



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Vliv metod a použitého příslušenství na
vedení mimotělního oběhu a výsledný stav
pacienta**

**Effect of techniques and accessories on the
management of extracorporeal circulation
and patient outcomes**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Systémová integrace procesů ve zdravotnictví
Autor diplomové práce: Bc. Jiří Rolenc
Vedoucí diplomové práce: Ing. Gleb Donin

Kladno 2018

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jiří Rolenc**
Studijní obor: Systémová integrace procesů ve zdravotnictví
Téma: **Vliv metod a použitých příslušenství na vedení mimotělního oběhu a výsledný stav pacienta**
Téma anglicky: The effect of accessories on the management of extracorporeal circulation and on patient outcomes.

Zásady pro vypracování:


Cílem diplomové práce je komplexní vyhodnocení dopadu příslušenství k vedení mimotělního oběhu na výsledný stav pacienta. Na základě současného stavu problematiky a na základě získaných dat zpracujte analýzu včetně ekonomického vyhodnocení z pohledu doby hospitalizace a incidence možných pooperačních komplikací. Vypracujte komparativní analýzu příslušenství z pohledu jeho vlivu. Závěrem stanovte doporučení pro výběr vhodného příslušenství mimotělního oběhu.

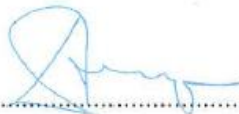
Seznam odborné literatury:

- [1] MAGRUDER, J. Trent, Todd C. CRAWFORD, Herbert Lynn HARNESS, Joshua C. GRIMM, Alejandro SUAREZ-PIERRE, Chad WIERSCHKE, Jim BIEWER, Charles HOGUE, Glenn R. WHITMAN, Ashish S. SHAH a Viachaslau BARODKA, A pilot goal-directed perfusion initiative is associated with less acute kidney injury after cardiac surgery. , The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, ročník 153, číslo 1, 2017
- [2] PASSARONI, Andréia Cristina, Marcos Augusto de Moraes SILVA a Winston Bonetti YOSHIDA, Cardiopulmonary bypass: development of John Gibbon's heart-lung machine, Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, ročník 30, číslo 2, 2015, doi: 10.5935/1678-9741.20150021
- [3] Rahe-Meyer, N., Solomon, C., Tokuno, M.-L., Winterhalter, M., Shrestha, M., Hahn, A. and Tanaka, K. , Comparative Assessment of Coagulation Changes Induced by Two Different Types of Heart-Lung Machine, Artificial Organs, ročník 34, číslo 1, 2010, doi:10.1111/j.1525-1594.2009.00792.x

Vedoucí: Ing. Gleb Donin

Zadání platné do: 20.09.2019


vedoucí katedry / pracoviště


děkan

V Kladně dne 19.02.2018

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Vliv metod a použitého příslušenství na vedení mimotělního oběhu a výsledný stav pacienta“ vypracoval samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu literatury.

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

V Kladně 8.5.2018

Bc. Jiří Rolenc

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval mému vedoucímu Ing. Glebu Doninovi za přínosné podněty, připomínky a trpělivost při vypracovávání této diplomové práce.

Název diplomové práce

Vliv metod a použitého příslušenství na vedení mimotělního oběhu a výsledný stav pacienta

Abstrakt

Cílem diplomové práce bylo provést komplexní vyhodnocení dopadu volby příslušenství na vedení mimotělního oběhu (MO) a výsledný stav pacienta z perspektivy klinické i ekonomické.

Z pohledu příslušenství byl zvažován vliv typu vedení MO, volba typu čerpadla a módu perfuze, dále vliv oxygenátoru, hadicového setu, online monitoringu krevních plynů včetně kalkulace měřených hodnot a také využití autotransfuzního přístroje. Výsledný stav pacienta byl hodnocen dle incidence akutního selhání ledvin (AKI) a systémové zánětlivé reakce organismu (SIRS), na nichž se zejména podílí míra hemodiluce, omezení dodávky kyslíku do tkání, styk krve s cizím materiálem a podávání transfuzních přípravků.

K ohodnocení oxygenátorů a autotransfuzních přístrojů byla použita metoda multikriteriálního rozhodování TOPSIS kde nejlepšího skóre dosáhl oxygenátor Inspire 8 a autotransfuzní přístroj Xtra.

Výsledky práce naznačují, že pro omezení incidence AKI je nejpřínosnější aplikace cílené perfuze (GDP), snížení hemodiluce na minimum jak vhodnou volbou metody vedení MO (mini-systém), tak i volbou příslušného oxygenátoru s nízkou náplní. K snížení SIRS velkou měrou přispívá vedení MO formou mini-systému, využití bikompatibilního krytí, oxygenátoru s malou plochou a hlavně omezení krevních transfuzí využitím autotransfuzního přístroje.

Cílená perfuze vede až k 11 % úspoře nákladů na pooperační péči pacientů a náhrada krevních transfuzí autotransfuzním přístrojem, v základním použití, poskytuje vyšší úspory 3-28 %.

Vedení mimotělního oběhu tak, aby byly co nejvíce sníženy jeho negativní dopadny, je komplexní záležitost a je nutno na volby metod i příslušenství nahlížet v souvislostech. Tato práce může poskytovat základní orientaci v této problematice.

Klíčová slova

mimotělní oběh, akutní selhání ledvin, syndrom zánětlivé reakce organismu, cílená perfuze, oxygenátor, autotransfuze

Master's Thesis title

Effect of techniques and accessories on the management of extracorporeal circulation and patient outcomes.

Abstract

The aim of this work was to make a complex evaluation the impact of accessories on the extracorporeal circulation (ECC) and the patient outcome – both from clinical and economic perspective.

From the accessories perspective, the influence of ECC mode conduction, choice of pump and perfusion mode, influence of oxygenator, tubing set, online monitoring of blood gases, including calculation of measured values and use of autotransfusion device, were considered. The patient's outcome was assessed by the incidence of acute renal failure (AKI) and systemic inflammatory response (SIRS), which are mainly caused by hemodilution, lack of tissues oxygen supply, blood contact with foreign material, and delivery of transfusion.

For both oxygenator models and autotransfusion machines assesment was used TOPSIS multicriterial decision analysis with the result Inspire 8 oxygenator and Xtra autotransfusion machine.

To limit the incidence of AKI, the most beneficial is the application of goal directed perfusion (GDP), minimizing hemodilution to a minimum level is a suitable choice of both MO (mini-system) and oxygenator with the lowest priming as well. In order to reduce SIRS, mini-system ECC conduction, a biocompatible cover, an oxygenator with the smallest membrane and, in particular, a blood transfusion limitation by using a autotransfusion machines greatly contributes.

Use of Goal Directed Perfusion results in up to 11% savings of post-operative costs and substitution of blood transfusions by the autotransfusion machine can save up to 3-28% of blood packs costs.

Conduction of extracorporeal circuit such a way to minimize negative outcomes is a complex concern and is essential to look in context to choice of methods and accessories. This thesis could serve as a basic orientation in this issue.

Key words

extracorporeal circulation, acute renal failure, systemic inflammatory response syndrome, goal directed perfusion, oxygenator, autotransfusion

Obsah

Úvod.....	4
1 Přehled současného stavu problematiky	5
1.1 Úvod do mimotělního oběhu	5
1.2 Metody vedení mimotělního oběhu	6
1.2.1 Standardní otevřený vs. uzavřený mini-invazivní MO	7
1.2.2 Využití pulzatilní nebo nepulzatilní perfuze.....	8
1.2.3 Válečkové nebo odstředivé čerpadlo jako arteriální čerpadlo	9
1.2.4 Oxygenátorová soustava	9
1.2.5 Cílená perfuze	10
1.3 Negativní důsledky MO na operační výkon a pacienta	11
1.3.1 Syndrom systémové zánětlivé odpovědi po MO	11
1.3.2 Akutní selhání ledvin	12
1.3.3 Hemodiluce	14
1.3.4 Embolizace mikrobublinami	14
1.3.5 Transfuze.....	15
2 Cíle práce	19
3 Porovnání příslušenství a metod vedení MO	20
3.1 Dotazníkové šetření	20
3.2 Porovnání oxygenátorů.....	20
3.2.1 Expertní hodnocení oxygenátorů a MCDA	23
3.3 Standardní otevřený VS uzavřený mini-invazivní MO	24
3.3.1 Snížení plochy standardního otevřeného VS mini-systému	25
3.3.2 Omezení hemodiluce standardního VS minisystému	26
3.4 Využití pulzatilní nebo nepulzatilní perfuze.....	27
3.5 Okluzivní VS centrifugální čerpadlo	29
4 Způsoby řešení negativních důsledků MO	30
4.1 Syndrom systémové zánětlivé reakce organismu	30
4.2 Akutní selhání ledvin	31
4.2.1 Online monitory krevních plynů	31
4.2.2 Cílená perfuze v ČR.....	34

4.2.3	Vliv GDP na výstup pacienta.....	34
4.3	Vliv hemodiluce na stav pacienta	36
4.4	Omezení transfuze	39
4.4.1	Vliv autotransfuze	39
4.4.2	Hemokoncetrace	45
5	Souhrnný pohled na vedené MO	47
5.1	Volba systémů, metod a příslušenství	47
5.2	Jak omezit negativní dopady MO	48
6	Diskuze	50
7	Závěr.....	52
	Seznam použité literatury.....	54
	Seznam obrázků	63
	Seznam tabulek.....	64
	Příloha č. 1 Pracovní diagram mimotělního oběhu.....	65
	Příloha č. 2 MCDA (TOPSIS) oxygenátorů	66
	Příloha č. 3 Parametry měřené online monitory krevních plynů	68
	Příloha č. 4 MCDA (TOPSIS) autotransfuzních přístrojů.....	69
	Příloha č. 5 Grafický přehled souvislostí ve vedení MO.....	71
	Příloha č. 6 Dotazníkové šetření.....	72

Seznam symbolů a zkratek

Zkratka	Význam
AKI	Acute Kidney Injury – akutní poškození ledvin
ATS	Autotransfuzní přístroj
DHCA	Deep Hypothermic Cardiac Arrest – hluboká hypotermická srdeční zástava
DO ₂	Oxygen Delivery – dodávka kyslíku
DOV	Dynamic Operation Volume – dynamický operační objem
ECC	Extracorporeal Circuit - mimotělní oběh
ECMO	Extracorporeal Membrane Oxygenation – mimotělní membránová oxygenace
GDP	Goal Directed Perfusion – cílená perfuze
GME	Gas Micro-Emboli – plynové mikro-emboly
HCT	Hematocrit – hematokrit
HVR	Hard Venous Reservoir – venózní rezervoár
KCH	kardiochirurgie / kardiochirurgický
KP	Kardioplegie / kardioplegický
LV	Left Ventricle – levá srdeční komora
MCDA	Multi-Criterial Decision Analysis – multikriteriální analýza
MO	Mimotělní oběh
on-pump	Srdeční výkon s použitím mimotělního oběhu
off-pump	Srdeční výkon bez použití mimotělního oběhu
RBC	Red Blood Cells – erytrocyty
SIRS	Systemic Inflammatory Response Syndrome - syndrom systémové zánětové odpovědi
VAVD	Vacuum Assisted Venous Drainage - podtlakově řízená žilní drenáž
VCO ₂	Volume Carbon Dioxide – produkce oxidu uhličitého
ZZ	Zdravotnické zařízení

Úvod

Kardiovaskulární onemocnění jsou příčinou až 3,9 miliónů úmrtí v Evropě a na celkovém úmrtí se podílí 45 %, jak uvádí statistika European Heart Network z roku 2017. Pacienti, jejichž choroby nelze řešit medikamentózně či intervenčně kardiologicky, podstupují kardiochirurgickou operaci. Mezi nejčastější kardiochirurgické výkony patří revaskularizace myokardu, neboli aortokoronární bypass, a operace na srdečních chlopních (či přímo jejich náhrada). Uvedené výkony jsou často prováděny v kombinaci a většina z nich vyžaduje napojení pacienta na přístroj pro mimotělní oběh (MO), aby bylo možno operovat na zastaveném srdci. Po dobu operace na srdci přístroj pro mimotělní oběh přebírá funkci jak srdeční pumpy, tak i funkci plic.

Navzdory tomu, že se vedení mimotělního oběhu od svého vzniku v 50. letech výrazně posunulo, stále je zatíženo komplikacemi, které mají vliv na pacientův pooperační stav i rychlost zotavení. Mezi nejvýznamnější negativní dopady MO patří akutní selhání ledvin, syndrom systémové zánětové reakce organismu a nutnost podávání transfuzních přípravků. Tyto komplikace mají za následek vyšší morbiditu a mortalitu, delší a nákladnější zotavení pacienta, což se promítá do ekonomických nákladů zdravotnického zařízení.

Tyto negativní dopady MO na pacienta však lze do jisté míry kontrolovat či dokonce jejich míru snižovat ať už volbou metody vedení mimotělního oběhu a jeho čerpadla, módu perfuze, nebo výběrem vhodného jednorázového spotřebního materiálu, který má přímý vliv na protékající krev. Navíc, využitím autotransfuzního přístroje lze omezit nutnost podávání transfuzních přípravků a monitory hlídání perfuze udržet optimální dodávku kyslíku do tkání.

Vzhledem k tomu, že za účelem omezení negativních dopadů MO na pacienta neexistují jednoznačné guidelines na vedení MO v souvislosti se spotřebním materiálem a příslušenstvím, se tato práce pokusí poskytnout obecný náhled na tuto komplexní problematiku a nabídnout směry, nad kterými je vhodné se při plánování MO zamýšlet.

Ve výsledku by z této práce měli klinicky profitovat pacienti a ekonomicky zdravotnická zařízení.

1 Přehled současného stavu problematiky

1.1 Úvod do mimotělního oběhu

Sestava přístroje pro mimotělní oběh odvádí z pacienta venózní (odkysličenou) krev žilní kanylou z pravé síně srdeční, nebo dvěma kanylami z horní a dolní duté žíly, eventuálně z femorální žíly v případě mini-invazivního přístupu, do venózního rezervoáru oxygenátorové soustavy. Oxygenátorová soustava (včetně hadicového setu) je spotřební materiál na jedno použití. Obvykle se žilního návratu dosahuje jen díky gravitaci, kdy krev odtéká hadicí vždy směrem od pacienta dolů, v případě nedostatečného žilního návratu se používá podtlakově řízená žilní drenáž (Vacuum Assisted Venous Drainage – VAVD) [1].

Z venózního rezervoáru je krev hlavním čerpadlem vedena do oxygenačního modulu oxygenátorové soustavy, kde dochází k jejímu okysličení, odstranění oxidu uhličitého a také je zde krev ohřívána (ochlazována v případě výkonu v hypotermii). Krev je dále vedena tepennou linkou přes arteriální filtr, kde se vychytávají případné bubliny a arteriální kanylou je vracena do aorty pacienta. Hadice, kterými protéká pacientova krev, oxygenátorová soustava, arteriální filtr, kardioplegický výměník, kanyly – to vše je spotřební materiál na jedno použití.

Přístroj pro mimotělní oběh jako takový se skládá ze soustavy 4-6 čerpadel, z nichž jedno je hlavním (arteriálním) čerpadlem a zbývající slouží k odsávání (z operačního pole či srdečních oddílů) a k podávání kardioplegického roztoku do srdeční tkáně.

Arteriální čerpadlo je dvojího typu [1]:

- rotační válečkové (okluzivní), kde rotor otáčí proti sobě uloženými válečky, které stlačují hadici v hlavě čerpadla, tím umožňují pohyb krve ve směru otáčení
- odstředivé (centrifugální), kde čerpadlo využívá odstředivé síly vznikající rychlým otáčením rotoru, který je uzavřen v plastové komoře

Rotační čerpadlo se dělí na velké, s průměrem hlavy 150 mm a malé s průměrem hlavy 85mm. Velké válečkové čerpadlo může dosahovat otáček až 250 za minutu a rychlost průtoku je závislá na průměru vložené hadice – u 1/2 coulové hadice až 11,2 litrů za minutu. Malé rotační čerpadlo dosahuje maximálního průtoku 2,33 litrů za minutu při vložené hadici o průřezu 5/16“ [3].

Oxygenátorová soustava se skládá z:

- venózního rezervoáru s kapacitou až 4,5 litrů
- oxygenačního modulu
- integrovaného nebo separátního arteriálního filtru (volitelné)

Mezi další příslušenství přístroje pro mimotělní oběh patří:

- detektory bublin v tepenné lince
- detektory hladiny krve v rezervoáru

- tlakové a teplotní snímače
- modul pro řízení a podávání kardioplegického roztoku
- směšovač plynů
- náběrový port a port na podávání léků
- ohřívací-chladicí jednotka
- online monitor krevních plynů

Venózní rezervoár je vybaven filtračním a odpěňovacím systémem a v jeho spodní části je odtok do oxygenačního modulu. V oxygenačním modulu jsou uloženy kapiláry (v počtu stovek tisíc) kterými protéká plyn ze směšovače plynů (směs vzduchu a kyslíku). Tato dutá vlákna jsou zvenku omývána krví, která díky polopropustnému materiálu, ze kterých jsou vlákna vyrobena, krev okysličuje a současně z ní odstraňuje oxid uhličitý. Krev dále protéká přes tepelný výměník (plastový nebo ocelový), ve kterém je krev ohřívána nebo chlazená. V posledních letech výrobci oxygenátorů implementují na výstup oxygenačního modulu integrovaný arteriální filtr, kde dochází k vychytávání případných bublin v krvi. V dnešní době téměř všichni výrobci oxygenátorů vyrábí i modely s integrovaným arteriálním filtrem (Maquet, LivaNova, Euroset, Terumo).

Pracovní diagram mimotělního oběhu je uveden v příloze č. 1.

1.2 Metody vedení mimotělního oběhu

Způsob vedení mimotělního oběhu má bezprostřední vliv na stav pacienta během i po operačním výkonu [1].

Metody vedení mimotělního oběhu (MO) lze rozdělit na:

- standardní otevřený systém anebo uzavřený mini-systém
- pro hlavní, arteriální, čerpadlo využití válečkového (okluzivního) nebo centrifugálního (neokluzivního) čerpadla
- využití pulzatilního nebo nepulzatilního arteriálního průtoku

Mezi faktory, které ovlivňují vedení MO, průběh výkonu a pooperační stav pacienta patří:

- přítomnost biokompatibilního krytí vnitřního povrchu hadicové a oxygenátorové soustavy
- vedení MO v normotermii / hypotermii
- typ a množství podávaného kardioplegického roztoku
- parametry oxygenátorové soustavy (velikost a účinnost okysličovací membrány, tlakové gradienty, účinnost tepelného výměníku, schopnost eliminace mikrobublin)

Mezi komplikace spojené s mimotělním oběhem patří:

- přílišná hemodiluce, tj. naředění krve a tím následný pokles hematokritu
- plynové mikroemboly v tepenné lince, které se mohou dostat do systémové cirkulace
- systémově zánětlivá reakce organismu (SIRS)

- akutní selhání ledvin (AKI)
- nutnost podávání transfuzních přípravků

Principy vedení perfuze během srdečního výkonu jsou podobné u dospělých i dětských pacientů. Nicméně pediatričtí pacienti, hlavně v novorozeneckém a kojeneckém věku, jsou mnohem citlivější na některé rizikové faktory vedení MO, jako jsou hemodiluce a rozvoj systémově zánětlivé reakce pacienta. Tato práce se vedením MO u pediatrických pacientů nezabývá.

1.2.1 Standardní otevřený vs. uzavřený mini-invazivní MO

Standardní otevřený systém vedení MO (v ČR přes 90 %) se skládá z rigidního venózního rezervoáru, do kterého je veden návrat venózní krve z pacienta a zároveň je do něj odsávána krev z operačního pole [17]. Jako pohon arteriálního čerpadla je obvykle používáno okluzivní, válečkové čerpadlo. Avšak použití centrifugálního čerpadla u otevřeného systému není výjimkou. Otevřený systém dále obsahuje standardní komponenty společné s uzavřeným mini-invazivním systémem: oxygenátorový modul, arteriální filtr, kardioplegický výměník, arteriální a venózní kanyly atd. [3].

Uzavřený systém vedení mimotělního oběhu je takový, kde nedochází ke kontaktu pacientovy krve se vzduchem, díky čemuž nedochází k tak významné aktivaci krevních elementů. To ústí v menší protizánětlivou reakci organismu na MO [5]. Zabránění kontaktu krve se vzduchem je dosaženo využitím kolapsibilního venózního rezervoáru, což je plastový vak plnící se návratem venózní krve, z něj arteriální čerpadlo vede krev do oxygenačního modulu a dále přes arteriální filtr tepennou linkou zpět do aorty pacienta. Jako arteriální čerpadlo je v případě uzavřeného mini-invazivního systému použito čerpadlo centrifugální, které se pozitivně podílí jak na nižší aktivaci krevních elementů, tak i v jisté míře na samoregulaci průtoku [7].

Uzavřený mini-invazivní MO byl vyvinut za účelem omezení negativních vlivů standardního MO na organismus pacienta. Jedná se zejména o snížení aktivace krevních elementů v důsledku kontaktu krve jak s cizím materiálem (hadicový set, oxygenátorová soustava) tak i se vzduchem (ve venózním rezervoáru), to má za následek snížení systémové zánětlivé reakce organismu [8, 9].

Mini-invazivní systémy také umožňují perfuzi s menší náplní promývacího roztoku, tj. způsobují nižší hemodiluci. V důsledku toho lze omezit podávání transfuzních přípravků pro udržení dostatečného hematokritu [10].

Za další faktor mající pozitivní vliv na pacienta při vedení perfuze pomocí uzavřeného mini-invazivního systému je využití centrifugálního čerpadla, které má méně negativní vliv na destrukci krevních elementů, než čerpadlo okluzivní používané při standardním MO. V kombinaci s kolapsibilním rezervoárem, toto odstředivé čerpadlo pracuje „samoregulačně“ a krev přečerpává v souladu s množstvím venózní náplně v rezervoáru [1].

Uzavřený mini-invazivní MO má také za následek jak udržování vyššího hematokritu, díky nižší náplni promývacích roztoků a zároveň vede k slabší reakci imunitního systému pacienta na MO jako takový [8]. Dále ochrana mozku před mikro-embolizací a tím i snížení incidence pooperačního iktu, je jedním z dalších benefitů využití uzavřeného mini-invazivního MO [12, 13], neboť díky uzavřenému venóznímu rezervoáru nedochází k míchání krve se vzduchem. V neposlední řadě je mini-invazivní MO spojován i s nižší incidencí akutního selhání ledvin [14] a jeho velký potenciál v tomto snížení je nejvíce znatelný u vysoce rizikových pacientů nebo u déletrvajících výkonů (4 – 6 hodin) [15]. Volba vedení MO má vliv také na rozvoj systémové zánětlivé reakce organismu (SIRS), kde výběr mini-invazivního a uzavřeného systému pro vedení MO má pozitivní dopad na snížení incidence této, pro organismus nepříznivé, vedlejší reakce [16, 17].

1.2.2 Využití pulzatilní nebo nepulzatilní perfuze

Pulzatilní krevní cirkulace je přirozená distribuce krve do organismu pacienta. Je způsobena opakovaným vypuzováním náplně levé komory (dále LV) srdce do aorty, kdy při vypuzení krevního objemu LV přes aortální chlopuň krevní tlak stoupne (systolický TK), poté nastává pokles na tlak diastolický (a LV se opět plní).

Oproti přirozenému průtoku, mimotělní oběh realizuje průtok krve lineárně bez pulzace. To ovšem neznamená, že touto funkcí dnešní přístroje pro MO nedisponují. Je však na operátrovi, anesteziologovi a v neposlední řadě i na perfuzionistovi, jaký způsob cirkulace zvolí.

V ČR se pulzní cirkulace nevyužívá, částečně i proto že není sjednocený názor na to, zdali a do jaké míry je pulzní cirkulace přínosná ve srovnání s možnými riziky pro pacienta.

Na základě rešerše z roku 2006 [18] se zdá, že pulzatilní perfuze zlepšuje prokrvení orgánů a to díky své větší hemodynamické energii, která zajišťuje lepší orgánovou mikrocirkulaci v porovnání s nepulzatilní perfuzí. Dokonce uvedená rešerše předkládá tezi, že pulzatilní průtok během MO snižuje incidenci SIRS. Ve výsledku je namísto se domnívat, že pulzatilní perfuze má menší negativní dopady na pacienta v porovnání se standardním lineárním průtokem během perfuze organismu. Pozitivní klinické výsledky přináší i publikace z 2009 [19] uvádějící zlepšení funkce srdce, ledvin a plic po MO s použitím pulzatilní perfuze oproti nepulzatilní perfuzi.

Na druhou stranu je nutno však zmínit, že z výsledků studie Assmana a spol. vyplývá, že pulzní perfuze vede k zvýšení tzv. střižného napětí na vnitřní stěně aorty, kam dopadá proud krve z arteriální kanyly, která přivádí okysličenou krev z oxygenátoru MO. V důsledku zvýšení střižného napětí na stěně aorty může dojít k uvolnění aterosklerotického plátu ze stěny aorty a následné mozkové embolizaci.

