

Sdílení tepla při hluboké hypotermii člověka

Hana Nedělová

Abstrakt

Příspěvek se zabývá sdílením tepla v lidském těle při navození hluboké hypotermie během operace chronické tromboembolické plicní hypertenze. Jsou zde shrnuty základní poznatky týkající se této problematiky. Dále je popsán průběh operace z hlediska sdílení tepla při řízeném kardiopulmonálním bypassu. V práci jsou zahrnuty počáteční výpočty zabývající se sdílením tepla mezi krví a pacientem a pacientem a okolím. Krev je ochlazována nebo ohřívána kardiopulmonálním bypasselem. Závěr práce vede k určení dvou neznámých parametrů pro lidské tělo.

Klíčová slova

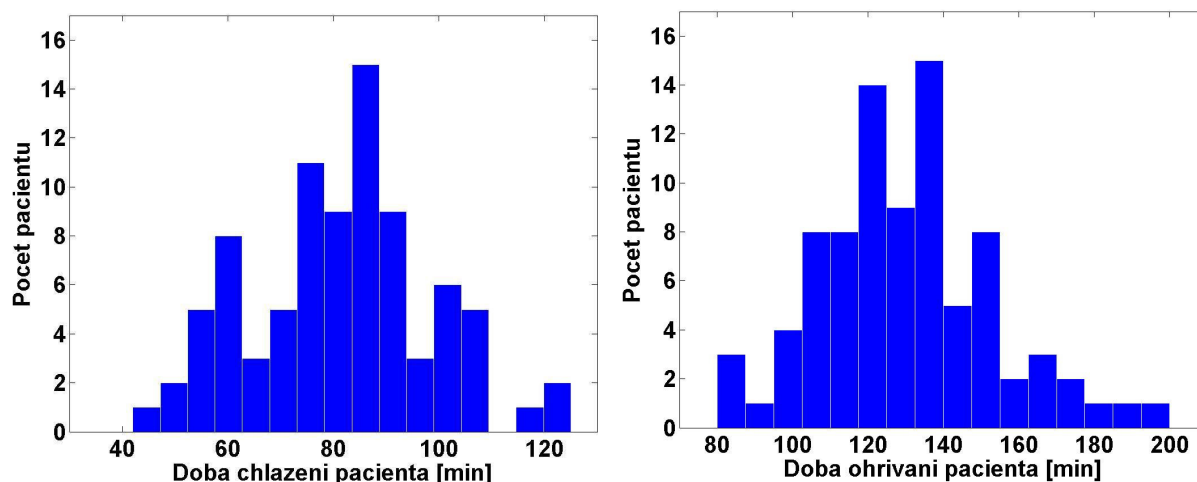
Mimotělní oběh, hluboká hypotermie, kardiopulmonální bypass, chlazení, ohřívání, bilance tepla, přenos tepla, lidský model přenosu tepla.

1. Úvod

Práce se zabývá sdílením tepla při hluboké hypotermii¹, která se navozuje pro úspěšné provedení operace u pacientů trpících chronickou tromboembolickou plicní hypertenzí (CTEPH). Problematika je řešena v rámci diplomové práce (DP) ve spolupráci s II.chirurgickou klinikou kardiiovaskulární chirurgie Všeobecné fakultní nemocnice a I.LF UK v Praze. Příspěvek obsahuje část DP, která se věnuje popisem průběhu operace CTEPH a počátečním řešením.

Při standardním postupu operace, který je v současné době používán, se doby chlazení a ohřívání řídí podle znalostí z operací provedených v minulých letech, ale neví se, na čem jsou přesněji závislé. Pro průběh chlazení a ohřívání existují určitá pravidla, která jsou dodržována a respektována.

Od konce roku 2004 do poloviny roku 2008 bylo v Kardiocentru VFN v Praze odepéroováno 85 pacientů s onemocněním CTEPH. Doby jejich ochlazování a ohřívání se výrazně liší, jak je patrné z **Obr. 1** (vlevo – doby chlazení, vpravo doby ohřívání).



Obr. 1. Histogramy četnosti doby chlazení (vlevo) a ohřívání (vpravo) u pacientů, převzato z [1].

¹ Hluboká hypotermie – ochlazení pacienta na rozmezí teplot 19-14°C

Průměrná doba chlazení pro sledovanou skupinu pacientů byla 81 ± 17 min, pro dobu ohřívání je tato doba 130 ± 23 min. Úseky chlazení a ohřívání zaujímají nejdelší část celkové operace. Cílem DP je znát průběhy chlazení a ohřívání přesněji. Zvládnutím těchto průběhů (dob) bude umožněno lepší zvolení strategie výkonů, jejich timing, medikace, případně volbu použitých materiálů (např. některé použité přístroje mají životnost max. 6 hod). Předmětem dalšího zkoumání je identifikace faktorů ovlivňující průběh chlazení a ohřívání (věkový faktor pacientů, tělesná stavba, BMI index, látkové složení - množství tuku, ...).

1.1 Chronická tromboembolické plicní hypertenze (CTEPH)

Onemocnění CTEPH patří do skupiny onemocnění plicního oběhu, kdy dojde ke zvýšení systolického tlaku v plicnici nad 4 kPa (30 mmHg) při zátěži a středního tlaku nad 2.6 kPa (20 mmHg).

Zvýšení tlaku v plicnici znamená zvýšené namáhání srdeční svaloviny pravé komory pro překonání tohoto tlaku a možnost zásobovat plíce krví. Svalovina pravé komory se zesiluje na úkor levé komory, jejíž funkce je dostávat okysličenou krev přes aortální chlopek do hlavního tělního oběhu. Tím může dojít k výraznému poklesu zásobení těla krví a ke kolapsu z nedostatku kyslíku ve tkáních.

