

**UNIVERZITA KARLOVA v PRAZE
1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Kateřinská 32, 121 08 Praha 2, Česká republika, tel.: 224 961 111, E-mail: office@1f1.umc.cz

**SROVNÁNÍ METOD VYŠETŘENÍ KREVNÍCH PLYNU
PODLE ASTRUPA BĚHEM CHIRURGICKÝCH VÝKONU
VYUŽÍVAJÍCÍCH MIMOTĚLNÍ OBĚH S NAVOZENÍM
VELMI HLUBOKÉ HYPOTERMIE**

(bakalářská práce)

Autor: Markéta Samková

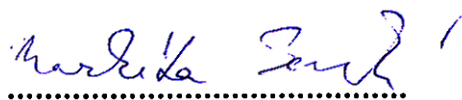
Vedoucí bakalářské práce: Ing. Michal Andrlík

Pracoviště: Ústav patologické fyziologie

PRAHA 2006

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem absolventskou práci vypracovala samostatně, všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použité literatury a souhlasím s případným použitím své práce pro potřeby školy.



.....

podpis autora

Abstrakt

Samková, Markéta – Srovnání metod vyšetření krevních plynů podle Astrupa během chirurgických výkonů využívajících mimotělní oběh s navozením hluboké hypotermie

1. Lékařská fakulta UK Praha 2. Kateřinská 32

Vedoucí práce : Ing. Michal Andrlík

Smyslem této práce je porovnat dvě metody vyšetření krevních plynů podle Astrupa využívajících mimotělní oběh s navozením velmi hluboké hypotermie. Obě porovnávané metody využívají jiný přístroj a jiný fyzikální princip měření (elektrochemický a optický fluorescenční princip).

Práce je rozdělena na dvě části – na teoretickou část a na vlastní výzkum. Teoretická část je věnována působení hypotermie na organismus, popisu indikací k operaci v hluboké hypotermii s mimotělním oběhem a podrobnému popisu systému mimotělního oběhu včetně jeho zapojení, vedení a monitorace fyziologických funkcí při jeho užití. Vlastní výzkum je věnován významu Astrupova vyšetření, přiblížení metod analýzy krevních plynů obou sledovaných přístrojů a statistickému zhodnocení dvou skupin dat, z nichž každá byla naměřena jedním z těchto přístrojů.

Cílem práce je zjištění, zda je monitorování hodnot krevních plynů těmito dvěma různými metodami srovnatelné a co případně ovlivňuje rozdílné výsledky.

Abstract

Samková, Markéta – Comparison of blood gases analyses during surgeries using extracorporeal circulation and profound hypothermia

1. lékařská fakulta UK Praha 2, Kateřinská 32

Head of the work : Ing. Michal Andrlík

The theme of this thesis is a comparison of two evaluation methods (electro-chemical and optical fluorescence principle) of blood gas analyses done during surgery using the techniques of extracorporeal circulation with profound hypothermia. Each of these techniques uses different testing methods as well as different measurement criteria.

The thesis has two parts – theoretical and practical research. The theoretical part is concerned with the hypothermic influence on the human organism, by surgery using deep hypothermia and extracorporeal circulation. There is also a detailed description of extracorporeal circulation and the monitoring of physiological functions during operations. Research has also been conducted into the meaning of blood gas analyses (done by both above mentioned methods) when compared to currently available statistical data to see if there is any correlations or discrepancies.

The goal of this thesis is to discover these discrepancies and then to hypothesize different possible reasons for them.

Obsah

1. Úvod a cíl.....	6
2. Teoretická část.....	7
2.1. Mímotělní oběh při velmi hluboké hypotermii.....	7
2.1.1. Hypotermie.....	7
2.1.2. Indikace.....	8
2.2. Základní součásti systému pro mímotělní oběh.....	9
2.2.1. Žilní kanyla/kanyly.....	10
2.2.2. Tepenná kanyla.....	11
2.2.3. Žilní a tepenná linka MO.....	12
2.2.4. Pumpy (čerpadla) pro vedení MO.....	12
2.2.5. Okysličovací zařízení, oxygenátor + výměník tepla.....	14
2.2.6. Arteriální filtry, filtry primární náplně.....	16
2.2.7. Žilní a kardiotoomický rezervoár, odsávání z operačního pole, cell saver.....	17
2.2.8. Přídavná zařízení – hemokoncentrátory, systémy pro krevní kardioplegii.....	19
2.3. Vedení mímotělního oběhu v hluboké hypotermii.....	20
2.3.1. Příprava přístroje pro MO.....	20
2.3.2. Zahájení a vedení MO	21
2.3.3. Ukončení perfuze.....	23
2.3.4. Monitorování během MO.....	23
3. Vlastní výzkum.....	25
3.1. Vyšetření acidobazické rovnováhy.....	25
3.2. Metody vyšetření krevních plynů podle Astrupa.....	26
3.3. Metodika.....	28
3.4. Výsledky.....	29
4. Diskuze.....	32
5. Závěr.....	34
6. Seznam použité literatury.....	35
7. Seznam příloh.....	36

1. Úvod a cíl

Chirurgických výkonů využívajících mimotělní oběh s navozením hluboké hypotermie se v současnosti provádí několik. Vzhledem k tomu, že hodlám srovnávat metody vyšetření krevních plynů podle Astrupa, které užívají na II. chirurgické klinice kardiovaskulární chirurgie I.LF UK a Všeobecné fakultní nemocnice, věnuji se ve své práci konkrétnímu chirurgickému výkonu - endarterektomii plicních tepen, pro který na této klinice dané metody užívají.

Princip mimotělního oběhu spočívá v tom, že krev odtéká z organismu samospádem do oxygenátoru, kde je okysličována, a poté je krevní pumpou vracena zpět do pacientova těla. Při endarterektomii plicních tepen je pacient pomocí mimotělního oběhu, který v tomto případě nahrazuje funkci srdce a plic, uveden do stavu velmi hluboké hypotermie (méně než 17°C). Po překročení této teploty následuje úplné zastavení krevní cirkulace, a to až na dobu 60 min, kdy je vykonán samotný chirurgický zákrok. Poté je mimotělní oběh obnoven, krev opět prochází pacientovým organismem a je postupně ohřívána až na svou fyziologickou hodnotu 37°C.

Z výše uvedeného je patrné, že se jedná se o technicky náročný výkon, při kterém je životně důležitá správná kontrola pacientova momentálního stavu. Jedněmi ze sledovaných fyziologických parametrů jsou i hodnoty krevních plynů, tedy parciálních tlaků O₂ a CO₂ a s nimi související hodnoty pH, čímž se dostávám k tématu této práce.

V teoretické části popisují účinky hypotermie na organismus, indikace k užití mimotělního oběhu s navozením velmi hluboké hypotermie, principy zapojení a funkce mimotělního oběhu při hypotermických operacích. V části nazvané vlastní výzkum se zabývám významem Astrupova vyšetření, popisem dvou metod sloužících k měření hodnot krevních plynů a pH při mimotělním oběhu s velmi hlubokou hypotermií a hlavně porovnáním obou metod. Každá z těchto metod totiž využívá jiný přístroj i jiný fyzikální princip měření, cílem práce je tedy porovnat dvě skupiny dat, z nichž každá je naměřena jedním z těchto přístrojů. Výsledkem by mělo být statistické zhodnocení, zda je monitorování hodnot krevních plynů a pH těmito dvěma různými metodami srovnatelné, případně co ovlivňuje rozdílné výsledky.

Práci jsem psala na Ústavu patologické fyziologie pod vedením ing. Michala Andrlíka, kterému bych tímto chtěla poděkovat za jeho cenné rady a podněty.

2. Teoretická část

2.1. Mimotělní oběh s navozením velmi hluboké hypotermie

2.2.1. Hypotermie

Snížení tělesné teploty (hypotermie) vede ke zvýšení odolnosti organismu vůči sníženému obsahu kyslíku v tkáních (hypoxie). Důvody, které vedly k zavedení hypotermie při chirurgických výkonech v mimotělním oběhu, byly: zpomalení tkáňového metabolismu, zachování energetických zásob a snížení orgánové spotřeby kyslíku. Hypotermií se rozumí pokles teploty tělesného jádra pod 35°C, podle hloubky podchlazení se hypotermie dělí na čtyři stupně:

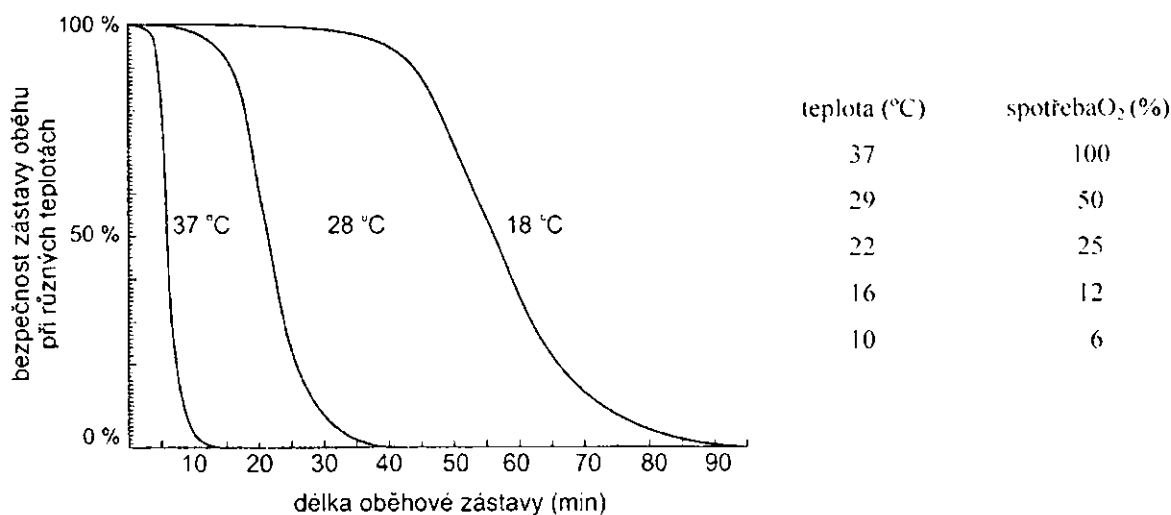
Mírnou (mild) – 35°C až 32°C, střední (moderate) – 31°C až 26°C, hlubokou (deep) – 25°C až 20°C a velice hlubokou (profound) – 19°C až 14°C [3].

Normální fyziologická reakce organismu na podchlazení je opačná, než je při hypotermických operacích požadováno. Kožní cévy reagují na chlad vazokonstrikcí (aktivita sympatiku), současně dochází k vazodilataci cév ve svalech, které zvyšují tonus a chvějí se, vše směřuje ke zvýšení produkce tepla. Zároveň dochází k aktivaci endokrinního systému, zvyšuje se spotřeba kyslíku, srdeční frekvence, srdeční výdej a krevní tlak. Aby bylo možno tyto „obránné“ reakce organismu eliminovat a získat tak požadované výhody hypotermie, je nutno blokovat fyziologické reakce sympatiku. Toho dosáhneme určitou hloubkou anestezie a použitím myorelaxace.

Hypotermie je spojená se vzestupem viskozity krve, což může vést k poruchám mikrocirkulace, proto je třeba během MO provádět řízenou hemodiluci a udržovat hodnoty hematokritu (viz kap. 2.3.1.). Dodávka kyslíku tkáním je díky nižší viskozitě krve a tím zlepšené mikrocirkulaci zachována.

Použití systémové hypotermie ve spojení s MO umožňuje snížit průtoky během MO a tím snížit traumatizaci krevních elementů a zlepšit ochranu myokardu i ostatních orgánů. S poklesem teploty klesá spotřeba kyslíku a metabolická aktivita, s nižšími průtoky MO se snižuje i nekoronární, bronchiální a plicní návrat a zlepšuje se tak přehlednost operačního pole pro chirurga. Snížení průtoku během MO může snížit i množství mikroembolických

částic přicházejících krevním proudem do mozku. S poklesem teploty tedy klesá spotřeba kyslíku a zároveň roste délka bezpečné zástavy MO [2].



Graf znázorňující délku bezpečné zástavy oběhu v závislosti na stupni podchlazení [2]. Znázornění spotřeby kyslíku v závislosti na stupni podchlazení [3].

2.1.2. Indikace

Mimotělní oběh (MO) s navozením velmi hluboké hypotermie je využíván v dětské kardiochirurgii nebo u získaných vad v oblasti vzestupné aorty a aortálního oblouku, dále v situacích, které vyžadují bezkrevné operační pole, nebo kde hrozí obtížně kontrolovatelné krvácení. Takovou operací, která vyžaduje bezkrevné operační pole, je endarterektomie plicních tepen, indikovaná při chronické tromboembolické plicní hypertenzi [4].

Chronická tromboembolická plicní hypertenze (CTEPH) vzniká jako důsledek opakovaných plicních embolií. U těchto nemocných dochází k nedostatečnému rozpuštění krevních sraženin, které při embolii do plic vniknou. Důsledkem je zúžení průsvitu plicních tepen a tepének, zvýšení tlaku krve v této oblasti a postupného vyčerpávání pravé srdeční komory. Odhaduje se, že CTEPH se rozvine do 2 let asi u 4 % nemocných, kteří přežili akutní plicní embolii [10].

Jde o onemocnění relativně vzácné, základem úspěšné léčby je změna životního stylu. V případě postižení centrálních větví plicnice, lze u více jak 50 % pacientů provést chirurgický zákrok - **endarterektomii plicních tepen (PEA)** [10]. Operaci je nutno provádět za

sternotomie v mimotělním oběhu, ve velmi hluboké hypotermii a během vlastní endarterektomie v úplné cirkulační zástavě [5]. Zástava cirkulace je nutná, protože při operaci je nezbytná vizualizace distálních větví plicnice, která by při CTEPH byla komplikována výrazným kolaterálním přítokem z bronchiálních tepen. Celková hypotermická cirkulační zástava při PEA trvá průměrně 45 minut. Z tohoto důvodu je nutné i při tak nízké teplotě (až 14°C) dokonale ochránit mozek před hypoxickým poškozením. Lokálně se hlava chladí vaky s ledem a do MO se během chlazení podávají léky ovlivňující činnost mozku. Navíc se MO zastavuje při prakticky nulové aktivitě mozku, což dokazuje nulový záznam bispektrální analýzy EEG a saturace krve v jugulárním bulbu vyšší než 95% [6]. Provedení operace se může na různých pracovištích lišit.

Postižení u CTEPH je většinou oboustranné, proto vyžaduje oboustranný výkon s přístupem přes pravou a levou větev plicnice [6]. Principem operace není embolektomie, ale endarterektomie, tedy odstranění organizovaného fibrotizovaného trombu s částí cévní stěny plicnice. Při správné indikaci a úspěšné operaci dochází v důsledku poklesu tlaku v plicnici k výraznému zlepšení funkční zdatnosti, srdečního výdeje a ke zmenšení trikuspidální regurgitace. Před operací je nezbytná nejméně tříměsíční, lépe šestiměsíční účinná antikoagulační léčba [10].

Úspěšnost operace je vysoká, drtivá většina pacientů je po operaci prakticky vyléčena, jen vyžadují minimálně 6 měsíců antikoagulační léčbu [9]. V České republice lze očekávat přibližně desítky až stovku vhodných kandidátů pro PEA ročně [6].

2.2. Základní součásti systému pro mimotělní oběh

Základní funkcí systému pro mimotělní oběh (MO) je zachovat krevní oběh a oxygenaci organismu i v době srdeční zástavy při chirurgickém výkonu na srdci nebo velkých cévách. Pomocí MO upravujeme vnitřní prostředí, provádíme řízenou hemodiluci, hypotermii, pracujeme s krevními deriváty, separátory krevních buněk, autotransfúzními systémy, aplikujeme různé léky ovlivňující krevní oběh, v některých případech provádíme hemofiltraci nebo hemodialýzu. V současnosti je MO využíván i v jiných oborech (onkologie, urologie, neurochirurgie). Za technický stav a funkčnost systému MO je zodpovědný speciálně vyškolený pracovník - perfuzionista. Ten připravuje systém před

operací, zajišťuje jeho funkčnost během operace, po výkonu zase systém rozebírá a dohlíží na jeho správné uložení do příštího výkonu.