Pulzatilní průtok, navzdory svým klinickým přínosům, snižuje schopnost oxygenátorové soustavy filtrovat mikrobubliny, pokud tato sestava nedisponuje integrovaným arteriálním filtrem, ale pouze separátním arteriálním filtrem. Z toho vyplývá, že pro využití pulzatilní

perfuze během MO je nutno mít pulzatilnímu průtoku přizpůsobenou celou oxygenátorovou soustavu – tj. použít oxygenátor s integrovaným arteriálním filtrem [21].

1.2.3 Válečkové nebo odstředivé čerpadlo jako arteriální čerpadlo

Pro použití centrifugálního čerpadla namísto okluzivního jako hlavního, arteriálního čerpadla MO, hovoří následující publikace. Z těch vyplývá, že méně negativní dopad na pacientovu krev má použití centrifugálního čerpadla, které neindukuje v takové míře mechanickou hemolýzu krevních elementů a významně omezuje riziko mikroembolizace. Okluzivní čerpadlo stlačující hadici s krví, způsobuje destrukci krevních elementů, s kterou je spojená následná hemolýza a pokles hematokritu [3].

Centrifugální čerpadla, v porovnání s okluzivními čerpadly se považují za méně destruktivní ke krevním komponentům – snižují míru aktivace krevních destiček – a celkově nevyvolávají tak významnou zánětlivou odpověď organismu na mimotělní oběh [22, 23, 25]. Tyto méně negativní vlivy jsou zvláště důležité u starších pacientů, kteří z preference volby centrifugálního čerpadla benefítují nejvíce [24]. Avšak u pediatrických srdečních výkonů je tento „pozitivní“ vliv centrifugálního arteriálního čerpadla klinicky kompenzován větší promývací náplní odstředivého čerpadla, která je až dvakrát vyšší než u válečkového čerpadla. U malých dětí to má za následek navýšení nežádoucí hemodiluce [22, 23].

Přínos centrifugálního čerpadla oproti válečkovému je stále zdrojem mnoha diskuzí a nelze jednoznačně říci, že centrifugální čerpadlo je pro stav pacienta lepší než čerpadlo válečkové. Ve studii vyhodnocující shlukování krevních destiček po srdečním výkonu na pumpě, včetně míry hemolýzy a celkového klinického výstupu, vyšlo, že navzdory snížené incidenci shlukování krevních destiček při používání odstředivého čerpadla, ostatní klinické dopady výrazně neupřednostňují centrifugální čerpadlo [26].

1.2.4 Oxygenátorová soustava

Jak již bylo zmíněno, oxygenátorová soustava zajišťuje shromažďování pacientovy krve v rezervoáru (HVR), poté je krev v oxygenátorovém modulu okysličována, ohřívána a je z ní odstraňován CO₂. Sycení krve O₂ a extrakce CO₂ probíhá přes semipermeabilní membránu, která je u jednotlivých výrobců různě velká a její velikost je jedním z podstatných faktorů ovlivňujících vliv použitého oxygenátoru na stav pacienta [56].

Při průměrném průtoku pacientovy krve přes membránu rychlostí 5 l/min s průměrnou dobou na pumpě 90 min, jednoduchá kalkulace $90 \text{ min} \times 5 \text{ l/min}$ poskytne hodnotu 450 protečených litrů pacientovy krve přes membránu. Jinak řečeno, při uvažování průměrného množství krve v pacientovi 5 litrů [71], vyjde, že jeho krev proteče během průměrného KCH výkonu přes membránu více než 90krát. Zdáli veškerá pacientova krev bude protékat okolo membrány s plochou 2,5 m² nebo 1,8 m² (či dokonce 1,6 m²) je již významný rozdíl.

Mezi další parametry oxygenátorů ovlivňující pooperační průběh stavu pacienta je tzv. priming. Priming je náplň oxygenátorové soustavy krystaloidním nebo koloidním roztokem s minimální hladinou náplně v rezervoáru nutnou pro bezpečné napojení pacienta na MO. Dalšími důležitými parametry jsou efektivita přenosu kyslíku do krve a efektivita extrakce oxidu uhličitého z krve.

Nutno též nezapomenout na možnost využití oxygenátoru s biokompatibilním krytím, které napodobuje vnitřní výstelku cév. Více o biokompatibilním krytí v kapitole č. 4.1 Syndrom systémové zánětlivé odpovědi. Toto krytí však nabízejí všichni výrobci a pro účely této práce budu považovat všechny typy bio-krytí považovat za rovnocenné a dostačující – samozřejmě v rozsahu oxygenátorů určených pro standardní, krátkodobé, použití, tj. do délky KCH výkonu 6 h.

1.2.5 Cílená perfuze

V posledních letech se objevují nové poznatky o sledování dodávky kyslíku do tkání během mimotělní perfuze, o jeho spotřebě a o produkci oxidu uhličitého CO_2 ve vztahu k AKI. Za obecné determinanty AKI se považuje doba trvání kardiopulmonálního bypassu, nízký perfuzní tlak, nízký arteriální průtok, významná hemodiluce, čili nízký hematokrit HCT, a nízká dodávka kyslíku (DO_2) [46].

Jak bylo popsáno v publikaci De Somera a M. Ranucciho, pokles dodávky kyslíku DO_2 pod 262 - 272 ml/min/m² během kardiopulmonálního bypassu je asociován s AKI, neboť tento pokles DO_2 pod uvedenou hranici vede k orgánové hypoxii s následnou tkáňovou acidózou vedoucí k zvýšené produkci oxidu uhličitého VCO_2 , což lze považovat za ukazatel nedostatečné renální funkce. Z toho vyplývá, že pro sledování přiměřené perfuze je důležitý poměr dodávky kyslíku DO_2 a produkce VCO_2 . Poměr DO_2 / VCO_2 by neměl být vyšší než 5,3. To samozřejmě souvisí s hodnotou hematokritu, který by měl být udržován nad 23,5 %. Sledování těchto tří uvedených ukazatelů vede ke snížení možného rozvoje pooperačního selhání ledvin o 2 - 3 násobek [46].

V publikaci M. Ranucciho [46] je uvedeno, že právě dodávka kyslíku DO_2 je důležitější parametr, než udržování HCT nad 23,5 %. Pacienti s relativně vysokým HCT (>23,5 %), avšak při nízké dodávce $DO_2 < 262$ ml/min/m² byli vystaveni vyššímu riziku incidence AKI a naopak, pokud byla dodávka DO_2 udržována nad > 272 ml/min/m², tak i při nižším hematokritu (<23,5 %) pacienti vykazovali snížené riziko rozvoje AKI.

Vztahy pro výpočet DO_2 a VCO_2

Dodávku kyslíku DO_2 v ml/min je možné spočítat z minutového srdečního výdeje / průtoku arteriálního čerpadla / a parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi podle vztahu:

$$DO_2 = Q \times O_{2arterial} \times 10, \quad (1)$$

kde Q je minutový srdeční výdej ml/min, O_2 arterial je koncentrace kyslíku v arteriální krvi vyjádřená jako bezrozměrné číslo v ml/ml.

Koncentrace kyslíku v krvi O_2 arterial je dána součtem koncentrací kyslíku navázaného na hemoglobin a kyslíku fyzikálně rozpuštěného v krvi [77]:

$$O_{2\text{arterial}} = 1,39 \times Hb \times satO_2 + 0,000031 \times pO_2, \quad (2)$$

kde O_2 arterial je koncentrace kyslíku v krvi vyjádřená jako bezrozměrné číslo (ml kyslíku na ml krve); **1,39** je konstanta udávající objem kyslíku vázaného jedním gramem hemoglobinu při jeho 100 % (ml/g); **Hb** je koncentrace hemoglobinu v krvi (g/ml); **satO₂** je saturace krve kyslíkem vyjádřená jako desetinné číslo (ne v %); **0,000031 Torr⁻¹** je konstanta rozpustnosti kyslíku v krvi; **pO₂** je parciální tlak kyslíku v krvi v Torrech.

Výpočet **VCO₂** podle vztahu:

$$VCO_2 = \frac{(pCO_2 \times V_e \times 1000)}{760 \times BSA} \quad (3)$$

kde **pCO₂** je parciální tlak oxidu uhličitého v Torrech, **V_e** je průtok plynů do oxygenačního modulu l/min, **BSA** je tělesný povrch v m².

Výše uvedené parametry, měří a počítá monitor hlídání perfuze (viz kapitola č. 4.2).

1.3 Negativní důsledky MO na operační výkon a pacienta

1.3.1 Syndrom systémové zánětlivé odpovědi po MO

Kardiochirurgický výkon na mimotělním oběhu je jednou, zdaleka ne však jedinou, příčinou rozvoje syndromu systémové zánětlivé reakce organismu (SIRS) po kardiopulmonálním bypassu. Její dopad na organismus pacienta může mít vážné klinické důsledky, neboť zvyšuje riziko rozvoje AKI, morbiditu a mortalitu, včetně prodloužení pobytu v nemocničním zařízení. Z perspektivy nemocničního zařízení je přináší tato komplikace zvýšené náklady na pacientovo uzdravení [28, 29, 39].

Důvodem rozvoje SIRS je v první řadě kontakt pacientovy krve s cizím materiálem. Za cizí je považován veškerý povrch kromě lidského těla, resp. vnitřního prostředí cévního systému. V případě MO se jedná o kanyly, hadicový set, venózní rezervoár, oxygenátorový modul, arteriální filtr a další komponenty soustavy, kterými protéká krev. Současným standardem v KCH perfuzi organismu je biokompatibilní krytí vnitřního povrchu kanyl, hadic a celé oxygenátorové soustavy. Toto krytí, často nazýváno jako „heparin-coating“, snižuje negativní dopad kontaktu pacientovy krve s cizím materiálem a snaží se napodobit vnitřní výstelku cévního systému člověka. Ovšem toto biokompatibilní vnitřní krytí má jen omezený efekt na rozvoj SIRS [28-32, 34].

Z pohledu vedení MO a co může perfuze pro omezení rozvoje SIRS udělat, je používání hadicových setů a oxygenátorové soustavy s tímto biokompatibilním krytím. Toto krytí se skládá z jednotné vrstvy, která kryje celý vnitřní povrch hadic, rezervoáru a oxygenačního modulu (lze i vnitřně potáhnout kanyly) a má za následek, že protékající krev přichází do styku s povrchem simulujícím povrch fyziologický namísto kontaktu s povrchem umělým, cizím a naprosto nefyziologickým. Zjednodušeně řečeno, biokompatibilní krytí je biomimetické, inaktivní, netoxické, netrombogenní a stálé, ale nemá vliv na přenos O₂ a CO₂ membrány oxygenátorového modulu [35].

Navzdory omezenému pozitivnímu vlivu biokompatibilního krytí oxygenátorové soustavy a hadic na rozvoj SIRS, lze i omezením aplikace transfuzních přípravků dosáhnout snížení incidence SIRS [32].

Mezi další způsoby jak dosáhnout snížení projevu SIRS a tím vylepšit klinický výstup pacienta patří modifikovaná ultrafiltrace (dále hemokoncentrace). Díky této ultrafiltraci lze odstraňovat z pacientovy krve přebytečnou tekutinu a tím dosahovat vyššího hematokritu, jenž je během MO snížen v důsledku hemodiluce [32].

1.3.2 Akutní selhání ledvin

Akutní poškození ledvin (dále AKI) se považuje za jednu z nejvýznamnějších komplikací u kardiochirurgických výkonů na mimotělním oběhu a ústí jak v prodloužený pobyt pacienta na jednotce intenzivní péče tak i ve zvýšenou mortalitu a to až 3-8krát. V konečném důsledku se tak zvyšují i náklady na zotavení pacienta [38, 39].

Dle obecné definice se za indikátor AKI považuje pokles diurézy pod 500 ml za 24 h, kde právě snížení diurézy, oligurie, je průvodním znakem 70 % případů poškození ledvin [15]. V případě AKI následovaného po kardiochirurgickém výkonu se jedná o pokles glomerulární filtrace z důvodu snížení renální perfuze.

Mezi hlavní příčiny snížení renální perfuze během výkonu na MO patří:

- nízký perfuzní průtok
- nízký hematokrit

Oba výše uvedené aspekty mají za následek nedostatečnou dodávku kyslíku do ledvin během MO. V případě nízkého perfuzního průtoku do ledvin nedoteče tolik okysličené krve, kolik orgán potřebuje, u nízkého hematokritu se jedná o nedostatek kyslíku v krvi – i při zachování dostatečného průtoku. Obojí má za následek nedostatečné okysličení tkání a orgánů, přičemž právě ledviny jsou na tento nedostatek nejvíce náchylné.

Před zahájením MO musí perfuzionista stanovit pro pacienta příslušný průtok, který je nutno během perfuze udržovat a je řízen ovládním hlavního (arteriálního) čerpadla MO. Průtok se v obecné rovině definuje na základě tělesného povrchu pacienta (Body Surface Area – BSA) a předpokládané spotřebě kyslíku.

Fyziologický krevní průtok během klidového stavu pacienta se pohybuje v rozmezí 2,8 – 4,0 l/m²/min, pro potřeby vedení MO je stanoven rozsah průtoku v rozmezí 2,2 – 2,8 l/m²/min. Samozřejmě pokud se KCH výkon provádí v hypotermii, tj. při snížené teplotě pacienta, požadavky na dodávku kyslíku klesají a tím i minutový průtok může být nižší. Operační výkon, který je nutný provádět v hluboké hypotermii (při chlazení pacienta na 20°C), tak lze bezpečně provést s minutovým průtokem sníženým až na 1,2 l/m²/min [3]. Udržování vyššího průtoku, než je průtok vypočtený, nemá žádné klinické výhody. Vyšší průtok může mít za následek zvýšení kinetické energie krevních elementů a tím i jejich poškození, tj. je zde riziko vyvolání nežádoucí hemolýzy.

AKI je považované za vážnou komplikaci a v případě nutnosti následné terapie dialýzou stoupá index mortality až na 50 %. [38, 39, 51]. Faktorů, které přispívají k rozvoji akutního selhání ledvin, je mnoho a jsou též závislé na předoperačním stavu pacienta. Incidence AKI po kardiologických výkonech je výrazně zvýšena u pacientů s chronickou nemocí ledvin. U pacientů s normální předoperační funkcí ledvin však také může docházet k výskytu AKI [41, 42].

Mezi faktory, které ovlivňují incidenci AKI, dále patří zvýšená teplota krve na arteriálním výstupu z oxygenátoru nad 37°C, proto je doporučeno pomalé ohřívání a návrat pacienta z hypotermie, než navýšení teploty nad 37°C za účelem rychlého ohřátí [44]. Také snížená dodávka kyslíku do organismu pacienta může mít za následek AKI, neboť ledviny jsou na nedostatek kyslíku vysoce citlivé [45]. Kontrola dodávky kyslíku a extrakce kyslíku je jeden z hlavních faktorů ovlivňujících možnou incidenci AKI a možný výskyt renálního selhání lze snížit udržováním dodávky kyslíku nad 262 ml/min/m² [46] (viz kapitola 4.2).

Využití miniaturizovaného kardiopulmonálního bypassu má za jeden z následků snížený výskyt AKI a to z důvodu menší míry naředění pacientovy krve plnicím krystaloidním nebo koloidním roztokem oxygenátorové soustavy a hadic a tím udržování vyššího hematokritu, což vede k transportu kyslíku do cílových tkání v dostatečném množství [38].

Výpočet minutového průtoku arteriálního čerpadla

Vztah pro výpočet tělesného povrchu pacienta (BSA) vychází z rovnice dle DuBois [71]:

$$BSA = (hmotnost^{0,425} \times výška^{0,725}) \times 0,007184 [m^2] \quad (4)$$

U příkladového pacienta, pana Nováka, s hmotností 85 kg a výškou 187 cm bude výpočet BSA vypadat následovně:

$$BSA_{p.Nováka} = (85^{0,425} \times 187^{0,725}) \times 0,007184 = 2,11m^2 \quad (5)$$

Jakmile je vypočítána BSA, je dosazena do rozmezí průtoku 2,2 – 2,8 l/m²/min s výsledkem, že pro adekvátní perfuzi pana Nováka by se měl udržovat arteriální průtok v rozmezí 4,64 – 5,9 l/min. Jaký přesný průtok bude během perfuze udržován, závisí právě na

parametrech měřených monitorem krevních plynů, zvl. na množství spotřebovaného kyslíku měřeného z krve ve venózní lince.

Samozřejmě, že výše uvedené hodnoty jsou orientační a během vedení MO je nutno sledovat aktuální spotřebu kyslíku organismem. Toto sledování se provádí monitorací kyslíku v krvi arteriální, která jde do pacienta a v krvi venózní, jenž se z pacienta vrací, a to vše ideálně ve vztahu k aktuálnímu průtoku a teplotě krve. Během mimotělní perfuze by se tedy měl udržovat parciální tlak kyslíku v arteriální krvi pO_2 v rozsahu 85 – 200 mmHg, tak aby pacient nebyl ohrožen ani hypoxií (nedostatkem kyslíku) ani toxicitou kyslíku, čili dodávkám kyslíku výrazně převyšujícími jeho spotřebu tkáněmi a orgány. Hodnoty saturace žilní krve by se měly pohybovat okolo 75 %, s tím, že venózní saturace nesmí klesnout pod 55 %, a pO_2 venózní krve by se měl udržovat okolo 40 mmHg [3].

1.3.3 Hemodiluce

Hemodiluce, čili naředění krve, vede k snížení hematokritu krve pacienta a tím k zhoršené dodávce kyslíku do tkání. Za vysoký stupeň hemodiluce se považuje pokles hematokritu pod 24 %. Celkově přílišná hemodiluce ústí v orgánovou ischemii, tj. k snížené dodávce kyslíku s negativním dopadem na pooperační průběh [51, 52].

Snížení stupně hemodiluce lze dosáhnout použitím mini-invazivního kardiopulmonálního bypassu [52, 53]. Řešením nízkého hematokritu může být podání transfuzních přípravků, jejich aplikace je však vždy spojena s možnou potransfuzní reakcí [54, 55]. Je proto, pro pacienta a operační výkon, výhodnější soustředit se na omezení hemodiluce než na zvyšování hematokritu podáváním transfuzních přípravků.

K hemodiluci během KCH na MO dochází jak z důvodu naředění krve krystaloidním nebo koloidním roztokem oxygenátorové soustavy a náplní A-V linky hadicového setu, tak z důvodu podávání většího množství kardioplegického roztoku. Kardioplegický roztok chrání myokard před ischemií během srdeční zástavy. Množství krystaloidního nebo koloidního roztoku lze ovlivnit volbou typu vedení MO a správnou volbou oxygenátoru a příslušenství. Omezení podávání množství kardioplegického roztoku je mimo kompetence perfuzionistů a je předmětem mnoha studií a výzkumů, cílené zejména na chirurgy a anesteziology.

1.3.4 Embolizace mikrobublinami

Za mikrobubliny se obecně považují bubliny o velikostech <200 mikronů, které se mohou za určitých nepříznivých podmínek dostat do systémové cirkulace [58]. Mikro-embolizace plynem (Gaseous Micro-Emboli – GME) koncových orgánů jsou zodpovědné za zvýšenou mortalitu po kardiopulmonálním bypassu a také se velkou měrou podílí na výskytu pooperačních neurologických komplikací [59, 60].

Jedním z možných zabránění vniknutí mikrobublin do oběhu organismu pacienta je filtrace arteriální krve přes arteriální filtr než se krev dostane do oběhu pacienta. Filtrace

arteriálním filtrem však zabrání pouze vniknutí větších bublin, které se však mohou v arteriálním filtru rozmělnit a vznikne tak větší počet bublin menší velikosti [58]. Také použití vakuově řízené žilní drenáže vede k zvýšenému výskytu mikrobublin v tepenné lince, zvláště v kombinaci s pulzním průtokem, který je zodpovědný za sníženou filtrační funkci oxygenátoru, arteriálního filtru a hemokoncentrátoru [61, 62]. Jeden z možných způsobů jak snížit vytváření mikrobublin je využití hyperbarické perfuze [63, 64].

Obecně membránové oxygenátory i přesto, že to není jejich hlavní funkce, při vhodné konstrukci dokáží filtrovat a rovnou z krve odstraňovat mikrobubliny. Nicméně jedním z nejsilnějších faktorů pro snížení výskytu mikrobublin v arteriální krvi je efektivní filtrace již na úrovni venózního návratu ve venózním rezervoáru [65]. Tento rezervoár musí být konstruován tak, aby nedocházelo k víření a čerění přitékající krve.

1.3.5 Transfuze

Indikací k podávání transfuzních přípravků (erytrocytárního koncentrátu) těžká anémie, v případě čerstvé mražené plazmy je to deficit koagulačních faktorů a trombocytární koncentrát je podáván při deficitu trombocytů. Aplikace transfuzních přípravků je vždy spojena s určitou mírou rizika komplikací infekčního nebo neinfekčního charakteru a také jsou s ní spojovány rizika infekčního onemocnění, reakce organismu na krevní transfuzi a ve výsledku možná zvýšená morbidita a mortalita. Ačkoli je přesná patofyziologie těchto vlivů stále v procesu odhalování, je zatím zřejmé, že transfuze krevních buněk má za následek aktivaci zánětlivých genů a cytokinů v cirkulujících leukocytech [32].

Potřeba krevní transfuze během kardiopulmonálního bypassu vyvstává při potřebě zvýšit dodávku kyslíku do tkání a orgánů pokud je nízký hematokrit, z důvodů hemodiluce – dle ČR KCH pracovišť je rozhodující limit HCT pro podání krevní transfuze 24 % (dle dotazníkového šetření).

Skladované erytrocytární koncentráty nejsou ve výsledku schopny zlepšit tkáňové a orgánové okysličení natolik, jako čerstvá erymasa, proto je nasnadě otázka, nakolik je „výhodné“ podávat pacientovi transfuzní přípravky - viz studie AM Gonzaleze, kde stupeň tkáňové oxygenace u krve skladované 1-2 týdny je nižší přibližně o 15 % než u čerstvé erymasy [57].

Pacientovi během KCH výkonu na pumpě klesá hematokrit:

- z důvodu hemodiluce, čili naředění jeho krevního objemu
- z důvodu krevních ztrát během operace
- z důvodu destrukce krevních elementů

Nejvýznamějším faktorem hemodiluce je oxygenátorová soustava s hadicovým systémem, která musí být před napojením pacienta na mimotělní oběh promyta a naplněna plnicím roztokem. Dalším faktorem intraoperativní hemodiluce je opakované podávání kardioplegického roztoku do srdce, jeho objem během 90 minutového KCH on-pump výkonu

může dosáhnout až 1500 ml, v průměru cca 800 ml (dle dotazníkového šetření). V neposlední řadě k hemodiluci přispívají intervence anesteziologů, kteří z důvodů stabilizace pacienta podávají do krevního řečiště pacienta další roztoky, tím také ředí jeho krevní objem [3].

K dalšímu poklesu HCT dochází při krevních ztrátách v operačním poli – čím masivnější krvácení, tím k většímu snižování HCT dochází a to v tom smyslu, že pacientovi se snižuje jeho krevní objem a pro udržení cirkulace a tkáňového okysličení, je krevní objem pacienta doplňován plasmou nebo náhradními infuzními roztoky. To však opět ústí v hemodiluci a zvýšenou potřebu podávání transfuze.

K poškozování krevních elementů dochází jak působením arteriálního okluzivního čerpadla MO, které soustavně komprimuje vloženou hadici, ve které se nachází pacientova krev (viz kapitola č. 1.2.3), tak i při excesivním sáním z operačního pole, při nesprávně zvolené velikosti arteriální kanyly, která zprostředkovává návrat okysličené krve z MO do aorty pacienta a překračuje rozdíly tlaků na vstupu a výstupu kanyly 100 mmHg.

Vzhledem k výše uvedenému budou v následujících kapitolách nastíněny možnosti omezení, avšak nikoli vyloučení, podávání transfuzních přípravků, zvláště RBC během kardiopulmonálního bypassu.

Autotransfuze

V případě, že během výkonu dochází k větším krevním ztrátám, nabízí se místo podávání homologní krevní transfuze využít autologní krevní transfuzi. Autologní autotransfuze je proces, kdy pacient dostává zpět vlastní krev, odebranou před nebo během operačního výkonu, namísto krve homologní, z krevní banky [68].

Standardně jsou krevní ztráty v operačním poli odsávány dvěma způsoby: v případě většího krvácení „čisté“ krve, je tato odsávána do krevního rezervoáru oxygenátoru, kde je smíchána s krví venózní. „Špinavá“ krev, tj. krev znečištěna kousky tkání a tuků je odsávána přímo do nádoby, která po výkonu je zlikvidována v souladu s nemocničním nařízením o zacházení s kontaminovaným odpadem. Tato krev by se neměla dostat do venózního rezervoáru oxygenátoru, kde by se smíchala s čistou venózní krví a mohla tak indukovat nežádoucí reakce organismu pacienta na mimotělní oběh [3].

Odsátá čistá krev, ačkoli je považována za „čistou“ již však byla vystavena kontaktu se vzduchem, tudíž v ní začíná docházet k aktivaci krevních elementů – a to i když je pacient heparinizován, což je nutnost k prevenci nadměrného srážení krve během KCH výkonu prováděného na mimotělním oběhu. Aktivované krevní elementy smíchané s venózní krví z pacientova žilního řečiště mají za následek vyšší incidenci SIRS (viz kapitola č. 1.3.1).