Endarterektomie plicnice představuje potenciálně léčebnou metodu pro pacienty s tímto onemocněním, především při postižení centrálních větví plicnice. Principem operace je endarterektomie, odstranění organizovaného fibrotizovaného trombu s částí cévní stěny plicnice. Výkon se provádí ze sternotomie² využitím techniky mimotělního oběhu a v hluboké hypotermii.

Pro úspěch operace je nezbytná vizualizace distálních větví plicnice. Ta je v případě CTEPH komplikována výrazným kolaterálním přítokem z bronchiálních tepen. Proto se vlastní endarterektomie, která trvá 20-30 minut vpravo a 20-30 minut vlevo, provádí v kompletní cirkulační zástavě. Pro možnost kompletní cirkulační zástavy z hlediska zdraví pacienta je nutné přivést pacienta do stavu hluboké hypotermie, který umožní snížit metabolismus orgánů a tím dojde ke snížení množství kyslíku potřebném pro jejich správnou funkci.

2. Popis operace

Při operaci CTEPH se využívá techniky Kardiopulmonálního bypassu³, která udržuje cirkulaci krve a její okysličování přístrojem pro mimotělní oběh (MO). Kardiopulmonální pumpy jsou ovládané zdravotnickými profesionály - perfuziology ve spolupráci s celým chirurgickým týmem, kteří napojují pumpu do těla pacienta. Celý proces je možné rozdělit na šest etap:

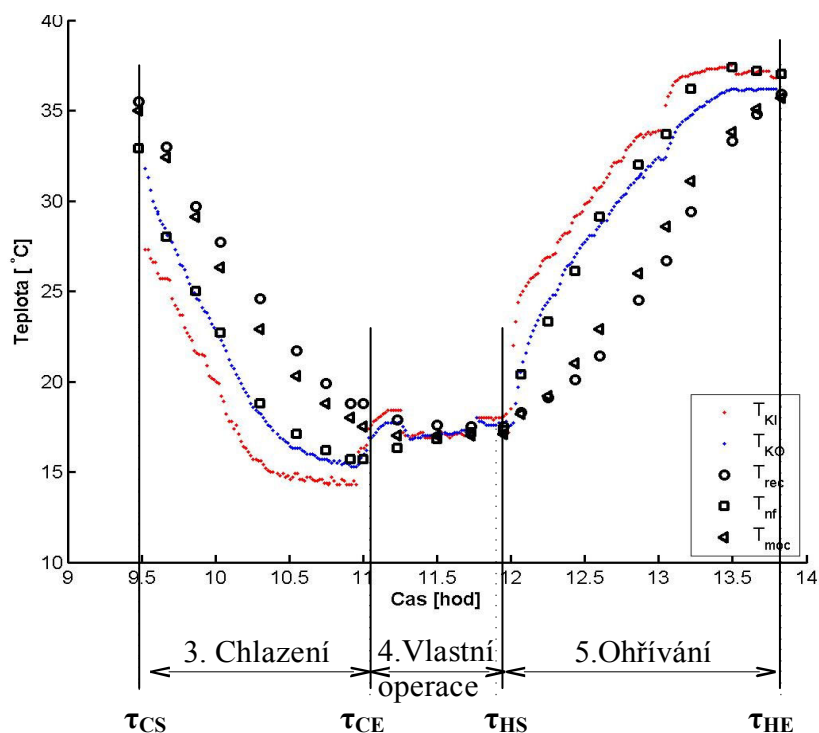
1. Pacient je uveden do anestézie, čímž tělesná teplota přirozeně poklesne přibližně o 2°C.
2. První etapa operace začíná. V této fázi dochází k otevření hrudní dutiny a oblasti okolo srdce.
3. Pacient je napojen na MO obsahující výměník, ve kterém cirkuluje ochlazující či ohřívající tekutina (voda). Pacient je ochlazován.
4. Probíhá hlavní chirurgický zákrok, během kterého je tělo udržováno na konstantní ochlazené teplotě. Teplota během operace závisí na chirurgickém zákroku. Pro operaci CTEPH je pacient ochlazen na teplotu 19-14°C.
5. Po dokončení chirurgického zákroku je pacient ohříván krví. Fáze ohřívání nesmí být příliš rychlá, neboť hrozí poškození organismu (mikroembolie, hypertermie mozku).

² Sternotomie – protěti hrudní kosti (při otvírání hrudníku v kardiouchirurgii).

³ Kardiopulmonální bypass (Cardiopulmonary Bypass - CPB) – termín označující mimotělní oběh, přebírá funkci srdce a plic během chirurgické operace.

6. Jakmile vnitřní orgány dosáhnou hodnot normotermie⁴, pacient je odpojen od MO a teplota se samovolně ustálí.

Fáze 3-5 jsou zaznamenány v následujícím grafu, který je možno získat z teplotních dat, zaznamenávaných během každé operace.



Obr. 2. Obecný graf průběhu operace (T_{ki} - teplota krve vstupující do člověka, T_{ko} - teplota krve vystupující z člověka, T_{rec} - teplota snímaná v místě rektu, T_{nf} - teplota snímaná v místě nasopharyngu, T_{moc} - teplota snímaná v místě močového měchýře, τ_{CS} - počátek doby chlazení, τ_{CE} - konec doby chlazení, τ_{HS} - počátek doby ohřívání, τ_{HE} - konec doby ohřívání).

2.2 Popis mimotělního oběhu

Mimotělní oběh je komplexní metoda, která přímým spojením krevního oběhu nemocného se zevně umístěným technologickým zařízením umožňuje po určitou dobu zcela nahradit činnost srdce a plic v základních funkcích [2]

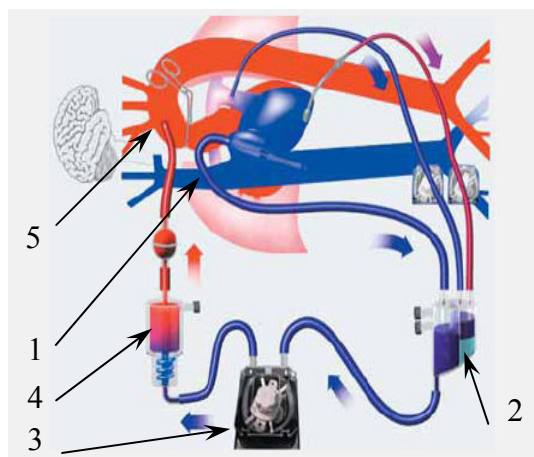
- krevní oběh,
- výměna krevních plynů,
- udržování acidobazické rovnováhy⁵ vnitřního prostředí,
- regulace teploty.

