teplotě a na hematokritu krve. Při fyziologických hodnotách teploty krve s hematokritem okolo 40 % a využití zchlazeného 5% roztoku glukózy jako indikátoru, lze počítat se zjednodušením:  $\frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} \cong 1,08$ . [12]



Obr 2.3. Termodiluční křivka [12]

Nejčastější chyby při měření vznikají především špatnou technikou vstříkávání indikátoru či nepřesným zadáním některé z konstant. Indikátor musí mít definovaný objem a teplotu. Pokud se používá indikátor o pokojové teplotě, standardně je vstříkovan v množství 10 ml. V případě nižších objemů injektátu je zapotřebí volit pro zpřesnění měření roztok zchlazený na teplotu blízkou nule. Zchlazený indikátor umožňuje dosáhnout větší přesnosti měření díky většímu teplotnímu rozdílu vůči krvi. Souvisí s tím však nutnost správné techniky manipulace se stříkačkou a nutnost aplikace indikátoru do 15 s od jeho nabrání. Řešením tohoto problému může být měření teploty indikátoru přímo v kátétu (in line). Dalším problémem, který může způsobovat rozptyl v měření je kolísání srdečního výdeje v závislosti na dechovém cyklu. Vzhledem k množství faktorů, ovlivňujících měření, bývá zvykem ho alespoň třikrát zopakovat a teprve průměr těchto měření považovat za výsledný srdeční výdej. [13]

### 2.3.2 Metoda barvivové diluce

Jedná se indikátorovou metodu měření srdečního výdeje s tím, že jako indikátor je využíváno speciální barvivo, které je možné detekovat fotometricky. Používá se například roztok indocyaninové zeleně a NaCl, jenž je zdravotně nezávadný a vylučován ledvinami. Tato směs se vyznačuje vysokou absorpcí světla o vlnové délce 805 nm. Výhoda pro měření spočívá v tom, že schopnost krve absorbovat světlo o této vlnové délce není závislá na jejím nasycení kyslíkem, a proto měření není ovlivněno tepovou frekvencí.

Indikátor je do krevního oběhu aplikován pomocí pulmonálního katétru do plicnice, kde se smísí s krví a pokračuje dále do malého a velkého krevního oběhu. Koncentrace barviva v krvi je snímána v brachiální nebo femorální tepně pomocí speciálního čerpadla s konstantním průtokem, které přivádí krev na detektor. Záznamem koncentrace barviva v čase získáme tzv. diluční křivku

podobně jako u měření termodiluční metodou (Obr 2.3), z které je následně vypočítána hodnota srdečního výdeje podle vztahu (2.2).

$$CO = 60 * \frac{V_i}{\int_0^{t_m} c_i(t) dt} \quad (2.2)$$

Kde:

$CO$	[l/min]	Srdeční výdej
$V_i$	[l]	Objem indikátoru
$t$	[s]	Čas
$t_m$	[s]	Celkový čas měření
$c_i$	[-]	Koncentrace barviva v krvi

Nevýhodou metody barvivové diluce je doba, nutná k vstřebání barviva organismem, aby bylo možné měření opakovat. Konkrétně indocyaninová zeleň se za deset minut vstřebá asi na polovinu své původní koncentrace. Po této době je již možné znovu měřit, ale je zapotřebí odečíst koncentraci barviva na začátku od měřené hodnoty. Alternativou může být použití radionuklidů či roztoku lithia jako indikátoru. Tyto varianty se ale často nepoužívají pro svou náročnost a nižší přesnost.

Velkou výhodou metody barvivové diluce je schopnost snadno rozeznat mezikomorové zkraty srdce. To se projeví zkreslením diluční křivky, jelikož se velká část barviva dostane rovnou do velkého krevního oběhu. Díky tomu a své velké přesnosti je používána jako metoda kalibrační, ale pro svou náročnost a zdoluhavost se již nepoužívá v klinické praxi. [12],[13]

### 2.3.3 Fickova metoda

Je založena na faktu, že srdeční výdej (množství krve protékající plicemi) je závislý na množství kyslíku přijatého organismem. Tedy vztáhneme-li množství kyslíku na jeho koncentraci v krvi, získáme její množství. Objem přijatého kyslíku je vypočten z koncentrace kyslíku v dechových plynech a průtoku vzduchu do plic. Koncentrace kyslíku v krvi se udává jako rozdíl mezi koncentrací v arteriální a žilní krvi, čímž dostáváme hodnotu, kterou organismus reálně spotřeboval. Tyto koncentrace jsou závislé na množství hemoglobinu a parciálním tlaku kyslíku v krvi a zjišťují se pomocí laboratorního měření vzorků z žilní a arteriální krve. To představuje hlavní nevýhodu této metody, jelikož laboratorní vyšetření i odběr krve jsou časově i technologicky náročná. Z tohoto důvodu byla v klinické praxi nahrazena termodiluční metodou.

## 2.4 Cévní odpor

Cévní řečiště směrem od srdce k perifériím postupným větvením zmenšuje průsvit jednotlivých cév. To má za následek zvětšování plochy stěn cév, kolem kterých musí krev protékat a které jejím průtoku brání. Tato překážka se nazývá cévní odpor. Závisí na průsvitu cévy a její délce.

Cévní odpor je proměnlivá veličina ovlivňující především tlak v cévním řečišti. Řízení organismus provádí na hormonální úrovni smršťováním arteriol. Zjednodušeně se dá cévní odpor vyjádřit pomocí rozdílu tlaku na začátku a konci měřené cévy a hodnoty průtoku krve v ní, jak ukazuje rovnice (2.3). [4]

$$R = \frac{\Delta P}{F} \quad (2.3)$$

Kde:

$R$	[Pa·s/ml]	Cévní odpor
$\Delta P$	[Pa]	Rozdíl tlaků
$F$	[ml/s]	Průtok

## 2.5 Cévní compliance

Compliance, neboli poddajnost cév je vlastnost cév umožňující jim reagovat na fáze srdečního cyklu. S příchodem systoly se do cévního řečiště vlije velké množství krve, což má za následek prudký nárůst tlaku. Tlak cévy roztáhne, čímž absorbují část kinetické energie a přemění ji na energii potenciální. Roztažením cév se zvětšuje i objem kapaliny, kterou jsou schopny pojmout.

Po uzavření chlopní již srdce nedodává další krev do cévy, takže v ní začne klesat tlak. To vede ke stahování cév, tedy zpětné přeměně nahromaděné potenciální energie na kinetickou a vypuzování nahromaděné krve. Tímto principem je v cévách udržován stálý tok krve i při diastole a přímo ovlivňuje hodnoty diastolického a pulsního tlaku. Princip se nazývá též teorie pružníku a jako první jej popsal Stephen Hales. [7]

### 3 Rešerše funkčních modelů KA systému

Modely kardiovaskulárního systému a obecně srdce nejsou nic nového a používají se jak pro účely studijní, tak i v praxi pro testování lékařských procesů a přístrojů na neživém subjektu. Takové modely mohou být statickým zobrazením anatomických struktur, matematickým popisem chování jednotlivých veličin kardiovaskulárního systému nebo fyzickým modelem simulující funkci KVS nebo jeho části. Tyto modely se více či méně přibližují realitě svou přesností, vzhledem a funkčností.

V této práci se zaměříme pouze na fyzické, funkční modely. Za ty by se daly považovat například obyčejný píst, reprezentující srdce, rozhánějící tekutinu po síti trubiček, představujících krevní oběh, ale i profesionální Mockovy cirkulační smyčky simulující přesně parametry srdce a cévního systému. Tyto dva extrémy jsou jen ukázkou, jak široké téma je modelování KA systému. Cílem této rešerše je udělat si přehled o těchto již existujících modelech a vytvořit návrh vlastního modelu, který bude složitostí a funkčností odpovídat potřebám této diplomové práce.

**Název práce:** Návrh mechanického modelu kardiovaskulárního systému

**Autor práce:** Miroslav LOŽEK, Jan HAVLÍK, Zdeněk HORČÍK

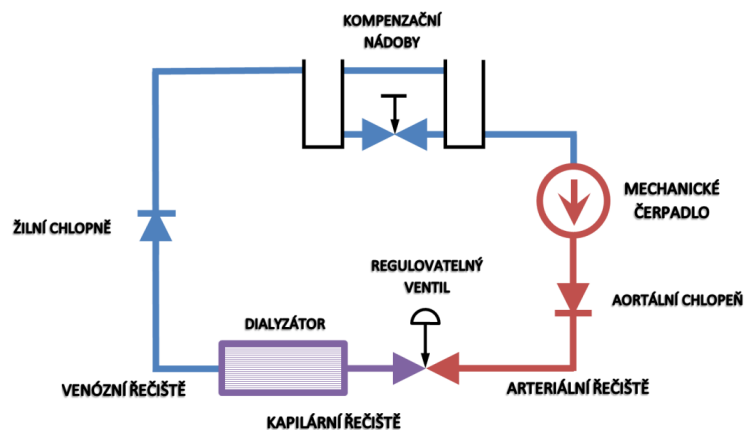
**Typ práce:** Sborník

**Datum a místo zveřejnění:** Technická univerzita Košice, 2013

**Zdroj:** [1]

Model popsaný v tomto článku byl vytvořen ze soustavy trubic, ventilů, čerpadla a dalších prvků k simulaci kardiovaskulárního systému a zkoumání jeho hemodynamických parametrů. Autoři se zde snaží co možná nejdříve napodobit tok krve tělem zdravého jedince za pomoci konvenčního vybavení. Na modelu je možno měřit krevní tlak, srdeční výdej, rychlost šíření pulsní vlny atd.

Srdcem modelu je zubové čerpadlo simulující funkci srdce. Čerpadlo je ovládáno pomocí nelineárního řízení otáček tak, aby jeho výstup napodoboval pulsní křivku srdce. Toho je dosaženo pulsně šířkovou modulací za pomoci mikroprocesoru a tranzistorových můstků. Před a za čerpadlem jsou umístěny jednocestné ventily představující srdeční chlopně. Cévní systém nahrazují silikonové hadičky s danou elasticitou. Jako odpor krevního řečiště je v modelu vložena kapilára z dialyzátoru a regulační ventil. Celý model, včetně kompenzační nádoby je v práci popsán na blokovém schématu Obr. 3.1 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**



Obr. 3.1. Model KVS podle Ložka [1]

V práci se neuvádí technické údaje použitého čerpadla ani dalších částí. Jsou v ní však výsledky měření krevního tlaku a tlakových křivek za různých podmínek (změna srdeční frekvence a změna cévního odporu), jenž věrohodně napodobuje reálnou pulsni křivku. Na modelu byl měřen i srdeční výdej za pomoci dopplerovské sonografie, která ukázala maximální odchylku 10 %.

**Název práce:** Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW

**Autor práce:** Naděje Havlíčková

**Typ práce:** Diplomová práce

**Datum a místo zveřejnění:** ČVUT v Praze, 2014

**Zdroj:** [6]

Diplomová práce rozšiřuje mechanický model KVS popsany výše [1]. Autorka popisuje samotnou konstrukci a parametry modelu pouze zběžně a zaměřuje se na vytvoření uživatelského monitoru, který má tento model řídit. V práci je však detailněji popsána fyziologie KVS včetně jeho hemodynamických parametrů a způsobu jejich měření. Jako bonus autorka vytvořila matematický model KVS.

Uživatelské rozhraní je vytvořeno v programu LabVIEW, kdy příjem dat z modelu je zprostředkován pomocí sériové linky nebo vzdáleně přes telemetrickou jednotku. Monitor je navržen na analýzu krevního tlaku, srdeční frekvence, tepového objemu a srdečního výdeje. O samotném měření těchto parametrů jsou v práci napsány dvě celé kapitoly, v nichž se zevrubně popisuje jak měření, tak i uživatelská obsluha monitoru. Výsledky samotných měření a zhodnocení věrnosti modelu se už rozebírá méně.



**Název práce:** Pulzní model krevního řečiště pro měření PTT

**Autor práce:** David Štěrba

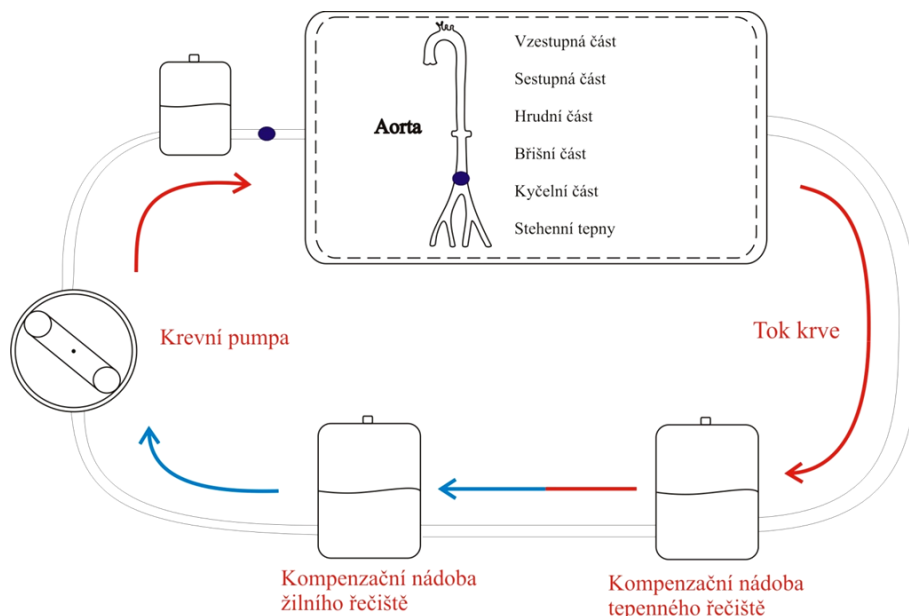
**Typ práce:** Diplomová práce

**Datum a místo zveřejnění:** VŠB Technická univerzita Ostrava, 2015

**Zdroj:** [7]

Diplomová práce zabývající se modelováním cévního systému za pomoci elektrického a fyzického modelu. V práci je velmi kvalitně popsána teorie cévního systému, srdce, hemodynamických parametru, ale i problematika jejich modelování. Elektrický model KVS byl navržen dle Windkesslova schématu, kdy elektrické komponenty modelují vlastnosti cévní stěny a krevního proudu. Autor využívá rezistor, kondenzátor a cívka pro modelování cévního odporu, cévní roztažnosti a krevní setrvačnosti. Vytvořeny byly dva modely pro srovnání jejich náročnosti a přesnosti.

