



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Studium tlaku v ECMO okruhu při změně
geometrických parametrů modelu katétru**

**The study of pressure in ECMO circuit
during the change of the catheter
geometrical dimensions**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Evgeniia Mardanshina

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: **Evgeniia Mardanshina**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Studium tlaku v ECMO okruhu při změně geometrických parametrů modelu katétru**
Téma anglicky: The study of pressure in ECMO circuit during the change of the catheter geometrical dimensions

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

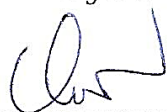
Cílem práce je nalezení mezního vnitřního průměru modelu drenážního katétru spojeného s modelem ECMO okruhu pro odsávání tekutiny ze srdce, při kterém dochází k překročení limitní hodnoty tlakové ztráty 100 mmHg, která může způsobit výrazné poškození krevních elementů. V programovém prostředí Simulink vytvořte model hadiček ECMO okruhu. Na základě simulace popište, jak se budou měnit tlakové ztráty v modelu drenážního katétru, který je tvořen hadičkou a je připojen k tzv. „Y“ konektoru, při změně jeho průměru. Navrhněte a realizujte měření na experimentálním systému mimotělní membránové oxygenace. Experimentálně ověřte a analyzujte tlakové ztráty v modelu katétru pro vnitřní průměry 4, 5, 6 a 8 mm. Výsledky experimentu statisticky vyhodnoťte a porovnejte se simulacemi.

Seznam odborné literatury:

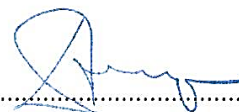
- [1] CENGEL, Yunus A., et al., Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications, ed. 1, McGraw-Hill, 2006, ISBN 0-07-247236-7
- [2] Ošťádal Petr, Jan Bělohávek, ECMO - Extrakorporální membránová oxygenace: Manuál pro použití u dospělých, ed. 1, Maxdorf, 2013, ISBN 978-80-7345-365-7
- [3] Lich B., Brown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

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 tlaku v ECMO okruhu při změně geometrických parametrů modelu katétru“ 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně 15.5.2018

.....

Evgeniia Mardanshina

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala Mgr. Svitlaně Strunině a Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích, pomoc při provedení experimentu a vypracování bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat spolužákům za podporu při psání mé práce.

ABSTRAKT

Studium tlaku v ECMO okruhu při změně geometrických parametrů modelu katétru

Bakalářská práce se zaměřuje na modelování metody dekomprese levé komory srdce během extrakorporální membránové oxygenace. V práci je probraná metoda dekomprese levé komory zavedením drenážního katétru. Je provedeno studium tlakových ztrát v katétru při změně jeho geometrických parametrů, změně průtoku centrifugální pumpou a je podloženo experimentálními daty. Je zjištěno, že s rostoucím průměrem katétru v něm klesá tlakový gradient. Model elastických hadic ECMO okruhu je implementován v programovém prostředí Simulink. Na základě tohoto modelu jsou vybrány průměry kardiovaskulárních katétru, které se dají využít pro tlakově bezpečnou dekompresi LK.

Klíčová slova

ECMO, dekomprese levé komory, tlaková ztráta

ABSTRACT

The study of pressure in ECMO circuit during the change of the catheter geometrical dimensions

The bachelor thesis focuses on modeling a decompression of left ventricle during extracorporeal membrane oxygenation. The thesis describes the method of decompression of the left ventricle by introducing a drainage catheter. A study of the pressure drops in the catheter is carried out when changing its geometric parameters and the flow through a centrifugal pump and is supported by experimental data. It is found out that with the increasing diameter of the catheter, the pressure gradient decreases. The model of ECMO elastic tubes is implemented in the Simulink program. Based on this model, there are selected diameters of cardiovascular catheters that can be used for pressure-safe LV decompression.

Keywords

ECMO, left ventricular decompression, pressure drop

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
Seznam obrázků a tabulek	10
1 Úvod	12
1.1 Přehled současného stavu	13
1.1.1 Popis VA ECMO okruhu	13
1.1.2 Indikace a kontraindikace VA ECMO	14
1.1.3 Přetížení levé komory	15
1.1.4 Metody offloadu levé komory	17
1.1.5 Drenážní pig-tail katétry	18
1.2 Cíle práce	19
2 Metody	20
2.1 Návrh systému elastických hadic v prostředí Simulink	20
2.1.1 Hydraulické potrubí	23
2.2 Experimentální část	26
2.2.1 Zapojení měřicí soustavy	26
2.2.2 Postup měření	29
2.2.3 Statistické zpracování naměřených dat	30
2.3 Model ECMO okruhu s zajištěnou dekompresí LK	32
3 Výsledky	34
3.1 Výstupní hodnoty tlakových ztrát z modelu	34
3.2 Výsledky měření	35
3.3 Porovnání výsledků	38
3.4 Nalezení mezního vnitřního průměru katétru pro dekompresi LK v modelovaném ECMO okruhu na základě simulace	41
4 Diskuse	43
5 Závěr	49
Seznam použité literatury	51
Příloha A: Protokol měření	52
Příloha B: Model měřicí soustavy v Simulinku	54
Příloha C: Model realného ECMO okruhu v Simulinku	55
Příloha D: Obsah příloženého CD	56

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
\varnothing, d	mm, Fr	Průměr hadice v milimetrech nebo frencech
Δp	mmHg	Tlakový rozdíl v milimetrech rtuťi
$\overline{\Delta p}$	mmHg	Střední hodnot tlakového rozdílu v milimetrech rtuťi
N	-	Počet měření
u_A		Nejistota typu A (směrotná odchylka)
u_B		Nejistota typu B
u_C		Kombinovaná nejistota typu C
U		Rozšířená nejistota
k		Koeficient rozšíření
Q	L/min	Průtok v litrech za minutu
A	cm ²	Průřez hadice
L	cm	Délka hadice
L_{eq}	cm	Ekvivalentní délka hadice
ρ	g/cm ³	Hustota proudící kapaliny
f	-	Faktor tření (laminární f_L , turbulentní f_T)
Re	-	Reynoldsovo číslo (laminární Re_L , turbulentní Re_T)
K_s	-	Kefiecient tvaru průřezu
ν	m ² /s	Kinematická viskozita kapaliny
r	-	Drsnost vnitřního povrchu

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
ECMO	Extrakorporální membránová oxygenace
VA ECMO	Veno-arteriální extrakorporální membránová oxygenace
VV ECMO	Veno-venózní extrakorporální membránová oxygenace
MO	Mimotělní oběh
LK	Levá komora srdeční
LS	Levá síň
PK	Pravá komora srdeční
PS	Pravá síň
RTG	Rentgen
HLS	Komerční název setu ECMO od Maquet
DC	Direct current

Seznam obrázků a tabulek

Seznam obrázků

Obrázek	Název
Obr. 1.1	Schéma standardního VA ECMO okruhu s periférním zavedením kanyl
Obr. 1.2	Overload levé komory
Obr. 1.3	Schéma VA ECMO s periférním zavedením kanyl a zajištěnou dekompresí LK
Obr. 1.4	Schéma pig-tail katétru
Obr. 2.1	Schéma modelovaného Y konektoru pro experimentální měření
Obr. 2.2	Schéma zapojení měřicí soustavy
Obr. 2.3	Zapojení měřicí soustavy
Obr. 2.4	Schéma spojení hadic
Obr. 2.5	Schéma modelovaného Y konektoru
Obr. 3.1	Model ECMO hadic, sestrojený pomocí Simulinku a Simscape Hydraulics
Obr. 3.2	Model reálného ECMO okruhu se zajištěným offloadem LK, sestrojený pomocí Simulinku a Simscape Hydraulics
Obr. 4.1	Fotografie spojení hadic o průměru 9,5 mm a 4 mm
Obr. 4.2	Připojení sondy normálně používané pro měření IBP na měřicí soustavu (na foto je jen z jedné strany)
Obr. 4.3	Připojený monitor životních funkcí pro měření tlaku v hadici (\varnothing 4, $Q = 6$ L/min)

Seznam tabulek

Tabulka	Název
Tab. 2.1	Popis elementů řídicí a měřicí části modelu
Tab. 2.2	Popis prvků ze Simscape Hydraulics
Tab. 2.3	Parametry hydraulického potrubí s kruhovým průřezem
Tab. 2.4	Použité materiály pro měření
Tab. 2.5	Parametry pro modelování reálného ECMO okruhu
Tab. 2.6	Převod francouzské stupnice katétru (Fr) na milimetry
Tab. 3.1	Výstupní hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) v katétrech simulovaných v prostředí Simulink
Tab. 3.2	Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 4 mm při průtocích 2–6 L/min
Tab. 3.3	Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 5 mm při průtocích 2–6 L/min
Tab. 3.4	Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 6 mm při průtocích 2–6 L/min
Tab. 3.5	Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 8 mm při průtocích 2–6 L/min
Tab. 3.6	Vypočtené nejistoty měření a výsledná hodnota tlakové ztráty (v mmHg) pro všechny průměry hadic a průtoky
Tab. 3.7	Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o průměru 4 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 60 mmHg, tlak v PS je 8 mmHg
Tab. 3.8	Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o průměrech 4 a 5 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 60 mmHg, tlak v PS je 0 mmHg
Tab. 3.9	Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o mezních průměrech 4 a 7 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 80 mmHg, tlak v PS je 8 mmHg
Tab. 3.10	Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o mezních průměrech 4 a 7 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 80 mmHg, tlak v PS je 0 mmHg

1 Úvod

V klinické praxi se často setkáváme s život ohrožujícími situacemi vedoucí k dysfunkci a selhání orgánů: ledvin, mozku, plic, srdce apod. Jedna z možností, jak léčit kritické stavy způsobené těžkým poškozením srdce a plic je připojení pacienta na ECMO.

Extrakorporální membránová oxygenace (ECMO) je invazivní metoda saturace krve kyslíkem (oxygenace) při akutním srdečním (resp. spolu s respiračním) selhání. Také se používá pro udržení vitální aktivity během operace otevřeného srdce, společně s přístroji pro mimotělní oběh (MO) [1].

V závislosti na celkovém hemodynamickém stavu pacienta se aplikuje vhodný typ ECMO: veno-venózní extrakorporální membránová oxygenace (VV) nebo veno-arteriální (VA) ECMO. V situaci, kdy jsou plíce postižené a zároveň funkce srdce zůstávají zachované se používá VV ECMO. VA ECMO je nutné použít u pacienta s postiženým srdcem nebo se současným selháním plic a srdce.

Jakýkoliv invazivní zásah do organismu může způsobit řadu komplikací. Při léčbě pomocí ECMO podpory nejčastěji dochází k poranění cév v místě vstupu kanyl a následně ke krvácení. Krvácení může být také způsobeno antikoagulanty. S rostoucí dobou používání ECMO podpory roste i riziko trombózy okruhu ECMO, což hrozí embolizací. Dalšími komplikacemi jsou ischemie dolních končetin při léčbě VA ECMO, hypoxie mozku a Harlekýnský syndrom [2].

Jestli je srdce těžce poškozené může docházet k distenzi LK při periferní kanylaci VA ECMO. Jedním z řešení je zavedení drenážního katétru do LK, který bude odsávat krev z dutiny a zajistí její offload. Kardiovaskulární katétrů jsou relativně malého vnitřního průměru. Zavedením takového katétru do srdce při velkých průtocích pumpou, hrozí nárůst tlakového gradientu nad 100 mmHg v tomto katétru, což by způsobilo nevratné poškození krevních buněk. Proto je nutno dávat pozor na výběr vnitřního průměru drenážního katétru.

Ve své bakalářské práci se zabývám nalezením mezního vnitřního průměru drenážního katétru pro bezpečný offload LK při VA ECMO s periferním zavedením kanyl.

1.1 Přehled současného stavu

1.1.1 Popis VA ECMO okruhu

Standardní ECMO okruh se skládá z nasávací (inflow) a výpustní (outflow) kanyly, krevního čerpadla, oxygenátoru a propojovacích hadic (obr. 1.1).

Krevní pumpa je ovládaná řídicí jednotkou, na které lze nastavit průtok, počet otáček za minutu a bezpečnostní limity. Současné pumpy jsou centrifugální, pracující na principu odstředivé síly, neokluzivní (výkon krevního čerpadla závisí jak na přítoku krve do pumpy, tak na odporu za pumpou).

