

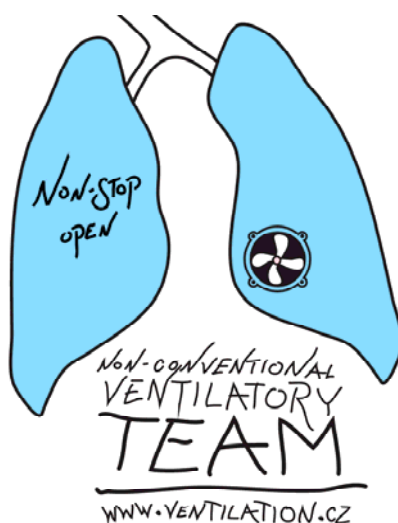
České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
katedra biomedicínské techniky

Respirační dny 2017

— odborná konference zaměřená na novinky
a prezentaci výsledků výzkumných projektů v oblasti
konvenční i nekonvenční umělé plicní ventilace

30. srpna až 1. září 2017
Přední Labská u Špindlerova Mlýna

Sborník abstraktů



Respirační dny 2017

– odborná konference zaměřená na novinky
a prezentaci výsledků výzkumných projektů v oblasti
konvenční i nekonvenční umělé plicní ventilace

30. srpna až 1. září 2017

Bumbálka, Přední Labská u Špindlerova Mlýna

Program konference:

Středa 30. 8. 2017:

- 18.00 – 18.15 Zahájení konference (prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., ČVUT FBMI Kladno)
- 18.15 – 19.00 Historie anesteziologie a intenzivní medicíny ve vztahu k současné praxi v oboru (MUDr. Tomáš Tyll, Ph.D., Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM)
- 19.00 – 20.30 Lékařská technika v praxi – workshop: Krátké kazuistiky z oblasti ARIM a lékařské techniky (moderují prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., ČVUT FBMI Kladno, Ing. Martin Mayer, Ph.D. (UHKT Praha a Bc. Michaela Papežová, DiS., ZZS hl. m. Prahy)

Čtvrtek 31. 8. 2017:

- 9.00 – 10.00 Základy umělé plicní ventilace z klinického hlediska (MUDr. Pavel Dostál, Ph.D., MBA, FN Hradec Králové, KARIM) – *patofyziologie, indikace UPV, (nežádoucí) efekty UPV, protektivní ventilace apod.*
- 10.15 – 10.45 Péče o plice a dýchací cesty při (i dlouhodobé) umělé plicní ventilaci (MUDr. Vlasta Dostálová, Ph.D., FN Hradec Králové, KARIM) – *zahrnuje zejména zajištění DC, plicní rehabilitaci (např. u CHOPN) a její účinnost apod.*
- 11.00 – 11.30 Pokusy na zvířatech jako nástroj medicínského výzkumu – současnost a budoucnost (Ing. Vladimír Sobota, Department of Physiology, Maastricht University, The Netherlands) – *základní etické otázky, principy 3R (replacement, reduction, refinement), výběr modelu, stručný přehled v současnosti využívaných animálních modelů, budoucnost animálních experimentů.*
- 11.30 – 12.15 Prezentace odborných sdělení studentů FBMI (moderují MUDr. Martin Müller, ČVUT FBMI Kladno a Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM, doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D., Fakulta elektrotechniky a informatiky VŠB – Technická univerzita Ostrava)