Pro tvorbu fyzického modelu byla využita speciální pumpa od Harvard Apparatus napodobující svým principem i činností živé srdce. Použitá pumpa má však omezení v maximálním tepovém objemu 30 ml což je oproti fyziologické hodnotě člověka (70 ml) zmenšení více než poloviční. Autor pro dosažení přesných hodnot tlakové křivky a tvaru pulsní vlny upravil i délky a průměry modelované aorty a stehenních tepen v poměru 1:2. V návrhu se zabývá i vhodným výběrem silikonových hadic s ohledem na elastičnosti a complianci reálných cév. Práce se zaměřuje na přesné modelování právě aorty a stehenních tepen, zbytek tepenného a venózní řečiště modeluje jako celek. Využívá k tomu uzavřených kompenzačních nádob a ventilů, kterými nastavuje rezistenci, kapacitu a elasticitu dané části KVS. Schéma modelu je znázorněno na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**



Obr. 3.2. Schéma pulzního modelu KVS [7]

Výsledkem práce je naměření šíření pulzní vlny modelovou aortou. Za tímto účelem byl tlak měřen v přesně dané vzdálenosti dvěma lékařskými snímači tlaku typu DTX Plus od firmy Argon. Tyto snímače převáděly hodnoty tlaků z jednotlivých částí aorty na signál, který byl zpracován v PC. Tvar změřené pulzní vlny se blíží tvaru měřenému na živém pacientovi. Ze zpoždění mezi pulzními vlnami byla vypočtena rychlost šíření, která též odpovídala fyziologickým hodnotám. Práce je napsána velmi

dobře s kvalitně zpracovanou rešerší a teorií problematiky. Fyzický model se zaměřuje na část KVS velkých tepen. Nepřesnosti modelu oproti realitě jsou způsobené hlavně jeho zmenšením a použitím vody jako oběhového média.

**Název práce:** Design and Construction of a Hydro-Pneumatic Mock Circulation Loop that Emulates the Systemic Circuit of the Circulatory System

**Autor práce:** Marta Vilchez-Monge, Alejandro Truque-Barrantes, Gabriela Ortiz-Leon

**Typ práce:** Elektronický příspěvek

**Datum a místo zveřejnění:** 36th Central American and Panama Convention

**Zdroj:** [8]

Tato práce popisuje návrh a konstrukci jednoduché a levné Mockovy cirkulační smyčky, kterou je možné vytvořit z běžně dostupných materiálů, a přitom její hemodynamické parametry odpovídají zdravému dospělému člověku. Funkci srdce zde nahrazují dva válce o průměru 40 mm znázorňující levou srdeční komoru a síň. Válec odpovídající srdeční síni je vzduchově uzavřen a pomocí kompresoru a soustavy elektronicky řízených ventilů je v něm střídavě vytvářen přetlak vypuzující oběhové médium z válce do oběhu (systola). Přetlak je následně z válce odpuštěn, aby se do něj mohlo oběhové médium samočinně znovu napustit z druhého válce odpovídající levé srdeční komoře (diastola).

Pro simulaci cévní poddajnosti a objemu byly do obvodu zahrnuty další dva válce – první o průměru 100 mm, odpovídající tepennému řečišti, a druhý o průměru 150 mm, odpovídající žilnímu systému. Oba válce byly hermeticky uzavřeny a dalo se v nich měnit množství a tlak vzduchu pro simulaci různých fyziologických i patologických stavů KVS. Jako oběhové médium zde autoři použili 26% směs 99,9% glycerinu s destilovanou vodou. Touto směsí se snažili co nejvíce přiblížit krvi z hlediska hustoty a viskozity.

Jako řídicí jednotka je využita programovací deska Arduino Mega společně s dotykovým displejem. Do modelu byly zapojeny průmyslové snímače tlaku a průtokoměr. Data ze senzorů se zaznamenávají na paměťovou kartu pro další zpracování.

Práce je příkladem vytvoření poměrně přesného modelu KVS za použití běžně dostupného vybavení za účelem prvotního testování VAD (Ventricular Assist Devices) systémů. Oproti výše popsaným modelům KVS se zde využívá pneumatické řízení krevní pumpy a sloučenina glycerinu a vody jako oběhové médium nahrazující krev.

**Název práce:** Hybrid Mock Circulatory Loop for Training and Study Purposes

**Autor práce:** Dmitry Telyshev, Alexander Pugovkin, Sergey Selishchev, Daniel Rüschen, Steffen Leonhardt

**Typ práce:** Odborný příspěvek

**Datum a místo zveřejnění:** 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT)

**Zdroj:** [9]

Článek popisující hybridní model kardiovaskulárního systému sloužící jako zkušební model pro testování komorových asistenčních zařízení (VAD). Model vznikl jako reakce na zvyšující se množství pacientů trpících srdečním selháním, pro které jsou VAD dočasné, nebo někdy i trvalé, řešení problémů.

Jedná se o hybridní model kombinující výhody přesnosti matematického modelu a možnost připojit a testovat externí zařízení, což umožňují pouze fyzické modely. Pro tréninkové a studijní účely je model schopen simulovat velké množství fyziologických i patologických stavů kardiovaskulárního systému. Fyzická část modelu se skládá z pneumaticky řízených membránových čerpadel, čtyř válců, ventilů, svorek a laboratorních hadic s průměrem 12,5mm. Membránová čerpadla dodávají do oběhu 80 ml a 72 ml tekutiny při jednom pulsu. Před a za čerpadly jsou zařazeny zpětné ventily, aby nedocházelo k zpětnému toku. Čtyři tlakové válce v obvodu s objemem odpovídající jednotlivým řečištěm KVS simulují cévní elasticitu a roztažnost. Toho je docíleno hermetickým uzavřením a regulací tlaku a množství vzduchu. Předností této práce je podrobný popis jednotlivých komponent, ze kterých je fyzický model sestaven. Pro simulaci krve byl použit 32% vodný roztok glycerolu.

Fyzická část modelu je řízena a měřena přes kartu NI myDAQ, pomocí které je připojen k počítači. Softwarová část modelu včetně matematického modelu, podle kterého se fyzický model řídí, je vytvořen v prostředí LabView. Nesporná výhoda tohoto modelu spočívá v jeho přesnosti vzhledem k tomu, že řízení a nastavování jednotlivých komponent fyzického modelu probíhá v reálném čase za pomoci přesného matematického modelu. V článku je toto demonstrováno srovnáním tlakových křivek a dalších hemodynamických parametrů s matematickým modelem a klinickými daty.

## Závěr rešerše

Cílem této rešerše bylo udělat si přehled o variantách funkčních modelů KVS, které byly vytvořeny v rámci studijních účelů [1] nebo za účelem testování VAD systémů nahrazující srdeční činnost tzv. Mockovy cirkulační smyčky. Poznatky z těchto prací budou použity jako základ pro vytvoření vlastního modelu. První skupina prací byla vytvořena také jako diplomové práce, proto jsou dobrým podkladem z hlediska zpracované teorie KVS, rozsahu práce a hloubky do jaké je zapotřebí danou problematiky zkoumat. Druhá skupina prací zpracovaných odbornými týmy je zaměřena hlavně na přesnost a kvalitu daných modelů. Tyto příklady daleko přesahují rozsah této práce, ale poznatky z nich budou použity k dalšímu zpřesnění mého modelu a jeho přiblížení realitě.[7]

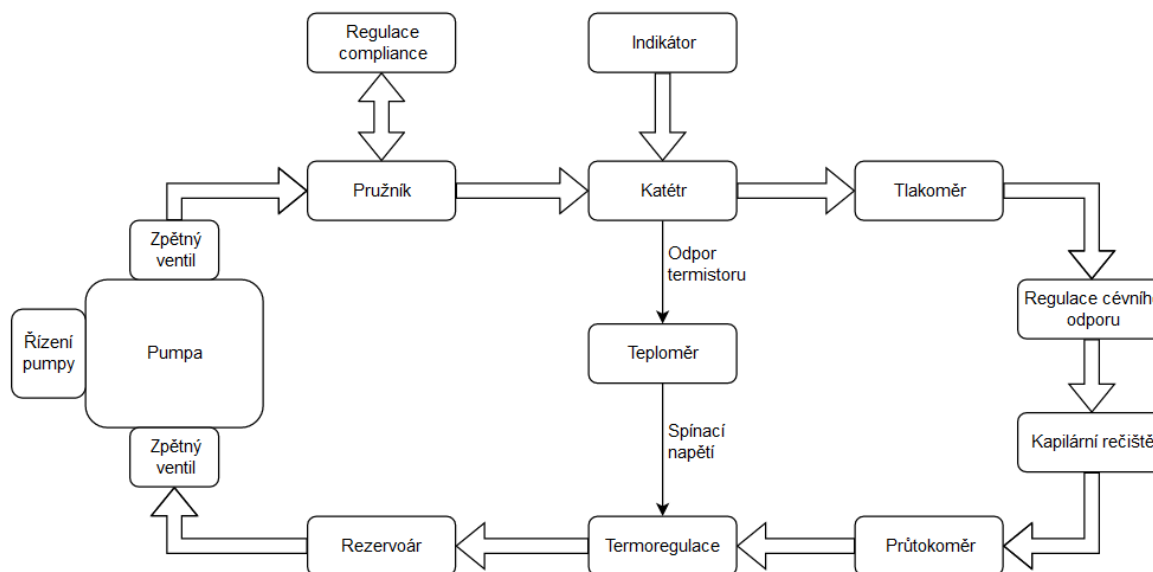
## 4 Návrh modelu

Na základě provedené rešerše byl teoreticky navržen model kardiovaskulárního systému s cílem co možná nejvíce se přiblížit fyziologickým hodnotám z hlediska systolického a diastolického tlaku v aortě, tvaru pulsní křivky, teploty cirkulující kapaliny, srdečního výdeje, tepové frekvence, poměru mezi systolou a diastolou, cévního odpor a compliance. Model je zjednodušenou verzí KVS obsahující část simulující srdce (krevní pumpa), arteriální řečiště, kapilární řečiště (simulující cévní odpor) a venózní řečiště (přestavující rezervoár kapaliny a regulátor teploty).

V modelu arteriální řečiště nahrazuje silikonová trubice s vnitřní tloušťkou 1,7 mm a tlaková nádoba z větší části naplněná vzduchem pro simulaci pružníku. Množstvím vzduchu se nastavuje compliance obvodu. Pro kalibraci je k tlakové nádobě připojen regulační člen ve formě injekční stříkačky.

Kapilární řečiště v obvodu reprezentuje dialyzátor představující pro protékající kapalinu odpor, který je v reakci na nastavenou hodnotu průtoku řízen pomocí hadicových tlaček. Regulováním odporu se nastavuje hodnota tlaků v obvodu na fyziologické hodnoty.

Venózní řečiště představují nízkotlaké hadice a rezervoár na cirkulující kapalinu, ve kterém probíhá i ohřev vody. Ten zprostředkovává topné těleso spínané pomocí relé. Návrh modelu v blocích zobrazuje Obr. 4.1.



Obr. 4.1. Návrh modelu KVS – blokové schéma

Model byl navržen pro měření teploty a tlaku v bloku představující arteriální řečiště a průtoku v bloku venózního řečiště. Teplota je měřena za pomoci lékařského katétru Swan-Ganzova typu. Pro jeho zavedení se v obvodu nachází slepé rameno směřující proti hlavnímu toku pro snížení tlaku v místě vstupu. Měření tlaku probíhá pomocí lékařského tlakoměru Argon DTX plus určeného pro invazivní měření krevního tlaku. Tlakoměr je v obvodu připojen těsně za pružníkem pomocí trojcestného ventilu s Luer Lock závitem pro snadné spojení s tlakoměrem či odvodušnění modelu. Hodnota průtoku slouží k porovnání s minutovým srdečním výdejem. Proto je průtokoměr (BIO-TECH FCH-m-POM-LC) umístěn

až za kapilárním řečištěm, kde se průtok jeví nejstálejší z celého obvodu. Specifikace a technické parametry jednotlivých bloků a senzorů jsou rozepsány v následujících podkapitolách.

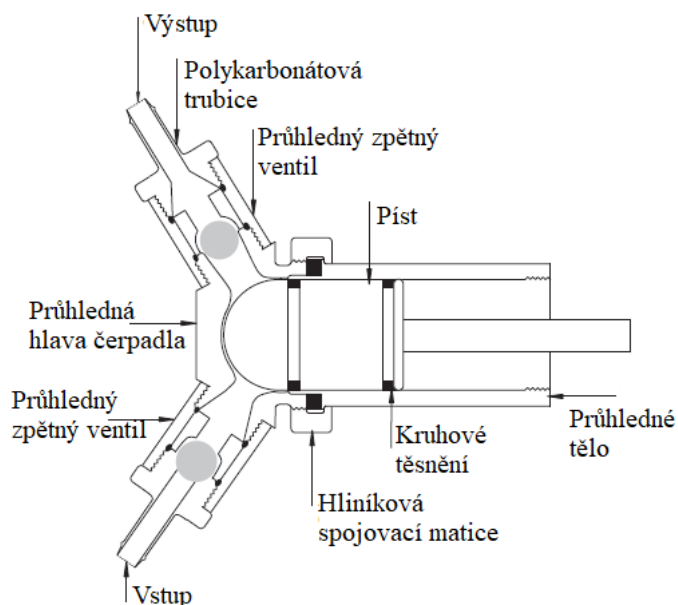
#### 4.1 Krevní pumpa

Pro simulaci srdeční činnosti vyrábí firma Harvard Apparatus pulzační krevní pumpy, které svým principem i činností věrně napodobují funkci srdce. Tyto pumpy jsou si konstrukčně velice podobné a liší se pouze z hlediska objemů vypuzených během jednoho stahu. Pro účely této práce bylo využito modelu MA1 553321 výrobcem navrženého pro simulaci srdeční činnosti větších savců. Technické údaje o pumpě a ilustrace byly převzaty z [10].