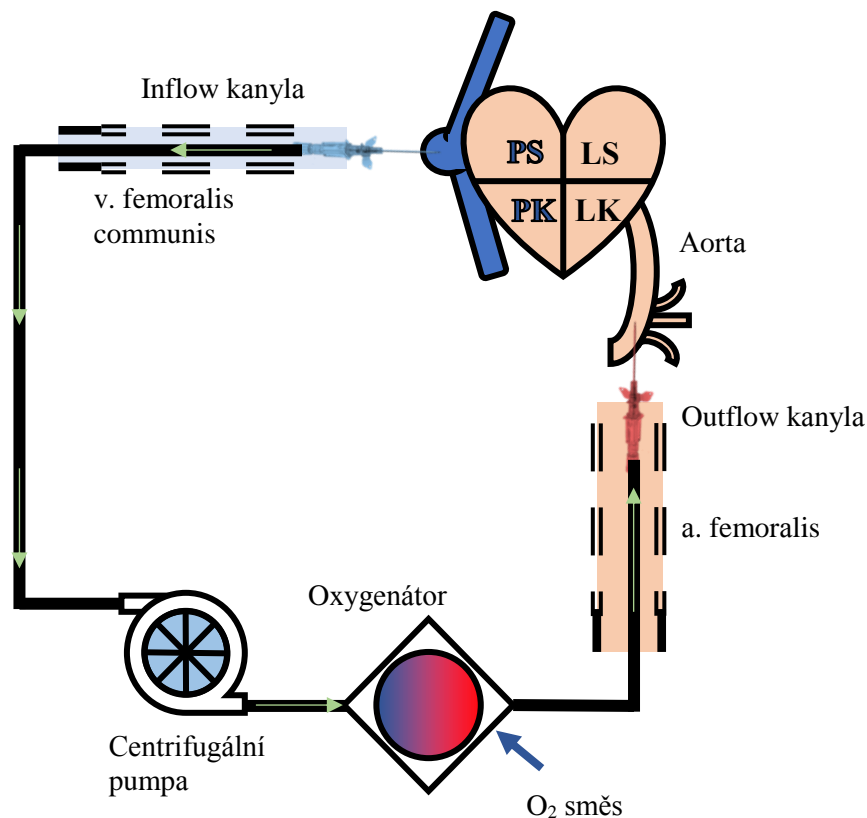
Oxygenátor nahrazuje funkci plic v extrakorporálním oběhu. Průtok, složení přicházejících plynů do oxygenátoru a frakce kyslíku se nastavuje na směšovači plynů (gas blender). Tepelný výměník se dá připojit na oxygenátor (možnost zaleží na výrobcí) a tím umožňuje regulovat tělesnou teplotu pacienta, včetně terapeutické hypotermie.

Na monitoru řídicí jednotky je možné sledovat parametry, jako saturace kyslíku na konci arteriální části, tlaky krve na arteriálním a venózním konci hadicového systému, teplota krve v hadicovém systému atd.

Nezbytnou součástí ECMO okruhu jsou ultrazvukové průtokové senzory, které zajišťují měření průtoku krve a detekci bublin. Novější senzory mohou také odhadnout hematokrit a saturaci krve kyslíkem. Snímač průtoku je začleněn do výstupní části krevní pumpy. Další snímač je někdy umístěn za oxygenátorem.

Pro prevenci vzniku trombů při průchodu krve systémem hadic je nutná antikoagulace. Proto je celý povrch okruhu, kde dochází ke styku s krví, potažen heparinem.

VA ECMO okruh začíná z nasávací kanyly, která je zpravidla vedená přes v. femoralis (alternativně v. jugularis nebo v. subclavia) do pravé síně. Outflow kanyla je zaváděná nejčastěji do a. femoralis (alternativně a. axilaris nebo a. subclavia) [2].



Obr. 1.1: Schéma standardního VA ECMO okruhu s periférním zavedením kanyl. Šípky ukazují směr toku krve

1.1.2 Indikace a kontraindikace VA ECMO

VA ECMO se nejčastěji používá při kardiogenním šoku, srdeční zástavě, arytmiické bouře, po kardiochirurgické operaci, kdy nelze pacienta bezpečně odpojit od MO, nebo jako podpora rizikové intervence (preventivní zavedení). V těchto kritických situacích může VA ECMO dokonce plně nahradit srdeční čerpání a výměnu plicních plynů za účelem udržení dostatečné perfúze tkáně okysličenou krví [3].

VA ECMO nelze použít například při traumatu s rozsáhlým krvácením, těžkém poškození mozku, multiorgánovém selhání, kdy přežití po odpojení ECMO podpory je málo pravděpodobné [2].

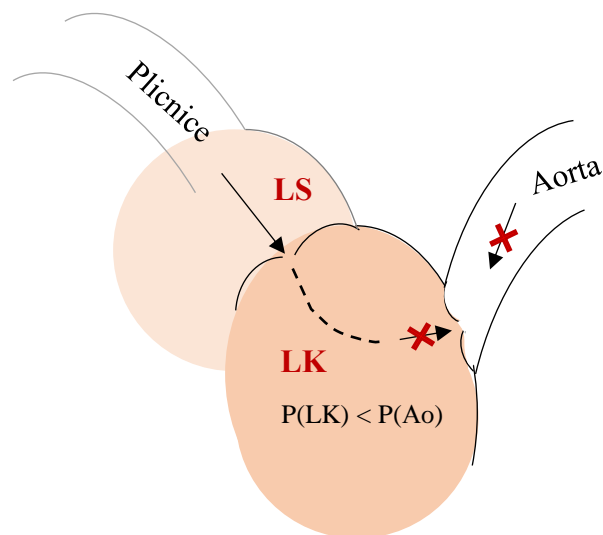
Použití VA ECMO je spojeno s mnoha riziky jako krvácení, ischemie dolních končetin, hypoxie mozku, trombóza, přetížení levé komory, Harlekýnský syndrom (diferenciální hypoxemie horní části těla ve srovnání s dolní) a další. Je také riziko poškození krevních částic kvůli relativně vysokým tlakům a průtokům, při delším používání hrozí zničení krevních buněk.

1.1.3 Přetížení levé komory

Jednou ze závažných komplikací při indikaci VA ECMO je distenze nedostatečně vyprazdňované levé komory (tzv. overload). To je situace, kdy postižené srdce nemůže vypudit všechnu krev kvůli vysokému tlaku v aortě.

Aortální chlopeň nedovolí, aby krev postupovala z aorty (zdroj většího tlaku) zpět do LK. Z plicního oběhu krev stále přichází do levého srdce (obr. 1.2). V tu chvíli vzniká overload LK – stav, kvůli kterému dochází k ničení myokardu. Kvůli vyvíjející se systémové hypertenzi vzniká objemové přetížení spolu s tlakovým přetížením [4].

Velká spotřeba kyslíku roztaženým myokardem snižuje možnost zotavení srdce [3].



Obr. 1.2: Overload levé komory

K overloadu LK obvykle dochází při velkých průtocích pumpou, ale v některých případech je třeba zachovat velké průtoky pro dostatečnou perfúzi tkání [3].

K objemovému přetížení LK při VA ECMO dochází také u pacientů, u kterých je myokard poškozen z důvodu závažných srdečních nemocí a srdce je natolik slabé, že nemůže zajistit přenos dostatečného množství krve do oběhu. Například jestli indikace pro aplikaci dané srdeční podpory je rychle progresivní a akutní myokarditida, kardiomyopatie různých typů a další získané onemocnění srdce nebo vrozené srdeční vady [5].

Nedostatečná hemodynamická úleva LK během VA ECMO s periferním zavedením kanyl ve 25-40 % případů může vést ke stagnaci krve v malém krevním oběhu a projevům plicního edému. V těžkých případech dochází ke krvácení z plic.

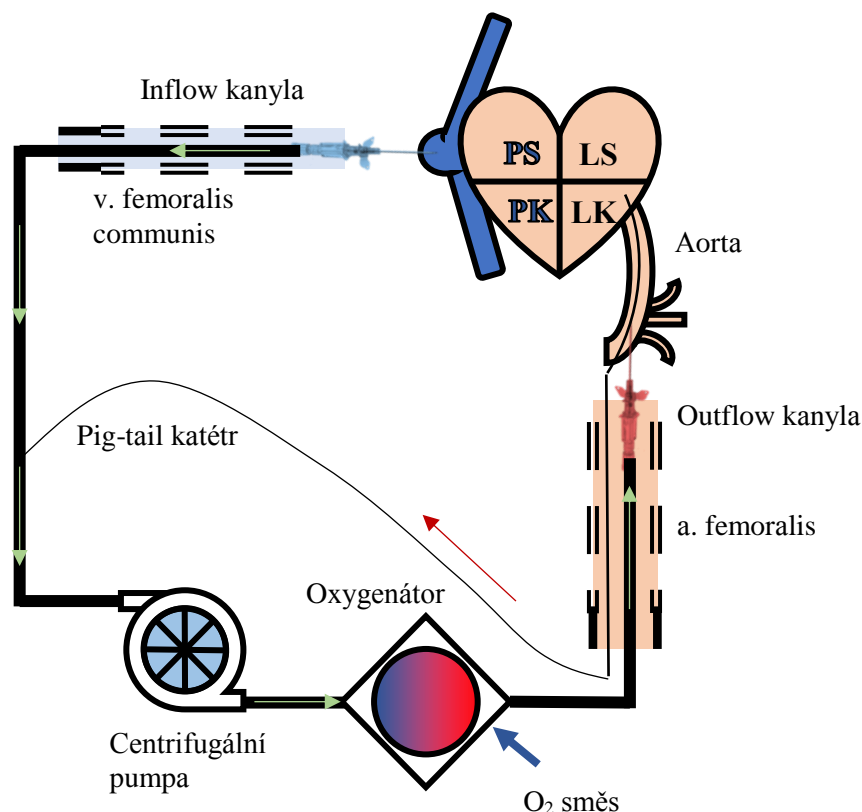
Indikací pro odlehčení (tzv. venting nebo offload) LK při dostatečném objemu extrakorporálního krevního toku je přítomnost jednoho nebo více následujících projevů:

- při vědomí: dyspnoe nebo pocit nedostatku vzduchu;
- auskultační projevy plicního edému (mokré sípání);
- projev plicního edému na RTG záznamu;
- tlak v zaklínění (PCWP, Pulmonary Capillary Wedge Pressure) > 18mmHg;
- snížená oxygenace horní části těla $SpO_2 \leq 95\%$;
- zhoršení funkce levé komory: ejekční faktor < 15%;
- zvětšená LK v diastole;
- střední arteriální tlak je 60–80 mmHg [5]

1.1.4 Metody offloadu levé komory

V současné době jsou navrženy způsoby dekomprese LK při VA ECMO s periferním zavedením kanyl, včetně použití minimálně invazivních a chirurgických metod. Některé z nich jsou:

- snížení průtoku pumpou při zachování dostatečné tkáňové perfúze. Tím se sníží afterload LK alepší se její vyprazdňování;
- zvýšení inotropní podpory ke zlepšení kontraktility myokardu;
- zavedení intraaortální kontrapulzace nebo dalších podpůrných systémů pro vyprazdňování LK (Impella, PulseCath);
- zavedení nasávací kanyly do levé síně (LS) transseptálně;
- kardiochirurgická implantace levokomorové podpory;
- venting levé komory zavedením pig-tail katétru do dutiny LK a napojení do venózní části ECMO okruhu (obr. 1.3) [2].



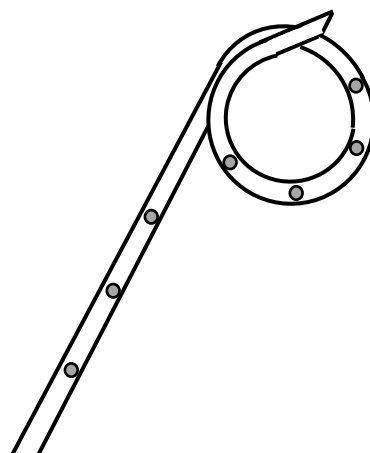
Obr. 1.3: Schéma VA ECMO s periferním zavedením kanyl a zajištěnou dekompressi LK. Šípky ukazují směr toku krve

Venting LK je relativně málo invazivní, účinná a dostatečně bezpečná metoda dekomprese levého srdce. Pig-tail katétr se zavádí přes aortální chlopuň z a. femoralis a připojuje se na nasávací část okruhu (obr. 1.3). Ve svých člancích Alessandro Barbone, Pietro Giorgio Malvindi [6] a Joung Hun Byun [7] prokazují účinnost ventingu LK.

Vzhledem k aplikaci velkého průtoku centrifugální pumpou vzrůstá tlakový gradient v hadicích. Tlaková ztráta nad 100 mmHg poškozuje krevní buňky a může vest k hemolýze. Hemolýza je extrémní forma poškození červených krvinek, při které dochází k prasknutí membrán erytrocytů a intracelulární hemoglobin se uvolňuje do plazmy. Nadměrná hemolýza vede k anémii a hemoglobin bez plazmy je toxický pro ledviny, což může způsobit multiorgánové selhání.

1.1.5 Drenážní pig-tail katétry

Pig-tail katétry se obvykle používají k odvádění tekutin z těla nebo dutin. Na jednom konci je pevně zakřivený a má několik děr (obr. 1.4). Kardiální katétr je dlouhý jemný katétr speciálně určený pro průchod do komor srdce, přes a. femoralis a oblouk aorty pod fluoroskopickou kontrolou. Délka katétru se pohybuje v rozmezí od 65 do 110 cm. Průměr je 4; 5; 5,2, 6 a 7 Fr. Pro zavedení do dutiny srdeční se používá právě pig-tail katétr, protože se nemůže přisát ke stěně [8].



Obr. 1.4: Schéma konce pig-tail katétru

1.2 Cíle práce

Z výše uvedeného vyplývá, že je nutné kontrolovat tlakové ztráty v hadicích ECMO.

Cílem bakalářské práce je nalezení mezního vnitřního průměru modelu drenážního katétru spojeného s modelem ECMO okruhu pro odsávání tekutiny ze srdce, při kterém dochází k překročení limitní hodnoty tlakové ztráty 100 mmHg.

Na základě simulace hadiček ECMO okruhu v prostředí Simulink popsat, jak se mění tlakové ztráty v modelu katétru pro dekompresi LK o různém průměru, připojeného k Y konektorem k ECMO okruhu a z existujících kardiálních pig-tail katétrů vybrat ty, které jsou tlakově bezpečné při daném průtoku pumpou.

Počítačový model ověřit provedením experimentu a analýzou statisticky vyhodnocených tlakových ztrát v modelu katétru o vnitřních průměrech 4, 5, 6 a 8 mm.