Při MO je žilní krev operovaného odváděna přes žilní kanylu z pravé síně (**Obr. 3** - pozice 1) nebo dvěma kanylami zavedenými do horní a dolní duté žíly do rezervoáru (**Obr. 3** -

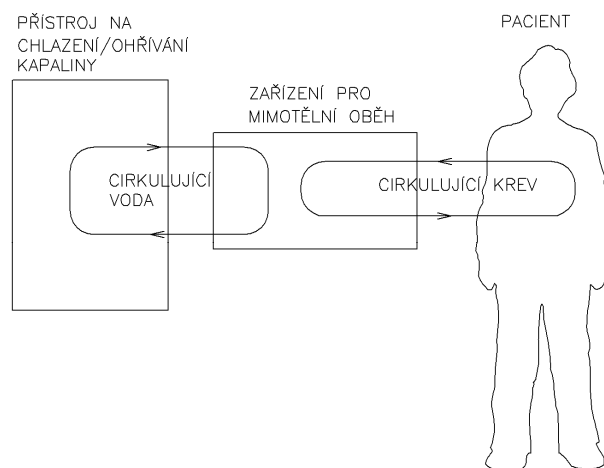
⁴ Normotermie – normální tělesná teplota.

⁵ Acidobazická rovnováha (ABR) - dynamická rovnováha kyselin a zásad uvnitř organismu, tj. stálý poměr mezi jejich tvorbou a odbouráváním, respektive vylučováním. Je nezbytná pro udržení *homeostázy* (schopnost udržovat stabilní vnitřní prostředí).

pozice 2). Z rezervoáru je krev nasávána do pumpy (**Obr. 3** - pozice 3) a odtud proudí do oxygenátoru (**Obr. 3** - pozice 4), kde se okysličí a dále pokračuje do tepenného řečiště kanylou zavedenou do vzestupné aorty (viz. **Obr.3** pozice 5). V žilní části oxygenátoru je integrován tepelný výměník (**Obr. 4**) jehož prostřednictvím je krev ochlazována (ohřívána). Zdrojem tepla je tepelná jednotka, z které proudí teplá a studená voda do oxygenátoru.



Obr. 3 Schéma standardního okruhu mimotělního oběhu převzato z [2]



Obr. 4 Blokové schéma MO

Základní funkcí mimotělního oběhu je zabezpečit perfuzi⁶ organismu okysličenou krví a zajistit tak jeho funkci po dobu výkonu operace. Okysličování hemoglobinu probíhá v oxygenátoru, který je vřazen do systému MO. Průtok mimotělním oběhem se stanovuje v závislosti na BSA⁷ indexu pacienta, obvykle na 2.4 l/m². Pro výpočet BSA indexu pacienta je nejvíce používána Mostellerova formule:

$$BSA = \sqrt{\frac{\text{výška}[cm] \times \text{váha}[kg]}{3600}} \quad [m^2] \quad (1)$$

U operace CTEPH se cíleně volí hluboké podchlazení organismu, které vyžaduje provedení chirurgického výkonu dočasnou úplnou zástavou oběhu. Je zde základním ochranným mechanismem, který zabraňuje poškození mozku.

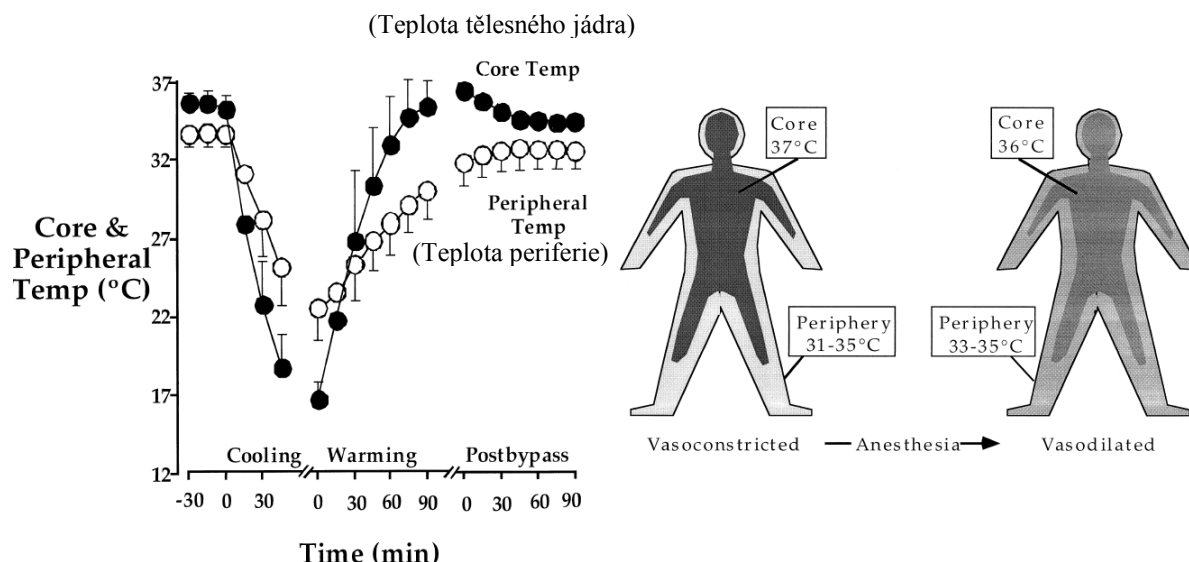
2.3 Změny centrální a periferní teploty během hypotermického MO

Mimotělní oběh vedený v hypotermii způsobuje značné změny v centrální a v periferní tělesné teplotě. Za tělesné jádro jsou považovány orgány s nejintenzivnějším metabolismem a tedy největší produkcí tepla – srdce a játra (dále obsah dutiny lební, hrudní, břišní a vnitřní část svalstva končetin). V nich se krev ohřívá a následně pak ohřívá perifernější části těla (kůže a podkoží).