*Obr. 4.2 Pulzní krevní pumpa Harvard Apparatus MA1 553321*

Základem pro funkci pulzní pumpy je píst, který vytváří svým stlačením tlak v hlavě čerpadla, čímž se otevře výstupní zpětný ventil a kapalina se vypudí do oběhu. Zpětným pohybem pístu se v komoře vytvoří podtlak, dojde k mechanickému otevření vstupního zpětného ventilu, zatímco ten výstupní se zavře. Tělo hlavice pumpy vyrobené z průhledného akrylu, umožňuje pozorovat jednotlivé fáze čerpání. Grafický popis hlavy pulzní pumpy zobrazuje Obr. 4.3.



Obr. 4.3 Hlava krevní pumpy

I přes zdánlivou jednoduchost principu činnosti pulzní pumpy je možné měnit hned několik důležitých fyziologických parametrů. Díky tomu můžeme simulovat jak fyziologické, tak patologické stavy srdeční činnosti. Hlavní z těchto parametrů – tepový objem je měněn množstvím tekutiny, kterou nasává hlavice pumpy během jednoho natáhnutí pístu. Reálně se tento parametr nastavuje pomocí kolečka na vrchní straně pumpy, zatímco na jejím boku se zobrazuje posuvným ukazatelem.

Další parametry, které se dají nastavovat jsou počet cyklů za minutu a poměr mezi napouštěcí a vypuzovací fází (systola/diastola). Rozsah hodnot, jakých lze nastavením pumpy dosáhnout popisuje Tabulka 4.1. Důležitým faktem zůstává, že tepová frekvence závisí na nastavené hodnotě poměru mezi systolou a diastolou. Je to způsobeno tím, že se změnou poměru mění rychlost pístu při diastole, zatímco při systole zůstává stejná. Pokud by tomu bylo naopak, rychlost pístu by se při maximální tepové frekvenci u systoly dostávala mimo technické možnosti zařízení.

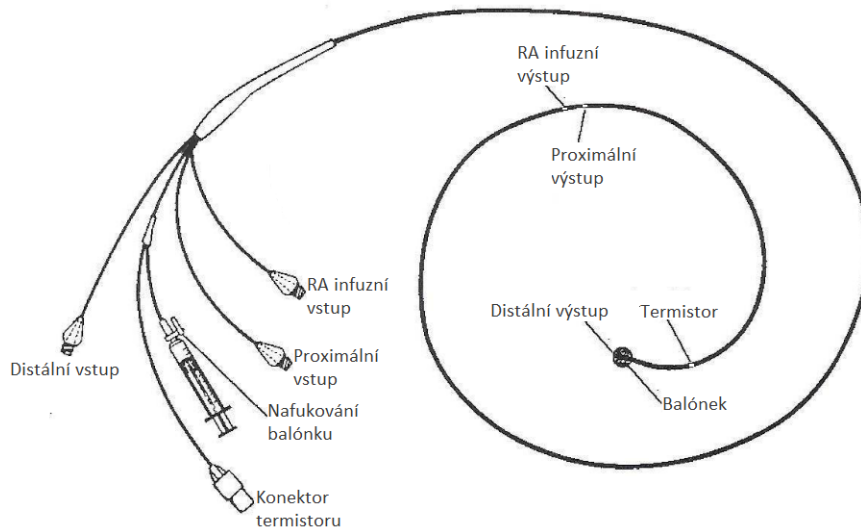
Tabulka 4.1 Technické specifikace pulzní pumpy Harvard Apparatus MA1 553321

Tepový objem	4–30 ml
Tepová frekvence	20–200 BPM
Minutový výdej	0,08–6 l
Poměr systola/diastola	25/75–50/50
Napájení	230 V/50 Hz
Příkon	85 W
Průměr vstupní/výstupní trubice	12,7 mm (1/2 palce)

## 4.2 Swan-Ganzův katétr

Katétr je dutá trubička určená k intravaskulárnímu měření hemodynamických parametrů KVS jako jsou centrální žilní tlak, tlak v pravé komoře, střední tlak v plicnici, hodnota srdečního výdeje, či nasycení krve kyslíkem. V modelu byl použit katétr typu Swan-Ganz konstruovaný přímo pro měření

srdečního výdeje. Katétre se zavádí do venózního řečiště přes v. jugularis nebo v. subclavia do pravého srdce a dále do plicnice. Dutina katétru je rozdělena do pěti kanálů tzv. lumenů (Obr. 4.4).



Obr. 4.4. Swan-Ganzův katétre

První kanál je určen pro nafukování balónku umístěného na špičce katétru. Jeho nafouknutí po katetrizaci umožní unášení katétru proudem krve na místo určení bez nutnosti navádění pomocí ultrazvuku. Katétre se zavádí tak, aby jeho proximální výstupy byly umístěny v pravé komoře a ty distální v plicnici (Obr. 2.2). Pro správnou hloubku zavedení jsou na katétru značky označující jeho délku. Pro měření teploty krve v plicnici a záznam diluční křivky je pět centimetrů od špičky katétru umístěn NTC termistor. Jeho signál přivádí další z kanálů na konektor určený k zapojení do měřicího řetězce.

Na samotné špičce katétru se nachází výstup distálního kanálu pro měření tlaků v plicnici. Vstup tohoto kanálu má žlutou barvu a je označován jako PA distal (z anglického Pulmonary artery). Výstupy posledních dvou kanálů se umísťují 30 a 31 cm od špičky katétru, aby se po zavedení nacházely v pravé komoře. Jejich vstupy se proto značí jako RA (Right Artrium) proximal. První z nich slouží k invazivnímu měření krevního tlaku nebo vstřikování indikátoru při měření srdečního výdeje. Jeho vstup má modrou barvu. Druhý vzdálenější distální kanál bílé barvy slouží k infuzní dodávce tekutin a léčiv. [12]

### 4.3 Tlakoměr

Měření tlaku se provádí za pomoci lékařského tlakoměru ARGON DTX plus určeného k invazivnímu měření krevního tlaku s extravaskulárně umístěným snímačem (Obr. 4.5) Obr. 4.5. Tlakový senzor Argon DTX plus [7]. V klinických podmínkách je snímač připojen k příslušnému kanálu katétru naplněného tekutinou zajišťující převod tlaku. Kanál je zapotřebí proplachovat z důvodu srážení krve a nebezpečí vniku vzduchových bublin do krevního oběhu. V modelu se pro zjednodušení tlakový snímač připojen přímo na arteriální obvod, ale i tak je zapotřebí před začátkem měří jej odvodušnit.



Obr. 4.5. Tlakový senzor Argon DTX plus [7]

Tlakoměr funguje na principu převodu tlaku na hodnotu elektrického napětí. Toho je dosaženo pomocí membrány přenášející tlak na piezoelektrický člen, jehož mechanickým namáháním se mění jeho vodivost. V reálu se jedná o křemíkovou destičku přivedenou na Wheatsonův můstek, který převádí hodnotu vodivosti na elektrické napětí, tedy na měřitelný signál. Velikost výstupního signálu i jeho citlivost na změnu tlaku je závislá na vstupním napětí. Konkrétně náš tlakoměr DTX plus má při napájení 5 volty rozlišovací schopnost 5  $\mu\text{V}/\text{mmHg}$ . [7]

#### 4.4 Průtokoměr

Měření průtoku cirkulující kapaliny bylo provedeno za pomoci turbínového průtokoměru firmy BIO-TECH typu FCH-m-POM-LC. Jedná se o kompaktní průtokoměr schopný měřit v rozmezí 0,05–3 l/min. Pracuje na principu převodu otáček turbíny pomocí Hallova sondy. Ta funguje na základě Hallova jevu, tedy indukce napětí na polovodičové destičce, kterou protéká proud a zároveň na ni působí magnetické pole. Konkrétně u daného průtokoměru to znamená, že na turbíně je permanentní magnet, jenž svými otáčkami vytváří na Hallově sondě střídavé napětí. To se pomocí NPN tranzistoru převádí na pulzní signál, jehož frekvence je úměrná otáčkám turbíny, a tedy průtoku skrz snímač. Výhoda tohoto principu spočívá v tom, že nedochází ke kontaktu mezi protékající tekutinou a čidlem. Sensor je napájen pomocí stejnosměrného napětí 4,5–24 V. Výstupní pulsní napětí dosahuje při napájení 5 V amplitudy asi 500 mV. Kompletní seznam technických parametrů průtokoměru je sepsán v Tabulka 4.2. [14]

Tabulka 4.2. Technické parametry průtokoměru

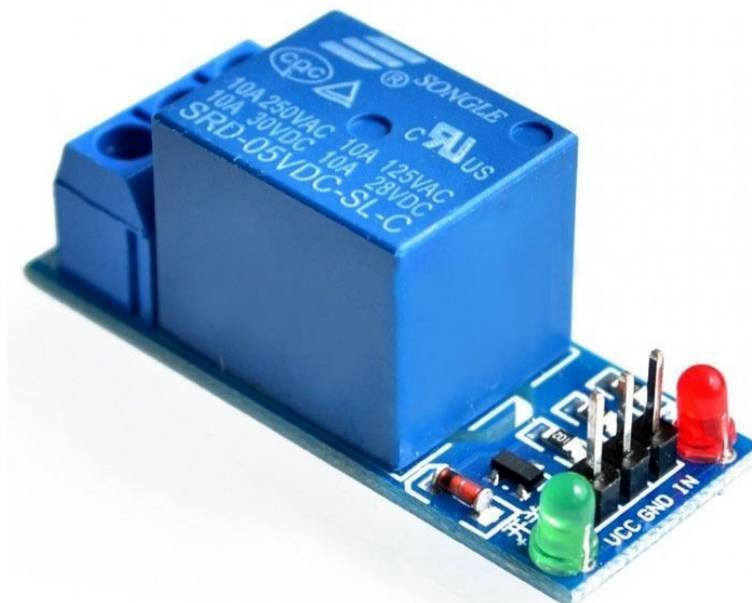
Napájení	4,5–24 V
Měřicí rozsah	0,05–3 l/min
Průměr hadice	3 mm
Poměr pulzů na litr	Asi 2500 pulz/litr
Viskozita kapaliny	0,5–10 mPa
Proudový výstup	Max. 25 mA

#### 4.5 Spínací relé

Ohřev cirkulující kapaliny na fyziologickou hodnotu 37 °C zajišťuje 2,2KW topné těleso. To se spíná pomocí napěťového relé modulu. Jedná se o relé typu FL-3FF-S-Z a pomocný spínací tranzistor (Obr. 4.6). Relé umožňuje spínat zátěž s jmenovitým napětím až 250 V při proudech až 10 A. Cívka se spíná stejnosměrnými 5 V při proudu 100 mA. To je více než může analogový výstup DAQ jednotky



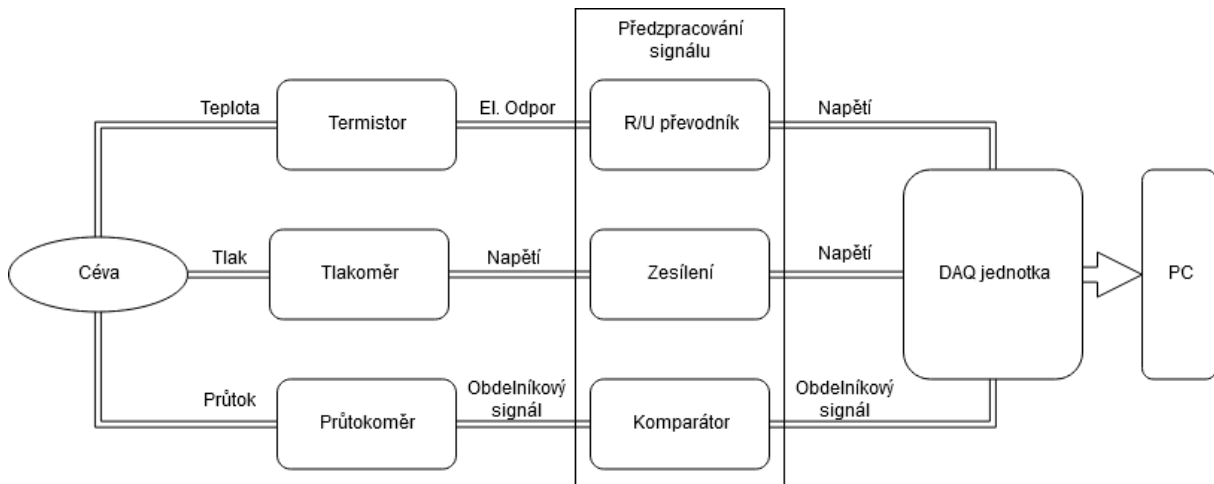
poskytnout, proto modul obsahuje spínací obvod, jehož základem je NPN tranzistor, který proudovou zátěž přenáší na napájecí zdroj. Pro sepnutí samotného modulu poté stačí 5mA proud, kdy k sepnutí dojde v momentě nastavení logické nuly na vstupu.



Obr. 4.6. Spínací relé

## 5 Návrh měřicího řetězce

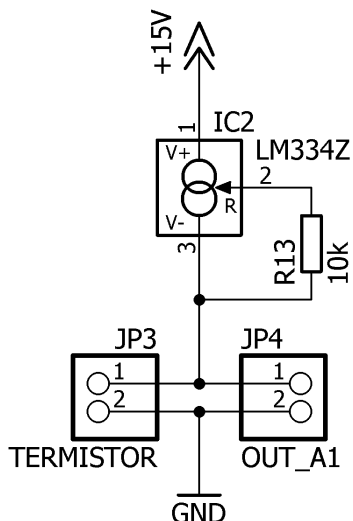
Senzory umístěné v obvodu převádí hemodynamické vlastnosti KVS, jako teplota, tlak, či průtok, na veličiny elektrické. Výstupní elektrická veličina je však jiného typu či velikosti a pro přímé měření se nehodí. Proto se využívá tzv. analogové předzpracování signálu. Už upravený signál se přivede na vstupy DAQ jednotky sloužící jako napájení a převodník signálu do číslicové podoby a poté dále do počítače (Obr. 5.1). Konkrétně byl využit laboratorní přístroj ELVIS II+ od firmy National Instruments. V této kapitole bude popsáno řešení předzpracování signálů u jednotlivých senzorů a funkce samotné DAQ jednotky.