Použití autologní krevní transfuze umožňuje odsátou krev, zvl. tu „špinavou“, pročistit a odseparovat pouze celé erytrocyty. K tomu slouží autotransfuzní přístroj jenž procesuje krev v několika fázích.

Jednotlivé fáze pročištění krve:

- **Fáze plnění.** Během plnění fáze se odsátá krev, shromážděná ve sběrné nádobě, přepouští do centrifugační nádoby, kde je odstředována při vysokých otáčkách (až 5600 otáček za minutu). Tato centrifugace má za následek, že červené krvinky se odstředivou silou shromažďují po stranách nádoby a všechny ostatní pevné elementy jsou odvedeny do odpadního vaku. Proces plnění se děje tak dlouho, dokud přístroj nedetekuje odstředivou nádobu plně naplněnou pouze erytrocyty.
- **Fáze promytí.** Během plnění fáze je do rotující centrifugační nádoby čerpán promývací roztok (obvykle 0,9 NaCl), který promývá červené krvinky v nádobě. Během této fáze jsou z nádoby odstraněny: plazma, krevní destičky, leukocyty, antikoagulant, hemoglobin bez plazmy (plasma free hemoglobin), aktivované buněčné faktory, intracelulární enzymy, draslík a další. Všechny tyto nežádoucí látky jsou přepouštěny do odpadního vaku. Doba promývání se může řídit nastaveným časem a průtokem, nebo množstvím podávaného promývacího roztoku, který má nádobu promýt – většina těchto parametrů jsou obvykle uživatelsky nastavitelné. Některé autotransfuzní přístroje disponují i senzorem kvality promytí, který indikuje, zda je třeba cyklus promytí opakovat nebo ne, čili zda jsou erytrocyty v odstředivé nádobě kvalitně promyty.
- **Fáze vyprázdnění.** Během této fáze jsou erytrocyty z centrifugační nádoby přečerpány do vaku pro červené krvinky, které je nutné nejpozději do 4 hodin od separace podat pacientovi – obvykle se tak děje okamžitě [68,69].

Hemokoncentrace

Pro případ, že je pacientova krev příliš naředěna, čili je způsobena vysoká hemodiluce a klesá pacientovi hematokrit - což má za následek pokles efektivity krve okysličovat tkáň - lze za těchto případů využít hemokoncentrace, což je metoda eliminace krystaloidů z pacientovy krevní náplně čímž dojde ke zvýšení hematokritu [3].

Hemokoncentrace využívá hemokoncentrátorové kapsle, která jsou vyplněny dutými vlákny (ty tvoří membránu podobně jako v oxygenátorovém modulu), kterými protéká pacientova krev. Hemokoncentrátor je připojen linkou na výstup z arteriálního filtru nebo z recirkulační linky mezi oxygenačním modulem a venózním rezervoárem oxygenátoru a koncentrovaná krev se vrací do venózního rezervoáru odkud je dále procesována (viz kapitola č. 1.2.4).

Výkonnost ultrafiltrace hemokoncentrátoru, tj. schopnost eliminace tekutin z krve, je dána množstvím ultrafiltrátu vznikajícího při daném trans-membránovém tlaku, díky čemuž lze hemokoncentrátory mezi sebou porovnat. K ultrafiltraci dochází na základě rozdílu hydrostatických tlaků na obou stranách membrány a eliminaci tekutin krve lze regulovat buď

zvýšením perfuzního tlaku protékající krve, nebo použitím podtlaku na straně sběrné nádoby ultrafiltrátu, která k tomuto účelu musí být přizpůsobená [3].

2 Cíle práce

Je mnoho způsobů jak ovlivnit pooperační průběh stavu pacienta, ať už metodou vedení MO, volbou typu čerpadla či perfuzního módu. Nežádoucí projevy organismu na mimotělní oběh lze indukovat ale i omezovat mnoha proměnnými popsány výše.

Tato diplomová práce se pokusí stanovit, jakou mírou jednotlivé aspekty volby metod vedení MO ovlivňují kardiochirurgický výkon a výsledný pooperační stav pacienta včetně provedení vyhodnocení dopadu zvolených metod vedení MO na průběh kardiochirurgického výkonu a na zotavení pacienta. Bude stanoven dopad jak z klinického, tak z ekonomického hlediska, neboť zvýšená morbidita vede k delšímu pobytu pacienta v nemocnici a s tím souvisí i vyšší náklady na uzdravení pacienta.

Z pročtených publikací, a z rozhovorů se specialisty, lze stanovit hypotézy:

- Investice do spotřebního materiálu s lepšími parametry se poskytovateli zdravotní péče vyplatí, neboť pacient bude méně zatížen pooperačními komplikacemi.
- Pacient s menší mírou pooperačních komplikací stráví v nemocničním zařízení kratší dobu, což se pozitivně promítne do nákladů na jeho zotavení.

Výše uvedené hypotézy budou ověřovány ekonomickými kalkulacemi a nastíní optimální metodu vedení MO v kombinaci se správnou volbou příslušenství.

Je však nutno přihlídnout k tomu, že každý pacient reaguje na MO individuálně a jeho pooperační stav ovlivňuje mnoho dalších faktorů, které s použitím MO nesouvisí, tudíž tato práce bude uvádět jen orientační náhled na problematiku.

3 Porovnání příslušenství a metod vedení MO

Nyní následuje detailnější zaměření na metody vedení MO, kde bude přesněji popsáno, jaký dané metody mají vliv na kardiochirurgický výkon a výsledný stav pacienta a jak lze nežádoucí projevy eliminovat nebo alespoň snížit.

3.1 Dotazníkové šetření

Pro účely této diplomové práce bylo provedeno dotazníkové šetření mezi experty, tj. perfuzionisty, ze sedmi KCH pracovišť. Perfuzionisté, čili operátoři MO, byli dotazováni na otázky týkající se níže uvedených okruhů ve vztahu s výkonem jejich práce na KCH sálech:

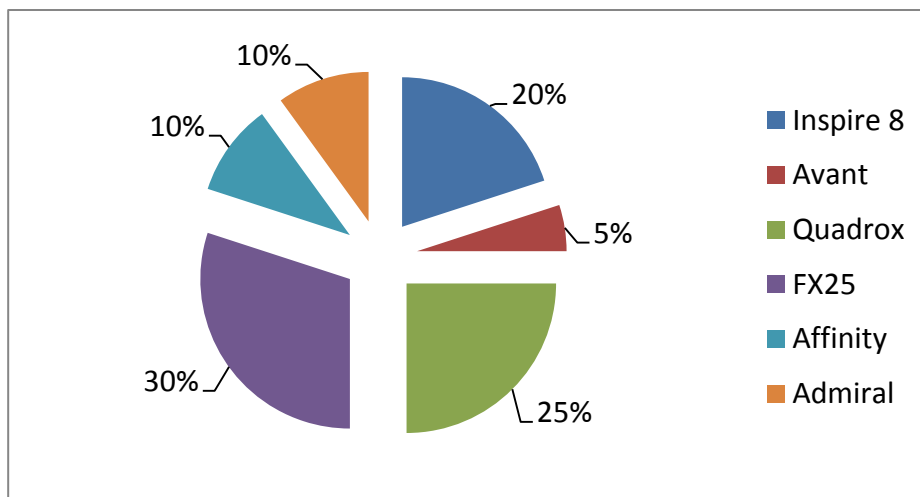
- jak často a s jakými přístroji / spotřebním materiálem pracují
- jaké jsou počty KCH výkonů, krevních ztrát, spotřebovaných krevních konzerv
- ceny přístrojů a spotřebního materiálu
- indikace
- bodovací metodou ohodnocení parametrů přístrojů a neaktivních dopadů MO

Otázky a výsledky dotazníkového šetření jsou uvedeny v příloze č. 6.

3.2 Porovnání oxygenátorů

Z dotazníkového šetření vyšel přehled používaných oxygenátorů:

- **Inspire 8** (Livanova, Via Statale 12 Nord, 86, 41037 Mirandola MO, Itálie)
- **Avant** (Livanova, Via Statale 12 Nord, 86, 41037 Mirandola MO, Itálie)
- **Quadrox** (Maquet Cardiopulmonary GmbH, Neue Rottenburger Str. 37, 72379 Hechingen, Německo)
- **FX/RX25** (Otium House, 2 Freemantle Road, Bagshot, Surrey, United Kingdom, GU19 5LL)
- **Affinity Fusion** (Medtronic, Inc., 710 Medtronic Parkway, Minneapolis, MN 55432-5604, USA)
- **Admiral** (Eurosets, Via Statale 12, 143, 41036 Medolla MO, Itálie)



Obrázek 1 Přehled použití oxygenátorův ČR (dle ročního počtu výkonů)

Nákladově se ceny za tyto oxygenátory pohybují v rozsahu 6.000 – 12.000 Kč s DPH (dle dotazníkového šetření), tj. průměrná cena jednoho oxygenátoru se pohybuje okolo 9.000 – 10.000 Kč s DPH. Pro ucelení informací, hadicový set vychází na 2.000 – 3.000 Kč s DPH, tj. v průměru na cca 2.500 Kč s DPH.

Při použití veřejně dostupných zdrojů, tj. produktových listů a brožur jednotlivých výrobců, byly tyto oxygenátory porovnány z pohledu základních parametrů. Výběr těchto paramterů vycházel z rozhovorů se specialisty v oboru, dle dostupné literatury a dle informací získaných na perfuzi zaměřených symposiích, ať už v ČR či v zahraničí.

Tabulka 1 Přehled parametrů oxygenátorů

model	Inspire 8	Avant	Quadrox	FX25	Affinity	Admiral
velikost membrány [m ²]	1,75	2	1,8	2,5	2,5	1,35
efektivita přenosu O ₂ [ml/min]*	380	380	380	400	380	320
efektivita extrakce CO ₂ [ml/min]*	300	290	310	300	300	260
priming [ml]	219	270	215	250	270	190
min. hladina v HVR [ml]	150	200	300	200	200	250
DOV [ml]**	445	638	713	505	608	570
tlakový gradient* [mmHg]	194	180	60	80	75	180

*: při průtoku 6 l/min

** : dynamický operační objem při max. průtoku

Z uvedeného porovnání je zřejmé, že velikosti okysličovacích membrán se u oxygenátorů pohybují v rozsahu 1,35 m² – 2,5 m² z čehož vychází, že rozdíl velikostí okysličovacích membrán může činit až 44 %. Z výše uvedeného se lze domívat, že menší membrána bude slaběji oxygenovat a méně extrahovat CO₂, v porovnání s velkou membránou. Nicméně pro přenos O₂ a CO₂ nezáleží jen na velikosti membrány, důležité je, jak je membrána (resp. kapiláry) v oxygenačním modulu složena a jak krev přes membránu protéká. Tento průtok krve oxygenačním modulem, resp. přes jeho membránu, může být buď radiální (středový) nebo tangenciální (tečný). Obecně lze považovat středový průtok krve membránou za průtok s krátkou krevní cestou, přes velkou plochu membrány, zatímco u tečného průtoku můžeme hovořit o dlouhé krevní cestě membránou s menší plochou [72].

Priming, čili náplň, je množství krystaloidního nebo koloidního roztoku potřebného k důkladnému odvětrání a předplnění celé oxygenátorové soustavy před napojením pacienta na MO. Vzhledem k oxygenátorem indukované hemodiluci (viz kapitola č. 1.3.3) je vhodné mít oxygenátor s co nejmenším tzv. primingem, aby způsoboval co nejmenší hemodiluci [9]. Zde se parametry pohybují v rozsahu 190 – 270 ml, to je rozdíl až o téměř 30 %.

Minimální hladina v HVR, tj. ve venózním rezervoáru, je potřebná minimální hladina zajišťující bezproblémovou funkci oxygenátorové soustavy – a to i při maximálním průtoku krve oxygenátorovou soustavou. Jedná se o objem krystaloidního nebo koloidního roztoku, kterým je nutno rezervoár naplnit, aby byla zajištěna bezproblémová funkce celé oxygenátorové soustavy. Zde se parametry pohybují v rozsahu 150 – 300 ml, tj. rozdíl až o 50 %.

Dynamický operační objem (DOV) je součet náplně (primingu) oxygenátoru, minimální hladiny v rezervoáru, zádržného objemu venózního filtru (objem tekutiny, kterou venózní filtr zadrží) a objemu venózního sběrače ve venózním rezervoáru. Opět, čím menší DOV, tím menší naředění pacientovy krve a tím menší míra indukované hemodiluce (viz kapitola č. 1.3.3). U vybrané skupiny nejpoužívanějších oxygenátorů se DOV pohybuje v rozmezí 445 – 713 ml, tj. rozdíl DOV až o 37 %.

Dalším faktorem je tlakový gradient (deltaP) oxygenátoru, který udává rozdíl mezi tlakem na vstupu a výstupu z oxygenátoru. Vysoký deltaP může vést k vyšší hemolýze, čili poškození krevních elementů, zvláště červených krvinek. Ovšem na indukované hemolýze se nepodílí pouze deltaP, ale hlavně tzv. „shear stress“, čili smykové napětí. Toto napětí je závislé na způsobu protékání krve oxygenačním modulem. Zjednodušeně lze říci, že u oxygenátoru s vysokým deltaP, disponujícím dlouhou, tečnou, krevní cestou je vyvoláno podstatně nižší smykové napětí a tím i nižší hemolýza v porovnání s oxygenátorem s nižším deltaP a kratším středovým průtokem [78].

Výše uvedený přehled zahrnuje oxygenátory s maximálním průtokem 7 a 8 l/min. Nicméně pro pacienty s menší plochou těla, do cca BSA 2,0 jsou tyto oxygenátory zbytečně výkonné a hlavně velké co se týče okysličovací membrány, která je na tyto menší pacienty

předimenzovaná a zbytečně zvyšuje kontakt pacientovy krve s cizím materiálem. K provedení kardiopulmonálního bypassu by těmto pacientům stačil oxygenátor s menší membránou, například Inspire 6 s maximálním průtokem 6 l/min, který má o 30% menší membránu. Toto lze dokázat i následujícím výpočtem, který vychází ze vzorce (4):

Tabulka 2 Přehled rozmezí průtoků pro pacienty s různými BSA

hmotnost pacienta [kg]		60		hmotnost pacienta [kg]		70	
výška [cm]	BSA [m²]	rozmezí průtoku [l/min]		výška [cm]	BSA [m²]	rozmezí průtoku [l/min]	
150	1,5479	3,41	4,33	150	1,6527	3,64	4,63
160	1,6221	3,57	4,54	160	1,7319	3,81	4,85
170	1,6950	3,73	4,75	170	1,8097	3,98	5,07
180	1,7667	3,89	4,95	180	1,8863	4,15	5,28
190	1,8373	4,04	5,14	190	1,9617	4,32	5,49
200	1,9069	4,20	5,34	200	2,0360	4,48	5,70

hmotnost pacienta [kg]		80		hmotnost pacienta [kg]		90	
výška [cm]	BSA [m²]	rozmezí průtoku [l/min]		výška [cm]	BSA [m²]	rozmezí průtoku [l/min]	
150	1,7492	3,85	4,90	150	1,8390	4,05	5,15
160	1,8330	4,03	5,13	160	1,9271	4,24	5,40
170	1,9154	4,21	5,36	170	2,0137	4,43	5,64
180	1,9964	4,39	5,59	180	2,0989	4,62	5,88
190	2,0762	4,57	5,81	190	2,1828	4,80	6,11
200	2,1549	4,74	6,03	200	2,2655	4,98	6,34

3.2.1 Expertní hodnocení oxygenátorů a MCDA

Vzhledem k tomu, že tato diplomová práce je směřována na oblast ČR, byli v dotazníkovém šetření dotazováni specialisté, perfuzionisté, aby ohodnotili výše uvedené parametry oxygenátorů na škále 1-7 metodou pořadí, pro získání vah jednotlivých parametrů. Cena nebyla do hodnocení zahrnuta, neboť perfuzionistů obvykle nejednají o cenách.

Pro multikriteriální analýzu (Multi-Criterial Decision Analysis – MCDA) byla zvolena metoda TOPSIS, která je z MCDA metod nevhodnější pro porovnávání většího množství parametrů, umožňuje porovnání a hodnocení všech parametrů mezi sebou navzájem a hledá řešení, které se blíží ideální variantě. V následujícím uvádím přehled porovnávaných parametrů, jejich bodové ohodnocení, na základě dotazníkového šetření, váhy jednotlivých parametrů a informací, zdali uvedené parametry mají být co největší (MAX) nebo co nejmenší (MIN). Postup výpočtu TOPSIS analýzy lze nalézt v příloze č. 2 práce, zde je uveden pouze úvodní přehled a následně výsledek analýzy.

Tabulka 3 Úvodní tabulka TOPSIS analýzy oxygenátorů

	plocha membrány [m2]	sycení O₂ [ml/min]	extrakce CO₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]
Inspire 8	1,75	380	300	219	150	445	194
Avant	2,00	380	290	270	200	638	180
Quadrox	1,80	380	310	215	300	713	60
FX25	2,50	400	300	250	200	505	80
Affinity	2,50	380	300	270	200	608	75
Admiral	1,35	320	260	190	250	570	180
<i>pořadí</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>5</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>2</i>	<i>1</i>
<i>váhy</i>	<i>0,214</i>	<i>0,25</i>	<i>0,179</i>	<i>0,107</i>	<i>0,143</i>	<i>0,071</i>	<i>0,036</i>
<i>min/max</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>max</i>	<i>min</i>	<i>min</i>	<i>min</i>	<i>min</i>

Tabulka 4 Výsledek TOPSIS analýzy oxygenátorů

oxygenátor	výsledek TOPSIS	pozice
Inspire 8	0,706394351	1.
Admiral	0,580084637	2.
Avant	0,501554948	3.
Quadrox	0,464959396	4.
FX25	0,426193115	5.
Affinity	0,393458936	6.

Z pohledu výše uvedených paramterů a jejich vah nejlépe vyšel oxygenátor Inspire 8.

3.3 Standardní otevřený VS uzavřený mini-invazivní MO

Jak již bylo zmíněno v teoretické části této práce, mini-invazivní MO byl vyvinut za účelem snížení nežádoucích dopadů MO na pacienta a to v podobě snížení incidence post-perfuzního syndromu, snížení stupně hemodiluce, omezení styku krve se vzduchem a snížení kontaktu s cizím, i když biokompatibilně krytým, materiálem celé oxygenátorové soustavy.

Základními technickými aspekty uzavřeného mini-invazivního systému, v porovnání se std. otevřeným systémem, jsou:

- zkrácení hadicového setu → snížení plochy → omezení incidence SIRS
- zkrácení hadicového setu → omezení hemodiluce → udržování vyššího HCT a snížení potřeby transfuzních přípravků → snížení incidence AKI
- využití menších hadic → snížení plochy → omezení incidence SIRS
- využití uzavřeného rezervoáru oxygenátoru → zamezení kontaktu krve se vzduchem → omezení incidence SIRS

3.3.1 Snížení plochy standardního otevřeného VS mini-systému

Ke snížení plochy u uzavřeného mini-invazivního systému (dále mini-systém) přispívá jak kratší vedení žilní linky, tak i linky tepenné. Celá hadicová soustava má zúžený průsvit hadic z 1/2“ na 3/8“. Pro zkrácení venózní a arteriální linky je nutno přístroj pro MO přiblížit co nejbližší k operačnímu poli. U mini-systémů je běžné využití závěsných čerpadel (v případě nevyužití centrifugálního čerpadla), které jsou umístěna téměř u pacienta – v porovnání se standardním MO, kdy jsou čerpadla uložena horizontálně na konzoli MO. Některé zdroje [18] uvádí snížení vnitřní plochy uzavřeného mini-invazivního MO až 4krát.

V rámci této kapitoly je porovnáván hadicový set systému standardního (otevřeného) a mini-systému z pohledu vnitřní plochy. Brány v v potaz jsou pouze nezbytné hadice propojující pacienta s oxygenátorem, tj. venózní linka a arteriální linka (A-V linka) a není uvažován oxygenátor, který může být k hadicovému setu připojen jakýkoli – a oxygenátorům je věnována samostatná kapitola 3.2. Nutno podotknout, že každé KCH pracoviště má svůj vlastní hadicový set odpovídající potřebám jak chirurgů tak i perfuzionistů. Proto níže uvedené porovnání bude čistě orientační a mělo by podložit výše uvedené tvrzení [18].

Výpočty vnitřních povrchů A-V linek hadicového systému

Vnitřní povrch hadic počítám dle plochy válce

$$S_{plocha} = 2 \times \pi \times r \times v, \quad (7)$$

kde r je poloměr hadice a v je délka hadice.

Vzhledem k tomu, že je počítána plocha vnitřní, od poloměru hadice je odečtena její tloušťka, která v obou následujících případech činí 3/32 palce, tj. 0,23813 cm.

- Výpočet vnitřní plochy A-V linek hadicového setu **standardního otevřeného systému**

Pro tyto účely je použit nákres hadicového setu kardiologie FN Plzeň.

Venózní linka o průměru 1/2 palce (1,27 cm) a délce 295 cm má vnitřní plochu 735,623 cm². Arteriální linka s průměrem 3/8 palce (0,9525 cm) a délce 331 cm má vnitřní plochu 495,236 cm².

Souhrnný vnitřní povrch obou linek je **1230,86 cm²**.

- Výpočet vnitřní plochy A-V linek hadicového setu **uzavřeného mini-systému**

Za účelem výpočtu vnitřní plochy hadicového systému mini-systému je použit nákres z kardiologie FN Hradec Králové.

Obě linky, tepenná i žilní, jsou o stejném průměru 3/8 palce (0,9525 cm), v souhrnné délce 290cm. Vnitřní plocha těchto linek činí **433,89 cm²**.

Z výše uvedených kalkulací, ač orientačních, je zřejmé, že u výše modelovaného příkladu porovnání, mini-systém snižuje vnitřní povrch hadic nejméně 2,8 x (o 65%), což je významný rozdíl co se týče kontaktu pacientovy krve s cizím povrchem ve smyslu volby hadicového systému.

Další možností omezení plochy cizího materiálu, se kterým se protékající krev stýká, je využití oxygenátorů s menší okysličovací membránou. Jak je zřejmé z kapitoly 3.2, rozdíl velikostí okysličovacích membrán může dosahovat až 44%, což může být až 1,15 m² plochy a to hraje významnou roli vzhledem k tomu, že hadicový set, resp. A-V linka, dosahuje plochy okolo 0,123 m² u otevřeného standardního systému a 0,043 m² u mini-systému.

Je tedy na místě se domívat, že při zvažování implementace mini-systému, z důvodu omezení kontaktu krve s cizím materiálem, je nezbytné také zvažovat výběr vhodného oxygenátoru, tj. toho, který disponuje malou plochou okysličovací membrány.

3.3.2 Omezení hemodiluce standardního VS minisystému

Podobným způsobem, jak v předchozí kapitole 3.2.1, lze i stanovit míru hemodiluce zapříčiněnou napojením pacienta na MO disponující buď standardním, otevřeným systémem nebo uzavřeným mini-systémem. Jak již bylo zmíněno, hemodiluce pacientovy krve je způsobena naředěním náplní hadicového systému a oxygenátoru (viz kapitola 1.3.3) a svoji roli také hraje oxygenátor, resp. oxygenační modul (viz kapitola 1.2.4).

Tabulka 5 Porovnání náplní oxygenačních modulů oxygenátorů

model	Inspire 8	Avant	Quadrox	RX25	Affinity	Admiral
náplň [ml]	219	270	215	250	270	190

Z uvedené tabulky je evidentní, že rozdíl mezi velikostmi náplní oxygenačních modulů je až 30 %, tj. 80 ml, a nejlépe vychází model Admiral s 190 ml náplně, nejméně vhodně model Affinity s 270 ml náplně.

V případě naředění pacientovy krve, v důsledku napojení na hadicový systém oxygenátorové soustavy, vypadá výpočet následovně. Objemy náplně v A-V linkách u standardního a mini-systému, s použitím v předchozí kapitole zmiňovaných nákrešů, za využití vzorce $V = \pi \times r^2 \times v$ jsou následující:

- výpočet objemu A-V linky hadicového setu **standardního, otevřeného, systému**

Objem venózní linky činí 146 ml (při tloušťce hadice 1/2 palce a 0,295 m délky), objem arteriální linky 59 ml (při tloušťce hadice 3/8 palce a 0,331 m délky), souhrnný objem **205 ml**.

- výpočet objemu A-V linky hadicového setu **uzavřeného minisystému**

Objem obou linek při tloušťce 3/8 palce a v délce 290 cm činí **51ml**.

Jak je z výpočtů zřejmé, rozdíl objemů A-V linek systému mini a standardního je až 75 %, tj. orientačně se dá říci, že minisystém snižuje hemodiluci způsobenou náplní A-V linky až 4x. Při vhodné volbě oxygenátoru se může dosáhnout dalšího snížení hemodiluce a to díky množství náplně oxygenačního modulu, viz výše.

3.4 Využití pulzatilní nebo nepulzatilní perfuze

Jak již bylo zmíněno výše, ze studií [18, 19] vyplývá, že pulzatilní perfuze (PP) zlepšuje prokrvení orgánů a jejich mikrocirkulaci v porovnání s perfuzí nepulzatilní (nonPP). Při použití PP však dochází ke zvýšení střížného napětí na stěně aorty v místě, kam dopadá proud okysličené krve z arteriální kanyly. Toto zvýšené střížné napětí na stěně kalcifikované aortální stěny může způsobit uvolnění aterosklerotické plátu s následnou embolizací do mozku [20].

