



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Studium průtoku v ECMO okruhu při  
změně geometrických parametrů venózní  
části**

**The study of flow in ECMO circuit during the change  
of the venous part geometrical dimensions**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Valeriia Trukhan

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Svitlana Strunina

---

**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: **Valeriia Trukhan**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Studium průtoku v ECMO okruhu při změně geometrických parametrů venózní části**  
Téma anglicky: The study of flow in ECMO circuit during the change of the venous part geometrical dimensions

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je ověřit vliv změny průměru venózní části modelu ECMO okruhu na odtížení levé komory při ECMO terapii v souvislosti s působením modelu drenážního katétru. V programovém prostředí Simulink vytvořte model hadiček spojených pomocí tzv. „Y“ konektoru, připojených ke zdroji tlaku a pumpě. Provedte simulaci průtoku kapaliny v definovaném ECMO okruhu při stálých parametrech modelu drenážního katétru, připojeného před pumpou. Navrhněte a realizujte měření na experimentálním systému mimotělní membránové oxygenace. Experimentálně ověřte a analyzujte průtoky. Výsledky experimentu statisticky vyhodnoťte a porovnejte výsledky se simulacemi.

Seznam odborné literatury:

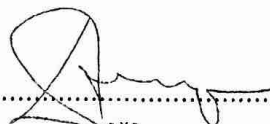
- [1] Ošťádal Petr, Jan Bělohávek, ECMO - Extrakorporální membránová oxygenace: Manuál pro použití u dospělých, ed. 1, Maxdorf, 2013, ISBN 978-80-7345-365-7
- [2] Lich B., Brown D., The Manual of Clinical Perfusion, Perfusion.com, ed. 2, Perfusion.com, [FortMyers, FL], 2004, [Revidováno 2017], ISBN 9780975339602
- [3] CENGEL, Yunus A., et al., Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications, ed. 1, McGraw-Hill, 2006, ISBN 0-07-247236-7

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Mgr. Svitlana Strunina

  
.....

vedoucí katedry / pracoviště

  
.....

děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Studium průtoku v ECMO okruhu při změně geometrických parametrů venózní části“ vypracovala samostatně a použila 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 18.05.2018

.....

Trukhan Valeriia

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala paní Mgr. Svitlaně Strunine za vedení mé bakalářské práce, návrhy a dobré rady při konzultacích k vypracování této práce.

Děkuji také mé rodině a kamarádům za podporu během psaní bakalářské práce.

## **ABSTRAKT**

Cílem této práce bylo vytvořit model okruhu ECMO (Extrakorporální membránová oxygenace), pomocí kterého jsem ověřovala vliv změny průměru venózní části na odtížení levé komory při ECMO terapii v souvislosti s působením modelu drenážního katetru. Zjistila jsem, že při zmenšení průměru venózní kanyly se zvětšuje průtok drenážním katetrem, a to způsobuje rychlejší odtížení levé komory.

### **Klíčová slova**

Extrakorporální membránová oxygenace (ECMO), průtok, drenážní katetr, modelování.

## **ABSTRACT**

The aim of this work was to create model of ECMO (Extracorporeal Membrane Oxygenation) circuit, by which I verified the effect of the change in the diameter of the venous section on the unloading of the left ventricle at ECMO therapy in connection with the drainage catheter model. I have found that reducing the diameter of the venous cannula increases the flow through the drainage catheter, and this causes a faster unloading of the left ventricle.

### **Keywords**

Extracorporeal membrane oxygenation, flow, drainage catheter, modeling.

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>viii</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>1</b>
1.1 Teoretická část .....	1
1.1.1 ECMO.....	1
1.1.2 Rozdělení ECMO.....	1
1.1.3 Okruh ECMO a jeho částí .....	3
1.1.4 Dotížení levé komory .....	3
1.1.5 Metody odtížení levé komory .....	4
1.2 Přehled současného stavu .....	4
1.3 Cíle práce.....	5
<b>2 Metody</b> .....	<b>7</b>
2.1 Model .....	7
2.1.1 Programové prostředí Simscape .....	7
2.1.2 Vývoj modelu.....	8
2.1.3 Popis hotového modelu .....	17
2.2 Experiment .....	19
2.2.1 Použité přístroje a pomůcky .....	19
2.2.2 Postup práce .....	20
2.3 Metoda statistického vyhodnocení.....	22
<b>3 Výsledky</b> .....	<b>25</b>
<b>4 Diskuse</b> .....	<b>29</b>
<b>5 Závěr</b> .....	<b>30</b>
<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>31</b>
<b>Příloha A: Zapojení průtokoměru do vývojové desky Arduino UNO</b> .....	<b>33</b>
<b>Příloha B: Naměřené hodnoty z experimentu</b> .....	<b>34</b>
<b>Příloha C: Obsah příloženého CD</b> .....	<b>36</b>

# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
SpO <sub>2</sub>	%	Nasycení krve kyslíkem
$\vartheta$	m <sup>2</sup> /s	Kinematická viskozita krve
$\eta$	kg/m.s	Dynamická viskozita krve
$\rho$	kg/m <sup>3</sup>	Hustota kapaliny
$c$	m/s	Rychlost šíření zvuku v krv
K	Pa	Objemový modul krve
R	mmHg/(l/min)	Průtočný odpor
$\alpha$	°	Úhel mezi přímkou a osou x
$\Delta p$	mmHg	Pokles tlaku
p	Pa	Hydrostatický tlak
Q	l/min	Průtok krve (vody) oxygenátorem
g	m/s <sup>2</sup>	Tíhové zrychlení
h	m	Výška kapaliny nad počítaným bodem
$u_A$	l/min	Nejistota typu A
$u_B$	l/min	Nejistota typu B
$u_C$	l/min	Nejistota typu C
$s_{\bar{x}}$	l/min	Odhad směrodatné odchylky výběrového průměru
n	-	Počet měření
$x_i$	l/min	Skutečná hodnota
$\bar{x}$	l/min	Aritmetický průměr změřených hodnot
U	l/min	Rozšířená standardní nejistota typu C
k	-	Koeficient rozšíření

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
ECMO	Extrakorporální membránová oxygenace
ELSO	Extracorporeal Life Support Organization (Organizace extrakorporální podpory života)
VV	Venovenózní
VA	Venoarteriální
v. femoralis	Femorální žíla
a. femoralis	Femorální tepna
LK	Levá komora
PS	Pravá síň



# 1 Úvod

V klinické medicíně se můžeme setkat s pacienty s těžkými poškozeními srdce a plic, které jsou v kritickém, život ohrožujícím stavu. Pro překlenutí tohoto stavu byla vyvinuta metoda ECMO (Extrakorporální membránová oxygenace). Tato metoda je však relativně náročná a její použití může vést k takové komplikaci, jako je dotížení (afterload) levé komory. Pro vyřešení tohoto problému (odtížení levé komory) se do okruhu někdy zavádí drenážní katetr, který má za úkol odsávat zbytečnou krev z levé komory. Ve své bakalářské práci se budu zabývat ověřením vlivu změny průměru venózní části na průtok v drenážním katetru při ECMO terapii.

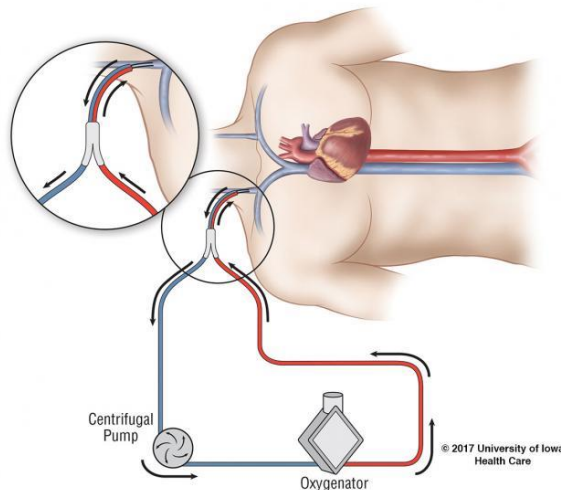
## 1.1 Teoretická část

### 1.1.1 ECMO

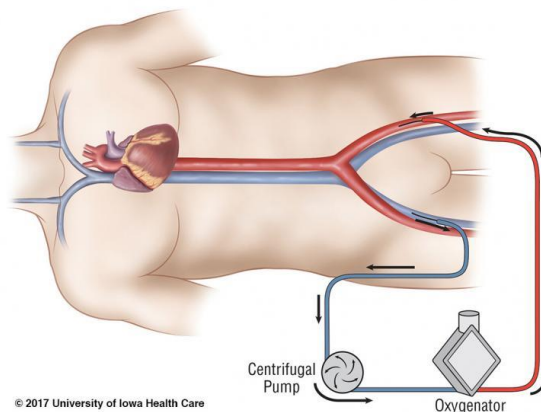
Extrakorporální membránová oxygenace (ECMO) je metoda k mimotělní podpoře respiračního a oběhového systému. Principem je mimotělní krevní oběh [1]. Základní funkcí systému pro mimotělní oběh je zachovat krevní oběh a oxygenaci organismu po dobu nezbytně nutnou pro léčbu pacienta, ale v případě ECMO tato doba nesmí přesáhnout 30 dní [2]. Krev se nasává pumpou obvykle z pravé síně. Následně se vhání do oxygenátoru, kde dochází k výměně plynů (krev se obohatí o kyslík a odstraní se oxid uhličitý), a potom se okysličená krev vrací zpět do krevního řečiště.

### 1.1.2 Rozdělení ECMO

Výběr vhodného typu ECMO závisí především na celkovém hemodynamickém stavu pacienta [1]. Existují dva typy ECMO: venovenózní (VV) a venoarteriální (VA). VV ECMO (viz. obr. 1.1) se zavádí do malého krevního oběhu jenom kvůli okysličení krve (dočasná náhrada funkce plic), protože v tomto případě je srdce ještě schopné pumpovat krev samostatně, zatímco VA ECMO (viz. obr. 1.2) se zavádí při postižení jak srdce, tak i plic, nebo jen při postižení srdce [1].



**Obr. 1.1:** VV ECMO. Obrázek: [3].



**Obr. 1.2:** VA ECMO. Obrázek: [3].

Ve své bakalářské práci budu modelovat okruh VA ECMO, jelikož taková komplikace, jako je vysoké dotížení levé komory, nastává jen při použití tohoto typu ECMO. VA ECMO se podle zavedení dělí na 2 typy: centrální a periferní. Centrální zavedení je přímo do velkých tepen a srdečních oddílů v otevřeném hrudníku a periferní se zavádí do periferních tepen a žil. Periferně se venózní kanyla zavádí obvykle přes v.femoralis (femorální žíla) do pravé síně a arteriální kanyla přes a. femoralis (femorální tepna) do aorty.

Indikacemi pro zavedení venoarteriálního ECMO jsou obvykle kardiogenní šok (refrakterní ke standardní léčbě), refrakterní srdeční zástava (kdy se nedaří obnovit krevní oběh standardními resuscitačními technikami), refrakterní arytmiické bouře a stav po kardiologické operaci, kdy nemocného nelze odpojit od mimotělního oběhu pro nízký vlastní minutový výdej [1].

