



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Analýza průtoku a tlakové ztráty v lumenech
double lumen kanyl pro mimotělní podporu
(ECLS)**

**Flow and pressure loss analysis in double
lumen cannula lumens for Extracorporeal
Life Support (ECLS)**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Erdenejargal Erdeneochir

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Svitlana Strunina

Kladno 2018

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

Student: **Erdenejargal Erdeneochir**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Analýza průtoku a tlakové ztráty v lumenech double lumen kanyl pro mimotělní podporu (ECLS)**
Téma anglicky: Flow and pressure loss analysis in double lumen cannula lumens for Extracorporeal Life Support (ECLS)

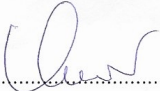
Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Provedte průzkum v současné době existujících a v praxi používaných metod ECMO terapie a dvoucestných kanyl pro mimotělní podporu (Extracorporeal Life Support, ECLS) a účely jejich využívání. Experimentálně ověřte a analyzujte parametry průtoku a tlakových ztrát v lumenech kruhového a nekruhového tvaru, které mají stejnou délku a plochu průřezů. Popište celý postup a výsledky experimentu vyhodnoťte.

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, Maxdorf, 2013, 88 s., ISBN 978-80-7345-365-7
- [3] Kofránek, J., Hozman, J., Pacientské simulátory, ed. 1, Creative Connections s.r.o., [Praha], 21.3.2013, [Citováno 23.9.2013], Přístupné z: <http://www.creativeconnections.cz/pacientskeSimulatory/>, ISBN 978-80-904326-6-6

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Mgr. Svitlana Strunina
Konzultant: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D., doc. MUDr. Jiří Kofránek, CSc. (1. LF UK)


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analýza průtoku a tlakové ztráty v lumenech double lumen kanyl pro mimotělní podporu (ECLS)“ 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 datum 14. 5. 2018

.....

Erdenejargal Erdeneochir

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala své vedoucí práce Mgr. Svitlaně Strunině za její cenné rady, trpělivost a ochotu aktivně a neprodleně řešit vzniklé komplikace při vedení mé bakalářské práce.

ABSTRAKT

Analýza průtoku a tlakové ztráty v lumenech double lumen kanyl pro mimotělní podporu ECLS

Tato práce se zaměřuje na analýzu tlakové ztráty v kanylách, které jsou používány v extrakorporální membránové oxygenaci neboli ECMO. Teoretická část se věnuje současnému stavu ECMO, jejím typům, dvoucestným kanylám pro mimotělní podporu a tlakové ztrátě v lumenu dvoucestných kanyl využívaných v ECMO terapii. Praktická část práce se zabývá ECMO okruhem, který byl sestaven v laboratorním prostředí a experimentem provedeném na tomto systému. Cílem práce bylo zjistit, zda tlaková ztráta v kanylách kruhového a nekruhového tvaru průřezu, které mají stejnou délku a plochu průřezů, bude shodná za stejných podmínek měření. Výstupem této práce je grafické znázornění tlakové ztráty při různých extrakorporálních průtocích pro jednocestné a dvoucestné kanyly. Výsledky experimentu provedeného na ECMO modelu, vytvořeného v laboratorním prostředí, jsou zhodnocené v diskuzi.

Klíčová slova

ECMO, tlaková ztráta, dvoucestné kanyly, jednocestné kanyly, extrakorporální průtok

ABSTRACT

Flow and pressure loss analysis in double lumen cannula lumens for Extracorporeal Life Support (ECLS)

This thesis focuses on analysis of pressure drops in cannulae, used in ECMO therapy. The theoretical part discusses the current state of ECMO, its types, double lumen cannulae for ECLS and pressure drop in cannulae. The practical part of the thesis deals with the ECMO circuit, which was assembled in a laboratory environment and an experiment performed in that system. The purpose of the thesis is to determine whether the pressure loss in circular and non-circular cross-sectional shaped cannulae, which have same length and cross-sectional area, will be the same under the same measurement conditions. The results of the thesis are graphs of pressure loss at different extracorporeal flows for single lumen cannulae and double lumen cannulae. The results of the experiment executed on the model are reviewed in the discussion.

Keywords

ECMO, pressure loss, double lumen cannulae, single lumen cannulae, extracorporeal flow

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
Seznam obrázků	9
1 Úvod	10
1.1 Přehled současného stavu.....	10
1.1.1 VV ECMO	14
1.1.2 VA ECMO	15
1.1.3 Kanylace a dvoucestná kanyla	16
1.2 Cíle práce.....	18
2 Metody	19
3 Výsledky	26
4 Diskuse	29
5 Závěr	31
Seznam použité literatury	32
Seznam příloh	35
Příloha A: Tlaková ztráta v okruhu ECMO s oxygenátorem	36
Příloha B: Tlaková ztráta v okruhu ECMO bez oxygenátoru	37
Příloha C: Obsah přiloženého CD	38

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
η	Pa.s	Dynamická viskozita
ρ	kg/m ³	Hustota
Δp	mmHg	Tlaková ztráta
D	m	Průměr
f	-	Součinitel tření
I	A	Elektrický proud
L	m	Délka
P	W	Výkon
Q	l/min	Objemový průtok
r	m	Poloměr
Re	-	Reynoldsovo číslo
U	V	Elektrické napětí
v	m/s	Rychlost proudění
V	m/s	Střední rychlost proudění

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
ARDS	Syndrom akutní dechové tísně (<i>Acute Respiratory Distress Syndrom</i>)
BMI	Index tělesné hmotnosti (<i>Body index mass</i>)
CO ₂	Oxid uhličitý
CVP	Centrální žilní tlak (<i>Central Venous Pressure</i>)
DLT	Dvoucestná endotracheální kanyla (<i>Double Lumen Tube</i>)
EBB	Endobronchiální blokátory (<i>Endobronchial Blockers</i>)
ECLS	Mímotělní podpora života (<i>Extracorporeal Life Support</i>)
ECMO	Extrakorporální membránová oxygenace (<i>Extracorporeal Membrane Oxygenation</i>)
ECPR	Extrakorporální kardiopulmonální resuscitace (Extracorporeal Cardiopulmonary Resuscitation)
ELSO	Organizace pro mímotělní podpory (Extracorporeal Life Support Organization)
ID	Vnitřní průměr (<i>Inner Diameter</i>)
O ₂	Kyslík
OD	Vnější průměr (<i>Outer Diameter</i>)
OLV	Jednoplicní ventilace (<i>One-Lung Ventilation</i>)
VA	Venoarteriální
VV	Venovenózní
v.	Žíla (<i>Vena</i>)

Seznam obrázků

Obr. 1.1: ECMO schéma extrakorporální oxygenace. Převzato z [4].	12
Obr. 1.2: Venovenózní (VV) ECMO pro respirační selhání. Převzato z [11].	14
Obr. 1.3: VA ECMO. Převzato z [14].	15
Obr. 1.4: Double lumen kanyla.	17
Obr. 2.1: Schématický nákres ECMO okruhu.	20
Obr. 2.2: ECMO okruh sestavený v laboratorním prostředí.	20
Obr. 2.3: Vodní pumpa DDC 3.2 PWM značky EKWB.	21
Obr. 2.4: Laboratorní zdroj napětí značky Matrix: model MPS-3005L-3.	22
Obr. 2.5: Regulátor průtoku ZM-15T.	22
Obr. 2.6: Diferenční manometr značky GREISINGER: model GDH 200.	23
Obr. 2.7: Nákres struktury prototypů kanyl.	24
Obr. 2.8: Prototypy kanyl použité v ECMO okruhu.	24
Obr. 3.1: Tlaková ztráta v prototypch kanyl s plochou průřezu 12,56 mm ² .	26
Obr. 3.2: Tlaková ztráta v prototypch kanyl s plochou průřezu 28,26 mm ² .	27
Obr. 3.3: Tlaková ztráta v prototypch kanyl s plochou průřezu 50,24 mm ² .	27

1 Úvod

Tato práce pojednává o extrakorporální membránové oxygenaci ECMO. K terapii ECMO se používají buď jednocestné nasávací a výpustní kanyly, anebo dvoucestné kanyly. Použitím těchto kanyl s menšími rozměry se snižuje riziko cévního poškození a ischemie způsobené obstrukcí tepny větší kanylou [1]. Dvoucestné kanyly mají širší průměr a hůře se zavádějí. Průměr kanyl je, kromě výkonu pumpy, důležitým parametrem pro zajištění dostatečného extrakorporálního průtoku. Kanyly vytvoří rozhraní mezi pacientem a ECMO okruhem a svým rozměrem a vnitřním odporem vyvolávají tlakovou ztrátu, která má dopad na hemodynamiku v systému. Tlaková ztráta v jednotlivých kanylách nesmí přesáhnout hraniční hodnotu 100 mmHg [2]. Překročení této limitní hodnoty může výrazně poškodit krevní elementy jedince a způsobit závažné komplikace, proto správná volba jednotlivých kanyl hraje důležitou roli v ECMO terapii.

V medicínských centrech poskytujících periferní ECMO se volba jednocestných a dvoucestných kanyl provádí podle potřebného extrakorporálního průtoku. K tomu slouží diagram tlakové ztráty v závislosti extrakorporálního průtoku pro kanyly s různými průměry. Přitom tvar průřezů těchto kanyl je zanedbáván. Tato práce je zaměřena na zjištění vlivu průřezového tvaru kanyl, používaných v ECMO terapii, na tlakovou ztrátu.

1.1 Přehled současného stavu

Extrakorporální membránová oxygenace, zkráceně ECMO, je metoda sloužící k mimotělní podpoře cirkulace. Použití mechanických přístrojů nahrazuje funkce srdce a plic [1]. Principem ECMO terapie je mimotělní krevní oběh zajištěný krevní pumpou a oxygenátorem. Kanyly zajišťují rozhraní pacienta a ECMO okruhu. Krevní pumpa slouží k nasávání žilní krve a následně k jejímu vhánění do oxygenátoru, kde dochází k okysličování krve, odstraňování oxidu uhličitého (CO_2) a okysličená krev poté vrací do krevního oběhu pacienta [1].