Tato nevýhoda využití PP může být kompenzována použitím arteriální kanyly se zahnutou špičkou, kde však hrozí, že v případě dislokace může kanyla směřovat proud krve přímo do karotid. Jiným řešením kompenzace výše uvedeného negativního vlivu může být arteriální kanyla s disperzním průtokem (např. kanyla OptiFlow, Livanova Cardiac Surgery, Via Statale 12 Nord, 86, 41037 Mirandola MO, Itálie). Takto konstruovaná kanyla s disperzním průtokem může snižovat střížné napětí na vnitřní stěně aorty až o 50 %. Tím umožňuje jak použití PP, tak i snižuje hemolýzu vznikající v místě dopadu krevního proudu na stěnu aorty a také snižuje míru poškození endotelu aorty [66, 67]. V následující tabulce je uvedeno provedení střížného napětí na stěně aorty dle údajů uvedených v [67].

Tabulka 6 Porovnání střížného napětí na stěně aorty

hrot arteriální kanyly	střížné napětí na aortě [Pa]	
	PP*	nonPP**
přímý disperzní	22	20/110
přímý nedisperzní	37	40/250
zahnutý disperzní	16	23/132
zahnutý nedisperzní	34	43/227

* střední hodnota

** střední/špičková hodnota

Výběr vhodné arteriální kanyly, se řídí pravidlem, stanovující potřebu mít k dispozici co největší průtok při zachování co nejmenší velikosti a hlavně při udržení tlakových gradientů

pod 100 mmHg, přičemž při tlakových gradientech nad tento limit může docházet k významné hemolýze [3]. Uvedené se týká zvláště arteriálních kanyl, kterými protéká krev do pacienta ve velké rychlosti, neboť z arteriálního čerpadla je krev čerpána průměrnou rychlostí perfuze 5-6 l/min v hadici 1/2 palcové (tj. vnitřní průsvit hadice pod 11 mm), ta se poté zmenšuje na hadici 3/8 palce (tj. průsvit hadice pod 9 mm) a nakonec protéká kanylou, která u průměrného dospělého pacienta dosahuje velikostí 21/24 Fr (7/8 mm), výstupní rychlost proudění krve z kanyly se potom pohybuje v rozmezí 1,6 – 2,6 m/s.

Z ekonomického hlediska je použití arteriální kanyly s disperzním průtokem nákladnější než použití standardní kanyly (ať už přímé nebo zahnuté). Z cenových nabídek kanyl společnosti LivaNova je zřejmé, že navýšení ceny při pořízení arteriální kanyly s disperzním průtokem je pouze okolo 12,5 % u kanyl s přímou špičkou a okolo 28,5 % u kanyly se špičkou zahnutou.

Tabulka 7 Přehled cen kanyl se standardním a disperzním průtokem

model kanyly	cena	model kanyly	cena
OptiFlow přímá	1 350,00 Kč	OptiFlow zahnutá	1 350,00 Kč
A262 přímá	1 200,00 Kč	A222 zahnutá	1 050,00 Kč
<i>navýšení ceny o</i>	12,50%	<i>navýšení ceny o</i>	28,50%

Lze očekávat, že i disperzní kanyly jiných výrobců budou umožňovat výše uvedená snížení rizik.

Použití arteriální kanyly s disperzním průtokem je vhodné i v případě nepoužití PP, protože 50 % snížení střížného napětí na stěně aorty – ke kterému dochází vždy, nezávisle na typu průtoku – je natolik významné, že navýšení ceny o 12,5 / 28,5 % má minimální ekonomický dopad na souhrnnou cenu spotřebního materiálu MO.

Je však nutno také zmínit, že dle publikace [21] pulzatilní perfuze snižuje schopnost filtrovat mikrobubliny (Gaseous microemboli - GME) u oxygenátorové soustavy, která není vybavena integrovaným arteriálním filtrem. Proto celá oxygenátorová soustava by měla být navržena pro použití PP anebo musí disponovat oxygenátorem s integrovaným filtrem. Většina větších výrobců oxygenátorů (viz kapitola č. 3.2) nabízí i oxygenátory s integrovaným arteriálním filtrem a nákladově tyto oxygenátory vycházejí stejně v porovnání s oxygenátory bez integrovaného filtru. Důvodem je to, že integrovaný arteriální filtr ušetří vložení separátního arteriálního filtru do tepenné linky.

3.5 Okluzivní VS centrifugální čerpadlo

Jak již bylo uvedeno v předchozích kapitolách, nadřazenost centrifugálního čerpadla nad čerpadlem válečkovým není tak významná, zvláště u krátkodobých výkonů. U déletrvajících výkonů nad 6 h (u ECMO až 30 dní) se superiorita centrifugálního čerpadla nad čerpadlem válečkovým projeví významněji a to ve smyslu menšího projevu hemolýzy (destrukce krevních elementů), tím pádem udržování hematokritu, sníženého shlukování destiček, tj. snížení náchylnosti k trombotickým komplikacím, a celkově snížené zánětlivé reakce organismu, v porovnání s čerpadlem válečkovým. Nejsou však dostupná obsáhlejší data o potenciální hemolýze způsobené okluzivním čerpadlem a o dalších faktorech výše uvedených, resp. jejich přesné ohodnocení a stanovení výše vlivu volby typu čerpadla na poškozování krevních elementů. Proto lze na porovnání centrifugální a okluzivního čerpadla nahlížet jen obecně.

Standardní přístroj pro MO disponuje v základu okluzivními čerpadly [3]. Pořízení čerpadla centrifugálního přináší vyšší náklady a to až ve výši 1,5 násobku ceny čerpadla válečkového. Dále toto centrifugální čerpadlo vyžaduje dodatečný spotřební materiál a to centrifugální hlavu.

Z provedeného dotazníkového šetření vyplynulo, že 11 kardiologických center z 12 je vybaveno přístrojem pro MO LivaNova SIII/S5, takže je možné kalkulovat jen s centrifugálními hlavami vyráběnými společností LivaNova (Livanova Deutschland GmbH, Lindberghstraße 25, 80939 Mnichov, Německo), protože výrobce neumožňuje připojení centrifugální hlavy od jiného výrobce. Centrifugální hlava Revolution se v ČR prodává za cenu 5 400 Kč s DPH a vzhledem k tomu, že průměrná cena oxygenátoru a hadicového setu se v ČR pohybuje okolo 12.500 Kč s DPH (3.2), vložení centrifugální hlavy do hadicového setu tuto cenu navyšuje o více než 40 %.

V případě déletrvajících výkonů a u výkonů v DHCA (Deep Hypothermic Cardiac Arrest – hluboká hypotermická srdeční zástava) může být cenový nárůst za vložení centrifugálního čerpadla zanedbatelný vzhledem k náročnosti kardiologického výkonu a k nákladům spojeným s pooperační péčí. V publikaci Mlejnského a kol [25], použití centrifugálního čerpadla, místo okluzivního, má za následek sníženou zánětlivou odpověď organismu na MO. Nicméně významnější klinická data nejsou k dispozici, proto je otázkou, zdali toto až 40 % navýšení ceny spotřebního materiálu MO má své opodstatnění. V některých KCH centrech ČR je centrifugální čerpadlo standardně používáno u kombinovaných a déle trvajících výkonů. Dle rozhovorů s experty se tyto výkony na celkovém počtu výkonů, zprůměrováno na KCH centrum s 600 výkony za rok, podílejí přibližně 30-40 %.

Pokud tedy průměrné centrum vynaloží za náklady na spotřební materiál pro MO, tj. na oxygenátorovou soustavu s hadicovým setem okolo 7.500.000 Kč ročně, potom náklady při použití centrifugálního čerpadla u 35 % výkonů, vzrostou na 8.634.000 Kč za rok, tj. více než 13 % navýšení. Rozsáhlejší studie pro stanovení klinického efektu a opodstatnění tohoto finančního navýšení jsou nutné.

4 Způsoby řešení negativních důsledků MO

4.1 Syndrom systémové zánětlivé reakce organismu

Biokompatibilní krytí má významný vliv na snížení incidence SIRS, jak bylo uvedeno v teoretické části této práce. Je aplikováno na vnitřní plochy hadicových setů, oxygenátorové soustavy a kanyl, a na českém trhu se používá několik druhů. Každý výrobce oxygenátorů a hadicových setů nabízí svůj typ biokompatibilního krytí a jejich přehled je následující.

Tabulka 8 Přehled dostupných biokompatibilních krytí

Výrobce	LivaNova	Maquet	Terumo	Medtronic	Eurosets
Název krytí	Phisio	Softline/Bioline	Xcoating	Carmeda/Trillium	PC

PC & Phisio = Phosphorylcholinová vrstva

Softline = bez-heparinový polymer hydrofilních a hydrofobních oblastí

Bioline = kombinace albuminu a heparinu

Xcoating = bez-heparinový amfifilní (hydrofilní i hydrofobní), bio-pasivní povlak

Carmeda = heparinový povlak

Trillium = negativně nabitá hydrofilní heparinová vrstva

Takto upravený vnitřní povrch systému pro MO má za cíl:

- snižovat (až eliminovat) vznik trombů při kontaktu krve s umělým povrchem
- neutralizovat aktivované koagulační faktory
- snižovat aktivaci komplementu a tím i zánětlivou reakci organismu
- napodobovat cévní endotel

Účelem této kapitoly není zjišťovat, jaká vrstva má jaký vliv na rozvoj SIRS, ale obecně posoudit, zdali biokompatibilní krytí má významný vliv na rozvoj SIRS nebo ne. Jak zmiňuje publikace Pappalarda a spol. [35], biokompatibilně krytá oxygenátorová soustava snižuje intraoperativní tvorbu thrombinu a související spotřebu krevních destiček, fibrinogenu a antitrombinu. Ačkoli tato publikace je věnovaná vysoce rizikovým pacientům, je zřejmé, že přínosný efekt biokompatibilního krytí je evidentní u všech KCH výkonů na MO. I publikace De Somera a spol. [76] uvádí, že biokompatibilní krytí oxygenátorové soustavy má příznivý efekt na zachování funkce krevních destiček, vede k nižším krevním ztrátám a má za následek menší tromboembolické komplikace. Nejen z výše uvedeného je zřejmé, že biokompatibilní krytí snižuje míru aktivace komplementu a jeho výhody se promítají i do snížení krevních ztrát během operačního výkonu.

Z dotazníkového šetření vyplynulo, že všechna KCH centra v ČR používá oxygenátorovou soustavu biokompatibilně krytou, malé procento z nich jen

u kombinovaných, tj. déletrvajících výkonů, oproti tomu některá centra preferují i biokompatibilně kryté kanyly pro udržení co nejvyšší míry biokompatibility obvykle v kombinaci s využitím mini-systému vedení MO. Vzhledem k tomu, že současní výrobci oxygenátorů a hadicových setů finančně nerozlišují, zdali prodávané produkty mají nebo nemají ošetřený povrch biokompatibilním krytím, není jediný důvod tento spotřební materiál nepoužívat, protože přináší jen výhody při nulovém navýšení nákladů.

Dalším faktorem, který má pozitivní vliv na snížení incidence SIRS je využití mini-systémů (viz kapitola č. 3.2). V neposlední řadě se na snížení incidence SIRS podílí i množství podávaných transfuzních přípravků, což lze částečně řešit, či aspoň omezit, využitím autotransfuze (viz kapitola č. 4.4.1). Jak bylo zmíněno v předchozí kapitole, i využití centrifugálního čerpadla má pozitivní vliv na nižší incidenci zánětlivé reakce organismu po kardiopulmonálním bypassu.

4.2 Akutní selhání ledvin

Jak již bylo nastíněno v teoretické části práce, omezená dodávka kyslíku do tkání a orgánů se nejrychleji a nejvážněji odráží ve funkci ledvin, což se může projevit krátkodobým selháním jejich funkce jak během operačního výkonu tak hlavně v pooperačním období. Pro sledování správné dodávky kyslíku je nutným vybavením přístrojů pro MO online monitor krevních plynů.

4.2.1 Online monitory krevních plynů

Online monitor krevních plynů je důležitý přístroj, jehož vhodné používání a správná interpretace naměřených hodnot přispívá k udržení optimální perfuze pacienta a může mít za následek omezení možných komplikací během i po výkonu na mimotělním oběhu.

Označení „online“ znamená, že monitor měří hodnoty kontinuálně z žilní/tepenné linky vedoucí do/z pacienta. Během kardiopulmonálního bypassu je nezbytné kontrolovat mnoho parametrů krevních plynů, více než nabízí většina online monitorů, a to se provádí pravidelným odběrem krevního vzorku a jeho následnou analýzou v analyzátoru krevních plynů, jako je například Radiometer ABL800 (Danaher, Washington, USA), kterými je vybavena většina KCH sálů v ČR.

Z dotazníkového šetření vyplynulo, že nepoužívanějšími online monitory krevních plynů v ČR jsou:

- **CDI500** (Terumo, 3 Unity Grove, Knowsley, Prescott L34 9GT, Velká Británie)
- **Datamaster** (LivaNova, Lindberghstraße 25, 80939 München, Německo)
- **B-Care5** (LivaNova, Lindberghstraße 25, 80939 München, Německo)
- **BMU 40** (Maquet Cardiopulmonary GmbH, Neue Rottenburger Str. 37, 72379 Hechingen, Německo)

Poznámka k výše uvedenému přehledu: Monitor krevních plynů B-care5 je modifikací monitoru Datamaster, umožňující modulární zapojení do přístroje pro MO. V této podobě však neumožňuje měření plynů v arteriální lince, proto nebude dále uvažován zmiňován bude pouze monitor krevních plynů Datamaster, ze kterého B-Care5 vychází.

Je otázkou, jaká je však pořizovací cena těchto monitorů a hlavně, náklady spojené na monitoraci jednoho pacienta, čili na jeden výkon. Většina monitorů využívá fluorescenční metodu měření, kde se prosvětluje měřící spojka vložená do arteriální/venózní linky. Měřící spojky je nutno do linek vložit zvlášť, či mohou být zakomponovány do hadicového setu – tím se však příslušně navýší cena tohoto hadicového setu. Bude tedy uvažováno, že měřící spojky se na pracovišti pořizují zvlášť (dle dotazníkového šetření se takto děje v 60 % případů) a jedná se pro zdravotnické zařízení o další náklad spojený s kardiopulmonálním bypasseem. O tom, zda bude použití online monitoru během perfuze využito, a v jaké míře (venózní a/nebo arteriální měření), rozhoduje vedoucí chirurg a anesteziolog v souladu s perfuzionistou.

V současné době v ČR používané online monitory jsou následující:

- **CDI 500**

Tímto monitorem krevních plynů je vybaveno 100 % KCH pracovišť v ČR, ač ne všechny centra jej pravidelně využívají. Různé je i využívání měření plynů krve arteriální a venózní. Zatímco měření krevních plynů ve venózní lince je v případě použití monitoru CDI 500 výrazně většinové (80 %), u měření v lince tepenné je využití podstatně nižší (u 20-40 % výkonů).

Důvody omezení využití měření jsou hlavně ekonomické, neboť měřící kyveta pro žilní krev vychází přibližně na 1000Kč na jednoho pacienta, kyveta pro měření tepenné krve stojí okolo 4.500 Kč na pacienta (dle dotazníkového šetření). Pořizovací cena online monitoru se pohybuje v rozsahu 900.000 – 1.000.000 Kč (dle dotazníkového šetření). Nutno také dodat, že tento online monitor vyžaduje před každým výkonem pravidelnou kalibraci plyny, které sice jsou součástí přístroje, ale navyšují náklady na použití a také částečně časově omezují použití monitoru.

Za tyto vysoké ceny spotřebního materiálu však monitor CDI500 nabízí měření široké škály parametrů, které jsou z části totožné s hodnotami krevních plynů ze stacionárního analyzátoru (viz příloha č. 3). Měřené hodnoty jsou pro hlídání správné perfuze více než vhodné a ačkoli teplotu či průtok monitoruje i přístroj pro mimotělní oběh, mnohé další parametry měřené tímto monitorem přispívají jak k hlídání acidobazické rovnováhy pacienta (pH, pCO₂, HCO₃, BE, K⁺) tak k monitoraci stupně hemodiluce sledováním hodnoty hematokritu.

- **Datamaster**

Datamaster umožňuje kontinuálně sledovat základní parametry jak ve venózní tak v arteriální krvi. (viz příloha č. 3). Oproti výše uvedenému monitoru CDI 500 měří

Datamaster hodnoty pouze základní, avšak pro správné vedení perfuze jsou postačující. Ostatní důležité hodnoty krevních plynů se získávají z analyzátoru krevních plynů Radiometer či jemu podobných.

Náklady na měření plynů v arteriální lince jsou 1200 Kč na jednoho pacienta a měření v lince venózní vychází na 550 Kč na jednoho pacienta (dle dotazníkového šetření). Pořizovací cena monitoru Datamaster je 500.000 Kč (dle dotazníkového šetření). Kalibrace senzorů probíhá automaticky se snímači v dokovací poloze, bez využití dalších materiálů.

- **BMU40**

Tento online monitor krevních plynů, stejně jako výše uvedený Datamaster, umožňuje autokalibraci bez potřeby dodatečných materiálů a měří základní hodnoty (viz příloha č. 3). Pořizovací cena tohoto online monitoru vychází na 800.000 Kč, náklady na spojku pro měření plynů v lince venózní 600 Kč, v lince arteriální 1.300 Kč.

Tabulka 9 Přehled základních měření online monitoru

	arteriální plyny				venózní plyny			
	pO ₂ [kPa]	pCO ₂ [kPa]	teplota [°C]	satO ₂ [%]	HCT [%]	hemoglobin [g/dl]	teplota [°C]	satO ₂ [%]
CDI500	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano
Datamaster	ano	-	ano	-	ano	-	ano	ano
BMU40	ano	-	ano	-	ano	ano	ano	ano

Z výše uvedeného přehledu je zřejmé, že všechny tři online monitory nabízí základní měření, pro perfuzi důležitých, hodnot s tím, že monitor CDI 500 umožňuje měření více parametrů a následných kalkulací, které jednoznačně přispívají k lepší monitoraci stavu pacienta během kardiopulmonálního bypassu. Náklady při použití CDI 500 jsou skoro o 350 % vyšší než u použití Datamasteru/BMU 40 a vzhledem rutinnímu měření vzorků pacientovy krve v stacionárním analyzátoru Radiometer (či jemu podobnému), je využití online monitoru CDI 500 vhodné spíše u náročnějších výkonů a rizikovějších pacientů. Nutno také dát náklady na online měření do souvislosti s cenou spotřebního materiálu pro kardiopulmonální bypass. Jak je zřejmé dotazníku, průměrné náklady na oxygenátorovou soustavu jsou okolo 12.500 Kč, takže použití online monitoru zvyšuje náklady na pacienta až o 15 % u monitorů Datamaster/BMU 40 a o 45 % při použití online monitoru CDI500.

Pro základní KCH výkony je plně dostačující monitor DataMaster nebo BMU40, které nabízí měření všech základních paramterů.

4.2.2 Cílená perfuze v ČR

Dle dotazníkového šetření provedeného mezi perfuzionisty, přístrojové vybavení pro monitorování těchto parametrů a provádění uvedených výpočtů zdaleka nejsou standardním vybavením KCH sálů a jejich přístrojů pro MO.

V současné době jsou na trhu jen dva monitory umožňující měření a kalkulaci potřebných parametrů a hodnot pro cílenou perfuzi.

- **M4** (Spectrum Medical, 481 Munn Road, Suite 180, Fort Mill, SC, 29715, USA),
- SW nádstavba **GDP** perfuzního datamanagement systému **Connect** (LivaNova, Lindberghstraße 25, 80939 München, Německo).

Požizovací náklady monitoru M4 jsou 1 200 000 Kč bez DPH (dle dotazníkového šetření). Náklady na pořízení Connect GDP jsou přibližně 100 000 Kč v případě, že pracoviště již disponuje perfuzním data-management systémem Connect. Pokud jím nedisponuje, pak jsou pořizovací náklady tohoto data-management systému 1 500 000 Kč, kde součástí ceny je monitor, softwarová licence a databázový Manager software včetně licence.

4.2.3 Vliv GDP na výstup pacienta

V případě projevu AKI, stoupá u pacientů mortalita až 6 násobně, prodlužuje se pobyt na jednotce intenzivní péče až 2 násobně a pobyt v nemocničním zařízení (LoS – Length of Stay) je prodloužen také až 2 násobně [51]. Ve vztahu s náklady na pobyt pacienta na jednotce intenzivní péče a na pooperačním oddělení lze při využití GDP ušetřit náklady následovně.

Následující výpočty budou vycházet z průměrného počtu on-pump výkonů (neboli výkonů na pumpě) na jedno KCH centrum, kde se ročně provádí přibližně 600 výkonů. Dle systematického přehledu a meta-analýzy z roku 2016, zahrnující 320 086 pacientů [40], vychází průměrný výskyt AKI u pacientů po kardiopulmonálním bypassu na 22,3 % (to částečně koreluje s informacemi od expertů, kteří uváděli incidenci pooperačního selhání ledvin mezi 10-25 %).

Lze tedy očekávat, že průměrné KCH centrum s 600 on-pump výkony bude ročně léčit okolo 134 pacientů na akutní selhání ledvin po kardiopulmonálním bypassu. Tito pacienti s AKI jsou v průměru hospitalizováni na JIP 5,4 dne oproti pacientům bez rozvoje AKI, kteří stráví na JIP okolo 2,2 dne. S tím souvisí i celkový pobyt v nemocničním zařízení. Pacienti s AKI stráví v nemocnici v průměru 15 dní zatímco pacienti bez AKI v průměru 10,5 dne. [40]

Při vztažení výše uvedených dat k průměrným nákladům pobytu na JIP 26.000 Kč a na standardním oddělení 4.000Kč (dle dotazníkového šetření), vychází náklady na jednoho pacienta s AKI na 178.800 Kč oproti pacientovi bez AKI, kde průměrné náklady činí 90.400 Kč. Pacient s AKI tedy navyšuje náklady na pooperační péči téměř dvojnásobně!

Průměrné KCH centrum s 600 on-pump výkony tedy vynaloží náklady na pooperační péči následovně:

- 134 pacientů s AKI → průměrné náklady na pooperační pobyt na lůžku 23.923.440 Kč
- 466 pacientů bez AKI → průměrné náklady na pooperační péči 42.144.480 Kč

Souhrnné průměrné náklady pooperační péče budou tedy činit 66.067.920 Kč.

Ze studie Magruder a spol. [73] věnující se otázce, zda cílená perfuze může snížit incidenci AKI u pacientů, kteří podstoupili kardiopulmonální bypass, vyplývá, že udržování dodávky kyslíku nad limitem 300 ml/min/m² vede k snížení incidence AKI o 62 %. Aplikací tohoto snížení výskytu AKI na průměrné KCH centrum, při dodržování strategie cílené perfuze, počet pacientů s AKI se sníží ze 134 na 51, takže průměrné náklady na pooperační péči budou vypadat následovně:

- 51 pacientů s AKI → průměrné náklady na pooperační péči 9.118.800 Kč
- 549 pacientů bez AKI → průměrné náklady na pooperační péči 49.629.600 Kč

Souhrnné průměrné náklady pooperační péče budou tedy činit 58.748.400 Kč.

Rozdíl průměrných ročních nákladů pooperační péče u KCH centra provádějící perfuzi během kardiopulmonálního bypassu při dodržování strategie cílené perfuze a bez dodržování GDP činí 7.319.520 Kč, to je 11 % úspora nákladů na pooperační péči.

Tabulka 10 Vyčíslení nákladů na pooperační pobyt v ZZ pacientů s AKI a bez AKI

náklady na den pobytu pacienta v ZZ		snížení incidence AKI cílenou perfuzí
JIP	26 000 Kč	62%
standard	4 000 Kč	

	průměrná doba hospitalizace na jednoho pacienta	náklady na pobyt na oddělních	celkové náklady na pooperační pobyt v ZZ	navýšení nákladů u pacientů s AKI
AKI	JIP [dny]	5,4	140 400 Kč	98%
	celkem [dny]	15,0	38 400 Kč	
non-AKI	JIP [dny]	2,2	57 200 Kč	90 400 Kč
	celkem [dny]	10,5	33 200 Kč	

Tabulka 11 Výpočet roční úspory nákladů na pooperační pobyt pacientů v ZZ

non-GDP perfuze			GDP perfuze		
počet on-pump výkonů		600	počet on-pump výkonů		600
AKI	incidence [%]	22,3	AKI	incidence [%]	8,5
	počet pacientů	134		počet pacientů	51
roční náklady na pobyt		23 923 440 Kč	roční náklady na pobyt		9 118 800 Kč
non AKI	%	77,7	non AKI	%	92
		466			549
roční náklady na pobyt		42 144 480 Kč	roční náklady na pobyt		49 629 600 Kč
celkové náklady na pobyt		66 067 920 Kč	celkové náklady na pobyt		58 748 400 Kč
rozdíl ročních nákladů na pooperační pobyt ZZ non-GDP a GDP					7 319 520 Kč

Do výše uvedené kalkulace nejsou zahrnuty náklady na pořízení přístrojového vybavení pro hlídání perfuze, neboť jsou vzhledem k celkovým nákladům zanedbatelné. Pro příklad: u dražší varianty, systému Connect, s pořizovací cenou 1.500.000 Kč a s životností 10 let, činí rozpočet nákladů 150.000 Kč na rok.