2 Metody

V mé práci je ověřena použitelnost vytvořeného modelu elastických hadic ECMO navrženého v prostředí Simulink porovnáním výchozích dat z počítačového a ze sestaveného modelu ECMO okruhu v laboratoři. V modelu jsou dosazené fyzické parametry krve, hodnoty tlaku v aortě, LK, pravé síni a parametry reálných srdečních katétru. Na základě simulace je zjištěn nejmenší průměr pig-tail katétru, který nepřesahuje hraniční limit tlakové ztráty.

2.1 Návrh systému elastických hadic v prostředí Simulink

V programovacím prostředí Simulink (a Simscape Hydraulics) jsem navrhla model elastických hadic ECMO.


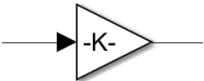
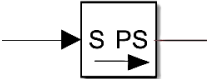
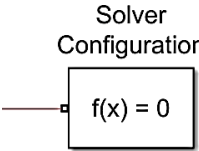
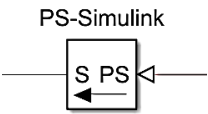
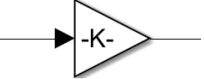
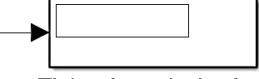
Simscape Hydraulics je speciální rozšíření prostředí Simulink pro modelování hydraulických systémů.

V tabulce 2.1 jsou podrobně popsány parametry každého bloku řídicí a měřicí částí modelu (Simulink), včetně popisu vlastností bloků. Žádný parametr z tabulky 2.1 se nebude měnit v následujícím modelu reálného ECMO okruhu.






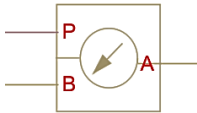
V tabulce 2.2 je přehled bloků Simscape Hydraulics pro modelování hadic naplněných vodou, tlakového senzoru a dalších součástek.

Hlavními součástmi systému jsou prvky popisující proudění kapaliny v potrubí: kvadratický odpor (všechny hadice v okruhu) a lineární rezistence. Oxygenátor se skládá z velkého množství kapilár, a proto lze jeho odporové vlastnosti považovat za lineární. Proudění oxygenátorem se modeluje s využitím Hagen-Poiseuillova zákona [9].

Tab. 2.1: Popis elementů řídicí a měřící části modelu

Popis elementu	Nastavitelné parametry	Hodnota
Řídicí část		
	 Nastavení průtoku v L/min	
Nastavení průtoku centrifugální pumpou	Konstanta	2 – 6 L/min
	 Převod L/min -- m ³ /s	
Násobení konstantou	Konstanta	$1,67 \cdot 10^{-5}$
	 Simulink-PS Converter	
Převod vstupního bezjednotkového signálu na fyzický signál		Standardní nastavení
	 Solver Configuration f(x) = 0	
Definice nastavení pro simulaci		Standardní nastavení
Měření tlakových ztrát		
	 PS-Simulink	
Převod fyzického signálu na výstupní bezjednotkový signál		Standardní nastavení
	 Převod Pa -- mmHg	
Násobení konstantou	Konstanta	1/133,322
	 Tlakový spad v katétru	
Numerické zobrazení výstupní hodnoty		Standardní nastavení

Tab. 2.2: Popis prvků ze Simscape Hydraulics

Popis elementu	Nastavitelné parametry	Hodnota
	 Voda	
Vlastnosti kapaliny	Hustota vody Kinematická viskozita Objemový modul pružnosti Relativní množství zachyceného vzduchu	1 g/cm^3 $10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ 2,2 GPa 0,005 (standardní nastavení)
	 Nádobá	
Nadoba s tuhými nebo ohebnými stěnami	Objem Poissonova konstanta	10 l 1,33 (20°)
		
Zdroje konstantního tlaku (hydrostatický)	Tlaky (všechny 3 bloky)	500 Pa
	 Oxygenátor	
Lineární rezistance	Odpor	$13332,2 / (9,6 \cdot 10^{-5}) \text{ Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3$
	Centrifugální pumpa 	
Zdroj nastavitelného průtoku		–
	Tlakoměr 	
Senzor tlaku		–

2.1.1 Hydraulické potrubí

Tlaková ztráta v hadicích v důsledku tření je vypočítána pomocí Darcy-Weisbachova vztahu. Je to rovnice dynamiky tekutin popisující tlakovou ztrátu v důsledku tření podél délky trubky v závislosti na průměrné rychlosti nestlačitelné tekutiny.

Faktor tření při přechodu z laminárního na turbulentní proudění je určen lineární interpolací mezi krajními body. Výsledkem těchto předpokladů je trubice simulována podle následujících rovnic:

$$\Delta p = f \frac{(L + L_{eq})}{d} \cdot \frac{\rho}{2A^2} Q \cdot |Q| \quad (2.1)$$

Kde Δp je tlakový gradient v hadici o délce L a průměru d , Q je průtok, L_{eq} je ekvivalentní délka hadice (taková délka přímé hadice, která má stejný hydraulický odpor jako daná ohnutá hadice), A je průřez hadice, ρ je hustota proudící kapaliny a f je faktor tření, který se určí z rovnice 2.2 v závislosti na typu proudění.






$$f = \begin{cases} \frac{K_s}{Re}, & \text{jestli } Re \leq Re_L \\ f_L + \frac{f_T - f_L}{Re_T - Re_L} (Re_T - Re_L), & \text{jestli } Re_L < Re < Re_T \\ \frac{1}{\left(-1,8 \log_{10} \left(\frac{6,9}{Re} + \left(\frac{r/d}{3,7} \right)^{1,11} \right) \right)^2}, & \text{jestli } Re \geq Re_T \end{cases} \quad (2.2)$$

$$Re = \frac{Q \cdot d}{A \cdot \nu} \quad (2.3)$$

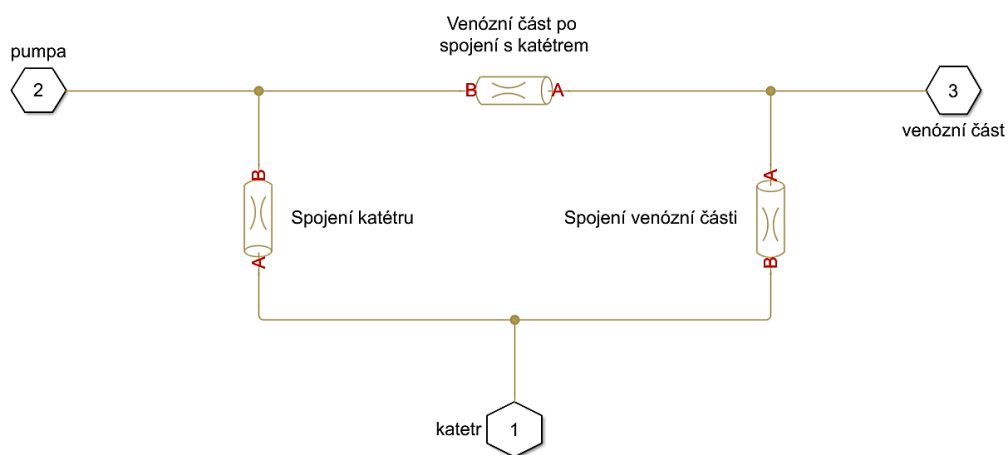
Kde Re je Reynoldsovo číslo určující typ proudění – laminární Re_L (maximální číslo, při kterém je proudění laminární), přechodové nebo turbulentní Re_T (minimální číslo, při kterém je proudění turbulentní). K_s je koeficient, jehož hodnota se určuje podle tvaru průřezu (pro kruhový průřez se rovná 64), ν je kinematická viskozita kapaliny a r je drsnost vnitřního povrchu [10].

V tabulce 2.3 je přehled bloků Simscape Hydraulics, které jsou namodelované jako rezistivní hydraulické potrubí.

Tab. 2.3: Parametry hydraulického potrubí s kruhovým průřezem

Nastavitelné parametry	Hodnota
	
Arteriální část	
Typ průřezu (<i>platí pro všechny potrubí v modelu</i>)	Kruhový
Vnitřní průměr d	9,5 mm
K_s (<i>platí pro všechny potrubí v modelu</i>)	64
Délka potrubí L	70 cm
Ekvivalentní délka L_{eq}	70 cm
Drsnost povrchu r	0 (Bioline Coating)
Re_L (<i>platí pro všechny potrubí v modelu</i>)	2000
Re_T (<i>platí pro všechny potrubí v modelu</i>)	4000
	
Venózní část	
Vnitřní průměr d	9,5 mm
Délka potrubí L	55 cm
Ekvivalentní délka L_{eq}	55 cm
Drsnost povrchu r	0 (Bioline Coating)
	
Katétr	
Vnitřní průměr d	4 (5,6,8) mm
Délka potrubí L	130 cm
Ekvivalentní délka L_{eq}	130 cm
Drsnost povrchu r	0
	
Venózní část po spojení s katétrem	
Vnitřní průměr d	9,5 mm
Délka potrubí L	10 cm
Ekvivalentní délka L_{eq}	10 cm
Drsnost povrchu r	0 (Bioline Coating)
	
Spojení Pumpa-oxygenátor	
Vnitřní průměr d	9,5 mm
Délka potrubí L	20 cm
Ekvivalentní délka L_{eq}	20 cm
Drsnost povrchu r	0 (Bioline Coating)

Y konektor je jeden z nejdůležitějších prvků v modelování ECMO systému (obr. 2.1). V něm může docházet k lokálnímu turbulentnímu proudění. Je také tvořen třemi rezistivními hadicemi, které se navzájem ovlivňují (převzato z bloku T-junction). V praxi se úhel spojení drenážního katétru a nasávací kanyly blíží k hodnotě 90° [6,7].



Obr. 2.1: Schéma modelovaného Y konektoru pro experimentální měření

Model hydraulického potrubí má své limity. Nebere se v potaz stlačitelnost proudící kapaliny a poddajnost stěn hadice. Předpokládá se, že kapalina je rozložená rovnoměrně podél délky trubice [10].

2.2 Experimentální část

Pro ověření správnosti a použitelnosti počítačového modelu jsem navrhla experimentální měření tlakového gradientu v zjednodušeném modelu ECMO okruhu. Měřila jsem tlakové rozdíly v hadicích o vnitřních průměrech 4, 5, 6, a 8 mm.

2.2.1 Zapojení měřící soustavy

Měřící soustava se skládá z prvků, uvedených v tabulce 2.4. Na obrázcích 2.2 a 2.3 je ukázáno zapojení soustavy pro měření tlaku v hadici simulující katétr pro dekompresi LK.

Tab. 2.4: Použité materiály pro měření

	Název	Sériové číslo	Země původu
Zdroj napětí	Matrix MPS-3003L-3	Z2-12002732/000	Polsko
Tlakoměr	GDH 200-13	E0802289	Německo
Čerpadlo	EKWB EK-DDC-3.2	6082U2004	Maďarsko
Průtokoměr	Goro ZM-15T		Polsko
Oxygenátor	Maquet HKH 7900	BE-01970311	Německo
Hadice Ø9,5 mm	HLS Set Maquet		Německo
Hadice Ø4;5;6;8 mm			
Y-konektor			
Nádoba			

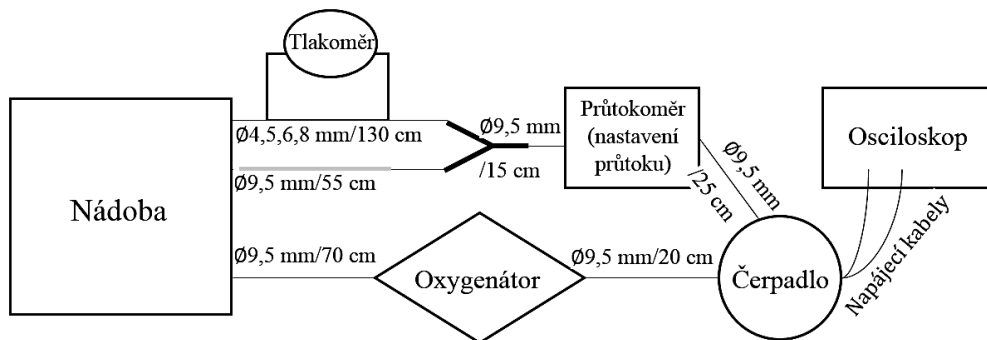
Ve svém experimentu jsem použila digitální tlakoměr GDH 200-13 pro měření difference tlaků v modelu katétru. Zapojuje se paralelně ke měřené hadici. Tlakoměr měří v rozsahu 0-1500 mmHg s přesností ± 1 % při měření tlaku do 150 mmHg [11].

Jako zdroj konstantního průtoku je v experimentu použit analogový průtokoměr Goro ZM-15T s regulací průtoku, který se využívá ke měření nepulzujícího proudění vody. Rozsah nastavitelného průtoku je 0,8-8 L/min. Třída přesnosti TP = 1 (1 %).