13.30 – 14.00	Vede minimalizace přenosu energie z ventilátoru do plic k ultraprotektivní UPV? (MUDr. Pavel Dostál, Ph.D., MBA, FN Hradec Králové, KARIM) – <i>nové pohledy na to, co znamená protektivní ventilace.</i>
14.00 – 14.30	Ultrazvukové vyšetření nejen plic (MUDr. Aleš Rára, ČVUT FBMI Kladno a Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM, MUDr. Michal Soták, ČVUT FBMI Kladno a Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM)
14.30 – 16.00	Workshop: Ultrazvukové vyšetření nejen plic (MUDr. Aleš Rára, ČVUT FBMI Kladno a Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM, MUDr. Michal Soták, ČVUT FBMI Kladno a Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM) – <i>praktické cvičení studentů FBMI při práci s UZV přístrojem.</i>
17.30 – 18.15	Concepts of mechanical ventilation setup on modern ventilators for intensive care medicine. (Robert Brink, M.Eng., IMTmedical, Buchs, Švýcarsko) – <i>přednáška zahrnuje tzv. inteligentní ventilační režimy a soustředí se na rozdíly v jejich implementaci v komerčních ventilátorech.</i>
18.15 – 19.00	Konfidenční intervaly, „pěčka“, nebo raději něco jiného? (Ing. Jakub Ráfl, Ph.D., ČVUT FBMI Kladno) – <i>prakticky orientovaná přednáška o preferovaných způsobech prezentování výsledků výzkumných studií v intenzivní péči.</i>
<i>Pátek 1. 9. 2017:</i>	
9.30 – 11.30	Prezentace odborných sdělení studentů FBMI (moderují MUDr. Martin Müller, ČVUT FBMI Kladno a Ústřední vojenská nemocnice v Praze, KARIM, doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D., ČVUT FBMI Kladno)
11.45 – 12.00	Sumarizace výsledků odborných diskusí
12.00 – 12.05	Zakončení konference

Výbor konference:

Ing. Petr Kudrna, Ph.D., předseda organizačního výboru,

telefon: 605 326 518, e-mail: petr.kudrna@fbmi.cvut.cz

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D., Ing. Jakub Ráfl, Ph.D., členové organizačního výboru konference

prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D., prezident konference

tel. 603 479 901, e-mail: roubik@fbmi.cvut.cz

Za věcnou i obsahovou správnost zveřejněných příspěvků výhradně odpovídají autoři.

Editoři sborníku: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Vydáno v prosinci 2017 (předběžná verze).

Tento sborník je k dispozici v elektronické podobě na adrese www.ventilation.cz.

Poděkování

*Konference Respirační dny 2017 byla podpořena z prostředků ČVUT v Praze,
projektu číslo SVK 49/17/F7 Studentské grantové soutěže ČVUT v Praze.*

Předmluva

Vážení čtenáři,

jak praví latinské rčení „Tempus fugit“, čas plyne. Uplynul i další rok, a opět držíte ve svých rukách sborník z odborné konference Respirační dny, tentokrát s číslovkou 2017.

Konference tradičně pořádaná v prvních zářiových dnech si natrvalo našla místo v diářích členů výzkumné skupiny prof. Karla Roubíka, ale také dalších významných specialistů z klinických pracovišť, jako je například Ústřední vojenská nemocnice v Praze a Fakultní nemocnice Hradec Králové.

Na tradičním místě – horská chata Bumbálka, byly opět prezentovány aktuální problémy nejen z prostředí anesteziologicko-resuscitačních oddělení, ale i z výzkumných laboratoří a prostor získala i velmi poutavá přednáška Dr. Jakuba Ráfla o statistických metodách používaných pro vyhodnocování klinických studií. Také řada studentských prací vzbudila ohlas a vzniklé diskuse byly opět velmi kvalitní a zásadní pro dokončení studentských projektů. A právě tyto diskuse, nápady a rady pomáhají neustále vylepšovat kvalitu závěrečných prací studentů Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

I proto je přáním pořadatelů zajistit konání Respiračních dní i v roce 2018 na čerstvém vzduchu v horských oblastech Krkonoš, protože dýchání nikdy nevyjde z módy.

Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Editor sborníku

Vyzvaná přednáška

Interpretace a dezinterpretace intervalu spolehlivosti a hladiny významnosti při testování statistických hypotéz

Ing. Jakub Ráfl, Ph.D.