### 1.1.3 Okruh ECMO a jeho části

Okruh ECMO se skládá z nasávací (inflow) kanyly, krevní pumpy, oxygenátoru, výpustní (outflow) kanyly a propojovacích hadic. Dále tam je tepelný výměník (slouží k regulaci tělesné teploty nemocného), řídicí jednotky pro pumpu a oxygenátor. Nepovinnými, ale potřebnými, součástmi okruhu ECMO jsou detektor vzduchových bublin, sensory pro sledování parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi a též SpO<sub>2</sub> (nasyčení krve kyslíkem) ve venózní krvi.

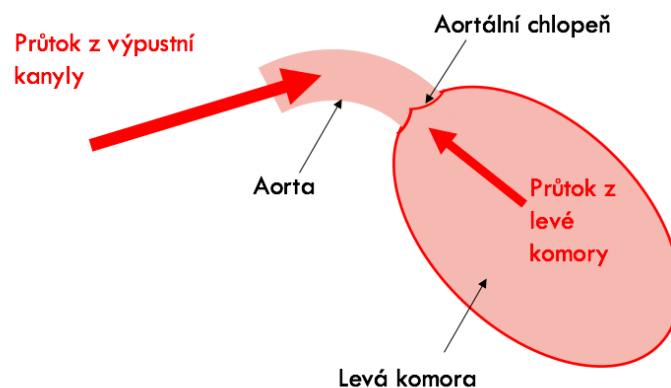
Oxygenátor má za úkol obohatit krev kyslíkem a odstranit oxid uhličitý. Výměna plynu je založena na principu difuze. Oxygenátor s difuzní membránou (takový používám při experimentu) se většinou skládá ze dvou komor. V první komoře dochází k oteplení a okysličení krve a ve druhé jen k okysličení.

Centrifugální krevní pumpa pracuje na principu odstředivé síly. Výkon tohoto čerpadla závisí jak na přítoku krve do pumpy, tak i na odporu za pumpou [1]. Výhodou této pumpy, na rozdíl například od válečkové pumpy (rotační peristaltické), je to, že nedochází k hemolýze krve, k tvorbě vysokého tlaku v systému, a tím se podstatně snižuje riziko vytvoření vzduchových bublin. Pomocí řídicí jednotky nastavujeme rychlost otáček krevní pumpy, čímž zvyšujeme nebo snižujeme průtok ECMO.

Velmi důležité je také vybrat správné kanyly. Při periferním zavedení se jako venózní (nasávací) kanyly obvykle používají kanyly o průměru od 20 do 28 Fr (což je od 6,67 do 9,33 mm). Arteriální kanyly mají menší průměr, od 15 do 23 Fr (což je od 5 do 7,67 mm). Propojovací hadice jsou obvykle o průměru 3/8" (což je 9,5 mm). [1]

### 1.1.4 Dotížení levé komory

Při použití VA ECMO může dojít k takové komplikaci, jíž je vysoké dotížení (afterload) levé komory. Dotížení je napětí, které musí vyvinout myokard v systole při vypuzování krve. Při ECMO terapii se může zvýšit afterload levé komory kvůli tomu, že velký extrakorporální průtok krve, jenž prochází z výpustní kanyly do aorty, působí proti malému průtoku krve z levé komory (viz. obr. 1.3), čímž způsobí distenzi levé komory a další zhoršení její funkce. Navíc se v této chvíli často přenáší systémový krevní tlak i do celé levé části srdce, což způsobuje vznik těžkého plicního edému (hromadění tekutiny v mezibuněčném prostoru mezi alveolami a kapilárami), jenž společně s nulovým nebo minimálním vlastním krevním oběhem vede k nevratnému poškození plic [1].



**Obr. 1.3:** Dotížení levé komory. Obrázek: autor.

### 1.1.5 Metody odtížení levé komory

Odtížení je snížení dotížení. Níže jsou uvedeny možné metody odtížení levé komory:

- snížení extrakorporálního průtoku krve při zachování dostatečné perfuze tkáně, pokud je to možné. Tím můžeme snížit dotížení a zlepšime odtok krve z komory. [1],
- zvýšení dávky inotropních léků, které zlepší kontraktilitu srdečního svalu [1],
- zavedení intraaortální balonkové kontrapulzace. Jedná se o mechanický systém, který se zavádí do sestupné části hrudní aorty. Při diastole se nafoukne speciální balonek inertním plynem (heliem) a těsně před začátkem systoly se vyfoukne, což vede ke snížení intraaortálního tlaku a dotížení levé komory. [4],
- zavedení mechanického čerpacího systému Impella femorální cestou do levé komory. Podstatou funkce tohoto systému je nasávání krve z levé komory a její čerpání do ascendentní aorty pomocí mikroaxiální krevní pumpy, která se nachází v distální části katétru. Průtok tímto systémem dochází až do 2,5 l/min. [5],
- periferní zavedení pigtail katetru do levé komory a jeho napojení do nasávací části okruhu ECMO před krevní pumpou.

Ve své práci používám poslední metodu, protože jde o relativně neinvazivní způsob odtížení levé komory, na rozdíl od balonkové kontrapulzace. Můžu s ní pracovat déle než 5 dní a navíc je tento katetr levnější než systém Impella.

## 1.2 Přehled současného stavu

Tuto problematiku zkoumalo několik týmů z různých zemí. Korejský tým (Kim et al.) vyvinul jednoduchou rovnici lineární regrese pro odhad odtoku krve z levé komory při různých průtocích okruhem ECMO a různých průměrech pigtail katetru. Provedli

rovněž experiment pro ověření této rovnice, který částečně potvrdil její výsledky. Dospěli k tomu, že se při zvětšení průtoku okruhem ECMO a zvětšení průměru drenážního katetru bude zvětšovat i průtok tímto katetrem. [6]

Tento problém zaujal také italský tým (Barbone et al.). Zavedli pigtail katetr o průměru 7 Fr (2,3 mm) přes femorální arterii pro odtížení levé komory ve třech případech ECMO terapie při léčení kardiogenního šoku. Dospěli k tomu, že se objem levé komory na konci diastoly rychle zmenšil z 221 ml (před zavedením katetru) na 136 ml (po zavedení katetru), a tím prokázali, že je zavedení drenážního katetru efektivní metodou pro dekompresi levé komory. [7]

Tým z Ruska (Poptsov et al.) rovněž prováděl odtížení levé komory při venoarteriální ECMO terapii se zavedením drenážního katetru žilním systémem do pravé síně a punkcí mezisíňového septa do levé síně, a to u 20 kandidátů na transplantaci srdce. Pomocí této metody dosáhli toho, že se 18 pacientů z 20 dožilo potřebné transplantace srdce a prokázali, že zavedení drenážního katetru je efektivním nástrojem pro odtížení levé komory a ochranou před plicním edémem pro pacienty na VA ECMO. [8]

Ve své práci budu navrhovat model okruhu ECMO v programovém prostředí Simscape v souvislosti se zavedením drenážního katetru do levé komory. U tohoto modelu budu ověřovat vliv změny průměru venózní části na odtížení levé komory, což ještě nikdo nedělal.

### 1.3 Cíle práce

V této práci mám několik cílů. Prvním cílem práce je probrat podrobněji téma ECMO terapie, poznat jaké jsou typy ECMO a jaké existují komplikace při provádění této procedury, především vysoké dotížení (afterload) levé komory. Též bude nutné zabývat se metodami odtížení levé komory. Na základě této informace musím navrhnout a vytvořit v programovém prostředí Simulink model hadiček spojených pomocí tzv. „Y“-konektoru a připojených ke zdroji tlaku a k pumpě. K tomu bude zapotřebí zevrubně prostudovat toto programové prostředí, jeho možnosti a limitace, parametry všech používaných bloků a rovněž sestavit model pro 2 případy: pro porovnání výsledků z experimentálního systému mimotělní membránové oxygenace a pro nastavení parametrů ze skutečného okruhu ECMO, který se používá v praxi.

Druhým cílem je navrhnout a realizovat měření na experimentálním systému mimotělní membránové oxygenace, k čemuž je třeba vybrat správné přístroje a pomůcky. Musím naměřit a zaznamenat data pro 4 různé průměry venózní kanyly při 5 různých průtocích ECMO, ale při konstantních geometrických parametrech drenážního katetru. Výsledky, které získám z experimentu, statisticky vyhodnotím, a to tak, že vypočtu nejistoty typů A, B, C a rozšířenou standardní nejistotu typu C při 95% úrovni pravděpodobnosti. Statisticky vyhodnocený výsledek budu porovnávat se simulacemi z modelu.

Po ověření modelu experimentem ho použiju k potvrzení vlivu změny průměru venózní části modelu okruhu ECMO na odtížení levé komory při ECMO terapii v souvislosti s působením modelu drenážního katetru.

## 2 Metody

### 2.1 Model

Musela jsem vytvořit v programovém prostředí Simulink model hadiček spojených tzv. Y-konektorem, připojených ke zdroji tlaku a pumpě. V samotném programu Simulink bych však mohla sestavit jen numerický model tohoto systému, což způsobuje řadu problémů. V první řadě je to docela náročné, protože musím znát přesné parametry průtoku a tlaku v jednotlivých částech modelovaného okruhu. Druhou komplikací je to, že z tohoto modelu by většinou nebylo jasné, kde se nachází jaká část okruhu ECMO. Z toho důvodu jsem použila podprogram Simulinku – Simscape.

#### 2.1.1 Programové prostředí Simscape

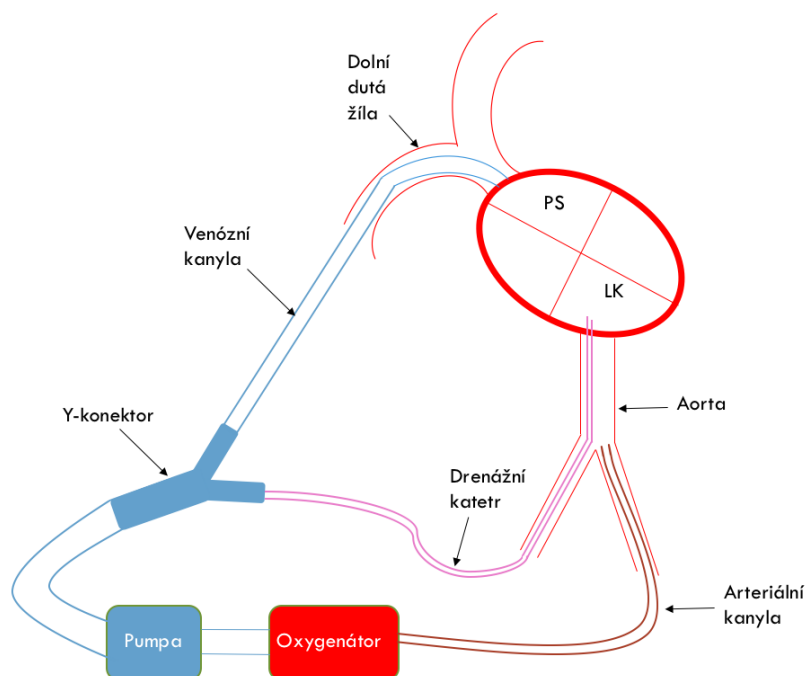
Simscape má své výhody:

- jednoduché prostředí pro simulaci fyzických systémů s řídicími algoritmy v Simulinku
- Fyzické jednotky pro parametry a proměnné, při kterých se automaticky zpracovávají všechny konverze jednotek
- Podpora generování C-kódu
- Docela jednoduché nastavení parametrů [9]

Jelikož je v tomto programovém prostředí možné simulovat skoro libovolné fyzické systémy, potřebovala jsem se rozhodnout, který použiju pro tento konkrétní případ. Ze všech možných platforem jsem zvolila hydraulickou platformu pro vývoj (Simscape Hydraulic), protože se nejvíc blíží ke mně potřebnému modelu. V tomto programovém prostředí se také nachází kapalinová platforma pro vývoj (Simscape Fluids), která by byla bližší reálnému okruhu ECMO, ale na tuto platformu nemá ČVUT licenci, a proto jsem ji nepoužila ve vývoji svého modelu.

