



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Demonstrační modul pro měření srdečního
výdeje termodiluční metodou**

**Module for demonstration of cardiac
output measurement by thermodilution
method**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Marek Tošovský

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Václav Ort

Kladno 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Marek Tošovský**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Demonstrační modul pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou**
Téma anglicky: Module for demonstration of cardiac output measurement by thermodilution method

Zásady pro vypracování:

Navrhněte a realizujte zjednodušený model kardiovaskulárního systému s možností měření srdečního výdeje termodiluční metodou s využitím Swan-Ganzova katétru. Realizujte modul pro zpracování signálu ze Swan-Ganzova katétru a pro přenos dat do PC. Dále realizujte software pro zpracování měřených dat a výpočet srdečního výdeje. Funkčnost celé sestavy experimentálně ověřte.

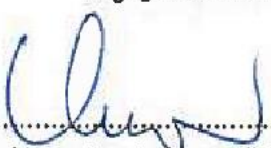
Seznam odborné literatury:

- [1] James M. Levett, Robert L. Replegle, Thermodilution cardiac output: A critical analysis and review of the literature, Journal of Surgical Research, ročník 27, číslo 6, 1979, 392-404 s.
- [2] Lavdaniti M., Invasive and non-invasive methods for cardiac output measurement, International Journal of Caring Sciences, ročník 1, číslo 3, 2008
- [3] Vobecký, J., Záhlava, V, Elektronika, součástky a obvody, principy a příklady, ed. 2, Grada Publishing s.r.o., 2001, ISBN 80-7169-884-9

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Ing. Václav Ort

Konzultant: Ing. Jan Štrobl


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Demonstrační modul pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 15. 5. 2018

.....

Marek Tošovský

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu práce Ing. Václavu Ortovi za jeho vedení a pomoc při řešení problémů, ať už teoretických, nebo těch, které se neočekávaně, jak už to tak bývá, vyskytly při práci v laboratoři. Dále bych rád poděkoval rodičům, bez jejichž podpory by samotné studium na vysoké škole, tedy i napsání této práce, nebylo možné. Práce byla podporována grantem ČVUT v Praze SGS16/258/OHK4/3T/17.

ABSTRAKT

Demonstrační modul pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou

Cílem práce bylo realizovat modul, na kterém bude možné demonstrovat měření srdečního výdeje termodiluční metodou pomocí Swan-Ganzova katetru a ověřit jeho funkčnost. Katetr byl zapojen do můstku a výsledný signál zesílen pomocí přístrojového zesilovače. K převedení dat do počítače byl použit modul Arduino UNO a vyhodnocení dat bylo provedeno v programovacím prostředí MATLAB. Pro ověření funkčnosti modulu bylo provedeno 20 simulovaných měření srdečního výdeje na sestaveném modelu kardiovaskulárního systému. Průměrná relativní přesnost měření byla 11,2 %. Jako reference byl použit průtokoměr. Všechny prvky modulu fungují dle požadavků. Výsledkem je fungující systém, který umožňuje měření průtoku a jeho vyhodnocení pomocí Swan-Ganzova katetru termodiluční metodou.

Klíčová slova

Termodiluce, Srdeční výdej, Swan-Ganzův katetr

ABSTRACT

Module for demonstration of cardiac output measurement by thermodilution method

Main goal of the work was to realize a module on which it is possible to demonstrate the measurement of the cardiac output by the thermodilution method using the Swan-Ganz catheter and to verify its functionality. The catheter was connected into the bridge, and the resulting signal was amplified by an instrument amplifier. The Arduino UNO module was used to transfer the data to the computer, and data evaluation was accomplished in the MATLAB programming environment. To verify the functionality of the module, 20 simulated cardiac output measurements were performed on a built model of the cardiovascular system. Average relative error of measurements was 11.2%. As a reference, a flowmeter was used. All parts of the module work as required. The result is a system that allows flow measurement and its evaluation using Swan-Ganz's catheter by thermodilution method.

Keywords

Thermodilution, Cardiac output, Swan-Ganz catheter

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	11
1.1 Přehled současného stavu.....	11
1.2 Cíle práce.....	12
2 Metody	13
2.1 Srdeční výdej a jeho měření	13
2.1.1 Stewart-Hamiltonova metoda měření srdečního výdeje.....	13
2.1.2 Swan-Ganzův katetr	18
2.2 Přístrojový zesilovač	18
2.2.1 Zapojení Wheatstonova můstku k přístrojovému zesilovači.....	19
2.3 Praktická část.....	20
2.3.1 Modul pro záznam signálu z katetru	21
2.3.2 Model kardiovaskulárního systému.....	24
2.3.3 Konstrukce a vnitřní uspořádání výrobku	27
2.3.4 Záznam a zpracování termodilučních křivek	29
3 Výsledky	32
3.1 Kalibrace termistoru katetru a průtokoměru	32
3.2 Termodiluční křivky při simulovaném měření CO	33
3.3 Vyhodnocení termodilučních křivek	36
3.4 Řízení teploty okruhu	37
4 Diskuse	38
4.1 Termistor v katetru	38
4.2 Kalibrace průtokoměru.....	38
4.3 Řízení vytápění.....	38
4.4 Termodiluční křivky.....	39
4.4.1 Záznam termodilučních křivek.....	39
4.4.2 Zpracování a vyhodnocení termodilučních křivek.....	39
4.5 Přenos signálu do PC.....	41
4.6 Zhodnocení konstrukce výrobku	41
4.7 Shrnutí funkčnosti celého výrobku	42

5 Závěr	44
Seznam použité literatury	45
Příloha A: Seznam elektronických součástí a komponentů	50
Příloha B: Fotodokumentace výrobku.....	51
Příloha C: Ukázka termodilučních křivek	53
Příloha D: Výsledky získané v rámci semestrální projektu.....	54
Příloha E: Úplná sada dat vyhodnocení termodilučních křivek	55
Příloha F: Obsah přiloženého CD	57

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
V_0	l	Objem vstříknutého bolusu
V_1	l	Objem rozředěného indikátoru
C_0	g/l	Koncentrace vstříknutého indikátoru
C_1	g/l	Koncentrace rozředěného indikátoru
q	l/min	Průtok
CO	l/min	Srdeční výdej
V	l	Objem proteklé krve
t	s	Čas průtoku krve
t_t	s	Čas průtoku indikátoru (transfer time)
$c(t)$	g/l	Časově zprůměrovaná koncentrace
T_0	°C	Teplota bolusu
σ_0	J/kg·K	Měrná tepelná kapacita bolusu
ρ_0	kg/m ³	Hustota bolusu
T_B	°C	Teplota krve
σ_B	J/kg·K	Měrná tepelná kapacita krve
ρ_B	kg/m ³	Hustota krve
Q_0	J	Záporné teplo bolusu
T_1	°C	Teplota krve ochlazené bolusem
K_1	(-)	Korekční konstanta
K_2	(-)	Korekční konstanta
R_{gain}	$\Omega/k\Omega$	Rezistor pro nastavení zisku přístrojového zesilovače
U_{CM}	V	Common-mode voltage
CMR	(-)	Common-mode ration
A_D	(-)	Zesílení užitečného diferenciálního napětí
A_{CM}	(-)	Zesílení CM složky napětí
$R_{(\dots)}$	$\Omega/k\Omega$	Odpor rezistoru, nebo potenciometru
$U_{(+)}$	V	Napětí na neinvertujícím vstupu přístrojového zesilovače
$U_{(-)}$	V	Napětí na invertujícím vstupu přístrojového zesilovače
U_A	V	Napětí na můstku v místě uzlu A
U_B	V	Napětí na můstku v místě uzlu B
$I_{(\dots)}$	A	Proud
U_{AB}	V	Napětí na můstku mezi body A, B

$T_{(\dots)}$	$\Omega/k\Omega$	Termistor
$P_{(\dots)}$	$\Omega/k\Omega$	Potenciometr
G	(-)	Zesílení
$C_{(\dots)}$	F	Kapacita kondenzátoru
f_0	Hz	Mezní frekvence
U_{T2}	V	Napětí na termistoru řízení vytápění
U_{DSS}	V	Napětí mezi elektrodou Drain a Source
I_D	A	Proud přes elektrodu Drain
U_{GS}	V	Prahové napětí MOSFETu
D	(-)	Střída
PW	s	Šířka pulzu
t_p	s	Délka periody pulzu
t_k	°C	Teplota kalibrace
f_p	Hz	Frekvence signálu průtokoměru
Δ_M	(dle vstupu)	Absolutní chyba měření
δ_M	%	Relativní chyba měření

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
SGK	Swan-Ganzův katetr
CO	Srdeční výdej (cardiac output)
PAC	Katetrizace plicních žil (pulmonary artery catheterization)
TM	Termodiluční metoda
PZ	Přístrojový zesilovač
OZ	Operační zesilovač
CMRR	Common-mode rejection ratio
CM	Common-mode
CMR	Common-mode ratio
DC	Stejnoseměrný proud (direct current)
GND	Virtuální zem (ground)
AC	Střídavý proud (alternating current)
PWM	Pulzní šířková modulace (pulse width modulation)
MOSFET	Metal-oxide-semiconductor field-effect transistor

1 Úvod

Tato práce se zabývá vytvořením modulu pro záznam a zpracování signálu ze Swan-Ganzova katetru (SGK), který je určen k měření srdečního výdeje (CO), sestavením modelu kardiovaskulárního systému, na kterém bude možné provést simulované měření CO a následně vyhodnocením získaných termodilučních křivek.

1.1 Přehled současného stavu

Srdeční výdej je jedním ze základních ukazatelů stavu hemodynamiky v těle pacienta. Sleduje se zejména u pacientů v kritickém stavu na jednotkách intenzivní péče nebo u pacientů při operaci s vysokým rizikem komplikací u kterých se očekává kolísání objemu tělních tekutin spojených s možností krvácení, tedy nestálou hemodynamikou [1, 2, 3]. CO nemůže být měřen klinickým vyšetřením ani rutinním odhadem, proto je třeba použít specializovanou metodu [3]. Jedna z přesných a široce užívaných metod pro měření CO je termodiluční metoda. Nazývá se také „zlatým standardem“, protože poskytuje konstantní a relativně přesné údaje [2]. Na fakultě není v současné době žádný přístroj pro demonstraci principu měření CO pomocí termodiluční metody, na kterém by bylo možno v rámci výuky názorně předvést měření CO termodiluční metodou.

Termodiluční metoda je invazivní metodou měření CO. I přes tuto nevýhodu, kdy je pacienta pro měření nutné katetrizovat, zůstává široce užívaná [2]. K měření se běžně využívá SGK. Pro měření CO můžeme využít i jiných metod, ty ale mohou být nepřesné, náchylné na chybu operátora, nepodávají konzistentní výsledky, nebo jsou v některých případech, v porovnání s SGK, diskomfortní pro pacienta [2, 3, 4]. Měření termodiluční metodou tyto problémy nemá, nebo jsou přítomny v tolerovatelné míře [5]. Na dobrou pozici termodiluční metody v klinické praxi ukazuje i používání modifikovaných metod tohoto měření. Běžné je měření přes pravou část srdce katetrizací plicních arterií (PAC) přes horní dutou žílu, ale i katetrizací horní duté žíly a některé distální artérie v těle. Tato metoda se jmenuje transpulmonární a její přesnost je srovnatelná s PAC [6, 7]. Na principu termodiluční metody lze pomocí speciálního katetru měřit i kontinuální CO. Tato metoda není tak přesná, ale má výhodu v kontinuálním poskytování dat [8, 9]. Zdá se, že tedy i přes překotný vývoj nových metod, zůstane ještě nějakou dobu termodiluční metoda „zlatým standardem“ měření CO [1, 2, 3].

Cílem této práce je sestavit model kardiovaskulárního systému, na kterém bude možno simulovat měření CO termodiluční metodou, pomocí SGK, vytvořit modul pro záznam a zpracování signálu z SGK a jeho převedení do počítače a vyhodnotit naměřené termodiluční křivky.

1.2 Cíle práce

Cílem práce je vytvořit model kardiovaskulárního systému, na kterém bude možné provádět měření CO pomocí SGK termodiluční metodou. Dále navržení a vytvoření modulu pro přenos signálu z SGK do počítače a zpracování software k vyhodnocení naměřených termodilučních křivek

2 Metody

Praktická část bakalářské práce zahrnuje sestavení demonstračního modulu pro měření srdečního výdeje pomocí SGK termodiluční metodou (TM). K vytvoření funkčního modulu bylo nutné získat základní znalosti principu TM měření CO a ty poté aplikovat při vyhodnocení termodilučních křivek.

2.1 Srdeční výdej a jeho měření

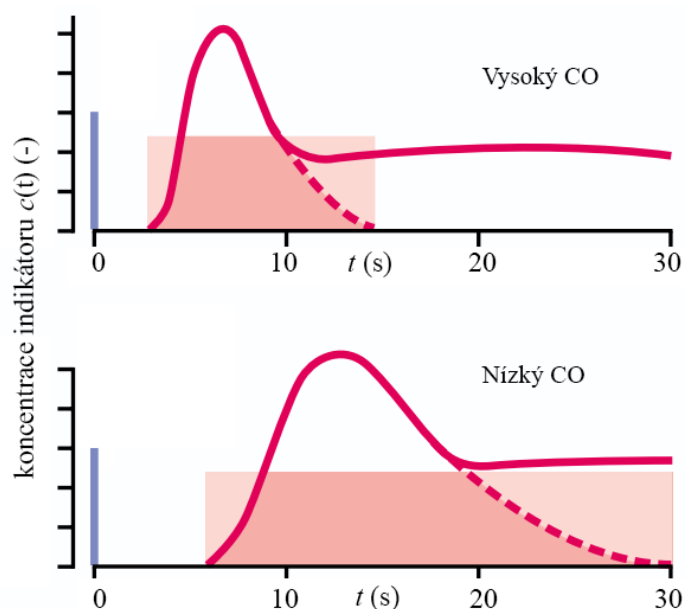
Sledování a úprava hemodynamiky je základní terapie u kriticky nemocných pacientů. Při nedostatečném objemu tekutin v oběhu dochází k šoku a snížení prokrvení tkání, stejně jako k snížení krevního tlaku. K sledování hemodynamiky v těle je obecně používáno měření CO. Objem krve, který je vypuzen z levé komory do krevního oběhu za jednotku času je definován jako CO [10]. Ten je základním ukazatelem sledovaným u pacientů s předpokládanými výkyvy hemodynamiky. Jedná se hlavně o pacienty podstupující rizikové operace, pacienty na anesteziologicko-resuscitačních odděleních [3] a jednotkách intenzivní péče. Právě CO je považován za jeden z nejdůležitějších parametrů pro sledování funkce srdce [2].

Metody měření CO lze rozdělit na dvě základní kategorie: invazivní a méně neinvazivní až neinvazivní měření. Mezi invazivní patří klasická Fickova metoda a TM, protože vyžadují PAC. V případě Fickovy metody k měření koncentrace kyslíku v promíchané žilní krvi, v případě TM k měření změny teploty krve při průchodu bolusu [2]. Méně invazivních až neinvazivních metod je více a k provedení mohou některé vyžadovat zásah do pacienta, například napojení na centrální cévní systém. Příkladem neinvazivních metod může být parciální recirkulace oxidu uhličitého, která při měření využívá Fickův princip, dále měření elektrické bioimpedance hrudníku a transesophageální echokardiografie. Mezi mírně invazivní se řadí ezofageální dopplerovské měření CO, diluce lithných iontů a v neposlední řadě pulsní konturní analýza. Některé metody jsou ve stádiu klinického nasazení, jiné ve stádiu testování [1, 2, 3]. I přes možnost volby z velkého množství metod měření CO, je TM stále považována za zlatý standart, protože poskytuje, relativně k jiným metodám, stále a dostatečně přesné výsledky [3, 2].

2.1.1 Stewart-Hamiltonova metoda měření srdečního výdeje

Základ pro měření srdečního výdeje pomocí indikátor-diluční metody zformuloval G. N. Stewart [11]. Navrhl, že pokud je do krevního řečiště kontinuálně přiváděn roztok o známé koncentraci, je možné, měřením ustálené křivky koncentrace níže po proudu, určit průtok, tedy CO. Ten bude nepřímo úměrný naměřené koncentraci. Podmínkou je dát roztoku dostatek času k diluci. Později upozoroval, že lze měřit průtok i při rychlém

podání malého množství roztoku. Průměrná rychlost podání roztoku vydělená průměrnou naměřenou koncentrací po proudu pak odpovídá CO. W. F. Hamilton dále rozpracoval tuto metodu a zjistil, že se křivka koncentrace nevrací k nule, ale podstupuje druhý, menší nárůst. Důvodem je rychlá recirkulace neznámého množství roztoku v oběhu. K odstranění vlivu recirkulace na měření navrhl extrapolovat křivku diluce k nule s použitím exponenciální funkce. Validita tohoto návrhu byla ověřena na mechanických modelech a při animálních experimentech. Metoda vstříknutí malého množství bolusu s exponenciální extrapolací naměřené koncentrace se začala nazývat Stewart-Hamiltonova metoda. K diluci se používaly různé indikátory. Například koncentrovaný fyziologický roztok, který mění konduktivitu krve nebo barviva, která mění optické vlastnosti krve [12]. V dnešní praxi se nejčastěji používá bolus studeného 0,9% fyziologického roztoku, nebo 5% roztok dextrózy a měří se teplotní změny v řečišti [13].