Obr. 5.1. Měřicí řetězec – blokové schéma

### 5.1 Měření teploty

Teplota je v modelu KVS měřena pomocí termistoru umístěného na špičce katétru zavedeného do bloku představující arteriální řečiště. Jedná se o termistor typu NTC (negastor), tedy elektrickou součástku jejíž elektrický odpor s rostoucí teplotou klesá. Pro měření odporu bylo využito stabilizovaného zdroje proudu LM334Z dodávajícího do termistoru konstantních  $100 \mu\text{A}$ . Z měřeného úbytku napětí na termistoru lze poté pomocí Ohmova zákona snadno dopočít hodnotu odporu. Schéma zapojení s hodnotami součástek je vidět na Obr. 5.2.



Obr. 5.2. R/U převodník

Závislost odporu na termistoru nemá lineární charakter, to znamená, že k výpočtu přesné hodnoty teploty je zapotřebí využít některý z modelů tuto závislost popisujících. Mezi ty nejnámější patří model  $\beta$  a model využívající Steinhart-Hartovu rovnici (5.1). S-H model patří sice mezi složitější, ale zato přesnější typy na širším rozsahu měřených teplot. S-H koeficienty bývají povětšinou dány výrobcem termistoru nebo vypočteny pomocí soustavy rovnic (5.2) pro tři teploty a jim odpovídající odpory termistoru (Tabulka 5.1).

$$T = \frac{1}{A + B * \ln(R) + C * (\ln(R))^3} \quad (5.1)$$

Kde:

$T$	[°C]	Teplota
$A, B, C$	[-]	Steinhart-Hartovy konstanty
$R$	[ $\Omega$ ]	Elektrický odpor

Tabulka 5.1. Kalibrační měření teploty

Teplota [°C]	Odpor [K $\Omega$ ]
35,7	15,258
37,6	13,98
39,4	12,8

$$T_1 = \frac{1}{A + B * \ln(R_1) + C * (\ln(R_1))^3} \quad (5.2)$$

$$T_2 = \frac{1}{A + B * \ln(R_2) + C * (\ln(R_2))^3}$$

$$T_3 = \frac{1}{A + B * \ln(R_3) + C * (\ln(R_3))^3}$$

$$T_1 = \frac{1}{A + B * \ln(R_1) + C * (\ln(R_1))^3} \quad (5.3)$$

$$T_2 = \frac{1}{A + B * \ln(R_2) + C * (\ln(R_2))^3} \Rightarrow \begin{aligned} A &= 2,6786 * 10^{-3} \\ B &= -3,2632 * 10^{-5} \\ C &= 9.8551 * 10^{-7} \end{aligned}$$

$$T_3 = \frac{1}{A + B * \ln(R_3) + C * (\ln(R_3))^3}$$

## 5.2 Měření tlaku

Tlakový senzor ARGON GTX plus funguje na principu Wheatsonova můstku tzn. má dva napájecí vstupy a dva diferenciální výstupy. Napájení je připojeno k 5V zdroji napětí umístěnému na DAQ jednotce. Při tomto napájení má výstupní signál rozlišovací schopnost asi 5  $\mu\text{V}/\text{mmHg}$ , tedy v případě měření fyziologického tlaku (80/120 mmHg) střídavá složka signálu dosahuje hodnot okolo 200  $\mu\text{V}$ . Pro lepší rozlišovací schopnost a potlačení šumu byl tento signál zesílen za pomoci diferenciální a neinvertujícího zesilovače (Obr. 5.3). Zesílení se nastavilo pomocí odporů na pětadvacetinásobek vstupního signálu (5.6). Vyšší hodnota zesílení není vhodná vzhledem k stejnosměrné složce.

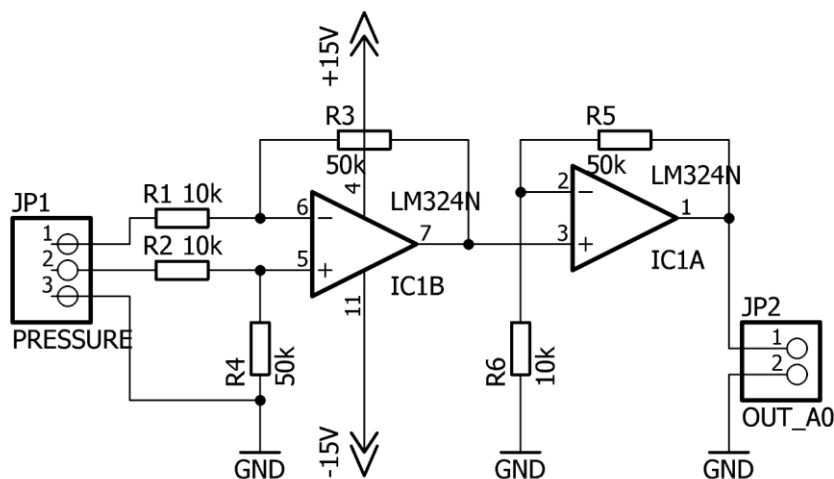
$$R_1 = R_2 = R_6 = 10k\Omega \quad (5.4)$$

$$R_3 = R_4 = R_5 = 50k\Omega \quad (5.5)$$

$$G = G_1 + G_2 = \frac{R_3}{R_1} + \frac{R_5}{R_6} = 25 \quad (5.6)$$

Kde:

$R_1, \dots, R_6$	[ $\Omega$ ]	Rezistory odpovídající zapojení na Obr. 5.3
$G_1$	[-]	Zesílení rozdílového zesilovače
$G_2$	[-]	Zesílení neinvertujícího zesilovače



Obr. 5.3. Napěťové zesílení

## 5.3 Měření průtoku

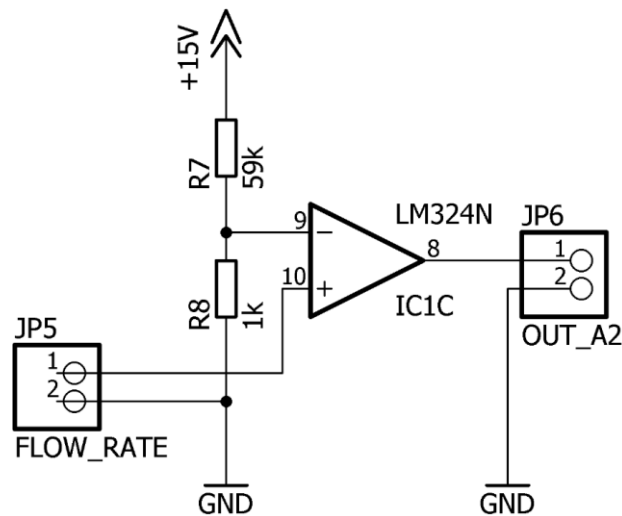
Průtokoměr je napájen z DAQ jednotky stejnosměrným 5V napětím. Jeho výstupní signál dosahuje amplitudy asi 500 mV. Pro měření frekvence pulzního signálu DAQ jednotka obsahuje čítač. Ten čítá pulzy signálu pomocí detekce vzestupné/sestupné hrany. Pro spolehlivou detekci hran je

zapotřebí signál upravit, aby se co nejvíce tvarem a kvalitou přiblížil signálu digitálnímu. Toho bylo docíleno jeho přivedením na vstup napěťového komparátoru (Obr. 5.4). Prahové napětí, v kterém dojde k překlopení operačního zesilovače, se nastavuje pomocí odporů R7 a R8 na hodnotu asi 250 mV (5.7). Tedy na přibližně průměr vstupního signálu.

$$U_{Trig} = U_{+15} * \frac{R_8}{R_7} = 254.2 \text{ mV} \quad (5.7)$$

Kde:

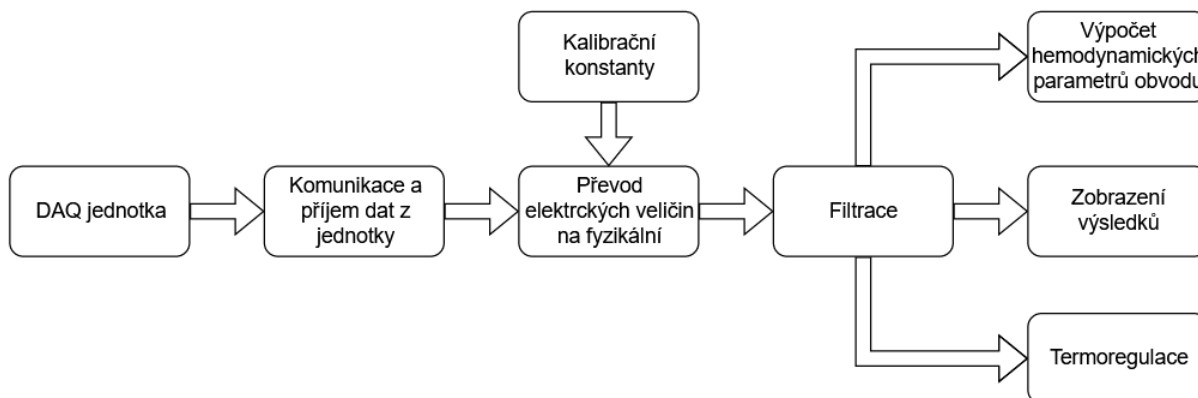
$R_7, R_8$	[ $\Omega$ ]	Rezistory odpovídající zapojení na Obr. 5.4
$U_{+15}$	[-]	Napájecí napětí
$U_{Trig}$	[-]	Prahové napětí na invertujícím vstupu OZ



Obr. 5.4. Komparátor napětí

## 6 Návrh a realizace softwarové aplikace

Signál je po analogovém předzpracování přiveden na vstupy DAQ jednotky ELVIS II, která jej převádí do digitální podoby a přenáší jej do počítače k dalšímu zpracování. Za tímto účelem byla navržena softwarová aplikace, představující uživatelský monitor schopný vytvořený model KVS jak řídit, tak zobrazovat na něm měřená data.



Obr. 6.1. Princip funkce aplikace – blokový diagram

Aplikace měří data v reálném čase přičemž je zároveň zobrazuje a zpracovává. Zobrazení probíhá prostřednictvím grafů závislosti hemodynamické veličiny na čase. Aplikace z měřených dat počítá reálnou tepovou frekvenci, aktuální hodnotu tlaku, teploty a průtoku, je schopná realizace termodilučního měření srdečního výdeje. V neposlední řadě aplikace řídí teplotu v modelu za pomoci termoregulační smyčky. Aplikace byla vytvořena v programu LabVIEW. V této kapitole bude představeno jak samotné programovací prostředí LabVIEW, tak jednotlivé části aplikace.

### 6.1 LabVIEW

Programovací vývojové prostředí LabVIEW (z angličtiny Laboratory Virtual Instrumenting Engineering Workbench) patří mezi produkty americké firmy National Instruments. Jedná se o zvláštní typ programovacího jazyka tzv. grafické programování, kdy klasický je řádkový kód převeden do bloků, které se vzájemně spojují pomocí virtuálních vodičů. Virtuální přístroj z názvu znamená, že reálné, často finančně, časově a technologicky velice náročné hardwarové řešení nahrazuje software, a to buď dočasně na ladící část nebo i trvale. Tento přístup lze použít k měření a zpracování signálů či řízení nebo vizualizaci technologických procesů. Nespornou výhodou představuje jednoduchost řešení některých problémů, a hlavně možnost konfigurace a vyladování bez nutnosti zásahu do hardwarové části měřicího řetězce.

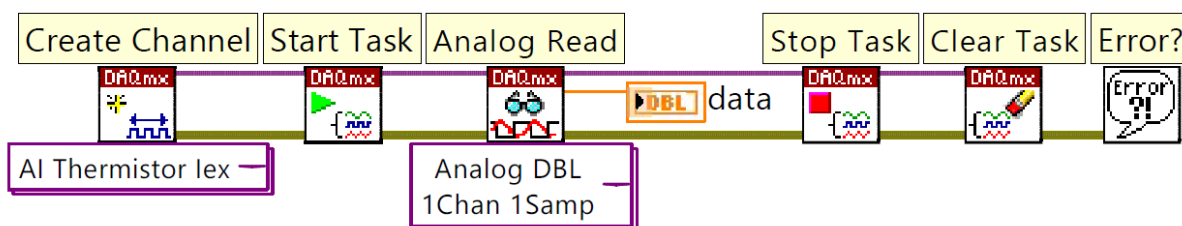
Jednotlivé programy vytvořené v prostředí LabVIEW se označují jako virtuální přístroj (VI). Ty se skládají z uživatelského rozhraní (tzv. čelního panelu) a blokového diagramu představující zdrojový kód VI. Jak z názvu vyplývá, blokový diagram se skládá z jednotlivých bloků, které se spojují pomocí virtuálních vodičů a vytváří tak složité struktury. Každý blok, stejně jako VI, má své vstupy a výstupy a je tak co nejvíce podobný funkcím v klasickém programování. Bloky lze vybírat z knihoven, či vkládat a spojovat celé virtuální přístroje tzv. subVI. [15]

## 6.2 Příjem dat z DAQ jednotky

Pro příjem dat z DAQ jednotky byla využita knihovna *Measurement I/O* → *NI-DAQmx*. Na začátku komunikace mezi LabVIEW a ELVIS II deskou je zapotřebí vytvořit fyzický komunikační kanál pomocí bloku *Create Channel*. Vstupy do tohoto bloku představují jednotlivá nastavení kanálu jako adresa konkrétního vstupu DAQ jednotky, měřená veličina a způsoby jejího měření či měřený rozsah.

Tím se specifikují vlastnosti konkrétní úlohy, která se přivádí na vstup bloku *Start Task*. Ten umožní její převedení do aktivního stavu a zapne komunikaci pro měření či generování signálu. Samotné čtení nebo zápis se provádí pomocí následujícího bloku *Analog Read/Analog Write*. Ty definují množství zkoumaných/získávaných dat v jednom cyklu měření a jejich výstupem jsou již naměřená data. Zatímco výše i níže popsané bloky stačí spustit pouze jednou, bloky *Analog Read/Analog Write* se spouští opakovaně pomocí smyčky *While*, jejíž inicializací a nastavením definujeme vzorkovací frekvenci pro měření signálu.