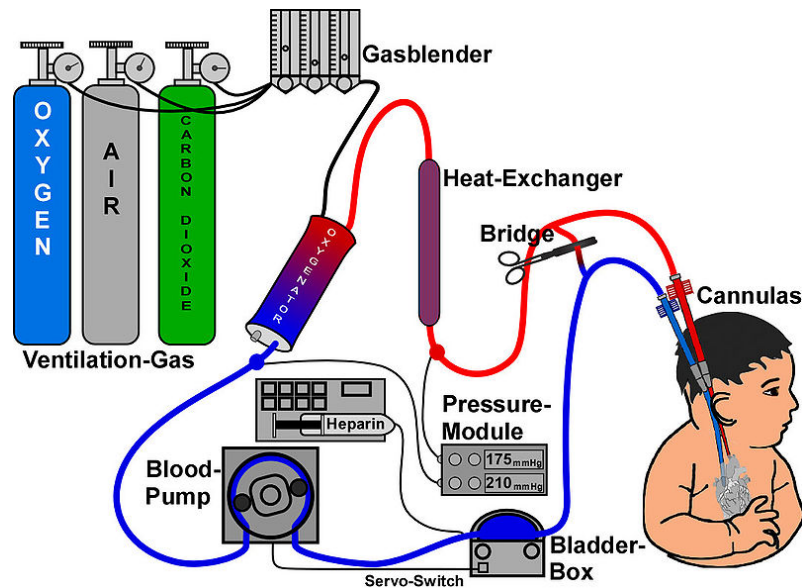
Každá forma života, kromě archebakterií, si zajišťuje energii potřebnou k žití buněčným dýcháním [3]. Během tohoto děje je spotřebován kyslík (O_2) a produkován CO_2 . Jelikož v lidském těle nejsou zásoby O_2 , je požadován jeho nepřetržitý přísun z okolního prostředí k mitochondriím buňky. Pro CO_2 platí reverzní směr transportu, tedy celý proces probíhá ve směru parciálního tlakového gradientu. U člověka je výměna dýchacích plynů mezi vnějším prostředím a buňkami prováděna kardiopulmonálním oběhovým systémem, který zajišťuje jejich transport, absorpci a eliminaci [3]. Metoda ECMO je schopná nahradit kardiopulmonální systém a vykonávat nejdůležitější životní funkce. Život podporující technika ECMO je založena na odvodu venózní krve do oxygenátoru, kde probíhá výměna dýchacích plynů, a následnému zpětnému vhánění

krve do krevního oběhu pacienta. Okysličená krev je vrácena do krevního řečiště buď žilou nebo tepnou a podle toho je terapie ECMO klasifikována.

Mezi dva základní typy ECMO, které v současné době existují, patří venovenózní extrakorporální membránová oxygenace (VV ECMO) a venoarteriální extrakorporální membránová oxygenace (VA ECMO). Ve venoarteriální konfiguraci je oxygenátor zapojen paralelně k plicím a krevní pumpa zajišťuje oběhovou podporu [3]. Ve venovenózním zapojení je oxygenátor umístěn sériově k plicím a toto provedení je používáno při poruchách ventilace [3]. VA ECMO nahradí funkce plic a srdce, zatímco VV ECMO zastupuje pouze plicní funkce. Výběr vhodného typu ECMO závisí na celkovém hemodynamickém stavu pacienta [1]. Terapie ECMO neléčí, ale poskytuje čas k překonání těžkého období a pro obnovu funkce postiženého kardiopulmonálního systému.

VV ECMO se zavádí při poškození plic a je používán při respiračním selhání. VA ECMO je používána v případě kombinovaného poškození srdce a plic, nebo poškození srdce samotného [1]. Zavádí se tedy při selhání jak srdečním, tak i respiračním. Případy, které žádají terapii VV ECMO nejčastěji, jsou těžká pneumonie, zhmoždění plic, akutní selhání štěpu po transplantaci plic a syndrom akutní dechové tísně ARDS [1]. VV ECMO není vhodné aplikovat v případech srdeční zástavy, ireverzibilního poškození plic, těžkého srdečního selhání, kardiogenního šoku, těžké plicní hypertenze a umělé plicní ventilace s agresivním režimem zapojené víc než 7 dní [1]. Mezi patologickými procesy, které jsou vhodné pro zavedení VA ECMO, patří kardiogenní šok, srdeční zástava, myokarditida a po kardiokirurgické operaci, kdy nelze pacienta bezpečně odpojit od mimotělního oběhu [1]. Absolutní kontraindikací pro oba druhy ECMO představují těžké poškození mozku, nevyléčitelné onemocnění v pokročilém stadiu a status nerozšiřování léčby. Pro VA ECMO platí navíc disekce aorty. Relativní nevhodné stavy pro obě zapojení jsou věk více jak 75 let, obezita s indexem tělesné hmotnosti (BMI) přes 40 a pokročilé onemocnění jater [1]. Dalšími relativními kontraindikacemi pro VA ECMO jsou multiorgánové selhání, trauma s rozsáhlým krvácením, ireverzibilní těžké poškození plic a těžké poškození periferních tepen [1].

V praxi se upřednostňuje uspořádání VV ECMO, nejsou-li srdeční funkce těžce poškozené, protože u VA ECMO je vyšší riziko výskytu komplikace ve srovnání s VV ECMO. U VV ECMO je nižší riziko závažného poškození tepen, nehrozí tvorba krevní sraženiny a vznik vzduchové bubliny v systémovém oběhu. Dále se zvýšením extrakorporálního průtoku VA ECMO snižuje centrální žilní tlak (CVP) a plicní krevní tlak, ale u VV ECMO zůstává CVP neovlivněn [1]. Také vliv VA ECMO na hemodynamiku pacienta je výraznější ve srovnání s venovenózním zavedením. VA ECMO poskytuje komplexní oběhovou a plicní podporu. ECMO okruh můžeme konfigurovat v závislosti na změně stavu pacienta. Například při zhoršení srdečních funkcí zavádíme arteriální výpustní kanylu a přepojíme okruh na VA ECMO, v opačném případě, tedy při zlepšení funkce myokardu, lze změnit ECMO okruh na VV [1].



Obr. 1.1: ECMO schéma extrakorporální oxygenace. Převzato z [4].

Samotný okruh ECMO je sestaven ze jednocestné nasávací a výpustní kanyly, nebo z dvoucestné kanyly, propojovacích hadic, válečkové, nebo centrifugální krevní pumpy a membránového oxygenátoru. Schéma ECMO okruhu je uvedena na Obr. 1.1. Kanyla, kterou zavádíme do těla pacienta za účelem odvedení žilní krve, se nazývá nasávací (inflow) kanyla. Kanyla, která zajišťuje návrat okysličené krve z ECMO okruhu do krevního oběhu pacienta, se nazývá výpustní (outflow) kanyla. Srdce tohoto okruhu představuje krevní pumpa, která je ovládána pomocí řídicí jednotky. V terapii ECMO je častěji používána centrifugální pumpa, z důvodu její větší šetrnosti ke krevním elementům, oproti pumpě válečkové. Tím, že pumpa není okluzivní, je u ní sníženo riziko tvorby vzduchových bublin, které jsou způsobené podtlakem. Její nevýhodou je možnost zpětného toku krve. Centrifugální pumpy pracují na principu odstředivé síly. Jejich výkon tedy nezávisí jenom na přítoku krve, ale i na odporu za pumpou. Proto je nutné sledování přesné hodnoty extrakorporálního průtoku krve [1]. Jelikož se jedná o uzavřený systém, není nutné pumpu umístit ve výši určené v závislosti na poloze pacienta. Toto je výhodné zejména pro zjednodušení transportu a manipulace [5]. Extrakorporální průtok, daný výkonem pumpy, je kontrolován pomocí elektromagnetických nebo ultrazvukových průtokoměrů [6].

Další důležitou součástí ECMO okruhu je membránový oxygenátor, který plní funkci plic, pomineme-li jejich ostatní funkce kromě výměny plynů. V současné době existuje řada oxygenátorů od různých výrobců. Jejich odlišnost spočívá v použitých materiálech, provedení, uspořádání a také v materiálu vnitřního povrchu kanyl. Jejich membrána je tvořena z mikroporézního materiálu, kterým je nejčastěji silikon nebo polymethylpenten (PMP), a je semipermeabilní tedy selektivně propustná [6]. Velikost mikropórů je menší než jeden mikrometr a tím je zajištěno nemísení krevních plynů s plazmou či krevními elementy [7]. Na českých pracovištích se můžeme běžně setkat s oxygenátory, které tvoří

dutá vlákna z PMP [1]. Samotná struktura vláken je pokryta speciálním hustým materiálem zabraňujícím úniku plazmy [6]. Membránové oxygenátory mají dvě komory. V jedné z komor dochází k výměně plynů, tedy okysličování žilní krve a odstraňování CO₂. Výměna plynů v oxygenátoru probíhá difuzí přes semipermeabilní membránu a je podmíněna tlakovým gradientem na obou stranách. K regulaci průtoku a složení plynů, přicházejících do oxygenátoru, slouží tzv. směšovače [1]. Druhá komora slouží k předání tepla [7]. U některých oxygenátorů je možnost připojení výměníku tepla, který slouží k regulaci tělesné teploty pacienta na požadovanou úroveň [1]. Je velmi užitečný k řešení hypotermie u pacientů po resuscitaci. Připojení okruhu ECMO s pacientem je realizováno kanylou různých průměrů, délky a v různém zapojení.