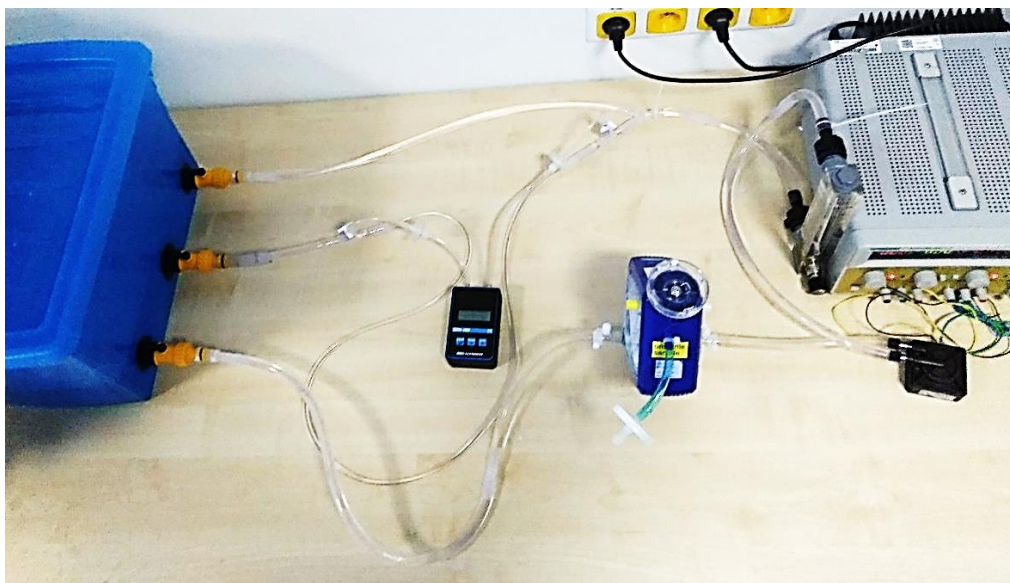
Centrifugální vodní pumpa EKWB EK-DDC-3.2 je použita jako model reálné centrifugální pumpy ECMO. Maximální průtok je 1000 L/hod, maximální napájení 12 V (DC) [12]. Napájení pumpy je zajištěno pomocí laboratorního zdroje stejnosměrného napětí MATRIX MPS-3003L-3.

Membránový oxygenátor od Maquet je reálnou součástí v modelu ECMO systému. Maximální dovolený tlak na membráně je 100 mmHg [13]. V experimentu oxygenátor hraje roli odporu na modelu arteriální části.

Nádoba je zjednodušený model srdce (bez rozlišení jednotlivých dutin) a aorty. Hydrostatický tlak je dán výškou hladiny vody nad vstupem do hadic. Hodnota tlaku je stejná pro všechny 3 vstupy.



Obr. 2.2: Schéma zapojení měřící soustavy

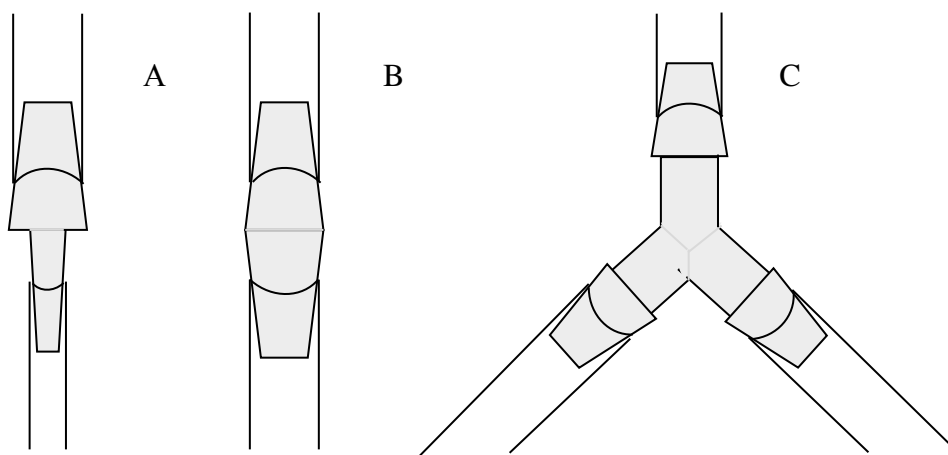


Obr. 2.3: Zapojení měřící soustavy

Hadice o vnitřním průměru (dále jen průměr) 9,5 mm jsou z HLS setu pro ECMO podporu od Maquet. Vnitřní povrch je potažen vrstvou Bioline. Proto je drsnost povrchu zanedbatelná. Pro spojení mezi součástkami jsem použila hadice o délkách 15 cm, 20 cm, 25 cm, 70 cm, a 55cm hadici jako model venózní části ECMO (obr. 2.2). Pro VA ECMO se také používá v praxi venózní kanyla o délce 55 cm [14].

Hadice o průměrech 4, 5, 6, 8 mm a o délce 130 cm jsem použila jako model srdečních katétru pro dekompresi LK. V nich jsem měřila tlakové ztráty při různých hodnotách průtoku pumpou. Vnitřní povrch je dostatečně hladký, proto jsem ve svém modelu zanedbala jeho drsnost.

Hadice jsou mezi sebou pospojovány plastovými spojkami (obr. 2.4).



Obr 2.4: Schéma spojení hadic

- A – spojení hadice \varnothing 9,5 mm s hadicemi \varnothing 4, 5, 6 mm (vnitřní průměry spojky: \varnothing 3 a \varnothing 8 mm);
- B – \varnothing 9,5 mm s hadicí \varnothing 8 a 9,5 mm (vnitřní průměr spojky: \varnothing 8 mm);
- C – Y konektor, spojující 3 hadice \varnothing 9,5 mm (vnitřní průměry spojky všech 3 výstupů: \varnothing 7mm).

2.2.2 Postup měření

Měření jsem prováděla dle následujícího postupu.

1. Propojit měřicí soustavu jako je tomu na obrázku 2.2. Zvolit hadici, imitující katétr pro vypouštění krve o požadovaném průměru (\varnothing 4 mm, délka – 130 cm).
2. Naplnit nádobu a čerpadlo vodou, nastavit zdroj DC napětí na 11,9 V a tím zapnout čerpadlo.
3. Počkat na ustálení systému cca 3-4 minut (eliminace bublin v čerpadle a hadicích).
4. Vypnout pumpu, otevřít ventily vedoucí k hadicím s zapojeným tlakoměrem, vynulovat tlakoměr a zapnout pumpu.
5. Nastavit průtok na hodnotu 6, 5, 4, 3 a 2 L/min a zaznamenat pro každý z nich tlakovou ztrátu. Měření opakovat 10krát.
6. Vypnout čerpadlo a tlakoměr, uzavřít ventily. Opatrně vyměnit hadici za jinou o stejné délce a o \varnothing 5 mm. Naplnit systém vodou, zapnout pumpu a počkat na ustálení cca 3-4 min. Provést měření jako je popsáno v krocích 4 a 5.
7. Vypnout čerpadlo a tlakoměr, uzavřít ventily. Opatrně vyměnit hadici za jinou o stejné délce a o \varnothing 6 mm. Naplnit systém vodou, zapnout pumpu a počkat na ustálení cca 3-4 min. Provést měření jako je popsáno v krocích 4 a 5.
8. Vypnout čerpadlo a tlakoměr, uzavřít ventily. Opatrně vyměnit hadici za jinou o stejné délce a o \varnothing 8 mm. Naplnit systém vodou, zapnout pumpu a počkat na ustálení cca 3-4 min. Provést měření jako je popsáno v krocích 4 a 5.

2.2.3 Statistické zpracování naměřených dat

V každém měření se vyskytují nepřesnosti způsobené rušivými vlivy z okolí a systematickými chybami měřícího přístroje. To se projeví odchylkou v určitém pravděpodobném rozsahu mezi skutečnou hodnotou sledované veličiny a naměřenou. Proto je třeba provést statistické zpracování naměřených dat.

Střední hodnota

Střední hodnota naměřeného tlakové ztráty pro všechny diametry hadic je vypočítána jako aritmetický průměr hodnot (2.4).

$$\overline{\Delta p} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^{N=10} \Delta p_i \quad (2.4)$$

Kde N je celkový počet provedených měření, Δp_i jsou výsledky jednotlivých měření.

Nejistota typu A

Směrodatná odchylka (také nejistota typu A) je mírou statistické variability naměřených dat a je vypočítána pomocí následujícího vzorce:

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N=10} (\Delta p_i - \overline{\Delta p})^2} \quad (2.5)$$

Nejistota typu B

Při použití digitálního tlakoměru je jedním ze zdrojů nejistoty rozlišitelnost poslední platné číslice, kterou udává výrobce. Odhad nejistoty typu B se v tomto případě zakládá na předpokladu rovnoměrného rozdělení v intervalu, který je vymezený rozlišitelností daného přístroje [15].

$$u_{B1} = \frac{\delta}{2\sqrt{3}} \quad (2.6)$$

Kde δ je rozlišitelnost digitálního přístroje. Hodnota δ pro konkrétní přístroj se uvádí v technické dokumentaci.

Zdrojem nejistoty je také nepřesné odečítání hodnoty průtoku z analogového průtokoměru. Nejistota typu B analogového průtokoměru se vypočítá za předpokladu rovnoměrného rozdělení podle následujícího vzorce:

$$u_{B2} = \frac{TP \cdot rozsah}{100} \cdot \frac{1}{2\sqrt{3}} \quad (2.7)$$

Kde TP je třída přesnosti udávaná výrobcem, rozsah měření je údaj přípustného rozsahu hodnot měřené veličiny.

Pak je celková nejistota měření typu B určena vzorcem [15]:

$$u_B = \sqrt{u_{B1}^2 + u_{B2}^2} \quad (2.8)$$

Standardní kombinovaná nejistota typu C

Za předpokladu, že korelace mezi nejistotami typu A a typu B je zanedbatelná, pak v souladu s Gaussovým zákonem šíření nejistot platí pro kombinovanou standardní nejistotu vztah 2.4 [15]:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (2.9)$$

Rozšířená nejistota

Standardní nejistoty vytvářejí interval, který pokrývá skutečnou hodnotu měřené veličiny s nedostatečnou pravděpodobností ($\approx 66\%$). Aby se interval s pravděpodobností pokrytí skutečné hodnoty blížil co nejvíc ke 100% , je třeba zavést rozšířenou nejistotou U. Určí se pomocí následujícího vztahu [15]:

$$U = k \cdot u_C \quad (2.10)$$

Kde k je koeficient rozšíření. Pro výpočet rozšířené nejistoty ve svém experimentu používám pravděpodobnost pokrytí skutečné hodnoty měřené veličiny 95% . Pro 10 opakovaných měření v tomto případě $k = 2,228$ [15].

Konečný výsledek se pak zapisuje ve tvaru:

$$\overline{\Delta p} \pm U \quad (2.11)$$

2.3 Model ECMO okruhu s zajištěnou dekompresí LK

V tabulce 2.5 je přehled hodnot, které dosadím do modelu ECMO okruhu v prostředí Simulink.

Tab. 2.5: Parametry pro modelování reálného ECMO okruhu

Parametr	Hodnota
Tlak v aortě	80 mmHg
Tlak v LK*	60-80 mmHg
Tlak v PS	0-8 mmHg
Délky drenážních pig-tail katétrů	65–110 cm
Délka venózní kanyly	55 cm
Délka inflow hadice	150 cm
Délka outflow části (kanyla+hadice)	123 cm (23 cm + 100 cm)
Spojení pumpa – oxygenátor	30 cm
Průměry drenážních pig-tail katétrů	4; 5; 5,2, 6; 7 Fr
Průměr inflow hadice	9,5 mm
Průměr outflow hadice	9,5 mm
Y konektor [5]	Ø9,5/ Ø9,5/ Ø (2 cm/2cm/2cm)
Kinematická viskozita krve	$3,3 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$
Hustota krve	$1,06 \text{ g}/\text{cm}^3$
Objemový modul pružnosti krve [19]	2,2 GPa
Relativní množství zachyceného vzduchu	0
Kritické Reynoldsovo číslo pro laminární proudění (max) [20]	890
Kritické Reynoldsovo číslo pro turbulentní proudění (min) [20]	1050

Hodnoty délek a průměrů inflow a outflow částí ECMO jsou převzaty z katalogu HLS Cannulae Maquet [14]. Rozměry pig-tail katétrů jsou převzaty z katalogů Performa Vessel size Catheters [16] a Cordis Cardiovascular Catalog [17] (pig-tail katétrů těchto značek použili v praxi Alessandro Barbone, Pietro Giorgio Malvindi [6] a Joung Hun Byun [7]). Ve svém článku Ruggiero, H. A. [18] zkoumá vliv heparinu na viskozitu krve. Heparin zvyšuje hematokrit a tím vyvolává zvýšení viskozity krve.

*Systolický tlak v nemocné LK je o hodnotách 60-80 mmHg [7].

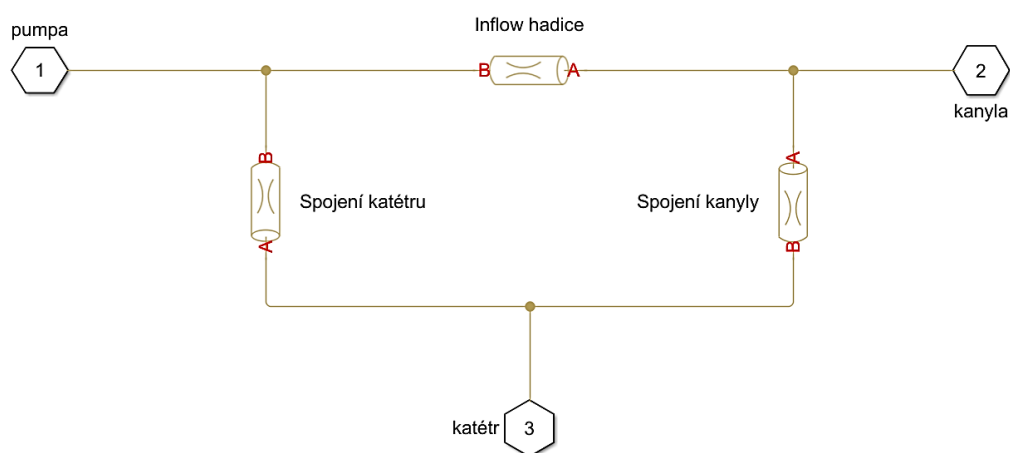
Pro měření velikosti katétru se obvykle používá francouzská stupnice (French). Převod Frenchů na milimetry pro průměry použité v simulaci dekompresního katétru je uveden v tabulce 2.6.