## 2.1.2 Vývoj modelu

Nejdříve jsem si nakreslila jednoduchý schematický model okruhu ECMO (viz. Obr.2.1), abych měla představu, jak to přibližně vypadá v praxi.



**Obr. 2.1:** Schematický zjednodušený model okruhu ECMO. Obrázek: autor.

Potom jsem už vytvořila podobný model v programu Simscape. Za využívané části srdce a aortu jsem použila zdroje tlaků, u kterých můžu nastavit hodnotu konstantního tlaku nebo použít libovolnou funkci průběhu tlaku v čase. V programu Simscape to jsou bloky Hydraulic Constant Pressure Source (viz. Obr. 2.2).



**Obr. 2.2:** Blok v Simscape - zdroj konstantního tlaku. Obrázek: Simscape.

U bloku Hydraulic Constant Pressure Source můžu nastavit v parametrech jen hodnotu tlaku. Takové bloky mám ve svém modelu 3. Představují tlak v pravé síni, v levé komoře a v aortě. Hodnoty tlaku v modelu jsem pro porovnání hodnot průtoku s hodnotami z experimentu nastavila na hodnoty hydrostatického tlaku v nádobě (viz. kapitola 2.2). Přibližnou hodnotu tlaku v levé komoře pro případy v praxi jsem našla v práci korejského týmu (Hong et al.), což je hodnota tlaku při kardiogenním šoku před



působením drenážního katetru [10]. Hodnota tlaku v pravé síni musí být podle směrnice ELSO (Organizace extrakorporální podpory života) mezi 5-10 mmHg, proto jsem zvolila průměrnou hodnotu těchto dvou tlaků [11]. Tlak v aortě pro případy v praxi jsem nastavila na nulu, protože předpokládám, že tlak v aortě je způsoben průtokem krve z ECMO, a tento průtok nastavuji pomocí jiného bloku. Všechny hodnoty tlaků, které nastavuji ve svém modelu, jsou pro oba případy uvedeny v tabulce 2.1.

**Tabulka 2.1:** Nastavení hodnot tlaku pro oba případy (experiment, praxe)

	Experiment	Praxe
Tlak v levé komoře [Pa]	500	8000
Tlak v pravé síni [Pa]	500	1000
Tlak v aortě [Pa]	500	0

Za potřebné kanyly a drenážní katetr jsem použila blok Hydraulic Resistive Tube (viz. Obr. 2.3).



Hydraulic Resistive Tube

**Obr. 2.3:** Blok v Simscape – hydraulická odporová trubice. Obrázek: Simscape.

U tohoto bloku můžu nastavit hodně různých parametrů, ale pro různé účely kanyl jsou tyto parametry odlišné. Délku a vnitřní průměr venózních a arteriálních kanyl, které se používají pro reálné okruhy ECMO, jsem zjistila z katalogového listu kanyl firmy MAQUET [12]. Jelikož zadání vyžaduje měnit průměr venózních kanyl, vybrala jsem si z katalogového listu 4 hodnoty vnitřního průměru (viz. tabulka 2.2). V laboratoři jsem však při experimentu neměla k dispozici trubice stejného průměru, proto jsem použila trubice podobného průměru jen pro ověření platnosti svého modelu. Průměr drenážního katetru, jenž se obvykle používá v praxi, je od 5 do 8 Fr, což v milimetrech představuje hodnoty přibližně od 1,7 do 2,7 mm [13]. V souladu se zadáním mé práce musí být geometrické parametry drenážního katetru konstantní, proto budu brát v úvahu průměrnou hodnotu z výše uvedených, což je 6 Fr (2 mm). V experimentu jsem však používala jako drenážní katetr trubice s průměrem dvakrát větším, neboť čím menší je průměr trubice, tím menší by byl průtok, takže bych nemohla naměřit žádné jeho hodnoty jen kvůli rozsahu měření průtokoměru, který jsem používala. Tento blok jsem vyžila pro vytvoření Y-konektoru a spojovacích trubic mezi jednotlivými částmi okruhu (například spoj mezi pumpou a oxygenátorem). Jako průměr spojovacích trubic jsem zvolila hodnotu průměru 3/8“ (9,5 mm), která se obvykle používá v praxi. Délku těchto trubic jsem

vybírala náhodně. V následující tabulce 2.2 jsou uvedeny hodnoty parametrů, které jsem nastavovala zvlášť pro každý typ kanyl, drenážní katetr, Y-konektor a pro spojovací trubice.

**Tabulka 2.2:** Nastavení geometrických parametrů kanyl a katetru pro oba případy (experiment, praxe)

	Experiment		Praxe	
	Délka [cm]	Vnitřní průměr [mm]	Délka [cm]	Vnitřní průměr [mm]
Venózní kanyla	55	4; 5; 6; 8	55	6,3; 7; 7,7; 8,3
Arteriální kanyla	50	9.5	23	7
Drenážní katetr	120	4	120	2
Y-konektor	3 (z každé strany)	7	3 (z každé strany)	7
Spojovací trubice	20; 30	9,5	20; 30	9,5

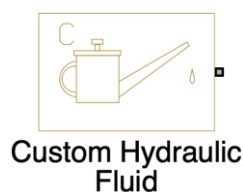
U bloku Hydraulic Resistive Tube jsou parametry, jež vyjadřují schopnost trubice ovlivňovat průtok. Patří k nim ekvivalentní délka místních odporů (Aggregate equivalent length of local resistances), výška vnitřní drsnosti povrchu (Internal surface roughness height) a také kritické hodnoty Reynoldsova čísla pro laminární a turbulentní proudění (Laminar flow upper margin, Turbulent flow lower margin). Pro zjednodušení jsem ekvivalentní délku místních odporů nastavila na nulu, protože ztráty průtoku na ohybech trubek jsou zanedbatelně malé. Výšku vnitřní drsnosti povrchu jsem nastavila velmi malou, protože předpokládám, že jsou trubice uvnitř hladké. Nemůžu tam dát nulu, neboť neexistují trubice s ideálně hladkým vnitřním povrchem a navíc to ani nedovoluje program Simscape. Kritické hodnoty Reynoldsova čísla jsem vzala z literatury [14]. Ostatní parametry tohoto bloku jsem nechala ve výchozím nastavení, protože odpovídaly potřebným hodnotám. Pro všechny trubice, jak pro experiment, tak i pro případ v praxi, jsou tyto hodnoty stejné (viz. tabulka 2.3).

**Tabulka 2.3:** Nastavení ostatních parametrů bloku Hydraulic Resistive Tube

Parametr	Hodnota parametru
Ekvivalentní délka místních odporů	0 [m]
Výška vnitřních drsnosti povrchu	15 [ $\mu\text{m}$ ]

Kritická hodnota Reynoldsova čísla pro <u>laminární</u> proudění	200 [-]
Kritická hodnota Reynoldsova čísla pro <u>turbulentní</u> proudění	400 [-]

Pro nastavení kapaliny, která bude protékat namodelovaným okruhem ECMO, jsem zavedla do modelu blok Custom Hydraulic Fluid (viz. Obr. 2.4).



**Obr. 2.4:** Blok v Simscape – hydraulická kapalina. Obrázek: Simscape.

U tohoto bloku můžu nastavit několik parametrů: hustotu kapaliny (Fluid density), kinematickou viskozitu (Kinematic viscosity), objemový modul při atmosférickém tlaku (Bulk modulus at atm. pressure and no gas) a relativní množství zachyceného vzduchu (Relative amount of trapped air). Hodnoty skoro všech těchto parametrů pro vodu, kterou jsem používala při experimentu, jsem našla ve věrohodných zdrojích [15,16]. Pouze relativní množství zachyceného vzduchu jsem nehledala, protože to je individuální hodnota pro každý experiment. Budu předpokládat, že relativní množství zachyceného vzduchu v experimentu je 0,005, a tato hodnota je nenulová, protože v experimentálním modelu společně s vodou protékalo malé množství bublinek. Pro krev jsem však nastavila tento parametr na nulu kvůli tomu, že i malé vzduchové bublinky mohou způsobit u reálného pacienta plicní embolii. Hustotu a dynamickou viskozitu plné krve jsem zjistila pomocí fyzikálních tabulek [15,17]. Z těchto parametrů jsem vypočítala kinematickou viskozitu krve pomocí následujícího vzorce:

$$\vartheta = \frac{\eta}{\rho}, \quad (2.1)$$

kde  $\vartheta$  je kinematická viskozita krve,  $\eta$  je dynamická viskozita krve a  $\rho$  je hustota krve.

Výpočet kinematické viskozity krve:

$$\vartheta = \frac{\eta}{\rho} = \frac{3,3 \cdot 10^{-3}}{1057,5} = 3,12 \cdot 10^{-6} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}.$$

Dalším parametrem, který musela vypočítat pro krev, byl objemový modul. Tento parametr jsem vypočítala podle Newtonove-Laplaceove rovnici:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \Rightarrow K = c^2 \cdot \rho, \quad (2.2)$$

kde  $c$  je rychlost šíření zvuku v krvi,  $K$  je objemový modul krve a  $\rho$  je hustota krve [18]. Hodnotu rychlosti šíření zvuku v krvi jsem dozvěděla už během studia na přednášce o Zobrazovacích systému a to je přibližně 1570 [m.s<sup>-1</sup>]. Výpočet objemového modulu krve:

$$K = c^2 \cdot \rho = 1570^2 \cdot 1057,5 = 2,6 \cdot 10^9 \text{ [Pa]}.$$

V následující tabulce 2.4 je souhrn hodnot parametrů, které jsem nastavovala pro vodu a krev ve svém modelu.

**Tabulka 2.4:** Nastavení parametrů bloku Custom Hydraulic Fluid pro vodu a krev

	Voda (Experiment)	Krev (Praxe)
Hustota [kg.m <sup>-3</sup> ]	998	1057,5
Kinematická viskozita [m <sup>2</sup> .s <sup>-1</sup> ]	1,06 × 10 <sup>-6</sup>	3,12 × 10 <sup>-6</sup>
Objemový modul při atmosférickém tlaku [Pa]	2,2 × 10 <sup>9</sup>	2,6 × 10 <sup>9</sup>
Relativní množství zachyceného vzduchu [-]	0,005	0

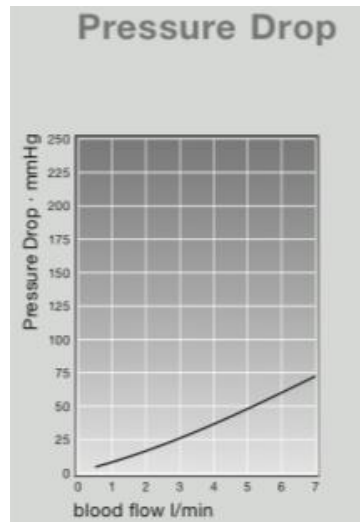
Místo oxygenátoru jsem použila blok Linear Hydraulic Resistance (viz. Obr. 2.4).