Po skončení měření je zapotřebí ještě zastavit komunikaci pomocí bloku *Stop Task* a vymazat zadání úlohy z mezipaměti pomocí *Clear Task*. Ukázkou příjmu dat z DAQ jednotky konkrétně u úlohy měřící teplotu na termistoru demonstruje Obr. 6.2. Popsaný princip charakterizuje pouze jednou z možností řešení, alternativou může být komplexní blok *DAQ Assistant*, jenž jednotlivá nastavení provádí přes vlastní GUI. Komplexita a snažší nastavení bloku je však vykoupeno vyšší výpočetní náročností.



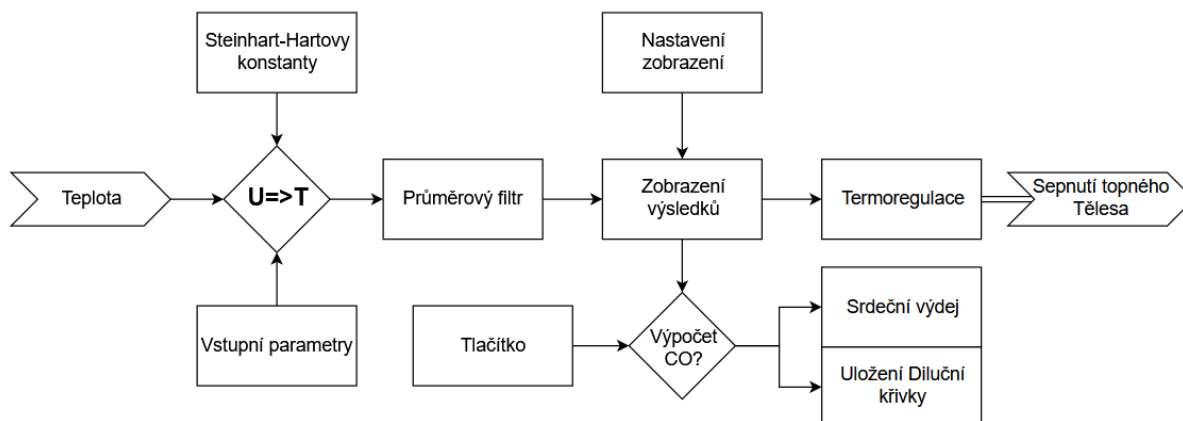
Obr. 6.2. Příjem dat z DAQ jednotky

Celá aplikace byla navržena tak, aby měření, zpracování a zobrazení výsledků probíhalo v reálném čase. To se však ukázalo jako výpočetně příliš náročné, a proto se program rozdělil do tří samostatných částí podle měřené veličiny, kdy se každá část spouští samostatně vlastním tlačítkem. Tím se sice znemožnilo simultánní zaznamenávání jednotlivých parametrů v obvodu, ale bylo dosaženo větší stability a spolehlivosti měření.

## 6.3 Teplota

Teplota termistoru je úměrná jeho elektrickému odporu. Ten byl převeden za pomoci proudového zdroje na napětí a takto vzniklý signál přiveden na vstup DAQ jednotky. Pro vyjádření teploty z hodnoty měřeného napětí bylo využito Steinhart-Hartova modelu viz. 5.1. LabVIEW má pro tento výpočet již připravený blok, na jehož vstupy stačí pouze přivést hodnotu proudu protékajícího termistorem a jemu úměrné Steinhart-Hartovy konstanty. Měřící řetězec se nachází uvnitř smyčky *While*, která se cyklicky opakuje s frekvencí 100 Hz. V každém cyklu je zaznamenáno deset vzorků teploty čímž se dostáváme na vzorkovací frekvenci 1 KHz. To vzhledem k tomu, že měření CO trvá řádově několik sekund, je více než dostatečné, a bylo proto možné na signál aplikovat průměrový filtr

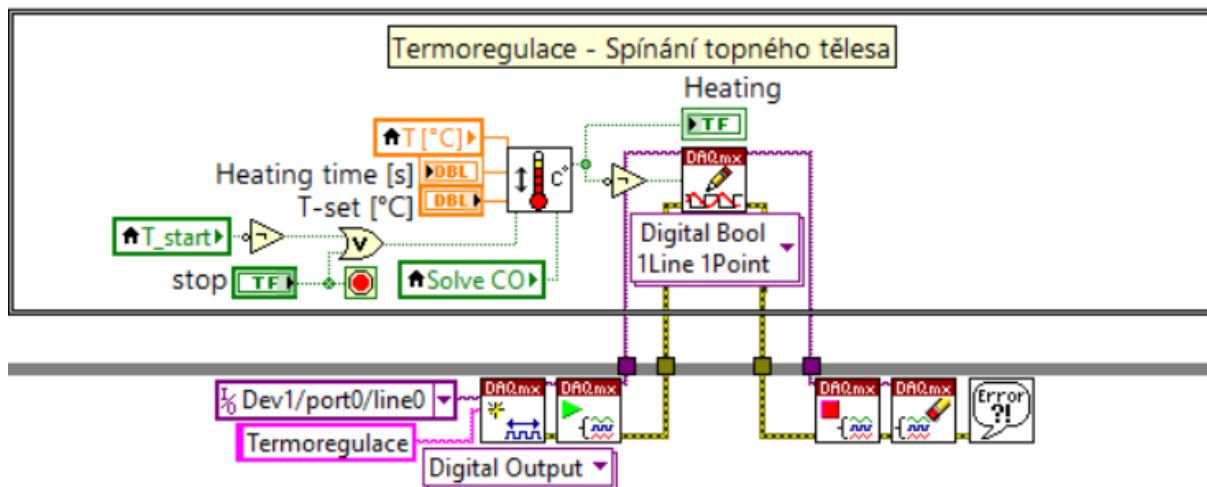
s šířkou okna 10. Kromě zobrazení záznamu v grafu byla teplota využita i pro řízení topného tělesa a výpočet srdečního výdeje (Obr. 6.3).



Obr. 6.3. Zpracování signálu z termistoru – Blokové schéma

## 6.4 Termoregulace

Za účelem co možná nejvíce se přiblížit při měření CO reálným podmínkám, je žádoucí udržovat v modelu teplotu cirkulující tekutiny na hodnotě blízké 37 °C. Toho bylo docíleno pomocí topného tělesa o výkonu 2,2 KW spínaného výkonovým relé. Pro jeho spínání se využívá digitálních výstupů DAQ jednotky. Zapojení jednotlivých bloků v blokovém diagramu aplikace je zobrazeno na Obr. 6.4.



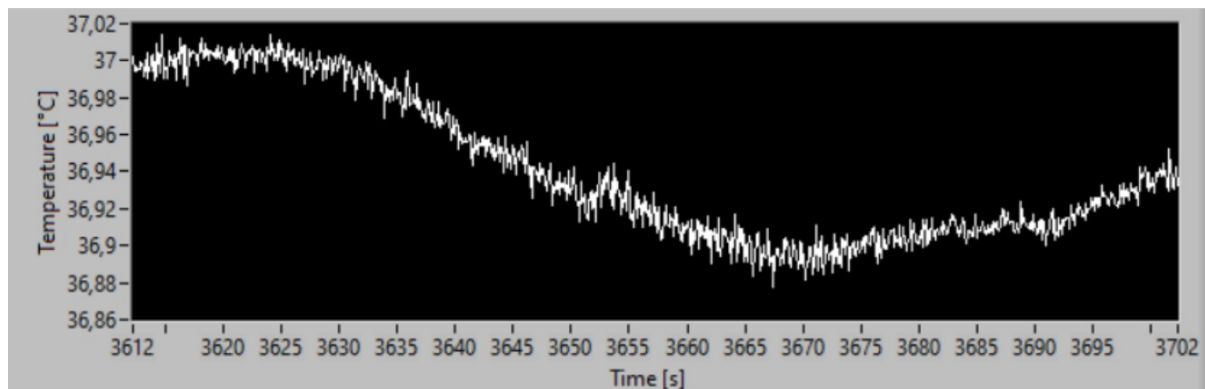
Obr. 6.4. Termoregulace – ukázka blokového diagramu

Základ tvoří blok *Digital Write* zapisující na digitální výstup DAQ jednotky log nulu či jedničku (0 V/5 V). Samotné řízení však zprostředkovává blok označený teploměrem, v kterém probíhá porovnávání teploty měřené termistorem s požadovanou teplotou ( $T\text{-set } [^{\circ}\text{C}]$ ). Vzhledem k poměrně vysokému výkonu topného tělesa blok omezuje čas topení, aby teplota dosahovala co možná nejmenšího rozptylu. Maximální čas topení je nastaven proměnnou *Heating time [s]*. Po dosažení této hodnoty nastává nucené vypnutí tělesa.

Nucené vypnutí topného tělesa nastává i v případě záznamu termodiluční křivky při měření CO kvůli zpřesnění a taky v případě vypnutí aplikace, aby nedošlo k nekontrolovanému ohřevu. Účinnost



regulace teploty v čase je vidět na Obr. 6.5, kde lze sledovat kolísání teploty okolo nastavených 37 °C. Teplotní křivka připomíná tvarem funkci sinus o délce periody asi 3 min s amplitudou asi 1/10 °C.

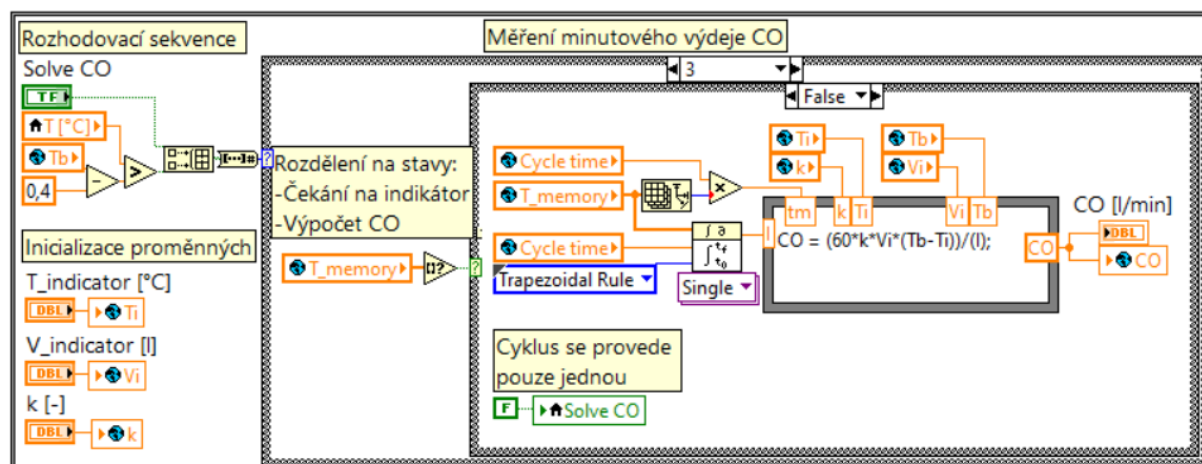


Obr. 6.5. Termoregulace – kolísání teploty v čase

## 6.5 Měření CO

Srdeční výdej je měřen termodiluční metodou pomocí Swan-Ganzova katétru. S-G katétr je vybaven termistorem umístěným asi 5 cm od jeho špičky a kanálkem určeným pro vstřikování ochlazeného indikátoru. Tento kanálek vyústí 30 cm od špičky katétru. Samotné měření začíná v momentě vstříknutí definovaného objemu (10 ml) indikátoru ochlazeného na známou teplotu (1–5 °C). sleduje se průběh teploty v čase tzv. diluční křivka, která je úměrná velikosti CO.

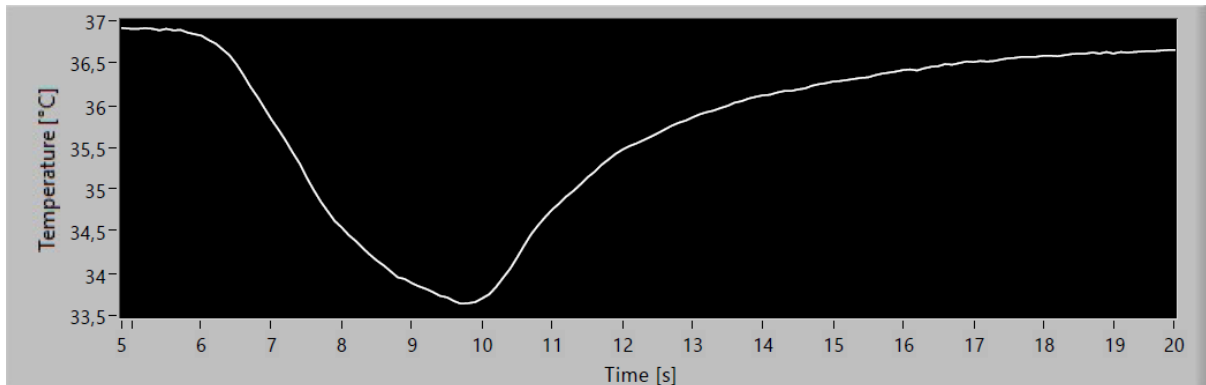
Obr. 6.6. představuje ukázkou z blokového diagramu části aplikace měřící srdeční výdej. Zde procedura začíná vymazáním paměti záznamu teploty tlačítkem *Clear*. Tím se odstraní i záznam diluční křivky z minulého měření a vypočtené CO. Po vyprázdnění paměti se pomocí průměrování teploty určí její výchozí hodnota u cirkulující kapaliny ( $T_b$ ) a uloží se do paměti. To je období, kdy obsluha má čas na přípravu indikačního roztoku. Jakmile je obsluha připravena, stiskne tlačítko *Solve CO* a vstříkne indikátor do katétru.



Obr. 6.6. Měření CO – ukázkou z blokového diagramu

Měření je automatizováno tak, že zaznamenávání diluční křivky pro výpočet jejího integrálu začne v momentě, kdy teplota na termistoru poklesne oproti hodnotě  $T_b$  o 0,4 °C. Poté, co teplota opět vzroste nad tuto hodnotu, se záznam zastaví a dojde k výpočtu CO. Ten je proveden na základě rovnice (2.1), kdy se integrace provede za pomoci bloku pro numerickou integraci lichoběžníkovou metodou.