Tab. 2.6: Převod francouzské stupnice katétru (Fr) na milimetry [21]

\varnothing (Fr)	\varnothing (mm)
4,0	1,33
5,0	1,67
5,2	1,73
6,0	2,00
7,0	2,33

Nasávací kanyla a drenážní pig-tail katétru se spojují Y konektorem a pokračují nasávací hadicí [5]. Schéma Y konektoru skrytý v subsystému je na obrázku 2.5.

Průměr rezistivního prvku “Spojení katétru“ (obr. 2.5) je variabilní a totožný s průměrem připojeného drenážního katétru.

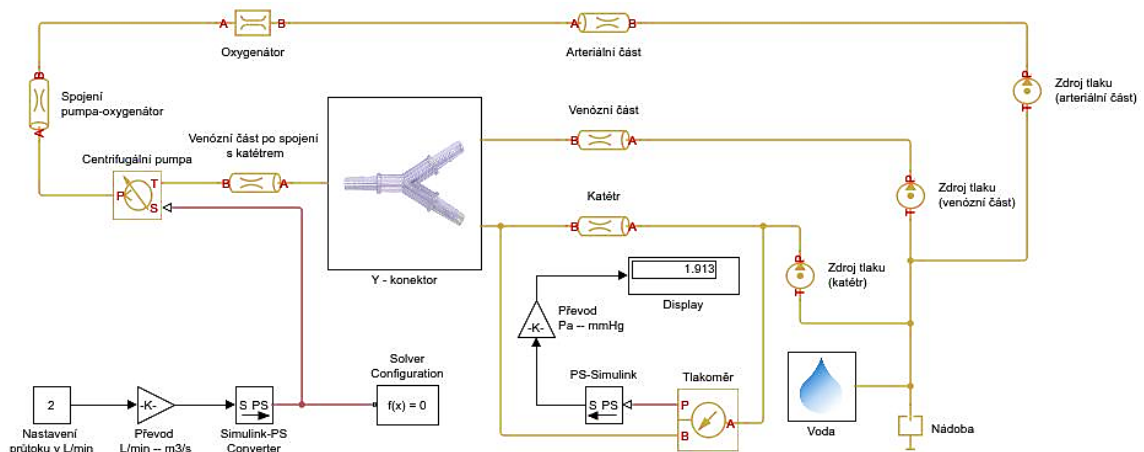


Obr. 2.5: Schéma modelovaného Y konektoru

3 Výsledky

3.1 Výstupní hodnoty tlakových ztrát z modelu

V prostředí Simulink jsem vytvořila zjednodušený model ECMO hadic. Schéma modelu je uvedeno na obrázku 3.1.



Obr. 3.1: Model ECMO hadic, sestavený pomocí Simulinku a Simscape Hydraulics. Schéma modelu v lepší kvalitě je v příloze B.

V tabulce 3.1 je přehled výstupních hodnot tlakových ztrát z počítačového modelu pro katétrů o průměrech 4–8 mm při různých průtocích centrifugální pumpou.

Tab. 3.1: Výstupní hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) v katétrech simulovaných v prostředí Simulink

Ø [mm]	Q [L/min]				
	2	3	4	5	6
4	3,4	6,6	10,7	15,4	21,0
5	3,1	6,0	9,5	14,2	20,0
6	2,8	5,1	8,7	13,1	18,0
8	1,9	4,0	6,7	9,8	13,4

3.2 Výsledky měření

V tabulkách 3.2 – 3.5 jsou uvedené naměřené hodnoty tlakových ztrát pro 10 opakovaných měření v trubicích o průměrech 4, 5, 6 a 8 mm, při nastavených průtocích pumpou 2–6 L/min. Pro každou hodnotu průtoku je vypočítán aritmetický průměr tlakové ztráty podle rovnice 2.4.

Tab. 3.2: Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 4 mm při průtocích 2–6 L/min

Δp [mmHg]	Q [L/min]				
	2	3	4	5	6
1	5,0	13,3	22,5	34,4	44
2	4,9	13,4	22,3	33,2	42,5
3	4,9	12,6	22,1	34,7	42,7
4	5,0	13,7	21,2	34,6	42,5
5	5,0	12,2	21,6	33,8	42,3
6	5,1	12,5	20,6	33,5	42,0
7	4,8	12,2	21,3	33,5	42,2
8	4,7	12,5	21,4	34,0	42,3
9	4,7	12,8	21,3	34,5	42,5
10	4,9	12,5	21,9	33,8	42,5
$\overline{\Delta p}$	4,9	12,8	21,6	34,0	42,6

Tab. 3.3: Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 5 mm při průtocích 2–6 L/min

Δp [mmHg]	Q [L/min]				
	2	3	4	5	6
1	4,1	10,1	17,6	30,5	40,4
2	3,9	11,0	18,8	28,8	39,5
3	4,4	10,7	18,4	29,4	38,0
4	4,3	10,4	19,7	29,0	40,2
5	3,8	10,0	17,8	28,5	37,9
6	3,5	10,3	17,4	28,7	39,1
7	3,5	9,60	18,8	30,0	38,5
8	3,7	10,4	18,9	28,4	40,0
9	3,6	10,3	18,8	30,5	39,8
10	3,8	10,7	19,1	29,0	40,2
$\overline{\Delta p}$	3,9	10,6	18,5	29,3	39,4

Tab. 3.4: Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 6 mm při průtocích 2–6 L/min

Δp [mmHg]	Q [L/min]				
	2	3	4	5	6
1	5,6	11,7	20,6	30,8	37,1
2	5,2	10,6	19,9	29,9	36,9
3	5,0	11,2	19,6	30,2	36,9
4	5,1	11,0	20,2	28,8	37,1
5	5,0	10,9	20,5	29,1	37,0
6	5,5	11,1	20,0	31,0	36,9
7	5,1	11,3	18,4	29,0	36,8
8	5,2	10,5	19,1	28,5	37,3
9	5,1	11,2	19,2	29,3	39,9
10	5,2	11,3	19,4	29,5	38,7
$\overline{\Delta p}$	5,2	11,1	19,7	29,6	37,5

Tab. 3.5: Hodnoty tlakových ztrát (v mmHg) a jejich průměrné hodnoty pro 10 opakovaných měření v trubici \varnothing 8 mm při průtocích 2–6 L/min

Δp [mmHg]	Q [L/min]				
	2	3	4	5	6
1	2,9	4,6	6,2	9,2	12,2
2	2,8	4,5	6,3	9,2	12,6
3	2,9	4,3	6,5	9,2	12,5
4	3,0	4,7	6,6	9,5	12,2
5	3,1	4,9	6,8	9,4	12,5
6	2,9	4,9	6,8	9,9	12,2
7	3,1	5,0	6,8	9,5	12,5
8	2,9	4,7	6,5	9,7	12,6
9	2,8	4,9	6,8	9,3	12,6
10	3,2	4,6	6,7	9,5	12,4
$\overline{\Delta p}$	3,0	4,7	6,6	9,4	12,4

Nejistotu typu B pro digitální tlakoměr lze vypočítat z rovnice 2.6.

$$u_{B1} = \frac{0,01}{2\sqrt{3}} = 0,0028$$

Nejistota typu B analogového průtokoměru se spočítá z rovnice 2.7.

$$u_{B2} = \frac{0,01 \cdot 7,2}{100} \cdot \frac{1}{2\sqrt{3}} = 0,0002$$

Celková nejistota typu B se pak rovná (vzorec 2.8):

$$u_B = \sqrt{0,0028^2 + 0,0002^2} = 0,0029$$

Aritmetický průměr naměřených hodnot tlakových rozdílů je vypočten podle rovnice 2.4. Nejistota měření typu A je určena pro 10 naměřených hodnot a vypočítána z rovnice 2.5. Kombinovaná nejistota měření a rozšířená nejistota jsou spočítané pomocí rovnic 2.9 a 2.10.

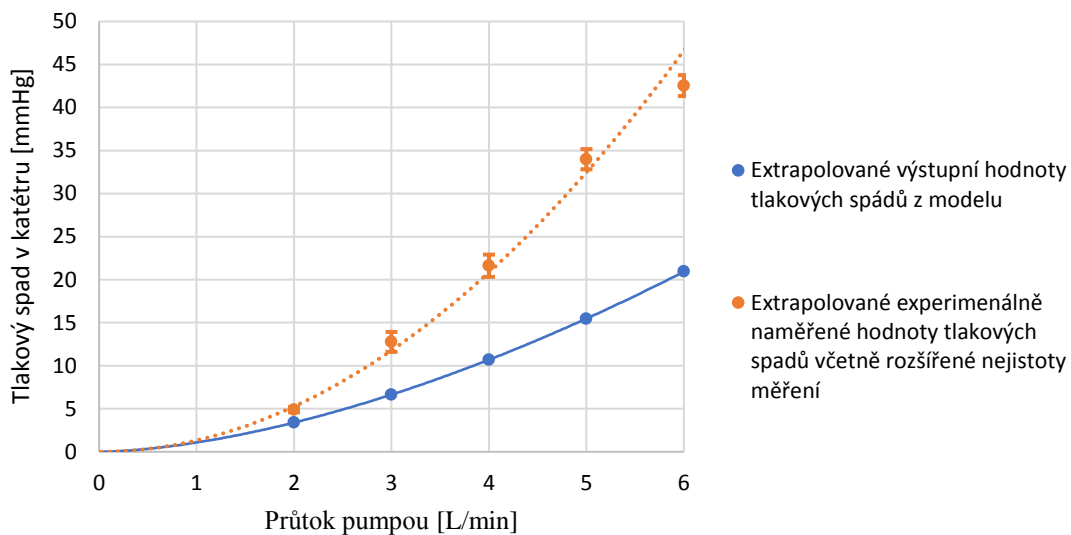
V tabulce 3.6 jsou uvedené nejistoty měření typů A, C a rozšířená nejistota pro měření tlakových ztrát v modelech katétru o různých průměrech při průtocích 2 – 6 L/min. Výsledná hodnota tlakové ztráty se udává jak je ukázáno ve vzorci 2.11.

Tab. 3.6: Vypočtené nejistoty měření a výsledná hodnota tlakové ztráty (v mmHg) pro všechny průměry hadic a průtoky

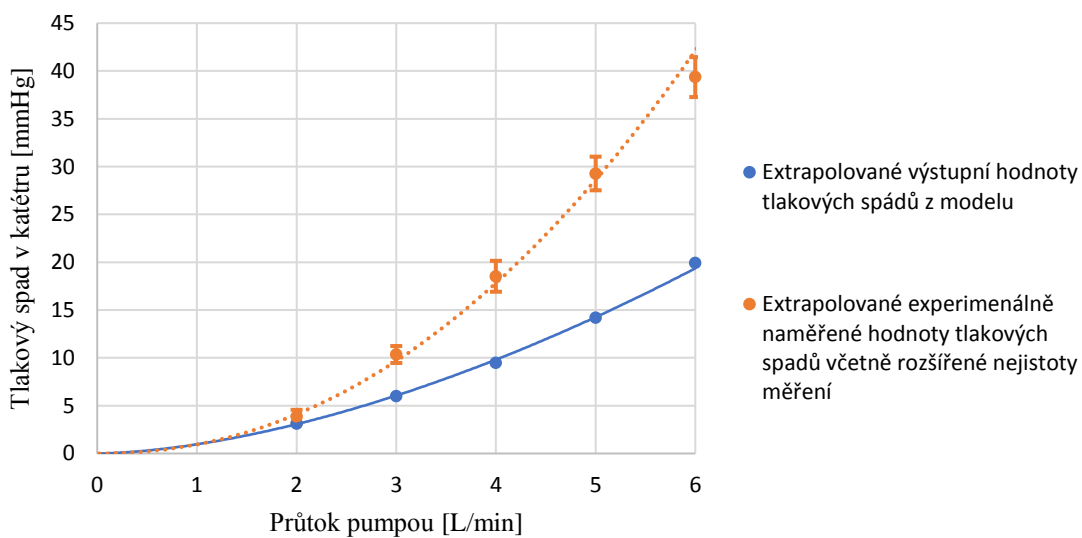
	Q [L/min]				
	2	3	4	5	6
Ø 4 mm					
u_A	0,13	0,52	0,58	0,52	0,55
u_C	0,13	0,52	0,58	0,52	0,55
U	0,30	1,16	1,29	1,17	1,22
Výsl. Δp [mmHg]	$4,9 \pm 0,3$	$12,8 \pm 1,2$	$21,6 \pm 1,3$	$34,0 \pm 1,2$	$42,6 \pm 1,2$
Ø 5 mm					
u_A	0,32	0,40	0,73	0,79	0,94
u_C	0,32	0,40	0,73	0,79	0,94
U	0,71	0,89	1,62	1,76	2,09
Výsl. Δp [mmHg]	$3,9 \pm 0,7$	$10,6 \pm 0,9$	$18,5 \pm 1,6$	$29,3 \pm 0,8$	$39,4 \pm 2,1$
Ø 6 mm					
u_A	0,20	0,35	0,69	0,84	1,02
u_C	0,20	0,35	0,69	0,84	1,02
U	0,45	0,78	1,53	1,88	2,27
Výsl. Δp [mmHg]	$5,2 \pm 0,5$	$11,1 \pm 0,9$	$19,7 \pm 1,5$	$29,6 \pm 1,9$	$37,5 \pm 2,3$
Ø 8 mm					
u_A	0,13	0,22	0,22	0,23	0,17
u_C	0,14	0,22	0,22	0,23	0,17
U	0,30	0,49	0,49	0,52	0,38
Výsl. Δp [mmHg]	$3,0 \pm 0,3$	$4,7 \pm 0,5$	$6,6 \pm 0,5$	$9,4 \pm 0,5$	$12,4 \pm 0,4$