Okruh pro MO se skládá z následujících základních součástí [viz příloha č. 1 obr. č.1]:

- žilní (venózní, odvodná) kanyla/kanyly
- žilní (venózní) linka hadicového systému
- žilní (venózní) a kardiotoomický rezervoár, otevřený a uzavřený systém MO, odsávání z operačního pole – koronární sání
- pumpy (čerpadla pro vedení MO), pomocné pumpy pro sání, podávání kardioplegie
- okysličovací zařízení – oxygenátor + výměník tepla
- tepenná (arteriální) linka hadicového systému
- tepenný (arteriální) filtr
- tepenná (arteriální, přívodná) kanyla
- dekompresní systémy srdeční (venty)
- přídatná zařízení (hemokoncentrátory, systémy pro krevní kardioplegii) [2]

2.2.1. Žilní kanyla/kanyly

Žilní krev může být sváděna pomocí gravitace kanylou, zavedenou do pravé srdeční síně (PS), nebo kanylami, které jsou přes pravou srdeční síň zavedeny do horní a dolní duté žíly. Žilní drenáž je možné zajistit i kanylací dutých žil cestou femorální žíly. K zajištění dostatečného žilního návratu je v tomto případě nutné použít aktivní nasávání žilní krve:

- Podtlakové sání za pomoci rigidního venózního rezervoáru, jež je napojen na zdroj kontrolovaného podtlaku, který v rezervoáru udržuje nad hladinou krve stabilní negativní tlak (VAVD). Přístroj je vybaven systémem bezpečnostních chlopní, které automaticky umožňují odsátí vzduchu, který je do rezervoáru nasáván koronárním sáním (viz kap. 2.2.7.) a tím brání vzniku přetlaku v rezervoáru. Ten by měl za následek zhoršení žilního návratu nebo dokonce transport vzduchu do žilního systému pacienta.
- Sání pomocí centrifugální pumpy (KAVD), která je zařazena v žilní lince.

Kanyly jsou vyrobeny z měkkého PVC a jsou určeny výhradně na jedno použití. Je nezbytné přesně znát jejich průtokové charakteristiky, které musí být uvedeny výrobcem. Pro kvalitní žilní drenáž se obvykle používají dva druhy žilních kanyl s 1/2" koncem pro spojení s odvodnou linkou MO:

- společná, dvojité, dvoustupňová kanyla (two-stage venous cannula) – silná kanyla s košem, který je umístěn ve dvou třetinách délky kanyly a je zaveden do PS. Kanyla dále pokračuje tenčí částí s otvory na konci, která je zavedena v dolní duté žíle. V případě použití této kanyly přitéká žilní krev z horní duté žíly do PS. Způsob tohoto oběhu bez selektivní drenáže obou dutých žil a s možným plněním PS se nazývá **částečný, parciální MO**.
- separátní kanylace horní a dolní duté žíly kanylami, které jsou zavedeny přes PS. Turnikety, které jsou dotaženy kolem obou dutých žil, zamezí toku krve do PS, a tak je veškerá krev z obou dutých žil odváděna do systému MO. Tento oběh se nazývá **totální mimotělní oběh** [2].

2.2.2. Tepenná kanyla

Návrat okysličené krve do tepenného systému pacienta je zabezpečován tepennou kanylou. Tepenná kanyla je nejužším místem celého systému MO, v úzkém hrotu kanyly má proudící krev vysokou rychlost a dochází k její velké turbulenci. Vysoké rychlosti toku krve produkují tzv. tryskový efekt, který může poškodit vnitřní stěnu tepny nebo uvolnit ateromatózní pláty, které mohou embolizovat. Výrobci kanyl proto doporučují zvolit takový rozměr kanyly, aby ani při maximálním předpokládaném průtoku nebyla překročena hodnota 100mmHg.

Obvyklým místem pro zavedení tepenné přívodné kanyly je vzestupná aorta. Zavedení je snadné, lze použít dostatečně silnou kanylu, tok krve není směřován přímo proti zadní stěně aorty, ale ve směru přirozeného toku krve. Kontraindikací tohoto způsobu kanylace jsou aneuryzmata vzestupné aorty, disekce aorty, těžké kalcifikace ve stěně aorty a další. v tomto případě lze zvolit pro kanylací buď femorální nebo ilickou tepnu, další možností pro zavedení přívodné kanyly MO je podklíčková nebo axilární tepna.

V současnosti je k dispozici celá řada nejrůznějších tepenných kanyl, podle tvaru hrotu lze použít rovné pro kanylací v třísele, či různým způsobem zahnuté (od 90° do 110°) pro aortální kanylací. Opačný konec kanyly má 3/8“ zakončení a bývá vybaven konektorem pro spojení s tepennou linkou MO. Stejně jako u žilních jsou kanyly určené výhradně pro jedno použití. Přívodná hadice těsně před kanylou musí být nejvyšším místem tepenné linky. před spuštěním MO je nutno pohledem zkontrolovat nepřítomnost zbytkových vzduchových

bulin v tomto nejvyšším místě. Během každé perfuze musí být v tepenné lince MO standartně měřen tlak [2].

2.2.3. Žilní a tepenná linka MO

Žilní linka MO má obvyklý vnitřní rozměr 1/2“, tepenná linka MO má obvyklý vnitřní rozměr 3/8“. Koncovky kanyl a hadic pro připojení do žilního systému mají obvykle modrou barvu, koncovky hadic a kanyl pro připojení do tepenného systému mají obvykle barvu červenou. Výrobní materiál musí splňovat požadavek na co nejmenší poškozování krevních elementů při styku s povrchem hadic, šíře hadic by měla být co nejmenší, aby bylo dosaženo co nejnižšího objemu základní náplně systému MO, zároveň musí být dostatečná, aby hadicový set kladl toku krve co nejmenší odpor. Hadice musí na spojkách dokonale těsnit, aby se zabránilo úniku tekutiny či nasátí vzduchu do systému. doporučuje se všechny spoje hadic s konektory zajistit pásky proti sklouznutí hadice.

Kvalitní hadice musí být maximálně hladké, absolutně nesmáčivé, netoxické, dokonale průhledné, elastické, ohebné, ale zároveň co nejméně zalomitelné. Jejich stěna musí být dostatečně tuhá a pevná, vyrobená z materiálu, který se po nárazu válečků rotoru pumpy co nejméně otírá. Musí být odolné vůči různým způsobům sterilizace a splňovat požadavek na hemokompatibilitu. Takovými materiály jsou:

- **polyvinylchlorid (PVC) v medicínské kvalitě** – sterilizaci lze provádět pouze pomocí etylenoxidu nebo radiací
- **silikon v medicínské kvalitě** - možno sterilizovat v autoklávech

Tuhé plastové konektory jsou vyráběny z polykarbonátů a jsou určeny výhradně na jedno použití [2].

2.2.4. Pumpy (čerpádl) pro vedení MO

Pro standartní vedení MO se užívají dva typy čerpadel:

1) Rotační válečková pumpa

Základem přístroje je elektromotor, jenž pohání rotor se dvěma válečky, které jsou proti sobě v opačné poloze (180°). Válečky rotují v pevné kleci – statoru, k jejímž stěnám

komprimují vloženou hadici, kterou protéká krev. Vlastní mechanická část zařízení tedy nikdy nepřichází do styku s krví.

Velikost průtoku krve je dána šířkou a délkou hadice vložené do statoru a počtem otáček rotoru. Každý modul pumpy musí být proto kalibrován - musí být přesně změřen in vitro průtok hadicí určitého průměru ve vztahu k otáčkám na jednu minutu. Během perfuze nelze rutinně měřit skutečný průtok systémem, na displeji příslušného modulu je k dispozici jen hodnota průtoku odvozená z počtu otáček rotoru a průměru vložené hadice. Kalibrace jednotlivých pump se musí v pravidelných intervalech kontrolovat. Ve statorech pump mohou být použity hadice z různých materiálů – silikonové, latexové, PVC, nesprávné založení hadice do statoru pumpy může způsobit její rychlé opotřebení nebo přímo perforaci.

Nastavením okluze se rozumí nastavení přítlačné síly válečků rotoru čerpadla, kterou je tlačena vložená hadice ke stěně hlavy pumpy – statoru. Příliš velká okluze způsobuje nadměrnou kompresi hadice ve statoru pumpy, a tím i nadměrnou mechanickou destrukci krevních elementů, nastává masivní hemolýza i po krátké době perfuze a nadměrné opotřebení vložené hadice. Nedostatečná okluze způsobuje nedostatečný průtok krve pumpou. Nastavení okluze se používá buď semiokluzivní nebo dynamické, z technického hlediska záleží i na konstrukci daného typu přístroje.

Jedná se o elektrický přístroj, je tedy třeba, aby byl po celou dobu jeho užití k dispozici záložní zdroj elektrického proudu – náhradní baterie nebo náhradní zdroj operačních sálů. Přístroj musí být navíc vybaven klikami pro ruční pohon rotoru. Všechny kabely musí být vedeny mimo dosah procházejícího personálu, nezbytné je viditelné označení směru otáčení rotorů čerpadel.

2) Centrifugální pumpy

Centrifugální pumpy pracují na principu odstředivé síly, krevní elementy jsou vzniklou kinetickou energií generovány rotujícími kužely – **Biomedicus**, různými typy rotujících lopatek – **radiální pumpy** nebo pracují na principu turbíny – **axiální pumpy**.

Rotor centrifugální pumpy je hermeticky uzavřen v průhledné komoře a otáčí se pomocí magnetického spojení s elektricky poháněným motorem. Elektromotor je umístěn přímo na ovládacím panelu, hlavy pump jsou výhradně na jedno použití. Centrifugální pumpy jsou neokluzivní, jsou plně závislé na odporu řečiště za pumpou a zároveň na velikosti přítoku do pumpy. Průtok pumpou tedy není určován pouze rychlostí otáček rotoru, proto je

nezbytné přesně trvale monitorovat velikost průtoku systémem za použití elektromagnetického nebo ultrazvukového průtokoměru.

Centrifugální pumpy jsou oproti válečkovým rotačním výhodnější z následujících důvodů:

- při omezení přítoku krve do centrifugální pumpy nedojde ke vzniku destruktivního podtlaku s produkcí mikrobublin
- minimální riziko transportu většího množství vzduchu a pevných částic uvolněných z opotřebovaných hadic rotorů
- podstatně menší stupeň hemolýzy
- prokazatelně nižší aktivace krevních elementů - destiček a neutrofilů, komplementového systému, koagulačních a fibrinolytických systémů
- kladný vliv na pooperační průběh operovaných zejména při dlouhotrvajících operacích (nad 120 minut)
- současné užití membránového oxygenátoru (viz. kap. 2.2.5.) umožňuje část objemu krve umístit do speciálního rezervoáru, jehož připojení je vřazeno do žilní linky a po dobu perfuze tak krev ušetřit dlouhodobého styku s umělými povrchy. Na konci MO lze pacientovi krev podat zpět ihned nebo později ve formě transfuze.

Nesporným faktem však zůstává, že použití rotačních válečkových pump je levnější a tudíž v naší republice častější [2].

2.2.5. Okysličovací zařízení, oxygenátor + výměník tepla

Dříve se užívaly dva typy okysličovacích zařízení (oxygenátorů) – bublinový a membránový. Vzhledem k negativnímu dopadu bublinových oxygenátorů na krev (jejich vinou dochází během operace k výraznému snižování počtu trombocytů) se dnes tyto oxygenátory již nepoužívají. Membránové oxygenátory lze rozdělit na:

1) Pravý membránový oxygenátor

Materiálem pro výrobu membrány je silikon. Jádro válcového oxygenátoru je tvořeno výměníkem tepla a je obaleno mnoha otočkami dvojitě složené silikonové membrány, které tvoří jakousi spirálu o povrchu $0,5 \text{ m}^2$ - 5 m^2 (dle kapacity a určení zařízení). Mezi těmito dvěma vrstvami membrány prochází směs plynů a mezi spirálou protéká krev. Membrána není porézní, plyny prostupují pouze difuzí. Nevýhodou je vysoká výrobní cena, větší plnicí

objem a větší cizí povrch, se kterým je krev ve styku. Užívá se pro vedení dlouhodobé perfuze, jeho předností je, že ani po mnoha hodinách použití nedochází ke snížení jeho výkonu jako u oxygenátorů z dutých vláken.

2) Oxygenátor z dutých vláken

Materiálem pro výrobu membrány je mikroporézní polypropylen, z něj jsou vyrobeny kapiláry o vnitřním průměru 200-280 mikronů a o síle stěny 25-50 mikronů. Tato dutá vlákna jsou pospojována a umístěna do pevné schránky, kde vytvářejí síť napodobující plicní řečiště. Krev teče vně dutých vláken jedním směrem, uvnitř vláken v opačném směru proudí směs plynů. Stěna membrány obsahuje mikropóry menší než 1 mikron, které neumožňují vstup ani plynů ani krevních elementů a plazmy membránou. Na počátku perfuze sice dochází skrz membránu k přechodnému přímému kontaktu mezi krví a plynem, po velmi krátké době však bílkovinný povlak a rozhraní plynů a krve dalšímu kontaktu zabrání. Průniku tekutiny mikropóry brání povrchové napětí, které zabezpečí dostatečnou difuzní kapacitu membrány jak pro O_2 tak pro CO_2 . Po několika hodinách použití však dochází ke snižování funkční kapacity mikroporézních membrán v důsledku kondenzace vodní páry a současnému průniku plazmy. Kvalitním indikátorem funkce oxygenátoru je hodnota parciálního tlaku kyslíku (viz kap. 3.1.).

Membránové oxygenátory jsou v okruhu MO zařazeny vždy za arteriální pumpou, protože jejich větší rezistence vyžaduje transport krve pod určitým tlakem. Účinnost oxygenátoru je závislá na rychlosti průtoku krve oxygenátorem, na její viskozitě, na zevním průměru dutého vlákna, na velikosti mrtvého prostoru (volný prostor mezi vlákny) na specifickém rozložení vláken v oxygenátoru. Vhodná kombinace uvedeného umožňuje zkonstruovat velmi účinná zařízení o velikosti povrchu mezi $1,7 \text{ m}^2$ - $2,5 \text{ m}^2$.

Při vedení MO je teplota krve cirkulující systémem a pacientem regulovaná pomocí **výměníku tepla**, který je součástí každého oxygenátoru. Ten bývá umístěn v žilní sekci oxygenátoru (před okysličovací jednotkou) z důvodu snížení rizika uvolňování mikrobublin plynů z krve, ke kterému by mohlo docházet při ohřívání kyslíkem saturované krve. Na jedné straně výměníku proudí krev, na druhé straně v protisměru voda, obě tekutiny jsou neprodyšně odděleny tepelně vodivým materiálem. Jako kvalitní tepelné vodiče a zároveň dostatečně hemokompatibilní materiály jsou používány anodizovaný hliník, nerezová ocel

nebo plasty. Jsou zformovány do různých tvarů tak, aby měly co největší povrch při co nejmenším objemu chladicí komůrky.

Zdrojem teplé a studené vody jsou **tepelné jednotky**, které jsou spojeny hadicemi s oxygenátorem. Hadice jsou k vývodům výměníků pevně připojeny spojkami s možností aretace. U každého typu oxygenátoru je nutné znát směr průtoku vody výměníkem tepla. Doporučuje se nepřerušovat průtok vody výměníkem po celou dobu perfuze, při poklesu tlaku vody v systému by se mohl zmenšit objem výměníku tepla, na jehož základě by mohlo dojít k uvolnění mikrobublin, které jsou na jeho povrchu vždy přítomny. Nezbytné je zkontrolovat, zda je v tepelné jednotce dostatek vody [2].

2.2.6. Arteriální filtry, filtry primární náplně

Mikroembolizace a makroembolizace patří v současnosti mezi největší problémy MO.

Zdrojem korpuskulárních mikroembolů mohou být hadicové systémy MO, operační pole, za nejzávažnější je považováno koronární sání – odsávání krve z operačního pole do systému MO. Jeho prostřednictvím se do systému dostávají shluky fibrinu, tukové buňky, částice kalcia, prachu, úlomky kostí, kostní dřeně a další cizorodý materiál. Drobné úlomky PVC a silikonu mají původ v hadicových systémech a v oxygenátorech.

Plynové mikroemboly vnikají do systému nejčastěji při nesprávném užití koronárního sání, v důsledku nekvalitního odvodu systému před operací, netěsností kolem žilních kanyl, jako důsledek velkých teplotních gradientů při ohřívání apod.

Používání různých typů filtrů patří k nejefektivnějším způsobům, jak cizí materiál z krve eliminovat.

1) Arteriální filtry

Nejčastěji se používají filtry, které jsou složeny z mikroporézní síťkoviny o velikosti otvorů 20-40 mikronů, materiálem pro výrobu je polyester. Filtr je vložen do tepenné linky MO za oxygenátor výš, než je nejvyšší bod oxygenátoru (v případě, že by byl níž, nedošlo by k úniku vzduchových bublin z oxygenátoru) a musí být pevně fixován v neměnné poloze tak, aby nedocházelo k pulzačním pohybům hadic způsobených pohybem rotoru. Mohlo by tak docházet k uvolňování mikrobublin, které mohou být i po dokonalém odvodu filtru fixovány na jeho stěnách ve výtokové části. Okolo každého filtru musí být veden zkrat

(bypass), aby bylo možno filtr kdykoliv při poruše vyřadit z provozu bez přerušení perfuze. Na tomto zkratu je vždy během perfuze připravena speciální svorka na hadice.