Obr. 2.1: Typické diluční křivky při měření CO. Pro vysoký CO je časově zprůměrovaná koncentrace $c(t)$ a transitní čas t_i nižší než pro nízký CO. Přerušovanou čarou je naznačena extrapolace exponenciály pro eliminaci chyby způsobené recirkulací. (zdroj: [14], upraveno autorem)

Pokud vyjádříme Stewart-Hamiltonovu metodu pomocí rovnice, vycházíme z poznatku, že množství vstříknutého indikátoru V_0 o koncentraci C_0 se rozředí do krve o objemu V_1 s výslednou koncentrací indikátoru C_1 . Krevní oběh můžeme považovat za uzavřený systém. Množství indikátoru je tedy konstanta, potom

$$V_1 \cdot C_1 = V_0 \cdot C_0 \quad (2.1)$$

Pokud požadujeme matematické vyjádření CO, musíme na něj pohlížet jako na fyzikální veličinu průtoku q . Ta je vyjádřena jako objem média, který proteče určeným průřezem

za zvolenou časovou jednotku. Pokud tedy prohlásíme, že $CO = q$, tak můžeme CO vyjádřit jako

$$CO = \frac{V}{t} \quad (2.2)$$

kde V je objem krve, který proteče srdcem za dobu t [15]. S definovaným průtokem z rovnice (2.2) upravíme rovnici (2.1) aby vyjadřovala CO jako

$$CO = \frac{V_1}{t_t} = \frac{C_0 \cdot V_0}{C_1 \cdot t_t} \quad (2.3)$$

kde t_t je čas průchodu bolusu okolo detektoru. Platí tedy nepřímá úměrnost, mezi CO ku koncentraci C_1 dilutovaného indikátoru a času jeho transitu. Při poklesu C_1 tedy musí docházet k navýšení V_1 , tedy CO , protože C_0 a V_0 jsou konstanty. Rychlejší pohyb krve o daném objemu V_1 reflektuje zkrácení času transferu bolusu t_t . Teoreticky by měřená koncentrace C_1 měla vykazovat skokovou změnu. V praxi ale vypadá změna C_1 tak, jak je uvedeno na obrázku 2.1. To je způsobeno prostředím, v němž probíhá měření. Příkladem může být laminární proudění krve, tedy proudnice blíže ke středu jsou větší, některé cirkulační trasy jsou delší než jiné, diluce probíhá kontinuálně od vstřiku indikátoru až po jeho záznam a další. Nahrazením stálé koncentrace C_1 časově zprůměrovanou koncentrací $c(t)$ dostáváme rovnici (2.4), která započítává tyto fyziologické parametry.

$$CO = \frac{C_0 \cdot V_0}{\int_{t_t} c(t) dt} \quad (2.4)$$

Rovnice v tomto tvaru je obecně užívána k výpočtu CO pomocí Stewart-Hamiltonovi metody, reflektující všechny výše uvedené trendy diluční křivky. Pro rovnici (2.4) se obecně používá označení Stewart-Hamiltonova rovnice [13].

Termodiluční metoda měření srdečního výdeje

TM je invazivní metodou měření CO . K měření je nutné pacientovi zavést SGK pomocí PAC. Jako indikátor se používá 0,9% fyziologický roztok, nebo 5% roztok dextrózy o známé teplotě, nejčastěji pokojové, nebo 0 °C. K vyhodnocení se používá upravená Stewart-Hamiltonova rovnice, kde je změna koncentrace nahrazena změnou teploty [13]. Tato metoda je v některých případech považována za nebezpečnou z důvodu komplikací způsobených katetrizací [16]. To je argument často používaný pro opuštění metody a nahrazení za některou méně invazivní. Jiné studie ale ukazují, že i přes problémy, které katetrizaci provází, není úmrtnost katetrizovaných pacientů vyšší [17, 18]. Některé dokonce naznačují, že díky informacím z katetru má pacient větší šanci na přežití [19].

Při úpravě Stewart-Hamiltonovi rovnice pro měření CO pomocí TM vycházíme ze zákona zachování energie. Krevní řečiště považujeme za termodynamicky izolovaný systém. Máme bolus indikátoru o teplotě T_0 měrné tepelné kapacitě σ_0 , hustotě ρ_0 a krev v oběhu o teplotě T_B , měrné tepelné kapacitě σ_B a hustotě ρ_B . Bolus má objem V_0 a relativně k teplotě krve, nese záporné teplo Q_0 .

$$Q_0 = V_0 \cdot \sigma_0 \cdot \rho_0 \cdot (T_B - T_0) \quad (2.5)$$

Při vstříknutí se bolus smíchá s proudící krví o objemu V_1 a ochladí ji na teplotu T_1 . Pokud je dodržena podmínka izolovaného systému, tak platí

$$V_0 \cdot \sigma_0 \cdot \rho_0 \cdot (T_B - T_0) = V_1 \cdot \sigma_B \cdot \rho_B \cdot (T_B - T_1) \quad (2.6)$$

Roztok proudí okolo termistoru katetru, který zaznamená změnu teploty a čas průchodu bolusu t_i . Pokud upravíme rovnici (2.6) ve stejném duchu jako rovnici (2.1) dostaneme rovnici pro výpočet CO

$$CO = \frac{V_1}{t_i} = \frac{V_0 \sigma_0 \rho_0 (T_B - T_0)}{t_i \sigma_B \rho_B (T_B - T_1)} \quad (2.7)$$

kde jsou změna teploty $T_B - T_1$ a čas transferu bolusu t_i nepřímo úměrné CO . Stejně jako v případě rovnice (2.4), kde C_1 z důvodu vlivu prostředí nevykazuje skokovou změnu, nebude ani měřená změna teploty $T_B - T_1$ skoková. Změna v teplotě krve v daném čase pak odpovídá

$$\Delta T_B(t) \cong T_B - T_1(t) \quad (2.8)$$

Potom můžeme rovnici (2.7) upravit časově zprůměrovanou změnou teploty jako

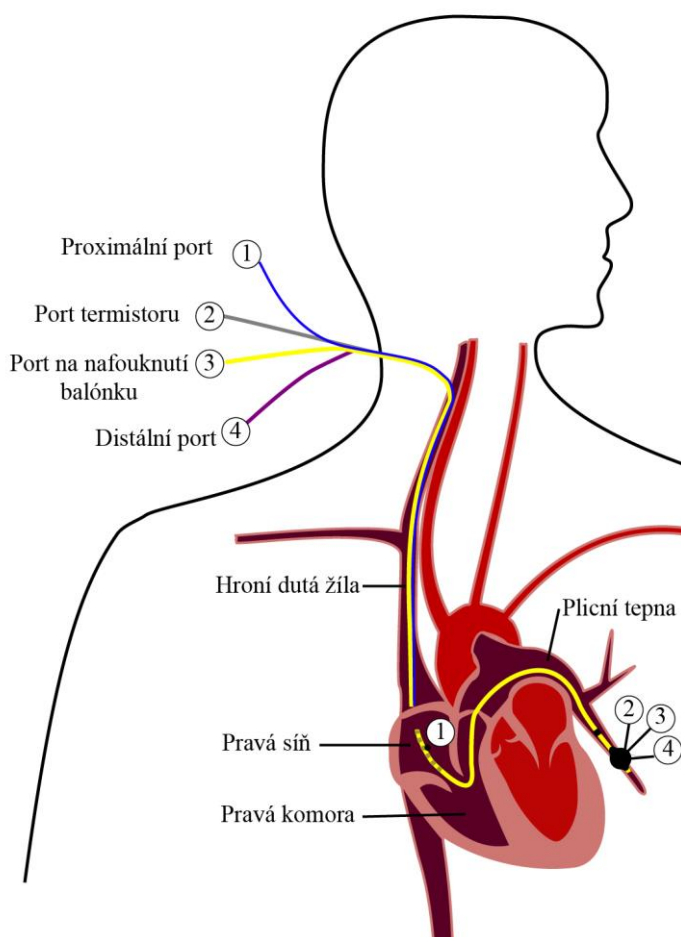
$$CO = \frac{V_1}{t_i} = \frac{V_0 \cdot (T_B - T_0)}{\int_{t_i} \Delta T_B dt} \cdot \frac{\sigma_0 \cdot \rho_0}{\sigma_B \cdot \rho_B} \quad (2.9)$$

Poměr hustoty a měrné tepelné kapacity krve a bolusu je nazýván konstantou K_1 . Ta opravuje chybu rozdílných fyzikálních vlastností těchto látek. Například pro 9% fyziologický roztok je hodnota K_1 rovna 1,10. Změny teplot jsou ale velmi malé, v rozmezí od 0,5 do 1 °C, proto i při zanedbání této konstanty dochází k chybě odhadu maximálně 2 %. [13, 14]

Nepřesnosti termodiluční metody

Při použití TM si je třeba uvědomovat faktory, které mohou zanášet chyby do měření. Z důvodu malý teplotních změn, které musí katetr zaznamenat, je metoda náchylná na rušení teplotním šumem. Proto i malá nepřesnost může vést k velkým chybám v odhadovaném CO.

Pro správný odhad CO je nutné znát přesné parametry vstříknutého bolusu. Například, pokud by bylo vstříknuto místo 10 ml bolusu jen 9 ml, potom by byl CO nadhodnocen zhruba o 11 %. Dalším důležitým faktorem je teplota bolusu. Pokud by nebyla přesně změřena, pak na každý 1 °C v rozmezí 0–4 °C připadá chyba 3 %. Dalším problémem je přenos tepla z bolusu do okolí při transferu katetrem. Konečná teplota bolusu je poté vyšší než teplota naměřená před vstříknutím. To může vést, v krajních situacích, k nadhodnocení CO až o 20 %. Při rychlém vstříknutí bolusu, ale lze tuto chybu minimalizovat. V klinické praxi se první měření nezapočítává, protože je z tohoto pohledu nejnáchylnější k chybě. V některých případech však tuto nepřesnost nelze přehlížet. Pokud ale známe intraluminální povrch katetru, jeho mrtvý prostor, objem bolusu, rozdíl teplot krve a bolusu a rychlost podání je tato chyba snadno předvídatelná. Takto započítané ztráty se vyjádří konstantou K_2 . Ta bývá tabelována v příručce katetru. Tato konstanta také většinou obsahuje člen, který převádí CO z jednotek ml/s na l/min, které se používají v klinické praxi.



Obr. 2.2: Katetrizace plicní tepny za použití Swan-Ganzova katetru při měření CO termodiluční metodou (zdroj: [20], upraveno autorem)

Při vyhodnocení křivek je důležité před výpočtem exponenciálně extrapolovat termofilní přímkou. Díky velkému šumu, snadné recirkulaci, akumulaci záporného tepla do okolní tkáně a posunu teploty krve by při nedodržení docházelo k velkým chybám měření, viz obrázek 2.1. [13]

2.1.2 Swan-Ganzův katetr

Zavádění SGK pomocí PAC je běžnou praxí při měření hemodynamiky pacienta. Výhodou je, že SGK není nutné při katetrizaci kontrolovat rentgenem. Jeho poloha se odvozuje z tlakových změn na konci katetru a naváděn je pomocí inflačního balónku.

Katetr obsahuje 4 porty tak jak je znázorněno na obrázku 2.2. Proximální port (1) slouží k měření tlaku v pravé síni a k aplikaci studeného bolusu při měření CO. Přes port termistoru (2) se katetr připojuje k zařízení pro záznam změny teploty při měření CO. Inflační pot (3) slouží k nafouknutí a vyfouknutí naváděcího balónku. Distální port (4) můžeme použít k měření tlaku v plicnici, případně k odběru krve. Porty jsou barevně označeny a popsány. Samotný termistor je na distální části katetru, v jeho špičce. Z údajů získaných pomocí SGK můžeme určit CO, velikost tepového objemu, systémovou a plicní vaskulární rezistenci, dále tlak v plicnici, který dokáže odhalit přítomnost plicní hypertenze a může zpřesnit příčinu levostranného srdečního selhání. [21]

2.2 Přístrojový zesilovač

Přístrojový zesilovač (PZ) je rozdílový zesilovač napětí uzpůsobený pro přesná měření při ztížených podmínkách získu užitečné části signálu. PZ má vysokou vstupní impedanci, protože impedance zdroje může být nestálá. Dále hodnota vstupního klidového proudu je malá, aby bylo možné vyrovnávat změny v impedanci zdroje. PZ má přesně vybalancované diferenciální vstupy a vysokou hodnotu potlačení složky signálu, která je na obou vstupech stejná (CMRR, common-mode rejection ratio), pro potlačení šumu a nestability země. Stálost je zaručena také při změně podmínek, například teploty nebo napájecího napětí. Všechny komponenty PZ jsou umístěny ve společném pouzdře s výjimkou jediného rezistoru pro nastavení zesílení R_{gain} . To umožňuje zpřesnění výroby PZ, garantovat přesnost použitých rezistorů, které bývají vypalovány laserem a zjednodušit aplikaci PZ v praxi. Nevýhodou PZ je jejich určení pouze na jeden úkol. Na zesílení napětí. Pro jakékoliv jiné úkoly, například integraci, diferenciaci a jiné, je nutné použít operační zesilovače (OZ). [22]

Poměr mezi zesílením složky signálu, která je na obou vstupech stejná, U_{CM} z anglického common-mode (CM), a zesílením užitečného, rozdílného signálu je obecně označován jako CMR (Common-mode ratio). Vypočte se jako

$$CMR = \frac{A_D}{A_{CM}} \quad (2.10)$$

kde A_D je zesílení užitečné složky a A_{CM} je zesílení CM složky. V praxi se spíše používá hodnota $CMRR$ (Common-mode rejection ratio), která je logaritmickeou funkcí CMR . $CMRR$ z CMR vypočteme

$$CMRR = 20 \log_{10}(CMR) \quad (2.11)$$

Výsledné potlačení CM signálu oproti užitečnému signálu je pak vyjádřeno v dB [23]. Například při $CMRR$ 120 dB dochází k zesílení užitečného k CM signálu v poměru $1:10^6$. To znamená, že na každý 1 V CM signálu na vstupu, při $A_D = 1$, se na výstupu objeví 1 μ V [24].

Napětí na výstupu PZ se vypočte jako

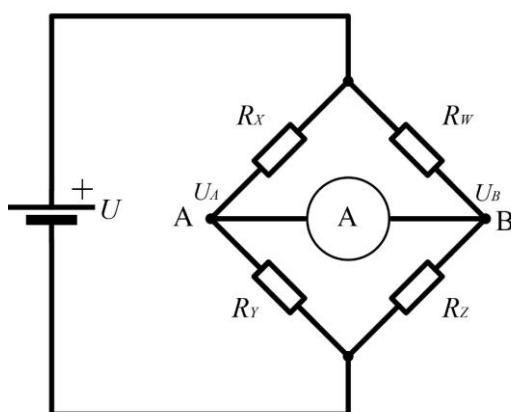
$$U_{out} = (U_{(+)} - U_{(-)}) \cdot \left(\frac{2R_{PZ} + 1}{R_{gain}} \right) \quad (2.12)$$

kde $U_{(+)}$ je napětí na neinvertujícím vstupu PZ, $U_{(-)}$ je napětí na invertujícím vstupu PZ, R_{PZ} je hodnota odporu ve vnitřním uspořádání PZ, která je dána technickou dokumentací a R_{gain} je hodnota nastavitelného odporu. Celkové zesílení A_D je pak rovno

$$A_D = 1 + \frac{2R_{PZ}}{R_{gain}} \quad (2.13)$$

Z vzorce 2.13 jasně vidíme, že při konstantním R_{PZ} zesílení PZ záleží skutečně jen na hodnotě volitelného odporu R_{gain} . [22]

2.2.1 Zapojení Wheatstonova můstku k přístrojovému zesilovači



Obr. 2.3: Schéma zapojení Wheatstonova můstku (zdroj: [25], upraveno autorem)

Wheatstoneův můstek je elektrický obvod, který se používá pro měření malých změn odporů. Můstek lze zapojit více způsoby, nejběžněji se ale zapojuje dle schématu na

obrázku 2.3. Můstek se skládá ze dvou větví s rezistory R_X , R_Y a rezistory R_W , R_Z napájených stejnosměrným napětím. Každá větev se chová jako dělič napětí. Pokud je můstek vyrovnaný a mezi body A a B neprotéká žádný proud, potom

$$U_A = U_B \quad (2.14)$$

Upravíme-li vztah podle Ohmova zákona dostaneme

$$\frac{R_X}{R_W} = \frac{I_W}{I_X} \quad (2.15)$$

Jelikož mezi body A a B neteče žádný proud, proud protékající rezistorem R_X musí být roven proudu protékajícímu rezistorem R_Y . To samé platí pro rezistory R_W a R_Z . Platí tedy

$$R_Y \cdot I_X = R_Z \cdot I_W \quad (2.16)$$

Upravením vztahu zjistíme, že poměr mezi rezistory R_Y a R_Z odpovídá poměru proudu I_W a I_X , stejně jako ve vztahu 2.15. Můžeme tedy říci, že

$$\frac{R_X}{R_W} = \frac{R_Y}{R_Z} \quad (2.17)$$

Vzorec 2.17 je podmínkou pro vyvážení můstku. Pokud nebude podmínka vyvážení dodržena, mezi body A, B se objeví napětí U_{AB} rovno

$$U_{AB} = U \cdot \left(\frac{R_W}{R_X + R_W} - \frac{R_Z}{R_Y + R_Z} \right) \quad (2.18)$$

Při použití můstku k čtení změny odporu na termistoru je nutné pro zesílení signálu použít PZ. Na svorky PZ je totiž přivedeno nejen užitečné rozdílové napětí, ale i CM napětí, které v bodech A a B dosahuje řádově jednotky voltů. Pokud by byl použit obyčejný operační zesilovač, došlo by k saturaci výstupu. Díky vysokému *CMRR* PZ je možné zesílit jen užitečnou složku signálu a CM složku potlačit. [26]

2.3 Praktická část

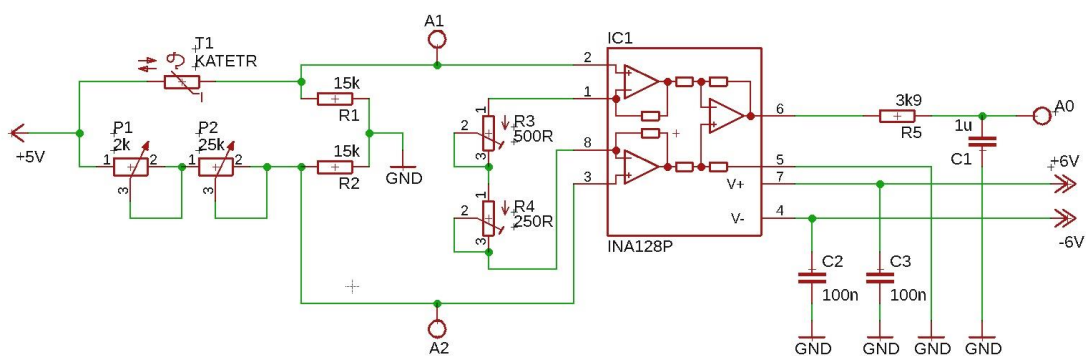
Praktická část bakalářské práce se zabývá sestavením modulu pro záznam signálu z katetru, jeho přenesením do počítače a vyhodnocením naměřených dat. Pro demonstrační měření byl zkonstruován zjednodušený model kardiovaskulárního systému, na kterém byla následně ověřena funkčnost modulu. Model byl navrhnut s přihlédnutím k předpokládanému využití v hodinách výuky na Fakultě biomedicínského inženýrství.