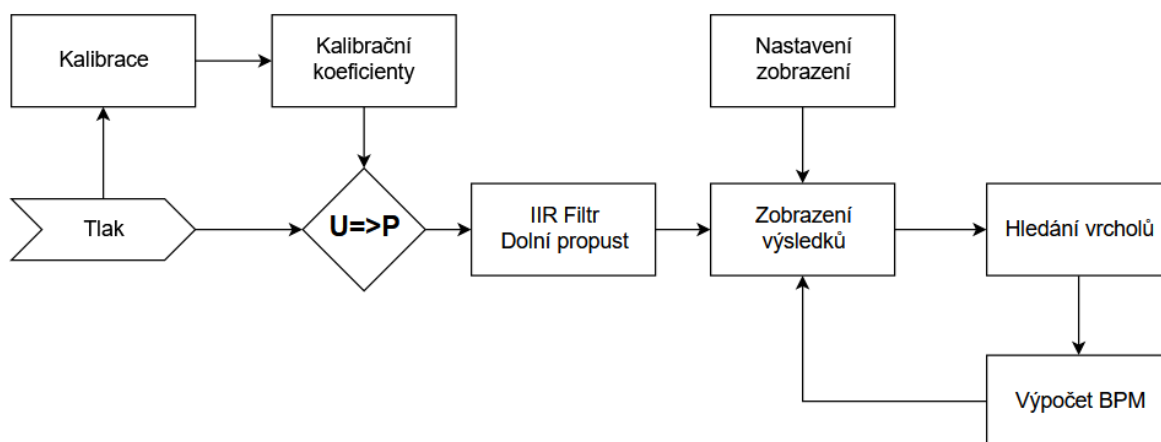
Obr. 6.7. představuje změny teploty v čase během měření CO s nastavením pumpy na hodnotu tepového objemu 20 ml a tepovou frekvencí 60 BPM. Ze záznamu je patrné, že se nejedná o diluční křivku. Ta se získá až odečtením měřené hodnoty od původní teploty krve ( $T_b$ ). Sestupná část křivky odpovídá vstřikování indikátoru, které trvalo přibližně 3,5 s. Pro co možná nejpřesnější měření by se měl indikátor vstříkovat rovnoměrnou rychlostí, a to ideálně po dobu maximálně 4 s.



Obr. 6.7. Záznam teploty z měření CO

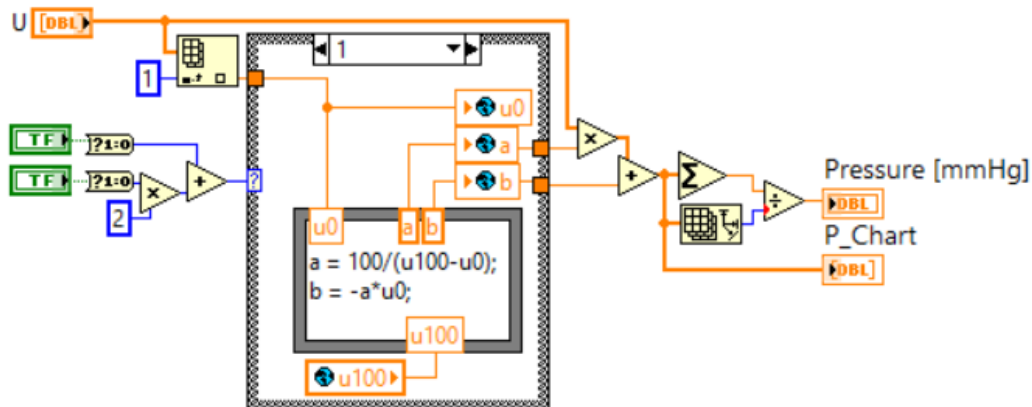
## 6.6 Tlak

Tlak se pomocí tlakového snímače a zesilovače převádí na měřitelné napětí, které bylo přivedeno na vstup DAQ jednotky. Za účelem zobrazení přesné hodnoty tlaku se měřené napětí přepočítává pomocí kalibračních konstant (viz. Obr. 6.8).



Obr. 6.8. Zpracování signálu z tlakoměru – blokové schéma

Měřené napětí se se změnou tlaku mění lineárně, takže pro jeho výpočet stačí aproximace pomocí polynomu prvního řádu, a tedy pouze dvě kalibrační konstanty. Ty je zapotřebí vypočítat před každým měřením znovu pomocí dvou kalibračních tlačítek, které se zmáčknou po přivedení známého tlaku na tlakový snímač. Tlak pro kalibraci lze nastavit pomocí vodního sloupce nebo speciálního kalibračního měřáku, například od firmy Fluke. Výpočet kalibračních konstant probíhá pomocí struktury *Formula Node* v samostatném subVI (Obr. 4.4).



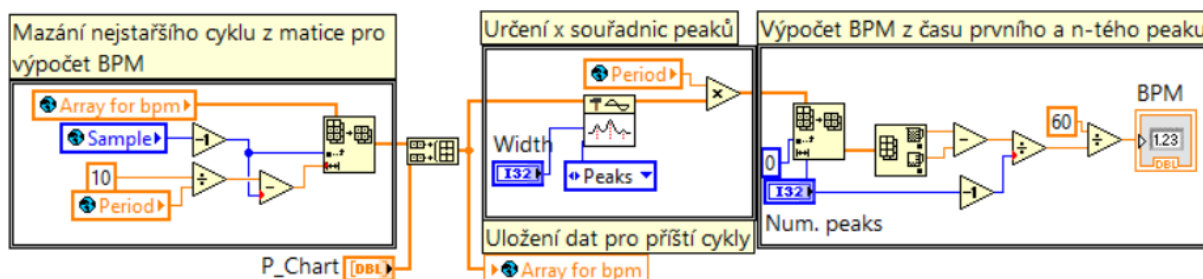
Obr. 6.9. Výpočet tlakových kalibračních konstant

Již upravený signál se odvede do digitálního filtru za účelem odstranění šumu a síťového rušení 50 Hz. Byl použit filtr s nekonečnou impulzní odezvou, jelikož se vyznačuje menší výkonovou náročností při srovnatelné strmosti přechodové charakteristiky. Konkrétně filtr typu Butterworth pracující jako dolní propust, jehož výhoda spočívá v nízkém zvlnění v propustném pásmu. Defaultně se jedná o filtr pátého řádu s kritickou frekvencí 5 Hz.

Následuje přivedení signálu na zobrazovače, a to jak na numerický, uplatňující se především při kalibraci, tak na grafický zobrazující tlakovou křivku. U grafu je na ose x zobrazován čas, který se počítá z pořadí aktuálního měřeného vzorku a nastavené vzorkovací frekvence měření.

## 6.7 Tepová frekvence

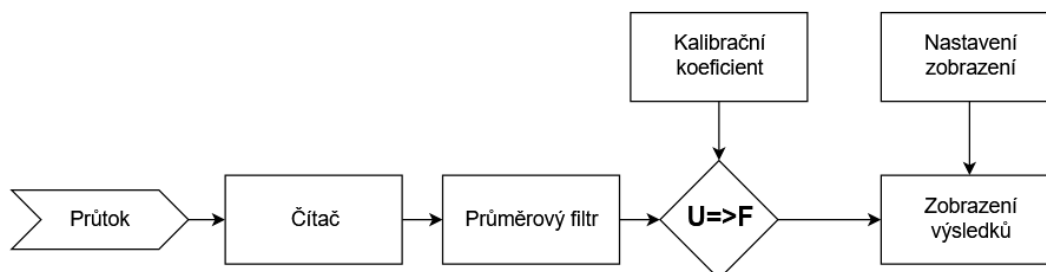
Tlaková křivka se využívá pro výpočet srdeční frekvence za účelem jejího srovnání s nastavením na srdeční pumpě a výpočtu přesnější hodnoty nastaveného minutového výdeje. BPM je počítáno za pomoci určení periody mezi jednotlivými tepe pomocí funkce *Find Peaks*. Tato funkce pracuje na principu hledání lokálních maxim, kdy se definuje minimální rozdíl mezi dvěma po sobě jdoucími vrcholy. Má podobu jednodimenzionální matice, do které se ukládá právě 10 s záznamu tlakové křivky (Obr. 6.10). Matice slouží jako vstup funkce pro hledání vrcholů, která určí vzdálenosti mezi vrcholy. Z nich se následně vypočte průměr pro zpřesnění měření. Počet vrcholů pro výpočet průměrné hodnoty BPM definuje vstupní proměnná *Num Peaks*, přičemž je omezen délkou záznamové matice a nastavené tepové frekvence.



Obr. 6.10. Výpočet BPM

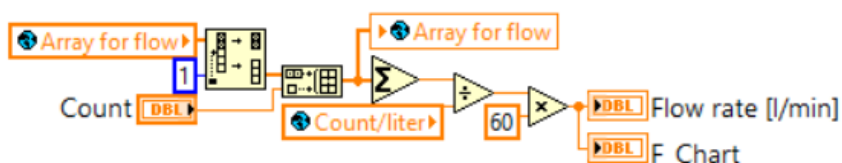
## 6.8 Průtok

Průtokoměr měří množství tekutiny jím protékající pomocí turbíny jejíž otáčky převádí na pulzní napětí. To je po zesílení přivedeno na vstup digitálního čítače DAQ jednotky. Čítač pracuje s desetkrát větší vzorkovací frekvencí než zbylé dva používané analogové vstupy kvůli délce jednotlivých pulzů a jejich spolehlivému zachycení. Pomocí průměrového filtru se určuje počet pulzů za 1/10 s.



Obr. 6.11. Zpracování signálu průtoku – blokové schéma

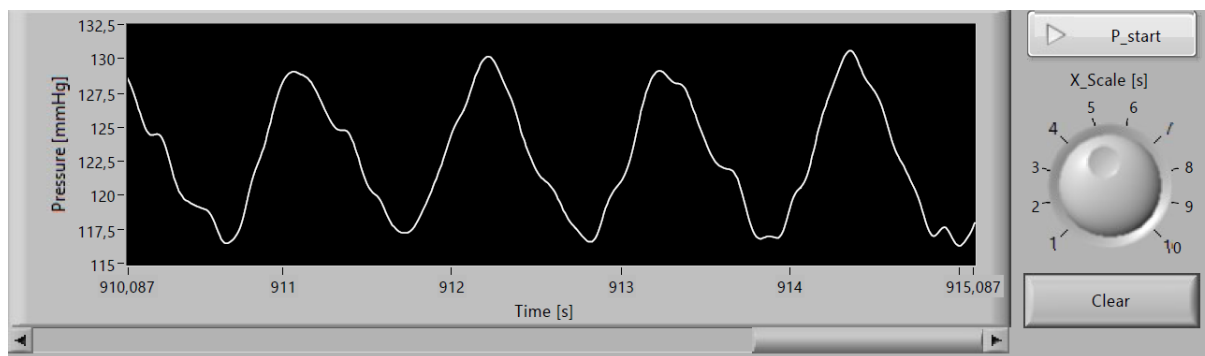
Z naměřeného počtu pulzů se skrze kalibrační konstanty dané výrobcem vypočte minutový průtok pomocí subVI (Obr. 6.12). Za tímto účelem se, podobně jako u výpočtu BPM, využívá záznamová matice definované délky fungující jako buffer. Po provedení výpočtu se hodnota přivádí k numerickému a grafickému zobrazovači pro porovnání s naměřenými hodnotami CO pomocí termodiluční metody.



Obr. 6.12. Přepočet počtu pulzů na minutový výdej

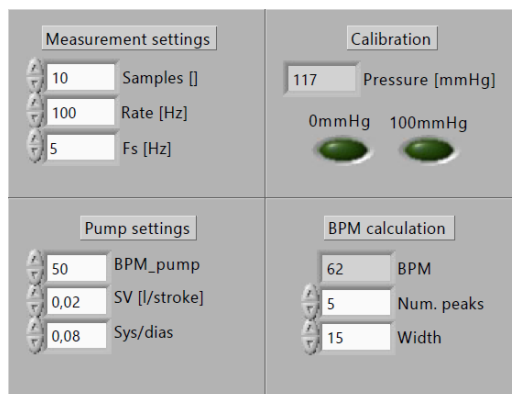
## 6.9 Uživatelské rozhraní aplikace

Pro běžného uživatele je podstatný především čelní panel aplikace, jelikož právě zde bude zadávat a měřit jednotlivé proměnné. Ten se skládá ze tří sekcí rozdělených podle měřené veličiny (**Příloha 1**). Základ každé sekce tvoří graf zobrazující průběh dané veličiny v čase. Jeho ukázkou lze vidět na Obr. 6.13, konkrétně z měření tlakové křivky. Na ose x se zobrazuje reálný čas měření. Ten se přepočítává z pořadí jednotlivých měřených vzorků a nastavené vzorkovací frekvence. Vedle každého grafu nalezneme tlačítko pro spuštění konkrétního měření, otočný knoflík pro změny časového rozsahu zobrazení a tlačítko pro vymazání historie grafu.



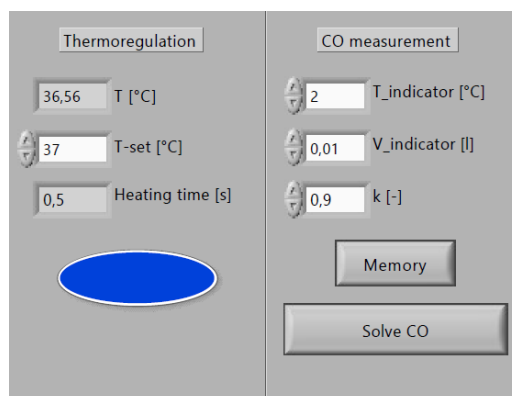
Obr. 6.13. Ukázka z čelního panelu aplikace – grafický zobrazovač tlakové křivky

Zobrazený průběh pulzní křivky odpovídá nastavení pumpy viz. Obr. 6.14 oddíl *Pump settings*. Dále zde lze najít proměnné pro prvotní inicializaci měření jako nastavení vzorkovací frekvence, či nastavení kritické frekvence filtru. Tyto proměnné se nastavují před spuštěním měření a poté už je nelze měnit. Další blok je kalibrační a obsahuje numerický zobrazovač tlaku a kalibrační tlačítka. Poslední oddíl slouží pro zobrazení a nastavení vstupních proměnných pro výpočet BPM. Pro všechna tlačítka, vstupní i výstupní proměnné byla vytvořena podrobná nápověda.