Linear Hydraulic Resistance

**Obr. 2.4:** Blok v Simscape – lineární hydraulický odpor. Obrázek: Simscape.

Tento blok jsem použila proto, že mě v této práci zajímá oxygenátor jako odpor proti průtoku kapaliny. Současně jsem se z katalogového listu firmy MAQUET dozvěděla, že pokles tlaku na oxygenátoru je lineárně závislý na průtoku, který jím prochází [19]. Jediným parametrem, jenž můžu nastavit na tomto bloku, je průtočný odpor (resistance). Ve výše zmíněném katalogovém listu jsem našla graf závislosti poklesu tlaku (pressure drop) na průtoku krve (vody) oxygenátorem (blood flow) (viz. obr. 2.5):



**Obr. 2.5:** Závislost poklesu tlaku na průtoku krve oxygenátorem. Obrázek: Katalogový list MAQUET [19].

Hodnotu průtočného odporu na tomto grafu představují směrnice (tangens úhlu mezi přímkou a osou x) této přímky. Můžu jí vypočítat pomocí vzorce pro výpočet tangentu:

$$R = \tan \alpha = \frac{p}{Q}, \quad (2.3)$$

kde  $R$  je průtočný odpor (směrnice přímky),  $\alpha$  je úhel mezi přímkou a osou x,  $p$  je pokles tlaku a  $Q$  je průtok krve (vody) oxygenátorem. Protože nemám přesné hodnoty ze kterých sestrojili ten graf, budu používat přibližné hodnoty průtoku a tlaku. Tento průtočný odpor ale vypočítám třikrát a uvedu průměrnou hodnotu ze tří, aby to bylo přesnější:

1.  $R_1 = \frac{p}{Q} = \frac{26}{3} = \frac{8,7 \cdot 133,32}{60000} \left[ \frac{mmHg}{(l/min)} \right] = 0,019 \left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right],$
2.  $R_2 = \frac{p}{Q} = \frac{48}{5} = \frac{9,6 \cdot 133,32}{60000} \left[ \frac{mmHg}{(l/min)} \right] = 0,021 \left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right],$
3.  $R_3 = \frac{p}{Q} = \frac{75}{7} = \frac{10,7 \cdot 133,32}{60000} \left[ \frac{mmHg}{(l/min)} \right] = 0,024 \left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right],$
4.  $\bar{R} = \frac{R_1 + R_2 + R_3}{3} = \frac{0,019 + 0,021 + 0,024}{3} = \mathbf{0,022} \left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right].$

Je vidět, že jsem převedla průtočný odpor z jednotek  $\left[ \frac{mmHg}{(l/min)} \right]$  na jednotky  $\left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right]$ . Je to z toho důvodu, že v vývojovém prostředí Simscape je možné nastavit ten parametr jen v jednotkách  $\left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right]$ . Vypočtenou průměrnou hodnotu průtočného odporu  $\mathbf{0,022} \left[ \frac{Pa}{(m^3/s)} \right]$  jsem použila jak pro experiment, tak i pro případ z praxe.

V experimentu jsem měla velkou nádobu s vodou místo srdce a pacienta, proto jsem v modelu přidala ještě blok Constant Volume Hydraulic Chamber (viz. obr. 2.6). Tento blok vytváří „uzemnění“ tohoto okruhu a bez něj by model přestal fungovat.



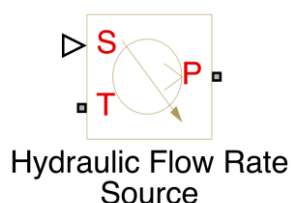
**Obr. 2.6:** Blok v Simscape – nádoba o konstantním objemu. Obrázek: Simscape.

U tohoto bloku jsem nastavovala jen objem. Pro případ z praxe jsem nastavovala objem nádoby 5,5 [l], protože to je přibližné množství krve v těle člověka [14]. Avšak pro experiment jsem použila hodnotu objemu skoro dvakrát větší, protože 5,5 litrů by nestačilo k naplnění okruhu a k vytvoření hydrostatického tlaku pro kanyly a katetr. Hodnoty objemu, které jsem používala v modelu, jsou uvedeny v tabulce 2.5.

**Tabulka 2.5:** Nastavení parametru bloku Constant Volume Hydraulic Chamber

	Experiment	Praxe
Objem [l]	10	5,5

Místo centrifugální pumpy jsem použila blok Hydraulic Flow Rate Source (viz. Obr.2.7).



**Obr. 2.7:** Blok v Simscape – hydraulický zdroj průtoku. Obrázek: Simscape.

V samotném bloku nemůžu nastavit hodnotu průtoku, ale můžu nastavit jednotku, ve které bude tento průtok. Z toho důvodu jsem otevřela zdrojový kód tohoto bloku, našla jsem 15. řádek a tam jsem změnila ‘m<sup>3</sup>/s’ (kubické metry za sekundu) na ‘lpm’ (litry za minutu) (viz. obr. 2.8).

```

1 component flow_rate
2 % Hydraulic Flow Rate Source
3 % The block represents an ideal source of hydraulic energy that is
4 % powerful enough to maintain specified flow rate at its outlet regardless
5 % of the pressure differential across the source. Block connections T and P
6 % correspond to the hydraulic inlet and outlet ports, respectively, and
7 % connection S represents a physical signal port. The flow rate through
8 % the source is directly proportional to the control signal.
9 %
10 % The block positive direction is from port T to port P.
11
12 % Copyright 2005–2013 The MathWorks, Inc.
13
14 inputs
15 S = { 0, 'lpm' }; % S:bottom
16 end

```

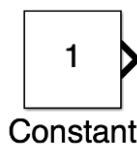
**Obr. 2.8:** Část zdrojového kódu bloku Hydraulic Flow Rate Source Obrázek: Matlab.

Nastavení hodnoty průtoku se děje pomocí portu S. K fungování bylo zapotřebí, abych tam převedla blok Simulink-PS Converter (viz. Obr. 2.9), což je převodníkem dat ze Simulinku do Simscape.



**Obr. 2.9:** Blok v Simscape – Převodník dat ze Simulinku do Simscape. Obrázek: Simscape.

Následně tento blok jsem spojila s blokem Constant (viz. Obr. 2.10). V tomto bloku jsem nastavila konstantu, která pak bude odpovídat hodnotě průtoku, který protéká okruhem ECMO.



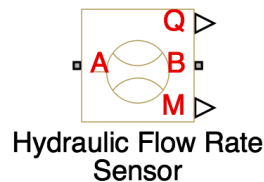
**Obr. 2.10:** Blok v Simscape – Konstanta. Obrázek: Simscape.

V tabulce 2.6 jsou uvedeny hodnoty průtoků, které jsem nastavovala pro oba případy. Vybrala jsem si tyto hodnoty, protože se v praxi obvykle používají průtoky od 1-5 [l/min]. Byla jsem však limitována výkonem pumpy (mohla jsem nastavit jen průtok od 1,5 do 3,5 litrů za minutu), proto jsem prováděla simulace v tomto rozsahu průtoku, aby byly výsledky co nejpřesnější [6].

**Tabulka 2.6:** Nastavení parametru bloku Hydraulic Flow Rate Source

Experiment a Praxe	
Průtok ECMO [l/min]	1,5; 2; 2,5; 3; 3,5

Místo průtokoměru jsem použila blok Hydraulic Flow Rate Sensor (viz. Obr. 2.11).



**Obr. 2.11:** Blok v Simscape – Hydraulický průtokoměr. Obrázek: Simscape.

U bloku Hydraulic Flow Rate Source jsem změnila jednotku průtoku v zdrojovém kódu. Postup je skoro stejný, ale tuto jednotku jsem změnila na 13. řádku (viz. Obr. 2.12).

```
1 component flow_rate
2 % Hydraulic Flow Rate Sensor
3 % The block measures the flow rate in a hydraulic network. There is no
4 % change in pressure across the sensor.
5 %
6 % Physical signal outputs Q and M report the liquid volumetric flow rate
7 % and mass flow rate, respectively, through the sensor. The positive flow
8 % direction is from port A to port B.
9
10 % Copyright 2005–2016 The MathWorks, Inc.
11
12 outputs
13 | Q = { 0, 'lpm' }; % Q:right
14 end
```

**Obr. 2.12:** Část zdrojového kódu bloku Hydraulic Flow Rate Sensor Obrázek: Matlab.

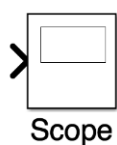
K zobrazení hodnoty naměřeného objemového průtoku jsem znovu potřebovala převodník dat, ale tentokrát ze Simscape do Simulinku. Použila jsem k tomu blok PS-Simulink Converter (viz. obr. 2.13) a zapojila ho do portu Q, protože na tomto portu jsou hodnoty objemového průtoku.



**Obr. 2.13:** Blok v Simscape – Převodník dat ze Simscape do Simulinku. Obrázek: Simscape.



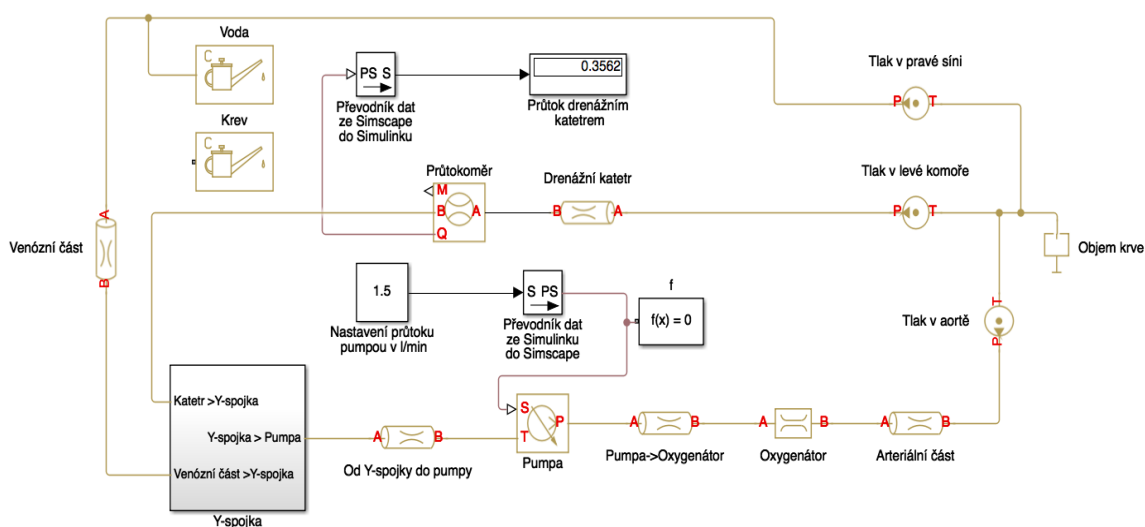
Také pro zobrazení výsledků jsem vložila do modelu blok Scope (viz. Obr. 2.14).