2.3.1 Modul pro záznam signálu z katetru

Samotný katetr je technicky polovodičovým termistorem. Při změně teploty se tedy mění jeho odpor. Katetr je zapojen do Wheatstonova můstku pro zvýšení citlivosti, protože měřené změny teploty jsou velmi malé. Díky tomu je možné sledovat změny napětí na můstku, které odpovídají změnám odporu na termistoru katetru. K napájení můstku je použit napěťový regulátor, který předchází vzniku chyby měření způsobené kolísáním napětí. Signál z můstku je dále zesílen pomocí PZ, který je napájen symetrickým zdrojem napětí. Zesílený signál prochází základní filtrací přes pasivní dolní propust prvního řádu pro odstranění největšího šumu. V programu EAGLE od společnosti Autodesk byla nevržena schémata a desky plošných spojů, Ty byli poté osazeny součástkami dle schémat. Seznamy součástek a komponentů jsou k dispozici v příloze A.

Zapojení Wheatstonova můstku a zesilovacího členu

Katetr T_1 je zapojen do můstku podle schématu na obrázku 2.4. Potenciometry P_1 a P_2 jsou zapojeny jako variabilní rezistory pro vyrovnání můstku. Při měření totiž dochází vlivem okolí k oscilaci teploty vody v měřicím okruhu. Tyto malé změny se projeví ve zvýšení rozdílu výstupních napětí z můstku U_A a U_B . Aby tyto malé změny nebyly zesíleny a nedocházelo k saturaci na výstupu zesilovacího členu, je třeba před měřením můstek vyrovnat. Potenciometr P_2 je uhlíkový a slouží k hrubému nastavení. Potenciometr P_1 je víceotáčkový, s rozsahem 3600° a slouží k jemnému doladění můstku



Obr. 2.4: Schéma zapojení katetru do Wheatstonova můstku, zapojení můstku do přístrojového zesilovače a zapojení pasivní dolní propusti prvního řádu na výstupu.

v řádu mV. Součet odporu potenciometrů je vyšší než odpor katetru při předpokládané pracovní teplotě 36°C . Pokud by byl odpor katetru větší, nebylo by možné můstek vyrovnat. Termistor katetru T_1 má při 36°C odpor $14,35\text{ k}\Omega$. Maximální odpor potenciometrů je $27\text{ k}\Omega$. Rezerva potenciometrů je tedy dostatečná. Vzhledem k zmíněnému odporu katetru jsou zvoleny i rezistory R_1 a R_2 . Jedno rameno můstku je odporový dělič, v tomto případě s rezistorem R_1 a termistorem T_1 . Největší změna výstupního napětí U_A při změně T_1 bude zaznamenána, pokud je počáteční hodnota

odporu R_1 a T_1 co nejbližší. Proto je zvolená velikost rezistoru R_1 15 k Ω . Rezistor R_2 musí mít hodnotu odporu stejnou, z důvodu vyvážení můstku. Oba rezistory mají garantovanou přesnost 0,1 %. Můstek je napájen regulátorem napětí pro odstranění nepřesností, způsobených případným kolísáním napětí. [26]

Pro zesílení diferenciálního signálu, který se vytvoří na můstku při změně odporu termistoru T_1 v katetru, je použit PZ INA128P. Tento PZ je zvolen z důvodu velkého rozpětí napájecího napětí, $\pm 2,5$ –18 V, silnému potlačení stejnoměrné složky signálu CMRR, minimálně 120 dB, jednoduchému nastavení zesílení pomocí jednoho rezistoru R_{gain} a velkému zesílení, až 10 000 [27]. PZ je zapojen dle obrázku 2.4. Místo fixního odporu R_{gain} jsou zapojeny na výstupy dva cermetové trimry, R_3 o velikosti 0–500 Ω a R_4 o velikosti 0–250 Ω , pro možnost nastavení různého zesílení. Když $R_{gain} = R_3 + R_4$ pak je rozsah zesilovacího rezistoru R_{gain} 0–750 Ω . Trimry mají uváděnou 20% toleranci [28]. Reálná naměřená maximální hodnota R_{gain} je 720,8 Ω . Zesílení PZ je dle [27]

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_{gain}} \quad (2.19)$$

Pomocí R_{gain} je tedy možné nastavit zesílení G v rozmezí 70–10 000. Referenční svorka je připojena k virtuální zemi symetrického zdroje napětí a samotný PZ je napájen symetrickým napětím ± 6 V. Na invertující vstup je přivedeno napětí z můstku U_A a na neinvertující U_B . Kondenzátory C_2 , C_3 zde slouží k zvýšení stability napájení, dle doporučení z technické dokumentace. [27]

Před vstup do analogového pinu na modulu Arduino UNO, na obrázku 2.4 PIN A0, je zařazena pasivní dolní propust prvního řádu. Ta je určena k odfiltrování nejhrubšího naindukovaného šumu. Mezní frekvenci f_0 je zvolena tak, aby nezakreslovala naměřená data, ideální se ukázala hodnota 40 Hz. Při návrhu byla velikost C_1 zvolena 1 μV . Poté byla dopočtena velikost potřebného rezistoru

$$R_5 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot C_1} \quad (2.20)$$

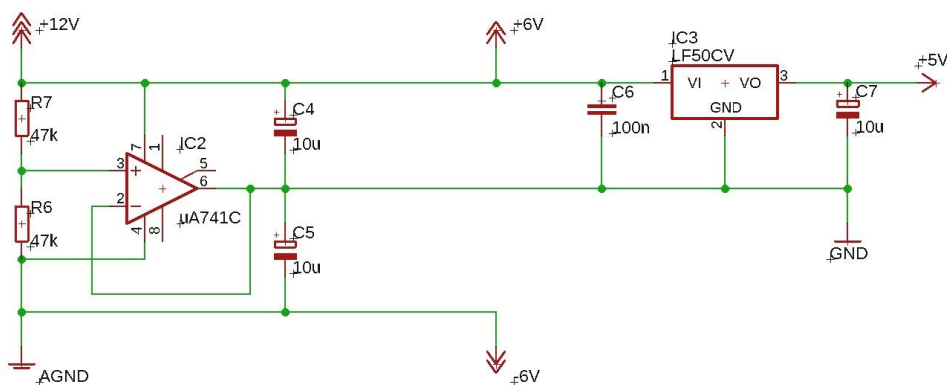
Výsledný rezistor R_5 má mít odpor 3979 Ω . Jelikož je technicky nevhodné navrhovat dolní propust z rezistoru o přesné hodnotě, byl zvolen rezistor velikosti blízký. Z řady E12 byl vybrán rezistor o velikosti 3,9 k Ω a zpětně vypočítána reálná mezní frekvenci

$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_5 \cdot C_1} \quad (2.21)$$

Mezní frekvenci při zvolených součástkách je 40,81 Hz. Tato hodnota se dostatečně blíží požadovaným 40 Hz. Dále signál pokračuje do modulu Arduino UNO pro záznam.

Návrh symetrického zdroje napětí

Přístrojový zesilovač INA128P použitý v zesilovacím stupni vyžaduje k funkci napájení symetrickým zdrojem napětí. Ten je zapojen dle schématu na obrázku 2.5, které je převzato z [29] a upraveno. Vstupní napětí 12 V je přivedeno z DC (direct current) zdroje na odporový dělič R_7 , R_6 . Odporů mají stejnou velikost 47 k Ω , čímž je zaručeno symetrické rozdělení napětí. Aby nedocházelo k výkyvům potenciálu na virtuální zemi (GND) při připojení zátěže, viz obrázek 2.5, která byla vytvořena mezi odporů R_7 a R_6 , je do obvodu přidán OZ se zápornou zpětnou vazbou. Zapojený OZ je μ A741C. Pokud je dodrženo předepsané napájecí napětí OZ, lze obecně použít jakýkoliv OZ. Jelikož se OZ snaží udržet rozdíl napětí na vstupech nulový, bude na výstupu udržovat napětí shodně s napětím mezi rezistory R_7 a R_6 . Díky vysoké vstupní impedanci OZ není dělič napětí náchylný na změny impedance na zátěži. K GND máme pak ze strany vstupního napětí +6 V a z druhé strany, země zdroje, na obrázku 2.5 AGND, -6 V. K GND jsou vztahovány všechny potenciály. Jde o referenci, ke které je připojen napěťový regulátor, měřící můstek, referenční pin u zesilovacího členu, modul Arduino UNO pro záznam signálu a další. Je důležité dodržet správné zapojení reference, jinak by výsledky byly zmatečné. Pro zlepšení stability výstupu jsou mezi napájení -6 V, +6 V a virtuální zem GND přidány kondenzátory C_4 a C_5 . [29]

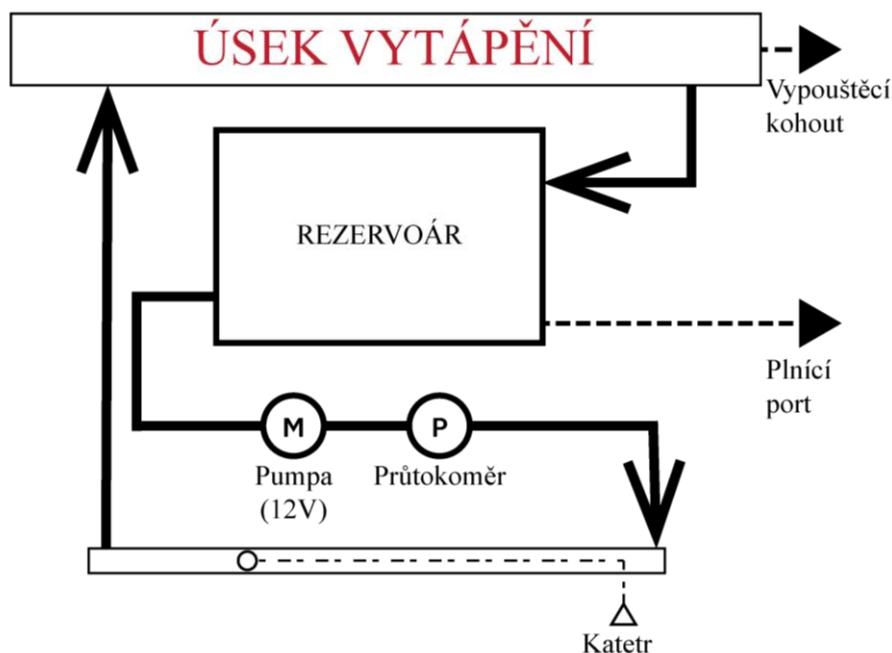


Obr. 2.5: Schéma zapojení symetrického zdroje ± 6 V pro napájení přístrojového zesilovače a zapojení napěťového regulátoru pro zdroj stabilního napětí +5 V.

K napájení můstku je určen lineární napěťový regulátor LF50CV. Ten je zvolen z důvodu velkého rozsahu vstupního napětí, -0,5–40 V, velikosti výstupního napětí o dostatečné přesnosti $5 \text{ V} \pm 2 \%$ a vyhovující hodnotě maximálního výstupního proudu 500 mA. Pro zlepšení stability výstupu jsou mezi vstup, výstup a GND zapojeny kondenzátory C_6 a C_7 , dle doporučení z technické dokumentace. [30]

2.3.2 Model kardiovaskulárního systému

Model kardiovaskulárního systému byl sestaven dle návrhu na obrázku 2.6. Skládá se z rezervoáru, lineární pumpy, průtokoměru, úseku měření průtoku pomocí TM s portem pro vstup SGK a úseku vytápění s topným tělesem. Součástí okruhu jsou dále obvody pro řízení výkonu pumpy a řízení vytápění. Médium cirkulujícím v okruhu je destilovaná voda, pro minimalizaci rizika zanesení okruhu vodním kamenem.



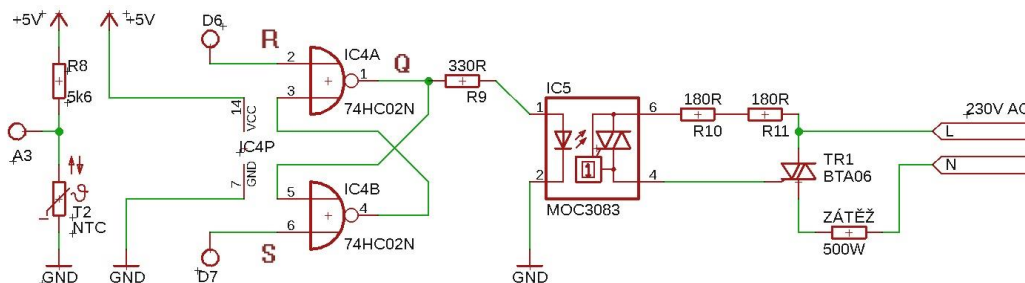
Obr. 2.6: Schéma modelu kardiovaskulárního systému. Šipky znázorňují směr průtoku.

Cirkulaci vody zajišťuje lineární čerpadlo Comet Extra od výrobce KFtechnics. To je napájeno stejnosměrným napětím o velikosti 12 V. Výkon čerpadla je maximálně 10 l/min. Maximální příkon je 18 W, tudíž maximální odebíraný proud je 1,5 A [31]. Čerpadlo je propojeno silikonovou hadicí, o průměru 10 mm, se senzorem průtoku B.I.O-TECH. Hadice je použita z důvodu její elasticity a odpovídajícím rozměrům portu pumpy i průtokoměru. Spoje jsou utěsněny teflonovou páskou a kovovými svorkami. Senzor poskytuje referenční hodnoty průtoku k porovnání s hodnotami naměřenými pomocí SGK pomocí TM. Lze jej napájet stejnosměrným napětím 5–24 V a průtok měří v rozsahu 0,1–10 l/min. Pokryje tedy i maximální výkon zapojeného čerpadla. Průtokoměr pracuje na principu Hallova senzoru. Ten na základě změny magnetické indukce zaznamenává frekvenci otáčení lopatek průtokoměru. Výstupem je obdélníkový PNP signál, jehož frekvence je přímo úměrná velikostí průtoku [32]. Senzor je pomocí PPR potrubí o průměru 25 mm spojen s průhlednou PVC trubkou, do které se zasouvá SGK. Spojení je provedeno epoxydovým lepidlem na plasty. V této části okruhu probíhá měření průtoku na principu TM. Katetr je upevněn na pevně do okruhu pomocí tavící pistole. Pokud by

ale bylo nutné katetr vyměnit, je možné jej opět vyjmout. Pro napojení PVC trubky k úseku vytápění je opět použito PPR potrubí. Úsek vytápění je složen z 1" pozinkovaných trubek a dvou pozinkovaných T-spojek. Na jedné straně je přes T-spojku připojeno topné těleso TYP 6248 o výkonu 500 W. Těleso je napájeno 230 V AC (alternating current) a má zabudovaný omezovač teploty, který zajišťuje ochranu v případě selhání řízení [33]. Druhá T-spojka je připojena k vypouštěcímu kohoutu. Pozinkované trubky, T-spojky a PPR potrubí jsou propojeny pomocí šroubení a redukci a utěsněny za použití tmelu na závitové spoje. Poslední součástí okruhu je rezervoár, který je vytvořen z kanystru o objemu 5 l. S PPR potrubím je propojen pomocí průchodek, které jsou utěsněny tekutým tmelem. Přes PPR potrubí je k rezervoáru připojen plnicí port modelu. Do vnitřku rezervoáru je umístěn termistor pro ovládání vytápění.