Je také na místě se domnívat, že 26 tisíc za den pacienta na pooperační jednotce intenzivní péče je spíše podhodnocené a ve skutečnosti jsou tyto náklady vyšší, což se promítně ve větší úspoře ZZ při zavedení cílené perfuze.

4.3 Vliv hemodiluce na stav pacienta

Oxygenátorová soustava skládající se z venózního rezervoáru a oxygenačního modulu, musí být před napojením na pacienta naplněna krystaloidním nebo koloidním roztokem, tzv. musí být proveden priming, tj. zavodnění soustavy. Jak velké množství plnicího roztoku jednotlivé modely oxygenátorů vyžadují, stanovuje výrobce a lze je nalézt v brožurách, produktových listech a návodech k použití daných oxygenátorů.

Pro zjištění jakou mírou se oxygenátor podílí na hemodiluci pacienta, byly do tabulky uvedeny nejčastěji v ČR používané oxygenátory s jejich potřebnými primingy a minimální hladinou ve venózním rezervoáru potřebnou k bezproblémové funkci oxygenátoru. Přičtením zádržného objemu filtru ve venózním rezervoáru a objemu venózního sběrače v rezervoáru, je získána hodnota DOV, tzv. dynamický operační objem.

Tabulka 12 Přehled DOV oxygenátorů bez integrovaného filtru

	Inspire 8	Avant	Quadrox	RX25	Affinity	Admiral
minimální hladina [ml]	150	200	300	200	200	250
priming [ml]	219	270	215	250	270	190
DOV [ml]	445	638	713	505	608	570

Tabulka 13 Přehled DOV oxygenátorů s integrovaným filtrem

	Inspire 8F	Quadrox iAF	FX25	Affinity Fusion
minimální hladina [ml]	150	300	200	200
priming [ml]	351	335	260	260
DOV [ml]	577	976	515	615

Jak již bylo v teoretické části práce zmíněno, hematokrit je poměr mezi množstvím červených krvinek (RBC) a plnou krví. Orientačně lze odhadnout, že průměrný pacient má 5000 ml krve a průměrný hematokrit 45 % (0,45). Z toho lze vypočítat, že průměrné množství červených krvinek je 2225 ml RBC ($RBC = 0,45 \times 5000$). Po přičtení přidaného objemu pracovního promývacího roztoku oxygenátoru (DOV) ke krevní náplni pacienta je získán hematokrit, který bude mít pacient po připojení na oxygenátor (bez úvahy A-V linky, viz kapitola č. 3.2.2):

$$HCT_{po\ primingu} = RBC / (krevní\ náplň + DOV) \quad (5)$$

Tabulka 14 Pokles HCT indukovaný oxygenátorem bez integrovaného arteriálního filtru

	Inspire 8	Avant	Quadrox	RX25
minimální hladina [ml]	150	200	300	200
priming [ml]	219	270	215	250
DOV [ml]	445	638	713	505
HCT po připojení na oxygenátor [%]	41	40	39	41

Tabulka 15 Pokles HCT indukovaný oxygenátorem s integrovaným arteriálním filtrem

	Inspire 8F	Quadrox iAF	FX25	Affinity Fusion
minimální hladina [ml]	150	300	200	200
priming [ml]	351	335	260	260
DOV [ml]	577	976	515	615
HCT po připojení na oxygenátor [%]	40	38	41	40

Jak je z uvedeného srovnání zřejmé, nejvyšší dopad na hemodiluci má oxygenátor Quadrox, ať už s či bez integrovaného arteriálního filtru. Oproti tomu, oxygenátor Terumo (RF i FX) mají indukci hemodiluce nejnižší. Oxygenátor Admiral nebyl do srovnání zahrnut, protože nejsou k dispozici detailnější informace nutné pro kalkulaci DOV.

V praxi výsledný hematokrit pacienta po připojení na MO bude ještě nižší, protože je potřeba do kalkulace náplně (primingu) připočítat ještě náplň venózní a arteriální linky (A-V smyčka). Tyto hodnoty jsou však různé pracoviště od pracoviště v závislosti na jejich hadicovém setu. Dle kapitoly č. 3.2.2. se objem náplně A-V smyčky, ať už u standardního okruhu pro MO nebo mini-systému pohybuje v rozmezí 51 – 205 ml, což je hodnota hrající svoji roli a v porovnání s DOV oxygenátorů činí 9 – 36 % u oxygenátorů bez integrovaného arteriálního filtru a 8 – 31 % u oxygenátorů s integrovaným arteriálním filtrem.

Dále je také nutno připočítat náplň arteriálního filtru, v případě, že je zapojen separátně k oxygenátoru bez arteriálního filtru. Tento filtr musí také být před připojením pacienta na oxygenátorovou soustavu naplněn, promyt a odvzdušněn. V ČR dostupné arteriální filtry jsou si však, co se týče velikostí náplní, podobné.

Tabulka 16 Přehled náplní separátních arteriálních filtrů

model	D734	A00X	352	Sherlock
výrobce	LivaNova	Terumo	Medtronic	Eurosets
náplň [ml]	195	200	212	179
průměr [ml]	197			

Namonec je však ještě důležité kalkulovat s případným použitím centrifugálního čerpadla namísto čerpadla okluzivního. Ačkoli literatura udává, že zapojení centrifugálního čerpadla do hadicového okruhu MO zvedá celkovou náplň [22, 23], je tento potenciálně negativní vliv nejvíce zřejmý u pediatrických kardiologických výkonů, kde každý mililitr náplně hraje klinickou roli na výši hemodiluce. Avšak u dospělých pacientů náplň centrifugálního čerpadla

navíc, 57 ml [70], je téměř zanedbatelná, zvláště s přihlédnutím k tomu, že centrifugální čerpadlo lze v hadicovém systému umístit blíže k oxygenátoru a tím se „ušetří“ náplň hadice vedoucí od rezervoáru oxygenátoru k válečkovému čerpadlu a zpět do oxygenačního modulu.

Výše uvedené lze dokázat i výpočtem. Hadice založená ve válečkovém čerpadle má obvykle průměr 1/2 palce, tj. 1,27 cm a délku okolo 60 cm. Tloušťka hadice je 3/32 palce, tj. 0,238 cm, tudíž vnitřní průměr 1/2 palcové hadice je 1,032 cm = 0,01032 m.

$$V = \pi \times r^2 \times h = 3,14 \times (0,01032/2)^2 \times 0,6 = 0,00005016m^3, \quad (6)$$

kde **V** je objem náplně hadice, **r** je vnitřní poloměr hadice a **h** j délka hadice.

Z výpočtu je zřejmé, že nahrazení okluzivního čerpadla čerpadlem centrifugálním zvyšuje náplň o pouze o **7 ml** a nemá signifikantní vliv na míru hemodiluce.

Na výši hemodiluce se výraznou měrou podílí i množství podaného kardioplegického roztoku. Ten se dodává v časových intervalech přímo do srdce a průměrný objem podaného množství roztoku během jednoho KCH výkonu se pohybuje v rozmezí 500 – 1500 ml, v závislosti na délce výkonu a může činit až 10-30% celkového krevního objemu pacienta!

Dle dostupné literatury a dle dotazníku je vhodné udržovat hematokrit na 24-25 % a to z důvodu zachování řádné perfuze orgánů (viz kapitola č. 1.3.2). Samozřejmě je možno se ptát, zdali nestačí pacientovi s nízkým HCT podat erytrocytární koncentrát (RBC) a tím HCT zvýšit. Možné to je a na většině českých KCH pracovišť se takto děje, ovšem pacient musí mít rezervu v krevní náplni, tj. nesmí být přeplněn. Podání krevní konzervy je také asociováno s vyšší incidencí poškození ledvin i rozvoje SIRS, proto je obecně lépe se tomuto kroku vyhnout, ačkoli se tomu tak ve většině případů neděje. Omezujícím faktorem je i to, že přenosová kapacita kyslíku krví z konzerv je limitovaná [46].

4.4 Omezení transfuze

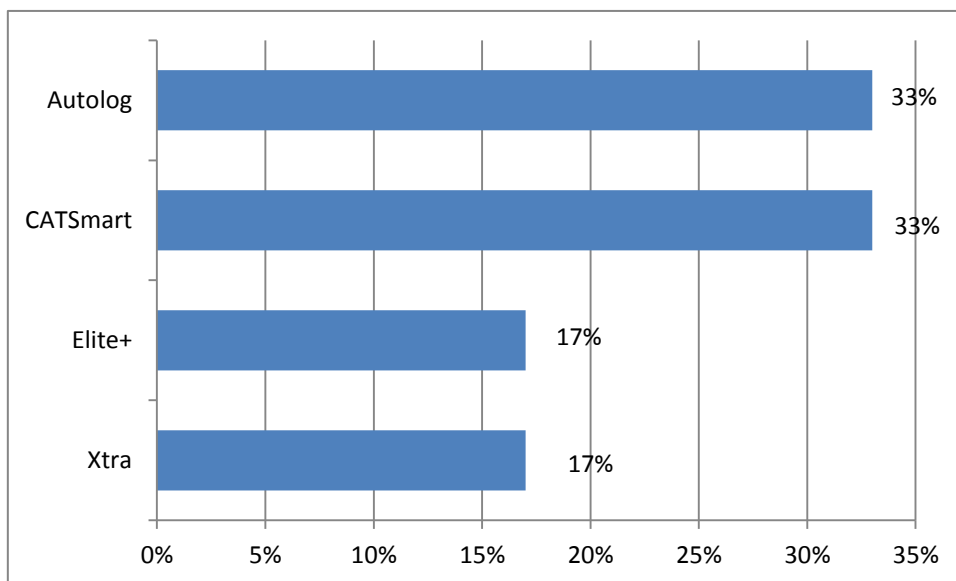
Jak již bylo v teoretické části nastíněno, možné jsou v zásadě dvě varianty omezení podávání transfuzních přípravků: využití autotransfuze a nebo hemokoncentrace.

4.4.1 Vliv autotransfuze

Dle dotazníkového šetření jsou v současné chvíli na českém trhu 4 výrobci autotransfuzních přístrojů s následujícími modely:

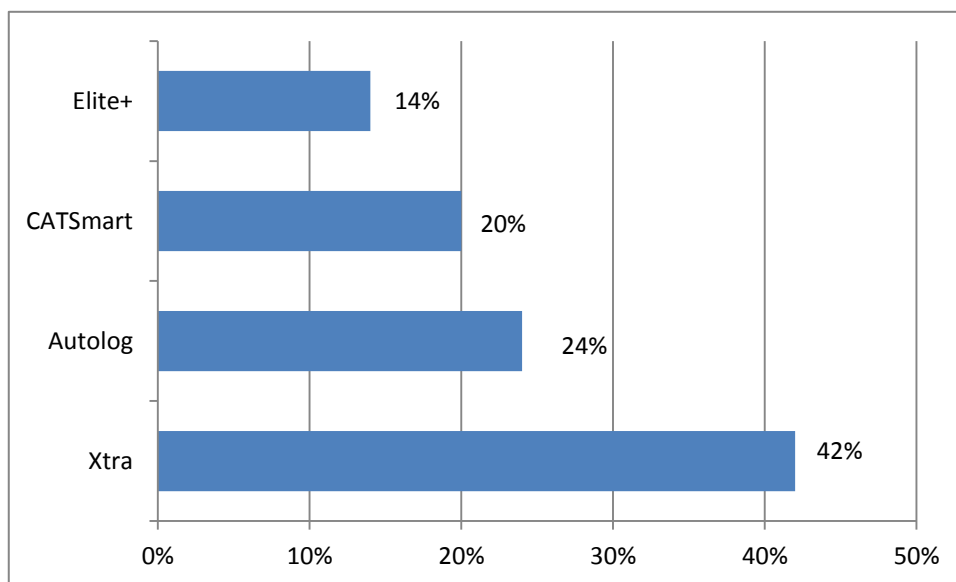
- **Xtra** (LivaNova Deutschland GmbH, Lindberghstraße 25, 80939 München, Německo)
- **CATSmart** (Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Kundenberatung, 61346 Bad Homburg)
- **Elite+** (Haemonetics S.A., Rue des Fléchères 6, P.O. Box 262 274, Signy-Centre, Švýcarsko)
- **AutoLog** (Medtronic, Inc., 710 Medtronic Parkway, Minneapolis, MN 55432-5604, USA)

Jejich zastoupení na KCH pracovištích v ČR je následující (dle dotazníkového šetření) je uvedeno na následujícím obrázku.



Obrázek 2 Zastoupení ATS přístrojů na KC pracovištích v ČR

Avšak využití autotransfuze během KCH výkonů se v rámci českých KCH pracovišť velmi liší a je závislé na tom, zdali KCH pracoviště disponují a aplikují strategii krevního managementu nebo ne.



Obrázek 3 Využití ATS přístrojů dle modelu na ČR KCH pracovištích

Z výše uvedeného přehledu je zřejmé, že KCH centra, která využívají ATS nad celorepublikovým průměrem, používají přístroj Xtra. Při detailnější pohledu na v ČR používané autotransfuzní přístroje je zřejmé, že většina z nich si je velice blízká, co se týče základních parametrů.

Tabulka 17 Přehled nejdůležitějších parametrů dostupných autotransfuzních přístrojů

model výrobce	Xtra LivaNova	CATSmart Fresenius	Elite+ Haemonetics	Autolog Medtronic
výstupní HCT [%]	65	64	60	50
míra odstranění nežádoucích látek [%]	95	95	94	90
rychlost plnění [ml/min]	1000	300	1000	600

Nutno dodat, že přístroje Xtra a CATSmart nabízí další funkce, jako je například předoperační sekvestrace trombocytů, jejichž jedno balení vychází na cca 10 000 Kč v nákladech, pokud si je KCH klinika pořizuje z krevní banky, zatímco odběrový set pro autotransfuzní přístroj stojí mezi 2-3 tisíci Kč. Co se týká pořizovací ceny přístroje a ceny spotřebního materiálu na jednoho pacienta, jsou si také podobné.

Tabulka 18 Přehled nákladů na autotransfuzní přístroje a jejich použití

model výrobce	Xtra LivaNova	CATSmart Fresenius	Autolog Medtronic	Elite+ Haemonetics
pořizovací cena [Kč]	1 100 000	800 000	650 000	850 000
cena spotřebního materiálu na jeden výkon [Kč]	6 300	5 500	5 000	6 000
možnost nakupovat sety rozděleně	ANO	ANO	NE	ANO

Volba „možnost set nakupovat rozděleně“ byla do porovnání zařazena z ekonomického důvodu, neboť u mnoha KCH výkonů není ze začátku zřejmé, zdali autotransfuzi bude využit či nikoli – záleží na výši krevních ztrát během KCH výkonu. Z tohoto důvodu se obvykle autotransfuzní přístroj připraví a zatím se do jeho rezervoáru odsává pouze „špinavá“ krev. Odsáté množství ve sběrném rezervoáru je rozhodujícím faktorem, zdali krev dále procesovat, tj. pročistit a odseparovat červené krvinky. Pokud by k tomuto kroku nedošlo, odsátá krev je zlikvidována a set je nutno doplnit spotřebovanou sběrnou částí – v opačném případě je znehodnocen celý set, ačkoli k procesování krve nedošlo, což by zbytečně zvyšovalo náklady.

MCDA analýza nejvhodnějšího autotransfuzního přístroje

Vzhledem k životnosti přístrojů okolo 10 let nebudou do MCDA zahrnovány náklady na pořízení přístroje, či spotřební materiál, které se od sebe liší nepatrně. Pro MCDA byla také zvolena metoda TOPSIS, založená na principu minimalizace od ideální varianty a maximalizace od bazální varianty. Váhy jednotlivých paramaterů byly získány z dotazníkového šetření metodou bodovací a výsledky poté průměrovány. Postup výpočtu MCDA analýzy je uveden v příloze č. 4.

Tabulka 19 TOPSIS analýza autotransfuzních přístrojů

	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]
Xtra	65	95	1000
CATSmart	64	95	300
Elite+	60	94	1000
Autolog	50	90	600
<i>pořadí</i>	<i>2</i>	<i>1</i>	<i>3</i>
<i>váhy</i>	<i>0,33</i>	<i>0,17</i>	<i>0,5</i>
<i>min/max</i>	<i>max</i>	<i>max</i>	<i>max</i>

Tabulka 20 Výsledek TOPSIS analýzy autotransfuzních přístrojů

model	TOPSIS výsledek	pozice
Xtra	1,000000	1.
Elite+	0,976634	2.
Autolog	0,426628	3.
CATSmart	0,063287	4.

Z TOPSIS analýzy je evidentní, že přístroj Xtra parametrově vychází nejlépe. Ovšem hlubší analýza je nutná, neboť porovnávané parametry pochází pouze z veřejně dostupných zdrojů a jejich množství nelze považovat za dostačující pro detailnější porovnání. Také není zahrnuta ergonomie, snadnost použití a další, uživatelsky závislé aspekty. Ač tato kapitola je věnována autotransfuzním přístrojům pro použití jako částečná náhrada podávání krevních konzerv, z pohledu perspektivy nemocničního zařízení je vhodné též zvážit další protokoly a módy těchto přístrojů (předoperační sekvestrace trombocytů, plazmy atp.). Obecně se dá říci, že všechny přístroje, až na přístroj Autolog, nabízí uspokojivé parametry a pro účely rekuperace erytrocytů jsou dostačující.

Porovnání autotransfuzního přístroje VS krevní konzervy

Při porovnání, zdali se klinicky i ekonomicky vyplatí využití autotransfuzních přístrojů (dále ATS) oproti podávání krevních konzerv během KCH výkonů, je nutno zvážit následující parametry (dle dotazníkového šetření):

- průměrná cena procesovacího setu ATS (na jednoho pacienta) = 5.700 Kč
- průměrná cena konzervy erytrocytů = 3.000 Kč

V kardiochirurgických centrech ČR se v průměru podá 1,5 krevní konzervy na KCH on-pump výkon, při vztažení na průměrné KCH centrum s 600 výkony za rok činí náklady přibližně 2.700.000 Kč. Uvedená průměrná hodnota je samozřejmě nepřesná, protože na KCH pracovištích se provádí cca 30-50 % výkonů téměř bez nutnosti podání krevních náhrad, ale jsou i výkony, při kterých je krevních konzerv podáno několik (3-6 kusů). Dále jsou KCH centra, která neoperují tak často složité výkony, zatímco jiná centra mají složitých výkonů nad celorepublikovým průměrem (dle dotazníkového šetření) a to se odráží i ve spotřebě krevních konzerv. Využití ATS během KCH výkonů v ČR se pohybuje okolo 5 %, to u průměrného KCH centra, s 600 výkony za rok, činí 30 použití za rok, takže náklady na spotřební materiál ATS za rok činí v průměru cca 170.000 Kč.

Z dotazníkového šetření vyplynulo, že okolo 15 % výkonů provází vysoce excesivní ztráty krve, tj. krevní ztráty během výkonu přesahují 1000 ml. U průměrného KCH centra se může jednat o přibližně 90 výkonů za rok. Pokud by se využití ATS aplikovalo alespoň u vysoce-krvácivých výkonů, tj. použití ATS by stoupl z 30 na 90 použití, náklady na spotřební materiál ATS by vystoupaly na 513.000 Kč. Vzhledem k tomu, že okolo 40 % krevních konzerv se spotřebuje u vysoce-krvácivých výkonů (dle dotazníkového šetření), lze odvodit, že 90 KCH výkonů z celkových 600 spotřebuje 360 konzerv erytrocytů (v průměru 5 konzerv na 1 vysoce-krvácivý výkon), což u těchto výkonů přináší náklady na RBC konzervy ve výši 1.080.000 Kč.

Dle publikace Vonka a spol. [74], použití ATS během kardiopulmonálního bypassu snižuje spotřebu krevních transfuzí o 50 %. Pokud by se u výše zmíněných vysoce-krvácivých výkonů použil ATS, mohlo by dojít k poklesu nákladů na krevní konzervy o 50 %, tj. na 540.000 Kč. Nutno však dodat, že celkové náklady by se navýšily o spotřební materiál ATS ve výši 513.000 Kč, takže výsledné náklady na krevní management vysoce-krvácivých výkonů by činily 1.053.000 Kč, což je o 3 % úspora nákladů.

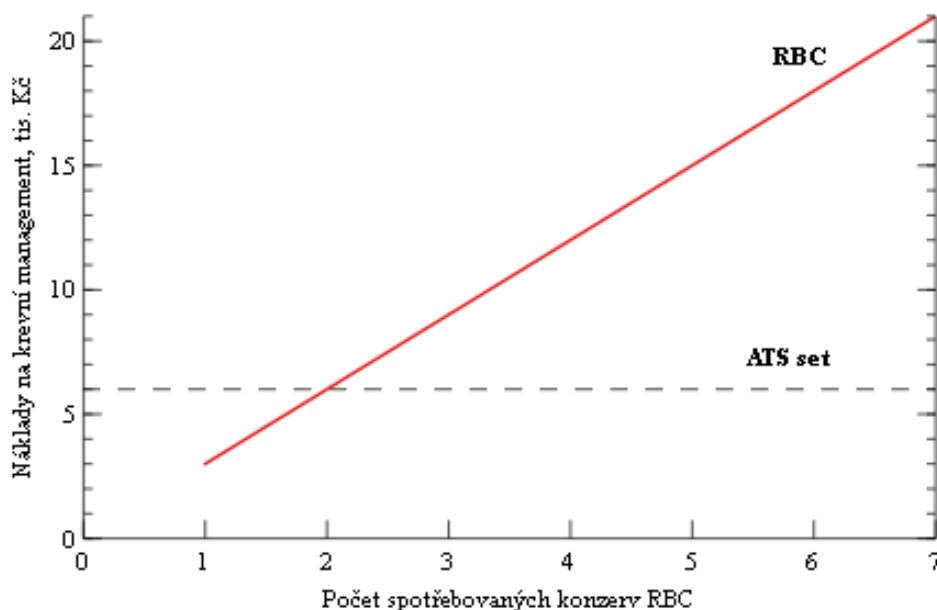
Lze však očekávat, že u těchto vysoce-krvácivých výkonů by úspora krevních konzerv byla vyšší, a spotřeba krevních konzerv by mohla klesnout až na jeden kus na výkon, neboť použití ATS by umožňovalo rekuperaci odsávaných, ale nepoškozených, červených krvinek, což by se ekonomicky projevilo následovně:

- náklady na krevní konzervu u 90 výkonů x 3.000Kč za konzervu = 270.000 Kč
- náklady na ATS u 90 výkonů x 5.700 ATS set = 513.000 Kč

Souhrnné náklady na krevní konzervy a spotřební materiál ATS u vysoce-krvácivých výkonů průměrného KCH centra by činily 783.000 Kč oproti stávajícím 1.080.000 Kč (28 % úspora).

Tabulka 21 Výpočet úspory transfuzních přípravků při využití ATS pouze u vysoce krvácivých výkonů

vstupní data		spotřeba RBC konzerv pouze u vysoce krvácivých výkonů	
cena krevní konzervy	3 000 Kč	vysoce-krvácivé	15%
cena ATS setu	5 700 Kč	výkony	90
průměrná spotřeba konzervy RBC na výkon	1,5	potenciální	40%
průměrný počet výkonů	600	celková spotřeba RBC konzerv	360
průměrná spotřeba konzerv RBC celkem	900	náklady na RBC konzervy	1 080 000 Kč
průměrné náklady KCH centra na konzervy RBC	2 700 000 Kč		
snížení spotřeby RBC konzerv o		50%	
počet spotřebovaných konzerv		180	
náklady na krevní konzervy		540 000 Kč	
náklady na ATS sety		513 000 Kč	
náklady celkem		1 053 000 Kč	
úspora		3%	
počet spotřebovaných RBC konzerv na jeden výkon		1	
počet spotřebovaných konzerv celkem		90	
náklady na krevní konzervy		270 000 Kč	
náklady na ATS sety		513 000 Kč	
náklady celkem		783 000 Kč	
úspora		28%	



Obrázek 4 Přehled nákladů na RBC konzervy a ATS sety

S využitím ATS lze omezit spotřebu krevních konzerv, samozřejmě s přihlédnutím k aktuálnímu stavu pacienta.

Jak zmiňuje publikace [74], použití ATS snižuje incidenci pooperačního infarktu myokardu téměř 4x, zvyšuje šanci rychlejšího zotavení a opuštění pooperační JIP do 24 hodin po KCH výkonu. Zmiňovaný přínos ATS je uváděn v souvislosti s málo až středně rizikovými výkony, zatímco vysoce-krvácivé výkony jsou obvykle považovány za středně až vysoce rizikové. Dále je nutno zvážit, že podávání krevních konzerv, zvláště těch starších, které jsou v bance uchovávány déle než 14 dní, může u citlivých pacientů zapříčinit poškození orgánů [39]. Dle publikace Kocha a spol. [75], podání starší krevní konzervy (průměrně 20 dní) oproti čerstvé konzervě (průměrně 11 dní) zvyšuje mortalitu KCH pacientů o 61 %, selhání ledvin o 59 % a výskyt sepse o 70 %. Dokonce i jednoroční mortalita pacientů, kteří obdrželi čerstvou krev, byla o 67 % nižší. Samozřejmě výše uvedené lze eliminovat podáváním čerstvé krve, ovšem dle mého průzkumu se toto víceméně děje jen u dětské kardiochirurgie.