Během aktivního ochlazování krve v oxygenátoru klesá teplota tělesného jádra podstatně rychleji a stoupá také rychleji i pro ohřívací proces. (viz. **Obr.5**).

⁶ Perfuze – průtok krve tkání, orgánem.

⁷ BSA – Povrch lidského těla (Body Surface Area). Běžné hodnoty BSA pro dospělé osoby se pohybují okolo 1.9m².



Obr. 5 Změna centrální a periferní teploty během provozu MO při zařazení hluboké hypotermie, převzato z [3]

Obr. 6 Redistribuce tělesného tepla při anestézii, převzato z [3]

Náhlé ochlazení krve a podchlazení tělesného jádra má za následek intenzivní periferní vazokonstrikci⁸, jejíchž důsledek je snížení průtoku krve periferií a tím pomalejší ochlazení periferních tkání. Rovnoměrného a rychlého ochlazení nemocného lze dosáhnout použitím vazodilatačních látek⁹.

Jelikož se během hypotermického MO mění teplota organismu nerovnoměrně, je nutné sledovat jak teplotu tělesného jádra, tak teplotu periferních částí těla.

Sledování centrální teploty

Aktuální teplotu tělesného jádra (centrální) je možné sledovat v distálním jícnu, nasopharyngu nebo v močovém měchýři, či měřením teploty bubínku. Měření teploty v močovém měchýři poskytuje kvalitní výsledky a je sledována při výkonech, kde je plánováno použití hluboké hypotermie. Teplotu v močovém měchýři můžeme považovat i jako teplotu průměrnou. Teplota v nasopharyngu nám dává celkem dobré výsledky teploty mozkové tkáně a tuto teplotu je obzvláště nutné sledovat ve fázi ohřívání, kdy nesmí překročit teplotu 38°C [2].

Sledování periferní teploty

Pro sledování periferní teploty se nejčastěji zavádí sonda do oblasti rektu. Dále je možno sledovat teplotu v podpaží, konečků prstů nebo teplotu kůže.

Při hluboké hypotermii jsou sledovány teploty v rektu, nasopharyngu a v moč.měchýři. Tyto teploty jsou sledovány termočlánky typu YSI 400/700 Series Medical Probes, určené pro měření teplot v rozsahu 0°-60°C s přesností $\pm 0.2^\circ\text{C}$ od -1° do 60°C a $\pm 0.1^\circ\text{C}$ od 25° do 45°C .

⁸ Vazokonstrikce – zúžení cév, zejm. arteriol.

⁹ Vazodilatační látky – látky umožňující rozšíření cév

2.4 Průběh MO

V první fázi nastává vlastní chlazení pacienta. Se snížením teploty organismu progresivně klesá spotřeba kyslíku ve tkáních. Krev je vedena mimo tělo pacienta a je ochlazována vodou (viz. **Obr. 4**), jejíž teplota se snižuje v závislosti na teplotě snímané v močovém měchýři, kterou je možno považovat za průměrnou teplotu pacienta. Chlazení pacienta trvá do té doby, než snímaná teplota v močovém měchýři nepoklesne na bezpečnou hodnotu podchlazení člověka, na teplotu $\pm 18^{\circ}\text{C}$.

Při poklesu teploty pacienta na 25°C se přikládá ledový gel na oblast hlavy, který slouží k lokálnímu chlazení mozku. Při teplotě 18°C se pacient odpojuje od mimotělního oběhu, aby mohla začít vlastní operace CTEPH (vlastní endarterektomie), jinak komplikující výrazným kolaterálním přítokem z bronchiálních tepen. Vlastní endarterektomie se provádí v kompletní cirkulační zástavě, což by nebylo možné při zachování normálních tělesných teplot, kdy by došlo k porušení mozku již po několika minutách. Po odstranění fibrotizovaného trombu (viz **Obr. 7**) s částí cévní stěny plicnice z jedné strany se mimotělní oběh opět spustí.



Obr. 7 Ukázka odstraněného trombu s částí cévní stěny plicnice z pacienta, převzato z [1].

Po vlastní operaci CTEPH nastává fáze ohřívání pacienta, která probíhá rovnoměrně až do dosažení minimální teploty 35°C v místě močového měchýře. Pro sledování teploty v mozku ve fázi ohřívání je směrodatná teplota v nasopharyngu. Pacient je nepatrně ohříván i z vnějšího prostředí pomocí podložky, ve které cirkuluje teplý vzduch o teplotě 40°C . Při teplotě 35°C v rektu jsou srdce a plíce vráceny do jejich funkcí a nastává odpojení pacienta od mimotělního oběhu a odpojení kanyl. Celková doba trvání mimotělního oběhu je 260-340min.

Během procesu MO jsou pacientovi podávány různé léky pro správný chod jeho životních funkcí. Srážlivosti krve v hadičkách a v přístrojích pro MO zabráňuje antikoagulant¹⁰ heparin. Heparinizace musí být dostatečně účinná, jinak hrozí zablokování cirkulace tromby v celém systému MO s fatálními následky pro nemocného. Úroveň heparinizace je proto průběžně sledována obvykle testem ACT¹¹ – activated clotting time. Hodnota tohoto testu by během celého MO měla převyšovat 500s. Po ukončení MO je účinek heparinu zrušen podáním protamin sulfátu.

¹⁰ Antikoagulant - látka - lék zabráňující či omezující srážení krve.