Řízení vytápění

Model je pomocí topného tělesa vyhříván na teplotu okolo 37 °C. Termistor v katetru totiž vykazuje ustálené chování jen v rozmezí zhruba ± 15 °C od fyziologické teploty lidského těla [13]. Vytápění okruhu tak zpřesní měření a také zlepši rozlišení, protože zvětší rozdíl teplot v oběhu a bolusu, viz rovnice (2.9). Řízení napájení je zapojeno dle obrázku 2.7. Těleso je připojeno na napětí 230 V AC. Výkon tělesa je 500 W, což by mělo stačit na ohřátí vody v okruhu na požadovanou teplotu do 15 minut. Pro účel řízení



Obr. 2.7: Schéma zapojení řízení topného tělesa pomocí termostatu modulem Arduino. Řízení je od topení galvanicky odděleno pomocí optočlenu.

teploty je těleso připojené přes triak BTA06, který je spínán RS klopným obvodem složeným z dvou hradel NOR, z integrovaného obvodu 74HC02N. Vstup S (set) klopného obvodu je připojen k logickému pinu Arduina D7 a vstup R (reset) je připojen k logickému pinu D6. Vytápění je řízeno nastavováním logických pinů na vstupech D6 a D7 podle napětí na termistoru T_2 , který je umístěn v rezervoáru okruhu. Výstupem jsou logické hodnoty dle tabulky 2.1.

Tab. 2.1: Logické stavy Q_n na výstupu klopného obvodu RS složeného z hradel NOR, při zvolených teplotách t_o . U_{T_2} je zaznamenávané modulem Arduino (PIN A3). [34]

Teplota v okruhu t_o (°C)	Napětí U_{T_2} na T_2 (V)*	Reset R (pin D6)	Set S (pin D7)	Následující stav Q_{n+1} (v t_{o+1})
37–38	2,60–2,54	0	0	Q_n
<37	>2,60	0	1	1
>38	<2,54	1	0	0
(–)	(–)	1	1	×**

*Výpočet U_{T_2} viz rovnice 2.22. **Ve stavu R=1, S=1 není Q_{n+1} definován.

Topné těleso je napájeno 230 V AC, jde tedy o nebezpečné napětí. Proto je nutné odizolovat řízení vytápění. K tomuto účelu je mezi triak a výstup z klopného obvodu zapojen optočlen MOC3083. Galvanické oddělení je zajištěno přenosem signálu přes diodu na fototranzistor. Rezistory $R_9 - R_{11}$ slouží jako omezovače proudu. Velikost napětí U_{T_2} na T_2 z tabulky 2.1 bylo vypočteno s použitím technické dokumentace termistoru. Ta říká, že při teplotě 40 °C odpovídá $T_2 \cong 5,3 \text{ k}\Omega$ [35]. Při zapojení do napěťového děliče s rezistorem R_8 , je předpokládané napětí U_{T_2}

$$U_{T_2} = +5V \cdot \frac{T_2}{T_2 + R_8} \quad (2.22)$$

Z [35] byly interpolovány hodnoty odporu T_2 při teplotě 37 °C, 6053 Ω , a 38 °C, 5812 Ω , což odpovídá napětí U_{T_2} 2,592 V a 2,541 V. Zaokrouhlením těchto hodnot bylo získáno mezní napětí U_{T_2} pro řízení vytápění zaznamenané v tabulce 2.1.

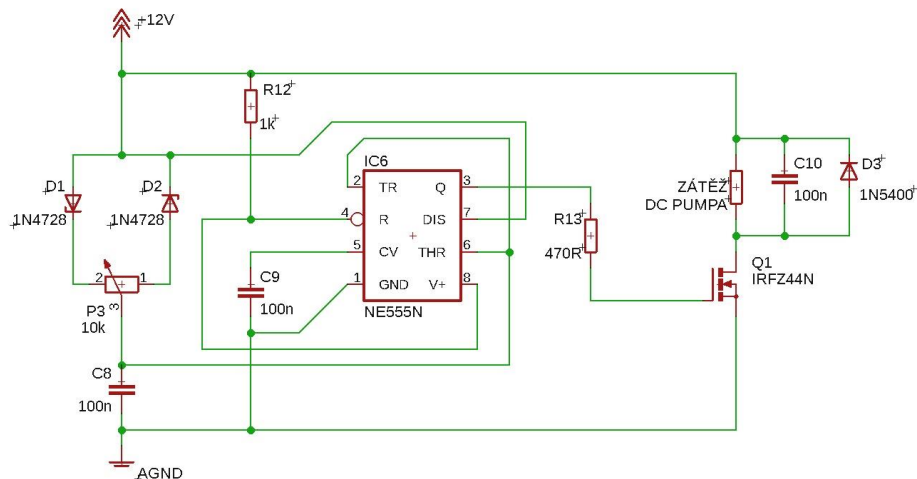
Řízení výkonu DC pumpy

Pumpa je řízena za použití tranzistoru IRFZ44N pulzní šířkovou modulací (PWM). Tranzistor je typu MOSFET s povoleným napětím U_{DSS} až 55 V a maximálním proudem I_D 49 A. Prahové napětí U_{GS} je 2–4 V. Zpoždění a náběžný čas MOSFETU se pohybuje v řádu desítek ns. Při změně U_{GS} tak dochází k rychlé změně na U_{DSS} . MOSFET je tedy vhodný k řízení výkonu pumpy pomocí PWM [36]. Principem PWM je přivedení obdélníkového signálu na vstup tranzistoru a změnou jeho střídy řídit příkon pumpy. Střída D se vyjádří jako

$$D = \frac{PW}{t_p} \quad (2.23)$$

kde PW je šířka pulzu a t_p je délka periody. Střída se nejčastěji vyjadřuje v procentech. Signál PWM je generován pomocí časovače NE555 zapojeného dle upraveného schématu z [37] jako oscilátor, přičemž střída se nastavuje pomocí potenciometru P_3 v rozsahu 5–95 %. Kondenzátory C_8 a C_9 nastavují frekvenci oscilací, při daných hodnotách, na

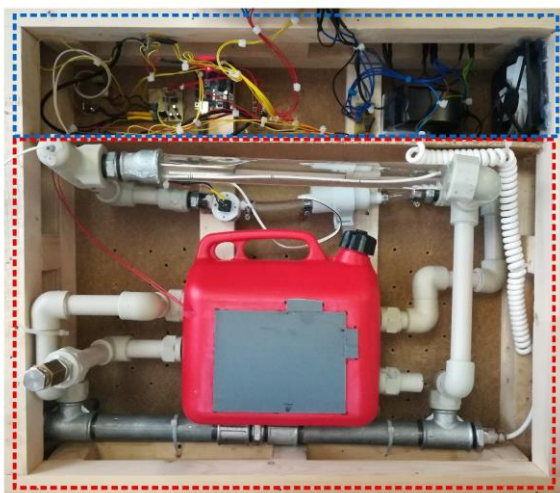
přibližně tisíc Hz [37]. Paralelně k pumpě je připojena usměrňovací dioda 1N5400 a fóliový kondenzátor C_{10} . Ty při vypnutí motoru chrání MOSFET před poškozením naindukovaným napětím a proudem.



Obr. 2.8: Schéma zapojení řízení lineárního čerpadla pomocí PWM.

2.3.3 Konstrukce a vnitřní uspořádání výrobku

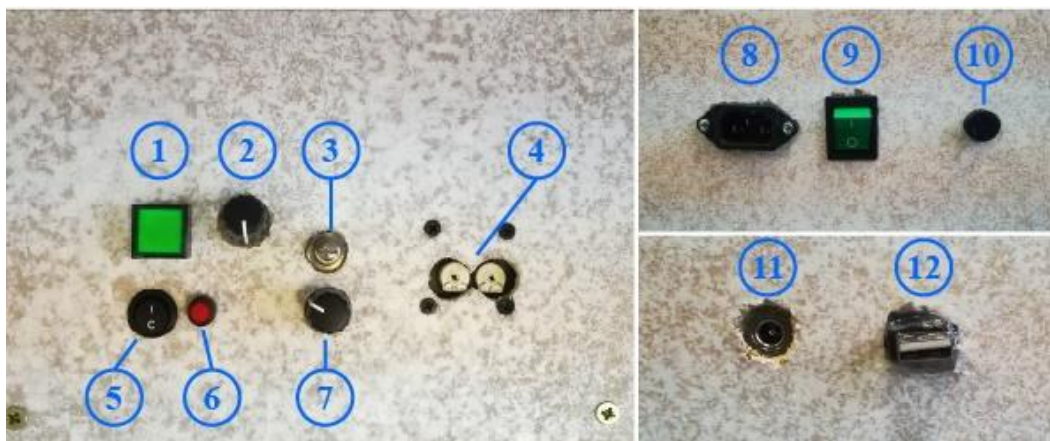
Celý výrobek je umístěn na konstrukci vyrobené z dřevěných hranolů 5×3 cm. Vnitřek je rozdělen na okruh s vodou, na obrázku 2.9 červeně, a na část elektroinstalace, na obrázku 2.9 modře ohraničeno. Tyto části jsou odděleny pomocí dřevotřískové desky



Obr 2.9: Výrobek bez horního krytu s vyznačenou částí okruhu vody (červeně) a elektroinstalace (modře).

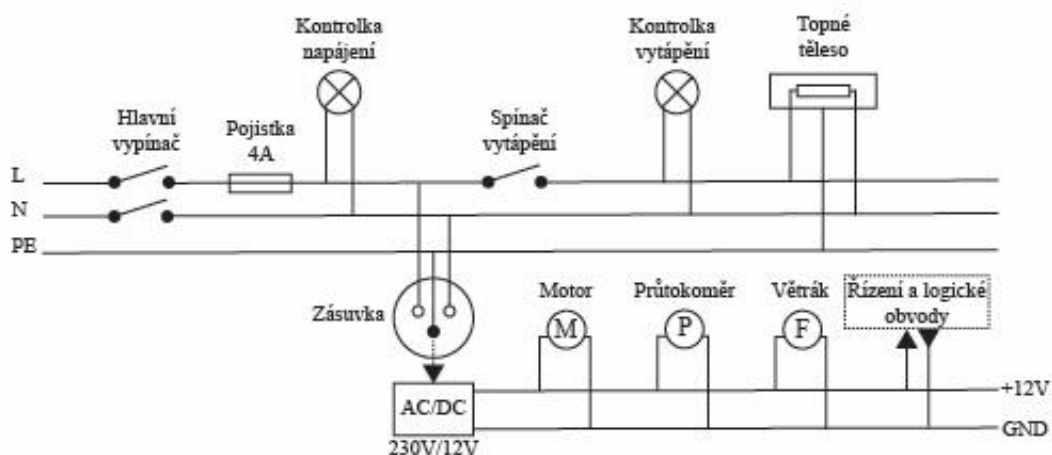
a spoje utěsněny tavicí pistolí, aby v případě poruchy nedošlo ke kontaktu vody s elektroinstalací. Pro předejití přehřátí elektroniky, hlavně tranzistoru, triaku a DC

zdroje, je část elektroinstalace doplněna o 120mm větrák. Konstrukce je zakryta dřevotřískovými deskami (3 mm), na kterých jsou umístěny porty a ovládací prvky, viz obrázek 2.10. Na čelní straně vlevo je umístěn EURO konektor (8) pro připojení 230 V AC, hlavní vypínač (9) a pojistkový držák na trubičkovou pojistku (10). Vpravo je



Obr.2.10: Ovládací panel (vlevo), porty a vypínač umístěné na výrobku.

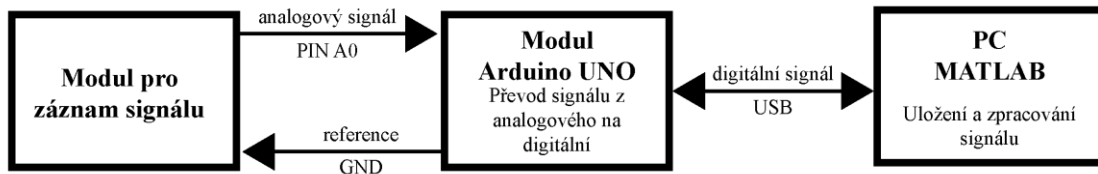
umístěn USB konektor (12) pro připojení Arduina k PC a DC konektor (11), který slouží k přivedení signálu z SGK. Na horní desce je umístěn ovládací panel s kontrolkou napájení (1), potenciometrem pro ovládání výkonu motoru (2), spínač vytápění (5), kontrolka vytápění (6) a trimry pro nastavení zesílení PZ (4). Potenciometry (3) a (7) slouží k vyrovnání můstku. Elektroinstalační schéma je uvedeno na obrázku 2.11. Kompletní obrazová dokumentace výrobku je v příloze B.



Obr. 2.11: Elektroinstalační schéma výrobku. Adaptér 12V (AC/DC) je připojen do sítě přes uvnitř instalovanou zásuvku.

2.3.4 Záznam a zpracování termodilučních křivek

Pro přenesení zesíleného signálu z katetru do počítače (PC) je použit modul Arduino UNO. Ten analogový signál zdigitalizuje a přes USB jej přeneše do PC. K řízení příjmu signálu, jeho uložení do PC a zpracování je zvoleno programovací prostředí MATLAB s rozšířenou podporou pro Arduino. Schéma celého procesu je znázorněno na obrázku 2.12.



Obr. 2.12: Schéma cesty signálu z modulu pro záznam po zpracování.

Zapojení modulu Arduino

Modul Arduino UNO je napájen a propojen s PC pomocí USB. Piny Arduino jsou zapojeny dle tabulky 2.2. Sjednocení referenčního potenciálu s ostatními obvody je uskutečněno propojením zemnicího pinu Arduino UNO s virtuální zemí symetrického zdroje. Arduino je dále ovládáno pomocí PC, potažmo skrze programové prostředí MATLAB.

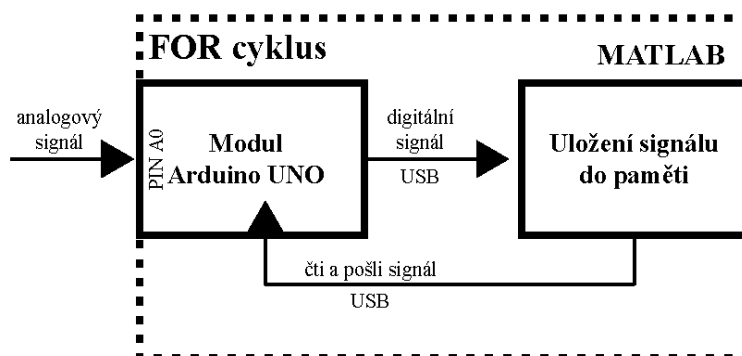
Tab. 2.2: Seznam připojení pinů modulu Arduino a jejich funkce.

	PIN	Nastavení	Funkce
Analogové piny	A0	čtení	Záznam zesíleného signálu z SGK (termodilučních křivek)
	A1	čtení	Zobrazení napětí na můstku pro umožnění vyvážení a záznam počáteční teploty.
	A2	čtení	Zobrazení napětí na můstku pro umožnění vyvážení.
	A3	čtení	Záznam napětí na T_2 , řízení vytápění okruhu.
Digitální piny	D6	výstup	Reset klopného obvodu RS.
	D7	výstup	Set klopného obvodu RS

Záznam termodilučních křivek

Skript 1, který byl vytvořen v programovacím prostředí MATLAB za pomoci příkazů z rozšířené podpory pro Arduino, funguje dle schématu na obrázku 2.13. MATLAB odešle modulu Arduino příkaz k přečtení hodnoty z analogového pinu A0. Arduino přečte hodnotu napětí na A0 a přes USB odešle hodnotu do paměti PC. Průměrná, empiricky zjištěná, vzorkovací frekvence je 43 Hz. Skript dále zaznamenává

časovou značku každé hodnoty a napětí na termistoru SGK pro přesné určení počáteční teploty (PIN A1).



Obr. 2.13: Schéma záznamu signálu pomocí modulu Arduino UNO a programovacího prostředí MATLAB.

Před samotným měřením je nutné vyvážit můstek. K tomuto účelu byl vytvořen skript 2, který čte napětí na uzlech U_A a U_B (PIN A1, A2, viz obrázek 2.4) a v reálném čase vykresluje do grafu výstup z PZ (PIN A0). Uhlíkovým potenciometrem P_2 se hrubě vyváží můstek a víceotáčkovým potenciometrem P_1 doladí tak, aby na výstupu z PZ byla přibližně nula. Poté je nutné ihned přejít k měření dat, protože teplota v okruhu není stálá a vzhledem k velkému zesílení hrozí rozladění můstku.