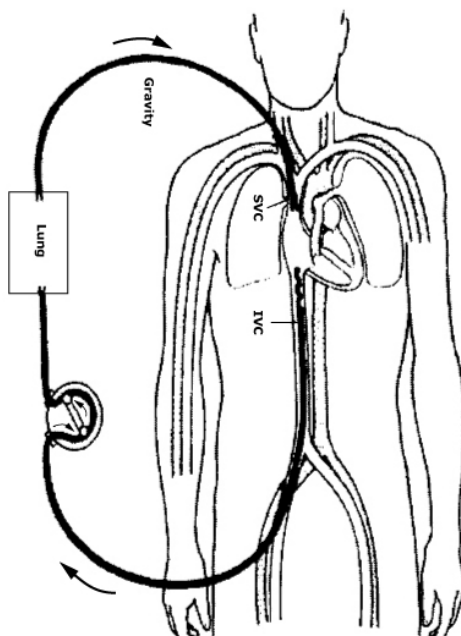
K použití ECMO je důležité zvolit kanyly vhodných rozměrů, protože při proudění krve kanylami vzniká tření o povrch kanyl a vnitřní tření krve. Tím dochází ke ztrátě kinetické energie. Aby byl extrakorporální průtok v ECMO okruhu konstantní, musí krev získat kinetickou energii poklesem celkového tlaku na druhé straně kanyl a vzniká tlaková ztráta v jednotlivých kanylách. Hraniční hodnota tlakové ztráty Δp je 100 mmHg [2]. Volbou vhodných kanyl můžeme snížit riziko výskytu komplikace. U menších kanyl je riziko poškození cév a ischemie způsobené obstrukcí tepny nižší. Naopak použitím širších kanyl snížíme riziko poškození krevních elementů dané vysokým průtokem a vysokým tlakem v okruhu. Větší drenážní kanyly zachovávají nižší negativní tlak, tedy podtlak na nasávací části ECMO, a tím zajišťují snížení rizika vzniku vzduchových bublin [1]. Při jejich výskytu v okruhu je nutné rozpojit okruh a napojit ho znovu po odvzdušnění.

Umístění kanyl v terapii ECMO je ovlivněno typy ECMO, tj. venovenózní či venoarteriální, a také odlišnými postupy na jednotlivých pracovištích. Nicméně se dnes ve většině center poskytujících periferní ECMO používají nasávací kanyly v rozměru 20–28 F a výpustní kanyly v rozmezí 15–23 F [1]. „*S použitím těchto kanyl lze dosáhnout minutového extrakorporálního průtoku až přes 5 l/min, resp. 60–100 ml/kg, což stačí pro naprostou většinu případů.*“ [1, s. 43].

Jelikož ECMO okruh představuje mimotělní podporu pro pacienta, vyskytují se zde určité komplikace spojené s tímto systémem. Jednou z těchto komplikací je trombóza. Krevní sraženina se může vyskytnout prakticky kdekoli v okruhu, nejčastěji bývají v oxygenátoru, krevní pumpě, hadicovém systému a kanylách [8]. Této komplikaci lze předcházet díky antikoagulační léčbě, a také heparinem potaženému povrchu kanyl [5]. Další komplikací je zavzdušnění systému. V tomto případě je potřeba okamžitě provést zasvorkování svorkami a zastavit ECMO za účelem předcházení těžké vzduchové embolizace. Po odvzdušnění znovu obnovujeme mimotělní oběh. Další možná komplikace je zalomení a kavitace, či ruptura hadice. Jedná se o závažnou komplikaci, která může ohrozit život pacienta, ruptura je totiž vždy provázena velkou krevní ztrátou, popřípadě vzduchovou embolií [8].

1.1.1 VV ECMO

VV ECMO se používá při těžkém poškození plic. Žilní krev je v tomto případě nasávána z horní nebo dolní duté žily a v oxygenátoru okysličená krev je vrácena do pravé síně srdce. VV ECMO může nahradit výměnu plynů v plicích částečně i úplně [1]. Touto funkcí je ventilační podpora redukována, a to má za následek snížení rizika poškození plic indukovaného ventilátorem. Nevýhodou této metody je recirkulace krve. Recirkulace nastává, je-li krev přiváděna do ECMO okruhu okysličená z výpustní kanyly, nikoliv venózní krev ze žilního systému pacienta [9]. Recirkulace se zvýší s rostoucím extrakorporálním průtokem a tím se systém ECMO stává méně účinným [9]. Pokud jsou nasávací a výpustní kanyly v žilním systému zavedeny příliš blízko k sobě, je velmi pravděpodobné, že dojde k recirkulaci a je nutné upravit polohy kanyl [9]. Recirkulace se vyskytuje méně často při použití dvoucestných kanyl než jednocestných kanyl [10].



Obr. 1.2: Venovenózní (VV) ECMO pro respirační selhání. Převzato z [11].

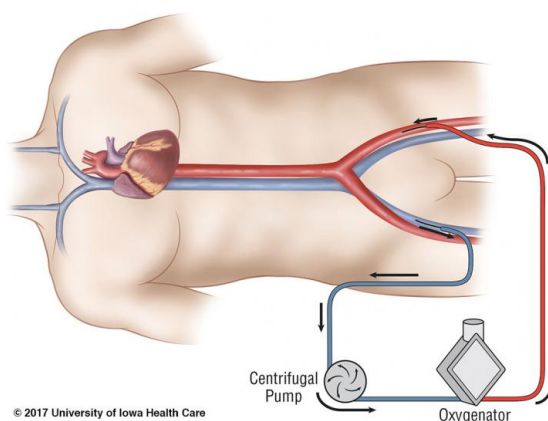
VV ECMO nahrazuje funkce plic lépe než VA ECMO, protože je účinnější při odstraňování CO_2 , ale hůře okysličuje žilní krev. Množství odstraněného CO_2 závisí především na poměru průtoku krve v ECMO okruhu a srdečního výdeje pacienta, ale také ho ovlivňuje průtok plynů v oxygenátoru. Tento plyn lze z krve téměř úplně vyloučit při extrakorporálním průtoku krve na úrovni 2/3 srdečního výdeje pacienta a průtoku plynů dvakrát větším, než je průtok krve [1]. Výhodou VV zapojení ECMO (viz Obr. 1.2) terapie je jednoduchá kanylace, zvýšená saturace kyslíku krve v aortě, snížené riziko systematické embolizace a také možnost dosažení vyššího extrakorporálního průtoku [12].

Nejčastěji zavádíme VV ECMO při výskytu patologických jevů, mezi kterými patří těžká pneumonie, bakteriální i virová, zhmoždění plic, akutní selhání štěpu po transplantaci plic a ARDS. Méně časté případy představují například obstrukce dýchacích cest, astmatický stav a inhalace škodlivých plynů [1].

Ke kanylaci můžeme použít jak jednocestné nasávací a výpustní kanyly, tak i dvoucestné kanyly (viz dále). Nejčastěji se výpustní kanyla zavádí do vnitřní hrdelní žíly (v. jugularis interna dextra) a nasávací kanyla do femorální žíly [13]. Při VV ECMO se provádí většinou periferní kanylace.

1.1.2 VA ECMO

Při terapii VA ECMO je žilní krev nasávána z pravé síně srdce krevní pumpou, která ji vhání do oxygenátoru, kde se odstraňuje CO₂ a okysličená krev je vrácena do krevního oběhu pacienta velkými tepnami. VA ECMO nenahrazuje pouze výměnu plynů v plicích, ale i částečně, či dokonce úplně, čerpací funkce srdce. Díky čerpací funkci této techniky je krev lépe okysličená než v případě VV ECMO [1]. Principem této metody je řízení účinnosti oběhové podpory regulací extrakorporálního průtoku, který je dán hlavně výkonem krevní pumpy. Vysoký extrakorporální průtok zvyšuje afterload (dotížení) levé komory, a to má za následek její nedostatečné vyprazdňování [1]. Proto nastavíme průtok na nejnižší možnou hodnotu.



Obr. 1.3: VA ECMO. Převzato z [14].

VA ECMO se nejčastěji používá u kardiogenního šoku, při myokarditidě a také po kardiokirurgické operaci, kdy pacienta nelze bezpečně odpojit od mimotělního oběhu z důvodu jeho nízkého minutového výdeje [1]. Na Obr. 1.3 je zobrazeno zapojení ECMO okruhu s pacientem ve venoarteriálním provedení. Při použití VA ECMO u refrakterní srdeční zástavy se používá termín extrakorporální kardiopulmonální resuscitace (ECPR), jelikož při této srdeční zástavě není možné obnovit krevní oběh standardními

resuscitačními technikami. Během ECPR je pacient napojen na ECMO systém za kontinuálně prováděné kardiopulmonální resuscitace. VA ECMO slouží pouze jako prostředek k překonání kritického období, vždy je nutné určit cíl, ke kterému chceme nemocného přivést. Těmito jednotlivými cíli jsou překlenutí období do zotavení, poskytnutí času potřebného pro další vyšetření a tím kvalifikované rozhodnutí o dalším postupu a překlenutí období do transplantace srdce [1]. Mezi méně časté případy využití VA ECMO patří například plicní embolie, těžká dekompenzace plicní hypertenze a otrava kardiodepresivními léky [1].

Podle způsobu zavedení nasávací a výpustní kanyly je možné dělit VA ECMO na periferní a centrální, která je využívána v kardiochirurgii. Při centrální VA ECMO se výpustní kanyla nejčastěji zavádí do vzestupné aorty a nasávací kanyla do pravé síně srdce. Při periferní VA ECMO je kanyla zavedena do periferních tepen a žil buď punkční technikou nebo chirurgicky [1]. Jelikož periferní kanylace nevyžaduje otevření hrudníku, je tento postup rychlejší. Tato výhoda je využita při okamžité nutnosti mimotělní podpory a také v případě, kdy byl ECMO zaveden v jiném pracovišti [15]. Periferní kanylace navíc ulehčuje ošetrovatelskou péči a transport pacientů je lehčí a bezpečnější. Další výhodou je, že pacienti mohou být extubováni, i když jsou stále napojeni na ECMO okruh [15].

V porovnání s venózní kanylací, je u arteriální vyšší riziko krvácení pacienta. V případě krvácení v rozhraní pacienta a ECMO okruhu (v místě kanylace), je důležité nejprve kontrolovat pozici kanyly, před jakýmkoliv jiným zásahem za účelem vyloučení malpozice a předcházení případné dekanylaci [8].