Katedra biomedicínské techniky
Fakulta biomedicínského inženýrství
ČVUT v Praze

Interpretace a dezinterpretace intervalu spolehlivosti a hladiny významnosti při testování statistických hypotéz

Jakub Ráfl

katedra biomedicínské techniky
Fakulta biomedicínského inženýrství
ČVUT v Praze



Interval spolehlivosti (konfidenční interval)

- Z výběru usuzujeme na vlastnosti celé populace.
- Např. podáme lék skupině pacientů s vysokým krevním tlakem, měříme pokles tlaku a chceme odhadnout průměrný pokles tlaku v celé populaci pacientů (velikost efektu).
- Bodový odhad střední hodnoty μ_0 :
typický aritmetický průměr $\bar{x}$ (výběrový průměr) – jak je ale přesný?
- Intervalový odhad: interval kolem bodového odhadu, o kterém předpokládáme, že by mohl zahrnovat hledanou střední hodnotu μ_0 .
- Vlastnosti výběrového průměru $\bar{X}$:
 - náhodná veličina: opakují výběr – různé výběrové průměry $\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots$
 - střední hodnota $\bar{X}$ je μ_0
 - směrodatná odchylka $\bar{X}$ = směrodatná chyba (střední chyba) průměru $\sigma_{\bar{x}}$ (standard error, „typická chyba bodového odhadu“)

Interval spolehlivosti (konfidenční interval)

Interpretace:

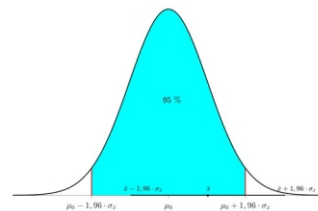
- Hladina spolehlivosti znamená pravděpodobnost pokrytí μ_0 intervalem spolehlivosti **při opakování** celé procedury. (Větší spolehlivost $\Leftrightarrow$ větší šířka intervalu.)
- Při **opakovaném** výběru (jiná skupina podobných pacientů) bychom dostali jiný interval spolehlivosti. Pokud budeme opakovat výběr a stanovení intervalu spolehlivosti mnohokrát, přibližně 95 % intervalů bude zahrnovat hodnotu μ_0 .
- Hladina spolehlivosti je spíše vlastností dlouhé sekvence konfidenčních intervalů než vlastností jednoho konkrétního konfidenčního intervalu.

Úvod

- Krize reprodukovatelnosti výsledků biomedicínských studií.
- Neporozumění a nesprávné použití testů statistických hypotéz jednou z příčin.
- Velmi rozšířené uvádění výsledků testů statistických hypotéz v podobě tzv. p-value.
- V poslední době ale sílí kritika používání p-value v odborných studiích.
- Interval spolehlivosti je někdy udáván jako vhodná alternativa, jindy kritizován z podobných důvodů jako p-value.
- Cíle prezentace:
 - Připomenout význam p-value a souvislost s intervalem spolehlivosti.
 - Upozornit na jejich správné a nesprávné interpretace.

Interval spolehlivosti (konfidenční interval)

- Předpokládejme, že výběrové rozdělení $\bar{X}$ je normální a známe $\sigma_{\bar{x}}$.
- Pak výběrový průměr leží v asi 95 % případů do vzdálenosti 1,96 násobku $\sigma_{\bar{x}}$ od μ_0 :
$$\mu_0 - 1,96\sigma_{\bar{x}} < \bar{X} < \mu_0 + 1,96\sigma_{\bar{x}} \Leftrightarrow P(\bar{X} - 1,96\sigma_{\bar{x}} < \mu_0 < \bar{X} + 1,96\sigma_{\bar{x}}) = 0,95$$
- Potom **95% interval spolehlivosti** pro parametr μ_0 je $(\bar{x} - 1,96\sigma_{\bar{x}}; \bar{x} + 1,96\sigma_{\bar{x}})$.