Pokud neprobíhá měření, je v okruhu udržována stálá teplota pomocí skript 3. Ten měří napětí na termistoru U_{T_2} (PIN A3) a dle tabulky 2.1 nastavuje výstupy digitálních pinů D6 a D7. Dále pomocí rovnic

$$T_2 = \frac{U_{T_2} \cdot R_8}{+5V - U_{T_2}} \quad (2.24)$$

$$t_o = 63,337 \cdot e^{-0,0000925 \cdot T_2} \quad (2.25)$$

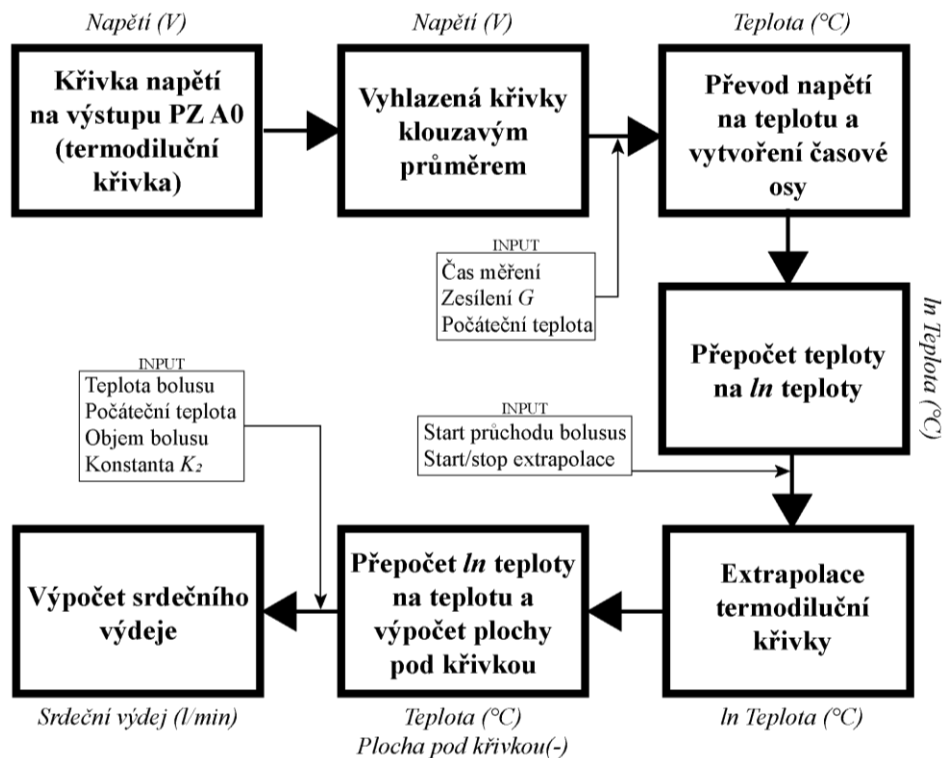
převádí napětí U_{T_2} na teplotu v okruhu t_o a tu zaznamenává do paměti. Tyto operace probíhají v cyklu, s pauzou 2 s.

Všechny zmíněné skripty vytvořené v programovacím prostředí MATLAB za pomoci příkazů z rozšířené podpory pro Arduino jsou s komentáři k dispozici na příloženém CD.

Zpracování termodilučních křivek

K zpracování naměřených dat byly vytvořeny skript 4 a skript 5. První slouží k normalizaci a převodu dat z napětí na $^{\circ}\text{C}$ a druhý k výpočtu CO pomocí Stewart-Hamiltonovi rovnice viz rovnice 2.9. Koeficient K_1 lze vypustit, protože cirkulující médium i vstříkovaný bolus jsou voda, tedy mají stejné fyzikální vlastnosti. Konstanta

K_2 je použita pro převod jednotek CO z ml/s na l/min. Schéma zpracování dat je znázorněno na obrázku č. 2.14. Zmíněné skripty jsou s komentáři k dispozici na příloženém CD.



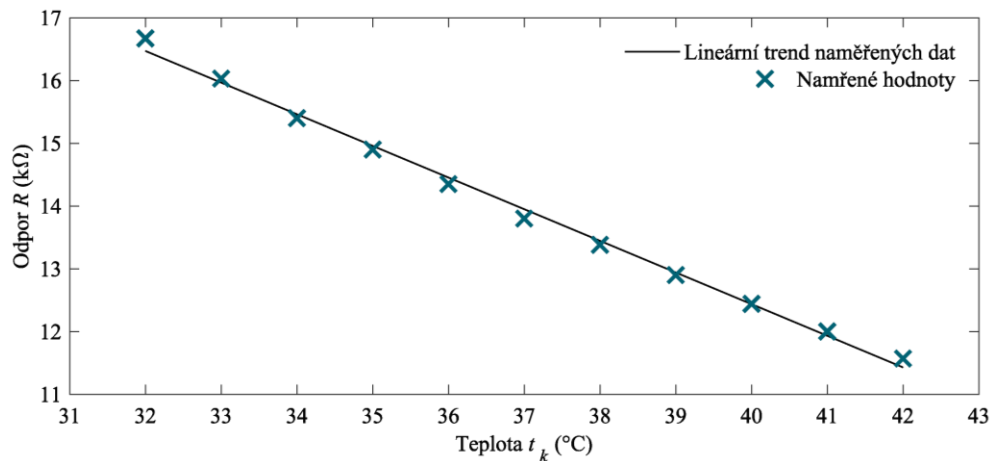
Obr. 2.14: Schéma zpracování zaznamenaného signálu PZ, tedy termodilučních křivek.

3 Výsledky

Výstupem bakalářské práce je modul umožňující simulované měření CO na principu TM v rozsahu průtoku 2,17–10,45 l/min s nastavitelným zesílením výstupu a zabudovaným vyhříváním. Relativní chyba provedených simulovaných měření CO je 11,2 %.

3.1 Kalibrace termistoru katetru a průtokoměru

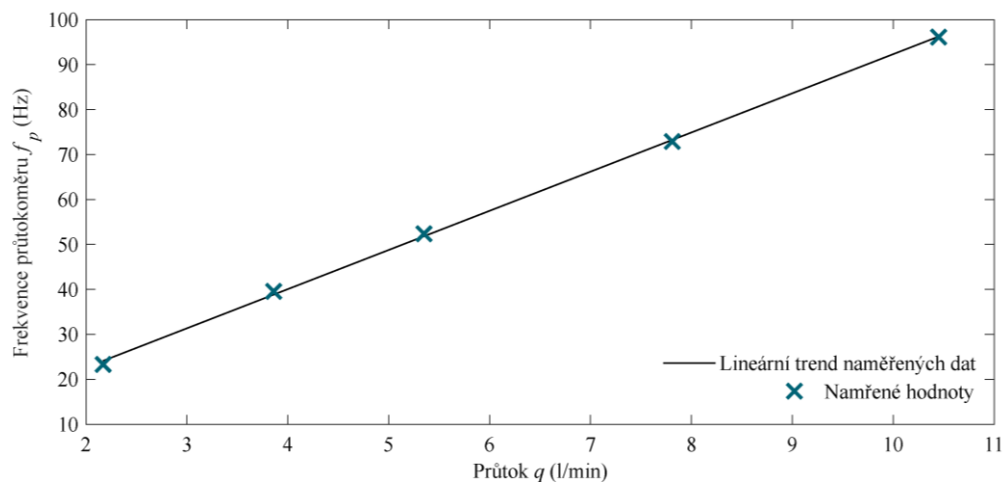
Rovnice lineárního trendu pro závislost odporu R termistoru SGK na změně teploty t_k z obrázku 3.1 je $R = -504 \cdot t_k + 32607$. Směrnice přímky odpovídá hodnotě průměrné změny R na $^{\circ}\text{C}$. Tedy při zvýšení teploty o 1°C se zmenší odpor katetru o 504Ω . To odpovídá poklesu napětí na katetru, tedy zvýšení napětí na výstupu můstku U_A o 45 mV , při $R_1 = 15 \text{ k}\Omega$, viz obrázek 2.4.



Obr. 3.1: Závislost odporu R termistoru SGK na teplotě t_k . Měření probíhalo ve vodní lázni na magnetické míchačce s ohřevem. Hodnoty odporu byly zaznamenávány po 1°C . Data jsou proložena lineárním trendem. Měření proběhlo v uvažovaném teplotním pracovním rozsahu katetru.

Rovnice lineárního trendu přímky pro závislost frekvence signálu f_p na změně průtoku q z obrázku 3.2 je $q = 8,711 \cdot f_p + 5,208$. Data byla naměřena v testovacím okruhu, kde vstup a výstup průtokoměru byly na počátku měření ve stejném rezervoáru. Po nastavení výkonu pumpy a ustálení průtoku, tedy frekvence signálu f_p , byl odtok průtokoměru přesunut do vedlejší nádoby. Po uplynutí 30 s byl průtok zastaven a nádoba zvážena pomocí digitální váhy. Tak byla určena hmotnost proteklé vody. Voda měla 15°C , hmotnost v kg tedy zhruba odpovídá objemu v l. Data byla použita pro výpočet

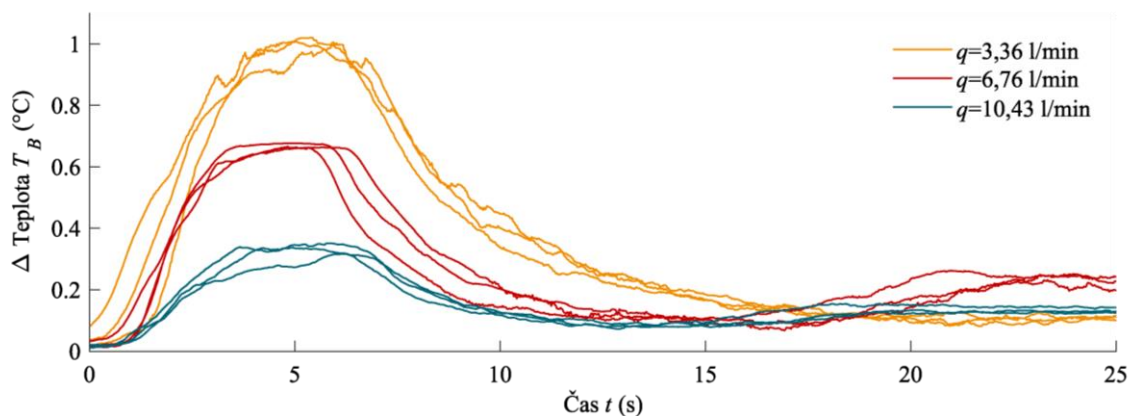
průtoku q . Průměrná frekvence signálu f_p byla odečtena z osciloskopu. Měření byla provedena na 5 různých objemech, pro zjištění trendu závislosti.



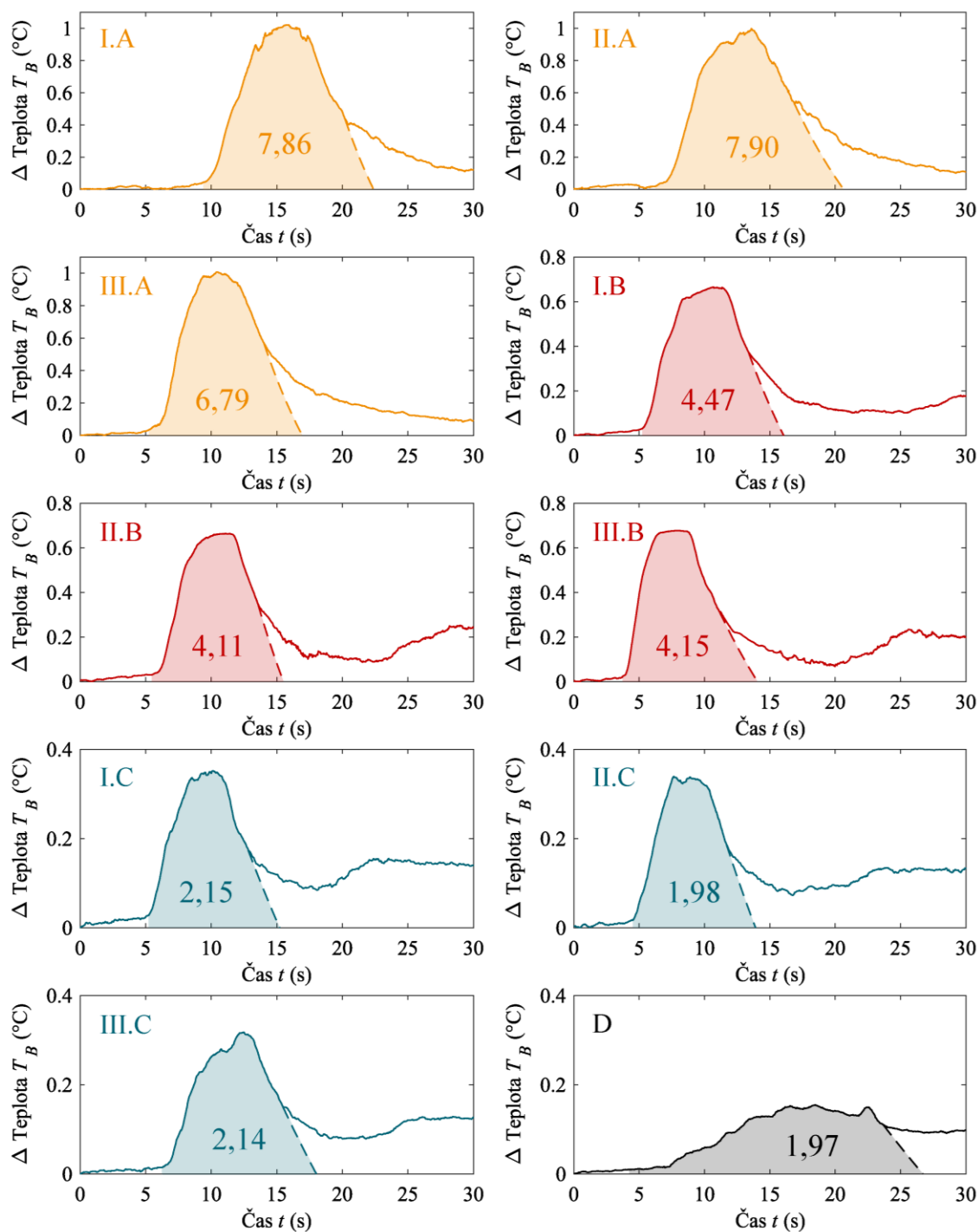
Obr. 3.2: Závislost frekvence signálu na výstupu z průtokoměru f_p na velikosti průtoku q s přímkou lineárního trendu naměřených dat. Kalibrace byla provedena v rozmezí pracovního výkonu zapojené pumpy.

3.2 Termodiluční křivky při simulovaném měření CO

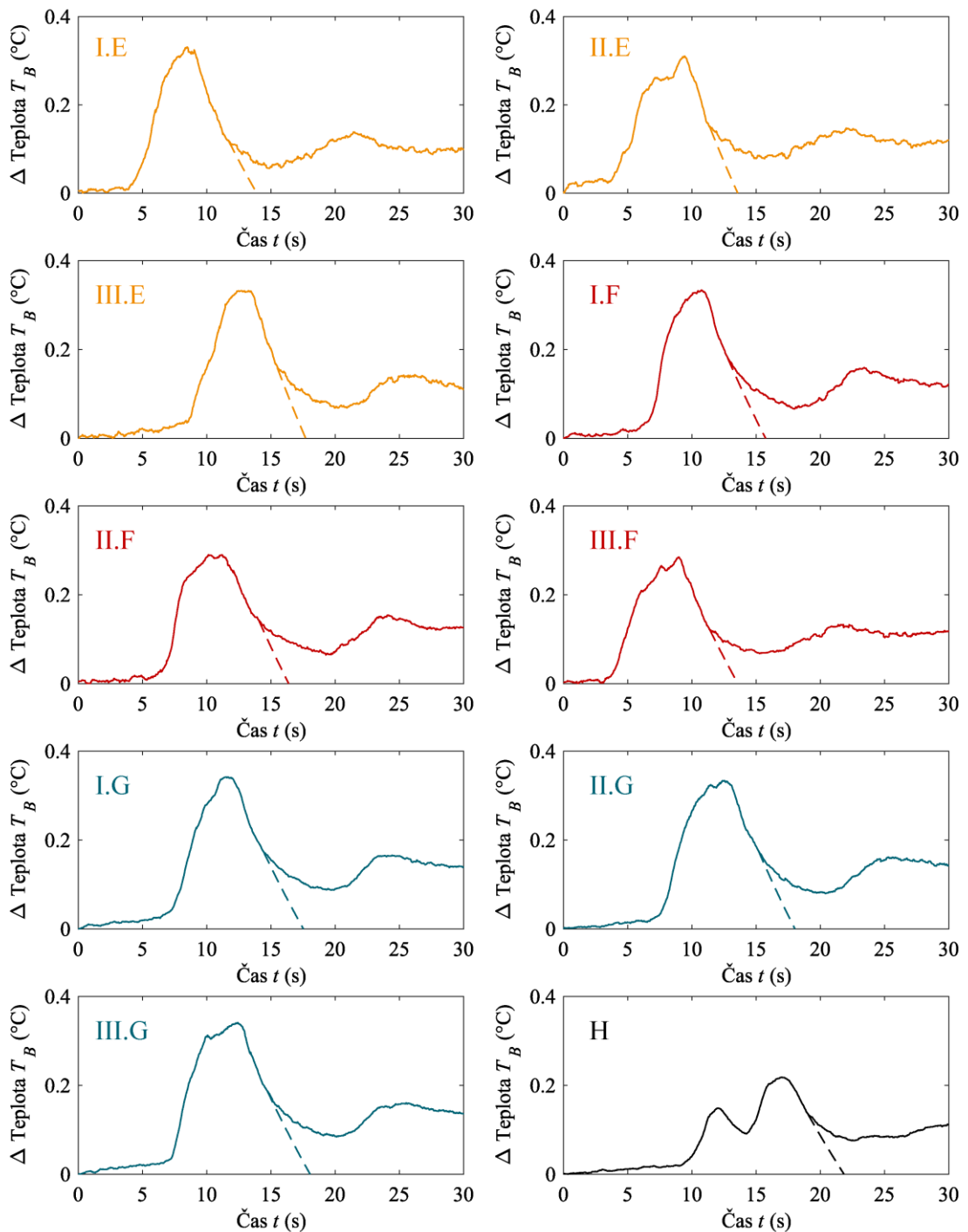
Sady termodilučních křivek z obrázku 3.3 byli naměřeny v okruhu při třech různých průtocích. V každé sadě byli provedeny 3 měření. Teplota v okruhu se pohybovala v rozmezí 38,3–42,8 °C Jako bolus bylo použito 10 ml vody o teplotě 0 °C. Nádoba s bolusem byla uchováována v směsi ledu a vody. Teplota směsi byla kontrolována multimetrem UNI-T UT55 s připojeným termočlánkem. Bolus byl vsřikován s co největší rychlostí, v časovém rozsahu přibližně 1–2 s. Zesílení $G = 260$. Křivky byly dále upraveny pro výpočet CO.