1.1.3 Kanylace a dvoucestná kanyla

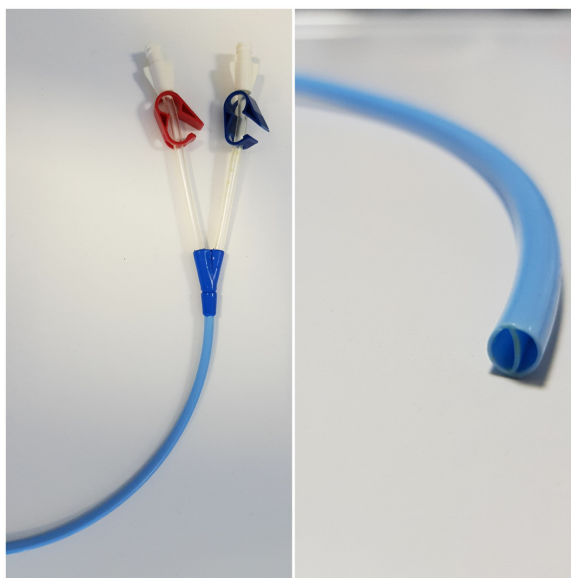
V terapii ECMO se ke kanylaci používají buď jednocestné nasávací a výpustní kanyly nebo kanyly s dvěma lumen, tzv. double lumen neboli dvoucestná kanyla. Kanyla způsobí odpor v okruhu ECMO, a tím vzniká tlaková ztráta. Tlaková ztráta ovlivňuje nejen efektivitu terapie ECMO, například poškozením krevních elementů, ale může vést i k poškození samotné kanyly kavitací. Proto výběr kanyl úzce souvisí s tlakovou ztrátou.

Parametry, které se řeší v okruhu ECMO, jsou analogií elektrické soustavy. Podle Ohmova zákona napětí soustavy je úměrné protékajícímu proudu a konstantou úměrnosti je elektrický odpor v této soustavě. V našem systému je protékajícím proudem extrakorporální průtok, napětí představuje tlaková ztráta a analogií elektrického odporu je odpor kanyly. Napětí elektrické soustavy se zvětší s rostoucím elektrickým proudem, tlaková ztráta v kanylách okruhu ECMO se tedy zvýší s rostoucí hodnotou extrakorporálního průtoku. Mimo jiné tlaková ztráta závisí i na parametrech kanyly a je rozdílem tlaku vstupujícího do kanyly a vystupujícího z kanyly.

V současné době jsou dvoucestné kanyly běžně používané ve VV ECMO z důvodu jejich četných výhod oproti kanylám jednocestným. Menším rozměrem a pozicí umístění dvoucestná kanyla umožňuje pacientovi větší mobilitu, lepší rehabilitaci, plicní extubaci

a usnadnění defekace [16]. Omezená mobilita může představovat značný problém pro pacienty, které mají prodloužené období čekání na transplantaci plic či jejich zotavení [17]. Při použití dvoucestných kanyl v terapii VV ECMO nastává problém recirkulace méně často, tedy návrat v oxygenátoru okysličené krve zpět do extrakorporálního oběhu z krevního řečiště pacienta nasávací kanylou.

Další výhodou dvoucestných kanyl je menší invazivnost, tj. pouze jeden přístup do pacienta. Tato double lumen kanyla se zavádí zpravidla do vnitřní hrdelní žíly [1]. Dvoucestná kanyla jedním lumenem nasává žilní krev z horní a dolní duté žíly (v. cava superior a inferior) a druhým vypouští okysličenou krev do pravé předsíně (atrium dexter) srdce [3]. Tento typ kanyl má nekruhový tvar průřezu a tím je její šířka snížena (viz Obr. 1.4).



Obr. 1.4: Double lumen kanyla.

Dvoucestná kanyla je žádoucí při poskytnutí terapie ECMO pro novorozené pacienty s ARDS [17]. Novorození pacienti představují největší skupinu zaznamenanou v registru Organizace pro mimotělní podpory (ELSO) [18]. Pro novorozence s respiračním selháním lze využít jak konfigurace VA, tak i VV ECMO. Zapojení VA umožňuje plnou kardiopulmonální podporu, ale je zde zvýšené riziko neurologických komplikací, které jsou spojené s kanylací a podvázáním krční tepny [19]. Při zvolení techniky VV ECMO u novorozenců není vhodné používat dvě jednocestné kanyly vzhledem k malé velikosti pacienta. Novorození pacienti jsou příliš malí pro femorální kanylaci. Z tohoto důvodu je při terapii VV ECMO u novorozených pacientů s respiračním selháním vhodná dvoucestná kanyla. Míra přežití novorozenců s respiračním selháním byla zaznamenána v registru ELSO 71 % u VA ECMO a 84 % u VV ECMO s využitím double lumen kanyly [18].

Při zavádění dvoucestné kanyly je důležité kontrolovat její umístění. Průchod kanyly pravou předsíní srdce je spojen s rizikem malpozice a perforace pravé komory [20]. Umístění double lumen kanyly doprovází riziko vzduchové embolie [19], a proto by mělo být její zavádění kontrolováno fluoroskopicky nebo sonograficky, echokardiografií [20].

Dvoucestné kanyly se používají kromě mimotělní podpory i v jiných léčebných metodách. Příkladem je hemodialýza, metoda odstraňující odpadní látky z krve při selhání ledvin. V hemodialýze se používají tzv. permcath katétrů, které jsou dvoucestné kanyly s dakronovou manžetou. Permcath katétrů jsou vhodné pro pacienty, kterým nelze zajistit periferní kanylizaci, a kteří mají další komplikace, například cukrovku a onkologické onemocnění [21]. Dále jsou dvoucestné kanyly používány u pacientů s rakovinou plic a k determinaci slizničního rozsahu u rakoviny žlučovýchodů.

V současné době existují dvě techniky izolace plic poskytující jednoplicní ventilaci (OLV) – dvoucestné endotracheální kanyly (DLTs) a endobronchialní blokátory (EBBs) [22]. Všechny DLT obsahují dva lumény spojené dohromady, jeden z nich je kratší a končí v průdušnici a druhý směřuje dál do průdušky, buď do levé nebo pravé [22].

Do současné doby bylo prováděno mnoho experimentů a studií za účelem zlepšení terapie ECMO a také k analýze dopadu kanylových parametrů na výkon ECLS z hlediska hemodynamiky. Výsledky studií jsou prezentovány diagramem tlakové ztráty v závislosti extrakorporálního průtoku pro kanyly s různými průměry. Také společnosti, které vyrábějí kanyly, udávají v katalogích výsledky svých experimentů ve stejných diagramech. Tyto diagramy jsou určeny pro kanyly s různými průměry a slouží k výběru kanyl podle požadovaného extrakorporálního průtoku. Přitom se vůbec nezmiňují o průřezovém tvaru kanyl. Tento fakt naznačuje nedostatek výzkumů o rozdílnosti tlakové ztráty v kanylách s různými tvary průřezu.

1.2 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je zjištění shodnosti tlakové ztráty v kanylách kruhového a nekruhového tvaru průřezu, které mají shodnou délku a plochu průřezů, za stejných podmínek měření. Dílčím cílem práce je sestavit ECMO systém za účelem provedení laboratorního experimentu. Naměřené výsledky experimentu budou prezentovány v diagramech tlakové ztráty v závislosti průtoku vody.

2 Metody

Ve této práci byla analyzována tlaková ztráta v kanylách jednocestných a dvoucestných, které se používají v ECMO terapii. Tlaková ztráta není závislá jen na extrakorporálním průtoku krve, srdečního výdeje pacienta a vlastnostech krve, ale i na vlastnostech a rozměrech kanyl. Jeden z mnoha vztahů popisujících tlakovou ztrátu je Darcy-Weisbachův vztah, který je vyjádřen rovnicí

$$\Delta p = f \cdot \frac{\rho \cdot L \cdot V^2}{2 \cdot D}, \quad (2.1)$$

kde Δp je tlaková ztráta, f Darcyho součinitel tření, ρ hustota tekutiny, L délka kanyly, D průměr kanyly a V je střední rychlost proudění tekutiny. Existuje řada vztahů pro Darcyho součinitele tření. Blasiusova rovnice se aplikuje pro hladké hadice a díky její jednoduchosti, lze používat v některých případech i pro hadice s drsnými povrchy. Blasiusův vztah je platný pro Reynoldsovo číslo Re řádově až do 10^5 a má následující tvar

$$f = \frac{0,316}{Re^{0,25}}, \quad (2.2)$$

kde se součinitel tření f mění v závislosti na Reynoldsově čísle Re . Reynoldsovo číslo řádově až do 10^5 je dáno vztahem

$$Re = \frac{v \cdot r \cdot \rho}{\eta}, \quad (2.3)$$

kde v je rychlost proudění, r poloměr kanyly a η dynamická viskozita.

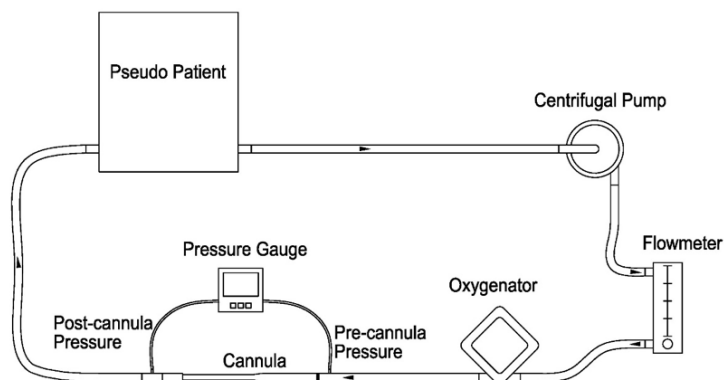
Rychlost proudění závisí na objemovém průtoku Q a je přímo úměrná tomuto průtoku a nepřímo úměrná obsahu plochy kanyly, kterou tekutina protéká. Dosadíme-li objemový průtok a obsah plochy kanyly za střední rychlost proudění dostaneme následující vztah

$$\Delta p = f \cdot \frac{\rho \cdot 8 \cdot L \cdot Q^2}{\pi^2 \cdot D^5}, \quad (2.4)$$

kde Q je objemový průtok.

Tlaková ztráta je dána extrakorporálním průtokem tekutiny. Průměr kanyly je určujícím faktorem pro zajištění dostatečného průtoku. Využitím kanyl většího rozměru dosáhneme vyššího objemového průtoku. Tlaková ztráta závisí jak na extrakorporálním průtoku tekutiny, tak na rozměru kanyl, tedy na jejich délce a průměru. Ze vztahu (2.4) vyplývá že, mají-li kanyly stejnou délku a stejný průměr, mělo by docházet ke stejné

tlakové ztrátě v těchto kanylách. Za účelem ověření tohoto tvrzení jsem sestavila model ECMO okruhu v laboratorním prostředí dle schématického nákresu na Obr. 2.1.