**Obr. 2.14:** Blok v Simscape – Okénko z výsledky. Obrázek: Simscape.

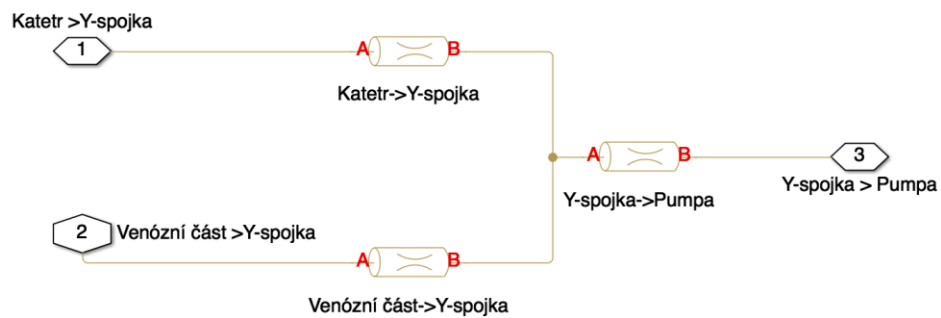
### 2.1.3 Popis hotového modelu

Z výše uvedených bloků jsem sestavila model hadic spojených mezi sebou a připojených ke zdrojům tlaku a pumpě (viz. Obr. 2.15).



**Obr. 2.15:** Model okruhu ECMO v vývojovém prostředí Simscape. Obrázek: autor.

Jak je vidět na obrázku, ke zdroji tlaku v pravé síni jsem připojila venózní část (nasávací kanylu). K téže linii jsem připojila blok „Voda“, který je jen nastavením kapaliny, která protéká okruhem. Když jsem měřila na modelu parametry pro reálný okruh ECMO, odpojila jsem blok „Voda“ a místo něj jsem připojila blok „Krev“. Ke zdroji tlaku v levé komoře jsem připojila drenážní katetr a za něj jsem umístila průtokoměr, který měří objemový průtok v tomto katetru. Venózní část a drenážní katetr se spojují v tzv. Y-spojce. To je subsystém (viz. obr. 2.16), který se skládá ze tří trubiček (2 vstupy pro kanylu a katetr, 1 výstup do spojovací trubice do pumpy).



**Obr. 2.16:** Subsystém Y-spojka v modelu okruhu ECMO. Obrázek: autor.

Za Y- konektor jsem připojila pumpu, u níž můžu nastavit průtok ECMO. Pumpu a oxygenátor jsem také propojila hadicí. Kapalina, která přichází z oxygenátoru, teče do arteriální části (výpustní kanyly), a potom přímo do zdroje tlaku v aortě.

## 2.2 Experiment

Abych experimentálně ověřila průtoky drenážním katetrem, které jsem zjistila pomocí mnou vytvořeného modelu v Simulinku (Simscape), navrhla jsem a realizovala měření na experimentálním systému mimotělní membránové oxygenace. Vytvořit experimentální model srdce je velmi složité a náročné, proto jsem šla jinou cestou. V našem těle je srdce zdrojem tlaku, ale v mém experimentu je zdrojem tlaku velká nádoba s vodou (viz. obr. 2.17), ve které jsou 3 vstupy pro jednotlivé trubice (“venózní kanylu”, “arteriální kanylu”, “drenážní katetr”). Na okraj každé trubice tlačí sloup vody, který je vstupem do trubice (hydrostatický tlak). Tento tlak se vypočítá podle následující rovnice:

$$p = \rho \cdot g \cdot h, \quad (2.4)$$

kde  $p$  je hydrostatický tlak [Pa],  $\rho$  je hustota kapaliny [ $\text{kg/m}^3$ ],  $g$  je tíhové zrychlení [ $\text{m/s}^2$ ] a  $h$  je výška kapaliny nad počítaným bodem [m] (v našem případě to je vstup trubice do nádoby). Následně jsem hodnotu vypočítaného hydrostatického tlaku vložila do modelu jako hodnotu tlaku v dolní duté žíle, v levé komoře a v aortě, což potřebuju jen pro ověření platnosti modelu v Simulinku, nikoliv pro reálné použití v praxi.

### 2.2.1 Použité přístroje a pomůcky

V následující tabulce 2.7 jsou uvedeny všechny použité přístroje a v tabulce 2.8 jsou uvedeny pomůcky :

**Tabulka 2.7:** Seznam použitých přístrojů

Přístroj / pomůcka	Model	Země původu	Sériové číslo (SČ) / inventární číslo (IČ)
Laboratorní zdroj	Matrix	Czech Republic	Z2-12002732/00
Centrifugální pumpa	DDC-3.2 TP	Hungary	IP32/12040944
Průtokoměr Y	YF-S401 (0,3-6 l/min)	China	-
Průtokoměr Z	ZM-15T (0,8-8 l/min)	Czech Republic	-
Oxygenátor	MAQUET PLS-i	Germany	BE-01970311- PLS
Vývojová platforma	Arduino UNO	Italy	-

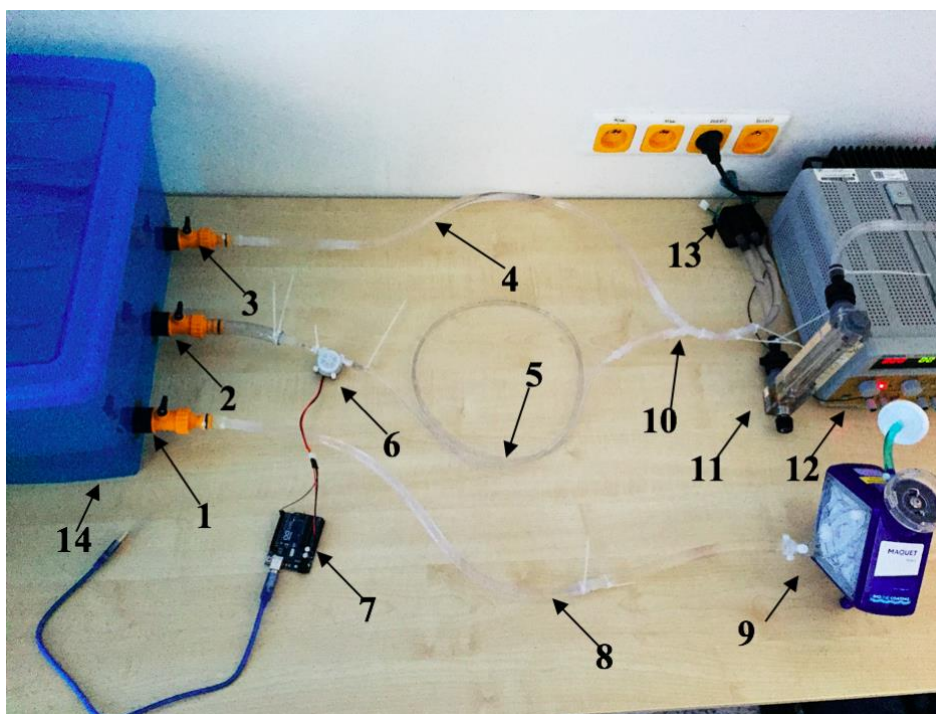
**Tabulka 2.8:** Seznam použitých pomůcek

Název pomůcky	Vnitřní poloměr [mm]	Délka [cm]
Y-konektor	7	3 (do každé strany)
Trubice „Venózní kanyla“	4; 5; 6; 8	55
Trubice „Arteriální kanyla“	9.5	50
Trubice „Drenážní katetr“	4	120
Propojovací trubici	9.5	cca 50
Přímé konektory	Přechod z 8 na 3; z 8 na 8.	3

### 2.2.2 Postup práce

1. Nejdříve jsem sestavila experimentální okruh ECMO jako je na obrázku (viz. obr. 2.17).
2. Centrifugální pumpu jsem připojila k laboratornímu zdroji, žlutý drát do kladné svorky a černý drát do záporné svorky.
3. Průtokoměr Y jsem zapojila do vývojové platformy Arduino UNO, žlutý drát (pulzový signál z průtokoměru Y) jsem vsunula do zdířky číslo 2, červený drát (napájení průtokoměru Y) jsem nastavila do 5V, černý drát (zem') jsem připojila do zdířky GND (viz. příloha A) [20].
4. Vývojovou platformu Arduino UNO jsem zapojila do svého počítače. Pro výpočet průtoků jsem používala zdrojový kód (viz. obsah příloženého CD) [20].
5. Potom jsem naplnila velkou modrou nádobu (viz. obr. 2.17) o 10 l vody. Do ostatních částí okruhu jsem vpustila vodu, a to tak, aby tam zůstalo co nejméně vzduchu, protože by přítomnost vzduchových bublin mohla poškodit pumpu.
6. Nastavila jsem na laboratorním zdroji napětí na hodnotu 11,8 V, což je maximální napětí, které můžu používat pro vybranou pumpu, protože jinak bych ji spálila.
7. Pak už jsem jen otevřela ventily pro „venózní kanylu“ a „drenážní katetr“ (aby vznikl přetlak), a zapnula jsem laboratorní zdroj. Přibližně 1 minutu jsem nechávala běžet pumpu a až po této době jsem otevřela poslední ventil pro „arteriální kanylu“.
8. Potom jsem čekala na ustálení průtoku v okruhu, aby tam nezůstaly žádné vzduchové bubliny.
9. Následně jsem začala samotné měření. Pomocí průtokoměru Z jsem nastavovala průtok okruhem ECMO a hodnoty průtoku drenážním katetrem jsem snímala z průtokoměru Y.
10. Měření jsem prováděla 10 krát pro 4 „venózní kanyly“ různého průměru (4 mm, 5 mm, 6 mm, 8 mm) při 5 různých průtocích okruhem ECMO (1,5 l/min, 2 l/min, 2,5 l/min, 3 l/min a 3,5 l/min), a to tak, že jsem naměřila 1 hodnotu průtoku

“drenážním katetrem, vypnula jsem laboratorní zdroj, potom jsem ho znovu zapnula a snímala jsem další hodnotu.



**Obr. 2.17:** Experimentální okruh ECMO, kde jednotlivé čísla odpovídají částem okruhu (viz. Tabulka 2.9). Fotografie: autor.