Současné arteriální filtry jsou konstruovány tak, aby fungovaly jako jakási síťka a zároveň jako vycytávače bublin. Průtok krve filtrem je veden tak, aby krev tekla nejprve po určité spirále, obvykle shora dolů, a potom protékala vlastní filtrační membránou. Při změně směru toku krve se z ní odtrhávají silami mikrobubliny vzduchu uvolňují a hromadí se v nejvyšší části filtru, kde je výstup ukončený trojcestným kohoutem. Tenkou hadičkou s jednosměrnou chlopní je vrchol filtru spojen s kardiotoomickým rezervoárem, do kterého jsou mikrobubliny odváděny. Je vhodné na vrcholu arteriálního filtru měřit tlak.

2) Filtry primární náplně

I přes veškerá bezpečnostní opatření nelze vyrobit infuzní roztok nebo lék pro parenterální podání, ve kterém by nebyly přítomny nějaké znečišťující částice. Množství mikročástic se ještě zvětší po otevření obalu, po naplnění systému MO a započetí cirkulace. Doporučuje se přefiltrovat náplň MO přes speciální filtr o filtrační schopnosti 0,2-8 mikronů po dobu minimálně 15 minut, pak filtr ze systému vyřadit a teprve potom spojit MO s pacientovým krevním oběhem. Primární náplň MO nesmí obsahovat albumin, krev ani roztoky želatiny, jejich velké molekuly by ucply filtr [2].

2.2.7. Žilní a kardiotoomický rezervoár, odsávání z operačního pole, cell saver

Žilní rezervoár je umístěn před arteriální pumpou, plní funkci zásobárny krve celého systému, slouží jak velkokapacitní nízkoodporová „předsíň“ pro žilní návrat. Nízké uložení rezervoáru oproti poloze pacienta na operačním stole (několik desítek cm) umožňuje gravitační drenáž krve z dutých žil nebo pravé srdeční síně. Objem rezervoáru (200-3000ml) umožňuje korigovat případné výkyvy mezi přítokem krve z pacienta a potřebami aktuálního minutového průtoku. Svoji konstrukcí je uzpůsoben k odstraňování makro i mikrobublin (z netěsnících kanyl, z přídatného sání), součástí rezervoáru je systém kohoutů a hadiček pro přímou aplikaci léků do žilní krve. Užívají se dva typy:

- **plastický** – systém zapojení s tímto rezervoárem se nazývá **uzavřený**. po naplnění systému MO se z něj odsaje vzduch a vnitřek rezervoáru je oddělen od okolní atmosféry. Při vyčerpání rezervoáru se jeho stěna nasaje do hadicového vývodu a

nemůže dojít k zavzdušnění systému. Krev z přídatných sání je do systému vracena přes další – kardiotoomický rezervoár, který je k venóznímu připojen.

- **tuhý** - systém zapojení s tímto rezervoárem se nazývá **otevřený**. Stěny rezervoáru jsou tuhé a rezervoár je společný pro návrat žilní krve z pacienta i pro připojení dalších přídatných sání. Výhodou je jednoduché zapojení do systému, jednodušší naplnění a nižší cena, nevýhodou je nutnost užití dokonalého systému odpěnění pro krev z operačního pole, horší hemokompatibilita, stagnace krve. Kvůli nebezpečí vypumpování rezervoáru jsou při tomto způsobu vedení MO standartně používány hlídače hladin a elektronické detektory bublin v tepenné lince.

Během operačního výkonu v MO je třeba odsávat krev z dutých žil, ze srdečních dutin, kam může přitékat z plicních žil a z různých kolaterál – srdeční dekomprese (ventování), a krev z celého operačního pole (koronární sání). Všechna tato pomocná sání jsou vedena do **kardiotoomického rezervoáru**, kde se krev přefiltruje a odvzdušní a pak samospádem volně přetéká do žilního rezervoáru (v případě uzavřeného systému) nebo se mísí se žilní krví ve společném rezervoáru (v případě otevřeného systému).

Rezervoár má obvykle objem 3,5 – 4 l, pevné stěny z polykarbonátu, všechny jeho vstupy jsou umístěny ve víku. Kromě výše popsaných vstupů pro sání z operačního pole je obvyklý i separátní vstup pro rychlou dodávku náhradního roztoku do systému při nečekaném úbytku náplně a několik vstupů pro připojení infuzních setů. Veškeré roztoky vstupující do rezervoáru by měly být filtrovány. Filtrační část je umístěna v horní části rezervoáru, obsahuje odpěňovací část z vrstev polyuretanové pěny a silikonu a filtrační část složenou z jakési síťoviny. V zapojení uzavřeného systému musí být kardiotoomický rezervoár umístěn tak, aby v něm byla vždy minimální hladina krve a nedošlo k průniku vzduchu do žilního rezervoáru.

Odsávání z operačního pole je společně s rezervoárem považováno za největší zdroj hemolýzy během MO. Destrukci krevních elementů lze snížit správným používáním koronárního sání a co největším omezením jeho užití. Doporučuje se používat co nejširší koncovky odsavačů, aby nemohlo dojít k jejich přísávání ke tkáním a vzniku velkých negativních tlaků, a co nejmenší možné otáčky odsávacích pump.

Jinou možností odsávání krve z operačního pole je užití **cell saveru**. Krev je aspirována kontrolovaným podtlakem společně s fyziologickým roztokem s příměsí heparinu do rezervoáru, odkud je přečerpávána do speciálního centrifugačního válce, červené krvinky

jsou automaticky propírány fyziologickým roztokem, centrifugací separovány a přečerpány do speciálního vaku, ze kterého mohou být podány buď do systému MO nebo přímo pacientovi. Výhodou je oddělení všech negativních příměsí nasátých společně s krví, nevýhodou je potřeba určitého času na celý cyklus (5-10 minut), takže při větších ztrátách není krev k dispozici okamžitě [2].

2.2.8. Přídavná zařízení – hemokoncentrátory, systémy pro krevní kardioplegii

Hemokoncentrátory jsou během MO používány k okamžitému odstranění přebytečných krystaloidů z náplně a tím ke zvýšení hematokritu cirkulující krve. Indikací pro použití hemokoncentrátoru jsou stavy nadměrné hydratace během MO (nadměrný přívod krystaloidů, opakované podání kardioplegického roztoku), předoperační známky hyperhydratace u pacientů s dekompenzovanými srdečními vadami, dlouhotrvající perfuze (nad 120 minut), předoperační známky ledvinné nedostatečnosti. Principem funkce je ultrafiltrace, kdy dochází k separaci vody a nízkomolekulárních látek obsažených v plazmě od buněčných a bílkovinných složek krve pomocí semipermeabilní membrány. Využívá se rozdíl hydrostatických tlaků na obou částech membrány.

V současnosti se používají hemokoncentrátory složené z dutých vláken vyrobených z různých materiálů – polysulfonu, polyakrylonitrilu, polyamidu, polykarbonátu, acetátu celulózy. Vnitřní rozměr dutých vláken je 200 mikronů, velikost pórů umožňuje prostup některých molekul heparinu, proto je nutné kontrolovat úroveň heparinizace. Hemokoncentrátor lze dle typu připojit přímo z oxygenátoru nebo k recirkulační lince, nejčastěji k trojcestnému kohoutu na vrcholu arteriálního filtru, jeho připojení je možné kdykoli během perfuze. Před použitím je třeba hemokoncentrátor naplnit roztokem krystaloidu, pak teprve zahájit perfuzi. Průtok hemokoncentrátorem způsobuje ztrátu objemu perfuzátu vstupujícího do pacienta, je nutno částečně zvýšit průtok MO. Nezbytná je kontrola úbytku náplně MO, k níž dochází v důsledku ultrafiltrace.

Systémy pro krevní kardioplegii slouží k zábraně ischemických poškození myokardu během kardiochirurgických operací za užití MO. Principem krevní kardioplegie je podávání studeného roztoku krve a kardioplegického roztoku v poměru 4:1 do kořene aorty nebo do koronárního sinu za účelem srdeční zástavy. Zpomalí se tak metabolismus myokardu,

zachovají se zásoby energetických zdrojů pro postischemickou fázi. buňky srdeční svaloviny lépe tolerují případné změny v pH.

Základem zařízení pro podávání krevní kardioplegie je výměník tepla konstruovaný buď stejně jako oxygenátor (pouze celková plocha a objem výměňkové komory jsou menší a odpovídají průtokům v tomto systému potřebným), nebo fungující na principu kovové spirály pasivně ponořené do nádoby s vodou odpovídající teploty. Dvě hadice, z nichž jedna přivádí okysličenou krev a druhá kardioplegický roztok, jsou umístěny do čerpadla, za jehož rotorem se spojují v jednu a jsou vedeny do výměníku tepla, odtud potom k pacientovi [2].

2.3. Vedení mimotělního oběhu v hluboké hypotermii

2.3.1. Příprava přístroje pro MO

Před započítím operace je třeba nastudovat pacientovu dokumentaci a jeho laboratorní výsledky. Důležité jsou údaje o **výšce a váze** – kalkulace tělesného povrchu a průtoku během MO, volba velikosti kanyl, oxygenátoru a rezervoárů, údaje o **hodnotách krevního obrazu** – výpočet objemu náplně MO a volba druhu náplně, autotransfuze, o **minerálech a dusíkatých látkách** – hodnota kalia a funkce ledvin před operací (hemokoncentrátor). Způsob vedení perfuze ovlivní i údaje o předchozích kardiokirurgických výkonech a alergie na určité léky.

Pak provede perfuzionista výpočty tělesného povrchu, průtoku během MO (při teplotě 20°C je to 1,2 l. m²⁽⁻¹⁾. min⁻¹) a ze vzorce pro výpočet objemu krve spočítá předpokládaný objem náplně systému pro MO. Používá se zde princip hemodiluce, který spočívá v tom, že do celého systému MO je napuštěna náplň v tlakovém objemu, aby po jejím smíšení s krví pacienta klesl hematokrit. Zředěná krev proniká do kapilární sítě organismu s menším odporem a tím se zlepšuje tkáňová perfuze. Základem náplně je vždy krystaloidní roztok, v omezeném množství jsou přidávány albumin, syntetický koloidní roztok a další aditiva (např. heparin, kortikosteroidy, antibiotika, atd.)

Příprava přístroje pro MO probíhá umístěním hadicového setu, kontrolou funkce všech modulů, centrálního zdroje plynů a funkce tepelných jednotek, u centrifugálních pump kontrolou dobití baterie. Poté je set založen do příslušných pump, u kterých je nutno nastavit okluzi. V této fázi se již začíná plnit kardiokrevní rezervoár, na jehož vývod je naložena

hadicová svorka, zvolenými náhradními roztoky podávanými vstupem, který umožňuje jejich průtok filtrem rezervoáru. Před naplněním celého systému je třeba zkontrolovat všechny spoje hadic se spojkami, případně doplnit bezpečnostními pásky, dotáhnout všechny uzávěry a uvolnit kryty ze vstupu a výstupu plynů na oxygenátoru a kardiotoromickém rezervoáru.

Ještě před naplněním systému je nutno k oxygenátoru připojit přívod vody z tepelné jednotky a provést zkoušku těsnosti výměníku tepla. Po sejmutí svorky z hadice se napustí náplň do systému. Při odvzdušňování se postupuje od žilního rezervoáru a poklepem na hadice při průtoku kolem $1 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$ se odstraní bubliny vzduchu. Po naplnění a prvním odvzdušnění je třeba zvýšit na několik minut průtok a náplň ponechat mírně cirkulovat hadicemi při teplotě 35°C . Poté se připojí všechna používaná monitorovací zařízení a zdroje plynů k oxygenátoru, průtok plynů oxygenátorem však začíná až po zahájení MO. Před rozpojením hadic na arteriální a žilní linku v operačním poli perfuzionista ještě jednou vyšším průtokem procirkuluje celý systém, aby odstranil případné bubliny plynů a na tepennou i žilní linku naloží svorky na hadice nebo uzavře žilní linku mechanickým uzávěrem. Po zavedení kanyl a jejich spojení s příslušnými hadicovými linkami je systém připraven k zahájení MO.

Dostatečná úroveň antikoagulace je nezbytná k tomu, aby nedošlo k tvorbě trombů a k sekundární fibrinolýze v systému MO poté, co se krev dostane do styku s jeho umělým povrchem. K tomuto účelu se používá heparin, který podává operatér vpichem do pravé síně nebo anesteziolog do centrální žíly ještě před zavedením kanyl pro MO. Heparin v obvyklé dávce 5000 U je přidáván i do náplně pro MO. Za 3-5 minut po jeho podání se odebere pacientovi krev na vyšetření úrovně antikoagulace. Dokud není znám výsledek tohoto vyšetření, nesmí být spuštěn MO ani odsávána krev z operačního pole do kardiotoromického rezervoáru [2].

2.3.2. Zahájení a vedení MO

MO začíná na pokyn operujícího chirurga poté, co sejme všechny svorky z hadic v operačním poli. Perfuzionista uvolní průtok plynů do oxygenátoru, uzavře zkrat mezi tepennou a žilní linkou, sejme svorku z tepenné linky a postupně zvyšuje otáčky pumpy. Zároveň pomalu uvolňuje žilní linku, sleduje tlak v tepenné lince a kvalitu návratu krve z pacienta. V okamžiku dosažení spočítaného průtoku MO a stabilizace žilního návratu

začíná s ochlazováním pacienta [2]. Aktivní ochlazování krve probíhá prostřednictvím tepelného výměníku v oxygenátoru, k dosažení hodnot pacientovy centrální tělesné teploty pod 20°C je zapotřebí okolo 30 minut, dosáhne-li teploty 15°C, je možno zastavit MO až na 60 minut [3]. Hluboká hypotermie se provádí kvůli ochraně mozku, proto je hlava ještě obložena vaky s ledem [6]. Rychlého a rovnoměrného ochlazení lze dosáhnout použitím vazodilatačních látek. Při hypotermii stoupá systémový tlak společně s periferní cévní rezistencí, užitím vazodilatancia klesne rezistence i tlak, zůstane však spočítaný průtok, zabrání se tak nežádoucí hypoxii [2]. Aktuální teplota tělesného jádra je měřena v močovém měchýři [4].

Při PEA začíná operace po dosažení požadované teploty 17°C incizí pravé a levé plicnice. Na zadní straně pravé větve plicnice je za velmi účinného odsávání připraven prostor pro endarterektomii. Ta je prováděna během zhruba dvacetiminutové zástavy MO, za zrakové kontroly při trvalém odsávání operatér provede endarterektomii lobárních a segmentárních větví. Sutura pravé větve plicnice již probíhá při obnovené cirkulaci a po reperfuzi následuje endarterektomie strany levé, opět v cirkulační zástavě. Po ukončení sutury této větve plicnice je obnoven oběh a začíná se s pacientovým ohříváním, v jehož průběhu lze provést případné další indikované kardiochirurgické výkony. Celková doba hypotermické cirkulační zástavy se pohybuje kolem 45 minut, průměrná délka MO je 334 minut, průměrná délka operace 450 minut [6].

Během ohřívání pacienta, kdy teplota krve ve výměníku tepla oxygenátoru poměrně rychle dosáhne teploty 37°C, se i teplota tělesného jádra rychle vrací k normálu. Ohřívání periferie se za ohříváním tělesného jádra opoždí z důvodu přetrvávající vazokonstrikce cév ve svalech, podkoží a kůži. Na konci MO mohou být tyto tkáně ještě podchlazeny, končíme-li MO s centrální teplotou 37°C, může dojít v důsledku dodatečného ohřívání periferie k postupnému poklesu centrální teploty až o 2-3°C, teprve pak se teplota stabilizuje. Při ohřívání pacienta během MO se doporučuje podávat vazodilatační látky k ovlivnění vazokonstrikce periferie. Je nezbytné sledovat teplotní gradienty mezi jednotlivými médii – voda – krev – pacient, rozdíl teplot nesmí přesáhnout 10°C. V důsledku různého stupně rozpustnosti plynů v krvi při různých teplotách mají plyny rozpuštěné v krvi či jiné tekutině tendenci uvolňovat se při ohřívání krve či tekutiny. Následkem uvolnění mikrobublin plynů by došlo k mikroembolizacím [2].