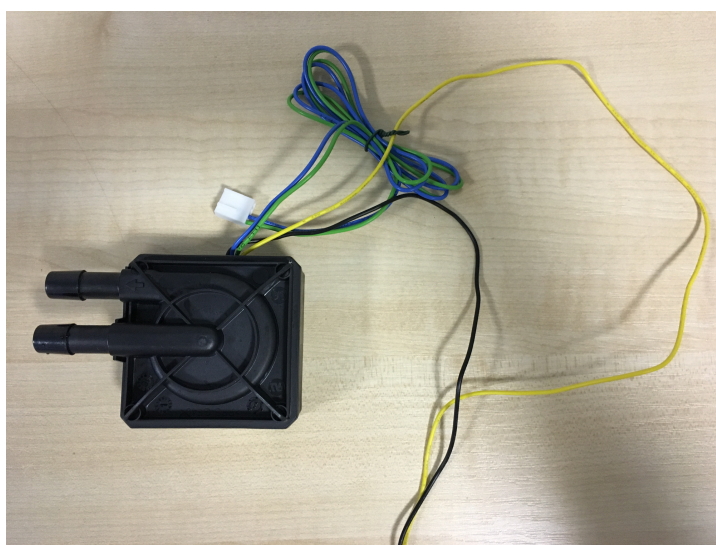
Obr. 2.1: Schématický nákres ECMO okruhu.

Sestavený ECMO okruh se skládá z nádoby, která představuje pacienta, vodní pumpy DDC 3.2 PWM od EKWB, regulátoru průtoku ZM-15T, membránového oxygenátoru od firmy Maquet, diferenčního manometru GDH 200 od Greisinger, kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu od Valmon, propojovacích hadic a laboratorního zdroje napětí MPS-3005L-3 značky Matrix. V experimentu jsme používaly jako medium vodu. Plastová nádoba o objemu 30 l byla naplněna osmi litry vody (viz Obr. 2.2)



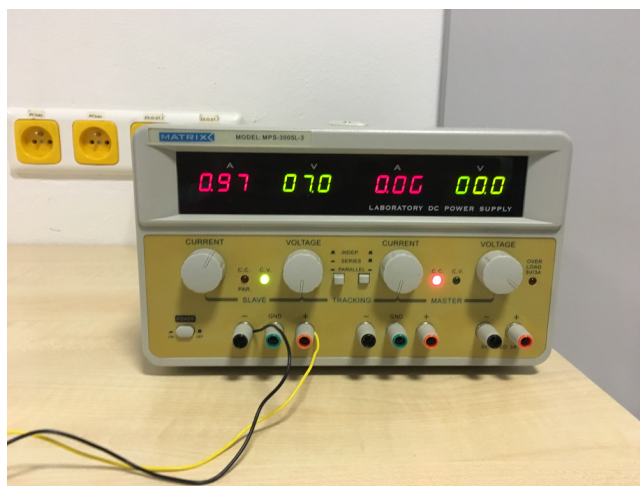
Obr. 2.2: ECMO okruh sestavený v laboratorním prostředí.

Nejprve jsme zajistily dva vývody k nádobě. Jeden vývod nádoby slouží k nasávání tekutiny za pomoci pumpy, druhým vývodem je vypouštěna v sestaveném okruhu cirkulující tekutina zpět do nádoby. Odváděcí výstup jsme připojily k pumpě a za pumpu jsme umístily regulátor průtoku, abychom mohly nastavit požadovanou hodnotu průtoku vody. K regulátoru průtoku jsme přidaly oxygenátor. K prototypu kanyly jsme připojily oxygenátor a přívodní výstup nádoby. Celý systém jsme propojily hadicovým setem, byl tedy uzavřený. K ECMO okruhu jsme dále připojily laboratorní zdroj napětí a diferenční manometr. Součástí systému byly také svorky, kterými jsme zasvorkovaly propojovací hadice před a za prototypem kanyl, při jejich výměně.



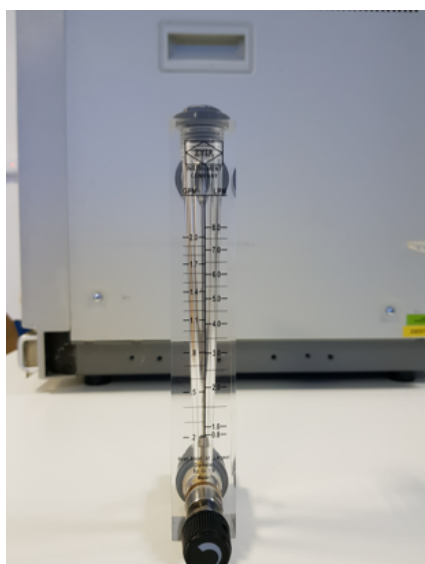
Obr. 2.3: Vodní pumpa DDC 3.2 PWM značky EKWB.

Na Obr. 2.3 zobrazena vodní pumpa má dva vývody. Jeden z vývodů je vstupní a odvádí tekutinu z nádoby a druhý je výstupní, sloužící k vhánění tekutiny dál k regulátoru průtoku a následně k oxygenátoru. Používaly jsme vodní pumpu značky EKB, která má 18W výkon. Napájení u této pumpy bylo dáno výrobcem 12 V. Z těchto výrobcem daných parametrů jsme určily maximální povolený proud, který se rovná 1,5 A. Stejnoseměrný elektrický výkon P je dán součinem napětí U a proudu I . Maximální povolený proud, který jsme hlídaly na laboratorním zdroji napětí, byl určen jako podíl výkonu P a napětí U . Vodní pumpa byla kabely zapojena k laboratornímu zdroji napětí. Černý kabel byl zapojen k záporné svorce laboratorního zdroje a žlutý kabel ke kladné svorce.



Obr. 2.4: Laboratorní zdroj napětí značky Matrix: model MPS-3005L-3.

V experimentu jsme používaly laboratorní zdroj napětí MPS-3005L-3 značky Matrix k pohánění vodní pumpy (viz Obr. 2.4). Nastavily jsme nejvyšší hodnotu napětí (11,8 V) kterou jsme byly schopné dosáhnout, a přitom nepřekročit limitní mez 12 V. Během měření bylo kontrolováno, zda maximální povolená hodnota proudu nepřekročila 1,5 A, abychom nepoškodily vodní pumpu. Na Obr. 2.5 je regulátor průtoku ZM-15T, který jsme používaly k experimentu. Tímto regulátorem jsme nastavovaly průtok vody na 1 l/min a postupně jsme ho navyšovaly po 0,5 l/min do nejvyšší možné dosažitelné hodnoty. Jedná se o plovákový průtokoměr a poloha plováku ukazovala hodnotu průtoku vody.



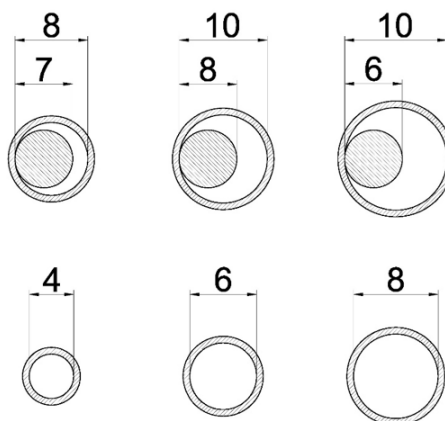
Obr. 2.5: Regulátor průtoku ZM-15T.

Prototyp kanyly jsme umístily mezi oxygenátor a výpustní nádoby. V tomto úseku okruhu jsme postupně vyměnily prototypy kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu a naměřily v nich pomocí diferenčního manometru tlakovou ztrátu. Zvolily jsme diferenční manometr, a to z důvodu, že rovnou ukazuje tlakovou ztrátu v prototypch kanyl. Tento manometr zobrazený na Obr. 2.6 má dva výstupy, které jsou připojené k ventilům umístěným před a za prototypem kanyly. Na těchto místech diferenční manometr měří tlak vstupující do prototypu kanyly a tlak vystupující z prototypu kanyly, přitom zobrazí tlakový rozdíl čili tlakovou ztrátu v prototypch kanyl, na svém displeji.



Obr. 2.6: Diferenční manometr značky GREISINGER: model GDH 200.

K experimentu jsme použily dva typy kanyl, prototypy kanyl kruhového tvaru a nekruhového tvaru průřezu. Měření jsme provedly na prototypch kanyl s plochou průřezu $12,56 \text{ mm}^2$, $28,26 \text{ mm}^2$ a $50,24 \text{ mm}^2$. Všechny prototypy kanyl byly stejné délky 20 cm. Použily jsme kanyly kruhového tvaru s vnitřním průměrem (ID) 4 mm, 6 mm a 8 mm. Prototypy kanyl nekruhového tvaru průřezu jsme vytvořily z dvou kanyl kruhového tvaru průřezu s různými vnitřními (ID) a vnějšími průměry (OD). Menší kanyla byla vložena do větší a jejich spoj jsme zajistily šroubováním kanyl menšího rozměru ke stěnám větších kanyl. Přitom vnitřní prostor malých kanyl byl utěsněn lepidlem Mamut Glue MULTI.



Obr. 2.7: Nákres struktury prototypů kanyl.

Programovací jazyk Python sloužil ke kalkulaci ID a OD kanyl, které jsme používaly ke sestavení prototypů kanyl nekruhového tvaru průřezu. Plocha kanyly kruhového tvaru průřezu o ID 4 mm odpovídala rozdílu ID 8 mm - OD 7 mm kanyl, plocha kanyly o ID 6 mm odpovídala rozdílu ID 10 mm - OD 8 mm kanyl a plocha kanyly o ID 8 mm rozdílu ID 10 mm - OD 6 mm kanyl (viz Obr. 2.7).

Měření jsme prováděly postupně na prototypech kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu, s ID od 4 mm do 8 mm. Na Obr. 2.8 jsou uvedené prototypy kanyl podle velikosti od největší po nejmenší ID, přitom první tři prototypy kanyl umístěné vlevo jsou kruhového tvaru a následující tři jsou nekruhového tvaru průřezu plochy.