**Tabulka 2.9:** Numerace jednotlivých částí experimentálního okruhu ECMO

Číslo na obrázku	Název části
1	Ventil pro ovládání průtoku v “arteriální kanyle”
2	Ventil pro ovládání průtoku v “drenážním katetru”
3	Ventil pro ovládání průtoku v “venózní kanyle”
4	“Venózní kanyla“
5	“Drenážní katetr“
6	Průtokoměr Y
7	Vývojová platforma Arduino UNO
8	“Arteriální kanyla“
9	Oxygenátor

10	Y-konektor
11	Průtokoměr Z
12	Laboratorní zdroj
13	Centrifugální pumpa
14	Nádoba s vodou

### 2.3 Metoda statistického vyhodnocení

K statistickému vyhodnocení výsledků experimentu a k jejich porovnání s výsledky simulací z modelu jsem vypočítala nejistoty měření. Nejistota měření znázorňuje interval, ve kterém se nachází skutečná hodnota měřené veličiny s určitou pravděpodobností. Rozlišujeme dva typy nejistot měření: nejistotu typu A a nejistotu typu B. Existuje také nejistota typu C, která vzniká kombinací dvou výše uvedených nejistot. [21]

Protože bylo v mém experimentu provedeno 10 měření pro každý průměr venózní kanyly při různých průtocích ECMO, můžu přímo vypočítat nejistotu typu A jako směrodatnou odchylku výběrového průměru. Směrodatná odchylka se vypočítá pomocí vzorce 2.5:

$$u_A = s_{\bar{x}} = \frac{s_x}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}}, \quad (2.5)$$

kde  $u_A$  je nejistota typu A,  $s_{\bar{x}}$  je odhad směrodatné odchylky výběrového průměru,  $n$  je počet měření,  $x_i$  je skutečná hodnota a  $\bar{x}$  je aritmetický průměr změřených hodnot. Aritmetický průměr se vypočítá pomocí vzorce 2.6:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}. \quad (2.6)$$

Nejistota typu B v mém případě je přesnost měření průtokoměru, který jsem používala pro měření průtoku. Z katalogového listu toho průtokoměru jsem zjistila, že rozlišení měření je  $\pm 5\%$  od naměřené hodnoty, je “téměř jisté”, že skutečná hodnota se nachází v tomto intervalu. Za předpokladu rovnoměrného rozložení pravděpodobnosti určím nejistotu typu B jako (viz. vzorec 2.7):

$$u_B = \frac{\bar{x} * 0,05}{2\sqrt{3}}, \quad (2.7)$$

kde  $u_B$  je nejistota typu B,  $\bar{x}$  je aritmetický průměr změřených hodnot. Rovnoměrné rozložení pravděpodobností jsem v tomto případě zvolila proto, že nemám další informace o vnitřních jevech v přístroji, způsobu zaokrouhlení apod. Rovnoměrné rozložení má v celém intervalu stejnou pravděpodobnost. Obvykle vychází nejistota větší než při uvažování normálního rozdělení, ale pravděpodobnost určení správného intervalu je větší. [21]

Standardní kombinovaná nejistota typu C se vypočítá pomocí vzorce 2.8:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}, \quad (2.8)$$

kde  $u_C$  je nejistota typu C. S ohledem na tvar hustoty pravděpodobnosti, standardní kombinovaná nejistota typu C pokrývá pouze cca 60 % všech možných výsledků. Abych rozšířila interval na pravděpodobnost 95 %, rozšířím interval a určím rozšířenou standardní nejistotu typu C (viz. vzorec 2.9).

$$U = k \cdot u_C, \quad (2.9)$$

kde  $U$  je rozšířená standardní nejistota typu C a  $k$  je koeficient rozšíření (pro 95% úroveň pravděpodobnosti je 2). Výsledek budu zapisovat ve tvaru:

*Aritmetický průměr ± rozšířená standardní nejistota (úroveň pravděpodobnosti).* [21]

Ukázkový výpočet nejistot měření výsledku experimentu (průměr venózní kanyly - 4 [mm], při průtoku ECMO – 3 [l/min]):

Měla jsem takové naměřené hodnoty (viz. Tabulka 2.10):

**Tabulka 2.10:** Naměřený průtok drenážním katetrem

N <sub>o</sub>	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Q <sub>d</sub> [l/min]	1,14	1,15	1,14	1,14	1,14	1,12	1,14	1,14	1,15	1,14

Nejdříve jsem vypočítala aritmetický průměr (viz. vzorec 2.6) a nejistotu typu A (směrodatnou odchylku) (viz. vzorec 2.5):

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^{10} x_i}{10} = \mathbf{1,14} \text{ [l} \cdot \text{min}^{-1}\text{]},$$

$$u_A = s_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{10} (x_i - 1,14)^2}{10(10 - 1)}} = \mathbf{0,0028} \text{ [l} \cdot \text{min}^{-1}\text{]}.$$

Potom jsem vypočítala nejistotu typu B (viz. vzorec 2.7), nejistotu typu C (viz. vzorec 2.8) a rozšířenou standardní nejistotu typu C (viz. vzorec 2.9) :

$$u_B = \frac{1,14 * 0,05}{2\sqrt{3}} = 0,0329 \text{ [l} \cdot \text{min}^{-1}\text{]},$$

$$u_C = \sqrt{0,0028^2 + 0,0329^2} = 0,033 \text{ [l} \cdot \text{min}^{-1}\text{]},$$

$$U = 2 \cdot 0,033 = 0,07 \text{ [l} \cdot \text{min}^{-1}\text{]}.$$

Výsledek jsem zapsala ve tvaru:  $1,14 \pm 0,07 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$  (95% - úroveň pravděpodobnosti).



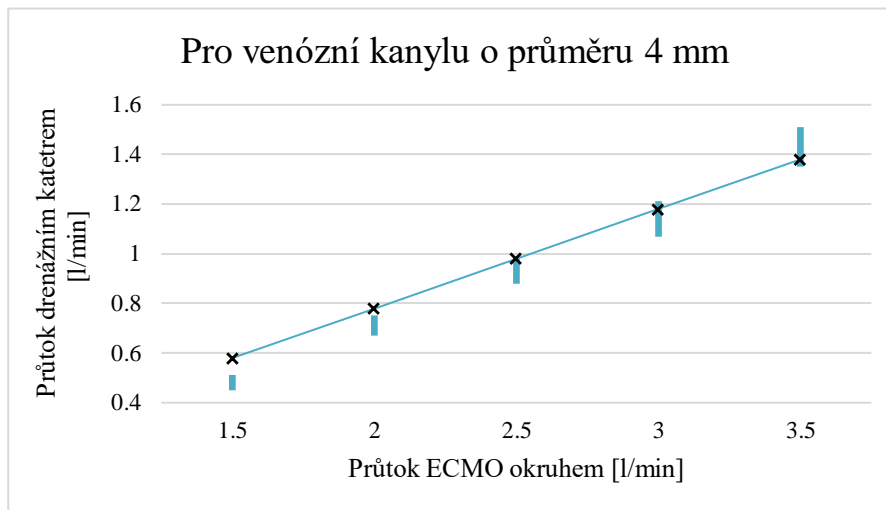
### 3 Výsledky

Pomocí modelu vytvořeného v programovém prostředí Simscape jsem provedla simulaci průtoku kapaliny v okruhu a rovněž jsem realizovala měření v experimentálním okruhu ECMO pro ověření výsledků u modelu. Porovnání těchto výsledků jsem zanesla do tabulky 3.1. Všechny hodnoty, které jsem naměřila při experimentu a nejistoty měření těchto výsledků, jsou v příloze B.

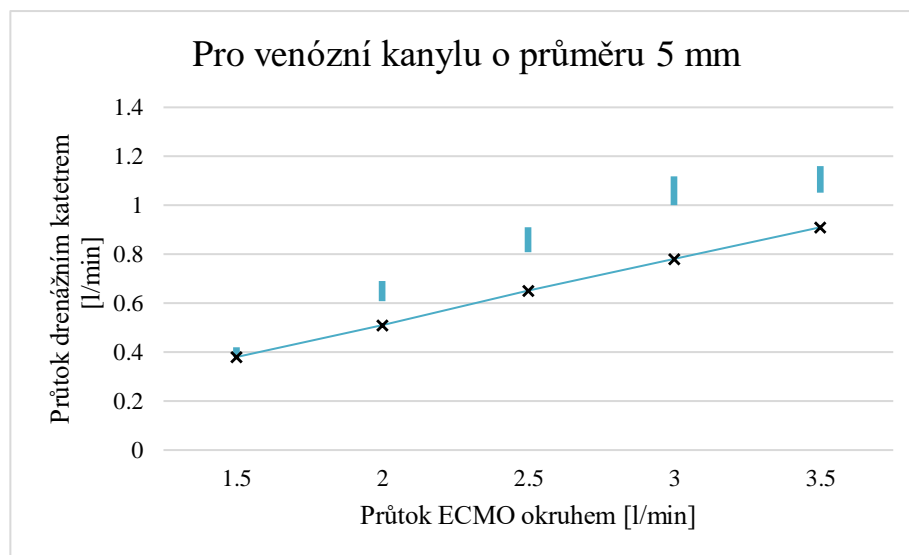
**Tabulka 3.1:** Porovnání hodnot zjištěných z experimentu a z modelu

<b>Průtok ECMO [l/min]</b>	<b>Průměr venózní kanyly [mm]</b>	<b>Průtok drenážním katetrem – model [l/min]</b>	<b>Průtok drenážním katetrem – experiment [l/min]</b>	<b>95% interval spolehlivosti v experimentu [l/min]</b>
1,5	4	0,58	0,48 [0,46-0,48]	0,48 ± 0,03
	5	0,38	0,40 [0,39-0,41]	0,40 ± 0,02
	6	0,26	0,39 [0,38-0,40]	0,39 ± 0,02
	8	0,13	0,04 [0,04-0,05]	0,04 ± 0,003
2	4	0,78	0,71 [0,70-0,72]	0,71 ± 0,04
	5	0,51	0,65 [0,65-0,66]	0,65 ± 0,04
	6	0,35	0,60 [0,59-0,60]	0,60 ± 0,03
	8	0,18	0,08 [0,08-0,10]	0,08 ± 0,01
2,5	4	0,98	0,93 [0,92-0,93]	0,93 ± 0,05
	5	0,65	0,86 [0,84-0,87]	0,86 ± 0,05
	6	0,44	0,79 [0,79-0,81]	0,79 ± 0,05
	8	0,22	0,13 [0,12-0,15]	0,13 ± 0,01
3	4	1,18	1,14 [1,12-1,15]	1,14 ± 0,07
	5	0,78	1,06 [1,05-1,06]	1,06 ± 0,06
	6	0,53	1,03 [1,03-1,04]	1,03 ± 0,06
	8	0,27	0,26 [0,26-0,27]	0,26 ± 0,02
3,5	4	1,38	1,43 [1,42-1,44]	1,43 ± 0,08
	5	0,91	1,11 [1,11-1,12]	1,11 ± 0,06
	6	0,62	1,01 [1,01-1,02]	1,01 ± 0,06
	8	0,32	0,32 [0,32-0,33]	0,32 ± 0,02

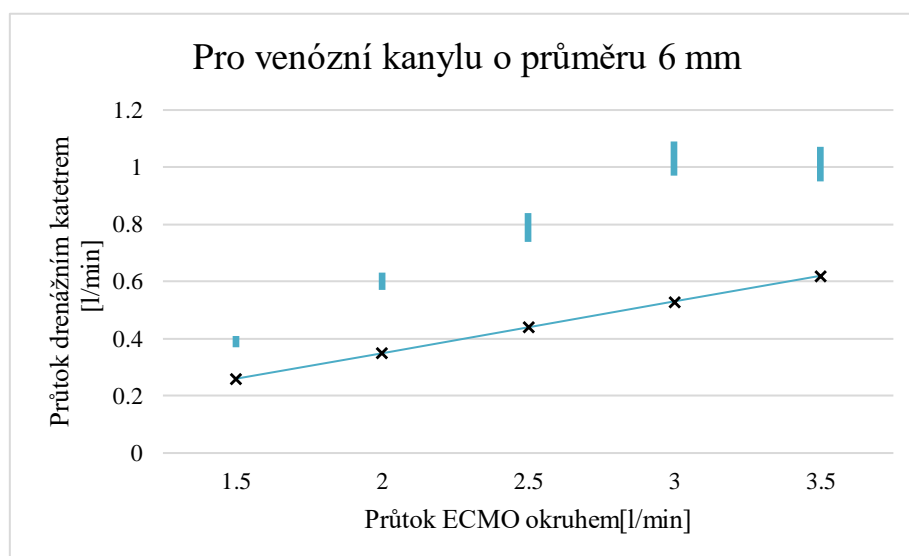
Ve výše uvedené tabulce se nachází porovnání všech hodnot průtoku drenážním katetrem pro různé průměry venózní části při různých průtocích okruhem ECMO. Na první pohled není vidět, spadají-li hodnoty naměřené u modelu během experimentu do 95% intervalu spolehlivosti hodnot. Pro přehlednost výsledků jsem tedy vytvořila 4 grafy (viz. grafy 3.1, 3.2, 3.3, 3.4) pro 4 různé průměry venózní části (4 mm, 5 mm, 6 mm, 8 mm), kde je vidět interval z experimentu (modrá svislá čára) a hodnota průtoku z modelu (černý kříž).