2.3.3. Ukončení perfuze

Aby mohl být MO ukončen, musí být splněny následující podmínky. Dostatečná doba reperfuze myokardu, pacient musí být dostatečně ohřátý, krátce před očekávaným ukončením MO musí být proveden poslední odběr krve na vyšetření hladiny K^+ , hematokritu a acidobazické rovnováhy. V případě odchylek od normy se provádí jejich korekce (dodání kalia, krve, bikarbonátu apod.). Srdeční rytmus by měl být sinusový, v případě jiného rytmu musí být pacient zajištěn kardiostimulátorem, na EKG by neměly být přítomny známky ischemie myokardu. Je-li vše splněno, perfuzionista na chirurgův pokyn postupně uzavírá žilní návrat a ponecháním většího průtoku pumpou doplňuje pacienta tak, aby se na záznamu tepenného tlaku objevila typická křivka srdeční práce. Chirurg vizuálně zhodnotí náplň srdce, pak může perfuzionista kompletně uzavřít žilní i tepennou linku svorkami na hadice a ukončit tak MO. Zbylá krev ze systému MO je pacientovi postupně dodána tepennou kanylou, formou transfuze, prostřednictvím cell-saveru či pomocí hemokoncentrátoru. Na závěr je pacientovi podána bílkovina protamin, která neutralizuje účinek heparinu.

Vedení záznamu o perfuzi je nezbytnou součástí dokumentace o operaci, zaznamenávají se všechny časové údaje (doba heparinizace, začátek a konec MO, doba zástavy oběhu apod.), hodnoty tlaků, průtoky krve a plynů, teplota, laboratorní výsledky, údaje z čidel zařazených v linkách MO, složení a objem náplně, přidávaných roztoků a léků. Během perfuze se do protokolu zapisuje každá změna některého ze sledovaných parametrů [2].

2.3.4. Monitorování během mimotělního oběhu

Během MO je nezbytné sledovat nejen funkce systému pro MO, ale i základní fyziologické funkce pacienta. Mezi sledované fyziologické funkce patří:

- **systémový - perfuzní tlak** – je měřen nepřímou metodou, neinvazivně, manžetou, obvykle v pětiminutových intervalech, jako srovnávací alternativa přímé kontinuální metody, která je prováděna kanylací periferní tepny (nejčastěji arteria radialis) speciální intraarteriální kanylou [4]. Výše perfuzního tlaku závisí na velikosti periferní cévní rezistence organismu a velikosti průtoku krve pumpou.
- **tělesná teplota** – aktuální teplota tělesného jádra (centrální teplota) se měří v distálním jícnu, nasopharyngu, lze měřit teplotu bubínku, za nejvýhodnější se

považuje měření teploty v močovém měchýři. Vhodné je sledovat teplotu v tepenné a žilní lince MO. Pro sledování periferní teploty se nejčastěji využívá rektum.

- **diuréza** – měří se množství moči odvedené močovou cévkou, při hypotermii produkce moči klesá.
- **hodnoty acidobazické rovnováhy a krevních plynů (ASTRUP)** (viz kap. 3.1.)
- **hladina Na^+ a K^+**
- **krevní obraz** – optimální hodnota hematokritu při velmi hluboké hypotermii během MO by se měla pohybovat pod 0,2
- **úroveň heparinizace** (viz. kap. 2.3.1.) [2]

3. Vlastní výzkum

3.1. Vyšetření acidobazické rovnováhy

Acidobazická rovnováha (ABR) je rovnováha mezi kyselinami a zásaditými látkami v těle, tj. mezi jejich tvorbou na jedné straně a vylučováním na straně druhé. Její přesné udržení v určitém rozmezí je nezbytné pro správnou činnost organismu. K vyhodnocení stavu ABR se užívá Astrupovo vyšetření – vyšetření krevních plynů a vnitřního prostředí. Normální stav acidobazické rovnováhy vnitřního prostředí organismu je definován hodnotami: aktuální bikarbonát - HCO_3^- 24 ± 2 mmol/l, standardní bikarbonát - HCO_3^- 24 ± 2 mmol/l, BE (Base excess) $0 \pm 2,5$ mmol/l, saturace O_2 94 – 99% a pro tuto práci podstatnými hodnotami pH (míra kyselosti nebo zásaditosti přímo související s koncentrací H^+) - 7,40, pCO_2 (parciální tlak oxidu uhličitého – tlak vyvolaný CO_2 v krvi) - 40mmHg, pO_2 (parciální tlak kyslíku – tlak vyvolaný O_2 v krvi) 100 mmHg v tepenné krvi [1,8]. Vzhledem k tomu, že některé z hodnot Astrupova vyšetření, zejména BE a standardní HCO_3^- nejsou fyzikálně měřeny, ale numericky vypočítány právě z hodnot pH, pO_2 a pCO_2 , je nezbytné, aby byly tyto hodnoty měřeny co nejpřesněji.

Výše uvedené hodnoty však platí pro normální teplotu organismu (37°C). S měnící se teplotou se zásadním způsobem mění vztah mezi koncentracemi krevních plynů, jejich parciálními tlaky a pH. S klesající tělesnou teplotou se zvyšuje vazebná schopnost hemoglobinu, stoupá tedy fyzikální rozpustnost O_2 a CO_2 v krvi, což vede při zachování konstantního toku plynů oxygenátorem k poklesu hladin parciálních tlaků O_2 a CO_2 . Celkový obsah O_2 a CO_2 v krvi zůstává téměř nezměněn, při nižší teplotě se jen více plynů rozpustí v krvi, čímž hodnoty parciálních tlaků krevních plynů poklesnou. Protože je pCO_2 určujícím momentem hodnoty pH krve, má jakýkoli jeho pokles za následek adekvátní vzestup pH. Tato hypotermií navozená alkalóza je spojena se zvýšenou srdeční dráždivostí a s významným poklesem průtoku krve mozkem [2].

Jsou-li vzorky krve odebírány při nižších teplotách ale analyzovány při 37°C , musí být pro zjištění skutečných hodnot acidobazické rovnováhy při dané teplotě pacienta provedena zpětná korekce. Pro úpravu pH se přičítá 0,0147 k naměřenému pH při 37°C pro každý stupeň ochlazení pod 37°C , pO_2 klesá o 7,2% a pCO_2 klesá o 4,4% na každý stupeň ochlazení pod 37°C [3].

Podle způsobu nahlížení na teplotní korekce hodnot pH a parciálních tlaků se rozlišují dva přístupy: **pH-stat** a **alpha-stat**.

Způsob vedení MO, při němž je pH vnitřního prostředí operovaného udržováno konstantní (7,40) při všech změnách teploty, se nazývá **pH-stat**. Cílem této techniky vedení MO je udržet skutečné pH krve na konstantní hodnotě v průběhu všech teplotních změn organismu. V praxi, kdy je analýza odebraného vzorku tepenné krve prováděna po jeho ohřátí na 37°C, toho lze docílit tím, že výsledné hodnoty analýzy jsou korigovány na aktuální teplotu pomocí výše uvedených výpočtů. Aby bylo možno při nižších teplotách udržet hodnoty pH a pCO₂ ve fyziologických hodnotách, je nutno při tomto způsobu vedení MO přidávat CO₂ ke směsi plynů, které jsou přiváděny do oxygenátoru, aby bylo možno aktuálně regulovat úroveň parciálního tlaku CO₂ podle kalkulovaných hodnot.

Druhý přístup vychází z myšlenky, že hodnota pH vnitřního prostředí organismu není definována jako fixní, ale vyjadřuje stav elektrochemické neutrality. Normální fyziologická hodnota pH vnitřního prostředí organismu při 37°C je od této hodnoty stavu elektrochemické neutrality (pH=6,8) posunuta o 0,6 směrem k alkalóze. S klesající teplotou krve během MO stoupá i hodnota bodu elektrochemické neutrality. Aby byl zachován konstantní posun pH krve o 0,6 od tohoto bodu, musí s klesající teplotou stoupat i pH tepenné krve. Tyto změny jsou zohledněny v klinické praxi, pokud je MO veden způsobem **alpha-stat**. Hodnoty pH a pCO₂ jsou během hypotermického MO měřeny ze vzorku krve ohřátého na 37°C a jsou udržovány stále ve fyziologických mezích pro teplotu 37°C, neprovádí se žádná korekce na aktuální teplotu krve operovaného [2]. Tento přístup je v současnosti upřednostňován, je tomu tak i v případě metod porovnávaných v této práci.

3.2. Metody vyšetření krevních plynů podle Astrupa

Cílem mojí práce je srovnání hodnot krevních plynů pO₂ a pCO₂ a s tím souvisejícího pH, měřených podle Astrupa v arteriální krvi dvěma různými přístroji. Každý z přístrojů pracuje na jiném fyzikálním principu měření a navíc v každém přístroji probíhá toto měření při jiné teplotě. K porovnání těchto metod mi byly poskytnuty hodnoty z II. interní kliniky kardiiovaskulární chirurgie 1. LF UK a Všeobecné fakultní nemocnice naměřené během tří operací plicních tepen (PEA). Zde ke kontinuálnímu (každou minutu) měření krevních plynů

a pH během MO používají přístroj Terumo CDITM 500 (viz. příloha č. 2 obr. č. 3), který je napojen na sál přímo na systém MO, a pro standartní referenční měření přibližně po 30 minutách přístroj Radiometer ABL 700 (viz. příloha č. 2 obr. č. 2), který je umístěn mimo sál v laboratoři. Při měření pomocí přístroje Radiometer je vzorek krve nejprve ohřát na 37°C a teprve při této teplotě je provedeno měření, k měření je využíván elektrochemický princip. Přístroj Terumo oproti tomu měří hodnoty při aktuální teplotě pacienta, k měření využívá optický fluorescenční princip, hodnoty mohou být přepočteny pro teplotu 37°C. Možnost obou přístrojů stanovit hodnoty pro stejnou teplotu 37°C mi umožňuje porovnat naměřené hodnoty z obou přístrojů ve stejném čase (viz. přílohy č. 3,4,5 grafy č. 1-9) a udělat statistický závěr, podle kterého by mělo být možno určit, zda se jednotlivé naměřené hodnoty ve stejných časových intervalech shodují. Srovnání metod měření u těchto přístrojů má zcela obecný charakter, platí pro jakoukoliv operaci při obdobných podmínkách. Elektrochemický princip stanovení krevních plynů a pH užívaný přístrojem Radiometer je celosvětovou referenční metodou, porovnáním této metody s Terumem užívaným principem optické fluorescence se tedy pokusím zjistit, jsou-li tedy tyto dvě metody adekvátní.

Systém pro monitoraci krevních parametrů Terumo CDITM 500

Tento systém je průběžnou monitorací krve v MO schopen zaznamenat a na displeji zobrazit informace o následujících krevních parametrech: pO₂, pCO₂, pH, K⁺, SO₂ (saturace kyslíkem), hematokrit (HCT), hemoglobin (Hgb), teplota. Zároveň může spočítat a zobrazit hodnoty: BE (Base excess), bikarbonát (HCO₃⁻), SO₂ (ve venózní lince), spotřeba O₂.

Přístroj může zobrazit hodnoty krevních parametrů buď při aktuální teplotě monitorované krve nebo přepočítané na teplotu 37°C. Součástí přístroje je akumulátory poháněný mikroprocesorový monitor a vestavěná tiskárna, která může tisknout kopii hodnot zobrazených na displeji. Tento systém užívá k měření pO₂, pCO₂ a pH optickou fluorescenční technologii, k měření SO₂, HCT a Hgb reflektanční spektrofotometrii.

Optická fluorescenční technologie využívá speciální CDIShunt senzory, kdy jeden je umístěný přímo v arteriální a druhý ve venózní lince. Krevní plyny a pH lze měřit jak v arteriální, tak i venózní větvi MO, zatímco SO₂ a Hb jsou měřeny pouze v arteriální lince. Základem měřicího systému jsou z fluorescenčních chemikálií složené mikrosenzory, které jsou obsaženy v těchto CDIShunt senzorech. Ke každému CDIShunt senzoru se přikládá speciální sonda (viz. příloha č. 2 obr. č. 4), která je kabelově spojena se samotným přístrojem. V této sondě jsou umístěné diody, které vysílají světelné paprsky směrem

k fluorescenčním mikrosenzorům. Ty, jako odpověď na tyto stimulační pulzy, vyzařují světlo, jehož intenzita závisí na koncentraci O_2 , CO_2 , a hydrogenových iontů v protékající krvi. Vyzářené světlo se vrací do sondy, kde je snímáno světelným detektorem, z něj vycházející signál je pomocí mikroprocesoru převeden na číselná data, která se zobrazí na monitoru.

Před každým použitím je nutno všechny senzory zkalibrovat, přístroj nelze použít při cirkulační zástavě [8].

Acidobazický analyzátor krevních plynů Radiometer ABL700

Tento systém je schopen z odebraného vzorku krve stanovit hodnoty pO_2 , pCO_2 , pH při teplotě $37^\circ C$. V případě odběru krve při hypotermii si tedy přístroj vzorek nejprve ohřeje na tuto teplotu a pak až ho analyzuje. Před vložením vzorku krve do analyzátoru je třeba tento vzorek pořádně promíchat (asi 1 minutu).

Přístroj pracuje na elektrochemickém principu, jednotlivé analyty jsou měřeny pomocí příslušných elektrod. Pro měření pCO_2 a pH se užívá potenciometrický měřicí princip, pro měření pO_2 ampérometrický měřicí princip. Pro stanovení SO_2 , hemoglobinu a jeho derivátů přístroj používá stejně jako Terumo spektrofotometr, metodou stanovení je ovšem viditelná absorpční spektroskopie, jejíž podmínkou je ještě před měřením v kyvetě hemolýza krevního vzorku. Přístroj je též vybaven displejem a vestavěnou tiskárnou a je nutno ho pravidelně kalibrovat.

3.3. Metodika

K dispozici jsem měla data o měření pO_2 , pCO_2 a pH zaznamenaná oběma přístroji v průběhu tří operací. Z přístroje Terumo to byla data měřená každou minutu na sále v průběhu celého výkonu (cca 400 údajů pro každou operaci – dle délky jednotlivého zákroku), z přístroje Radiometer data pořízená v laboratoři přibližně po 30 minutách (pro první operaci 7, pro druhou 11 a pro třetí 16 údajů – dle délky jednotlivého zákroku). Z pořízených dat bylo třeba z každé operace vybrat záznamy pořízené na sále přístrojem Terumo, které se časově shodují se záznamy pořízenými v laboratoři přístrojem Radiometer, a vzájemně je porovnat. Vyloučila jsem hodnoty, které byly prokazatelně naměřeny v době

zástavy mimotělního oběhu, zbylých 30 dvojic naměřených hodnot krevních plynů a pH (viz. přílohy č. 6 tbl. č. 1) jsem podrobila statistickému testu.

Ze všech tří operací jsem vzala všechny hodnoty pO_2 a bez ohledu na to, při jaké operaci byly pořízeny, jsem je seřadila do dvou skupin - hodnoty naměřené na sále (SAL) a hodnoty naměřené v laboratoři (LAB). Smyslem řazení bylo, aby spolu hodnoty ve skupině LAB a hodnoty ve skupině SAL vzájemně tvořily páry, které byly pořízeny ve stejném čase při stejné operaci. Obdobně jsem postupovala i u záznamů pCO_2 a pH. Pro statistické hodnocení jsem volila párový t-test.

Poté jsem každou takto vzniklou skupinu dat rozdělila na dvě množiny každou po 15 hodnotách, jednu pro hodnoty normální teploty až střední hypotermie ($37,2 - 26^\circ C$), druhou pro hodnoty naměřené v hluboké hypotermii ($25,9 - 14,4^\circ C$), záměrem bylo zjistit případné změny v rozptylech dat v souvislosti s klesající teplotou. Ke statistickému zhodnocení jsem opět použila párový t-test.

3.4. Výsledky

pO_2

Z výsledku grafu (viz příloha č. 7 graf č. 10, 11) obsahujícího všech 30 dvojic naměřených hodnot pO_2 lze dle velikosti $P = 0,3651$ ($P > 0,05$) konstatovat, že test je statisticky nevýznamný, je 36,5% šance, že sledované rozdíly jsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Z velikosti 95% konfidenčního intervalu od -7,275 do +19,17 lze říci, že pro vyslovení jasného vědeckého závěru ohledně vztahu mezi hodnotami LAB a SAL by bylo třeba zopakovat experiment s větším počtem dat.

Z výsledku grafu (viz příloha č. 8 graf č. 12) obsahujícího 15 dvojic naměřených hodnot pO_2 při normální teplotě až při střední hypotermii ($37,2-26^\circ C$) lze dle velikosti $P = 0,6162$ ($P > 0,05$) konstatovat, že test je statisticky nevýznamný, je téměř 62% šance, že sledované rozdíly jsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Z velikosti 95% konfidenčního intervalu od -18,15 do +29,55 nelze konstatovat žádný vědecký závěr.