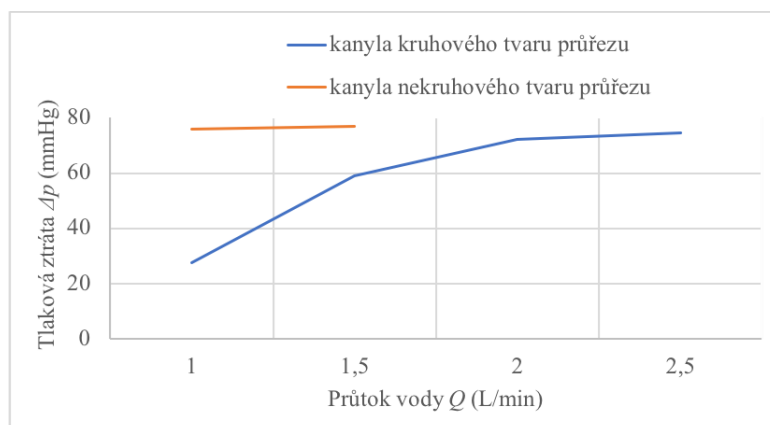


Obr. 2.8: Prototypy kanyl použité v ECMO okruhu.

Před začátkem měření byla provedena recirkulace celého okruhu. Nastavily jsme maximální dosažitelný průtok, který nám dovolil výkon pumpy a nechaly jsme medium cirkulovat v systému alespoň 10 minut, aby se odstranily případné bubliny. V případě jejich výskytu jsme proplachovaly systém. Při každém měření (po výměně kanyly), tj. po zapnutí pumpy, jsme nejprve nechaly systém cirkulovat alespoň 4 minuty za účelem ustálení systému a čekaly jsme 2 minuty, během kterých došlo k vynulování manometru. Čas ustálení systému a čas vynulování manometru byly stanoveny měřením, které jsme provedly pětkrát přitom byla vybrána nejvyšší hodnota. Regulátorem jsme nastavily průtok vody od 1 l/min do dosažitelné hodnoty, které byly různé/odlišné pro prototypy kanyl a odečítaly jsme hodnoty tlakové ztráty z diferenčního manometru. Dosáhly jsme průtoku vody 1,5 l/min při použití prototypů kanyl s plochou průřezu 12,56 mm² nekruhového tvaru průřezu a 2,5 l/min u kanyl kruhového tvaru průřezu. Maximální dosažitelný průtok vody byl 2,5 l/min u prototypů kanyl s plochou průřezu 28,26 mm² a 6 l/min u prototypů kanyl s plochou průřezu 50,24 mm². Při výměně prototypů kanyl jsme postupovaly v následujícím pořadí: nejprve jsme zavřely ventil na vstupním vývodu nádoby, vypnuly jsme proud, svorkami jsme zasvorkovaly hadice před a za prototypem kanyly, zavřely jsme vývody manometru a ventil na výstupním vývodu nádoby, vyměnily jsme prototyp kanyly, otevřely ventily a spustily proud. Při každém měření jsme kontrolovaly vzduchové bubliny, čekaly 4 minuty a zapnuly manometr po dvou minutách po výměně kanyl.

3 Výsledky

Tlaková ztráta v jednotlivých prototypch kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu s plochou 12,56 mm², 28,26 mm² a 50,24 mm² byla naměřena při různých hodnotách průtoku vody.



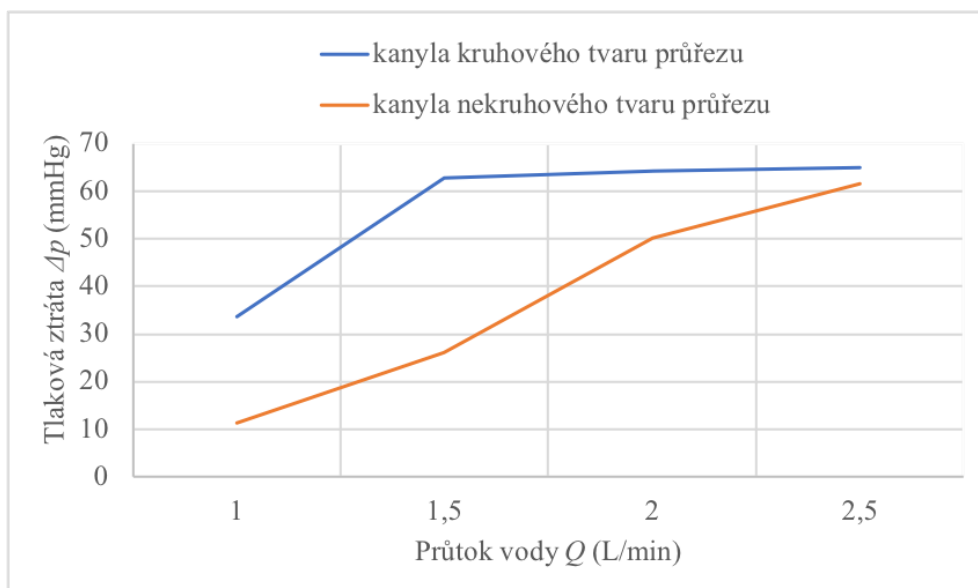
Obr. 3.1: Tlaková ztráta v prototypch kanyl s plochou průřezu 12,56 mm²

U prototypu kanyly, s plochou průřezu 12,56 mm² nekruhového tvaru průřezu, jsme vzhledem k jeho rozměru dosáhli průtoku vody pouze 1,5 l/min. Tlaková ztráta byla naměřena 75,8 mmHg při nastavení průtoku 1 l/min a 77 mmHg při 1,5 l/min. Na Obr. 3.1 je znázorněna závislost tlakové ztráty v prototypch kanyl s plochou průřezu 12,56 mm² na průtoku vody. V prototypu kanyl se stejnou plochou ale nekruhového tvaru průřezu, jsme naměřily tlakovou ztrátu při průtoku do 2,5 l/min. Stejně hodnoty průtoku vody jsme dosáhli u prototypů kanyl s plochou průřezu 28,26 mm² kruhového a nekruhového tvaru průřezu. Naměřené hodnoty tlakové ztráty v prototypch kanyl s plochou průřezu 12,56 mm² a 28,26 mm² naleznete v Tab. 3.1.

Tabulka 3.1: Tlaková ztráta Δp v prototypch kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu plochy s ID 4 mm a 6 mm.

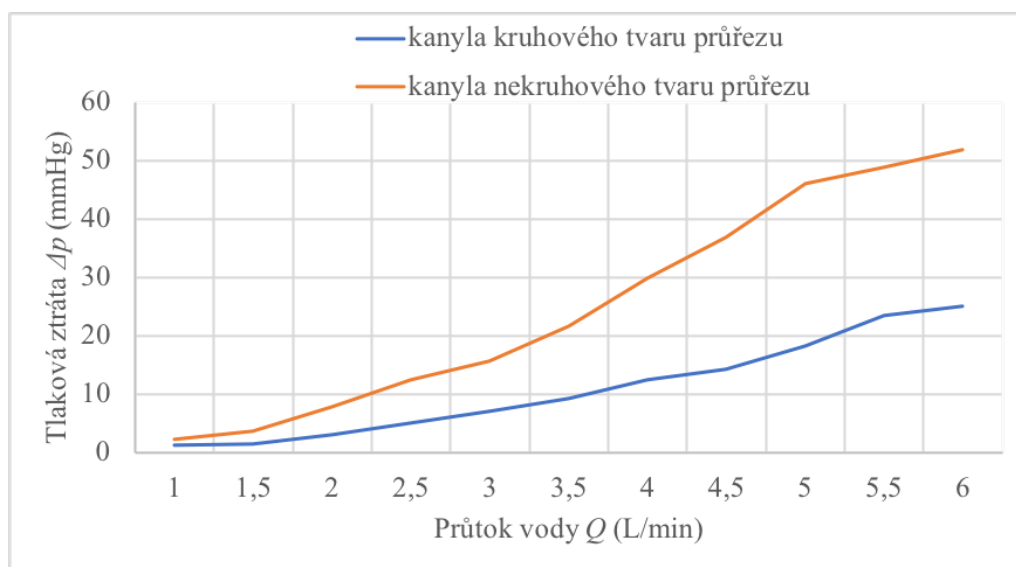
Průtok Q (L/min)	Tlaková ztráta Δp (mmHg)			
	Plocha průřezu 12,56 mm ²		Plocha průřezu 28,26 mm ²	
	k ₁	k ₂	k ₁	k ₂
1.0	27.7	75.8	33.8	11.3
1.5	58.9	77.0	62.7	26.1
2.0	72.3	-	64.2	50.3
2.5	74.7	-	65.0	61.5

Prototypy kanyl kruhového tvaru průřezu jsou označeny k₁ a prototypy kanyly nekruhového tvaru k₂.



Obr. 3.2: Tlaková ztráta v prototypích kanyl s plochou průřezu 28,26 mm²

Naměřily jsme tlakovou ztrátu v prototypích kanyl s plochou průřezu 28,26 mm², jak kruhového, tak i nekruhového tvaru průřezu, při průtoku vody do 2,5 L/min. Její grafické znázornění je uvedeno na Obr. 3.2. Byla naměřena vyšší tlaková ztráta u prototypů kanyl nekruhového tvaru průřezu. Rozdílnost tlakové ztráty v těchto prototypích kanyl je velmi snižována při průtoku vody 2,5 l/min.



Obr. 3.3: Tlaková ztráta v prototypích kanyl s plochou průřezu 50,24 mm².

Použitím prototypů kanyl s plochou průřezu 50,24 mm² jsme dosáhly extrakorporálního průtoku až 6 l/min, což je vyšší hodnota, než v praxi požadovaný extrakorporální průtok 5 l/min. Na Obr. 3.3 je znázorněno, jak se mění tlaková ztráta

v prototypch kanyl dané plochy při nastavení různých průtoků vody. Jednotlivé hodnoty naměřené tlakové ztráty pro prototypy kanyl s plochou průřezu 50,24 mm² při průtoku vody od 1 l/min do 6 l/min jsou uvedené v Tab. 3.2.

Tabulka 3.2: Tlaková ztráta Δp v prototypch kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu plochy s ID 8 mm.