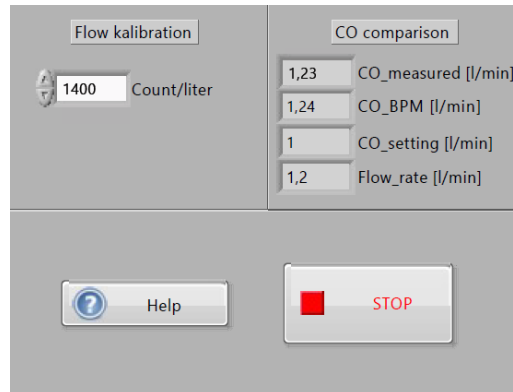
Obr. 6.14. Ukázka z čelního panelu aplikace – Vstupní, výstupní proměnné sekce měřící tlak

Zbýlé dvě sekce mají grafický oddíl totožný s tlakovou sekcí, ale mění se u nich oddíly nastavující vstupní a výstupní parametry měření. U teploty nalezneme nastavení požadované teploty a zobrazování teploty aktuální, určování maximální délky topení a indikátor sepnutí topného tělesa (Obr. 6.15). V sekci dále nalezneme oddíl zprostředkovávající měření srdečního výdeje diluční metodou. Ten konkrétně umožňuje definování vstupních parametrů, spuštění měření a zobrazení diluční křivky.



Obr. 6.15. Ukázka z čelního panelu aplikace – vstupní, výstupní proměnné sekce měřící teplotu

Poslední sekce zpracovává a zobrazuje signál měřený průtokoměrem. Kromě grafického zobrazovače umožňuje také nastavení kalibrační konstanty průtokoměru, jelikož se jedná o průtokoměr pouze orientační, který se před začátkem měření kalibruje. Další oddíl se věnuje závěrečnému porovnání naměřených a vypočtených hodnot minutového výdeje různými metodami. V posledním oddílu je umístěno tlačítko nápovědy a tlačítko zastavující měření.



*Obr. 6.16. Ukázka z čelního panelu aplikace – kalibrační konstanta průtokoměru, porovnávání měřených minutových výdejů, tlačítka pro ukončení programu a vyvolání nápovědy*

## 7 Ověření funkčnosti realizovaného systému

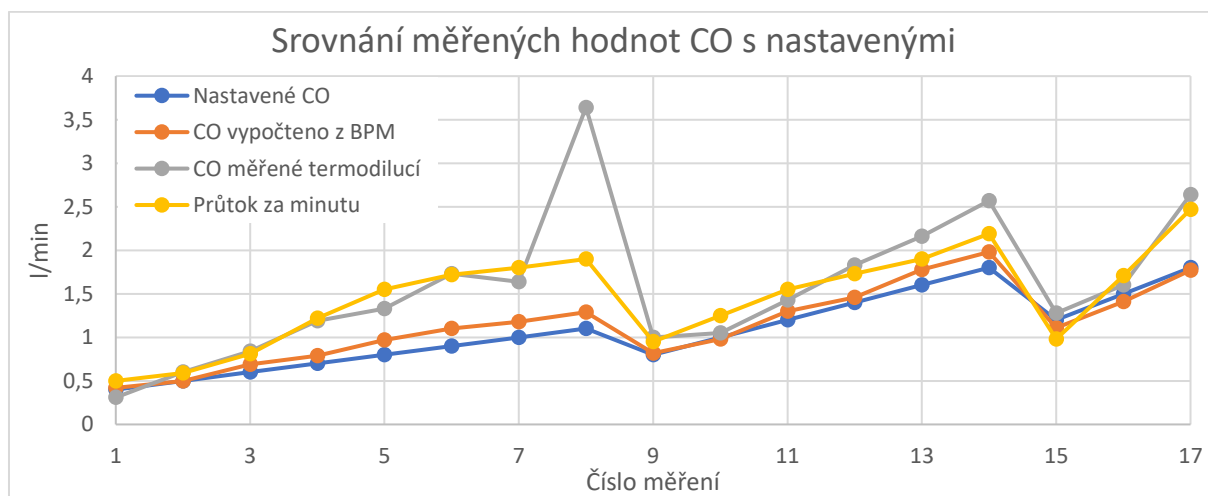
Za účelem otestování funkčnosti vytvořeného KVS modelu i aplikace ovládající tento model a měřící jeho parametry bylo provedeno kontrolní měření. Na krevní pumpě byla udávána různá tepová frekvence od čtyřiceti BPM do hodnoty, při které minutový výdej nepřesáhne 2 l/min. Ta se samozřejmě lišila v závislosti na nastaveném tepovém objemu. Limit průtoku skrz model byl stanoven na hodnotu 2 l/min z důvodu pevnosti tlakové nádoby, maximálního průtoku průtokoměru, tloušťky hadic a subjektivního posouzení obsluhy.

Byla testována těsnost a pevnost fyzického modelu, funkčnost hardwarové části měřícího řetězce a spolehlivost i přesnost softwarové aplikace. Na začátku ověřování proběhla kalibrace při nastavení 50 BPM, tepovém objemu 20 ml/stah, a tedy minutovém výdeji 1 l/min. Konstantní a kalibrační proměnné jsou vyčísleny v Tabulka 7.1. Poté začalo kontrolní měření od nejmenšího tepového objemu 10 ml/stah až po nejvyšší možnou hodnotu, kterou krevní pumpa zvládne, tedy 30 ml/stah.

Tabulka 7.1. Konstanty při kontrolním měření

Proměnná	Hodnota	Jednotka
Systola/diastola	65/35	[%]
Počet vrcholů	5	[-]
Šířka okna	50	[vzorky]
Objem indikátoru	0,01	[l]
Konstanta katétru	0,9	[-]
Konstanta průtokoměru	1400	[-]

Při nastavení nejnižšího tepového objemu bylo měření ukončeno s nastaveným minutovým objemem 1,1 l/min, jelikož se vlivem vysoké tepové frekvence (110 BPM) začala deformovat hadice pro přívod tekutiny do pumpy. V tomto nastavení došlo také při měření termodiluční metodou k nerovnoměrnému vstříknutí indikátoru, což vedlo k výraznému výkyvu naměřeného výsledku směrem nahoru, viz. Obr. 7.1. porovnávající změřené hodnoty CO s nastavenými. Podrobnou tabulku z kontrolního měření lze nalézt v přílohách (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**).



Obr. 7.1. Výstupní graf kontrolního měření porovnávající CO

Z výsledků získaných při kontrolním měření lze vidět rozpor mezi hodnotami nastavenými na pumpě a měřeními pomocí termodiluce a průtokoměru. Naopak hodnoty vypočtené z měřené tepové frekvence kopírují křivku nastavených hodnot jen s mírnými nepřesnostmi způsobenými nastaveným poměrem mezi systolou a diastolou či chybným určením tepové frekvence.

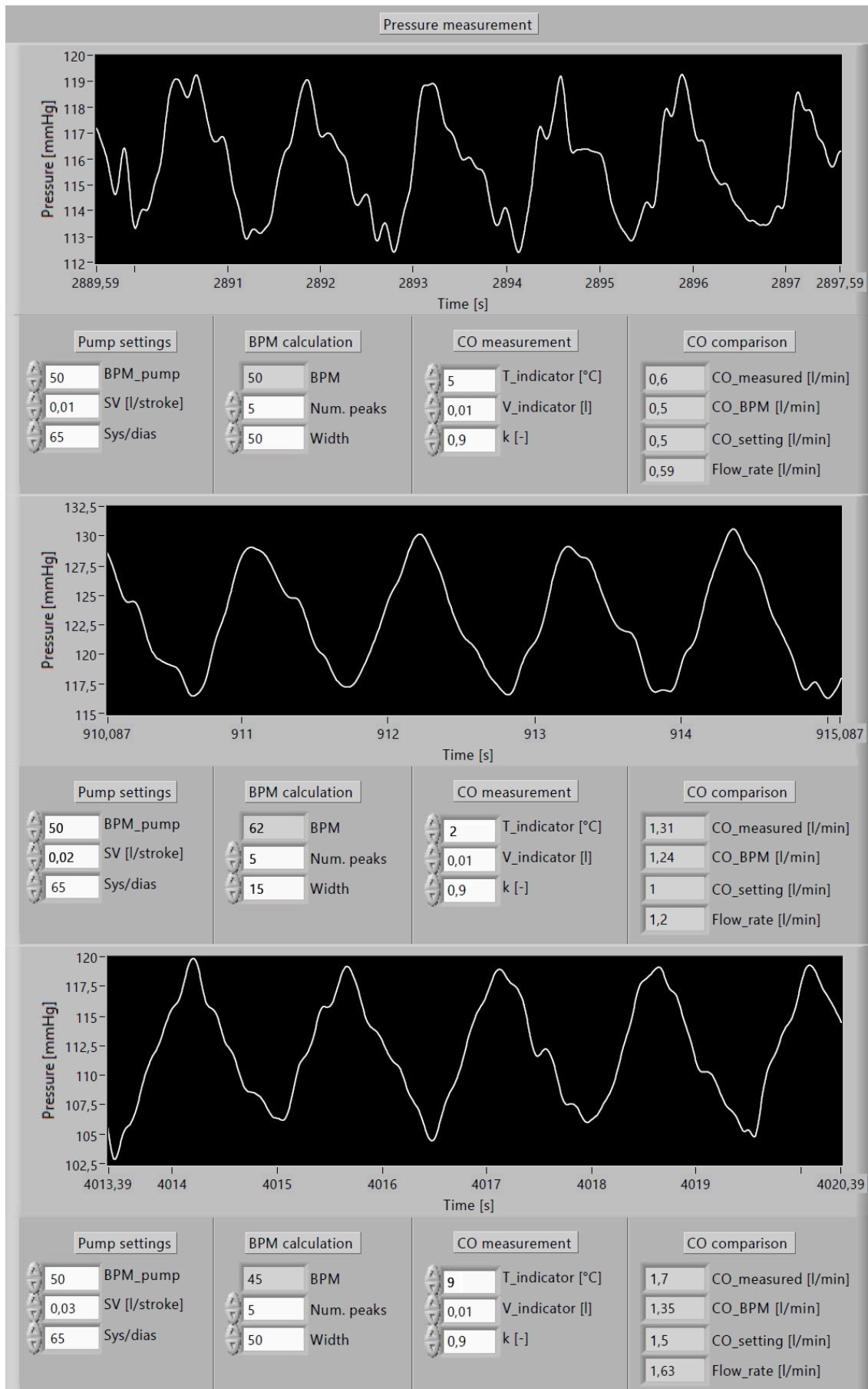
U křivky znázorňující měřený průtok došlo k nevhodné volbě kalibrační konstanty, jelikož svým tvarem kopíruje křivku nastaveného CO. Poslední křivka zobrazuje srdeční výdej měřený termodilucí a vykazuje největší nepřesnosti. Jejich důvodem je nejspíš chybná technika vstřikování indikátoru a změna jeho teploty v průběhu měření. Jako řešení těchto nepřesností klinická praxe doporučuje měření minimálně třikrát opakovat a výsledky průměrovat.

Dalším parametrem, který byl při kontrolním měření zkoumán, byla tlaková křivka. Ta se hodnotila jak z hlediska jejího tvaru, tak hodnot, kterých dosahovala. Na **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** lze vidět naměřené tři tlakové křivky a jejich parametry. Byly zaznamenány při konstantní hodnotě tepové frekvence (50 Hz) a měnil se u nich pouze SV (10, 20 a 30 ml) a tedy i CO (0,5 l, 1 l a 1,5 l/min).

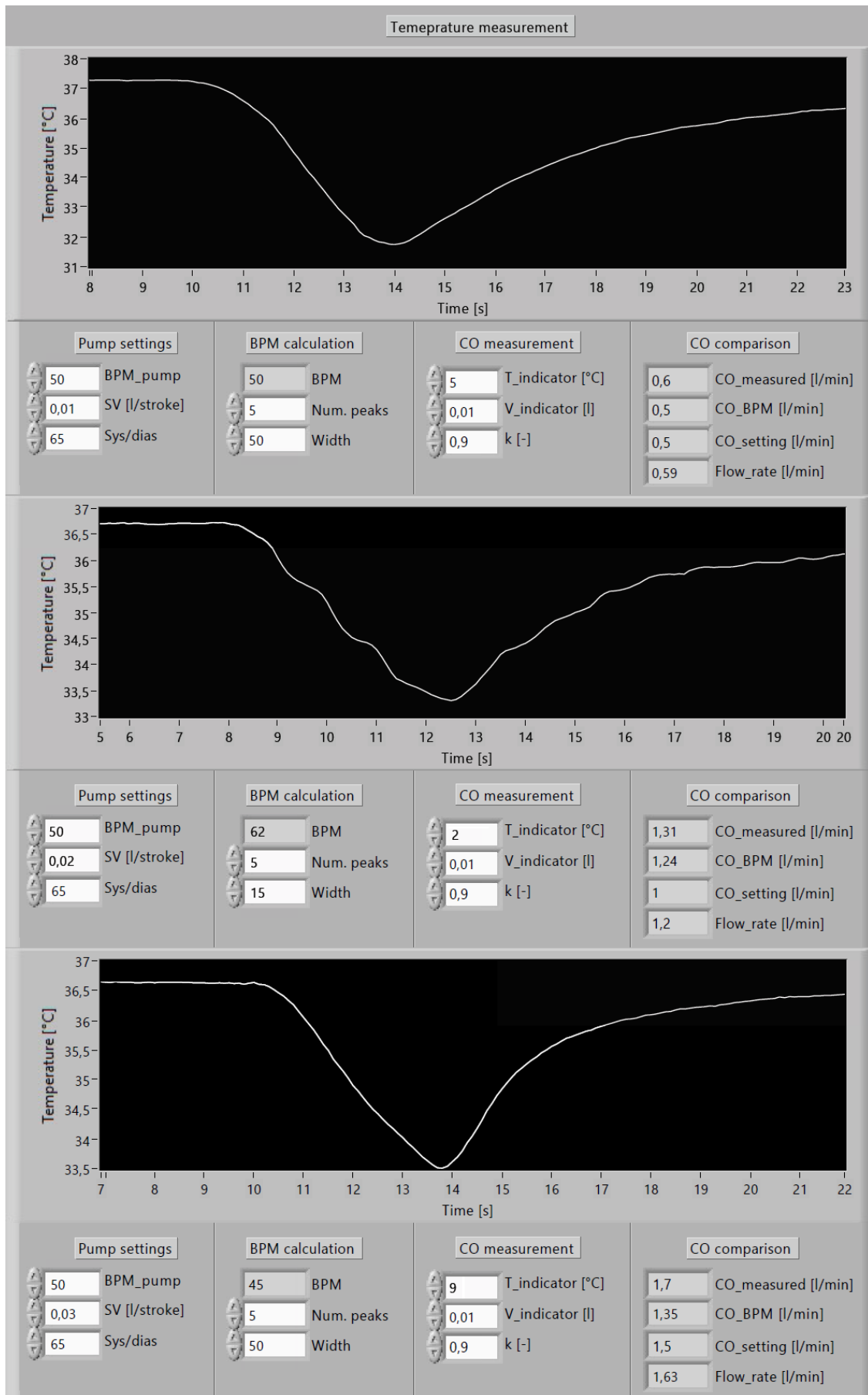
Správným nastavením hadicových tlaček před dialyzátorem byl stanoven cévní odpor na hodnotu, při které systolický tlak dosahoval fyziologických hodnot. Ovšem tlak diastolický a pulzní již reálné nejsou. Způsobuje to nedostatečná compliance tlakové nádoby. Hodnoty pulzního tlaku se zvětšují společně s rostoucím CO, při 1,5 l/min až na 17 mmHg. Změna tvaru pulzní křivky je patrná především u prvního nastavení, kdy nízký srdeční výdej způsobuje, že dochází k jejímu velkému zkreslení. I přes takto zkreslenou křivku dokázal však software vypočítat BPM vcelku spolehlivě.