¹¹ ACT test - test měří čas, za jaký se krev začne srážet po přidání jednotlivých aktivátorů.

Náplní systému pro začínající MO byla v minulosti krev. V současnosti se celý systém plní pouze náhradními roztoky a operace probíhá v celkové hemodiluci tak, aby hodnota hematokritu nemocného neklesla pod 0.20. Objem náplně u dospělého nemocného se pohybuje kolem 1400-1800ml v závislosti na použitém zařízení. Základem náplně je krystaloidní roztok.

Veškeré hodnoty teplot v průběhu celé operace se nastavují ručně a je zde nutno stále sledovat teplotní gradienty při ohřívání nemocného. Mezi jednotlivými médii (voda – krev a krev – pacient) nesmí rozdíl teplot přesáhnout 10°C. (V důsledku různého stupně rozpustnosti plynů v krvi při různých teplotách mají plyny rozpuštěné v krvi tendenci uvolňovat se při ohřívání krve.) Dále je nutné „dokonalé“ ohřátí pacienta před ukončením MO a je zde nutno předpokládat určitou „trpělivost“ při chlazení a ohřívání pacienta.

3. Analýza distribuce tepla během fází chlazení a ohřívání

Sdílení tepla během obou fází je možné popsat obecně známými kalorimetrickými rovnicemi. Tyto rovnice vedou na výpočet měrné tepelné kapacity člověka c_{pH} a součinitele přestupu tepla α mezi povrchem člověka a okolním prostředím. Na základě určení průměrné měrné tepelné kapacity člověka lze dále postupovat pro hledání souvislostí mezi touto měrnou tepelnou kapacitou a rozdílným látkovým složením pacientů a tím spojené lepší určení přesnosti doby chlazení.

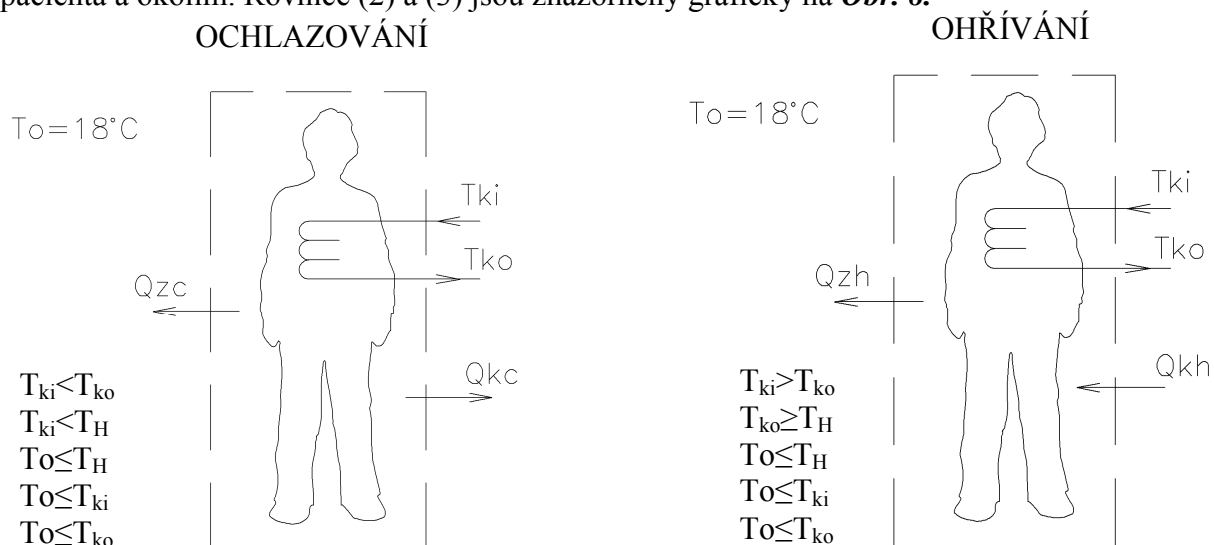
3.1 Výpočet měrné tepelné kapacity lidského těla c_{pH} a součinitele přestupu tepla α mezi kůží člověka a okolním prostředím pomocí základních rovnic pro sdílení tepla pro fáze chlazení a ohřívání

Pro určení měrné tepelné kapacity lidského těla c_{pH} a součinitele přestupu α je vytvořen jednoduchý model, ve kterém uvažujeme sdílené teplo odebrané a dodané pacientovi, odebrané a dodané krvi a teplo ztrátové dle následujících rovnic.

Pro oblast chlazení:
$$Q_{HC} = Q_{KC} + Q_{ZC} \quad (2)$$

Pro oblast ohřívání:
$$Q_{HH} = Q_{KH} + Q_{ZH} \quad (3)$$

kde Q_{HC} a Q_{HH} představuje teplo odebrané a dodané pacientovi během fáze chlazení a ohřívání. Q_{KC} a Q_{KH} představují hodnoty tepla dodané krvi během fáze chlazení a ohřívání. Poslední členy v obou rovnicích Q_{ZC} a Q_{ZH} zastupují ztrátová tepla, vzniklé přestupem tepla mezi kůží pacienta a okolím. Rovnice (2) a (3) jsou znázorněny graficky na **Obr. 8**.



Obr.8 Grafické znázornění sdílení tepla mezi krví a pacientem a pacientem a okolím, kde T_{ki} je krev vstupující do pacienta, T_{ko} je krev vystupující z pacienta, T_o je teplota okolí, T_H je střední teplota pacienta, Q_{zc} a Q_{zh} jsou ztrátová tepla, Q_{kc} a Q_{kh} jsou tepla odebraná a dodaná krvi.