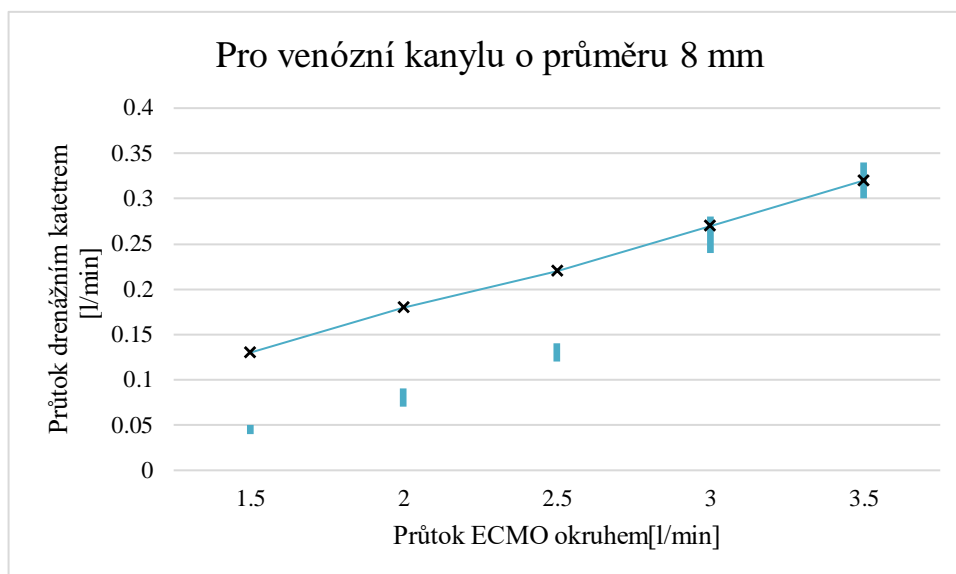
**Graf. 3.1:** Porovnání výsledku z experimentu a z modelu pro venózní kanylu o průměru 4 mm.



**Graf. 3.2:** Porovnání výsledku z experimentu a z modelu pro venózní kanylu o průměru 5 mm.



**Graf. 3.3:** Porovnání výsledku z experimentu a z modelu pro venózní kanylu o průměru 6 mm.



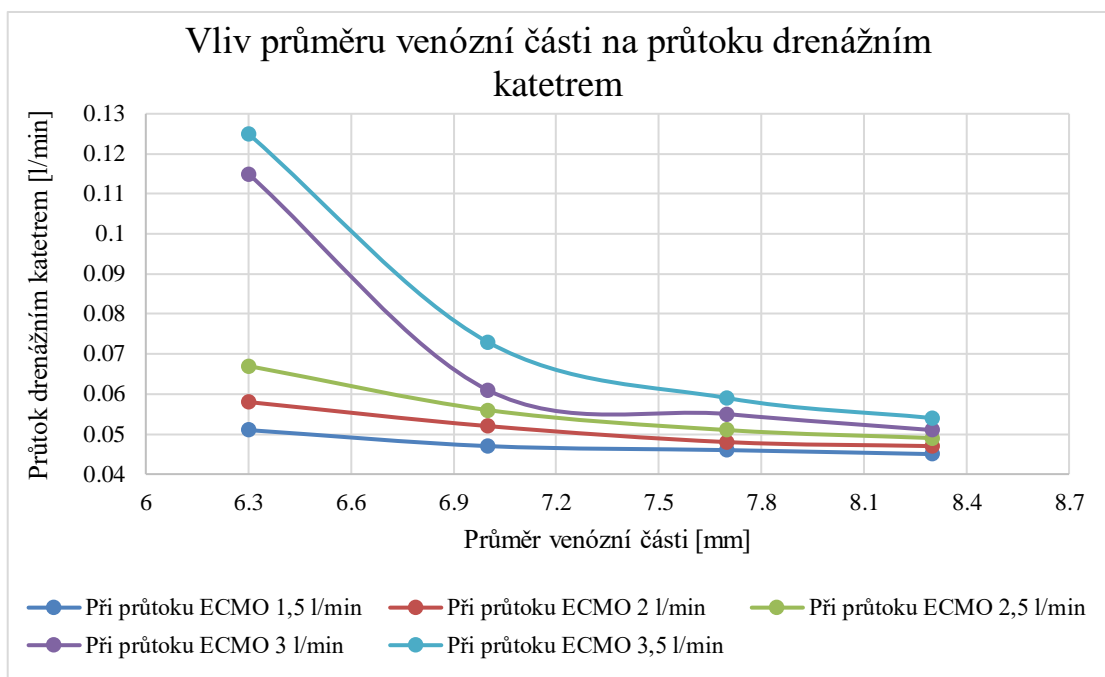
**Graf. 3.4:** Porovnání výsledku z experimentu a z modelu pro venózní kanylu o průměru 8 mm.

Na základě ověření svého modelu experimentem jsem provedla simulaci v modelu, ale změnila jsem parametry na ty, které odpovídají reálnému okruhu ECMO. Naměřené hodnoty průtoku drenážním katetrem pro různé průměry venózní kanyly při různých průtocích ECMO jsem zanesla do tabulky 3.2.

**Tabulka 3.2:** Průtok drenážním katetrem při různých průměrech venózní části

Průměr venózní části [mm]	Průtok ECMO [l/min]				
	1,5	2	2,5	3	3,5
6,3	0,051	0,058	0,067	0,115	0,125
7	0,047	0,052	0,056	0,061	0,073
7,7	0,046	0,048	0,051	0,055	0,059
8,3	0,045	0,047	0,049	0,051	0,054

Z těchto hodnot jsem sestrojila několik křivek závislosti průtoku drenážním katetrem (což ovlivňuje odtížení levé komory) na průměru venózní kanyly (viz. Graf 3.5).



**Graf. 3.5:** Průtok drenážním katetrem při různých průměrech venózní části a různých průtocích ECMO.

## 4 Diskuse

Vytvořila jsem model v programovém prostředí Simscape a pro ověření jeho správnosti jsem navrhla a realizovala měření na experimentálním modelu mimotělní membránové oxygenace. Jak je vidět z tabulky 3.1 a z grafů 3.1 – 3.4, výsledky se při porovnání hodnot v obou případech někdy shodují. Avšak při průměru venózní části 6 mm se ani jedna hodnota z modelu nedostala do 95% intervalu spolehlivosti. Na začátku jsem si myslela, že jsem asi špatně provedla měření při experimentu. Z toho důvodu jsem se rozhodla zopakovat toto měření pro průměr venózní kanyly 6 mm ještě jednou. Ale kupodivu mi vyšly stejné hodnoty, proto jsem začala hledat možný problém. Předpokládám, že chyba byla způsobena přímým zužujícím se konektorem (viz. obr. 4.1), který spojuje nádobu a průtokoměr, který je připojen k drenážnímu katetru.



**Obr. 4.1:** Přímý zužující se konektor. Fotografie: autor.

Takže při průměru venózní části 8 mm, jen hodnoty průtoku drenážním katetrem pod 0,3 l/min mě nespadyly do 95% intervalu spolehlivosti. To může být způsobeno tím, že průtokoměr, který používám v experimentu pro měření průtoku v drenážním katetru, má rozsah měření od 0,3 do 6 l/min.

Pomocí modelu v programovém prostředí Simscape, jsem provedla simulaci průtoku krve při parametrech okruhu ECMO, používaného v praxi a zjistila jsem závislost průtoku drenážním katetrem při změně průměru venózní části a při různých průtocích okruhem ECMO (viz. Graf 3.5). Z grafu je vidět, že při nejmenším průměru venózní kanyly a při největších průtocích ECMO je největší průtok v drenážním katetru a hodnota toho průtoku opravdu se moc liší od průtoku při větších průměrech venózní kanyly. Což je docela logicky, protože drenážní katetr připojen k venózní kanyle před pumpou pomocí Y- konektoru, a to znamená, že například při konstantním průtoku okruhem ECMO (hodnotu, kterého nastavujeme pomocí řídicí jednotky pumpy) při zvětšení průměru venózní části, průtok tam bude se zvětšovat, a na drenážní katetr bude zbývat méně a méně kapaliny, a průtok v drenážním katetru bude klesat. Proto je-li nebudeme mít možnost zmenšit průměr drenážního katetru, to můžeme zmenšit průměr venózní kanyly, aby průtok drenážním katetrem se zvětšil, a tím urychlil odtížení levé komory.

## 5 Závěr

Během této práce jsem používala programové prostředí Simscape a vytvořila jsem tam zjednodušený model okruhu ECMO. Potom jsem navrhla a realizovala měření na experimentálním systému mimotělní membránové oxygenace. Porovnáním výsledků ze simulace v modelu a statisticky vyhodnocených výsledků z experimentu při shodných parametrech jsem dospěla k tomu, že některé výsledky se shodují, a tím myslím, jsem ověřila správnost svého modelu. Pak jsem nastavila parametry na ty, které odpovídají přibližným parametrům v reálném okruhu ECMO a jsem stanovila, že čím menší je průměr venózní kanyly, tím větší bude průtok drenážním katetrem, a to znamená, že odtížení levé komory nebo snížení napětí, které musí vyvinout myokard v systole při vypuzování krve, bude probíhat rychleji.