Z výsledku grafu (viz příloha č. 8 graf č. 13) obsahujícího 15 dvojic naměřených hodnot pO_2 při hluboké hypotermii ($25,9-14,4^\circ C$) lze dle velikosti $P = 0,5145$ ($P > 0,05$) konstatovat, že test je statisticky nevýznamný, je téměř 52% šance, že sledované rozdíly jsou způsobeny

náhodností výběru analyzované množiny dat. Z velikosti 95% konfidenčního intervalu od -10,74 do +20,47 nelze konstatovat žádný vědecký závěr.

pCO₂

Z výsledku grafu (viz příloha č. 9 graf č. 14, 15) obsahujícího všech 29 dvojic naměřených hodnot pCO₂ lze dle velikosti $P = 0,7726$ ($P > 0,05$) konstatovat, že test je statisticky nevýznamý, je 77% šance, že sledované rozdíly jsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Z velikosti 95% konfidenčního intervalu od -1,848 do +2,461 lze vyslovit vědecký závěr, že hodnoty LAB a SAL se od sebe buď neliší vůbec nebo jen velmi nepatrně.

Z výsledku grafu (viz příloha č. 10 graf č. 16) obsahujícího 15 naměřených hodnot pCO₂ při normální teplotě až při střední hypotermii (37,2-26°C) lze dle velikosti $P = 0,037$ ($P < 0,05$) konstatovat, že test je statisticky významý, je téměř 96,3% šance, že sledované rozdíly, nejsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Korelační koeficient $r = 0,2743$ udává, že obě proměnné (LAB i SAL) mají tendenci společně stoupat i klesat. Z odchylky průměru - 2,207 vyplývá, že hodnoty pCO₂ naměřené v laboratoři jsou v průměru o 2,2 mmHg nižší než hodnoty pCO₂ naměřené na sále.

Z výsledku grafu (viz příloha č. 10 graf č. 17) obsahujícího 14 naměřených hodnot pCO₂ při hluboké hypotermii (25,9-14,4°C) lze dle velikosti $P = 0,0964$ ($P > 0,05$) konstatovat, že test je statisticky nevýznamý, je více než 9% šance, že sledované rozdíly jsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Z velikosti 95% konfidenčního intervalu od -0,6154 do +6,615 lze říci, že pro vyslovení jasného vědeckého závěru ohledně vztahu mezi hodnotami LAB a SAL by bylo třeba zopakovat experiment s větším počtem dat.

pH

Z výsledku grafu (viz příloha č. 11 graf č. 18, 19) obsahujícího všech 30 dvojic naměřených hodnot pH lze dle velikosti $P = 0,0025$ ($P < 0,05$) konstatovat, že test je statisticky významý, je 99,75% šance, že sledované rozdíly, nejsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Korelačního koeficient $r = 0,6682$ udává, že obě proměnné (LAB i SAL) mají

tendenci společně stoupat i klesat. Z odchylky průměru - 0,02333 vyplývá, že hodnoty pH naměřené v laboratoři jsou v průměru o 0,02333 nižší než hodnoty pH naměřené na sále.

Z výsledku grafu (viz příloha č. 12 graf č. 20) obsahujícího 15 naměřených hodnot pH při normální teplotě až při střední hypotermii (37,2-26°C) lze dle velikosti $P=0,0095$ ($P < 0,05$) konstatovat, že test je statisticky významný, je 99,05% šance, že sledované rozdíly, nejsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Korelačního koeficient $r = 0,7452$ udává, že obě proměnné (LAB i SAL) mají tendenci společně stoupat i klesat. Z odchylky průměru - 0,01933 vyplývá, že hodnoty pH naměřené v laboratoři jsou v průměru o 0,01933 nižší než hodnoty pH naměřené na sále.

Z výsledku grafu (viz příloha č. 12 graf č. 21) obsahujícího 15 naměřených hodnot pH při hluboké hypotermii (25,9-14,4°C) lze dle velikosti $P=0,0494$ ($P < 0,05$) konstatovat, že test je statisticky významný, je 95% šance, že sledované rozdíly, nejsou způsobeny náhodností výběru analyzované množiny dat. Korelačního koeficient $r = 0,5744$ udává, že obě proměnné (LAB i SAL) mají tendenci společně stoupat i klesat. Z odchylky průměru - 0,02733 vyplývá, že hodnoty pH naměřené v laboratoři jsou v průměru o 0,02733 nižší než hodnoty pH naměřené na sále.

4. Diskuze

Porovnávala jsem dvě skupiny hodnot. Na jedné straně stály hodnoty naměřené na sále přístrojem umístěným přímo v arteriální lince systému MO – přístroj analyzuje hodnoty krevních plynů a pH při aktuální teplotě pacienta a vzápětí je přepočte pro 37°C. Na straně druhé stály arteriální hodnoty naměřené mimo sál přístrojem umístěným v laboratoři – přístroj analyzuje tyto hodnoty ze vzorku odebrané krve, který si nejdříve ohřeje na 37°C.

Ve snaze zvýšit statistickou průkaznost této studie vyloučením extrémních hodnot, které nemusely vzniknout rozdílem měřících metod ale vlivem okolností, jsem z výsledných párových hodnot vybrala některé z těch, co se výrazně odlišovaly od ostatních (měření číslo 13, 14, 23, 24, 26 a 31) a podrobila je důkladnější analýze v souvislosti s okolními hodnotami naměřenými po minutě přístrojem Terumo.

Pozorováním odchylek ve dvojicích měření č. 14, 23, 24 a 26 mezi hodnotou LAB a SAL jsem zjistila, že u měření č. 14 laboratorní hodnoty pCO₂ a pH přibližně odpovídají těmto hodnotám stanoveným na sále o 4 minuty později, u měření č. 23 laboratorní hodnoty pO₂, pCO₂ a pH přesně odpovídají těmto hodnotám stanoveným na sále o 2 minuty později, u měření č. 24 laboratorní hodnoty pO₂, pCO₂ a pH přibližně odpovídají těmto hodnotám stanoveným na sále o 6 minut později, u měření č. 26 laboratorní hodnoty pO₂, pCO₂ a pH přesně odpovídají těmto hodnotám stanoveným na sále o 8 minut později. Domnívám se, že tyto rozdíly mezi hodnotami naměřenými na sále a v laboratoři mohou být způsobeny nesprávnou časovou synchronizací manipulace s krevním vzorkem pro laboratorní měření (časové zpoždění při odběru pro přístroj Radioemeter), s jistotou to však tvrdit nemohu, tato měření nelze ze studie vyloučit.

Zajímavou je z hlediska měřící metody hodnota měření č. 13, kdy jsou přístrojem na sále přibližně 30 minut zaznamenávány víceméně konstantní hodnoty pO₂, pCO₂ i pH a kdy je v polovině těchto konstantních záznamů hodnota pCO₂ při laboratorním záznamu o 10,5 mmHg vyšší než při záznamu ze sálu. Také měření č. 31 ukazuje na jisté nepřesnosti, kdy jsou hodnoty parciálních tlaků obou krevních plynů měřené v laboratoři mnohem vyšší a úměrně tomu hodnota pH nižší, než-li hodnoty měřené na sále. Pro nedostatek podrobnějších informací nelze však o původu těchto nesrovnalostí nic konstatovat, opět je tedy nelze ze studie vyloučit.

Dle statistického zhodnocení lze jednoznačně říci:

U všech srovnání hodnot pO_2 a u srovnání hodnot pCO_2 pro všechny hodnoty a pro hodnoty naměřené v hluboké hypotermii je test statisticky nevýznamný, o těchto hodnotách tedy nelze říci nic závazného. Jsem přesvědčena, že statistická průkaznost těchto hodnot byla ovlivněna nepřesnou synchronizací obou měření, nedostatečným promícháním vzorku krve pro laboratorní analýzu, nesprávným odběrem a dalšími důvody.

Statisticky významné se prokázalo srovnání hodnot pCO_2 při teplotách 37,2 - 26°C, hodnoty naměřené v laboratoři jsou v průměru o 2,2 mmHg nižší než hodnoty naměřené na sále.

Srovnání hodnot pH pro všechna měření se též prokázalo jako statisticky významné, hodnoty pH naměřené v laboratoři jsou v průměru o 0,023 nižší než hodnoty naměřené na sále. Při teplotách 37,2 - 26°C jsou hodnoty pH naměřené v laboratoři v průměru o 0,019 nižší než hodnoty naměřené na sále a při teplotách 25,9 - 14,4°C jsou hodnoty pH naměřené v laboratoři v průměru o 0,027 nižší než hodnoty naměřené na sále.

Lze tedy konstatovat, že na sále používanou metodou měření krevních plynů a pH, která využívá optický fluorescenční princip, jsou naměřené hodnoty pCO_2 při teplotách 37,2-26°C a všechny naměřené hodnoty pH prokazatelně vyšší než tyto hodnoty naměřené referenčním elektrochemickým principem stanovení krevních plynů a pH užívaným v laboratoři.

5. Závěr

Smyslem práce bylo porovnat činnost dvou různých přístrojů využívajících odlišné metody vyšetření krevních plynů podle Astrupa, které jsou používány při operacích v hluboké hypotermii s mimotělním oběhem. V teoretické části jsem popsala účinky hypotermie na organismus, indikace k těmto operacím, podrobně jsem popsala systém mimotělního oběhu včetně jeho zapojení, vedení, ukončení a monitorace fyziologických funkcí při jeho užití. V části vlastní výzkum jsem se věnovala významu Astrupova vyšetření, přiblížení metod analýzy krevních plynů obou sledovaných přístrojů a zejména porovnání dvou skupin dat, z nichž každá byla pořízena jedním z těchto přístrojů.

Na základě statistického zhodnocení, jehož cílem mělo být porovnání, nakolik jsou tyto metody měření vzájemně adekvátní, lze konstatovat, že pro stanovení všech naměřených hodnot pH a hodnot $p\text{CO}_2$ naměřených při teplotách $37,2-26^\circ\text{C}$ se podařily prokázat odlišnosti v metodách užitých v laboratoři a na sále. U ostatních měření vyšly testy statisticky nevýznamné, o stanovování hodnot $p\text{O}_2$ a hodnot $p\text{CO}_2$ naměřených při teplotách $25,9-14,4^\circ\text{C}$ těmito metodami tedy nelze říci nic závazného, pro vyslovení nějakého konkrétního závěru by bylo třeba učinit další výzkum (s větším objemem dat) s omezením okolních vlivů na přesnost obou měření (např. přesnější časová synchronizace).

Na závěr je třeba říci, že z klinického hlediska mají zjištěné odlišnosti v měření oběma přístroji malý význam, ovšem z hlediska vědeckého mohou být i drobné měřicí rozdíly v obou metodách stanovení krevních plynů velice významné.

6. Seznam použité literatury

- [1] Despopoulos A., Silbernagl S.: Atlas fyziologie člověka, Grada Avicenum, Praha, 1993
- [2] Lonský V.: Mímotělní oběh v klinické praxi, Grada Publishing.a.s., Praha, 2004
- [3] Mora CH.T.: Cardiopulmonary Bypass – Principles and techniques of extracorporeal circulation, Springer-Verlag New York Inc., New York, 1995
- [4] Vaněk I., a kol.: Kardiovaskulární chirurgie, Nakladatelství Karolinum, Praha, 2002
- [5] Cor et Vasa, 2004, 11, pp. 552-555
- [6] Časopis Lékařů českých, 2006, 145, pp. 307-312
- [7] Radiometer: Radiometer ABL 700 operator's manual
- [8] Terumo: Terumo CDITM Blood parameter monitoring system 500 operator's manual
- [9] www.plicni-hypertenze.cz/pro-laiky/, 18.5.2006
- [10] www.plicni-hypertenze.cz/pro-zdravotniky/, 18.5.2006

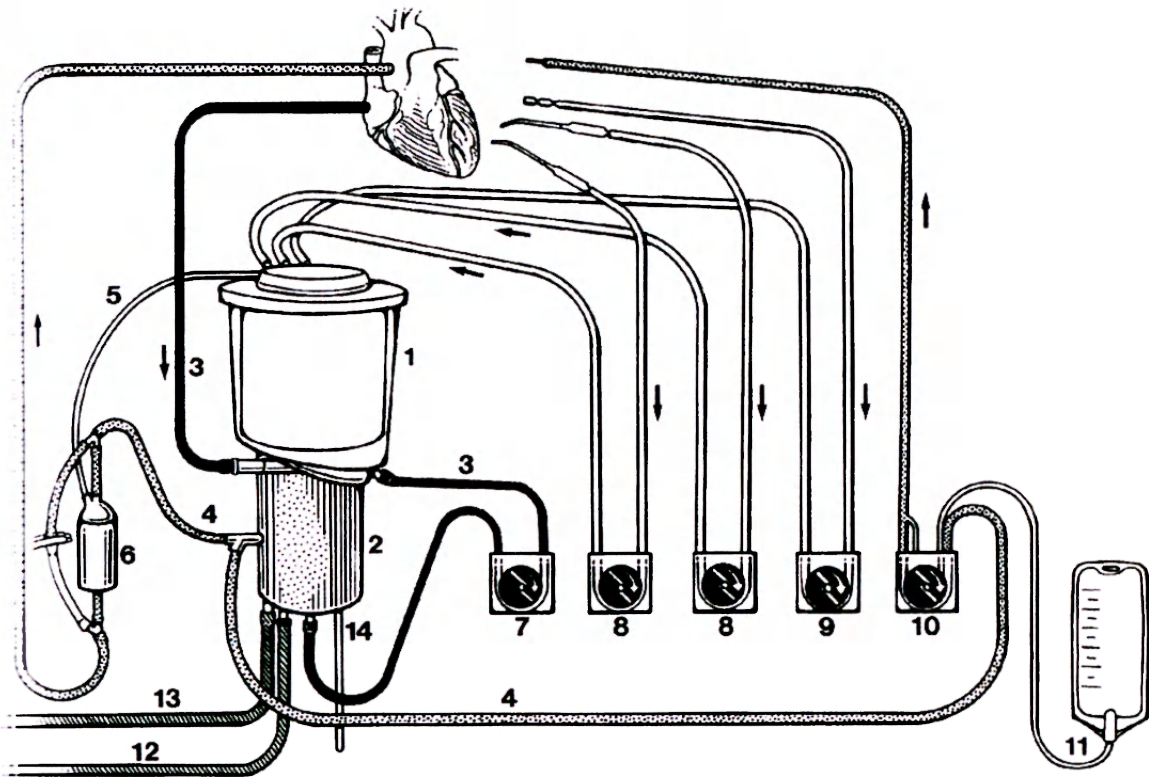
7. Seznam příloh

- Příloha č. 1** Obr.č. 1 – Součásti mimotělního oběhu
- Příloha č. 2** Obr.č. 2 – Radiometer ABL 700
Obr.č. 3 – Terumo CDI™ 500
Obr.č. 4 – CDIShunt senzor s přiloženou sondou
- Příloha č. 3** Graf č.1, 2, 3 – Průběh pO₂, pCO₂ a pH v čase při operaci č. 1
- Příloha č. 4** Graf č.4, 5, 6 – Průběh pO₂, pCO₂ a pH v čase při operaci č. 2
- Příloha č. 5** Graf č.7, 8, 9 – Průběh pO₂, pCO₂ a pH v čase při operaci č. 3
- Příloha č. 6** Tbl. č. 1 – Hodnoty naměřené v laboratoři a na sále v průběhu všech tří operací
- Příloha č. 7** Graf č. 10 – Porovnání všech hodnot pO₂ naměřených v laboratoři a na sále
Graf č. 11 – Bland-Altmanův graf pro všechny hodnoty pO₂
- Příloha č. 8** Graf č. 12 – Porovnání hodnot pO₂ pro teplotu 37,2-26°C naměřených v laboratoři a na sále
Graf č. 13 – Porovnání hodnot pO₂ pro teplotu 24,9-14,4°C naměřených v laboratoři a na sále
- Příloha č. 9** Graf č. 14 – Porovnání všech hodnot pCO₂ naměřených v laboratoři a na sále
Graf č. 15 – Bland-Altmanův graf pro všechny hodnoty pCO₂
- Příloha č. 10** Graf č. 16 – Porovnání hodnot pCO₂ pro teplotu 37,2-26°C naměřených v laboratoři a na sále
Graf č. 17 – Porovnání hodnot pCO₂ pro teplotu 24,9-14,4°C naměřených v laboratoři a na sále
- Příloha č. 11** Graf č. 18 – Porovnání všech hodnot pH naměřených v laboratoři a na sále
Graf č. 19 – Bland-Altmanův graf pro všechny hodnoty pH
- Příloha č. 12** Graf č. 20 – Porovnání hodnot pH pro teplotu 37,2-26°C naměřených v laboratoři a na sále
Graf č. 21 – Porovnání hodnot pH pro teplotu 24,9-14,4°C naměřených v laboratoři a na sále