3.3 Porovnání výsledků

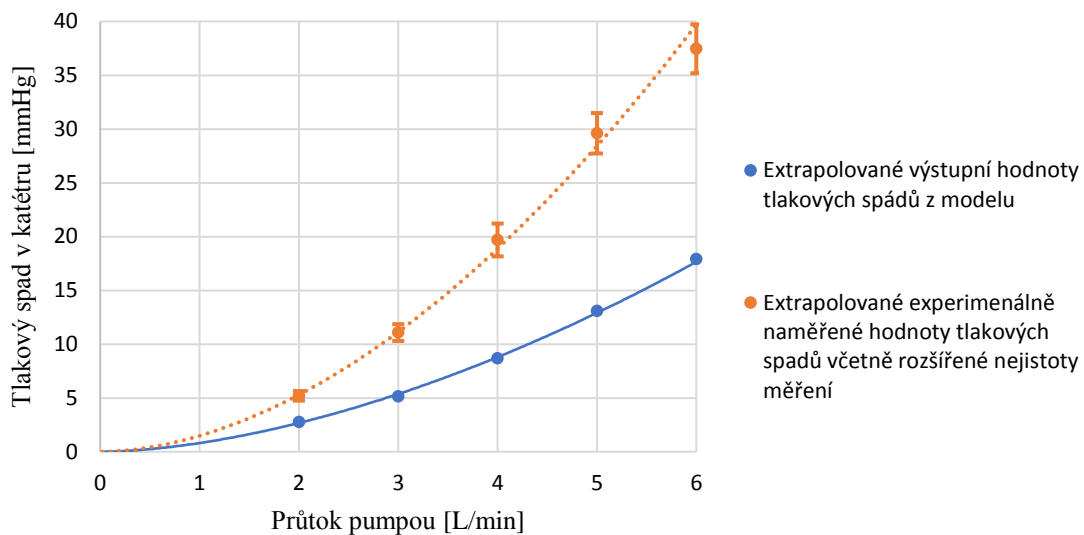
Na grafech 3.1-3.5 je uvedeno porovnání experimentálně naměřených hodnot tlakových ztrát v katétru pro dekompresi LK a výstupních hodnot z počítačového modelu. Křivky jsou extrapolované a začínají z 0 (žádný tlakový pokles při nulovém průtoku). Experimentálně zjištěné tlakové ztráty na grafech jsou doplněné rozšířenou nejistotou měření.



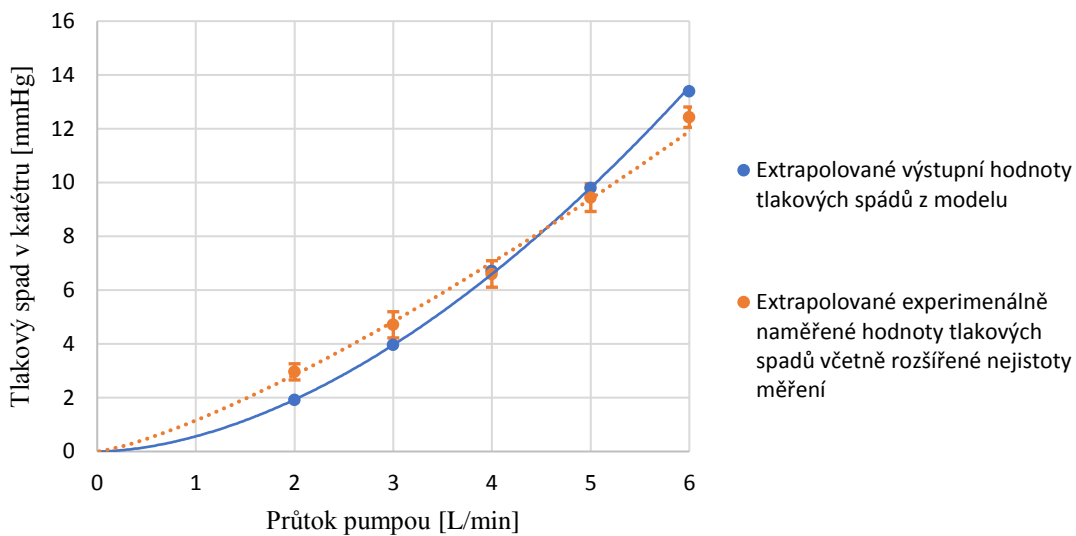
Graf 3.1: Porovnání výstupních hodnot tlakových ztrát v katétru o průměru 4 mm



Graf 3.2: Porovnání výstupních hodnot tlakových ztrát v katétru o průměru 5 mm



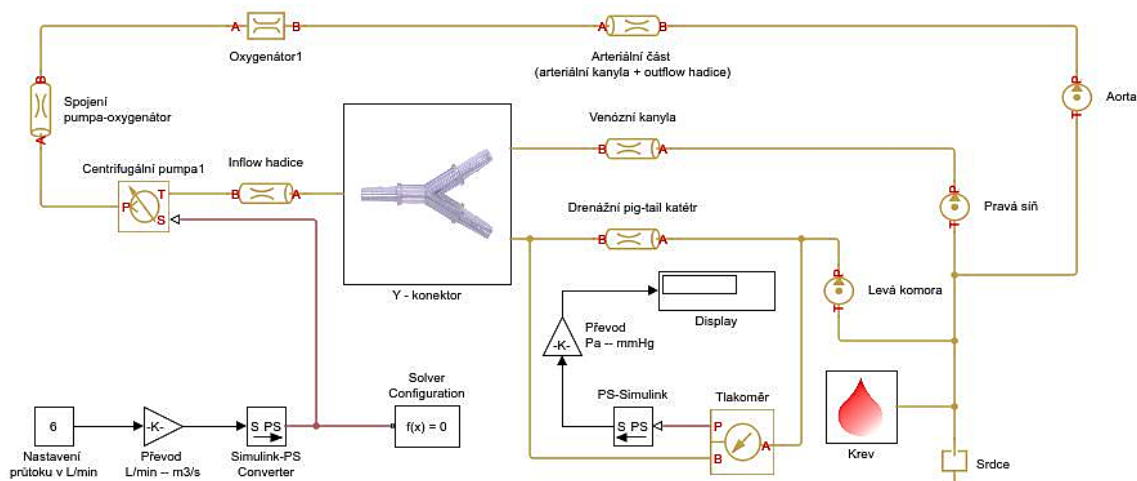
Graf 3.3: Porovnání výstupních hodnot tlakových ztrát v katétru o průměru 6 mm



Graf 3.4: Porovnání výstupních hodnot tlakových ztrát v katétru o průměru 8 mm

3.4 Nalezení mezního vnitřního průměru katétru pro dekompresi LK v modelovaném ECMO okruhu na základě simulace

Na obrázku 3.2 je uvedeno schéma modelu, který jsem sestrojila pro nalezení mezního průměru reálného kardiovaskulárního katétru použitého pro odsávání tekutiny z LK při overloadu.



Obr. 3.2: Model reálného ECMO okruhu se zajištěným offloadem LK, sestrojený pomocí Simulinku a Simscape Hydraulics
Schéma modelu v lepší kvalitě je v příloze C.

V tabulkách 3.7–3.10 jsou uvedené výstupní hodnoty tlakových ztrát z modelu reálného ECMO při dosažení mezních hodnot délek pig-tail katétrů (64 a 110 cm), tlaků v LK a PS. Zkoumám jen průměry katétrů, ve kterých může dojít k překročení bezpečné hodnoty tlaku 100 mmHg. Překročené limitní hodnoty tlaků jsou označeny červeně.

Tab. 3.7: Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o průměru 4 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 60 mmHg, tlak v PS je 8 mmHg

Ø [Fr]	L [cm]	Q [L/min]				
		2	3	4	5	6
4	65	56,8	61,2	66,9	73,6	81,4
	110	56,8	61,3	66,9	73,7	81,4

Tab. 3.8: Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o průměrech 4 a 5 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 60 mmHg, tlak v PS je 0 mmHg

Ø [Fr]	L [cm]	Q [L/min]				
		2	3	4	5	6
5	65	64,7	69,2	74,8	81,5	89,2
	110	64,7	69,2	74,9	81,6	89,3
4	65	64,7	69,3	74,9	81,6	89,4
	110	64,8	69,3	74,9	81,7	89,4

Tab. 3.9: Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o mezních průměrech 4 a 7 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 80 mmHg, tlak v PS je 8 mmHg

Ø [Fr]	L [cm]	Q [L/min]				
		2	3	4	5	6
7	65	76,4	80,7	86,2	92,8	100,3
	110	76,5	80,9	86,5	93,1	100,8
4	65	76,7	81,2	86,9	93,6	101,4
	110	76,8	81,2	86,9	93,7	101,4

Tab. 3.10: Tlaková ztráta (v mmHg) v pig-tail katétru o mezních průměrech 4 a 7 Fr při mezních délkách 64 a 110 cm. Tlak v LK je 80 mmHg, tlak v PS je 0 mmHg

Ø [Fr]	L [cm]	Q [L/min]				
		2	3	4	5	6
7	65	84,3	88,7	94,1	100,7	108,2
	110	84,5	88,9	94,5	101,1	108,8
4	65	84,7	89,2	94,9	101,6	109,3
	110	84,8	89,3	94,9	101,7	109,4

4 Diskuse

Ve své bakalářské práci jsem se zabývala problémem overloadu levé srdeční komory u pacientů připojených na VA ECMO podporu s periferním zavedením kanyl. Jedním řešením v život ohrožující situaci je zavedení drenážního pig-tail katétru do LK pro její offload a napojení na nasávací část okruhu. Tato metoda je účinná a relativně neinvazivní ve srovnání s jinými možnostmi [6, 7]. V katétru může dojít k tlakové ztrátě vyšší než 100 mmHg, což by mohlo vést k hemolýze.

Ve své práci jsem našla mezní průměry drenážních katétru pro tlakově bezpečnou dekompresi LK. Na základě modelování a provedeného experimentu jsem zjistila, že tlakový rozdíl v drenážním katétru roste se stoupajícím průtokem pumpou a klesá se zvýšením průměru hadice. Dále jsem zjistila, že při průtocích pumpou do 4 L/min by se mohli používat drenážní katétry o všech průměrech (4 – 7 Fr). Ve vysoko průtokových ECMO systémech nelze používat katétry o malých vnitřních průměrech. Délka katétru nehraje velmi významnou roli ve změně tlakových rozdílů.

Dosáhla jsem těchto výsledů navržením počítačového modelu (obr. 3.1). Pro návrh jsem použila programovací prostředí Simulink a jeho toolbox Simscape Hydraulics. Všechny hadice jsou v modelu realizovány jako rezistivní hydraulické potrubí s kruhovým průřezem. Oxygenátor v obvodu hraje roli rezistoru s maximální hodnotou tlakového rozdílu 100 mmHg [13] a v modelu je realizován lineárním odporem s konstantní hodnotou rezistivity $139 \text{ MPa}\cdot\text{s}/\text{m}^3$ (podíl maximálně dovoleného tlaku a průměrné hodnoty průtoku). Přehled a detailní popis použitých bloků je uveden v tabulkách 2.1 – 2.3. Při modelování hydraulického rezistivního potrubí zanedbávám ohnutí hadic, proto má ekvivalentní délka hadice stejnou hodnotu jako je její délka.

Model Y konektoru je nejdůležitější součástí celého simulovaného systému. V něm může docházet k lokálnímu turbulentnímu proudění a následně ke zvýšení tlaku v propojených hadicích. Uspořádání elementů v Y konektoru je částečně převzato z bloku T-junction, který bohužel není dostupný kvůli chybějící školní licenci na toolbox Simscape Fluids. Je tvořen třemi hadicemi, které se navzájem ovlivňují (obr. 2.1).

Kvůli chybějící školní licenci na toolbox Simscape Fluids se mi také nepodařilo přesně nasimulovat centrifugální pumpu, ale vystačila jsem s použitím zdroje konstantního průtoku, který se nastavuje externě přes zadávanou konstantu v litrech za minutu. Drobné pulzace které jsou vyvolané tím, že samotné čerpadlo se nedotýká stěn (je na magnetickém polštáři) a že tok krve má pulzativní charakter, jsou v modelu zanedbány.

Jako zdroj konstantního tlaku v mém experimentu byla výška vody v nádobě (5 cm) nad vstupem do hadic. V počítačovém modelu jsem rozdělila hydrostatický tlak do 3 bloků se stejnou hodnotou tlaků, pro vstup každé hadice zvlášť, abych pak měla možnost nastavovat konkrétní tlaky v srdci v modelu reálného ECMO okruhu.