V neposlední řadě lze ATS využít k pooperačnímu odsávání krve z operační rány, rekuperaci RBC a ty pak lze pacientovi opět vrátit, díky čemuž se opět ušetří podávání krevních konzerv.

4.4.2 Hemokoncepce

Hlavní indikací pro použití hemokoncepce je nízký hematokrit způsobený vysokou hemodilucí v souvislosti s vysokou krevní náplní pacienta. V ČR KCH centrech je limit HCT

pro nasazení hemokoncentrace, v případě, že pacient má dostatek krevní náplně, okolo 24 % (dle rozhovorů s experty).

Na základě dotazníkového šetření bylo zjištěno, že v ČR se nejvíce používají 3 typy hemokoncentrátorových kapslí, z nichž kapsle HPH 1400 je distribuována více než dvěma distributory. Následující porovnání obsahuje pouze jen veřejně dostupné parametry produktů a opět nezahrnuje subjektivní parametry, jako je snadnost odvodušnění, manipulace atp.

Tabulka 22 Porovnání základních paramterů hemokoncentrátorů

model	SH14	HPH 1400	BC 140 Plus
výrobce	LivaNova	Minntech	Maquet
plocha membrány [m ²]	1,35	1,30	1,35
náplň [ml]	80	100	102
maximální TMP* [mmHg]	495	500	500
UTF** při TMP 400mmHg [ml/min]	350	145	245

* *Trans-Membránový Tlak*

** *Ultrafiltrát*

Jak je z uvedeného porovnání zřejmé, hemokoncentrátory se kromě parametru rychlosti ultrafiltrace téměř neliší. Ale právě rychlost ultrafiltrace je relativně důležitá, neboť na hemokoncentraci během kardiopulmonálního bypassu není mnoho času a výstupu této aplikace, tj. koncentrace krve a zvýšení HCT, je nutno dosáhnout rychle aby se zabránilo dlouhodobějšímu vystavení pacienta hypoxii. V rychlosti ultrafiltrace se hemokoncentrátory liší až o 59 %, což je již významný rozdíl. Stejně jako u oxygenátorů, plocha membrány by měla být co nejnižší (vliv na SIRS), podobně také náplň (vliv na hemodiluci), maximální transmembránový tlak a rychlost ultrafiltrace zase co nejvyšší.

Použití hemokoncentrátoru během kardiopulmonálního bypassu má své specifické indikace, mezi které patří: nízký hematokrit (<24 %) a vysoká krevní náplň pacienta provázená jeho nízkou diurézou. O použití hemokoncentrace rozhoduje perfuzionista po dohodě s anesteziologem (dle dotazníkového šetření). Nelze tedy tvrdit, že hemokoncentrace je alternativou k podávání krevních konzerv. Toto potvrzuje i její 6-10% využití během kardiopulmonálních bypassů dospělých pacientů. U dětské kardiokirurgie je situace jiná, neboť pediatričtí pacienti mají celkově malou náplň a každý mililitr plnicího/kardioplegického roztoku náplň pacienta výrazně zvyšuje a tím snižuje hodnotu hematokritu.

5 Souhrnný pohled na vedené MO

V rámci této diplomové práce byl uveden přehled základních vlivů MO na operační výkon a výsledný stav pacienta. Také byla provedena analýza negativních důsledků MO se zaměřením na nejčastější komplikace u pacientů, kteří absolvují kardiopulmonální bypass na MO, a to na akutní selhání ledvin AKI (incidence přes 20 %) a syndrom zánětlivé reakce organismu SIRS. Tyto aspekty byly dány do souvislosti z pohledu volby přístrojového vybavení, spotřebního materiálu a jak se tyto vlivy ekonomicky podílí na nákladech jak na samotný KCH výkon tak i na pooperační zotavení pacienta.

5.1 Volba systémů, metod a příslušenství

Z pohledu volby přístrojového vybavení, spotřebního materiálu a způsobů vedení MO vychází, že existuje více způsobů, jak vést MO.

Při volbě vedení MO uzavřeným, mini-invazivním systémem, se zejména zvažuje snížení plnicí náplně hadicového okruhu pro MO (primingu), omezení plochy a délky hadicového systému (tj. styku krve s cizím materiálem). Zde je nutno volit oxygenátor s co nejmenší možnou náplní – zde se v současnosti používané oxygenátory v tomto paramteru liší až o 30 %. Dále je vhodné použít oxygenátor s malou plochou okysličovací membránou, kde je rozdíl až 44% mezi dostupnými variantami. Jak je z kapitoly 3.2.1 a 3.2.2 evidentní, na kontaktu krve s cizím materiálem se oxygenátor velikostí své okysličovací membrány podílí 11 – 58 krát více než vnitřní plocha mini-invazivního hadicového setu. Obdobně minimální potřebná náplň oxygenátoru se pohybuje mezi 445 – 713 ml, což dává rozdíl 268 ml, zatímco rozdíl náplně mezi A-V linkou mini-systému (51 ml) a standardního hadicového systému (205 ml) činí 154 ml.

Pro využití pulzatilní perfuze, která má prokazatelně pozitivní vliv na orgánové prokrvení, je doporučeno použít arteriální kanylu s disperzním průtokem, což navyšuje náklady na tuto kanylu o 12,5 – 28,5 % oproti kanyle standardní, nicméně klinický efekt ve snížení střížného napětí na vnitřní stěnu aorty o 50 % je významným přínosem pro pacienta celkově, nezávisle na pulzatilitě perfuze.

Kdy použít čerpadlo válečkové, tj. okluzivní, nebo centrifugální, je otázka typu výkonu a stavu pacienta, neboť klinické výhody centrifugálního čerpadla se projevují až u kombinovaných, komplikovaných, dlouho trvajících výkonů či u rizikovějších pacientů. Centrifugální čerpadlo navyšuje cenu spotřebního materiálu (tj. oxygenátoru a hadicového setu) až o 40%, proto je vhodné mít pro použití centrifugálního čerpadla stanovené přesné indikace.

Online monitory krevních plynů jsou standardem při vedení MO a základní, dostupné modely, jsou plně dostačující (viz kapitola č. 4.2.1). Pro komplikovanější výkony a rizikové pacienty je vhodné využít online monitor CDI500, který nabízí širší škálu měření hodnot

včetně acidobazické rovnováhy – ovšem za výrazný nárůst ceny spotřebního materiálu ve výši až 40 %.

Oxygenátorová soustava je tím nejdůležitějším prvkem spotřebního materiálu u MO a jednotlivé modely i přesto, že svůj účel plní všechny, se mohou mezi sebou více i méně lišit a je nutno na tyto aspekty nahlížet v souvislostech (viz 3.2). MCDA analýza ukázala jako nejvhodnější model oxygenátoru Inspire 8, nicméně váhy této analýzy byly odvozeny z dotazníkového šetření, navíc ještě zprůměrovány, proto je výsledek jen orientační a hlubší analýza dle nových klinických poznatků je nutná – a to i na mezinárodní úrovni. Každopádně celosvětové trendy ve vývoji oxygenátorů jsou evidentní:

- snižování plochy membrány, tj. snižování kontaktu krve s cizím materiálem
- snižování nutné minimální náplně, tj. omezování hemodiluce
- zdokonalit účinnost filtrace mikrobublin – vhodnou konstrukcí jak rezervoáru tak oxygenačního modulu

Výše uvedenému je vhodné věnovat pozornost a to z důvodu snižování negativních dopadů MO na pacienta a tím zkrácení doby hospitalizace v nemocničním zařízení.

Uvedená cílená perfuze, která sice vyžaduje dodatečné přístrojové vybavení (v rozpočtu na životnost 10 let se jedná o 100 – 150tis za rok), však umožňuje vést perfuzi přesně podle metabolických nároků pacienta, čímž eliminuje možnou nedostatečnost v dodávce kyslíku do tkání pacienta. To se pozitivně odráží ve zkrácení pooperačního stavu pacienta a ve snížení ekonomických nákladů nemocničního zařízení.

5.2 Jak omezit negativní dopady MO

Dle provedených analýz lze dospět k názoru, že pro omezení rozvoje systémové zánětlivé reakce organismu (SIRS) na MO a snížení incidence post-perfuzního syndromu je vhodné využít:

- uzavřený, mini-invazivní systém s plným biokompatibilním krytím
- pulzatilní perfuzi
- oxygenátor disponující co nejmenší plochou okysličovací membrány
- centrifugální čerpadlo (namísto okluzivního)
- autotransfuzní přístroj (tj. omezit podávání krevních transfuzí)

Výše uvedené však navýší náklady na spotřební materiál MO o 40-50 %, nicméně má za následek rychlejší zotavení pacienta po výkonu což se pozitivně promítne i do ekonomických nákladů zdravotnického zařízení. Vzhledem k finanční náročnosti využití všech uvedených aspektů lze doporučit zvažovat jednotlivé aspekty dle stavu pacienta a očekávanému riziku výkonu.

Akutní selhání ledvin je nejčastější pooperační komplikací po kardiopulmonálním bypassu, výrazně navyšuje náklady na pooperační zotavení pacienta na JIP a standardním

lůžkovém oddělení. Navzdory tomu, že v kapitole 4.2 byly zvažovány pouze průměrné náklady na pobyt na lůžku, bez kalkulace léčiv a terapií, je evidentní, že lze incidenci AKI významně omezit. Při nákladech okolo 100-150 tis/rok (rozpočítáno) lze cílenou perfuzí dosáhnout na lůžkové péči úsporu ve výši přesahující 7 mil. – u centra provádějící ročně 600 KCH výkonů na MO.

Omezení podávání krevních transfuzí, které mohou iniciovat některé komplikace, vyřešit použitím autotransfuzního přístroje, který umožňuje separaci erytrocytů a jejich následné podání pacientovi. Ekonomická úspora se výrazněji projeví až v případě nutnosti použití dvou a více krevních konzerv během výkonu. S autotransfuzním přístrojem lze dosáhnout úspory až ve výši 300 tis/rok v případě využití ATS jen u vysoce-krvácivých výkonů. Nezanedbatelné jsou klinické výhody použití ATS, oproti podávání krevních konzerv, které jsou mnohem výraznější (viz kapitola č. 4.4.1), než pouze výhody ekonomické.

6 Diskuze

Z rozhovorů s experty, mimo jiné, vyplynulo uniformní používání spotřebního materiálu nezávisle na pacientovi (z pohledu věku, stavu a riziku). V ČR se v 5 z 12 KCH center používá jen jeden typ oxygenátoru na všechny typy výkonů, 2 centra používají dva typy oxygenátorů (z bezpečnostních důvodů, pokud by dodávky jednoho dodavatele měly výpadek) a 5 center používá více druhů oxygenátorů (obvykle 2) dle typu prováděného výkonu (nejčastěji rozdělené na jednoduché a kombinované výkony). Nicméně až na Dětské Kardiocentrum v Motole, které však v této práci není zahrnuto, se zdá, že žádné české KCH centrum neřeší míru hemodiluce způsobenou oxygenátorem či vliv plochy oxygenační membrány na biokompatibilitu – kde rozdíl mezi dostupnými modely dosahuje až 44 % mezi velikostmi membrán a až 30 % co se týče vyvolané hemodiluce! Obavy, že by menší membrána měla méně oxygenovat jsou liché, neboť každý typ oxygenátoru ve své brožuře disponuje křivkou závislosti oxygenace na průtoku, ze které lze efektivitu oxygenace vyčíst. Mimo to je běžnou praxí všech firem v ooru poskytovat KCH pracovištím vzorky na odzkoušení.

Dalším aspektem, v ČR však téměř nezvažovaným, je použití oxygenátoru s menší membránou pro menší pacienty, tj. pacienty s BSA do 2 m², kterých může být až 30 % z celkového počtu operovaných. Jedním z důvodů toho konzervativního přístupu je zachování jednotnosti používaného spotřebního materiálu, což eliminuje případné pochybení ze stran perfuzionistů – zvláště při urgentních výkonech, kde každá vteřina hraje roli a chyba může mít fatální následky. Na druhou stranu, v centrech mimo naší republiku se toto děje bez evidentních komplikací.

Využití pulzatilní perfuze se zdá být dalším krokem pro zlepšení dodávky kyslíku do tkání, tj. zlepšení orgánové mikrocirkulace, nutno však pro tento mód využít disperzní arteriální kanylu a oxygenátor s integrovaným arteriálním filtrem. Obojí je běžně k dostání a finanční zatížení je téměř minimální.

Embolizace mikrobublinami je častou komplikací, ústící v postperfuzní syndrom, nicméně je téměř nemožné stanovit, zdali za tento negativní výstup pacienta je odpovědný spotřební materiál MO – oxygenátor – nebo KCH výkon jako takový. K dispozici by u KCH výkonů musel být bublinový analyzátor, který je mnohem sofistikovanější než standardní bublinové čidlo, kterým disponují přístroje pro MO. Většina výrobců oxygenátorů své produkty podrobuje zátěžovým testům a bublinovým analyzátozem měří míru mikrobublin, které procházejí oxygenátorem, nicméně se jedná o interní, a často neveřejné, testy, tudíž mají omezenou vypovídající hodnotu. Pár faktů je však zřejmých – dlouhá krevní cesta oxygenačním modulem a vyšší tlakový gradient (deltaP) vede k efektivnější filtraci mikrobublin.

Náhrada krevních transfuzí, i když jen částečná, metodou autotransfuze je na mnoha zahraničních pracovištích (Holandsko, Belgie, Německo) standardním postupem. ATS přístroj

se zde používá u každého KCH výkonu, ať už se využije jeho procesovací část nebo ne. Náklady na ATS set sice navyšují celkové náklady na výkon, neboť, jak bylo zmíněno v kapitole 4.4.1, ATS se ekonomicky vyplatí od použití 2 a více krevních konzerv. Nicméně klinické výhody použití ATS a redukce podávání krevních náhrad (erytrocytů) jsou natolik evidentní, že z pohledu omezení negativního dopadu KCH výkonu na pacienta se použití ATS vyplatí i klinicky. Je škoda, že se takto ve většině ČR KCH pracovištích neděje a využití ATS během KCH výkonů tak není upřednostňováno. Zdá se, že pro ošetřující lékařský a zdravotnický personál je obecně snazší sáhnout po krevní konzervě, než se starat o ATS přístroj – navzdory tomu, že jsou ATS přístroje dnes již plně automatické a jedinou prací má obsluha s nasazením setu do přístroje, případným vyměňováním vaků s promývacím roztokem a následné od-setování a zlikvidování spotřebního materiálu.

Provedené MCDA analýzy oxygenátorů a ATS přístrojů v této práci jsou založeny na osobním hodnocení důležitosti paramterů jednotlivých expertů a navíc jsou jejich hodnocení průměrovány, což výrazně zkresluje výsledek – ač určitou hodnotu mají a směr pro výběr spotřebního materiálu/přístroje naznačují. Bylo by vhodné tyto analýzy provést z pohledu širšího konsezu či guidelines – ty však nejsou celosvětově sjednocené a někde ani neexistují.

Některé pozitivní vlivy na omezení negativních následků MO na pacienta lze ekonomicky vyjádřit (viz výše), u jiných to tak jednoznačně nelze. Kardiopulmonální bypass během KCH výkonu je komplexní záležitost a svojí roli zde hraje mnoho vlivů, nejen metoda vedení MO či použitého příslušenství. Publikovaných studií je však v současné době k dispozici velké množství a je vhodné se jimi hlouběji zabývat.

Obecně se dá říci, že ekonomické pohledy nemocničních zařízení v ČR na náklady KCH výkonů jsou natolik silné, že ve většině případů, bohužel, zastiňují klinické výhody. Velkou roli hraje, že o nákupu spotřebního materiálu rozhodují autority, které si nedají do souvislosti relativně mírné navýšení nákladů na spotřební materiál, který má ve výsledku pozitivní vliv jak na stav pacienta, tak z ekonomického pohledu i na nutnou dobu, kterou pacient stráví v nemocničním zařízení na JIP (viz kapitola č. 4.2). Nutno také podotknout, že vzhledem k počtům kardiopulmonálních bypassů na MO v KCH centrech a cenách za spotřební materiál, je evidentní, že se jedná o velké finanční částky (7-15 mil. ročně) a veřejné zakázky o tak velkém objemu finančních prostředků jsou zatíženy zánčným tlakem zainteresovaných stran což se, bohužel, často odráží na odchýlení se od klinické výhodnosti zdravotnických prostředků.

Závěrem lze tvrdit, že z pohledu volby příslušenství MO je nutná osvěta zdravotnického personálu podílejícího se na KCH výkonu a nejen jich, toto je potřeba také komunikovat s nejvyššími představiteli nemocnic, kteří rozhodují o přidělování finančních zdrojů a mohou ze správné volby spotřebního materiálu z dlouhodobějšího hlediska ekonomicky profitovat – ve smyslu přínosu úspory pro nemocniční zařízení.

7 Závěr

Správná volba způsobu vedení mimotělního oběhu (MO), včetně volby příslušenství, má výrazný vliv jak na průběh výkonu, tak i na pooperační stav pacienta a jeho zotavení. Na dvě největší pooperační komplikace, systémovou zánětovou reakci organismu (SIRS) a akutní selhání ledvin (AKI), má vliv jak oxygenátorovou soustavou a hadicovým setem indukovaná hemodiluce, tak i podávání transfuzních přípravků.

Široká škála druhů příslušenství, zvláště oxygenátorů, umožňuje přizpůsobit perfuzi pacientovi, jeho stavu a očekávanému riziku výkonu. Obávané ekonomické zatížení bývá často kompenzováno klinickým benefitem a nezdědka i finanční úsporou z pohledu celkového pobytu pacienta v nemocničním zařízení. Inovace a vývoj zdravotnických prostředků se neustále posouvají vpřed, vysoce konkurenční prostředí na trhu se zdravotnickými prostředky tlačí ceny dolů a umožňují jejich širokou dostupnost.

Některých benefitů, zvl. těch klinických, lze dosáhnout s malým, až žádným, ekonomickým zatížením. Jedná se zejména o využití menších oxygenátorů pro menší pacienty (s BSA do 2,0m²), nebo využití pulzatilní perfuze, zlepšující orgánovou mikrocirkulaci.

Z pohledu snížení incidence SIRS je evidentní, že uzavřený mini-invazivní způsob vedení perfuze přináší mnohé přínosy (snížení plochy a náplně), nutno jej však posuzovat v souvislosti s dalším volitelným příslušenstvím, zvl. oxygenátory. V opačném případě se mohou přínosy, méně i více, navzájem vyrušovat.

Z pohledu akutního selhání ledvin (AKI), využití komplexního perfuzního managementu krevních plynů, tj. cílené perfuze (Goal Directed Perfusion) lze dosáhnout až 62% snížení incidence postoperačního AKI, což ústí v celkovou až 11 % úsporu na pooperační péči, z důvodu zkrácení doby pobytu na lůžku až o 30 %. Je tedy evidentní, že prvotní investice ve výši 1-1,5 mil se v horizontu 10 let zdravotnickému zařízení mnohonásobně vrátí (více než 40x).

Využití autotransfuzního přístroje (ATS) pro rekuperaci nepoškozených erytrocytů, prodlužuje dobu před podáním konzervy erytrocytů a v některých případech tuto potřebu dokonce eliminuje. Vzhledem k tomu, že všechny KCH pracoviště tímto přístrojem disponují, není důvod jej nepoužívat alespoň u výkonů, kde se očekávají velké krevní ztráty (800 – 1000 ml a více). V porovnání využití jen krevních konzerv, použití ATS u vysoce-krvácivých výkonů přináší úsporu nákladů ve výši 3–28%. Z klinického hlediska má využití ATS nad krevními konzervami přínos ve snížení incidence jak SIRS tak i AKI.

Jak bylo v této diplomové práci nastíněno, způsobů jak omezit negativní dopad MO na pacienta je mnoho a jedná se o spojené nádoby. Náklady na příslušenství MO varíují mezi 10 – 25 tis a je vhodné je přizpůsobit jak předoperačnímu pacienta tak i náročnosti výkonu. Příslušenství a metody se navzájem doplňují ale i vyrušují a nutno na tyto aspekty nahlížet jako na komplexní strategii, kterou je potřeba posuzovat v celku. Svojí roli hraje nejen

ekonomické zatížení, ale i klinické výhody, ze kterých však ve výsledku bude benefitovat nejen pacient, ale i nemocniční zařízení úsporou finančních prostředků (a reputací mezi širokou veřejností).

Seznam použité literatury

[1] NĚMEC, Petr. *Kardiochirurgie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006. ISBN 80-244-1303-5.

[2] Přehled vybraných kardiochirurgických operací v ČR, 2012. Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR [online]. Praha: UZIS [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/katalog/zdravotnicka-statistika/prehled-vybranych-kardiochirurgickych-operaci-cr>

[3] LONSKÝ, Vladimír. *Mimotělní oběh v klinické praxi*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0653-9.

[4] STASZKO, Martin, 2012. Role všeobecné sestry při vedení mimotělního oběhu formou miniinvazivních systémů [online]. Plzeň [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <https://portal.zcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html>. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni.

[5] JENSEN, Eva, Svenerik ANDRÉASSON, Anders BENGTSSON, Håkan BERGGREN, Rolf EKROTH, Lena LINDHOLM a John OUCHTERLONY. Influence of two different perfusion systems on inflammatory response in pediatric heart surgery. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2003, 75(3), 919-925 [cit. 2017-05-31]. DOI: 10.1016/S0003-4975(02)04501-0. ISSN 00034975.

[6] KOIVISTO, S. P., J. O. WISTBACKA, R. RIMPILAINEN, J. NISSINEN, P. LOPONEN, K. TEITTINEN a F. BIANCARI. Miniaturized versus conventional cardiopulmonary bypass in high-risk patients undergoing coronary artery bypass surgery. *Perfusion* [online]. 2010, 25(2), 65-70 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659110364443. ISSN 0267-6591.

[7] CASTIGLIONI, Alessandro, Alessandro VERZINI, Federico PAPPALARDO, Nicola COLANGELO, Lucia TORRACCA, Alberto ZANGRILLO a Ottavio ALFIERI. Minimally Invasive Closed Circuit Versus Standard Extracorporeal Circulation for Aortic Valve Replacement. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2007, 83(2), 586-591 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2006.09.039. ISSN 00034975.

[8] SVITEK, Vladimír. *Klinický význam použití nových technologií při vedení mimotělního oběhu*. Lékařská fakulta Hradec Králové, 2010. Disertační práce.

[9] GUNAYDIN, Serdar, Tamer SARI, Kevin MCCUSKER, Uwe SCHONROCK a Yaman ZORLUTUNA. Clinical evaluation of minimized extracorporeal circulation in high-risk coronary revascularization: impact on air handling, inflammation, hemodilution and myocardial function. *Perfusion* [online]. 2009, 24(3), 153-162 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659109346664. ISSN 0267-6591.

[10] OHATA, Toshihiro, Masataka MITSUNO, Mitsuhiro YAMAMURA, et al. Beneficial Effects of Mini-Cardiopulmonary Bypass on Hemostasis in Coronary Artery Bypass Grafting: Analysis of Inflammatory Response and Hemodilution. *ASAIO Journal* [online]. 2008, 54(2), 207-209 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1097/MAT.0b01340181648dbc. ISSN 1058-2916.

[12] LIEBOLD, A., A. KHOSRAVI, B. WESTPHAL, et al. Effect of closed minimized cardiopulmonary bypass on cerebral tissue oxygenation and microembolization. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [online]. 2006, 131(2), 268-276 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2005.09.023. ISSN 00225223.

[13] BIANCARI, F a R RIMPILAINEN. Meta-analysis of randomised trials comparing the effectiveness of miniaturised versus conventional cardiopulmonary bypass in adult cardiac surgery. *Heart* [online]. 2009, 95(12), 964-969 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1136/hrt.2008.158709. ISSN 1355-6037.

[14] BENEDETTO, Umberto, Remo LUCIANI, Massimo GORACCI, Fabio CAPUANO, Simone REFICE, Emiliano ANGELONI, Antonino ROSCITANO a Riccardo SINATRA. Miniaturized Cardiopulmonary Bypass and Acute Kidney Injury in Coronary Artery Bypass Graft Surgery. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2009, 88(2), 529-535 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2009.03.072. ISSN 00034975.

[15] RIMPILÄINEN, R, F BIANCARI, JO WISTBACKA, P LOPONEN, SP KOIVISTO, J RIMPILÄINEN, K TEITTINEN a J NISSINEN. Outcome after coronary artery bypass surgery with miniaturized versus conventional cardiopulmonary bypass. *Perfusion* [online]. 2008, 23(6), 361-367 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659109105254. ISSN 0267-6591.

[16] BICAL, Olivier M., Yves FROMES, Didier GAILLARD, Marc FISCHER, Olivier PONZIO, Philippe DELEUZE, Marie-Françoise GERHARDT a François TRIVIN. Comparison of the inflammatory response between miniaturized and standard CPB circuits in aortic valve surgery. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* [online]. 2006, 29(5), 699-702 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.ejcts.2006.01.053. ISSN 10107940.