Průtok Q (L/min)		1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0
Tlaková ztráta Δp (mmHg)	k_1	1.4	1.5	3.2	5.1	7.1	9.4	12.5	14.3	18.4	23.6	25.2
	k_2	2.3	3.8	8.0	12.5	15.8	21.8	29.9	36.9	46.1	48.9	51.9

Prototypy kanyly kruhového tvaru průřezu jsou označeny k_1 a prototypy kanyly nekruhového tvaru k_2 .

4 Diskuse

Vzhledem k výkonu, který je schopna námi používaná vodní pumpa dodat, a také k rozměrům prototypů kanyl, jsme byly schopné dosáhnout požadovaného průtoku 5 l/min pouze při použití prototypů kanyl s plochou průřezu 50,24 mm². U ostatních prototypů kanyl jsme naměřily tlakovou ztrátu při průtocích od 1 l/min do 2,5 l/min. Výjimku tvořil prototyp kanyly nekruhového tvaru průřezu s plochou 12,56 mm², u které jsme mohly nastavit průtok maximálně 1,5 l/min. Maximální dosažený průtok vody při měření byl omezen výkonem pumpy a rozměrem prototypů kanyl. U prototypů kanyl s menší plochou průřezu jsme dosáhly nižšího průtoku vody. S rostoucím průměrem kanyl jsme byly schopné dosáhnout vyššího průtoku vody a naměřit tlakovou ztrátu při vyšších průtocích.

Tlaková ztráta v prototypch kanyl, s plochou průřezu 12,56 mm² a 28,26 mm² kruhového tvaru a nekruhového tvaru průřezu plochy se výrazně lišila při nižších hodnotách průtoku vody. Tato odlišnost se postupně snížila zvýšením nastavením průtoku v ECMO okruhu. Naopak rozdíl tlakové ztráty v prototypch kanyl, s plochou průřezu 50,24 mm² kruhového tvaru a nekruhového tvaru průřezu plochy se zvětšovala při vyšších průtocích vody.

U prototypů kanyl s plochou průřezu 12,56 mm² a 50,24 mm² byly hodnoty tlakové ztráty v prototypu kanyly nekruhového tvaru průřezu zaznamenány vyšší než v prototypch kanyly kruhového tvaru průřezu plochy. Naměřené hodnoty tlakové ztráty v prototypch kanyl s plochou průřezu 28,26 mm² byly obrácené. Tlaková ztráta byla vyšší v prototypch kanyl nekruhového tvaru průřezu v porovnání s jejími hodnotami v kanylách kruhového tvaru průřezu.

Provedly jsme další měření tlakové ztráty v prototypch kanyl kruhového tvaru a nekruhového tvaru průřezu na stejném okruhu ECMO. Měřily jsme tlakovou ztrátu v prototypch kanyl se stejnými plochami průřezů za stejných okolností měření. Rozdíl byl pouze v tvorbě prototypů kanyl nekruhového tvaru průřezu, konkrétně spoje prototypů kanyl většího a menšího průměru. Na místo šroubování jsme stěny těchto prototypů kanyl lepily. Také jsme měřily tlakovou ztrátu v ECMO okruhu bez oxygenátoru (viz Příloha B). Podle našich měřených dat neměl oxygenátor na tlakovou ztrátu výrazný vliv. Dle výsledků tohoto měření byla tlaková ztráta vyšší v prototypch kanyl nekruhového tvaru průřezu ve srovnání s prototypy kanyl kruhového tvaru průřezu u všech třech rozměrů kanyl (viz Příloha A)

Z měření a experimentu vyplývá odlišnost tlakové ztráty v prototypch kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu. Různý tvar průřezu kanyl tedy způsobuje jinou tlakovou ztrátu v kanylách. Odpor, který způsobí kanyla v ECMO okruhu, nezávisí jenom na rozměrech kanyly, ale i na tvaru průřezu plochy kanyly. Doposud bylo provedeno

mnoho studií a experimentů na analýzu vlivů kanylových parametrů na hemodynamiku a efektivitu mimotělní podpory. Výsledky těchto analýz bývají uvedeny v diagramech tlakové ztráty v závislosti extrakorporálního průtoku pro kanyly s různými průměry [22]. Jelikož má tlaková ztráta vliv na efektivitu pro mimotělní podpory, výrobci by měli tuto skutečnost brát v potaz a pracovat s faktem, že tlaková ztráta je odlišná v kanylách různých tvarů průřezů a klást důraz na tuto skutečnost ve výzkumech vedoucích ke zlepšení terapie ECMO a mimotělní podpory.

5 Závěr

V teoretické části práce jsem uvedla v současné době existující a v praxi používané metody ECMO terapie, kterými jsou VV ECMO a VA ECMO. Dále jsem popsala ECMO okruh a jeho jednotlivé součástky. Kladla jsem důraz na význam dvoucestných kanyl, které se v současné době běžně ve VV ECMO používají. Dále jsem zaměřila především na tlakovou ztrátu, její vznik a roli v ECMO terapii. Důležitou součástí byl popis dvoucestných kanyl, které jsou upřednostňované v mimotělní podpoře díky svým výhodám oproti kanylům jednocestným.

V praktické části jsme sestavily ECMO systém v laboratorním prostředí, na kterém jsme provedly měření tlakové ztráty v prototypch kanyl kruhového a nekruhového tvaru průřezu plochy 12,56 mm², 28,26 mm² a 50,24 mm². Měření pro tyto kanyly proběhlo za stejných podmínek při laboratorní teplotě. Tlaková ztráta byla dvakrát vyšší v prototypch kanyl nekruhového průřezu v porovnání s prototypy kanyl kruhového průřezu s plochou průřezu 12,56 mm² a 50,24 mm². Rozdílnost tlakové ztráty byla také dvojnásobek v prototypch kanyl s plochou průřezu 28,26 mm², ale prototypy kanyly kruhového tvaru průřezu měly vyšší tlakovou ztrátu.

Naměřené výsledky tlakové ztráty v prototypch kanyl kruhového tvaru a nekruhového průřezu byly odlišné. Tlaková ztráta byla dvakrát vyšší v prototypch kanyl nekruhového tvaru průřezu ve srovnání s prototypy kanyl kruhového tvaru průřezu. Tlaková ztráta nezávisí jen ploše průřezu, ale i na tvaru průřezu. Tato skutečnost má být uvažována při návrhu kanyl pro podporu cirkulace.

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] SIDEBOTHAM, David. Troubleshooting Adult ECMO. *The Journal of Extracorporeal Technology* [online]. 2011, 43(1), pp. 27-32 [cit. 2017-11-08]. Dostupné na WWW: <https://ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4680094/>
- [3] SCARAVILLI, Vittirio, Alberto ZANELLA, Fabio SANGALLI a Nicolás PATRONITI. Basic Aspects of Physiology During ECMO Support. *ECMO-Extracorporeal Life Support in Adults* [online]. Milano: Springer, 2014, pp. 19-36 [cit. 2016-01-08]. Dostupné na WWW: https://doi.org/10.1007/978-88-470-5427-1_3. ISBN 978-88-470-5427-1
- [4] ECMO schéma extrakorporální oxygenace. In: *Wikimedia* [online]. Jürgen Schaub, CC BY-SA-2.0-DE. [vid. 24.4.2018]. Dostupné z WWW: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ecmo_schema-1-.jpg
- [5] ŠEVČÍK, Pavel et al. *Intenzivní medicína*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2014. 1195 s. ISBN 978-80-7492-066-0.
- [6] BORRELLI, Umberto a Cristina COSTA. Materials: Cannulas, pumps, oxygenators. *ECMO-Extracorporeal Life Support in Adults* [online]. Milano: Springer, February 2014, pp. 65-76. [cit. 2018-04-08]. Dostupné na WWW: https://doi.org/10.1007/978-88-470-5427-1_6. ISBN 978-88-470-5427-1.
- [7] LONSKY, Vladimír. *Mimotělní oběh v klinické praxi*. Praha: Grada, 2004. 215 s. ISBN 80-247-0653-9.
- [8] RUBINO, Antonio, Richard HADDON, Fabrizio CORTI a Fabio SANGALLI. Complications of Extracorporeal Support and Their Management. *ECMO-Extracorporeal Life Support in Adults* [online]. Milano: Springer Milan, February 2014, pp. 415-423. [cit. 2018-04-14]. Dostupné na WWW: https://doi.org/10.1007/978-88-470-5427-1_36. ISBN 978-88-470-5427-1.
- [9] HOCKINGS, Lisen a Alain VUYLSTEKE. Troubleshooting common and less common problems. *ECMO-Extracorporeal Life Support in Adults* [online]. Milano: Springer Milan, February 2014, pp. 425-441. [cit. 2018-04-14]. Dostupné na WWW: https://doi.org/10.1007/978-88-470-5427-1_37. ISBN 978-88-470-5427-1.
- [10] JAVIDFAR Jeffrey, Daniel BRODIE, Dongfang WANG et al. Use of Bicaval Dual-Lumen Catheter for Adult Venovenous Extracorporeal Membrane Oxygenation. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. June 2011, 91(6), pp.1763-