Změřený tlak v modelu katétru se zobrazuje na bloků Display v milimetrech rtuti.

Pro sledování tlakové ztráty v drenážním katétru jsem navrhla a realizovala model systému venoarteriální mimotělní membránové oxygenace s periferním zavedením kanyl. Experimentální model ECMO hadic má za cíl ověřit správnost a funkčnost modelu vytvořeného v prostředí Simulink.

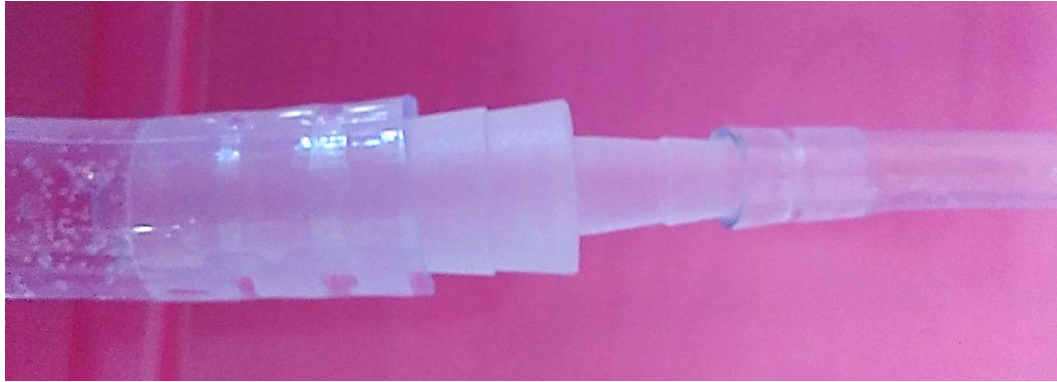
Experimentální měřicí soustava se skládala z nádoby imitující srdce (bez rozlišení jednotlivých dutin), reálného oxygenátoru od firmy Maquet, elastických tuhých hadic s hladkým vnitřním povrchem, centrifugálního čerpadla (jako napájení by použit zdroj DC napětí), průtokoměru (imitace řídicí jednotky ECMO, kde se dá nastavovat průtok) a digitálního tlakoměru pro měření tlakové ztráty v modelu drenážního katétru zavedeného do LK pro její dekompresi (obr.2.3). Pro spojení hadic mezi sebou jsem použila plastové spojky určitých rozměrů včetně Y konektoru (obr. 2.4). Jako médium jsem použila vodu z kohoutku.

Experimentálně jsem zjistila tlakové ztráty v modelu drenážního katétru pro vnitřní průměry 4, 5, 6 a 8 mm při průtocích pumpou 2 až 6 L/min. Zjistila jsem, že tlakový rozdíl roste se stoupajícím průtokem pumpou a klesá se zvýšením průměru hadice. Měření tlakových ztrát v jednotlivých hadicích jsem provedla 10krát za sebou za stejných podmínek. Výsledky měření jsou uvedeny v tabulkách 3.2 – 3.5.

Digitální tlakoměr měří s určitou přesností a proto je třeba naměřená data statisticky zpracovat a vyhodnotit. Jako metodu statistického zpracování dat jsem zvolila výpočet rozšířené nejistoty měření s pravděpodobností pokrytí skutečné hodnoty měřené veličiny 95 % [15]. Pro naměřené tlakové ztráty v jednotlivých modelech katétru při různých průtocích jsem vypočítala nejistotu typu A (směrodatná odchylka). Celkovou nejistotu typu B jsem spočítala z nejistot jednotlivých přístrojů. Pomocí vzorců 2.9 a 2.10 jsem zjistila kombinovanou nejistotu typu C a rozšířenou nejistotu. V tabulce 3.6 jsou uvedené vypočtené nejistoty měření a výsledná hodnota tlakové ztráty pro všechny průměry hadic a průtoky.

Porovnála jsem výstupní data z experimentů a z počítačového modelu vytvořením grafů pro hadice o jednotlivých průměrech (grafy 3.1 – 3.4). Všechna data jsou extrapolované a procházejí bodem (0;0) – při nulovém průtoku je tlak nulový, protože působení hydrostatického tlaku je stejné na modelovanou inflow a outflow hadici.

Narůst tlakové ztráty v závislosti na průtoku v experimentu je výrazně větší pro průměry 4, 5, 6 mm oproti výsledkům z počítačového modelu. To je způsobeno tím, že bylo možné připojit tlakoměr z obou stran měřené hadice pouze na hadici o průměru 9,5 mm. Model katétru (4, 5, 6 mm) se nacházel mezi těmito hadicemi (průměr 9,5 mm) a byl s nimi propojen pomocí konektoru ukázaného na obrázku 2.4A a 4.1. Prudká změna průměru ve spojce při průtocích od 3 L/min pumpou způsobila náskok tlakové ztráty. Nemohla jsem namodelovat spojku s prudkým poklesem průřezu v prostředku Simulink, protože blok Sudden Area Change požaduje licenci na Simscape Fluids. I kdyby bylo možné namodelovat spojku s prudkým poklesem průřezu, stejně bych ji pak nemohla použít v modelu pro simulaci reálného ECMO okruhu, protože se nesmí v okruhu používat spojení s prudkou změnou průřezu (aby nedošlo k poškození krevních elementů).



Obr. 4.1: Fotografie spojení hadic o průměru 9,5 mm a 4 mm

Pro měření tlaku v hadici o průměru 8 mm se použila spojka, která je schematicky zobrazená na obrázku 2.4B. V ní nedochází k tak velkému nárůstu tlaku, protože zde není prudká změna průřezu z obou stran hadice. Křivky na grafu 2.4 se podobají. Většina výstupních hodnot tlaků z počítačového modelu zapadá do vypočtených rozšířených nejistot z experimentálního měření.

Pro ověření správnosti digitálního tlakoměru jsem použila i jiný způsob měření tlaku v hadici. Místo tlakoměru byly připojeny sondy pro měření IBP na obou stranách hadice (obr. 4.2). Ty byly připojeny k monitoru vitálních funkcí, který ukazoval stejné hodnoty jako digitální tlakoměr (obr. 4.3).



Obr. 4.2: Připojení sondy normálně používanou pro měření IBP na měřicí soustavu (na foto je jen z jedné strany)



Obr. 4.3: Připojený monitor životních funkcí pro měření tlaku v hadici (\varnothing 4, $Q = 6$ L/min)

Na základě porovnání výsledků tlakových ztrát v hadici o průměru 8 mm (kde se nejvíce vyskytují nedokonalosti měřené experimentální soustavy) lze model v Simulinku považovat za funkční a dostatečně spolehlivý pro simulaci reálného VA ECMO okruhu se zajištěnou dekompresí LK.

Na obrázku 3.2 je ukázka uspořádání prvků v zjednodušeném modelu reálného ECMO okruhu. Model má některé limitace. Do modelu nejsou zahrnuté zúžení na začátku kanylu a není nasimulován „pig-tail“. Tok krve se považuje za nepulzující, ale do zdrojů konstantních tlaků se dosazují maximální (systolické) tlaky v srdečních dutinách (vč. v aortě).

Místo vlastností vody jsem dosadila vlastnosti krve – hustotu, objemový modul pružnosti, kinematickou viskozitu a relativní množství zachyceného vzduchu (je 0, protože v krvi není žádný vzduch). Krev má větší kinematickou viskozitu ve srovnání s vodou, proto se snižuje Reynoldsovo číslo a stoupá koeficient hydraulického tření. Což vede k větším tlakovým ztrátám při průtoku krve hadicí o stejném průřezu a délce.

Parametry hadic ECMO jsou převzaté z katalogu Maquet [14]. Zkoumala jsem tlakové ztráty v kardiovaskulárních pig-tail katétrech o reálných geometrických parametrech [16, 17]. Minimální délka katétru je 65 cm, maximální – 110 cm; průměry 4 – 7 Fr. V tabulkách 3.7 – 3.10 jsou uvedené výstupní hodnoty tlakových ztrát z modelu reálného ECMO při dosazení mezních hodnot délek pig-tail katétrů, tlaků v LK a PS. Zkoumala jsem jen podezřelé průměry katétrů, ve kterých by mohlo dojít k překročení bezpečné hodnoty tlakového rozdílu 100 mmHg. Zjistila jsem, že čím je nižší tlak v LK, tím se dá použít katétr o menším vnitřním průměru (tab. 3.7, 3.8). Při dosazení systolického tlaku v LK 80 mmHg tlakový rozdíl v katétru stoupá na hodnotu vyšší než 100 mmHg při velkých průtocích pumpou (5 – 6 L/min). Hodnota tlakové ztráty také zaleží na tlaku v PS. Čím je větší tlak v PS, tím je menší tlak v katétru při stejném tlaku v LK.

Při průtocích pumpou do 4 L/min lze používat drenážní katétrů o všech průměrech (4 – 7 Fr). Ve vysoko průtokových ECMO systémech nelze používat katétrů o relativně malých vnitřních průměrech, protože dochází k překročení bezpeční hodnoty 100 mmHg. Zaleží také na systolických tlacích v srdečních komorách (tab. 3.7 – 3.10).

Vytvořený model by se pak mohl používat pro orientační výběr drenážních katétrů pro offload LK v závislosti na konkrétním hemodynamickém stavu pacienta. Všechny parametry modelu jsou snadno nastavitelné.

5 Závěr

Napojení pacienta na ECMO podporu kromě léčebných účinků nese i nebezpečí nevratného poškození organismu jako např. hemolýza, která je vyvolána velkými průtoky a tlaky v systému. Jednou z nejvýznamnějších komplikací VA ECMO s periferním zavedením kanyl je overload LK – stav, kdy nemocné srdce hromadí krev v LK kvůli nemožnosti vypudit krev do oběhu. Jedním z řešení je zavedení drenážního pig-tail katétru do LK z cílem jejího offloadu.

Aby nedošlo k poškození krevních buněk vysokým tlakovým gradientem (nad 100 mmHg) je nutné kontrolovat tlaky v hadicích o relativně malých průměrech.

Ve své bakalářské práci jsem našla mezní průměr modelu drenážního katétru, spojeného s modelem ECMO okruhu pro odsávání krve ze srdce, při kterém dochází k překročení limitní hodnoty tlakové ztráty 100 mmHg. Na základě modelování jsem zjistila, že při průtocích pumpou do 4 L/min by se mohli používat drenážní katétrů o všech průměrech (4 – 7 Fr). Ve vysokoprůtokových ECMO systémech nelze používat katétrů o malých vnitřních průměrech. K nárůstu tlakového gradientu nad 100 mmHg dochází v katétrech o všech průměrech (4; 5; 5,2; 6 a 7 mm) při průtocích pumpou nad 6 L/min. Další překročený limit je možný při průtocích nad 5 L/min, jestli je tlak v LK kolem 80 mmHg a tlak v PS je nulový (přibližně 101 mmHg při průtoku 5 L/min pro všechny průměry). Čím vyšší je tlak v LK a zároveň větší tlakový rozdíl mezi LK a PS, tím vyšší vznikne tlaková ztráta v drenážním katétru.

Na základě simulace hadiček ECMO okruhu v prostředí Simulink jsem zjistila, jak se mění tlakové ztráty v modelu katétru pro dekompresi LK o různém průměru, připojeného k Y-konektoru. Tlakový rozdíl v drenážním katétru roste se stoupajícím průtokem pumpou a klesá se zvýšením průměru hadice.

V programovacím prostředí Simulink jsem vytvořila model hadic ECMO systému se zajištěnou dekompresí LK pomocí drenážního katétru. Počítačový model byl ověřen provedením experimentu a analýzou statisticky vyhodnocených tlakových ztrát v modelu katétru o vnitřních průměrech 4, 5, 6, 8 mm.