Obr. 3.3: Sady termodilučních křivek pro tři hodnoty průtoku. V každé sadě byli provedeny tři měření. Start průchodu bolusu byl upraven do stejného počátku pro lepší interpretaci změny času transferu bolusu t_t



Obr. 3.4: Sady termodilučních křivek AI–CIII zpracované pro výpočet CO z obrázku 3.3. Křivka D zobrazuje cíleně pomalu, tedy chybně, provedený vstřík bolusu. Měřítko osy změny teploty T_B je přizpůsobeno výšce křivek. Přerušovanou čarou je vyznačena extrapolace termodiluční křivky a plocha pod křivkou, použitá k výpočtu CO je reprezentována barevným vyznačením a její hodnotou vepsanou pod křivku. Křivka D byla měřena za stejných podmínek jako křivky AI–CIII, viz obrázek 3.3



Obr. 3.5: Sady termodilučních křivek EI–HIII zpracované pro výpočet CO . Křivky byly naměřeny za stálého průtoku $q = 10,43$ l/min, ale s různým zesílením G . Oranžová (E), $G = 70$, červená (F) $G = 97$, modrozelená (G) $G = 260$ Křivka H zobrazuje cíleně přerušovaný, tedy chybně, provedený vstřik bolusu. Přerušovanou čarou jsou vyznačeny extrapolace termodilučních křivek.

Sady termodilučních křivek na obrázku 3.5 byly naměřeny v okruhu při stálém průtoku 10,43 l/min. Sada E při zesílení $G = 70$, sada F při $G = 97$ a sada G a H při $G = 260$. Teplota v okruhu se pohybovala v rozmezí 39,3–42,4 °C Jako bolus bylo

použito 10 ml vody o teplotě 7°C. Nádoba s bolusem byla uchovávána ve směsi ledu a vody. Teplota směsi byla kontrolována multimetrem UNI-T UT55 s připojeným termočlánkem. Křivky byly dále využity pro výpočet CO .

3.3 Vyhodnocení termodilučních křivek

Absolutní chyba měření Δ_M z tabulky 3.1 byla vypočtena jako

$$\Delta_M = M_N - M_R \quad (3.1)$$

kde M_R je referenční hodnota měření a M_N je naměřená hodnota. Relativní chyba měření byla vypočte jako

$$\delta_M = \frac{\Delta_M}{M_R} \cdot 100 \quad (3.2)$$

kde δ_M je relativní chyba měření v procentech. V této konkrétní aplikaci značí záporná hodnota podhodnocení CO a kladná nadhodnocení CO .

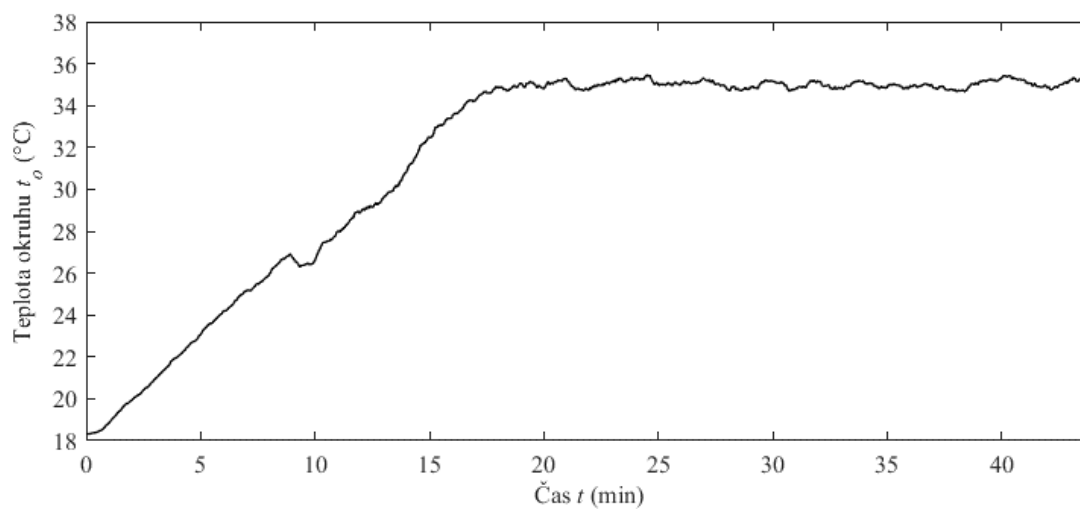
Tab. 3.1: Porovnání CO zprůměrované ze sad hodnot A–H, neměřených pomocí SGK s referenčními hodnotami naměřenými průtokoměrem. Vypočtená absolutní chyba měření Δ_M a relativní chyba měření δ_M

		Průměrná naměřená hodnota CO (l/min)	Referenční hodnota CO průtokoměru (l/min)	Absolutní chyba měření Δ_M (l/min)	Relativní chyba měření δ_M (%)
Změna průtoku q (A–C)					
Průtok	Nízký (A)	3,11	3,36	–0,25	–7,3
	Střední (B)	5,99	6,67	–0,68	–10,2
	Vysoký (C)	11,55	10,43	1,12	10,8
Změna zesílení G (E–G)					
Zesílení	$G = 261$ (G)	9,98	10,43	–0,45	–4,3
	$G = 97$ (F)	11,72	10,43	1,29	12,4
	$G = 70$ (E)	11,16	10,43	0,73	67,0
Nesprávná aplikace (D, H)					
Pomalá aplikace (D)		10,82	10,43	0,39	3,7
Přerušená aplikace (H)		13,98	10,43	3,55	34,0
Průměrná relativní chyba měření δ_M pro sady A–C a E–G (%)*					11,2

*Z průměru byly vyřazeny sady D a H, protože měření proběhlo při úmyslně chybné aplikaci bolusu.

3.4 Řízení teploty okruhu

Přibližná doba potřebná na vyhřátí okruhu, při $\Delta t_o \cong 17 \text{ }^\circ\text{C}$, je 20 minut. Průměrná teplota v čase 20–45 min je $37 \pm 0,17 \text{ }^\circ\text{C}$.



Obr. 3.6: Změna teploty v okruhu t_o z pokojové teploty na pracovní teplotu, při zapnutí vyhřívání okruhu. Data byla získána z termistoru T_2 dle rovnice 2.24 a 2.25. Křivka byla upravena klouzavým průměrem pro odstranění teplotního šumu způsobeného náhlým spínáním topného tělesa.

4 Diskuse

Hlavním výstupem práce je modul pro demonstraci měření CO pomocí TM. Měření lze provádět v rozmezí průtoku 2,17–10,45 l/min. Modul udržuje stálou teplotu pomocí vyhřívání a zesílení výstupního signálu lze zvolit 70–10 000. Funkce celého modulu byla ověřena měřeními. Výsledky byly porovnány s průtokem získaným z referenčního průtokoměru.

4.1 Termistor v katetru

Z grafu na obrázku 3.1 lze vyčíst, že termistor použitý v katetru je typu NTC. Při snižování teploty totiž zvyšuje svůj odpor. Závislost odporu na teplotě není přesně lineární, přesto je vidět, že v rozmezí pracovní teploty katetru, lze tuto závislost, pro zjednodušení výpočtů, za lineární považovat. Dalším argumentem je fakt, že při výpočtu CO je zásadní naměřená změna teploty, tedy změna v rozsahu desetin, maximálně několik °C, při průchodu bolusu. Lineární aproximace by tedy měla mít, při tak malých změnách, minimální dopad na přesnost měření. Proto byla data proložena přímkou lineárního trendu, která byla následně použita pro přepočítání změny odporu na změnu teploty.

4.2 Kalibrace průtokoměru

Při kalibraci průtokoměru bylo provedeno pět měření, pro zjištění závislosti změny frekvence signálu f_p na průtoku q . Tato informace nebyla dohledatelná na stránkách výrobce, ani v technické dokumentaci. Z obrázku 3.2 je vidět, že průtokoměr vykazuje lineární závislost. Data byla naměřena v rozmezí průtoku 2,17–10,45 l/min, tedy v uvažovaném výkonu zapojené pumpy. Rovnice přímky lineárního trendu pak byla použita k výpočtu hodnoty referenčního průtoku v okruhu.

4.3 Řízení vytápění

Výkon tělesa v okruhu byl zvolen tak, aby bylo schopné ohřát vodu z pokojové teploty 20 °C na pracovní 37 °C do 15 minut. Přibližné hodnoty potřebné energie byly vypočteny pomocí kalorimetrické rovnice. V praxi je čas ohřevu blíže k 20 minutám. To je pravděpodobně způsobeno větším objemem vody v okruhu, kdy bylo původně počítáno s 5 litry v rezervoáru, ale nebyl započítán objem trubek. Nebylo také počítáno s tepelnými ztrátami v okruhu, což zanáší další nepřesnosti. Celkově je ale čas potřebný pro ohřev dostatečně nízký, aby na modelu šlo provádět měření bez velkých časových prodlev. Po ohřátí na pracovní teplotu pak řízení s lehkými, předpokládanými, oscilacemi udržuje v okruhu konstantní teplotu. Průměr teploty v okruhu vypočtený z dat na obrázku 3.6 v časovém úseku 20–45 min je $37 \pm 0,17$ °C. Malá směrodatná odchylka ukazuje na

dobrou stabilitu teploty, což je zřetelné i z obrázku 3.6. Teoreticky mohlo být zvoleno těleso o větším výkonu, ovšem pak by mohl nastat problém se setrvačností ohřevu. Doba ohřátí by se sice zkrátila, ale směrodatná odchylka průměrné teploty by byla větší. Protože je stabilita teploty v okruhu jedním ze základních předpokladů pro úspěšné měření CO pomocí TM, bylo raději zvoleno těleso o nižším výkonu.

4.4 Termodiluční křivky

Naměřené termodiluční křivky odpovídají tvaru křivek měřených v klinické praxi. Jejich změna tvaru při změně průtoku také odpovídá předpokladům. Ukázka termodilučních křivek je k dispozici v příloze C.

4.4.1 Záznam termodilučních křivek

Při simulovaném měření CO pomocí TM byl použit bolus o objemu 10 ml. Tento objem se používá běžně v klinické praxi [12, 13], ale také se ukázal být ideálním při pilotním měření v rámci semestrálního projektu, viz příloha D. Pro dosažení co největšího rozdílu teploty v okruhu a bolusu byla voda, která byla následně vstříknuta do okruhu, spolu se stříkačkou, udržována ve směsi ledu a vody, co nejbližte teplotě 0 °C. Byly provedeny tři sady měření.

V rámci první sady, obrázek 3.4 A–C, se měnila hodnota průtoku q v okruhu, aby bylo možné ověřit přesnost vyhodnocení CO. V rámci druhé sady, obrázek 3.5 E–G, se měnila hodnota zesílení G PZ, aby bylo možné posoudit dopad zhoršení rozlišení měření na vyhodnocení CO. K výpočtu je dále potřeba počáteční teplota v okruhu. Ta je odečtena na začátku měření z termistoru katetru. Termistor v rezervoáru není vhodné použít k získání této hodnoty, protože se nachází v jiné části okruhu, než SGK a tak by hodnota neodpovídala skutečnosti, protože teplota v okruhu není stálá. Navíc, pokud bylo v rezervoáru málo vody, měl tento termistor tendence vyplouvat na hladinu a poskytovat chybná měření. Tento problém byl sice odstraněn doplněním vody, ale je riziko, že by se toto mohlo opakovat. Hodnota výsledného CO by tak byla značně zavádějící. Možným řešením by bylo zatížit termistor, například matkou, nebo olůvkem.

4.4.2 Zpracování a vyhodnocení termodilučních křivek

Při měření CO pomocí TM dochází v klinické praxi k recirkulaci bolusu. Termodiluční křivky se poté nevracejí na nulovou hladinu, ale je nutná jejich extrapolace. Tento jev se projevil i při simulovaném měření CO a je velmi dobře patrný na obrázku 3.5, měření EI–GIII. Při nedodržení tohoto postupu, by plocha pod křivkou byla větší a CO by byl podhodnocen, viz rovnice 2.9. V extrémním případě by nedošlo k návratu na nulovou hladinu vlivem nestálé základní teploty v okruhu a potom by teoreticky mohla být plocha pod křivkou nekonečná. Pro vyhodnocení je toto nepřijatelné, proto bylo nutné provést extrapolaci naměřených dat.

V první sadě měření byl měněn průtok q . Se zmenšujícím se průtokem, rostla velikost plochy pod křivkou a čas transitu bolusu t_i . Tato závislost je velmi dobře patrná z obrázku 3.3 a také obrázku 3.4, kde jsou vepsané hodnoty velikosti vypočtené plochy pod křivkou. Závislost změn tedy odpovídá předpokladům. Při porovnání s referenční hodnotou získanou z průtokoměru byla relativní chyba měření v rozmezí 7,3–10,8 %. Se vzrůstajícím průtokem se sice chyba zvyšuje, nelze ale prohlásit, že se jedná o trend, protože jednou se jedná o nadhodnocení CO a podruhé o podhodnocení. Změna velikosti průtoku q by tedy neměla mít vliv na přesnost měření. Měření je možné provádět v plném rozsahu výkonu zapojené pumpy.

V druhé sadě měření bylo měněno zesílení G . Z obrázku 3.5 lze vyzorovat, že čím menší bylo zesílení, tím se zdá signál více zašuměný. Předpokládaný byl ale opačný trend, protože větší zesílení signálu znamená i větší zesílení náhodného šumu. Je tedy možné, že šum je teplotní a je způsoben kolísáním teploty při zapnutém vytápění, což by znamenalo, že je nezávislý na G . Jak je vidět na obrázku 3.5, plochy pod křivkou i t_i bolusů jsou u všech měření podobné, protože průtok q byl konstantní. Při porovnání vypočteného CO s referenční hodnotou z průtokoměru byla relativní chyba měření v rozmezí 4,3–12,4 %. Z dat nelze vyvodit žádný trend zhoršení přesnosti v závislosti na zvoleném zesílení G . V měřeném rozmezí se tak nezdá, že by CO bylo závislé na zesílení G .

V třetí sadě měření byly provedeny dvě záměrně chybné aplikace bolusu pro účel zjištění chyby, kterou by mohla do měření vnést obsluha. První aplikace byla pomalá, obrázek 3.4 D, a druhá přerušená, obrázek 3.5 H. V případě pomalé je jasně vidět prodloužení t_i bolusu, ovšem také zmenšení maxima změny teploty, tak jak bylo předpokládáno. Opačná tendence změny těchto dvou proměnných nakonec vedla k vyrušení vlivu pomalého vstřiku a plocha pod křivkou je srovnatelná s normálním vstřikem, obrázek 3.4 IC–IIIC. Výsledný CO při porovnání s referenční hodnotou z průtokoměru tak vykazuje relativní chybu jen 3,7%. V tomto případě tedy rychlost vstřiku neovlivnila vyhodnocení CO, ovšem pro obecné ověření by bylo nutné provést více měření, při různých hodnotách průtoku. Při přerušené aplikaci došlo také k prodloužení t_i bolusu a dále jsou zřetelné dvě maxima změny teploty při průtoku bolusu. Při porovnání s hodnotou z průtokoměru dostaneme relativní chybu 34,0 %, což je suverénně nejvyšší chyba ze všech provedených měření. Při přerušeném měření dochází k nepřesné extrapolaci křivky a výseku v křivce, což vede ke zmenšení plochy pod křivkou, čímž se extrémně nadhodnotí výsledný CO.

Průměrná relativní přesnost měření je 11,2 %. Podle [12] je možné dosáhnout, bez vlivů fyziologického rušení, přesnosti měření průtoku pomocí TM v rozmezí 2–7 %. Celkově je tak přesnost naměřených dat menší, ovšem pro určené účely demonstrace dostačující. Snížit chybu by bylo možné například zmenšením, nebo kompenzováním teplotných ztrát bolusu při jeho vstřiku. Možné řešení by bylo započítání konstanty K_1 . Samotný záznam termodiluční křivky pravděpodobně přesnost neovlivnil. Odpověď

zesilovače byla ověřena již v semestrálním projektu, viz příloha D. Zůstává zde tedy prostor pro zpřesnění počátečních podmínek pro vyhodnocení křivek.

Je zajímavé, že při nahlédnutí do úplných dat měřených termodilučních křivek, viz příloha E, s vyřazením chybných aplikací bolusu, nelze prohlásit, že by obecně při měření docházelo k podhodnocení měřeného CO. Tento trend byl očekáván, protože jak je vidět z obrázku 3.4 a 3.5, základní hladina teploty v okruhu vykazuje v některých případech mírný nárůst způsobený vyhříváním okruhu. To je velmi dobře pozorovatelné hlavně na měřeních H, EII a GI. Plocha pod křivkou by tedy měla být lehce nadhodnocena a CO naopak podhodnoceno. Na tomto příkladu je vidět, jak jsou zavedené postupy pro odstranění chyb měření CO pomocí TM účinné, konkrétně tedy extrapolace a průměrování výsledku z tří měření.