Výpočet tepla dodaného a odebraného pacientovi – Q_H

Pro výpočet odebraného tepla z pacienta během fáze chlazení Q_{HC} je použita kalorimetrická rovnice

$$Q_{HC} = m_H \cdot c_{pH} \cdot \Delta T, \quad (4)$$

kde m_H je hmotnost pacienta, c_{pH} je měrná tepelná kapacita pacienta a za ΔT je dosazen rozdíl teplot tělesného jádra na začátku a na konci chlazení. Rovnice (4) lze přepsat na tvar

$$Q_{HC} = m_H \cdot c_{pH} \cdot [T_{HJ}(\tau_{CE}) - T_{HJ}(\tau_{CS})], \quad (5)$$

kde za teplotu tělesného jádra T_{HJ} je uvažována teplota měřená v močovém měchýři v časech τ_{CE} (konec doby chlazení) a τ_{CS} (začátek doby chlazení) dle **Obr. 2**. Alternativní k rovnici (5) je rovnice pro oblast ohřívání

$$Q_{HH} = m_H \cdot c_{pH} \cdot [T_{HJ}(\tau_{HE}) - T_{HJ}(\tau_{HS})], \quad (6)$$

kde τ_{HE} je konec doby ohřívání a τ_{HS} je počátek doby ohřívání.

Výpočet tepla dodaného a odebraného krvi – Q_K

Teplu dodané do krve během fáze chlazení Q_{KC} lze vypočítat následovně

$$Q_{KC} = \dot{m}_{krev} c_{pkrev} \int_{\tau_{CS}}^{\tau_{CE}} \Delta T d\tau, \quad (7)$$

kde ΔT představuje rozdíl teplot vstupující a vystupující krve s časovým posunem $\Delta\tau$ (doba oběhu krve pacientem, stanovena na 60s [4]) definovaný jako

$$\Delta T = T_{KOC}(\tau + \Delta\tau) - T_{KIC}(\tau), \quad (8)$$

kde T_{KOC} a T_{KIC} jsou teploty výstupní a vstupní krve v oblasti chlazení. Přesnost výpočtu závisí na vhodném proložení dat křivkou. Pro toto proložení je nutné data rozdělit na dvě části a poté proložit první část dat přímkou a druhou část dat polynomem. Průběhy teplot jsou poté popsány přímkou a polynomem. Pro první část dat je teplota popsána lineárně.

Teplota na vstupu:

$$T_{KIC1}(\tau) = c_1 \tau + c_2 \quad (11)$$

a teplota na výstupu:

$$T_{KOC1}(\tau) = c_3(\tau + \Delta\tau) + c_4 \quad (12)$$

Pro druhou část dat je průběh teplot popsán polynomy.

Teplota na vstupu:

$$T_{KIC2}(\tau) = a_0 + a_1 \tau + a_2 \tau^2 + a_3 \tau^3 \quad (13)$$

a teplota na výstupu:

$$T_{KOC2}(\tau) = b_o + b_1(\tau + \Delta\tau) + b_2(\tau + \Delta\tau)^2 + b_3(\tau + \Delta\tau)^3 \quad (14)$$

Obdobně platí i celková rovnice pro teplo dodané do krve během fáze ohřívání:

$$Q_{KH} = \dot{m}_{krev} c_{pkrev} \int_{\tau_{HS}}^{\tau_{HE}} [T_{KOH}(\tau + \Delta\tau) - T_{KIH}(\tau)] d\tau \quad (15)$$

Výpočet tepla ztrátového – Q_Z

Pro výpočet tepla ztrátového je uvažován zjednodušený model, kdy je použita rovnice pro Newtonův ochlazovací zákon. Je zde brán v úvahu pouze přestup tepla mezi periferií pacienta a okolím. Teplo ztrátové lze napsat ve tvaru

$$Q_{ZC} = \alpha \cdot A \int_{\tau_{CS}}^{\tau_{CE}} [T_{okoli}(\tau) - T_{periferie}(\tau)] d\tau, \quad (16)$$

kde α (Pr,Re) je součinitel přestupu tepla a A je plocha pacienta ochlazována okolním vzduchem (BSA index pacienta bez plochy pacienta, která je na styku s podložkou). Teplota okolí je pro tento případ konstantní hodnotou a teplota periferie je myšlena teplotou měřenou v rektu na začátku a na konci obou fází. Průběh teploty periferie je popsána polynomem

$$T_{periferie} = b_o + b_1(\tau) + b_2(\tau)^2 + b_3(\tau)^3 + b_4(\tau)^4 + b_5(\tau)^5. \quad (17)$$

Pro zjednodušení uvažujeme součinitel přestupu α konstantní a tedy součin $\alpha \cdot A$ můžeme nahradit konstantou K.

Pro chlazení:

$$Q_{ZC} = K \int_{\tau_{CS}}^{\tau_{CE}} [T_{okoli}(\tau) - T_{periferie}(\tau)] d\tau = K \cdot I_{ZC} \quad (18)$$

Pro ohřívání:

$$Q_{ZH} = K \int_{\tau_{HS}}^{\tau_{HE}} [T_{okoli}(\tau) - T_{periferie}(\tau)] d\tau = K \cdot I_{ZH} \quad (19)$$

Vlastní výpočet

Po dosazení rovnic (5), (7), a (18) do rovnice (2) a rovnic (6), (15) a (19) do rovnice (3) lze řešit soustavu dvou rovnic pro dvě neznámé. Soustavu dvou rovnic převedeme na následující tvar pro oblast chlazení

$$m_H \cdot c_{PH} \cdot \Delta T_{HJC} = Q_{KC} + K \cdot I_{ZC}, \quad (20)$$

a pro oblast ohřevu

$$m_H \cdot c_{PH} \cdot \Delta T_{HJH} = Q_{KH} + K \cdot I_{ZH}, \quad (21)$$

kde ΔT_{HJC} a ΔT_{HJH} představují rozdíl teplot tělesného jádra na začátku a na konci chlazení a ohřívání. I_{ZC} a I_{ZH} zastupují integrály ve výpočtu ztrátového tepla.