Seznam použité literatury

- [1] *Extracorporeal membrane oxygenation* [online], last edited on 8 November 2017, at 03:37 [cit. 2018-4], Wikipedie. Dostupné z WWW:
< https://en.wikipedia.org/wiki/Extracorporeal_membrane_oxygenation >
- [2] OŠŤÁDAL Petr, BĚLOHLÁVEK Jan, *ECMO: extrakorporální membránová oxygenace. Manual pro požití u dospělých*, 2013 Praha: Maxdorf.
- [3] OSTADAL P. et al. *Increasing venoarterial extracorporeal membrane oxygenation flow negatively affects left ventricular performance in a porcine model of cardiogenic shock* //Journal of translational medicine. – 2015. – T. 13. – №. 1. – St. 266.
- [4] MUSLIN A. J. *The Pathophysiology of Heart Failure* //Muscle. – 2012. – C. 523-535.
- [5] POPTSOV V.N., SPIRINA E.A., SLOBODJANNIK V.V., ZAKHAREVICH V.M., EREMEEVA O.A., MASIUTIN S.A. *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 Transplantology and Artificial Organs. 2013;15(4):70-83
- [6] Alessandro BARBONE, Pietro Giorgio MALVINDI, Pietro FERRARA, Giuseppe TARELLI; *Left ventricle unloading by percutaneous pigtail during extracorporeal membrane oxygenation*, Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery, Volume 13, Issue 3, 1 September 2011, Pages 293–295 [online], [cit. 5.2018] Dostupné z WWW:
<<https://doi.org/10.1510/icvts.2011.269795>>
- [7] HONG, T.H., BYUN, J.H., YOO, B.H., HWANG, S.W., KIM, H.Y. & PARK, J.H. 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.
- [8] GARCIA G. *Pigtail catheter with angled apertures*: pat. 5037403 US – 1991.
- [9] MathWorks, [online]. *Linear hydraulic resistance: Matlab documentation (R2017a)*. Retrieved May 12, 2018. Dostupné z WWW:
<<https://www.mathworks.com/help/phymod/simscape/ref/linearhydraulicresistance.html>>
- [10] MathWorks, [online]. *Hydraulic resistive tube: Matlab documentation (R2017a)*. Retrieved May 12, 2018. Dostupné z WWW:
<<https://www.mathworks.com/help/phymod/simscape/ref/hydraulicresistivetube.html>>

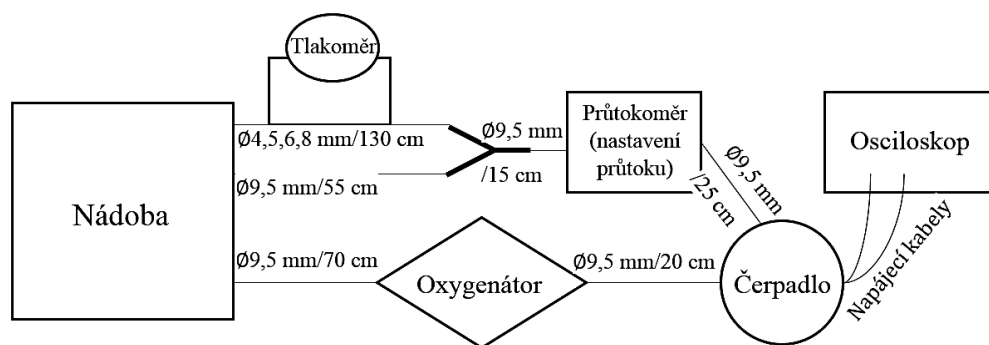
- [11] GREISENGER Electronic. *GDH Manometer. Technický list* [online], last edited in 2017, [cit. 4.2018]. Dostupné z WWW:
< <https://eshop.micronix.cz/data/cz/att/002/4076-2023.pdf>>
- [12] EKWB. *Pumps*. Technical parameters [online], last edited in 2016, [cit. 5.2018]. Dostupné z WWW:<https://www.ekwb.com/shop/ek-ddc-3-2-pwm-laing-ddc-3-2-pwm>
- [13] FUHRMAN, B. P., & ZIMMERMAN, J. J. (2011). *Pediatric Critical Care E-Book*.
- [14] MAQUET Getinge group. *HLS Cannulae. Solutions from tip to tip* [online], last edited on 3.2015, [cit. 4.2018], Flyer. Dostupné z WWW:
<https://www.maquet.com/globalassets/downloads/products/hls-cannulae-set/hlscannulae_mcp_br_10018_en_1_screen.pdf?lang=en&src=/int/search/?query=hls+cannulae>
- [15] Masaryk University. *Chyby a nejistoty měření* [online], last edited in 2006, [cit. 5.2018]. Dostupné z WWW:
<https://is.muni.cz/el/1441/jaro2006/FY2BP_FM3/um/CHYBY_A_NEJISTOTY.pdf>
- [16] PERFORMA. *Vessel sizing catheters* [online], last edited in 2015, [cit. 5.2018], Flyer. Dostupné z WWW:
< <http://cloud.merit.com/catalog/Brochures/400460005-F.pdf> >
- [17] CORDIS. *Cardiovascular Catalog* [online], last edited on 11.2016, [cit. 5.2018], Flyer. Dostupné z WWW:
<<https://www.cordis.com/content/dam/cordis/web/documents/catalog/cordis-us-cardiovascular-catalog.pdf> >
- [18] RUGGIERO, H. A., CASTELLANOS, H., CAPRISSI, L. F., & CAPRISSI, E. D. (1982). *Heparin effect on blood viscosity*. *Clinical cardiology*, 5(3), 215-218.
- [19] REGIRER S. *Biomechanical lectures*. //Moscow: MSU. – 1980.
- [20] GORSHKOV–CANTACUZÈNE V. TD, DSc (med), MRSM International Society of Hypertension (2016) *ABOUT BIOMECHANICS OF BLOOD CIRCULATION*. *Billuten nauki a praktiki*, (6), 65-74
- [21] *French catheter scale* [online], last edited on 3 February 2018, at 19:13 [cit. 4.2018], Wikipedie. Dostupné z WWW:
https://en.wikipedia.org/wiki/French_catheter_scale

Příloha A: Protokol měření

Použité přístroje a další pomůcky:

	<i>Název</i>	<i>Sériové číslo</i>	<i>Země původu</i>
Zdroj napětí	Matrix MPS-3003L-3	Z2-12002732/000	Polsko
Tlakoměr	GDH 200-13	E0802289	Německo
Čerpadlo	EKWB EK-DDC-3.2	6082U2004	Maďarsko
Průtokoměr	Goro ZM-15T		Polsko
Oxygenátor	Maquet HKH 7900	BE-01970311	Německo
Hadice $\varnothing 9,5$ mm	HLS Set Maquet		Německo
Hadice $\varnothing 4;5;6;8$ mm			
Y-konektor			
Nádoba			

Cílem měření je nalezení tlakového gradientu v modelu katétru, který je napojen na Y konektor, v závislosti na jeho vnitřním průměru. Měřená soustava je zapojena jak je ukázáno na obrázku A:

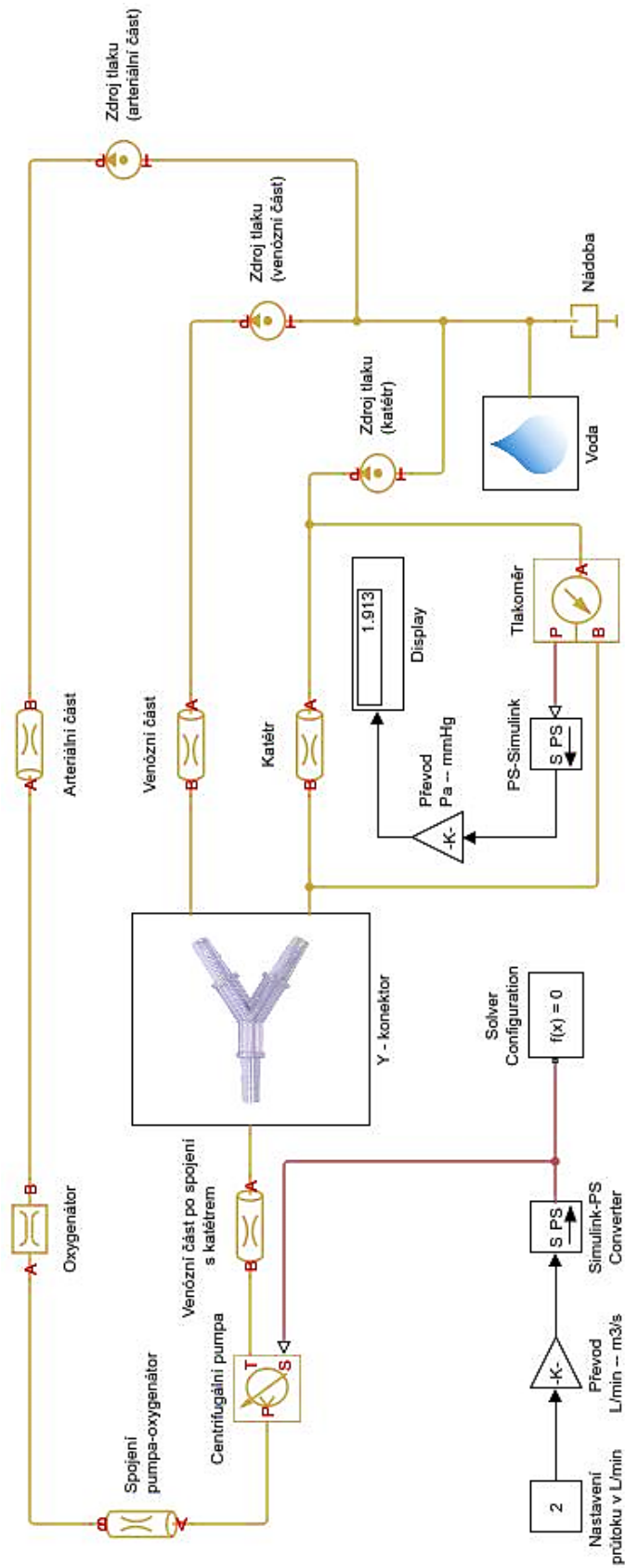


Obr. A: Schéma zapojení měřicí soustavy včetně délek a průměrů propojovacích hadic

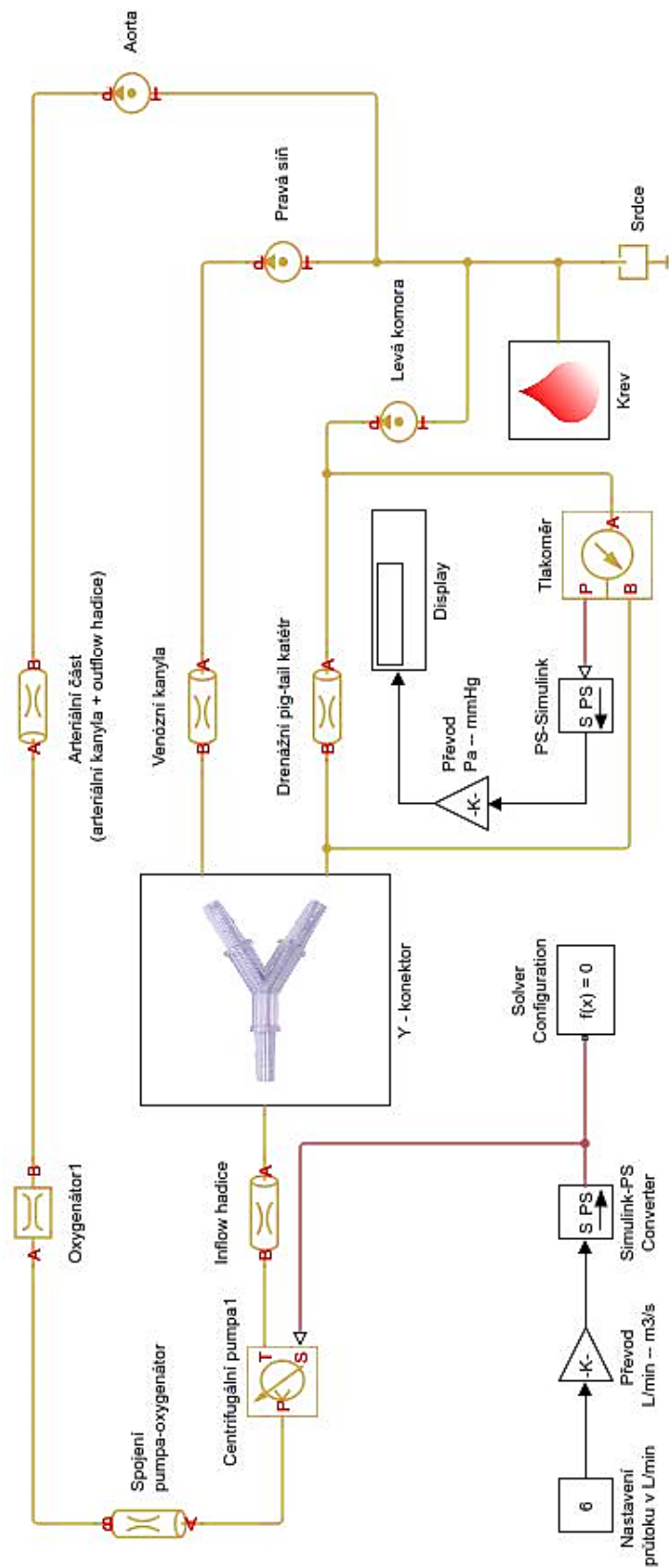
Postup měření:

1. Propojit měřicí soustavu. Zvolit hadici, imitující katétr pro vypouštění krve o požadovaném průměru (\varnothing 4 mm, délka – 130 cm).
2. Naplnit nádobu a čerpadlo vodou, nastavit zdroj DC napětí na 11,9 V.
3. Počkat na ustálení systému cca 3-4 min (eliminace bublin v čerpadle a hadicích).
4. Vypnout pumpu, otevřít ventily vedoucí k hadicím s zapojeným tlakoměrem, vynulovat tlakoměr a zapnout pumpu.
5. Nastavit průtok na hodnotu 6, 5, 4, 3, 2 L/min a zaznamenat pro každý z nich tlakovou ztrátu. Měření opakovat 10krát.
6. Vypnout čerpadlo a tlakoměr, uzavřít ventily. Opatrně vyměnit hadici za jinou o stejné délce a o \varnothing 5 mm. Naplnit systém vodou, zapnout pumpu a počkat na ustálení cca 3-4 min. Provést měření jako je popsáno v krocích 4 a 5.
7. Postupovat stejně pro měření hadic jiného průměru, jako je popsáno v kroku 6.

Příloha B: Model měřicí soustavy v Simulinku



Příloha C: Model reálného ECMO okruhu v Simulinku



Příloha D: Obsah přiloženého CD

Klíčová_slova(čj_i_aj).pdf

Abstrakt_česky.pdf

Abstrakt_anglicky.pdf

Naskenované_zadání_BP.pdf

Bakalářská_práce.pdf

Model měřící soustavy v prostředí Simulink (Matlab 2017a): SimulaceVoda.slx

Model reálného ECMO okruhu v prostředí Simulink (Matlab 2017a): SimulaceKrev.slx