Příloha č. 1

obr. č. 1

Součásti mimotělního oběhu

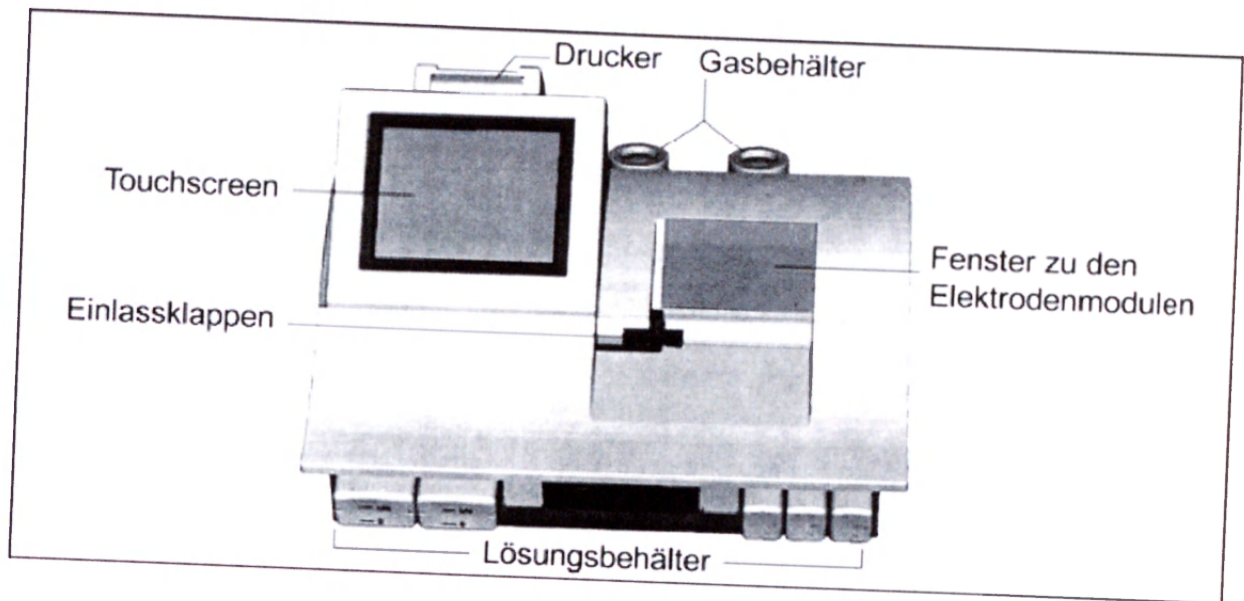


- | | | |
|---|---|-------------------------------------|
| 1. Kardiotomický rezervoár | 6. Arteriální filtr | 10. Kardioplegická pumpa |
| 2. Membránový oxygenátor | 7. Arteriální pumpa | 11. Kardioplegie |
| 3. Žilní linka | 8. Pumpa pro koronární sání | 12. Přívodná hadice s vodou |
| 4. Arteriální linka | 9. Pumpa pro srdeční dekompresi (ventování) | 13. Odvodná hadice s vodou |
| 5. Linka spojující arteriální filtr a kardiotomický rezervoár | | 14. Přístupová linka pro směs plynů |

Příloha č. 2

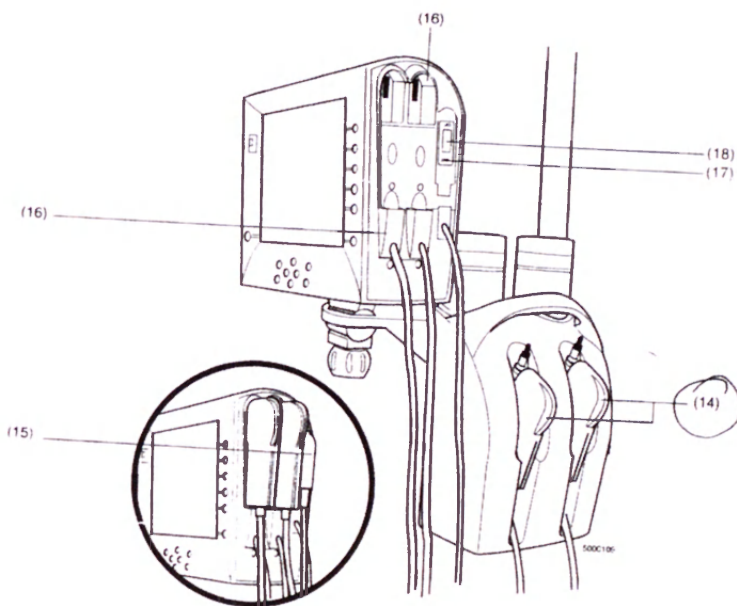
obr. č. 2

Radiometer ABL 700



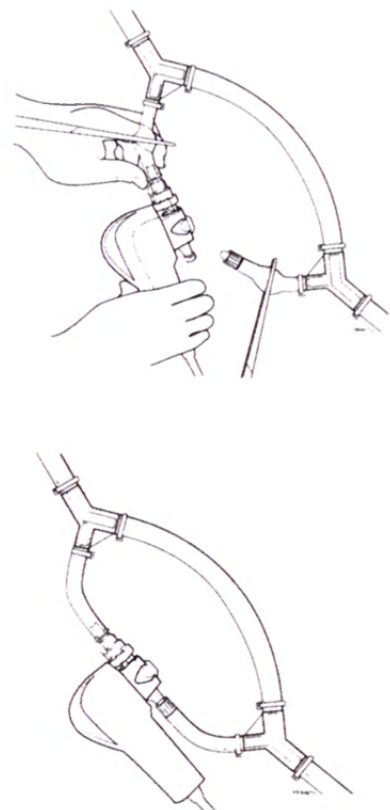
obr. č. 3

Terumo CDI™ 500



obr. č. 4

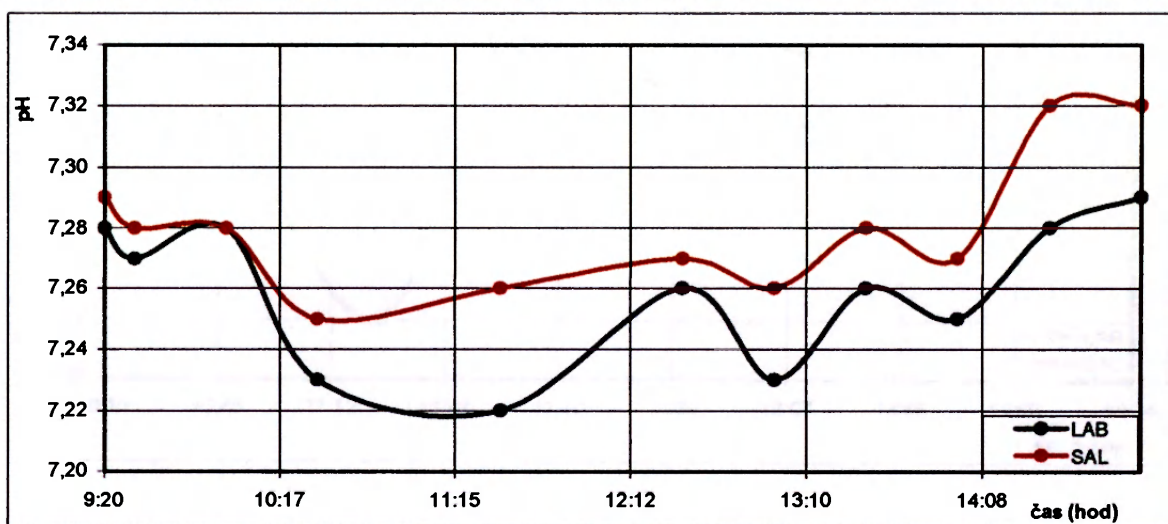
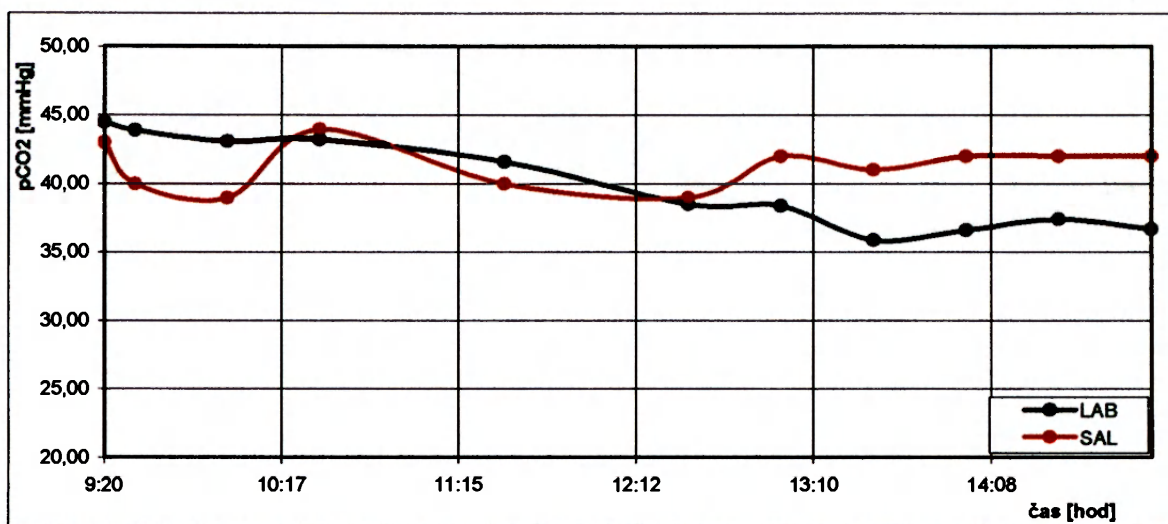
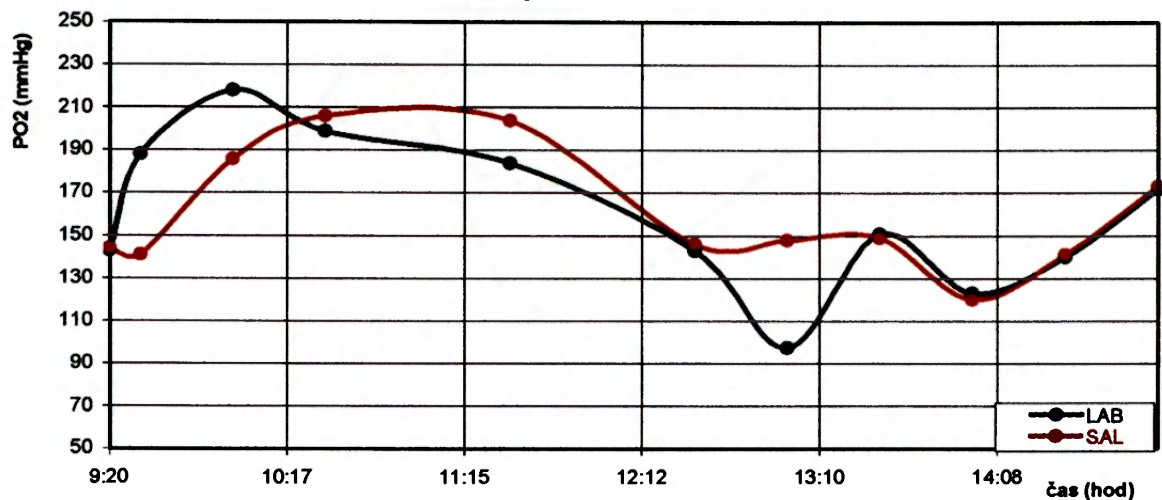
**CDIShunt senzor
s přiloženou sondou**



Příloha č. 3

Graf č. 1,2,3 – Průběh pO_2 , pCO_2 a pH v čase při operaci č. 1

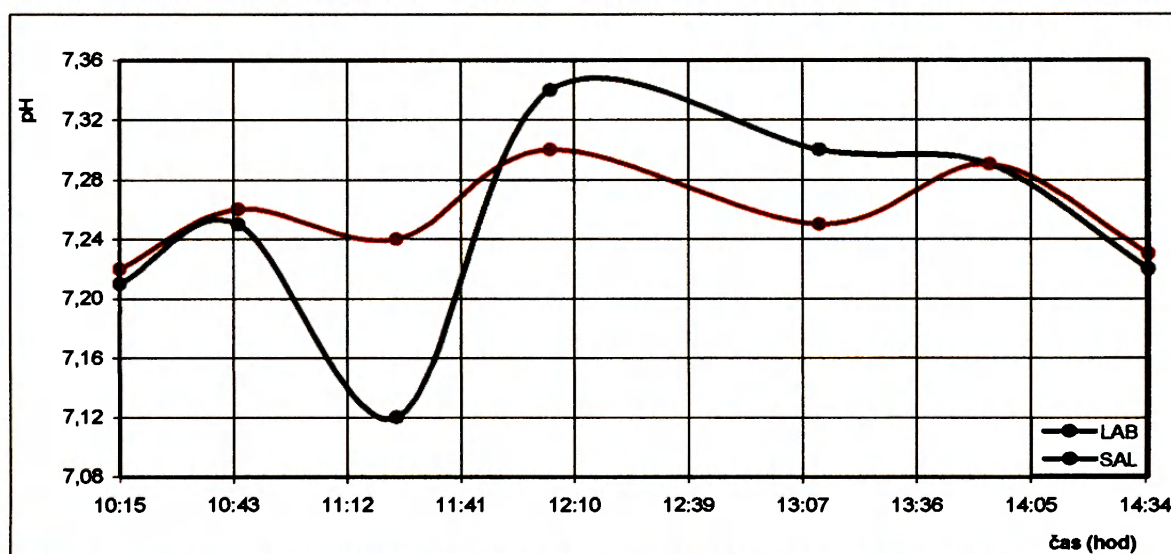
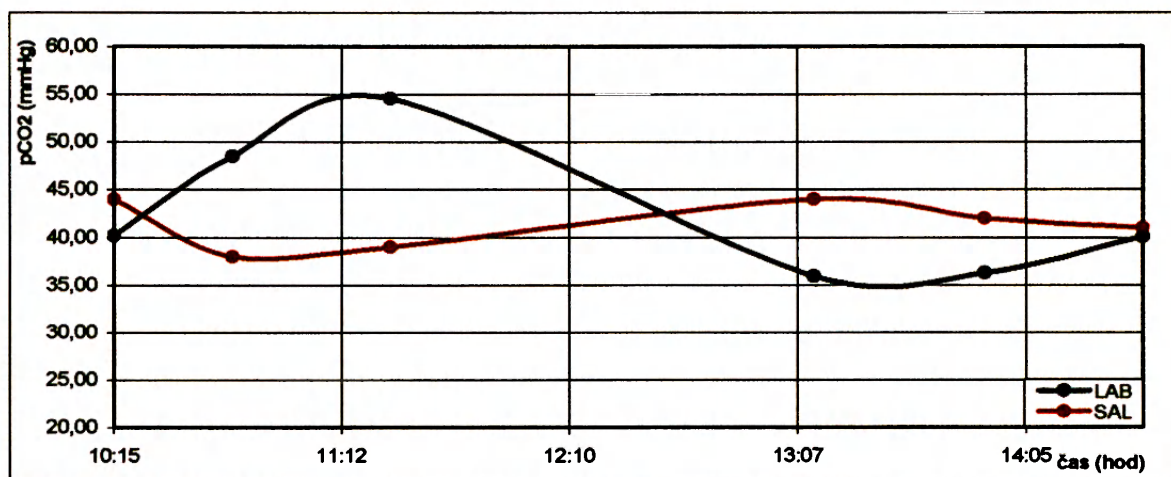
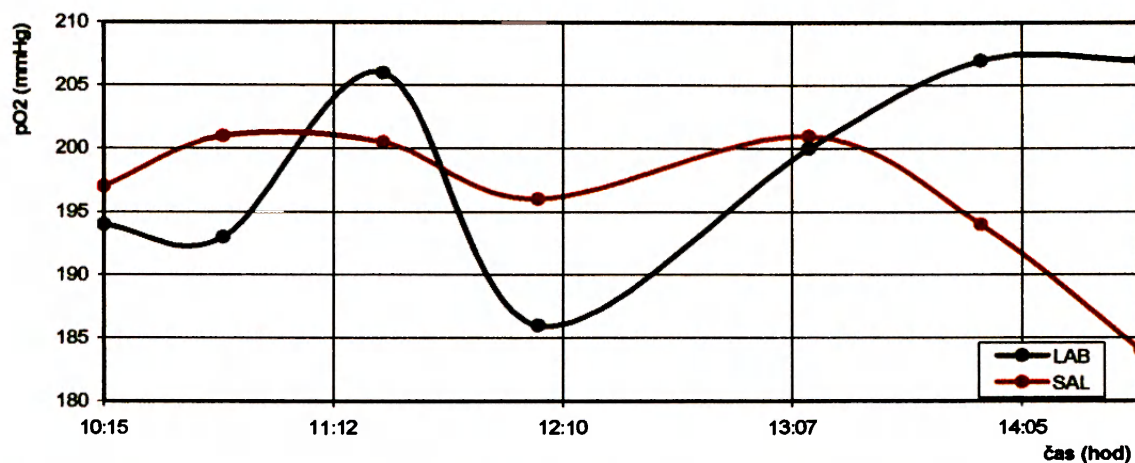
Operace č.1