Z rovnice (20) vyjádříme c_{PH} a dosadíme do rovnice (21). :

$$m_H \cdot \frac{Q_{KC} + K \cdot I_{ZC}}{m_H \cdot \Delta T_{HJC}} \cdot \Delta T_{HJH} = Q_{KH} + K \cdot I_{ZH} \quad (22)$$

Po úpravě získáme konečný tvar pro výpočet K a následně pro výpočet c_{pH} :

$$K = \frac{\frac{Q_{KC} \cdot \Delta T_{HJH}}{\Delta T_{HJC}} - Q_{KH}}{I_{ZH} - I_{ZC} \frac{\Delta T_{HJH}}{\Delta T_{HJC}}} \quad (23) \quad c_{pH} = \frac{I_{ZC} \cdot Q_{KH} - I_{ZH} \cdot Q_{KC}}{I_{ZC} \cdot m_H \cdot \Delta T_{HJH} - I_{ZH} \cdot m_H \cdot \Delta T_{HJC}} \quad (24)$$

Dále lze jednoduše vypočítat součinitel přestupu tepla α podle vzorce

$$\alpha = K/A. \quad (25)$$

Za plochu A je uvažován pouze povrch pacienta, který je ve styku s okolním vzduchem (tedy bez části povrchu, který je ve styku s podložkou). Pro A tedy platí dle [6]

$$A = 0.8 \cdot BSA. \quad (26)$$

Tabulka 1. Tabulka převzatých hodnot použitých ve výpočtech a vypočítaných c_{pH} a α

Operace	Hodnoty převzaty z operací					Vypočítané	
	Váha [kg]	BSA [m ²]	Délka chlazení [min]	Délka ohřívání [min]	Násobek času (Doba ohřívání/doba a chlazení)	c_{pH} [J·Kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	α [W·K ⁻¹ ·m ⁻²]
I	80	1.99	85	142	1.7	2333	1.910
II	62	1.68	61	139	2.3	2136	3.233
III	80	1.94	93	145	1.6	2184	2.155
IV	87	2.06	86	113	1.3	2326	0.733
					Průměr	2245	2.008

Tabulka 2. Shrnutí vypočtených hodnot tepel pro 4 pacienty

	Q_{HC} [J]	Q_{HH} [J]	Q_{KC} [J]	Q_{KH} [J]	Q_{ZC} [J]	Q_{ZH} [J]	ΔT_{HJC} [°C]	ΔT_{HJH} [°C]
I	3,247,129	3,340,437	3,088,216	3,551,899	158,912	211,462	-17.4	17.9
II	2,510,517	2,510,517	2,376,844	2,810,934	133,672	300,417	-19.1	19.1
III	3,297,314	3,279,775	3,151,818	3,548,218	145,496	268,442	-18.8	18.7
IV	3,542,580	3,765,257	3,497,700	3,820,796	44,879	55,538	-17.5	18.6

4. Porovnání hodnot měrných tepelných kapacit člověka s hodnotou vypočtenou pomocí hmotnostního složení lidského těla

Průměrnou měrnou tepelnou kapacitu člověka bylo možno také vypočítat pomocí hmotnostního složení lidského těla a známých hodnot tepelných kapacit pro jednotlivé lidské tkáně. Tyto hodnoty byly převzaty od Aggarwala [7], který je použil pro svou práci při simulaci přenosu tepla v lidských končetinách a v jejich jednotlivých vrstvách. Použil anatomická data pro lidské segmenty pro parametry „standardního muže“. Měrné tepelné kapacity jednotlivých známých tkání v lidském organismu byly následující:

$$\begin{aligned}
c_{p \text{ pokožka}} &= 3680 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1} \\
c_{p \text{ tuk}} &= 2300 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1} \\
c_{p \text{ sval}} &= 3768 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1} \\
c_{p \text{ kost}} &= 1700 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1} \\
c_{p \text{ krev}} &= 3594 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}
\end{aligned}$$

Měrné tepelné kapacity tkání byly uvažovány v poměrné velikosti v jaké se tato tkáň vyskytuje v organismu. Lidské tělo se skládá z:

15% hmotnosti zaujímá kůže

14% hmotnosti zaujímá tuková tkáň

40% hmotnosti zaujímají svaly

25% hmotnosti zaujímají kosti

5% hmotnosti zaujímá krev

Poměrným výpočtem bylo zjištěno, že průměrná měrná tepelná kapacita standardního muže je $3016 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ (viz. rovnice 27)

$$\frac{15 \cdot 3680 + 14 \cdot 2300 + 40 \cdot 3768 + 25 \cdot 1700 + 5 \cdot 3594}{99} = 3016 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1} \quad (27)$$

Výpočet je ovlivněn hmotnostní koncentrací jednotlivých tkání v organismu, která se liší pro každého jednotlivce. U pacientů je možnost zjistit poměr tukové tkáně vůči celkové hmotnosti.

5. Následná práce

Tento příspěvek obsahuje pouze základní poznatky a počáteční výpočty směřující k výpočtu dvou lidských parametrů. Následně bude proveden výpočet na větším rozsahu pacientů a snížena nepřesnost konečných výsledků. Výpočty budou porovnány a hledány souvislosti mezi měrnou tepelnou kapacitou lidského těla a látkovým složením pacientů. Cílem práce je sestavit model člověka, který by mohl být aplikován na pacienty a jejich složení. Tím by mohla být zpřesněna doba nutná k ochlazení pacientů. Další poznatky jsou cílem mé diplomové práce.