4.5 Přenos signálu do PC

Ovládání modelu a záznam dat je uskutečněn přes skripty vytvořené v programovacím prostředí MATLAB za pomoci příkazů z rozšířené podpory pro Arduino. Těchto skriptů je pět. Vytvoření jednoho skriptu, který by obsahoval všechny funkce nebylo možné, protože jak se zvyšovalo množství příkazů, tak se snižovala frekvence záznamu termodiluční křivky na pinu A0. Při měření dat pomocí samostatného skriptu, který byl nakonec použit pro měření výsledků, byla průměrná vzorkovací frekvence přibližně 43 Hz. Při zahrnutí ovládání vytápění do tohoto skriptu, klesla frekvence záznamu pod 12 Hz. Předpokladem je, že tento trend by pokračoval úměrně se složitostí kódu. Tento problém může být způsobený pomalou komunikací modulu Arduino s PC, nebo pomalou odezvou programu MATLAB. Pravděpodobnější se zdá spíše druhá varianta, protože při programování Arduina v jazyce Wiring (programovací jazyk pro open-source platformu Arduino) jsou frekvence čtení z analogového pinu řádově vyšší. Myšlenkou jediného skriptu bylo, aby byl model snadno ovladatelný pro účel výuky. Na modelu tedy lze provádět měření, ale obsluha není tak uživatelsky přívětivá.

Pro odstranění problému je výhledově v plánu naprogramování ovládání a záznamu dat pomocí jazyka Wiring. Naměřené termodiluční křivky pak budou uloženy a vyhodnocovány samostatně v programu MATLAB. Toto řešení lépe odpovídá nárokům na použití modulu při výuce, jelikož je možné samostatně vyhodnotit naměřené termodiluční křivky. Do programu ovládání ovšem nemusí mít uživatel přístup. Důležité prvky ovládání by byly dostupné přes uživatelské grafické rozhraní.

4.6 Zhodnocení konstrukce výrobku

Model má pevnou kostru a je zakrytý deskami z dřevotřísky. To zajišťuje menší pravděpodobnost poškození cirkulačního okruhu a odizolování elektrických rozvodů od

uživatelé. Na modelu bylo provedeno několik sad měření a bylo potvrzeno, že jej lze použít k simulovanému měření CO pomocí TM. Je zde ovšem několik technických problémů, které se vyskytly při měření. Model je sice připraven pro použití ve výuce, jeho údržba je ovšem zbytečně komplikovaná.

Pro odstranění problému je výhledově v plánu přestavění okruhu na verzi 3. První verze byla postavena pro účely semestrálního projektu, a ačkoliv druhá verze, postavená pro účely bakalářské práce, je plně funkční, aplikování získaných zkušeností bude možné sestavit verzi 3, která nebude tak náročná na údržbu, což je, s přihlédnutím k účelu použití, důležité.

Použití pozinkovaných trubek pro úsek vytápění se ukázalo být vhodné. Těleso se nepřehřívá a nehrozí poškození trubky teplem. Tato část okruhu je tedy bez problému a bude přenesena do verze 3. Jako rezervoár byl použit kanystr a celý okruh byl uzavřený. Toto se ukázalo jako nevhodné. Při ohřevu vody totiž dochází k expanzi a v rezervoáru se hromadí tlak, který musí být postupně snižován přes plnicí ventil. Také nebylo možné kontrolovat úroveň hladiny. Tento problém bude odstraněn otevřením okruhu v místě rezervoáru, ten se také stane nejvyšším bodem okruhu, aby přes něj bylo možné okruh snadno plnit a kontrolovat hladinu. Dalším problémem rezervoáru je fakt, že jej nebylo možné plně naplnit a utvořila se v něm vzduchová kapsa, jejíž část byla občas nasána do okruhu. Tento problém se také odstraní otevřením rezervoáru a jeho umístění v nejvyšším bodě. Schéma zapojení zůstane stejné, jako na obrázku 2.6, ale propojení nebude provedeno PPR potrubím, ale hadicemi, které budou k úseku měření, vytápění a rezervoáru připojeny pomocí průchodek. Toto spojení je jednodušší a nepotřebuje přidané těsnění. Pokud bude zvolen dostatečný průměr hadic, nemělo by dojít k zvýšení odporu a mělo by se zachovat lineární proudění. Verze 3 bude také umístěna na kostře z dřevěných hranolů, ovšem zakrytá bude jen část elektroinstalace, kvůli bezpečnosti. Elektroinstalace a schémata řízení jsou plně funkční, proto zůstanou ve verzi 3 zachována, stejně tak zvolené porty a sestrojený ovládací panel.

4.7 Shrnutí funkčnosti celého výrobku

Sestrojený model kardiovaskulárního systému umožňuje simulované měření CO pomocí TM. Technické nedostatky spojené s údržbou budou výhledově odstraněny sestrojením modelu verze 3. Elektroinstalace modelu nevykazuje žádné problémy. Logické obvody a obvody řízení fungují dle předpokladů. Záznam dat a ovládání modelu je uskutečněno pomocí skriptů vytvořených v programovacím prostředí MATLAB za pomoci příkazů z rozšířené podpory pro Arduino. Jak je vidět na obrázku 3.6, v okruhu je udržována konstantní teplota pomocí vytápění. Záznam dat probíhá bez problému a termodiluční křivky mají předpokládaný tvar, viz obrázek 3.3, 3.4 a 3.5. Skripty nešlo sjednotit z důvodu snižování frekvence záznamu termodiluční křivky při zvýšeném množství příkazů. Tento problém bude výhledově odstraněn rozdělením ovládání a

vyhodnocení. Ovládání bude uskutečněno pomocí modulu Arduino, naprogramovaného jazykem Wire a vyhodnocení bude probíhat samostatně v programu MATLAB. Jak je patrné z tabulky 3.1, křivky jsou vyhodnocovány dostatečně přesně pro demonstraci principu TM ve výuce.

Demonstrační model pro měření CO pomocí TM je tedy plně funkční a připravený pro použití ve výuce. Výhledové změny mají usnadnit údržbu modelu kardiovaskulárního systému a zjednodušit ovládání pro uživatele.

5 Závěr

V rámci bakalářské práce byl sestaven model kardiovaskulárního systému s možností simulovaného měření srdečního výdeje pomocí Swan-Ganzova katetru. a navrženy obvody záznamu termodilučních křivek z katetru a řízení modelu. Byly vytvořeny skripty pro digitalizaci signálu, ovládání modulu a přenos dat do PC pomocí programu MATLAB a modulu Arduino UNO. Funkčnost celého systému byla vyzkoušena a potvrzena při opakovaném simulovaném měření srdečního výdeje termodiluční metodou pomocí Swan-Ganzova katetru. Vyhodnocení termodilučních křivek proběhlo v programu MATLAB. Relativní chyba měření byla 11,2 %.

Seznam použité literatury

- [1] HETT, D.A. a M.M. JONAS. Non-invasive cardiac output monitoring. *Intensive and Critical Care Nursing*. 2004, 20(2), 103-108. DOI: 10.1016/j.iccn.2004.01.002. ISSN 09643397. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0964339704000096>
- [2] LAVDANITI. 2008. Invasive and non-invasive methods for cardiac output measurement. *Int J Caring Sci*.1(3):112–117. Dostupné také z: http://internationaljournalofcaringsciences.org/docs/Vol1_Issue3_02_Lavdaniti.pdf
- [3] MEHTA, Yatin. Newer methods of cardiac output monitoring. *World Journal of Cardiology*. 2014, 6(9), 1022-. DOI: 10.4330/wjc.v6.i9.1022. ISSN 1949-8462. Dostupné také z: <http://www.wjgnet.com/1949-8462/full/v6/i9/1022.htm>
- [4] ROEHRIG, C., M. GOVIER, J. ROBINSON a A. ANEMAN. Carotid Doppler flowmetry correlates poorly with thermodilution cardiac output following cardiac surgery. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2017, 61(1), 31-38. DOI: 10.1111/aas.12822. ISSN 00015172. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1111/aas.12822>
- [5] MCKENZIE, Scott C., Kimble DUNSTER, Wandy CHAN, Martin R. BROWN, David G. PLATTS, George JAVORSKY, Chris ANSTEY a Shaun D. GREGORY. Reliability of thermodilution derived cardiac output with different operator characteristics. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. , -. DOI: 10.1007/s10877-017-0010-6. ISSN 1387-1307. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10877-017-0010-6>
- [6] GIRAUD, Raphaël, Nils SIEGENTHALER, Paolo MERLANI a Karim BENDJELID. Reproducibility of transpulmonary thermodilution cardiac output measurements in clinical practice: a systematic review. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2017, 31(1), 43-51. DOI: 10.1007/s10877-016-9823-y. ISSN 1387-1307. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10877-016-9823-y>
- [7] ITAMI, Takaharu, Yusuke ENDO, Kiwamu HANAZONO, Tomohito ISHIZUKA, Jun TAMURA, Kenjiro MIYOSHI, Tadashi SANO a Kazuto YAMASHITA. Comparison of cardiac output measurements using transpulmonary thermodilution and conventional thermodilution techniques in anaesthetized dogs with fluid overload. *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*. 2016, 43(4), 388-396. DOI: 10.1111/vaa.12331. ISSN 14672987. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1467298716301064>

- [8] MEHTA, Yatin, 2014. Newer methods of cardiac output monitoring. *World Journal of Cardiology*. 6(9), 1022-. DOI: 10.4330/wjc.v6.i9.1022. ISSN 1949-8462. Dostupné také z: <http://www.wjgnet.com/1949-8462/full/v6/i9/1022.htm>
- [9] AMELOOT, K., I. MEEEX, C. GENBRUGGE, et al., 2014. Accuracy of continuous thermodilution cardiac output monitoring by pulmonary artery catheter during therapeutic hypothermia in post-cardiac arrest patients. *Resuscitation*. 85(9), 1263-1268. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2014.06.025. ISSN 03009572. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300957214006352>
- [10] MARSHALL, Kristen, Elizabeth THOMOVSKY, Paula JOHNSON a Aimee BROOKS. A Review of Available Techniques for Cardiac Output Monitoring. *Topics in Companion Animal Medicine*. 2016, 31(3), 100-108. DOI: 10.1053/j.tcam.2016.08.006. ISSN 19389736. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1938973616300149>
- [11] STEWART, G. N., 1897. Researches on the Circulation Time and on the Influences which affect it. *The Journal of Physiology*. 22(3), 159-183. DOI: 10.1113/jphysiol.1897.sp000684. ISSN 00223751. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.1897.sp000684>
- [12] TRAUTMAN, Edwin D. a Michael N. D'AMBRA, 2006. Cardiac Output, Thermodilution Measurement of. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Hoboken, NJ, USA, 2006-04-14. DOI: 10.1002/0471732877.emd053. ISBN 0471732877. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877.emd053>
- [13] REUTER, Daniel A., Cecil HUANG, Thomas EDRICH, Stanton K. SHERNAN a Holger K. ELTZSCHIG, 2010. Cardiac Output Monitoring Using Indicator-Dilution Techniques: Basics, Limits, and Perspectives. 110(3), 799-811. DOI: 10.1213/ANE.0b013e3181cc885a. ISSN 0003-2999. Dostupné také z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00000539-201003000-00031>
- [14] GUYTON, Arthur C. a John E. HALL, c2006. *Textbook of medical physiology* [online]. 11th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders [cit. 2018-04-30]. ISBN 07-216-0240-1.
- [15] GILBERT, Michael. Cardiac output measurement. 2016, 17(2), 95-101. DOI: 10.1016/j.mpaic.2015.11.005. ISSN 14720299. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1472029915002714>
- [16] DOMINO, Karen, Andrew BOWDLE, Karen POSNER, Pete SPITELLIE a Lorri LEE. Injuries and Liability Related to Central Vascular Catheters: A Closed Claims Analysis. *Anesthesiology*. 2004, 2004(Vol. 100), 1411-1418. ISSN 1528-1175.
- [17] Evaluation Study of Congestive Heart Failure and Pulmonary Artery Catheterization Effectiveness. *JAMA*. 2005, 294(13), 1625-. DOI:

- 10.1001/jama.294.13.1625. ISSN 0098-7484. Dostupné také z:
<http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.294.13.1625>
- [18] RESANO, Fernando G., Emmanouil I. KAPETANAKIS, Peter C. HILL, Elizabeth HAILE a Paul J. CORSO. Clinical Outcomes of Low-Risk Patients Undergoing Beating-Heart Surgery With or Without Pulmonary Artery Catheterization. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 2006, 20(3), 300-306. DOI: 10.1053/j.jvca.2006.01.017. ISSN 10530770. Dostupné také z:
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053077006000024>
- [19] OPOTOWSKY, Alexander R., Edward HESS, Bradley A. MARON, et al. Thermodilution vs Estimated Fick Cardiac Output Measurement in Clinical Practice. *JAMA Cardiology*. 2017, 2(10), 1090-. DOI: 10.1001/jamacardio.2017.2945. ISSN 2380-6583. Dostupné také z:
<http://cardiology.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jamacardio.2017.2945>
- [20] Chikumaya. Pulmonary arterial catheter.svg. In: Wikimedia Commons [online]. 28. 5. 2006 [cit. 2018-01-07]. Dostupné z:
[https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f3/Pulmonary_arterial_catheter](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f3/Pulmonary_arterial_catheter.svg)
- [21] KUČEROVÁ, Alena. Využití pravostranné srdeční katetrizace v léčbě akutního srdečního selhání na koronární jednotce. *SESTRA. Mladá fronta*, 2009, 2009(4), 29-30.
- [22] RISKIN, Jeffrey. A User's guide to IC instrumentation amplifiers. *Analog Devices*, 3-10. Dostupné také z: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-244.pdf>
- [23] Common-mode rejection ratio. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 4. 1. 2018 [cit. 2018-01-08]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Common-mode_rejection_ratio
- [24] CRAWFORD, Zane. Instrumentation Amplifiers: A guide to instrumentation amplifiers and how to proper use the INA326 [online]. 21. 3. 2014 [cit. 2018-01-08]. Dostupné z:
<http://www.egr.msu.edu/classes/ece480/capstone/spring14/group11/appnotes.zane.pdf>
- [25] Wheatstonebridge. In: Wikimedia Commons [online]. 9. 10. 2007 [cit. 2018-01-08]. Dostupné z:
<https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/9/93/Wheatstonebridge.svg>
- [26] REICHL, Jaroslav. Wheatstoneův můstek. *Encyklopedie fyziky* [online]. 8. 1. 2018 [cit. 2018-01-08]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1631-wheatstoneuv-mustek>

- [27] TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. 1995. 2016. Dostupné také z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
- [28] PIHER, PTC-10: 10 mm Cermet Potentiometer, Dostupné také z: <http://www.piher-nacesa.com/pdf/13-PTC10v03.pdf>
- [29] Virtual Ground Circuits: Simple Buffered Virtual Ground Circuits. Tangentsoft: Electronics [online]. 25. 6. 2015 [cit. 2018-01-06]. Dostupné z: <https://tangentsoft.net/elec/vgrounds.html>
- [30] STMICROELECTRONICS. LFXX Very low drop voltage regulator with inhibit function: Datasheet - production data. 2017. Dostupné také z: <http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/c4/0e/7e/2a/be/bc/4c/bd/CD00000546.pdf/files/CD00000546.pdf/jcr:content/translations/en.CD00000546.pdf>
- [31] FKTECHNICS. NÁVOD K POUŽITÍ: Venkovní vodní čerpadlo. Dostupné také z: http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/550000-574999/570265-an-01-cs-Venk_vodni_cerpadlo.pdf
- [32] B.I.O-TECH E.K., Low-flow Flow senzor, 2013. Germany. Dostupné také z: http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/350000-374999/365257-da-01-ml-DURCHFLUSSMESSER_FCH_MIDI_POM_10__de_en.pdf
- [33] Topné těleso 500W trubkový koupelnový radiátor, 2018. Elny: Elektro Domova [online]. Nymburk, 2018 [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: <https://www.elny.cz/topne-teleso-500w-trubkovy-koupelnovy-radiator-radiatory-s-omezovacem-teploty/d-74256/>
- [34] Klopný obvod: Klopný obvod RS, 2018. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Klop%C3%BD_obvod
- [35] VISHAY, NTC Thermistors: NTCLE100E3, 2012. Dostupné také z: http://www.ges.cz/sheets/n/ntc_02.pdf
- [36] INTERNATIONAL RECTIFIER, IRFZ44N: HEXFET® Power MOSFET, California. Dostupné také z: <https://www.infineon.com/dgdl/irfz44n.pdf?fileId=5546d462533600a40153563b3575220b>
- [37] TROWBRIDGE, Jack. 555 TIMER: UNIVERSAL PWM CONTROLLER. Instructables [online]. 2018, 9. 9. 2014 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <http://www.instructables.com/id/555-Timer-Universal-PWM-Controller/>

- [38] HOLLENBERG, Steven M. Hemodynamic Monitoring. *Chest*. 2013, 143(5), 1480-1488. DOI: 10.1378/chest.12-1901. ISSN 00123692. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369213603505>
- [39] NOBLITT, John. Cardiac Output Measurements. *24x7 Magazine* [online]. 14. 7. 2014 [cit. 2018-01-11]. Dostupné z: <http://www.24x7mag.com/2014/07/cardiac-output-measurements/>
- [40] WATTS, Joy. Haemodynamic Monitoring. 2016. [online]. Dostupné také z: <http://slideplayer.com/slide/4751611/>

Příloha A: Seznam elektronických součástek a komponentů

Tab. A.1: Seznam součástek.