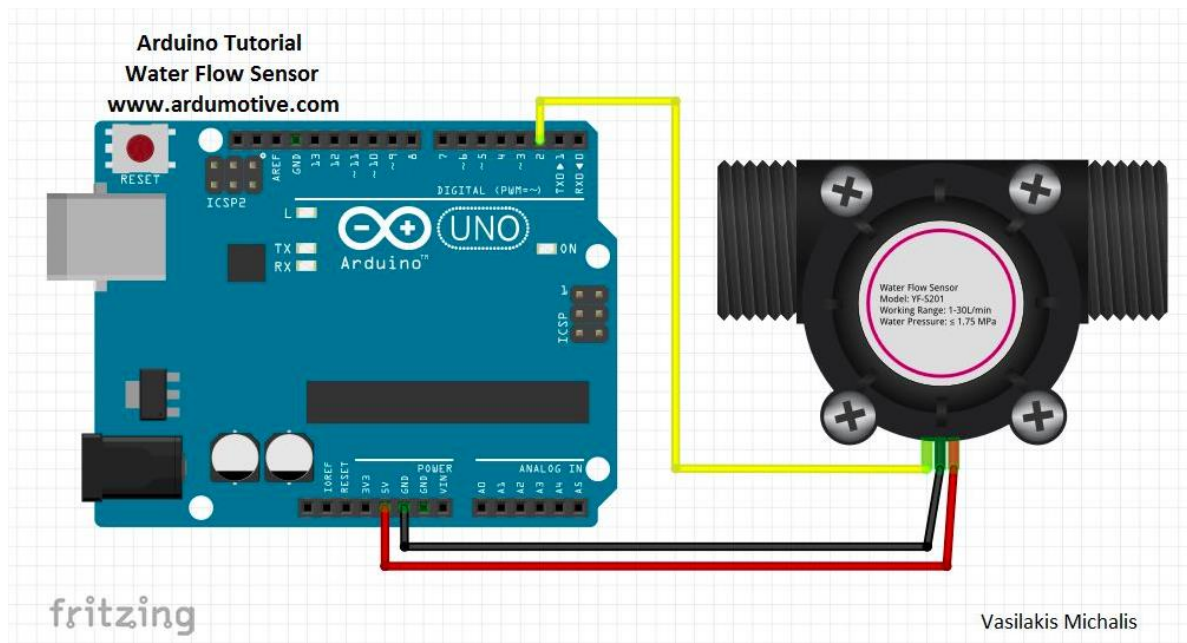
## Seznam použité literatury

- [1] OŠŤÁDAL, Petr a Jan BĚLOHLÁVEK. *ECMO: extrakorporální membránová oxygenace ; manuál pro použití u dospělých*. Praha: Maxdorf, 2013. ISBN 978-80-7345-365-7.
- [2] LONSKÝ, Vladimír. *Mimotělní oběh v klinické praxi*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0653-9.
- [3] Different types of ECMO. *University of Iowa Hospitals and Clinics* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: <https://uihc.org/health-library/different-types-ecmo>
- [4] Intraaortální balonková kontrapulzace. *Wikiskripta* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Intraaortáln%C3%AD\\_balonková\\_kontrapulzace](https://www.wikiskripta.eu/w/Intraaortáln%C3%AD_balonková_kontrapulzace)
- [5] Využití systému Impella 2,5 u vysoce rizikové perkutánní koronární intervence. *Solen Medical Education* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: [https://www.iakardiologie.cz/artkey/kar-201103-0006\\_Vyuziti\\_systemu\\_Impella\\_2\\_5\\_u\\_vysoce\\_rizikove\\_perkutanni\\_koronarni\\_intervence.php](https://www.iakardiologie.cz/artkey/kar-201103-0006_Vyuziti_systemu_Impella_2_5_u_vysoce_rizikove_perkutanni_koronarni_intervence.php)
- [6] KIM, Won Ho, Tae Hee HONG, Joung Hun BYUN, et al. Flow Rate Through Pigtail Catheter Used for Left Heart Decompression in an Artificial Model of Extracorporeal Membrane Oxygenation Circuit. *ASAIO Journal* [online]. 2017, **63**(3), 346-350 [cit. 2017-11-12]. DOI: 10.1097/MAT.0000000000000472. ISSN 1058-2916. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00002480-201705000-00018>
- [7] BARBONE, A., P. G. MALVINDI, P. FERRARA a G. TARELLI. *Left ventricle unloading by percutaneous pigtail during extracorporeal membrane oxygenation*. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [online]. 2011, **13**(3), 293-295 [cit. 2018-05-03]. DOI: 10.1510/icvts.2011.269795. ISSN 1569-9293. Dostupné z: <https://academic.oup.com/icvts/article-lookup/doi/10.1510/icvts.2011.269795>
- [8] POPTSOV, V. N., E. A. SPIRINA, V. V. SLOBODJANNIK, V. M. ZAKHAREVICH, O. A. EREMEEVA a S. A. MASIUTIN. *Left ventricle unloading by percutaneous transfemoral transseptal cannulation of left atrium in patients bridged to heart transplantation with peripheral veno-arterial extracorporeal membrane oxygenation*. *Russian Journal of Transplantation and Artificial Organs* [online]. 2014, **15**(4), 70- [cit. 2018-05-03]. DOI: 10.15825/1995-1191-2013-4-70-83. ISSN 1995-1191. Dostupné z: <http://journal.transpl.ru/index.php/vtio/article/view/83>

- [9] Simscape Product Description. *Mathworks* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/physmod/simscape/guide/product-description.html>
- [10] HONG, Tae Hee, JOUNG Hun BYUN, BYUNG Ha YOO, Sang Won HWANG, Han Yong KIM & Jae Hong PARK. 2015, *Successful Left-Heart Decompression during Extracorporeal Membrane Oxygenation in an Adult Patient by Percutaneous Transaortic Catheter Venting*, Korean J Thorac Cardiovasc Surg, vol. 48, no. 3, pp. 210-213.
- [11] BROGAN, Thomas V., Laurence LEQUIER, Roberto LORUSSO, Graeme MACLAREN and G. J. PEEK, 2017. *Extracorporeal life support: the ELSO red book*. Ann Arbor, MI: Extracorporeal Life Support Organization. ISBN 978-0-9656756-5-9
- [12] HLS Cannulae. *Maquet* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: [https://www.maquet.com/globalassets/downloads/products/shared-catheter-cannula/hlscannulae\\_mcp\\_br\\_10018\\_en\\_1\\_screen.pdf](https://www.maquet.com/globalassets/downloads/products/shared-catheter-cannula/hlscannulae_mcp_br_10018_en_1_screen.pdf)
- [13] French catheter scale. *Wikipedia* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/French\\_catheter\\_scale](https://en.wikipedia.org/wiki/French_catheter_scale)
- [14] GUYTON, Arthur C a John E HALL. *Textbook of Medical Physiology*. 11. vydání. Elsevier, 2006. 166 s. ; ISBN 978-0-7216-0240-0.
- [15] ČMELÍK, M., MACHONSKÝ, L., ŠÍMA, Z. *Fyzikální tabulky*. Liberec: TU Liberec, 2001
- [16] Bulk modulus. *Wikipedia* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Bulk\\_modulus](https://en.wikipedia.org/wiki/Bulk_modulus)
- [17] HRAZDIRA, I. a kolektiv, *Biofyzika*. Praha: AVICENUM, 1990.
- [18] The Newton-Laplace Equation & Speed of Sound. *Thermaxjackets* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: <https://www.thermaxjackets.com/newton-laplace-equation-sound-velocity/>
- [19] ECMO and life support systems QUADROX and ROTAFLOW hardware and accessories. *Maquet* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: [http://www.kardusmedikal.com/wp-content/ECMO\\_QUADROX-ROTAFLOW.pdf](http://www.kardusmedikal.com/wp-content/ECMO_QUADROX-ROTAFLOW.pdf)
- [20] How to use water flow sensor – Arduino Tutorial. *Instructables* [online]. [cit. 2018-05-05]. Dostupné z: <http://www.instructables.com/id/How-to-Use-Water-Flow-Sensor-Arduino-Tutorial/>
- [21] BELL, Stephanie. *A Beginner's Guide to Uncertainty of Measurement*, ISSN: 1368-6550



# Příloha A: Zapojení průtokoměru do vývojové desky Arduino UNO



Obr. A.1: Schéma zapojení průtokoměru do vývojové desky Arduino UNO. Obrázek: [20].

## Příloha B: Naměřené hodnoty z experimentu

**Tabulka B.1:** Naměřené hodnoty průtoku drenážním katetrem při průměru venózní části 4 mm

№ pokusu	Průtok ECMO [l/min]				
	1,5	2	2,5	3	3,5
1	0,46	0,71	0,92	1,14	1,44
2	0,48	0,72	0,93	1,15	1,42
3	0,46	0,72	0,93	1,14	1,42
4	0,48	0,71	0,92	1,14	1,42
5	0,48	0,71	0,93	1,14	1,44
6	0,48	0,71	0,93	1,12	1,44
7	0,48	0,71	0,93	1,14	1,44
8	0,48	0,71	0,92	1,14	1,44
9	0,48	0,71	0,92	1,15	1,44
10	0,46	0,70	0,92	1,14	1,44

**Tabulka B.2:** Naměřené hodnoty průtoku drenážním katetrem při průměru venózní části 5 mm

№ pokusu	Průtok ECMO [l/min]				
	1,5	2	2,5	3	3,5
1	0,41	0,66	0,87	1,06	1,12
2	0,41	0,66	0,87	1,05	1,11
3	0,39	0,65	0,87	1,06	1,12
4	0,41	0,66	0,84	1,05	1,12
5	0,41	0,66	0,87	1,06	1,12
6	0,39	0,66	0,87	1,05	1,12
7	0,41	0,65	0,87	1,05	1,12
8	0,41	0,66	0,87	1,06	1,12
9	0,39	0,66	0,84	1,05	1,11
10	0,41	0,65	0,87	1,06	1,11

**Tabulka B.3:** Naměřené hodnoty průtoku drenážním katetrem při průměru venózní části **6 mm**

№ pokusu	Průtok ECMO [l/min]				
	1,5	2	2,5	3	3,5
1	0,40	0,60	0,79	1,04	1,02
2	0,40	0,60	0,79	1,03	1,01
3	0,38	0,59	0,81	1,03	1,01
4	0,40	0,60	0,79	1,04	1,01
5	0,40	0,59	0,79	1,03	1,02
6	0,38	0,60	0,81	1,03	1,01
7	0,40	0,60	0,79	1,04	1,01
8	0,40	0,59	0,79	1,03	1,01
9	0,40	0,59	0,79	1,03	1,01
10	0,38	0,60	0,79	1,03	1,01

**Tabulka B.4:** Naměřené hodnoty průtoku drenážním katetrem při průměru venózní části **8 mm**

№ pokusu	Průtok ECMO [l/min]				
	1,5	2	2,5	3	3,5
1	0,04	0,08	0,13	0,27	0,33
2	0,04	0,08	0,12	0,26	0,33
3	0,05	0,08	0,13	0,26	0,32
4	0,04	0,10	0,13	0,26	0,33
5	0,04	0,08	0,15	0,26	0,32
6	0,04	0,08	0,13	0,26	0,33
7	0,04	0,08	0,13	0,26	0,32
8	0,04	0,08	0,13	0,26	0,33
9	0,04	0,08	0,12	0,26	0,32
10	0,04	0,08	0,13	0,26	0,33

## **Příloha C: Obsah příloženého CD**

1. Klíčová slova (čj, aj)
2. Abstrakt česky
3. Abstract in English
4. Zadání
5. Bakalářská práce
6. Model v programovém prostředí Simscape: Model.slx
7. Zdrojový kód pro použití průtokoměru: Zdrojovy\_kod\_pro\_prutokomer.ino