Příloha č. 4

Graf č. 4,5,6 – Průběh pO_2 , pCO_2 a pH v čase při operaci č. 2

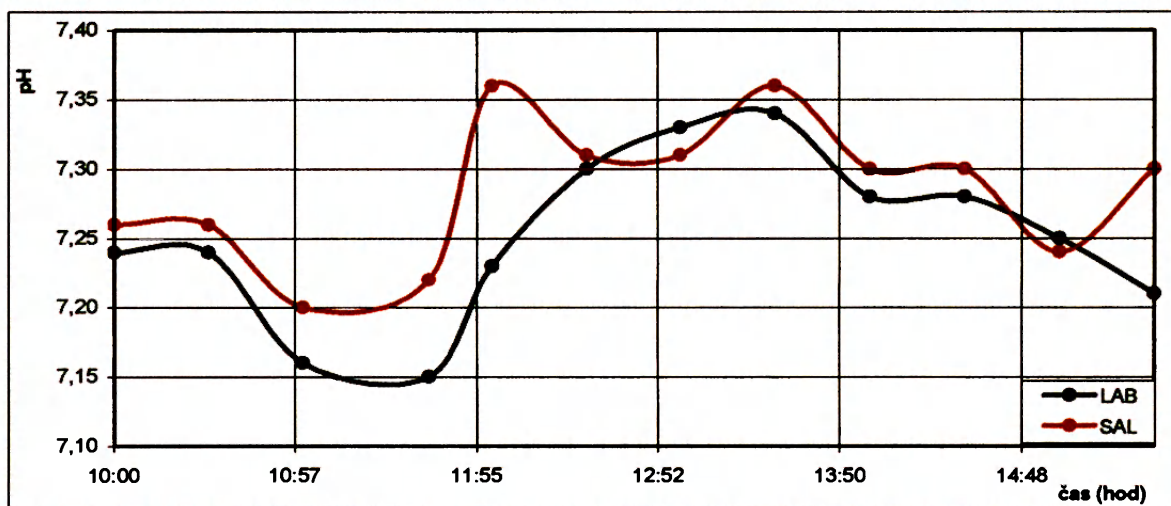
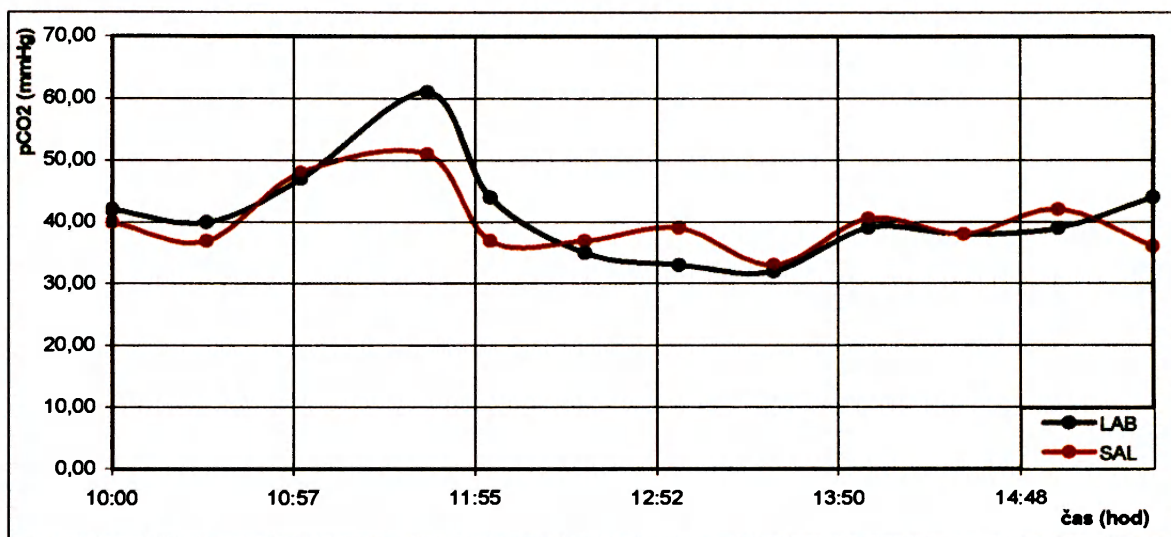
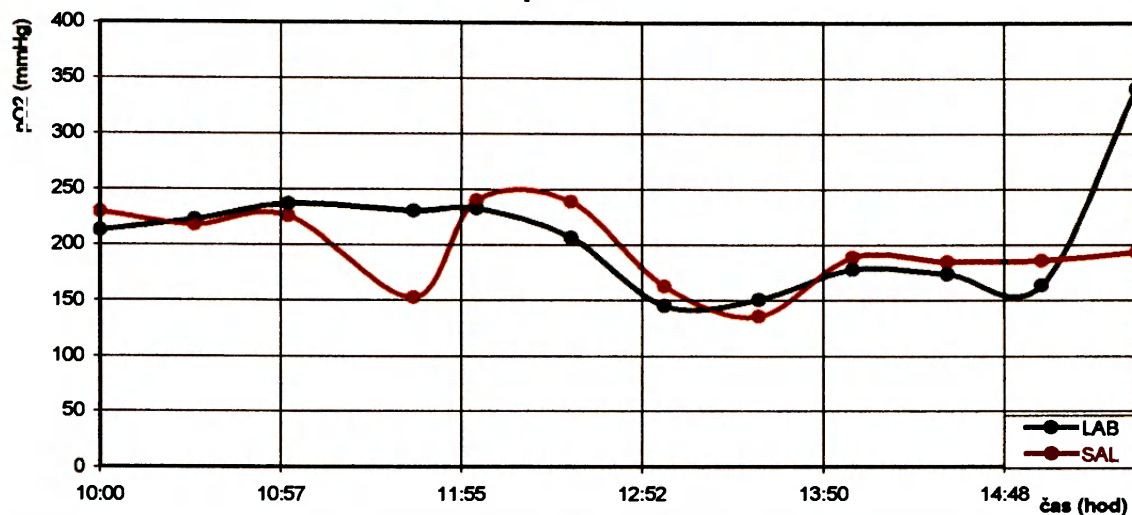
Operace č.2



Příloha č. 5

Graf č. 7,8,9 – Průběh pO_2 , pCO_2 a pH v čase při operaci č. 3

Operace č.3



Příloha č. 6

Tbl. č. 1 – Hodnoty naměřené v laboratoři a na sále v průběhu všech tří operací

Operace č. 1								
č. měření	Teplota [°C]	čas[hod]	LAB		SAL		pH	pCO ₂ [mmHg]
			pO ₂ [mmHg]	pH	pO ₂ [mmHg]	pH		
1	27,10	9:20	143,00	7,28	44,50	144,00	7,29	43,00
2	22,00	9:30	188,00	7,27	43,90	141,00	7,28	40,00
3	16,60	10:00	218,00	7,28	43,10	186,00	7,28	39,00
4	16,00	10:30	199,00	7,23	43,20	206,00	7,25	44,00
5	16,00	11:30	184,00	7,22	41,80	204,00	7,26	40,00
6	26,20	12:30	143,00	7,26	38,50	146,00	7,27	39,00
7	30,30	13:00	97,50	7,23	38,40	148,00	7,26	42,00
8	33,00	13:30	151,00	7,26	35,90	149,00	7,28	41,00
9	36,10	14:00	123,00	7,25	36,80	120,00	7,27	42,00
10	35,80	14:30	140,00	7,28	37,40	141,00	7,32	42,00
11	35,90	15:00	172,00	7,29	38,70	173,00	7,32	42,00

Operace č. 2								
č. měření	Teplota[°C]	čas [hod]	LAB		SAL		pH	pCO ₂ [mmHg]
			pO ₂ [mmHg]	pH	pO ₂ [mmHg]	pH		
12	24,50	10:15	194,00	7,21	40,20	197,00	7,220	44,00
13	17,20	10:45	193,00	7,25	48,50	201,00	7,260	38,00
14	15,90	11:25	206,00	7,12	54,80	200,50	7,240	39,00
15	16,40	12:04	186,00	7,34	-	196,00	7,300	44,00
16	23,80	13:12	200,00	7,30	35,90	201,00	7,250	44,00
17	31,50	13:55	207,00	7,29	36,30	194,00	7,290	42,00
18	36,00	14:35	207,00	7,22	40,10	184,00	7,230	41,00

Operace č. 3								
č. měření	Teplota [°C]	čas [hod]	LAB		SAL		pH	pCO ₂ [mmHg]
			pO ₂ [mmHg]	pH	pO ₂ [mmHg]	pH		
19	24,50	9:30	247,00	7,32	47,00	ODPOJENO		
20	19,10	10:00	213,00	7,24	42,00	230,00	7,26	40,00
21	15,00	10:30	223,00	7,24	40,00	218,50	7,26	37,00
22	14,80	11:00	237,00	7,16	47,00	226,00	7,20	48,00
23	16,60	11:40	231,00	7,15	81,00	153,00	7,22	51,00
24	14,40	12:00	233,00	7,23	44,00	240,00	7,36	37,00
25	14,80	12:30	207,00	7,30	35,00	239,00	7,31	37,00
26	26,40	13:00	145,00	7,33	33,00	163,00	7,31	39,00
27	32,10	13:30	151,00	7,34	32,00	136,00	7,36	33,00
28	35,30	14:00	178,00	7,28	39,00	189,00	7,30	40,50
29	37,20	14:30	174,00	7,28	38,00	185,00	7,30	38,00
30	36,80	15:00	164,00	7,25	39,00	186,00	7,24	42,00
31	35,90	15:30	341,00	7,21	44,00	193,00	7,30	38,00
32	23,00	16:00	351,00	7,14	56,00	ODPOJENO		
33		16:25	375,00	7,27	37,00	ODPOJENO		
34		16:55	379,00	7,25	42,00	ODPOJENO		
35		17:30	251,00	7,23	45,00	ODPOJENO		

Příloha č. 7

Graf č. 10 – Porovnání všech hodnot pO₂ naměřených v laboratoři a na sále

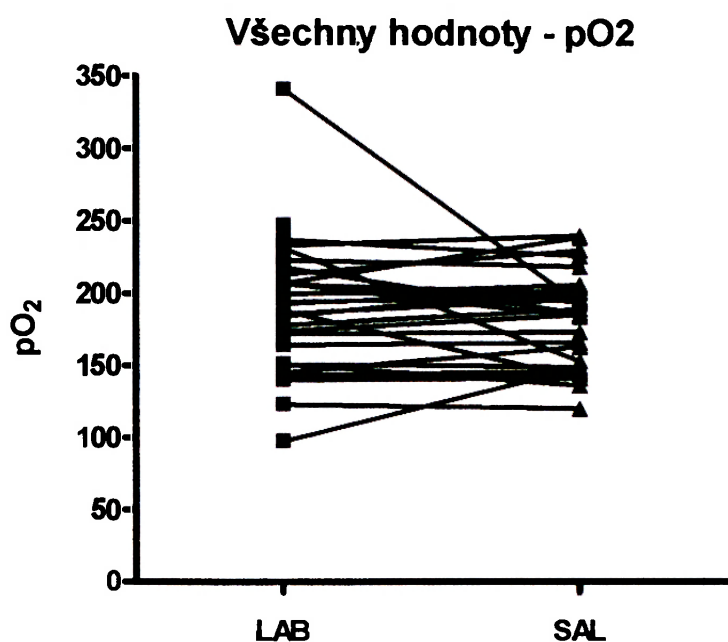


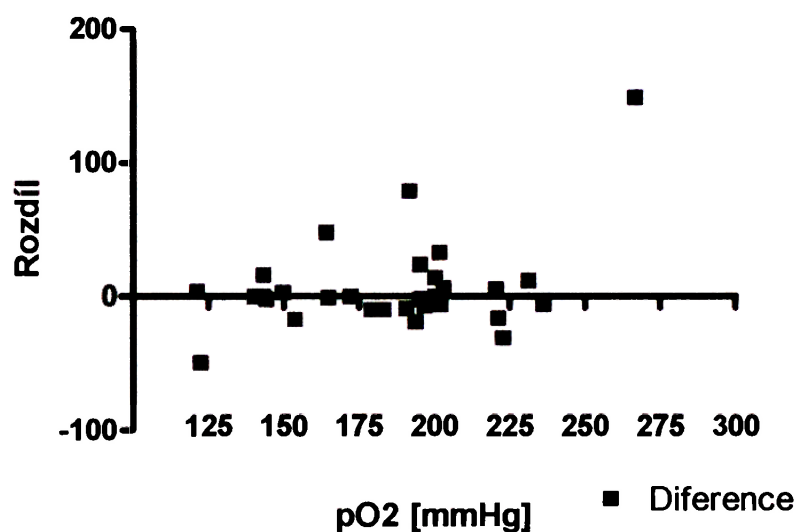
Table Analyzed Všechny hodnoty - pO₂
 Column A LAB
 vs vs
 Column B SAL

Paired t test
 P value 0,3651
 P value summary ns
 Are means signif. different? (P < 0.05) No
 One- or two-tailed P value? Two-tailed
 t, df t=0.9201 df=29
 Number of pairs 30

How big is the difference?
 Mean of differences 5,950
 95% confidence interval -7.275 to 19.17
 R squared 0,02836

How effective was the pairing?
 Correlation coefficient (r) 0,6246
 P Value (one tailed) 0,0001
 P value summary ***
 Was the pairing significantly effective? Yes

Graf č. 11 – Bland-Altmanův graf pro všechny hodnoty pO₂



Příloha č. 8

Graf č. 12 – Porovnání hodnot pO_2 pro teplotu 37,2-26°C naměřených v laboratoři a na sále

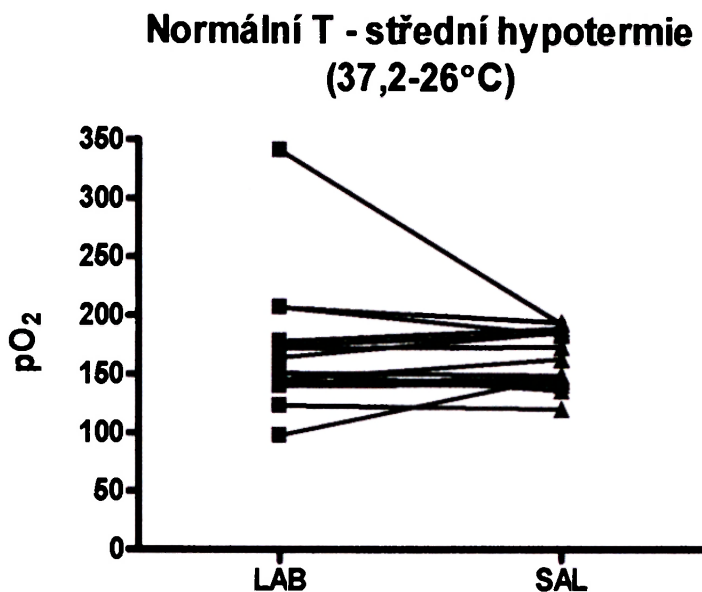


Table Analyzed Normální teplota
-střední hypotermie – pO_2
Column A LAB
vs vs
Column B SAL

Paired t test
P value 0,6162
P value summary ns
Are means signif. different? ($P < 0.05$) No
One- or two-tailed P value? Two-tailed
t, df $t=0.5126$ $df=14$
Number of pairs 15

How big is the difference?
Mean of differences 5,700
95% confidence interval -18.15 to 29.55
R squared 0,01842

How effective was the pairing?
Correlation coefficient (r) 0,6765
P Value (one tailed) 0,0028
P value summary **
Was the pairing significantly effective? Yes

Graf č. 13 – Porovnání hodnot pO_2 pro teplotu 24,9-14,4°C naměřených v laboratoři a na sále

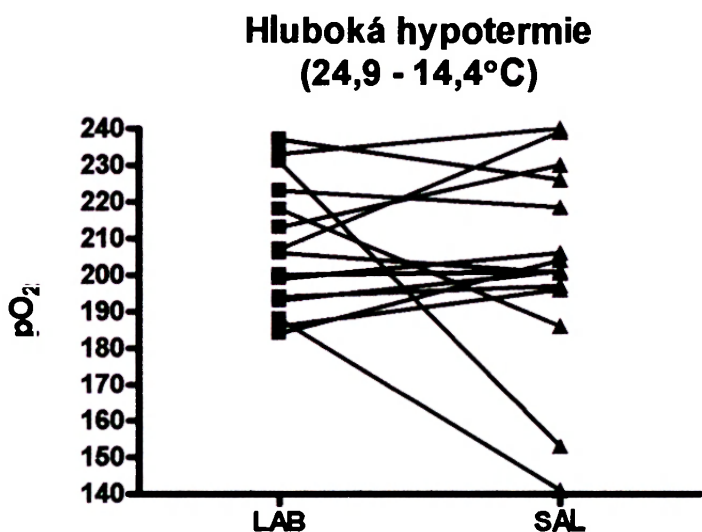


Table Analyzed Hluboká hypotermie – pO_2
Column A LAB
vs vs
Column B SAL

Paired t test
P value 0,5145
P value summary ns
Are means signif. different? ($P < 0.05$) No
One- or two-tailed P value? Two-tailed
t, df $t=0.6688$ $df=14$
Number of pairs 15