1769. [cit. 2018-04-14]. Dostupné na WWW:
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.03.002>
- [11] Veno-venous (VV) ECMO for respiratory failure. In: Extracorporeal Life Support Organization [online]. Ann Arbor 2005. *ECMO: Extracorporeal Cardiopulmonary Support in critical care*, CC BY 2.5. [vid. 24.4.2018]. Dostupné z WWW:
<https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=18864581>
- [12] MONDINO, Michele G., Filippo MILAZZO, Roberto PAINO a Roberto FUMAGALLI. Extracorporeal Life Support: Interactions with normal circulation. *ECMO-Extracorporeal Life Support in Adults* [online]. Milano: Springer, February 2014, pp. 93-103. [cit. 2018-04-08]. Dostupné na WWW:
https://doi.org/10.1007/978-88-470-5427-1_8. ISBN 978-88-470-5427-1.
- [13] KOHLER, Katharina, et al. ECMO cannula review. *Perfusion* [online]. 2013, 28(2), pp. 114-124. [cit. 2018-04-26]. Dostupné na WWW:
<https://doi.org/10.1177/0267659112468014>
- [14] V-A ECMO. In: *University of Iowa health care* [online]. University of Iowa Hospitals and Clinics, ©2017. [vid. 5. 5. 2018]. Dostupné z: <https://uihc.org/health-library/different-types-ecmo>
- [15] FORMICA, Francesco, Silvia MARIANI a Giovanni PAOLINI. Surgical cannulation: Indication, technique and complications. *ECMO-Extracorporeal Life Support in Adults* [online]. Milano: Springer, February 2014, pp. 49-63. [cit. 2018-04-08]. Dostupné na WWW: https://doi.org/10.1007/978-88-470-5427-1_5. ISBN 978-88-470-5427-1.
- [16] MUHAMMAD, Jamil et al. Patient-Specific atrial hemodynamics of a double lumen neonatal cannula in correct caval position. *Artificial Organs* [online]. April 2018, 42(4), pp. 401-409. [cit. 2018-04-24]. Dostupné na WWW:
<https://doi.org/10.1111/aor.13127>
- [17] BERDAJS, Denis. Bicaval dual-lumen cannula for venovenous extracorporeal membrane oxygenation: Avalon[®] cannula in childhood disease. *Perfusion* [online]. April 2015, 30(3), pp. 182-186. [cit. 2018-04-28]. Dostupné na WWW:
<https://doi.org/10.1177/0267659114544714>. ISSN 0267-6591.
- [18] PADEN, Matthew L. et al. Extracorporeal life support organization registry report 2012. *ASAIO* [online]. 2013, 59(9), pp. 202-210. [cit. 2018-04-28]. Dostupné na WWW: <https://www.academia.edu/9846553/>
- [19] LAZAR, David A., Darrell L. CASS, Oluyinka O. OLUTOYE et al. Venovenous cannulation for extracorporeal membrane oxygenation using a bicaval dual-lumen catheter in neonatas. *Journal of Pediatric Surgery* [online]. February 2012, 47(2), pp. 430-434. [cit. 2018-04-28]. Dostupné na WWW:
<https://doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2011.10.055>

- [20] HIROSE, Hitoshi, Kentaro YAMANE, Gregory MARHEFKA and Nicholas Cavarocchi. Right ventricular rupture and tamponade caused by malposition of the Avalon cannula for venovenous extracorporeal membrane oxygenation. *Journal of Cardiothoracic Surgery* [online]. April 2012, [cit. 2018-04-14]. Dostupné na WWW: <http://doi.org/10.1186/1749-8090-7-36>. ISSN 1749-8090.
- [21] ZDĚNEK, Krška a kolektiv. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: Vybrané kapitoly*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3815-4.
- [22] QUI, Feng, Chiajung K. LU, David PALANZO et al. Hemodynamic Evaluation of the Avalon Elite Bi-Caval Dual Lumen Cannulae. *Artificial Organs* [online]. 2011, 35(11), pp. 1048-1051. [cit. 2018-05-10]. Dostupné na WWW: <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2011.01340.x>
- [23] LICKER, Marc, Morgan Le GUEN, et all. Isolation of the lung: Double Lumen tubes and endobrochial blockers. *Trends in Anaesthesia and Critical Care* [online]. 2014, 4(2-3), pp. 47-54. [cit. 2018-04-14]. Dostupné na WWW: <https://doi.org/10.1016/J.TACC.2014.04.003>
- [24] FOX, Robert W., Philip J. PRITCHARD a Alan T. MCDONALD. *Introduction to fluid mechanics*. 7th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, ©2009. ISBN 978047174299
- [25] ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 978-80-2471383-0.
- [26] SANGALLI, Fabio, Nicoló PATRONITI a Antonio Presenti. *ECMO- Extracorporeal Life Support in Adults*. Springer, c2009. ISBN 978-88-470-5427-1.
- [27] CENGEL, Yunus A. et al. *Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications*. MacGraw-Hill, 2006. ISBN 0-07-24-72-36-7.
- [28] DALTON, Heidi J. Venovenous extracorporeal membrane oxygenation: An underutilized technique? *Pediatric critical care medicine* [online]. July 2003, 4(3), pp. 385-386. [cit. 2018-04-28]. Dostupné na WWW: https://journals.lww.com/pccmjournal/Fulltext/2003/07000/Venovenous_extracorporeal_membrane_oxygenation__An.22.aspx
- [29] HEISS, Kurt F., Robert H. CLARK et al. Preferential use of venovenous extracorporeal membrane oxygenation for congenital diaphragmatic hernia. *Journal of Pediatric Surgery* [online]. September 2009, 44(9), pp. 1691-1701. [cit. 2018-04-28]. Dostupné na WWW: [https://doi.org/10.1016/0022-3468\(95\)90045-4](https://doi.org/10.1016/0022-3468(95)90045-4)
- [30] BURKET, Jeffrey S., Robert H. BARTLETT, Kristi V. HYDE a Carol E. Chenoweth. Nosocomial infections in adult patients undergoing extracorporeal membrane oxygenation. *Clinical Infectious Diseases* [online]. April 1999, 28(1), pp. 828-833. [cit. 2018-04-14]. Dostupné na WWW: <https://doi.org/10.1086/515200>

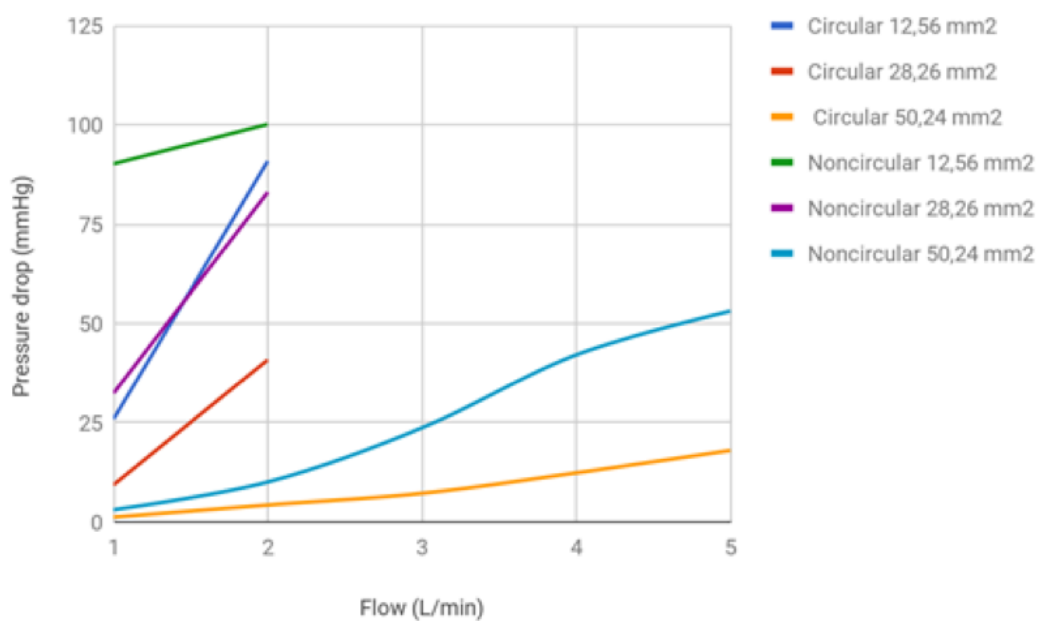
Seznam příloh

Příloha A: Tlaková ztráta v okruhu ECMO s oxygenátorem

Příloha B: Tlaková ztráta v okruhu ECMO bez oxygenátoru

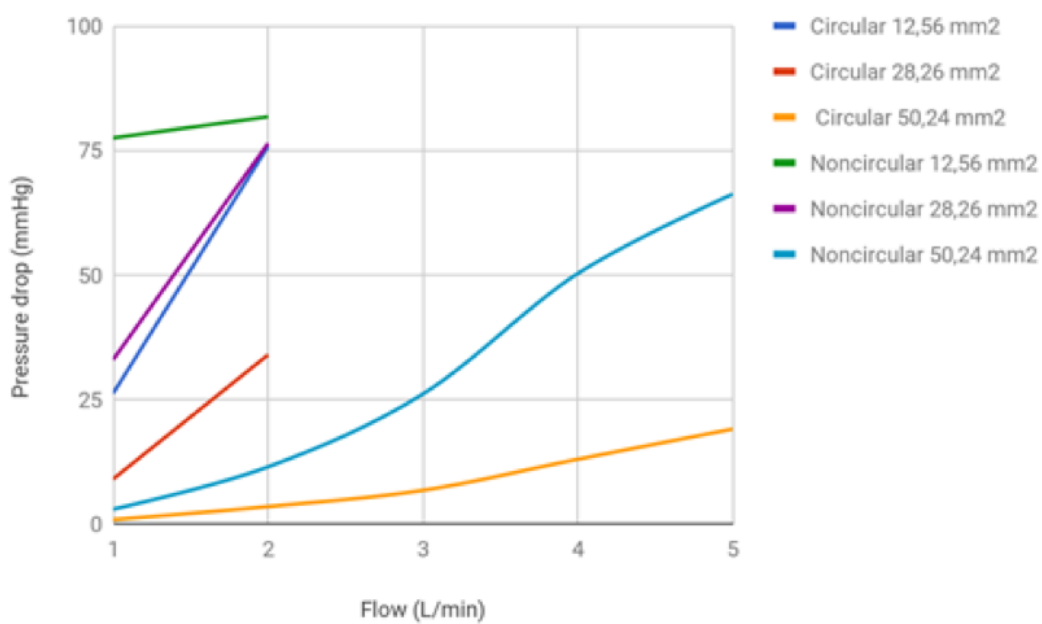
Příloha C: Obsah přiloženého CD

Příloha A: Tlaková ztráta v okruhu ECMO s oxygenátorem



Tlaková ztráta v prototypch kanyl v ECMO okruhu s oxygenátorem

Příloha B: Tlaková ztráta v okruhu ECMO bez oxygenátoru



Tlaková ztráta v prototypch kanyl v ECMO okruhu bez oxygenátoru.

Příloha C: Obsah přiloženého CD

1. Klíčová slova v českém a v anglickém jazyce
2. Abstrakt česky
3. Abstrakt anglicky
4. Naskenované zadání bakalářské práce
5. Kompletní bakalářská práce