Součástka	Počet	Hodnota
Keramický kondenzátor	1	1 μ F
Keramický kondenzátor	5	0,1 μ F
Fóliový kondenzátor	1	0,1 μ F
Polarizovaný fóliový kondenzátor	3	10 μ F
Metalizovaný rezistor	2	180 $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	1	330 $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	1	390 $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	1	470 $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	2	1 k $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	1	3,9 k $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	1	5,6 k $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	2	47 k $\Omega \pm 1 \%$
Metalizovaný rezistor	2	15 k $\Omega \pm 0,1 \%$
Víceotáčkový potenciometr	1	2 k $\Omega \pm 5 \%$
Uhlíkový potenciometr	1	25 k $\Omega \pm 20 \%$
Uhlíkový potenciometr	1	10 k $\Omega \pm 20 \%$
Cermetový trimr	1	250 $\Omega \pm 20 \%$
Cermetový trimr	1	500 $\Omega \pm 20 \%$
NTC termistor	1	10 k $\Omega \pm 5 \%$
Dioda 1N4728	2	
Dioda 1N5400	1	
Triak BTA06	1	
IRFZ44N	1	
LF50CV	1	
74HC02N	1	
uA741C	1	
NE555N	1	
MOC3083	1	
INA128P	1	

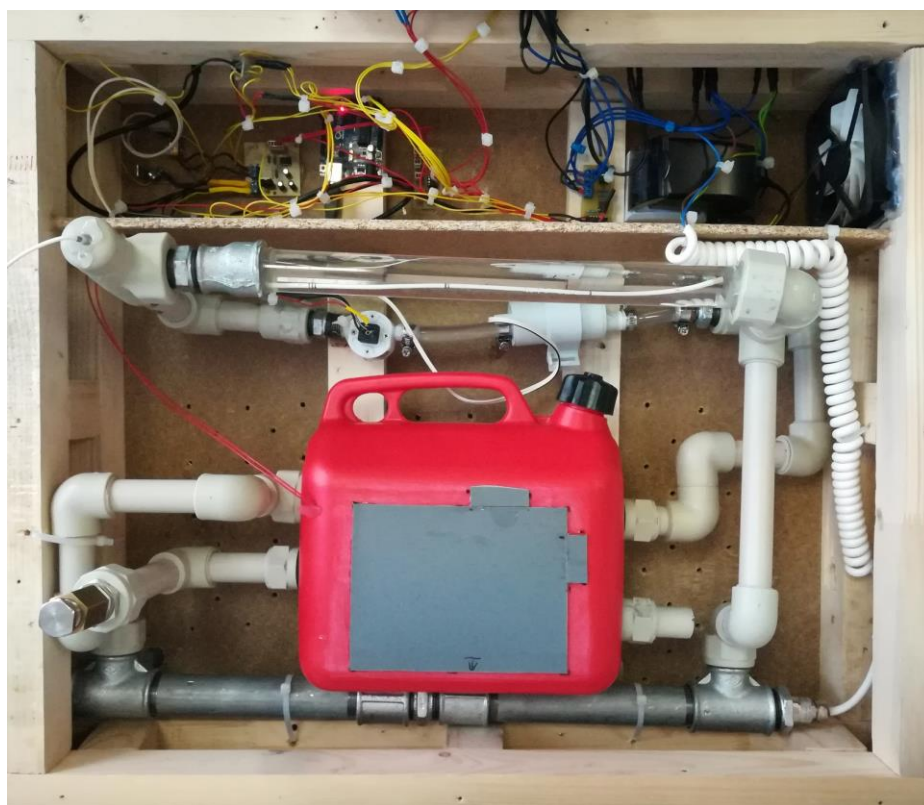
Tab. A.2: Seznam komponentů.

Komponent	Typ
Lineární pumpa	Comet Extra, výrobce KFtechnics
Senzor průtoku	B.I.O-TECH
Topné těleso	TYP 6248, výkon 500 W
Modul Arduino	Arduino UNO
Ventilátor	Arctic F12
DC Zdroj	Voltcraft 12 V, 27 W

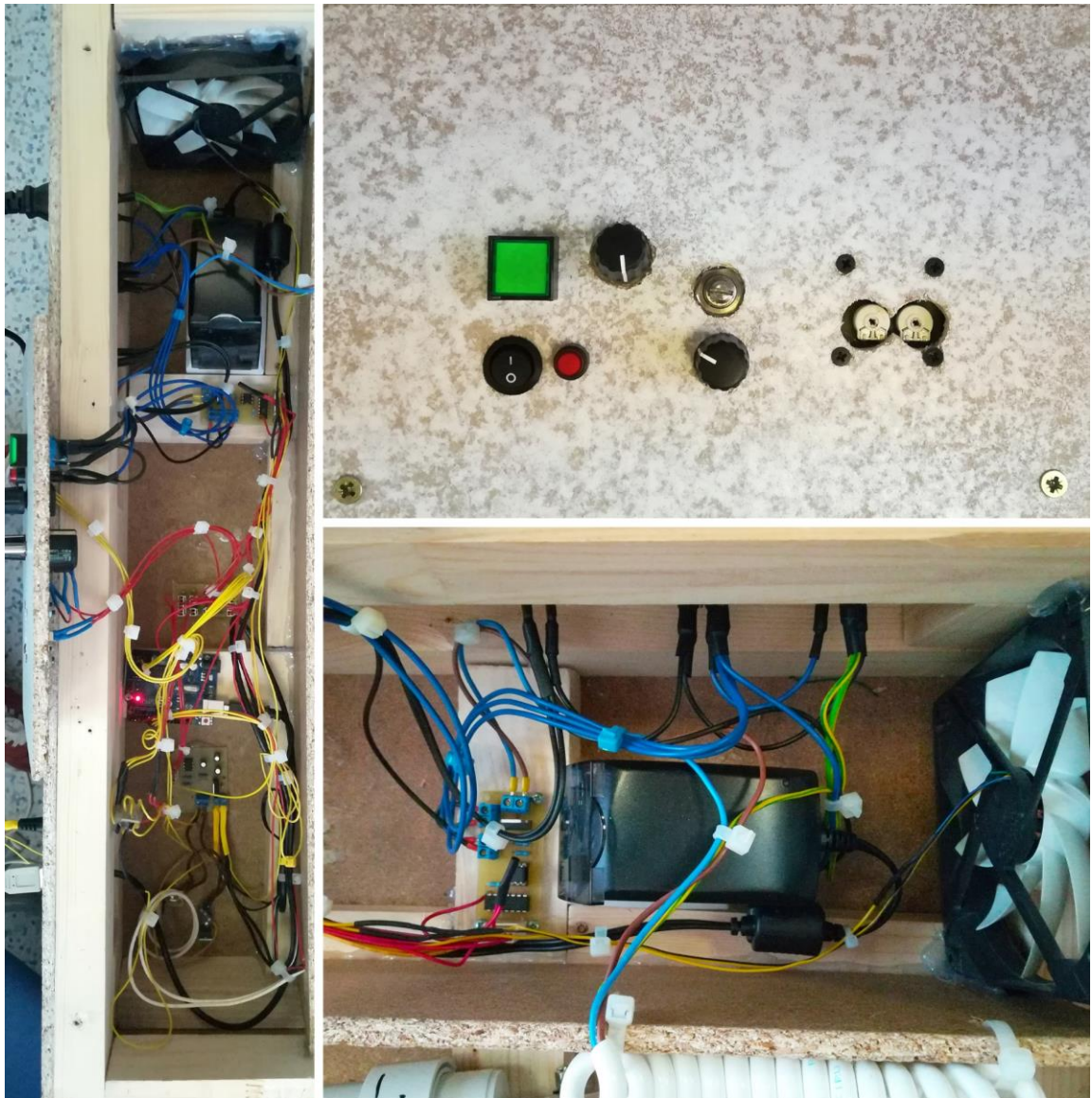
Příloha B: Fotodokumentace výrobku



Obr. B.1: Fotodokumentace výrobku. Fotografie byla pořízena při měření výsledků. V tomto stavu je výrobek připraven pro použití v laboratoři.

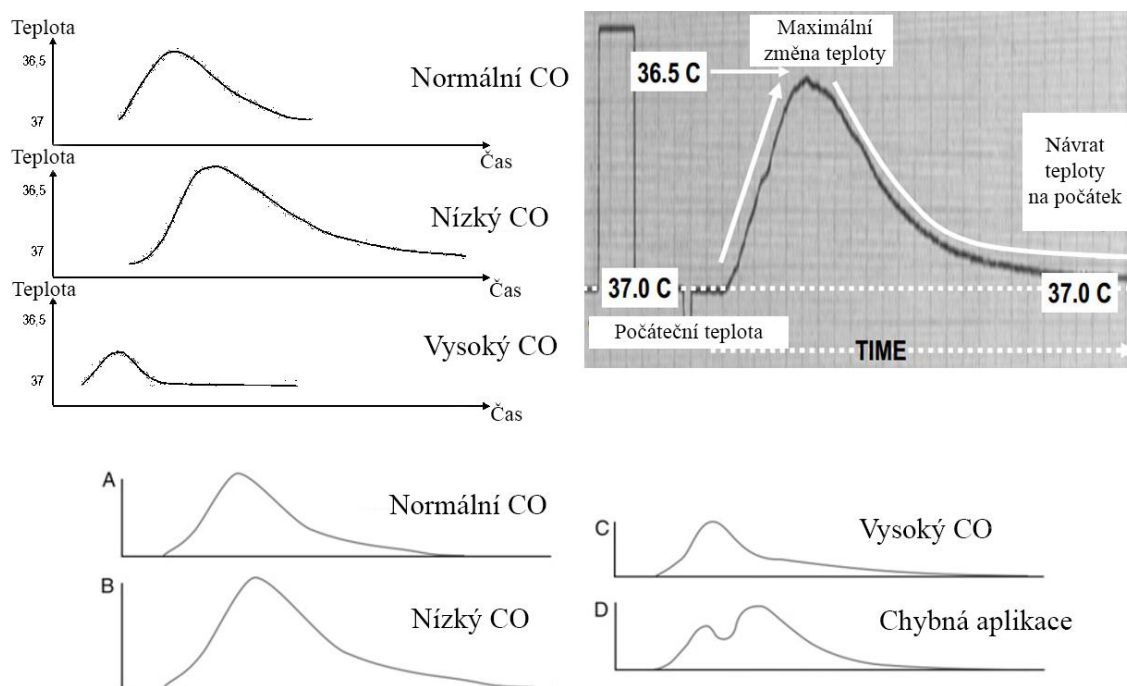


Obr. B.2: Fotodokumentace výrobku. Foceno z vrchu při otevřeném horním krytu. Je patrné rozdělení na část elektroinstalace a okruhu kardiovaskulárního systému.



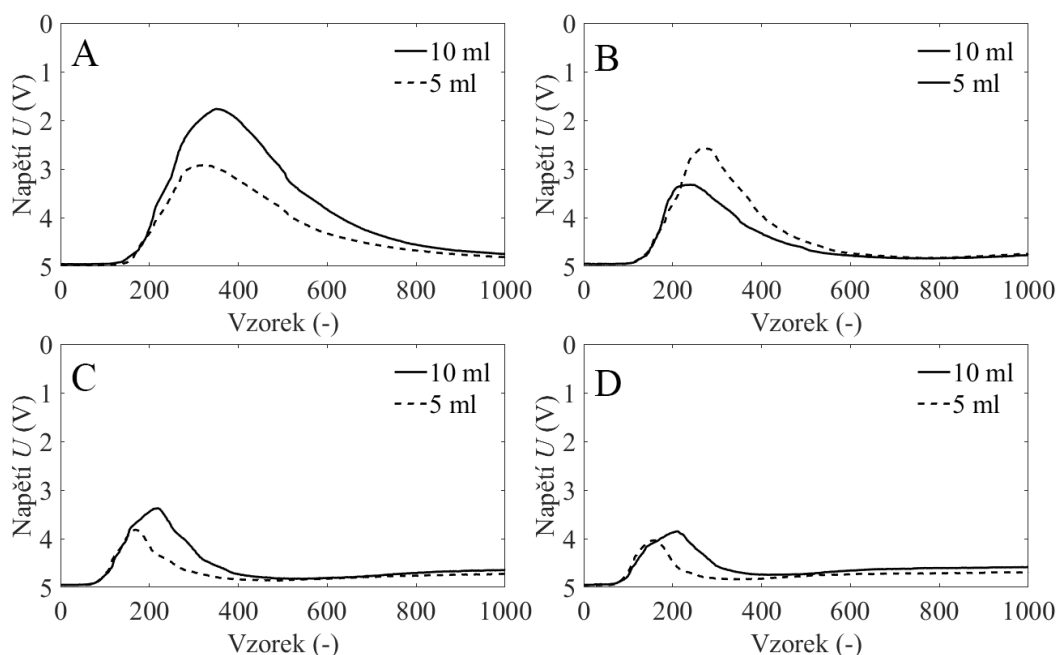
Obr. B.3: Fotodokumentace výrobku s otevřeným horním krytem. Vlevo zapojení elektrorozvodů a logických obvodů. Vpravo nahoře detail ovládacího panelu. Vpravo dole detail zapojení silnoproudu. DC zdroj je připojen do instalované zásuvky.

Příloha C: Ukázka termodilučních křivek



Obr. C: Ukázka termodilučních křivek (zdroj: [38, 39, 40], upraveno autorem)

Příloha D: Výsledky získané v rámci semestrálního projektu



Obr. D.1: Naměřené křivky diluce bolusu při simulovaném měření CO pomocí SGK na modelu kardiovaskulárního systému v rámci semestrálního projektu. Křivky byly měřeny při různém napětí na pumpě. To odpovídalo výkonu pumpy, tedy i průtoku. Křivky byly měřeny při napětí 3 V (A), 4 V (B), 6 V (C), 9 V (D). Křivky byly měřeny dvakrát. Jednou při použití bolusu o objemu 5 ml, podruhé při použití bolusu o objem 10 ml. Při použití bolusu o objemu 10 ml je maximum termodiluční křivky větší, než při použití 5 ml.

Tab. D: Hodnoty výstupního napětí U_{OUT} naměřené na můstku při testování odpovědi PZ na vstupní napětí U_{AB} provedené v rámci semestrálního projektu.

Číslo měření	Napětí U_A (V)	Napětí U_B (V)	U_{AB} (V)	U_{OUT} (V)
1	2,273	2,273	0,000	0,019
2	2,273	2,278	0,005	0,656
3	2,273	2,283	0,010	1,310
4	2,273	2,288	0,015	1,830
5	2,273	2,293	0,020	2,591
6	2,273	2,298	0,025	3,094
7	2,273	2,303	0,030	3,805
8	2,273	2,308	0,035	4,506
9	2,273	2,313	0,040	5,134

Příloha E: Úplná sada dat vyhodnocení termodilučních křivek

Tab. E.1: Kompletní data k měřeným sadám termodilučních křivek AI–CIII.

q *	Průměrná naměřená hodnota CO (l/min)	Referenční hodnota CO průtokoměru (l/min)	Frekvence záznamu (Hz)	Teplota bolusu T_0 (°C)	Počáteční t_o (°C)	Absolutní chyba měření Δ_M (l/min)	Relativní chyba měření δ_M (%)
N	2,99	3,36	40,1	0	39,16	0,37	11,0
N	2,97	3,36	37,5	0	39,06	0,39	11,6
N	3,38	3,36	37,2	0	38,25	-0,02	-0,6
S	5,74	6,76	32,0	0	42,81	1,02	15,1
S	6,17	6,76	45,0	0	42,28	0,59	8,7
S	6,05	6,76	43,7	0	41,83	0,71	10,5
V	11,23	10,43	44,0	0	40,15	-0,80	-7,7
V	12,30	10,43	44,6	0	40,53	-1,87	-18,0
V	11,13	10,43	42,0	0	39,76	-0,70	-6,7

* q =průtok, N=nízký, S=střední, V=vysoký

Tab. E.2: Kompletní data k měřeným sadám termodilučních křivek EI–GIII.

G *	Průměrná naměřená hodnota CO (l/min)	Referenční hodnota CO průtokoměru (l/min)	Frekvence záznamu (Hz)	Teplota bolusu T_0 (°C)	Počáteční t_o (°C)	Absolutní chyba měření Δ_M (l/min)	Relativní chyba měření δ_M (%)
260	10,65	10,43	46,5	7	42,37	-0,22	-2,1
260	9,98	10,43	45,0	7	41,83	0,45	4,3
260	9,31	10,43	45,9	7	41,46	1,12	10,7
97	11,41	10,43	46,1	7	40,91	-0,98	-9,4
97	11,31	10,43	45,2	7	40,53	-0,88	-8,4
97	12,45	10,43	46,14	7	40,15	-2,02	-19,4
70	11,54	10,43	45,39	7	39,76	-1,11	-10,6
70	11,18	10,43	45,8	7	39,36	-0,75	-7,2
70	10,76	10,43	46,2	7	39,26	-0,33	-3,2

* G = zesílení

Tab. E.3: Kompletní data k měřeným sadám termodilučních křivek D a H.

	Průměrná naměřená hodnota CO (l/min)	Referenční hodnota CO průtokoměru (l/min)	Frekvence záznamu (Hz)	Teplota bolusu T_0 (°C)	Počáteční t_o (°C)	Absolutní chyba měření Δ_M (l/min)	Relativní chyba měření δ_M (%)
1	10,82	10,46	46,5	7	42,46	0,39	3,7
2	13,98	10,46	45,8	7	42,33	3,55	34,0

*1=pomalá aplikace, 2=přerušená aplikace

Příloha F: Obsah přiloženého CD

- Klíčová slova.pdf
- Abstrakt čj.pdf
- Abstrakt aj.pdf
- Zadání bakalářské práce.pdf
- 17PBBBP_434147_Marek_Tosovsky.pdf
- Skripty.zip
- Schemata_obvodu.zip