Při takto nastavených vstupních proměnných byly změřeny i diluční křivky (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**). U těch se zkoumá především jejich tvar, konkrétně ta část, kdy teplota začne opět stoupat na původní fyziologickou hodnotu. Právě v tomto úseku se nejvíce projeví změna průtoku v krevním řečišti, jelikož se tím změní rychlost odplavování indikátoru. To je základem výpočtu CO pomocí diluční metody, tedy nepřímé úměry mezi plochou pod diluční křivkou a srdečním výdejem. U první sestupné části křivky představující vstřikování indikátoru se především sleduje kontinuita dávkování a jeho délka. Tyto vlastnosti by měly být ve všech měřeních totožné a představují hlavní zdroj nepřesností této metody.





Obr. 7.2. Porovnání tlakových křivek v závislosti na změně CO



Obr. 7.3. Porovnání dilučních křivek v závislosti na změně C

## Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout a realizovat fyzický model kardiovaskulárního systému pro simulaci a měření hemodynamických parametrů v těle. Podle provedeného teoretického rozboru a literární rešerše byla jako základ modelu vybrána krevní pumpa od výrobce Harvard Apparatus. Ta plní funkci srdce s možností nastavení tepové frekvence, tepového objemu a poměru mezi systolou a diastolou. Slabinou zvoleného čerpadla je pouze manuální možnost nastavení těchto vlastností.

Fyziologických hodnot tlaků v arteriální části obvodu bylo dosaženo simulací funkce pružníku, tlakovou nádobou z části naplněnou vzduchem, a cévního odporu, pomocí dialyzátoru a hadicových tlaček. Díky tlakové nádobě v kombinaci se silikonovými hadičkami se sice tlaková křivka tvarem blíží křivce reálné, avšak hodnoty pulzního tlaku už nikoli. Možné řešením by spočívalo v použití tlakové nádoby s větším objemem nebo krevní pumpy s větším minutovým výdejem. Hadicové tlačky představují jednoduché řešení nastavení fyziologického systolického tlaku. Tlak se měří pomocí lékařského tlakoměru ARGON DTX plus těsně za tlakovou nádobou. Signál ze snímače se předzpracovává a přivádí na analogový vstup DAQ jednotky ELVIS II a dále do PC k softwarovému zpracování a kalibraci. Z tlakové křivky se dále softwarově počítá hodnota srdeční frekvence a srdečního výdeje na základě nastavení pumpy.

Teplota se zaznamenává pomocí termistoru umístěného na špičce Swan-Ganzova katéru zavedeného v reprezentaci arteriálního řečiště. Získaná hodnota je využita k termoregulaci v obvodu pomocí softwarového řízení a topného tělesa spínaného relém. Zvolené topné těleso bylo příliš silné, takže dochází ke slabému kolísání teploty (po softwarových úpravách asi  $\pm 0,1$  °C). Z teplotní křivky se dále počítá minutový srdeční výdej pomocí diluční metody. Tato metoda vykazovala při kontrolním měření velkou chybovost z důvodu měnící se teploty indikačního roztoku v průběhu měření a jeho technika zavádění náročná na opakované správné provedení.

Posledním senzorem použitým v modelu je průtokoměr od firmy BIO-TECH. Jedná se o jednoduchý turbínový průtokoměr s maximální možností průtoku 3 l/min. Malý průměr jeho přívodu však představuje pro tekutinu takový odpor, že již u 1,5 l/min se dostáváme s tlakem mimo fyziologické hodnoty. Pro správnou funkci vyžaduje i přesnou kalibraci.

Pro řízení modelu a měření jeho vlastností byla vytvořena softwarová aplikace v programu LabView. Ta pracuje v reálném čase, ale umožňuje měřit pouze jednu veličinu najednou. Signály ze senzorů se v aplikaci převádí na úměrné hodnoty hemodynamických parametrů pomocí kalibračních proměnných a dále filtrují. Po filtraci jsou zobrazovány graficky, pro posouzení jejich tvaru, a numericky, pro posouzení jejich velikosti. Každý signál se nakonec převede na veličinu představující průtok v litrech za minutu a tyto hodnoty jsou mezi sebou porovnávány.

Model se ukázal být funkční a spolehlivý pro testované průtoky do 2 l/min. Sensory tlaku a teploty se ukázaly být dostatečně přesné, ale senzor průtoku by bylo vhodně vyměnit za model s větším přívodním kanálem. Softwarová aplikace funguje spolehlivě a obsahuje podrobně popsání návodu. Její nevýhodou představuje nemožnost měřit kontinuálně více signálů. V dalších experimentech by bylo vhodné vyzkoušet úpravu vztahu pro diluční měření CO podle [12]. Vytvořený mode KVS by mohl být dále rozšířen o další senzory zkoumající jiné hemodynamické parametry nebo pro testování jejich neinvazivního měření či testování VAD systémů.

## Použitá literatura

- [1] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [2] PETŘEK, Josef. *Základy fyziologie člověka pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2208-0.
- [3] KITTNAR, Otomar a Mikuláš MLČEK. [i]Atlas fyziologických regulací: 329 schémat.[/i] Praha: Grada, 2009, 316 s. ISBN 978-80-247-2722-6.
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka*. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2111-3.
- [5] 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.
- [6] HAVLÍČKOVÁ, Naděje. Řízení modelu kardiovaskulárního systému pomocí LabVIEW. ČVUT v Praze, 2014. Diplomová práce. ČVUT v Praze. Vedoucí práce Havlík Jan.
- [7] ŠTĚRBA, David. Pulsní model krevního řečiště pro měření PTT [online]. Ostrava, 2015 [cit. 2020-10-25]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/108486>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [8] VILCHEZ-MONGE, Marta, Alejandro TRUQUE-BARRANTES a Gabriela ORTIZ-LEON. Design and construction of a hydro-pneumatic mock circulation loop that emulates the systemic circuit of the circulatory system. In: 2016 IEEE 36th Central American and Panama Convention (CONCAPAN XXXVI) [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 1-6 [cit. 2020-10-26]. ISBN 978-1-4673-9578-6. Dostupné z: doi:10.1109/CONCAPAN.2016.7942336
- [9] D. Telyshev, A. Pugovkin, S. Selishchev, D. Rüschen and S. Leonhardt, "Hybrid mock circulatory loop for training and study purposes," 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT), Yekaterinburg, 2018, pp. 29-32, doi: 10.1109/USBREIT.2018.8384542.
- [10] Pulsatile Blood Pumps. Harvard Apparatus [online]. Cambridge (UK): Harvard Apparatus Limited, c2020 [cit. 2020-11-13]. Dostupné z: <https://www.harvardapparatus.co.uk/catalog/product/view/id/8294/s/pulsatile-blood-pumps/category/515/>
- [11] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 9788024713854.
- [12] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [13] ČERNÝ, Vladimír. *Invazivní hemodynamické monitorování v praxi*. Praha: Grada, 2000. ISBN 8071699942.
- [14] 155374-FCH-m-PP-LC. *BIO-TECH the World of Flow* [online]. 2018 [cit. 2021-04-22]. Dostupné z: <https://www.btflovmeter.com/fileadmin/PDF/Flowmeter/97478617-FCH-m-POM-LC.pdf>
- [15] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. Ilustroval Viktorie VLACHOVÁ. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN 978-80-7300-245-9.

## Seznam příloh

### Tištěné přílohy

<b>Příloha 1:</b> Čelní panel aplikace .....	I
<b>Příloha 2:</b> Tabulka měření srdečního výdeje .....	II

### Přílohy na CD

**Příloha A:** Předzpracování\_signálů\_schéma.sch

**Příloha B:** Model\_KVS.vi

**Příloha C:** BPM\_v1.vi

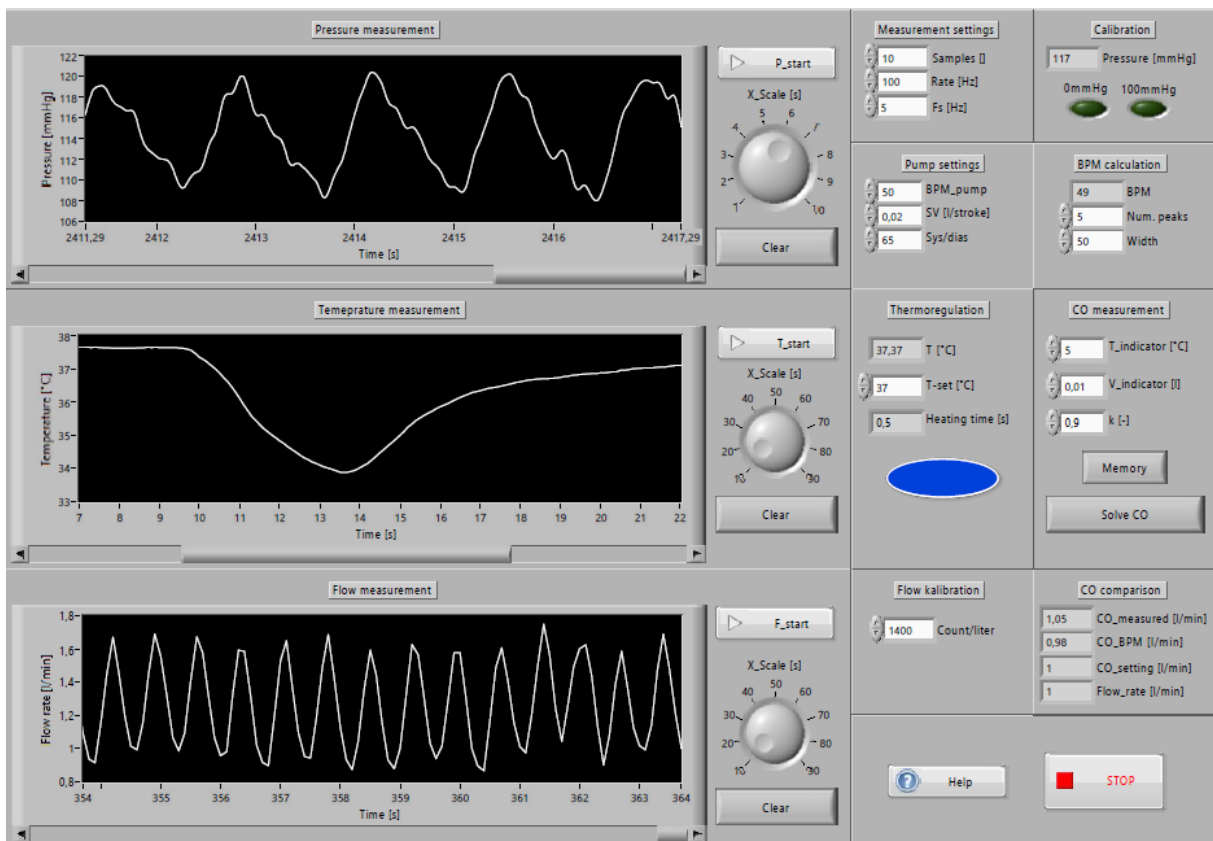
**Příloha D:** Flow\_rate\_v02.vi

**Příloha E:** Termostat\_v1.vi

**Příloha F:** Tlak\_kalibrace\_v1.vi

**Příloha G:** Tlak\_promenne.vi

**Příloha 1: Čelní panel aplikace**



**Příloha 2:** Tabulka měření srdečního výdeje

Měření	Vstupní proměnné				Měřené a nastavené hodnoty CO			
	BPM Nastavené	SV [l/stah]	BPM měřené	Teplota [°C]	Nastavení	BPM	Termodiluce	Průtokoměru
1	40	0,01	42	5	0,4	0,42	0,31	0,5
2	50	0,01	50	5	0,5	0,5	0,6	0,59
3	60	0,01	69	5	0,6	0,69	0,84	0,81
4	70	0,01	79	5	0,7	0,79	1,19	1,22
5	80	0,01	97	5	0,8	0,97	1,33	1,55
6	90	0,01	110	5	0,9	1,1	1,73	1,72
7	100	0,01	118	5	1	1,18	1,64	1,8
8	110	0,01	129	6	1,1	1,29	3,64	1,9
9	40	0,02	41	5	0,8	0,82	1	0,95
10	50	0,02	49	5	1	0,98	1,05	1,25
11	60	0,02	65	5	1,2	1,3	1,43	1,55
12	70	0,02	73	5	1,4	1,46	1,83	1,73
13	80	0,02	89	5	1,6	1,78	2,16	1,9
14	90	0,02	99	5	1,8	1,98	2,57	2,19
15	40	0,03	37	9	1,2	1,11	1,28	0,98
16	50	0,03	47	9	1,5	1,41	1,6	1,71
17	60	0,03	59	9	1,8	1,77	2,64	2,47