[17] FROMES, Y. Reduction of the inflammatory response following coronary bypass grafting with total minimal extracorporeal circulation. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* [online]. 22(4), 527-533 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/S1010-7940(02)00372-X. ISSN 10107940.

[18] JI, Bingyang a Akif UNДАР. An Evaluation of the Benefits of Pulsatile versus Nonpulsatile Perfusion during Cardiopulmonary Bypass Procedures in Pediatric and Adult Cardiac Patients. *ASAIO Journal* [online]. 2006, 52(4), 357-361 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1097/01.mat.0000225266.80021.9b. ISSN 1058-2916.

[19] FUKAE, Kouji, Ryuji TOMINAGA, Shigehiko TOKUNAGA, Yoshito KAWACHI, Tsutomu IMAIZUMI a Hisataka YASUI. The effects of pulsatile and nonpulsatile systemic

perfusion on renal sympathetic nerve activity in anesthetized dogs. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [online]. 1996, 111(2), 478-484 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/S0022-5223(96)70459-2. ISSN 00225223.

[20] ASSMANN, Alexander, Ali CEMAL BENIM, Fethi GÜL, et al. Pulsatile extracorporeal circulation during on-pump cardiac surgery enhances aortic wall shear stress. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, 45(1), 156-163 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.09.021. ISSN 00219290.

[21] MILANO, Aldo D., Mikhail DODONOV, Francesco ONORATI, Tiziano MENON, Leonardo GOTTIN, Giovanni MALERBA, Alessandro MAZZUCCO a Giuseppe FAGGIAN. Pulsatile flow decreases gaseous micro-bubble filtering properties of oxygenators without integrated arterial filters during cardiopulmonary bypass. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [online]. 2013, 17(5), 811-817 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1093/icvts/ivt264. ISSN 1569-9293.

[22] DATT, Bharat, Moui B. NGUYEN, Gary PLANCHER, et al. The Impact of Roller Pump vs. Centrifugal Pump on Homologous Blood Transfusion in Pediatric Cardiac Surgery. *J Extra Corpor Technol.* 2017(49), 8.

[23] MORGAN, I. Superiority of centrifugal pump over roller pump in paediatric cardiac surgery: prospective randomised trial. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* [online]. 13(5), 526-532 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/S1010-7940(98)00067-0. ISSN 10107940.

[24] LINDHOLM, Lena, Martin WESTERBERG, Anders BENGTTSSON, Rolf EKROTH, Eva JENSEN a Anders JEPPSSON. A Closed Perfusion System With Heparin Coating and Centrifugal Pump Improves Cardiopulmonary Bypass Biocompatibility in Elderly Patients. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2004, 78(6), 2131-2138 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2004.06.011. ISSN 00034975.

[25] MLEJNSKY, F, A A KLEIN, J LINDNER, et al. A randomised controlled trial of roller versus centrifugal cardiopulmonary bypass pumps in patients undergoing pulmonary endarterectomy. *Perfusion* [online]. 2015, 30(7), 520-528 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659114553283. ISSN 0267-6591.

[26] ANDERSEN, Knut S., Else L. NYGREEN, Ketil GRONG, Beryl LEIRVAAG a Holm HOLMSEN. Comparison of the centrifugal and roller pump in elective coronary artery bypass surgery – a prospective, randomized study with special emphasis upon platelet activation. *Scandinavian Cardiovascular Journal* [online]. 2009, 37(6), 356-362 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1080/14017430310015523. ISSN 1401-7431.

[27] HOLINSKI, Sebastian, Benjamin CLAUS, Nicole HAEGER, Konrad NEUMANN, Ralf UEBELHACK a Wolfgang KONERTZ. Effect of Different Pump Heads for CPB on Early Cognitive Outcome after Coronary Artery Bypass Surgery. *Annals of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 2013, 2013(19), 6. ISSN 2186-1005.

[28] DURANDY, Yves. Minimizing Systemic Inflammation During Cardiopulmonary Bypass in the Pediatric Population. *Artificial Organs* [online]. 2014, 38(1), 11-18 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1111/aor.12195. ISSN 0160564x.

[29] SOBIESKI, Michael A., Joel D. GRAHAM, Patroklos S. PAPPAS, Antone J. TATOOLES a Mark S. SLAUGHTER. Reducing the Effects of the Systemic Inflammatory Response to Cardiopulmonary Bypass: Can Single Dose Steroids Blunt Systemic Inflammatory Response Syndrome? *ASAIO Journal* [online]. 2008, 54(2), 203-206 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1097/MAT.0b01340181640331. ISSN 1058-2916.

[30] ALEVIZOU, A., J. DUNNING a J. D. PARK. Can a mini-bypass circuit improve perfusion in cardiac surgery compared to conventional cardiopulmonary bypass? *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [online]. 2009, 8(4), 457-466 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1510/icvts.2008.200857. ISSN 1569-9293.

[31] RAJA, Shahzad G a Gilles D DREYFUS. Modulation of Systemic Inflammatory Response after Cardiac Surgery. *Asian Cardiovascular and Thoracic Annals* [online]. 2005, 13(4), 382-395 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/021849230501300422. ISSN 0218-4923..

[32] SENAY, S., F. TORAMAN, S. GUNAYDIN, M. KILERCİK, H. KARABULUT a C. ALHAN. The impact of allogenic red cell transfusion and coated bypass circuit on the inflammatory response during cardiopulmonary bypass: a randomized study. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [online]. 2008, 8(1), 93-99 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1510/icvts.2008.183608. ISSN 1569-9293.

[33] ZIYAEIFARD, Mohsen, Azin ALIZADEHASL a Gholamreza MASSOUMI. Modified Ultrafiltration During Cardiopulmonary Bypass and Postoperative Course of Pediatric Cardiac Surgery. *Research in Cardiovascular Medicine* [online]. 2014, 2(2), - [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.5812/cardiovascmed.17830. ISSN 2251-9572.

[34] PAPARELLA, D, Cardiopulmonary bypass induced inflammation: pathophysiology and treatment. An update [online]. [cit. 2018-05-07]. DOI: 10.1016/S1010-7940(01)01099-5. ISBN 10.1016/S1010-7940(01)01099-5. Dostupné z: [https://academic.oup.com/ejcts/article-lookup/doi/10.1016/S1010-7940\(01\)01099-5](https://academic.oup.com/ejcts/article-lookup/doi/10.1016/S1010-7940(01)01099-5)

Zkopírovať citaci

[35] PAPPALARDO, MD, Federico, Patrizia DELLA VALLE, PHD, Giuseppe CRESCENZI, MD, et al. Phosphorylcholine Coating May Limit Thrombin Formation During High-Risk Cardiac Surgery: A Randomized Controlled Trial. *Ann Thorac Surg*. 2006, 81(886-91), 6. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2005.09.006>.

[36] LORUSSO R, DE CICCO G, TOTARO P a GELSOMINO S. Effects of phosphorylcholine coating on extracorporeal circulation management and postoperative outcome: a double-blind randomized study. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*. 2009, 8(1), 5. DOI: 10.1510/icvts.2008.176479.

[37] KORN RL, FISHER CA, LIVINGSTON ER, STENACH N, FISHMAN SJ, JEEVANADAM V a ADDONIZIO VP. The effects of Carmeda Bioactive Surface on human blood components during simulated extracorporeal circulation. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1996, 111(5), 5.

[38] XIE, Xiangcheng, Xin WAN, Xiaobing JI, Xin CHEN, Jian LIU, Wen CHEN a Changchun CAO. Reassessment of Acute Kidney Injury after Cardiac Surgery: A Retrospective Study. *Internal Medicine* [online]. 2017, 56(3), 275-282 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.2169/internalmedicine.56.7638. ISSN 0918-2918.

[39] MAO, Huijuan, Nevin KATZ, Wassawon ARIYANON, et al. Cardiac Surgery-Associated Acute Kidney Injury. *Cardiorenal Medicine* [online]. 2013, 3(3), 178-199 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1159/000353134. ISSN 1664-5502..

[40] HU, Jiachang, Rongyi CHEN, Shaopeng LIU, Xiaofang YU, Jianzhou ZOU a Xiaoqiang DING. Global Incidence and Outcomes of Adult Patients With Acute Kidney Injury After Cardiac Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* [online]. 2016, 30(1), 82-89 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1053/j.jvca.2015.06.017. ISSN 10530770.

[41] HOUGARDY, Jean-Michel, Perrine REVERCEZ, Aline POURCELET, Bachar El OUMEIRI, Judith RACAPÉ, Alain LE MOINE, Frédéric VANDEN EYNDEN a Daniel DE BACKER. Chronic kidney disease as major determinant of the renal risk related to on-pump cardiac surgery: a single-center cohort study. *Acta Chirurgica Belgica* [online]. 2016, 116(4), 217-224 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1080/00015458.2016.1156929. ISSN 0001-5458.

[42] ELMISTEKAWY, Elsayed, Bernard MCDONALD, Christopher HUDSON, Marc RUEL, Thierry MESANA, Vincent CHAN a Munir BOODHWANI. Clinical Impact of Mild Acute Kidney Injury After Cardiac Surgery. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2014, 98(3), 815-822 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2014.05.008. ISSN 00034975.

[43] JORGE-MONJAS, Pablo, Juan BUSTAMANTE-MUNGUIRA, Mario LORENZO, et al. Predicting cardiac surgery – associated acute kidney injury: The CRATE score. *Journal of Critical Care* [online]. 2016, 31(1), 130-138 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.jcrc.2015.11.004. ISSN 08839441.

[44] NEWLAND, Richard F., Robert A. BAKER, Annette L. MAZZONE, Steven S. QUINN a Derek P. CHEW. Rewarming Temperature During Cardiopulmonary Bypass and Acute Kidney Injury: A Multicenter Analysis. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2016, 101(5), 1655-1662 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2016.01.086. ISSN 00034975.

[45] NEWLAND, RF, PJ TULLY a RA BAKER. Hyperthermic perfusion during cardiopulmonary bypass and postoperative temperature are independent predictors of acute

kidney injury following cardiac surgery. *Perfusion* [online]. 2013, 28(3), 223-231 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659112472385. ISSN 0267-6591.

[46] DE SOMER, Filip, John W MULHOLLAND, Megan R BRYAN, Tommaso ALOISIO, Guido J VAN NOOTEN a Marco RANUCCI. O2 delivery and CO2 production during cardiopulmonary bypass as determinants of acute kidney injury: time for a goal-directed perfusion management? *Critical Care* [online]. 2011, 15(4), R192- [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1186/c220349. ISSN 1364-8535.

[47] BENEDETTO, Umberto, Remo LUCIANI, Massimo GORACCI, Fabio CAPUANO, Simone REFICE, Emiliano ANGELONI, Antonino ROSCITANO a Riccardo SINATRA. Miniaturized Cardiopulmonary Bypass and Acute Kidney Injury in Coronary Artery Bypass Graft Surgery. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2009, 88(2), 529-535 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2009.03.072. ISSN 00034975.

[48] MATĚJOVIČ, M. Desatero akutního selhání ledvin. *Zdravi.euro.cz*. 2011, 2011(9), 12.

[49] RANUCCI, Marco, Giuseppe ISGRÒ, Federica ROMITTI, Sara MELE, Bonizella BIAGIOLI a Pierpaolo GIOMARELLI, Anaerobic Metabolism During Cardiopulmonary Bypass: Predictive Value of Carbon Dioxide Derived Parameters [online]. [cit. 2018-05-07]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2006.01.025. ISBN 10.1016/j.athoracsur.2006.01.025.

[50] RANUCCI, Marco, Federica ROMITTI, Giuseppe ISGRÒ, Mauro COTZA, Simonetta BROZZI, Alessandra BONCILLI a Antonio DITTA, Oxygen Delivery During Cardiopulmonary Bypass and Acute Renal Failure After Coronary Operations: Predictive Value of Carbon Dioxide Derived Parameters [online]. [cit. 2018-05-07]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2005.05.069. ISBN 10.1016/j.athoracsur.2005.05.069.

[51] RANUCCI, Marco, Giovanni CARBONI, Mauro COTZA, Paolo BIANCHI, Umberto DI DEDDA a Tommaso ALOISIO. Hemodilution on Cardiopulmonary Bypass as a Determinant of Early Postoperative Hyperlactatemia. *Surgical and Clinical Outcome Research*. 2015, 2015(4), 9.

[52] HABIB, Robert H., Anoar ZACHARIAS, Thomas A. SCHWANN, Christopher J. RIORDAN, Milo ENGOREN, Samuel J. DURHAM a Aamir SHAH. Role of hemodilutional anemia and transfusion during cardiopulmonary bypass in renal injury after coronary revascularization: Implications on operative outcome*. *Critical Care Medicine* [online]. 2005, 33(8), 1749-1756 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1097/01. CCM.0000171531.06133.B0. ISSN 0090-3493.

[53] OHATA, Toshihiro, Masataka MITSUNO, Mitsuhiro YAMAMURA, et al. Beneficial Effects of Mini-Cardiopulmonary Bypass on Hemostasis in Coronary Artery Bypass Grafting: Analysis of Inflammatory Response and Hemodilution. *ASAIO Journal* [online]. 2008, 54(2), 207-209 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1097/MAT.0b01340181648dbc. ISSN 1058-2916.

[54] GUNAYDIN, Serdar, Tamer SARI, Kevin MCCUSKER, Uwe SCHONROCK a Yaman ZORLUTUNA. Clinical evaluation of minimized extracorporeal circulation in high-risk coronary revascularization: impact on air handling, inflammation, hemodilution and myocardial function. *Perfusion* [online]. 2009, 24(3), 153-162 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659109346664. ISSN 0267-6591.

[55] SHAW, R. E., C. K. JOHNSON, G. FERRARI, et al. Balancing the benefits and risks of blood transfusions in patients undergoing cardiac surgery: a propensity-matched analysis. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [online]. 2013, 17(1), 96-102 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1093/icvts/ivt124. ISSN 1569-9293.

[56] RANUCCI, Marco, Daniela CONTI, Serenella CASTELVECCHIO, Lorenzo MENICANTI, Alessandro FRIGIOLA, Andrea BALLOTTA a Gabriele PELISSERO. Hematocrit on Cardiopulmonary Bypass and Outcome After Coronary Surgery in Nontransfused Patients. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2010, 89(1), 11-17 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2009.07.078. ISSN 00034975.

[57] GONZALEZ, Andrea Moreira, Ilker YAZICI, Krzysztof KUSZA, Maria SIEMIONOW, Simonetta BROZZI, Alessandra BONCILLI a Antonio DITTA, Effects of fresh versus banked blood transfusions on microcirculatory hemodynamics and tissue oxygenation in the rat cremaster model: Predictive Value of Carbon Dioxide Derived Parameters [online]. [cit. 2018-05-07]. DOI: 10.1016/j.surg.2006.09.015. ISBN 10.1016/j.surg.2006.09.015.

[58] JOHAGEN, Daniel, Micael APPELBLAD a Staffan SVENMARKER. Can the oxygenator screen filter reduce gaseous microemboli? *J Extra Corpor Technol.* 2014, 2014(46), 60-66.

[59] STANZEL, RDP a M HENDERSON. An in vitro evaluation of gaseous microemboli handling by contemporary venous reservoirs and oxygenator systems using EDAC. *Perfusion* [online]. 2016, 31(1), 38-44 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659115586437. ISSN 0267-6591.

[60] LOU, Song, Bingyang JI, Jinping LIU, Kun YU, Cun LONG, Alessandra BONCILLI a Antonio DITTA, Generation, Detection and Prevention of Gaseous Microemboli during Cardiopulmonary Bypass Procedure: Predictive Value of Carbon Dioxide Derived Parameters [online]. [cit. 2018-05-07]. DOI: 10.5301/ijao.5000010. ISBN 10.5301/ijao.5000010.

[61] WANG, Shigang, Larry BAER, Allen R. KUNSELMAN, John L. MYERS a Akif ÜNDAR. Delivery of Gaseous Microemboli With Vacuum-Assisted Venous Drainage During Pulsatile and Nonpulsatile Perfusion in a Simulated Neonatal Cardiopulmonary Bypass Model. *ASAIO Journal* [online]. 2008, 54(4), 416-422 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1097/MAT.0b0134018177227b. ISSN 1058-2916.

[62] MILANO, Aldo D., Mikhail DODONOV, Francesco ONORATI, Tiziano MENON, Leonardo GOTTIN, Giovanni MALERBA, Alessandro MAZZUCCO a Giuseppe FAGGIAN. Pulsatile flow decreases gaseous micro-bubble filtering properties of oxygenators without integrated arterial filters during cardiopulmonary bypass. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery* [online]. 2013, 17(5), 811-817 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1093/icvts/ivt264. ISSN 1569-9293.

[63] CLINGAN, S., M. SCHULDES, S. FRANCIS, H. HOERR a J. RILEY. In vitro elimination of gaseous microemboli utilizing hypobaric oxygenation in the Terumo(R) FX15 oxygenator. *Perfusion* [online]. 2016, 31(7), 552-559 [cit. 2017-06-04]. DOI: 10.1177/0267659116638148. ISSN 0267-6591.

[64] GIPSON, Keith E., David J. ROSINSKI, Robert B. SCHONBERGER, et al., Elimination of Gaseous Microemboli From Cardiopulmonary Bypass Using Hypobaric Oxygenation: Predictive Value of Carbon Dioxide Derived Parameters [online]. [cit. 2018-05-07]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2013.08.074. ISBN 10.1016/j.athoracsur.2013.08.074.

[65] DE SOMER F. Impact of oxygenator characteristics on its capability to remove gaseous microemboli. *J Extra Corpor Technol.* 2007, 39(4), 5.

[66] ASSMANN, Alexander, Fethi GÜL, Ali CEMAL BENİM, Franz JOOS, Payam AKHYARI a Artur LICHTENBERG. Dispersive Aortic Cannulas Reduce Aortic Wall Shear Stress Affecting Atherosclerotic Plaque Embolization. *Artificial Organs.* 2015, 39(3), 8. DOI: 10.1111/aor.12359.

[67] Optiflow Arterial Cannulae reduce aortic wall shear stress by up to 50%. *Cannulae.livanova* [online]. 2016 [cit. 2017-12-03]. Dostupné z: <http://cannulae.livanova.com/digital-hub/product-highlights/optiflow-arterial-cannulae-reduce-aortic-wall-shear-stress-by-up-to-50/>

[68] Autotransfusion. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2017-12-05]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Autotransfusion>

[69] Xtra. *Livanova.sorin* [online]. Italy [cit. 2017-12-05]. Dostupné z: <http://www.livanova.sorin.com/products/cardiac-surgery/perfusion/autotransfusion/xtra>

[70] Revolution. *Sorin.livanova* [online]. [cit. 2017-12-05]. Dostupné z: <http://www.livanova.sorin.com/products/cardiac-surgery/perfusion/centrifugal-blood-pump/revolution>

[71] DU BOIS, D, 1989. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Nutrition.* 5(5), 303-311.

[72] DE SOMER. Does contemporary oxygenator design influence haemolysis? *Perfusion.* 2013, 28(4), 280-285. DOI: <https://doi.org/10.1177/0267659113483803>.

[73] MAGRUDER, J. Trent, Todd C. CRAWFORD, Herbert Lynn HARNESS, et al. *A pilot goal-directed perfusion initiative is associated with less acute kidney injury after cardiac surgery*. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2016.09.016. ISBN 10.1016/j.jtcvs.2016.09.016.

[74] VONK, Alexander B.A, Michael I. MEESTERS, Robert P. GARNIER, Johannes W.A. ROMIJN, Lerau J.M. VAN BARNEVELD, Martijn W. HEYMANS, Evert K. JANSEN a Christa BOER. Intraoperative cell salvage is associated with reduced postoperative blood loss and transfusion requirements in cardiac surgery: a cohort study. *Transfusion*. 2013, 53(11), 2782-2789. DOI: 10.1111/trf.12126. ISSN 00411132.

[75] KOCH, Colleen Gorman, Liang LI, Daniel I. SESSLER, Priscilla FIGUEROA, Gerald A. HOELTGE, Tomislav MIHALJEVIC a Eugene H. BLACKSTONE. Duration of Red-Cell Storage and Complications after Cardiac Surgery. *New England Journal of Medicine*. 2008, 358(12), 1229-1239. DOI: 10.1056/NEJMoa070403. ISSN 0028-4793.

[76] DE SOMER F, F, K FRANÇOIS K, W VAN OEVEREN W, POELAERT J, DE WOLF D, EBELS T a VAN NOOTEN G. Phosphorylcholine coating of extracorporeal circuits provides natural protection against blood activation by the material surface. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. 2000, 5(18), 5.

[77] PACHL, Jan a Karel ROUBÍK, 2003. *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí*. Praha: Karolinum. ISBN 80-246-0479-5.

[78] DE SOMER, F., L. FOUBERT, M. VANACKERE, D. DUJARDIN, J. DELANGHE a G. VAN NOOTEN. Impact of oxygenator design on hemolysis, shear stress, and white blood cell and platelet counts. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 1996, 10(7), 884-889.

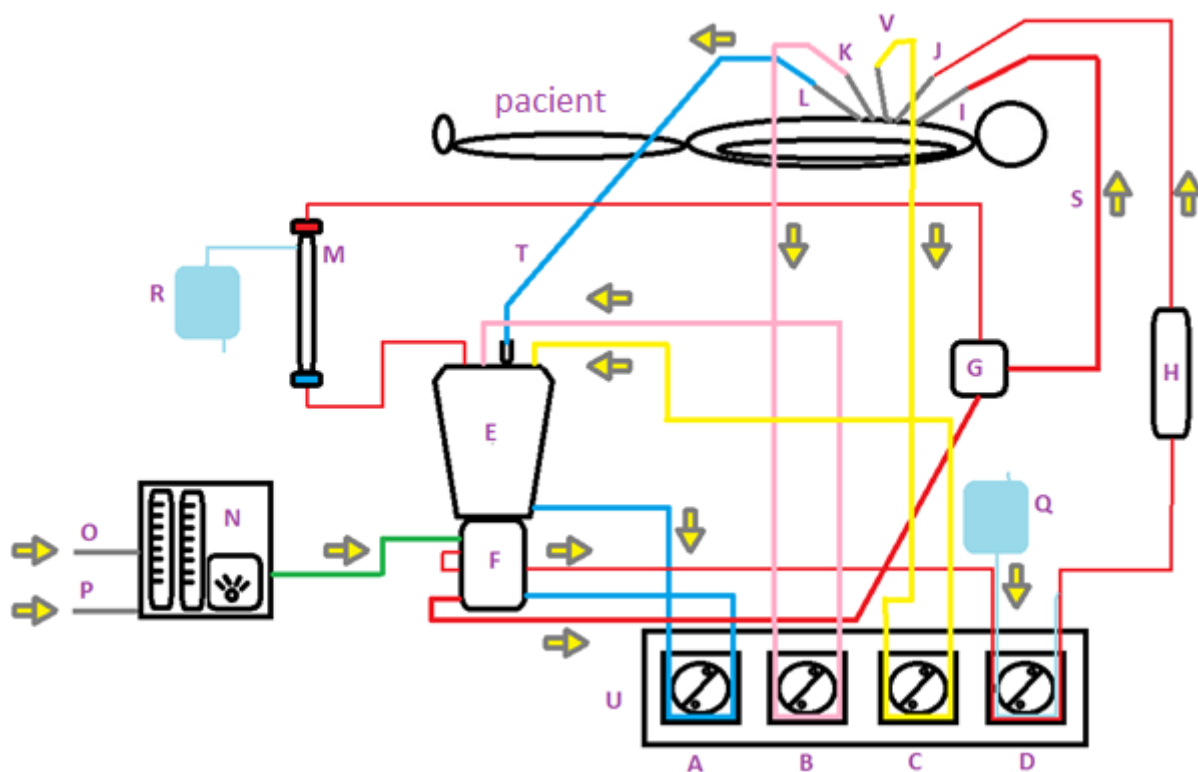
Seznam obrázků

Obrázek 1 Přehled použití oxygenátorův ČR (dle ročního počtu výkonů).....	21
Obrázek 2 Zastoupení ATS přístrojů na KC pracovištích v ČR.....	40
Obrázek 3 Využití ATS přístrojů dle modelu na ČR KCH pracovištích	40
Obrázek 4 Přehled nákladů na RBC konzervy a ATS sety.....	45