How big is the difference?
Mean of differences 4,867
95% confidence interval -10.74 to 20.47
R squared 0,03096

How effective was the pairing?
Correlation coefficient (r) 0,3010
P Value (one tailed) 0,1378
P value summary ns
Was the pairing significantly effective? No

Příloha č. 9

Graf č. 14 – Porovnání všech hodnot pCO_2 naměřených v laboratoři a na sále

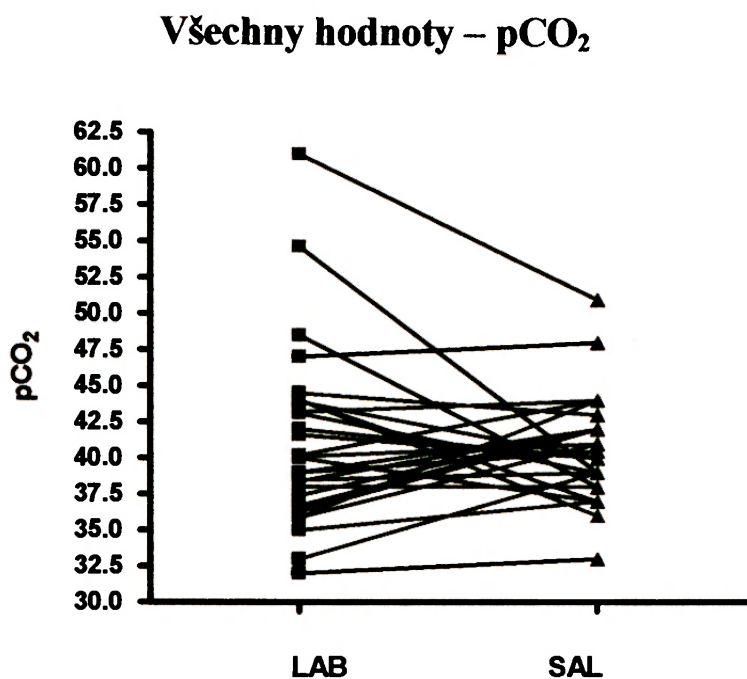


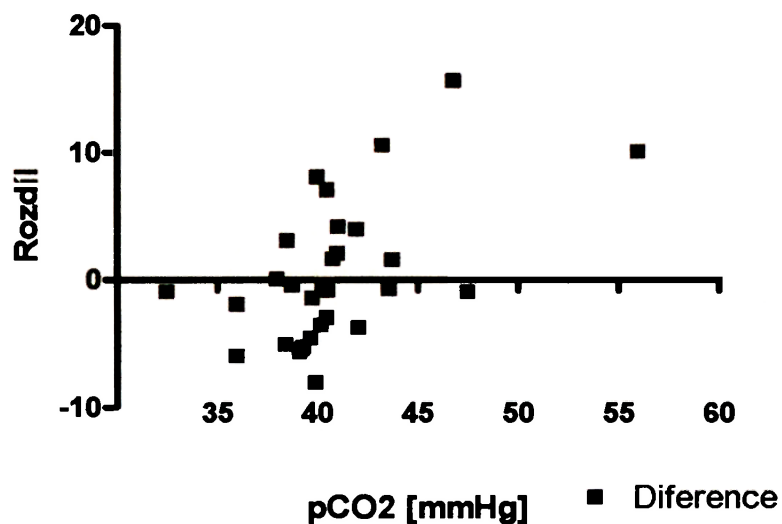
Table Analyzed Všechny hodnoty - pCO_2
 Column A LAB
 vs vs
 Column B SAL

Paired t test
 P value 0,7726
 P value summary ns
 Are means signif. different? ($P < 0.05$)
 No
 One- or two-tailed P value? Two-tailed
 t, df $t=0.2917$ $df=28$
 Number of pairs 29

How big is the difference?
 Mean of differences 0,3069
 95% confidence interval -1.848 to 2.461
 R squared 0,003030

How effective was the pairing?
 Correlation coefficient (r) 0,4245
 P Value (one tailed) 0,0109
 P value summary *
 Was the pairing significantly effective?
 Yes

Graf č. 15 – Bland-Altmanův graf pro všechny hodnoty pCO_2



Příloha č. 10

Graf č. 16 – Porovnání hodnot pCO_2 pro teplotu 37,2-26°C naměřených v laboratoři a na sále

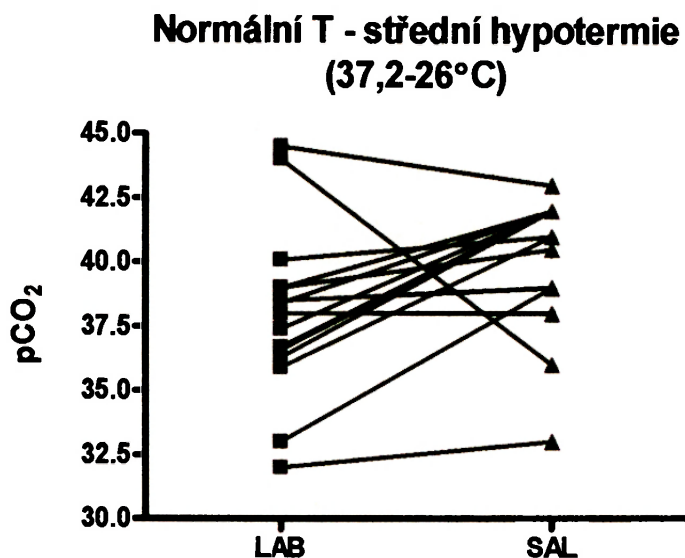


Table Analyzed Normální teplota -střední hypotermie - pCO_2
 Column A LAB
 vs vs
 Column B SAL

Paired t test
 P value 0,0370
 P value summary *
 Are means signif. different? (P < 0.05) Yes
 One- or two-tailed P value? Two-tailed
 t, df t=2.305 df=14
 Number of pairs 15

How big is the difference?
 Mean of differences -2,207
 95% confidence interval -4.260 to -0.1536
 R squared 0,2752

How effective was the pairing?
 Correlation coefficient (r) 0,2743
 P Value (one tailed) 0,1612
 P value summary ns
 Was the pairing significantly effective? No

Graf č. 17 – Porovnání hodnot pCO_2 pro teplotu 24,9-14,4°C naměřených v laboratoři a na sále

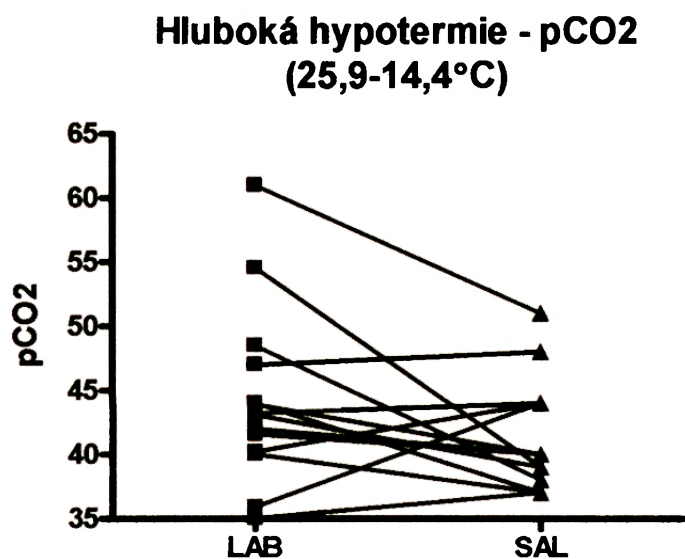


Table Analyzed Hluboká hypotermie - pCO_2
 Column A LAB
 vs vs
 Column B SAL

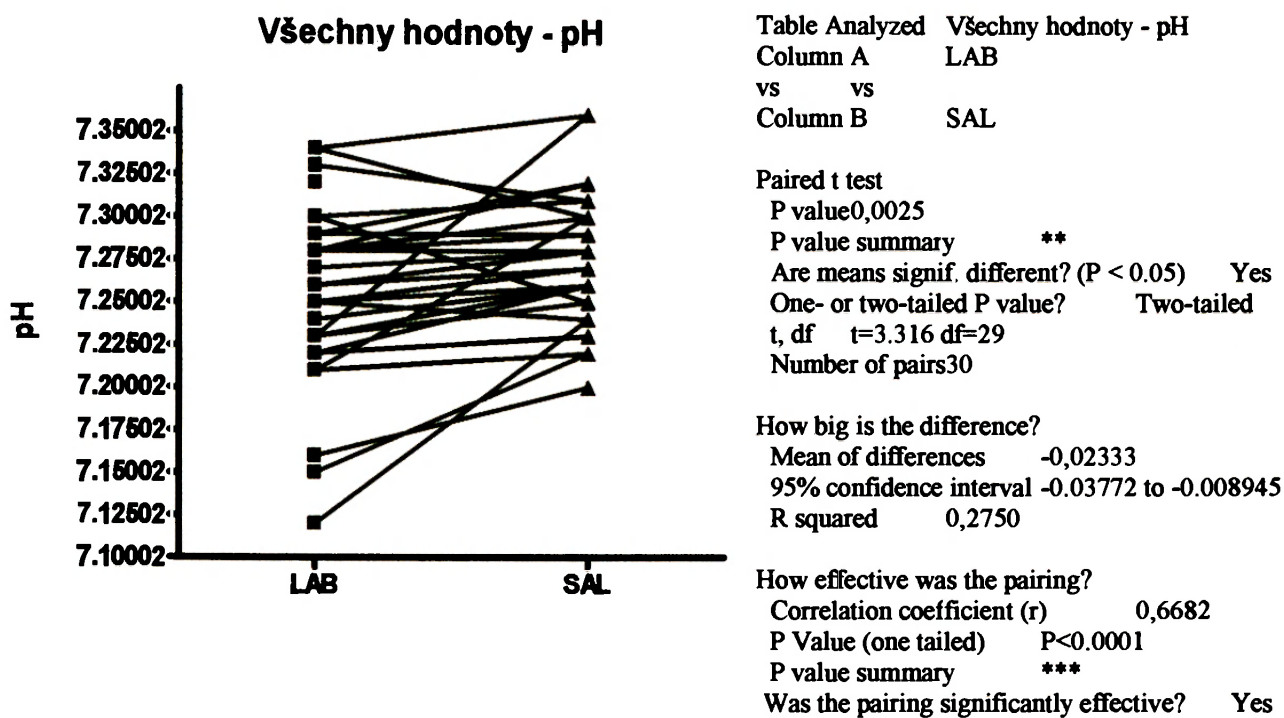
Paired t test
 P value 0,0964
 P value summary ns
 Are means signif different? (P < 0.05) No
 One- or two-tailed P value? Two-tailed
 t, df t=1.792 df=13
 Number of pairs 14

How big is the difference?
 Mean of differences 3,000
 95% confidence interval -0.6154 to 6.615
 R squared 0,1982

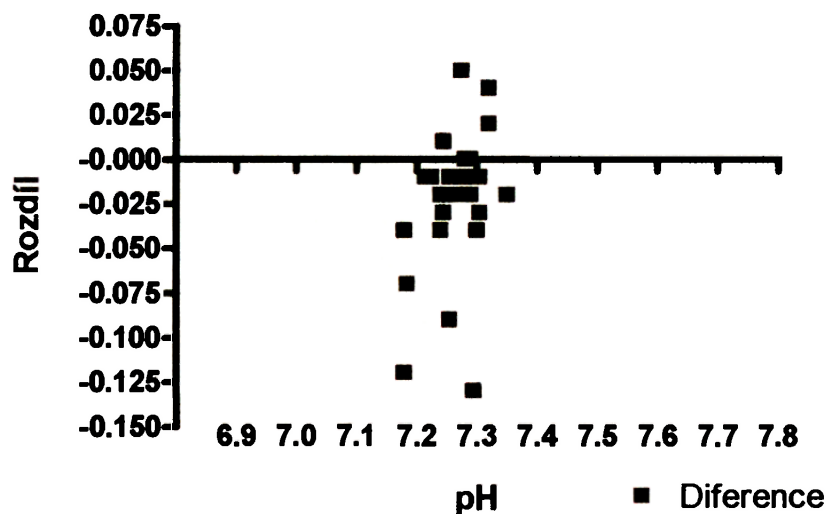
How effective was the pairing?
 Correlation coefficient (r) 0,4527
 P Value (one tailed) 0,0520
 P value summary ns
 Was the pairing significantly effective? No

Příloha č. 11

Graf č. 18 – Porovnání všech hodnot pH naměřených v laboratoři a na sále



Graf č. 19 – Bland-Altmanův graf pro všechny hodnoty pH



Příloha č. 12

Graf č. 20 – Porovnání hodnot pH pro teplotu 37,2-26°C naměřených v laboratoři a na sále

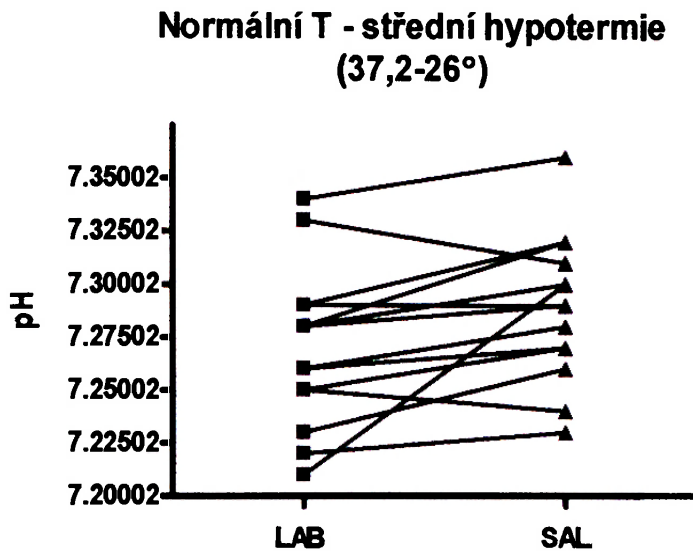


Table Analyzed Normální teplota -střední hypotermie - pH
 Column A LAB
 vs vs
 Column B SAL

Paired t test
 P value 0,0095
 P value summary **
 Are means signif. different? (P < 0.05) Yes
 One- or two-tailed P value? Two-tailed
 t, df t=3.005 df=14
 Number of pairs 15

How big is the difference?
 Mean of differences -0,01933
 95% confidence interval -0.03313 to -0.005532
 R squared 0,3921

How effective was the pairing?
 Correlation coefficient (r) 0,7452
 P Value (one tailed) 0,0007
 P value summary ***
 Was the pairing significantly effective? Yes

Graf č. 21 – Porovnání hodnot pH pro teplotu 24,9-14,4°C naměřených v laboratoři a na sále

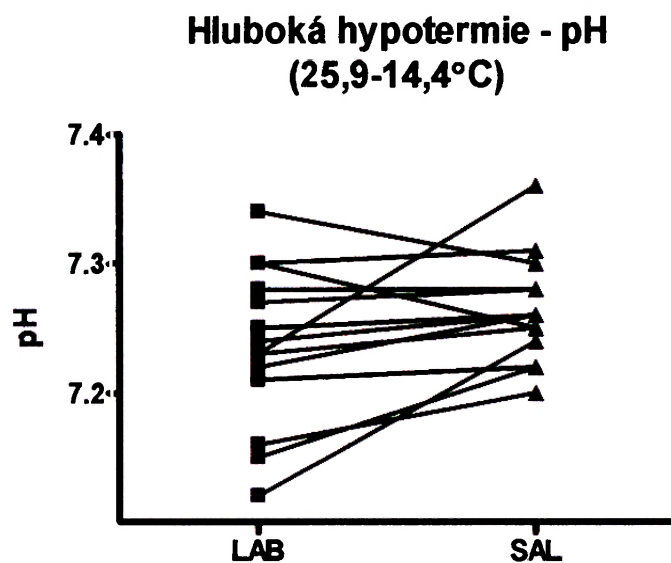


Table Analyzed Hluboká hypotermie - pH
 Column A LAB
 vs vs
 Column B SAL

Paired t test
 P value 0,0494
 P value summary *
 Are means signif. different? (P < 0.05) Yes
 One- or two-tailed P value? Two-tailed
 t, df t=2.152 df=14
 Number of pairs 15

How big is the difference?
 Mean of differences -0,02733
 95% confidence interval -0.05458 to -0.00008287
 R squared 0,2485

How effective was the pairing?
 Correlation coefficient (r) 0,5744
 P Value (one tailed) 0,0126
 P value summary *
 Was the pairing significantly effective? Yes