6. Závěr

V práci byl popsán základní průběh operace chronické tromboembolické plicní hypertenze a s tím spojená nutnost zaměřit se na fáze chlazení a ohřívání. Byl vysvětlen princip mimotělního oběhu používaného při operaci. Metoda sdílení tepla byla aplikována na pacienta podstupující hlubokou hypotermii navozenou pro možnost průběhu této operace. Teplo vyskytující se během obou fází bylo rozděleno na teplo odebrané a dodané pacientovi, teplo odebrané a dodané do krve a teplo ztrátové. Tato tepla byla vypočítána za předpokladu konstantního součinitele přestupu tepla mezi periferií pacienta (pro fáze chlazení i ohřívání) a okolním prostředím, při neznámé měrné tepelné kapacitě pacienta a při známé měrné tepelné kapacitě krve, která byla převzata z [8]. Výsledkem byl výpočet měrných tepelných kapacit pro některé pacienty. Průměrnou hodnotou pro c_{pH} sledovaných pacientů je $2245 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$. Tato hodnota je poněkud nižší než hodnota vypočtena přes hmotnostní složení lidského těla, která činí $3016 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$. V následující práci je nutné se zaměřit i na další ověření této hodnoty.

7. Poděkování

Na tomto místě bych chtěla poděkovat Mgr. Františku Mlejnskému za jeho odborné příspěvky k danému tématu a za veškerá poskytnutá data. Mé poděkování patří i Doc.Mudr. Jaroslavu Lindnerovi, CSc.

Seznam symbolů

$CTEPH$	Chronická tromboembolická plicní hypertenze	[-]
BMI	Body mass index	[-]
MO	Mimotělní oběh	[-]
T_{ki}	Teplota krve vstupující do člověka	[°C]
T_{ko}	Teplota krve vystupující z člověka	[°C]
T_{rec}	Teplota pacienta snímaná v místě rektu	[°C]
T_{nf}	Teplota pacienta snímaná v místě nasopharyngu	[°C]
T_{moc}	Teplota pacienta snímání v místě močového měchýře	[°C]
c_{pH}	Měrná tepelná kapacita člověka	[J·Kg ⁻¹ ·K ⁻¹]
α	Součinitel přestupu tepla mezi povrchem člověka a okolím	[W·K ⁻¹ ·m ⁻²]
Q_{HC}	Teplo odebrané pacientovi během fáze chlazení	[J]
Q_{KC}	Teplo odebrané krví během fáze chlazení	[J]
Q_{ZC}	Teplo ztrátové během fáze chlazení	[J]
Q_{HH}	Teplo dodané pacientovi během fáze ohřívání	[J]
Q_{KH}	Teplo dodané krví během fáze ohřívání	[J]
Q_{ZH}	Teplo ztrátové během fáze ohřívání	[J]
m_H	Hmotnost pacienta	[kg]
$T_{HJ}(\tau_{CE})$	Teplota jádra pacienta na konci fáze chlazení	[°C]
$T_{HJ}(\tau_{CS})$	Teplota jádra pacienta na začátku fáze chlazení	[°C]
$T_{HJ}(\tau_{HE})$	Teplota jádra pacienta na konci fáze ohřívání	[°C]
$T_{HJ}(\tau_{HS})$	Teplota jádra pacienta na začátku fáze ohřívání	[°C]
$m \cdot k_{rev}$	Hmotnostní tok krve	[kg·s ⁻¹]
c_{pkrev}	Měrná tepelná kapacita krve	[J·Kg ⁻¹ ·K ⁻¹]
T_{KOC}	Teplota výstupní krve během fáze chlazení	[°C]
T_{KIC}	Teplota vstupní krve během fáze chlazení	[°C]
T_{KOH}	Teplota výstupní krve během fáze ohřívání	[°C]
T_{KIH}	Teplota vstupní krve během fáze ohřívání	[°C]
$a_0 \dots a_4$	Koeficienty polynomů	[-]
$b_0 \dots b_4$	Koeficienty polynomů	[-]
$c_0 \dots c_4$	Koeficienty polynomů	[-]
A	Plocha povrchu těla pacienta snižená o povrch pacienta na styku s podložkou	[m ²]
T_{okoli}	Teplota okolí	[°C]
$T_{periferie}$	Teplota periferie pacienta (teplota rektu)	[°C]
I_{ZC}	Integrální tvar ve výpočtu ztrátového tepla během fáze chlazení	[°C]
I_{ZH}	Integrální tvar ve výpočtu ztrátového tepla během fáze ohřívání	[°C]
ΔT_{HJC}	Rozdíl teplot tělesného jádra během fáze chlazení	[°C]
ΔT_{HJH}	Rozdíl teplot tělesného jádra během fáze ohřívání	[°C]
K	Symbolická konstanta zastupující součin $\alpha \cdot A$	[W·K ⁻¹]

Seznam použité literatury

- [1] LINDNER, J., MLEJNSKÝ, F. Měření a data. 2008 VFN Praha.
- [2] LONSKÝ, V., et al. Mímotělní oběh v současné klinické praxi. *KF* [online]. 2005, roč. 3, č. 2 [cit. 2009-02-25], s. 39-43. Dostupný z WWW: <http://www.kardiologickeforum.cz/pdf/kf_05_02_08.pdf>
- [3] SESSLER, D.I. Perioperative Heat Balance. *Anesthesiology*, 2000, vol. 92, no 2, s. 578-96
- [4] PENNEY, D.. *MY PHYSIOLOGY : Architecture of the Circulation* [online]. 2005 , 05/09/05 [cit. 2008-06-26]. Dostupný z WWW: <<http://www.coheadquarters.com/PennLibr/MyPhysiology/lect7/pen7.07.htm>>.
- [5] NOŽIČKA, J. *Sdílení tepla*. 1997 Praha:ČVUT, FS.
- [6] KURAZUMI, Yoshihito et al. Effect of posture on the heat transfer areas of the human body. *Building and Environment*, 2008, vol. 43, s. 1555-65
- [7] AGGARWAL, Y. et al. Computer Simulation of Heat Transfer in Different Tissue Layers of Body Extremities Under Heat Stress in Deep Anesthetic Condition. *Journal of Medical Systemt*, 2008, vol. 32, s. 283-290.
- [8] BLAKE, A.S.T. et al. Effects of changes in packed cell volume on the specific heat capacity of blood: implications for studies measuring heat exchange in extracorporeal circuits. *British Journal of Anaesthesia*, 2000, vol. 84, no.1, s. 28-32.