Seznam tabulek

Tabulka 1 Přehled parametrů oxygnátorů	21
Tabulka 2 Přehled rozmezí průtoků pro pacienty s různými BSA.....	23
Tabulka 3 Úvodní tabulka TOPSIS analýzy oxygenátorů	24
Tabulka 4 Výsledek TOPSIS analýzy oxygenátorů	24
Tabulka 5 Porovnání náplní oxygenačních modulů oxygenátorů	26
Tabulka 6 Porovnání střížného napětí na stěně aorty.....	27
Tabulka 7 Přehled cen kanyl se standardním a disperzním průtokem	28
Tabulka 8 Přehled dostupných biokompatibilních krytí	30
Tabulka 9 Přehled základních měření online monitory	33
Tabulka 10 Vyčíslení nákladů na pooperační pobyt v ZZ pacientů s AKI a bez AKI.....	35
Tabulka 11 Výpočet roční úspory nákladů na pooperační pobyt pacientů v ZZ	36
Tabulka 12 Přehled náplní oxygenátorů bez integrovaného filtru	37
Tabulka 13 Přehled náplní oxygenátorů s integrovaným filtrem	37
Tabulka 14 Pokles HCT indukovaný oxygnátorem bez integrovaného arteriálního filtru	37
Tabulka 15 Pokles HCT indukovaný oxygnátorem s integrovaným arteriálním filtrem ..	38
Tabulka 16 Přehled náplní separátních arteriálních filtrů	38
Tabulka 17 Přehled nejdůležitějších parametrů dostupných autotransfuzních přístrojů...	41
Tabulka 18 Přehled nákladů na autotransfuzní přístroje a jejich použití	41
Tabulka 19 TOPSIS analýza autotransfuzních přístrojů	42
Tabulka 20 Výsledek TOPSIS analýzy autotransfuzních přístrojů.....	42
Tabulka 21 Výpočet úspory transfuzních přípravků při využití ATS pouze u vysoce krvácivých výkonů	44
Tabulka 22 Porovnání základních paramterů hemokoncentrátorů.....	46

Příloha č. 1 Pracovní diagram mimotělního oběhu



A – hlavní, arteriální čerpadlo
 B – odsávací čerpadlo (z operačního pole)
 C – odsávací čerpadlo (ze srdeční komory)
 D – kardioplegické čerpadlo
 E – venózní rezervoár oxygenátorové soustavy
 F – oxygenační modul oxygenátorové soustavy
 G – arteriální filtr (separátní)
 H – kardioplegický výměník
 I – arteriální kanyla (do aorty)
 J – kardioplegická kanyla
 K – odsávací kanyla (z operačního pole)

L – venzní kanyla (z pravé síně)
 M – hemokoncentrátor
 N – směšovač plynů
 O – vstup vzduchu do směšovače
 P – vstup kyslíku do směšovače
 Q – kardioplegický roztok
 R – stáhnutá tekutina z pacientovy krve
 S – tepenná/arteriální linka (A linka)
 T – žilní/venózní linka (V linka)
 U – přístroj pro mimotělní oběh
 V – odsávací kanyla

Příloha č. 2 MCDA (TOPSIS) oxygenátorů

výchozí tabulka							
	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]
Inspire 8	1,75	380	300	219	150	445	194
Avant	2,00	380	290	270	200	638	180
Quadrox	1,80	380	310	215	300	713	60
FX25	2,50	400	300	250	200	505	80
Affinity	2,50	380	300	270	200	608	75
Admiral	1,35	320	260	190	250	570	180
<i>poradí</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>5</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>2</i>	<i>1</i>
<i>váhy</i>	<i>0,214</i>	<i>0,25</i>	<i>0,179</i>	<i>0,107</i>	<i>0,143</i>	<i>0,071</i>	<i>0,036</i>
<i>min/max</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>max</i>	<i>min</i>	<i>min</i>	<i>min</i>	<i>min</i>

	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]
Inspire 8	3,06	144 400	90 000	47 961	22 500	198 025	37 636
Avant	4,00	144 400	84 100	72 900	40 000	407 044	32 400
Quadrox	3,24	144 400	96 100	46 225	90 000	508 369	3 600
FX25	6,25	160 000	90 000	62 500	40 000	255 025	6 400
Affinity	6,25	144 400	90 000	72 900	40 000	369 664	5 625
Admiral	1,82	102 400	67 600	36 100	62 500	324 900	32 400
<i>suma</i>	<i>25</i>	<i>840 000</i>	<i>517 800</i>	<i>338 586</i>	<i>295 000</i>	<i>2 063 027</i>	<i>118 061</i>
<i>power</i>	<i>4,9624</i>	<i>916,5151</i>	<i>719,5832</i>	<i>581,8814</i>	<i>543,139</i>	<i>1436,3241</i>	<i>343,6001</i>

normalizovaná matice							
	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]
Inspire 8	0,35265	0,41461	0,41691	0,37637	0,27617	0,30982	0,56461
Avant	0,40303	0,41461	0,40301	0,46401	0,36823	0,44419	0,52386
Quadrox	0,36273	0,41461	0,43080	0,36949	0,55234	0,49641	0,17462
FX25	0,50379	0,43644	0,41691	0,42964	0,36823	0,35159	0,23283
Affinity	0,50379	0,41461	0,41691	0,46401	0,36823	0,42330	0,21828
Admiral	0,27205	0,34915	0,36132	0,32653	0,46029	0,39685	0,52386
<i>váhy</i>	<i>0,214</i>	<i>0,25</i>	<i>0,179</i>	<i>0,107</i>	<i>0,143</i>	<i>0,071</i>	<i>0,036</i>

vážená kriterialní matice							
	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]
Inspire 8	0,07547	0,10365	0,07463	0,04027	0,03949	0,02200	0,02033
Avant	0,08625	0,10365	0,07214	0,04965	0,05266	0,03154	0,01886
Quadrox	0,07762	0,10365	0,07711	0,03954	0,07899	0,03524	0,00629
FX25	0,10781	0,10911	0,07463	0,04597	0,05266	0,02496	0,00838
Affinity	0,10781	0,10365	0,07463	0,04965	0,05266	0,03005	0,00786
Admiral	0,05822	0,08729	0,06468	0,03494	0,06582	0,02818	0,01886

převedení na min a max							
	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]
Inspire 8	-0,07547	0,10365	0,07463	-0,04027	-0,03949	-0,02200	-0,02033
Avant	-0,08625	0,10365	0,07214	-0,04965	-0,05266	-0,03154	-0,01886
Quadrox	-0,07762	0,10365	0,07711	-0,03954	-0,07899	-0,03524	-0,00629
FX25	-0,10781	0,10911	0,07463	-0,04597	-0,05266	-0,02496	-0,00838
Affinity	-0,10781	0,10365	0,07463	-0,04965	-0,05266	-0,03005	-0,00786
Admiral	-0,05822	0,08729	0,06468	-0,03494	-0,06582	-0,02818	-0,01886
<i>min/max</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>max</i>	<i>min</i>	<i>min</i>	<i>min</i>	<i>min</i>
<i>D min</i>	-0,10781	0,08729	0,06468	-0,04965	-0,07899	-0,03525	-0,02033
<i>H max</i>	-0,05822	0,10911	0,07711	-0,03494	-0,03949	-0,02200	-0,00629

vzdálenost od D									
	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]	sum řádků	D-
Inspire 8	0,00105	0,00027	0,00010	0,00009	0,00156	0,00018	0,00000	0,00324	0,05689
Avant	0,00046	0,00027	0,00006	0,00000	0,00069	0,00001	0,00000	0,00150	0,03870
Quadrox	0,00091	0,00027	0,00015	0,00010	0,00000	0,00000	0,00020	0,00163	0,04041
FX25	0,00000	0,00048	0,00010	0,00001	0,00069	0,00011	0,00014	0,00153	0,03912
Affinity	0,00000	0,00027	0,00010	0,00000	0,00069	0,00003	0,00016	0,00124	0,03525
Admiral	0,00246	0,00000	0,00000	0,00022	0,00017	0,00005	0,00000	0,00290	0,05386

vzdálenost od H									
	plocha membrány [m ²]	sycení O ₂ [ml/min]	extrakce CO ₂ [ml/min]	náplň [ml]	minimální hladina HVR [ml]	DOV [ml]	deltaP [mmHg]	sum řádků	D+
Inspire 8	0,00030	0,00003	0,00001	0,00003	0,00000	0,00000	0,00020	0,00056	0,02364
Avant	0,00079	0,00003	0,00002	0,00022	0,00017	0,00009	0,00016	0,00148	0,03846
Quadrox	0,00038	0,00003	0,00000	0,00002	0,00156	0,00018	0,00000	0,00216	0,04650
FX25	0,00246	0,00000	0,00001	0,00012	0,00017	0,00001	0,00000	0,00277	0,05267
Affinity	0,00246	0,00003	0,00001	0,00022	0,00017	0,00006	0,00000	0,00295	0,05434
Admiral	0,00000	0,00048	0,00015	0,00000	0,00069	0,00004	0,00016	0,00152	0,03899

výsledek TOPSIS	
Inspire 8	0,7063944
Avant	0,5015549
Quadrox	0,4649594
FX25	0,4261931
Affinity	0,3934589
Admiral	0,5800846

Příloha č. 3 Parametry měřené online monitory krevních plynů

CDI500

- pH v rozsahu 6,8 – 7,8
- parciální tlak oxidu uhličitého $p\text{CO}_2$ v rozsahu 10 – 80 mmHg (1,3 – 10,7 kPa)
- parciální tlak kyslíku $p\text{O}_2$ v rozsahu 20 – 500 mmHg (2,7 – 66,7 kPa)
- draslík K^+ v rozsahu 3,0 – 8,0 mmol/l
- teplota v rozsahu 15 – 40 °C
- saturace kyslíkem SO_2 v rozsahu 60 – 100%
- hematokrit Hct v rozsahu 17 – 38%
- hemoglobin Hgb v rozsahu 5,6 – 12,6 g/dl
- kalkulace spotřeby kyslíku VO_2 v rozsahu 10 – 400 ml/min
- odchylka bází BE v rozsahu -25 – 25 mEq/l
- bikarbonát HCO_3 v rozsahu 0 – 50 mEq/L
- kalkulace průtoku krve Q v rozsahu 0 – 9,9 l/min

Datamaster

- saturace venózní krve SO_2 v rozsahu 40 – 100%
- hematokrit ve venózní krvi v rozsahu 15 – 50%
- parciální tlak kyslíku $p\text{O}_2$ arteriální krve v rozsahu 50 – 400 mmHg (6,6 – 52,8 kPa)
- teplota arteriální i venózní krve v rozsahu 10 – 45 °C

BMU40

- parciální tlak kyslíku $p\text{O}_2$ arteriální krve
- teplota arteriální a venózní krve
- saturace venózní krve SO_2
- hematokrit a hemoglobin ve venózní krvi

Příloha č. 4 MCDA (TOPSIS) autotransfuzních přístrojů

výchozí tabulka			
	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]
Xtra	65	95	1 000
CATSmart	64	95	300
Elite+	60	94	1 000
Autolog	50	90	600
<i>pořadí</i>	<i>2</i>	<i>1</i>	<i>3</i>
<i>váhy</i>	<i>0,33</i>	<i>0,17</i>	<i>0,5</i>
<i>min/max</i>	<i>max</i>	<i>max</i>	<i>max</i>

	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]
Xtra	4 225	9 025	100
CATSmart	4 096	9 025	9
Elite+	3 600	8 836	100
Autolog	2 500	8 100	36
<i>suma</i>	<i>14 421</i>	<i>34 986</i>	<i>245</i>
<i>suma²</i>	<i>120</i>	<i>187</i>	<i>16</i>

hodnoty plnicí rychlosti vyděleny 10.000

normalizovaná matice			
	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]
Xtra	7 806	17 769	15 652
CATSmart	7 686	17 769	4 696
Elite+	7 205	17 582	15 652
Autolog	6 004	16 834	9 391
<i>váhy</i>	<i>0,33</i>	<i>0,17</i>	<i>0,5</i>

vážená kritériální matice			
	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]
Xtra	2 576	3 021	7 826
CATSmart	2 536	3 021	2 348
Elite+	2 378	2 989	7 826

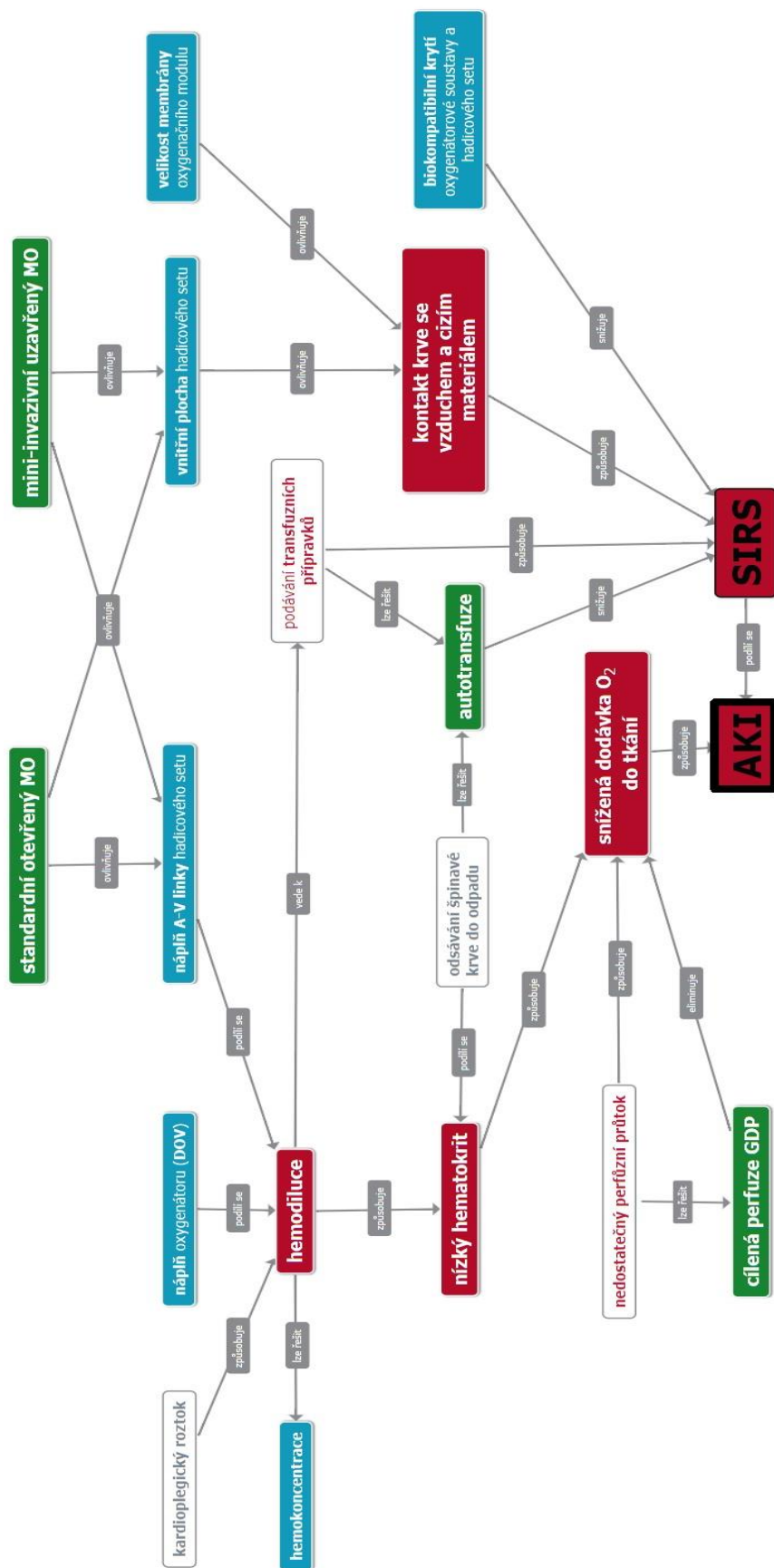
Autolog	1 981	2 862	4 696
převedení na min a max			
	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]
Xtra	850	514	3 913
CATSmart	837	514	1 174
Elite+	785	508	3 913
Autolog	654	487	2 348
	<i>max</i>	<i>max</i>	<i>max</i>
<i>D min</i>	654	487	1 174
<i>H max</i>	850	514	3 913

vzdálenost od D					
	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]	sum řádků	D-
Xtra	38 480	731	7 503 125	7 542 335	2 746
CATSmart	33 520	731	0	34 251	185
Elite+	17 102	468	7 503 125	7 520 695	2 742
Autolog	0	0	1 378 125	1 378 125	1 174

vzdálenost od H					
	výstupní HCT [%]	míra eliminace [%]	plnicí rychlost [ml/min]	sum řádků	D+
Xtra	0	0	0	0	0
CATSmart	171	0	7 503 125	7 503 296	2 739
Elite+	4 276	29	0	4 305	66
Autolog	38 480	731	2 450 000	2 489 210	1 578

model	TOPSIS výsledek	pozice
Xtra	1	1.
CATSmart	0,063287154	4.
Elite+	0,976634364	2.
Autolog	0,426628354	3.

Příloha č. 5 Grafický přehled souvislostí ve vedení MO



Příloha č. 6 Dotazníkové šetření

Počet on-pump výkonů/rok?	
Expert 1	700
Expert 2	600
Expert 3	1000
Expert 4	600
Expert 5	500
Expert 6	700
Expert 7	1000
průměr	729

Používání centrifugálního čerpadla?	
Expert 1	ANO
Expert 2	NE
Expert 3	ANO
Expert 4	NE
Expert 5	ANO
Expert 6	ANO
Expert 7	NE

Model autotrasnfuzního přístroje (ATS) ?	
Expert 1	Xtra
Expert 2	AutoLog
Expert 3	Elite+
Expert 4	CATSmart
Expert 5	Xtra
Expert 6	Elite+
Expert 7	AutoLog

Cena ATS setu?	
Expert 1	6 000 Kč
Expert 2	5 000 Kč
Expert 3	5 000 Kč
Expert 4	5 500 Kč
Expert 5	6 000 Kč
Expert 6	5 500 Kč
Expert 7	5 000 Kč
průměr	5 429 Kč

Model MO?		
Expert 1	S5	SIII
Expert 2	S5	SIII
Expert 3	S5	
Expert 4	S5	SIII
Expert 5	S5	
Expert 6	HL20	System1
Expert 7	S5	SIII

% on-pump výkonů na centrifug. čerpadle / rok?	
Expert 1	20%
Expert 2	N/A
Expert 3	1%
Expert 4	N/A
Expert 5	10%
Expert 6	5%
Expert 7	N/A

% výkonů s ATS / rok?	
Expert 1	17%
Expert 2	4%
Expert 3	4%
Expert 4	2%
Expert 5	10%
Expert 6	4%
Expert 7	5%
průměr	7%

Průměrné krevní ztráty v ml?	
Expert 1	500
Expert 2	500
Expert 3	700
Expert 4	500
Expert 5	400
Expert 6	400
Expert 7	700
průměr	529

Podíl vysoce a málo krvácivých výkonů?	
Expert 1	15%
Expert 2	10%
Expert 3	15%
Expert 4	15%
Expert 5	10%
Expert 6	10%
Expert 7	15%
průměr	13%

Cena RBC konzervy?	
Expert 1	2 650 Kč
Expert 2	3 450 Kč
Expert 3	3 000 Kč
Expert 4	3 200 Kč
Expert 5	2 850 Kč
Expert 6	3 000 Kč
Expert 7	3 000 Kč
průměr	3 021 Kč

Model oxygenátoru?	
Expert 1	Admiral
Expert 2	Inspire 8, Admiral
Expert 3	Inspire 8, FX25
Expert 4	Quadrox
Expert 5	FX25
Expert 6	Affinity Fusion
Expert 7	Quadrox

Používání bikompatibilního krytí?	
Expert 1	ANO
Expert 2	ANO
Expert 3	ANO
Expert 4	ANO
Expert 5	ANO
Expert 6	ANO
Expert 7	ANO

Spotřeba konzerv RBC / rok v % na výkon?	
Expert 1	2,0
Expert 2	1,5
Expert 3	1,5
Expert 4	1,0
Expert 5	1,5
Expert 6	2,0
Expert 7	1,0
průměr	1,5

Limit HCT pro podání konzervy RBC?	
Expert 1	22%
Expert 2	25%
Expert 3	23%
Expert 4	23%
Expert 5	24%
Expert 6	25%
Expert 7	24%
průměr	24%

Cena oxygenátorové soustavy?	
Expert 1	10 000 Kč
Expert 2	13 500 Kč
Expert 3	14 000 Kč
Expert 4	14 500 Kč
Expert 5	13 500 Kč
Expert 6	7 500 Kč
Expert 7	15 000 Kč
průměr	12 571 Kč

% výkonů nad 150min na pumpě?	
Expert 1	40%
Expert 2	5%
Expert 3	10%
Expert 4	10%
Expert 5	10%
Expert 6	20%
Expert 7	20%
průměr	16%

Arteriální filtr separátní / integrovaný?	
Expert 1	separátní 100%
Expert 2	30% / 70%
Expert 3	separátní 100%
Expert 4	separátní 100%
Expert 5	30% / 70%
Expert 6	integrovaný 100%
Expert 7	integrovaný 100%

Používáte online monitor krevních plynů?	
Expert 1	ANO
Expert 2	ANO
Expert 3	ANO
Expert 4	ANO
Expert 5	ANO
Expert 6	ANO
Expert 7	ANO

Požizovací cena online monitoru krevních plynů?	
Expert 1	700 000 Kč
Expert 2	900 000 Kč
Expert 3	1 050 000 Kč
Expert 4	900 000 Kč
Expert 5	950 000 Kč
Expert 6	1 000 000 Kč
Expert 7	800 000 Kč
průměr	900 000 Kč

Cena spotřebního materiálu pro měření?	
Expert 1	3 500 Kč
Expert 2	5 600 Kč
Expert 3	5 600 Kč
Expert 4	6 000 Kč
Expert 5	5 600 Kč
Expert 6	5 600 Kč
Expert 7	5 500 Kč
průměr	5 343 Kč

Průměrná doba na pumpě v minutách?	
Expert 1	80
Expert 2	85
Expert 3	100
Expert 4	90
Expert 5	85
Expert 6	90
Expert 7	100
průměr	90

Model online monitoru krevních plynů?	
Expert 1	CDI, Datamaster
Expert 2	CDI
Expert 3	CDI
Expert 4	CDI
Expert 5	CDI
Expert 6	CDI
Expert 7	BMU40, CDI

Měříte žilní i tepennou krev?	
Expert 1	jen tepennou
Expert 2	65% žilní / 35% obě
Expert 3	100% venózní
Expert 4	100% obě
Expert 5	dle výkonu
Expert 6	100% obě
Expert 7	50 / 50

Používáte monitor hlídání perfuze?	
Expert 1	ANO
Expert 2	NE
Expert 3	ANO
Expert 4	NE
Expert 5	ANO
Expert 6	NE
Expert 7	NE

Model monitoru hlídání perfuze?

Expert 1	Spectrum Medical M4
Expert 2	N/A
Expert 3	Connect GDP
Expert 4	Connect GDP
Expert 5	Spectrum Medical M4
Expert 6	N/A
Expert 7	N/A

Průměrné množství KP roztoku / výkon v ml?

Expert 1	1000
Expert 2	1100
Expert 3	1000
Expert 4	500
Expert 5	700
Expert 6	800
Expert 7	500

průměr 800

Indikace pro hemokoncentraci?

Expert 1	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie
Expert 2	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie
Expert 3	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie
Expert 4	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie
Expert 5	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie
Expert 6	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie
Expert 7	nízký HCT, vysoká náplň, oligurie

Kdo indikuje použití hemokoncentrátoru?

Expert 1	perfuzionista
Expert 2	perfuzionista + anesteziolog
Expert 3	perfuzionista + anesteziolog
Expert 4	perfuzionista + anesteziolog
Expert 5	perfuzionista + anesteziolog
Expert 6	perfuzionista
Expert 7	perfuzionista + anesteziolog

Požizovací cena monitoru hlídání perfuze?

Expert 1	1 200 000 Kč
Expert 2	N/A
Expert 3	1 400 000 Kč
Expert 4	1 400 000 Kč
Expert 5	1 200 000 Kč
Expert 6	N/A
Expert 7	N/A

průměr 1 300 000 Kč

Používáte hemokoncentraci?

Expert 1	ANO
Expert 2	ANO
Expert 3	ANO
Expert 4	ANO
Expert 5	ANO
Expert 6	ANO
Expert 7	ANO

Model hemokoncentrátoru?

Expert 1	Medistat
Expert 2	Medistat
Expert 3	Medistat
Expert 4	LivaNova
Expert 5	Medistat
Expert 6	Maquet
Expert 7	Maquet

Požizovací cena hemokoncentrátoru?

Expert 1	3 200 Kč
Expert 2	N/A
Expert 3	3 500 Kč
Expert 4	3 400 Kč
Expert 5	3 200 Kč
Expert 6	2 800 Kč
Expert 7	3 500 Kč

průměr 3 267 Kč

Hodnocení parametrů oxygenátorů (dle důležitosti: 7-nejdůležitější, 1-nejméně důležité)

	velikost membrány	min. hladina v HVR	DOV	přenos O₂
Expert 1	7	4	3	6
Expert 2	5	3	2	7
Expert 3	5	4	3	7
Expert 4	7	2	3	6
Expert 5	6	5	3	7
Expert 6	4	6	1	7
Expert 7	5	4	1	7
průměr	6	4	2	7

	přenos CO₂	deltaP	náplň
Expert 1	2	1	5
Expert 2	6	1	4
Expert 3	6	1	2
Expert 4	4	1	5
Expert 5	4	1	2
Expert 6	5	3	2
Expert 7	6	2	3
průměr	5	1	3

Hodnocení parametrů ATS přístrojů (dle důležitosti: 3-nejdůležitější, 1-nejméně důležité)

	rychlost plnění	výstupní HCT	míra odstranění nežádoucích látek
Expert 1	3	2	1
Expert 2	2	3	1
Expert 3	3	2	1
Expert 4	3	2	1
Expert 5	2	3	1
Expert 6	3	2	1
Expert 7	3	2	1
průměr	3	2	1