Testování hypotéz a hladina významnosti

- Výzkumnou otázku formulujeme ve formě nulové a alternativní hypotézy. Nulová hypotéza H_0 představuje výchozí skeptický pohled (nulový efekt, „žádný rozdíl“). Zjišťujeme, zda lze H_0 zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy H_A (efekt není nulový, „existuje odlišnost“).
- Např.: Je průměrný krevní tlak μ_1 v subpopulaci, ze které provádím výběr, stejný, nebo jiný, než je průměrný tlak μ_0 v celé populaci pacientů?

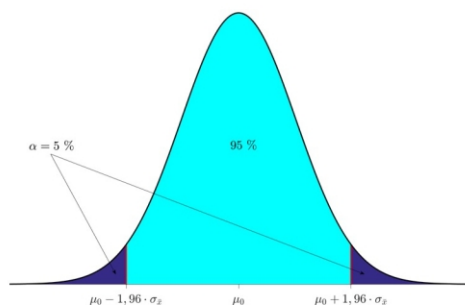
$$H_0: \mu_1 = \mu_0 \quad (\mu_1 \text{ odhadnu jako } \bar{x})$$
$$H_A: \mu_1 \neq \mu_0$$

- Úvaha: Čím vzdálenější je $\bar{x}$ od μ_0 , tím méně důvěryhodná je nulová hypotéza.

Krok 1:

- Nutné stanovit (přípustnou) **hladinu významnosti** α :
Pravděpodobnost, že zamítnu H_0 ve prospěch H_A za předpokladu, že platí H_0 .
 $T_{\alpha} = P(\text{volím } H_0 | \text{platí } H_A)$.
- Nejčastěji $\alpha = 0,05$. (Jen konvence!)

Testování hypotéz a hladina významnosti



Testování hypotéz a hladina významnosti

Krok 2:

- Výpočet testovací statistiky; v případě normálního rozdělení: $z = \frac{\bar{x} - \mu_0}{\sigma_{\bar{x}}}$
- Určení dosažené hladiny významnosti p (**p-hodnota**, **p-value**) z testovací statistiky. Např. určení z podle kvantilů normálního rozdělení.
- Význam: p je pravděpodobnost – relativní četnost – pozorování $\bar{x}$ tak vzdáleného od μ_0 , nebo ještě dál, jako vyšlo nám, při opakovaném výběru a za předpokladu, že platí H_0 a tedy $\mu_1 = \mu_0$.

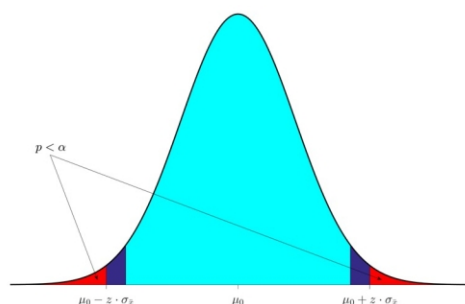
(p je pravděpodobnost, že zvolená testovací statistika by byla alespoň tak velká jako naši pozorovaná hodnota, pokud jsou všechny předpoklady modelu a také H_0 správné.)

Krok 3:

- Porovnání:

$p < \alpha$: Zamítáme H_0	(výsledek je statisticky signifikantní)
$p \geq \alpha$: Nezamítáme H_0	(výsledek není statisticky signifikantní)

Testování hypotéz a hladina významnosti



Testování hypotéz a hladina významnosti

Interpretace:

- Dodržení $\alpha = 0,05$ znamená, že v těch případech, kdy platí H_0 , ji nesprávně zamítneme jen v nejvýše 5 % testů.
- Hladina $\alpha = 0,05$ je volena pouze na základě konvence a neříká nic o velikosti efektu ani o praktické relevanci.
- Statistické metody jsou založené na platnosti předpokladů, spojených s příslušným modelem. p -value může být vnímána jako spojitá míra kompatibility (od 0 do 1) mezi daty a celým použitým modelem, ne jen nulovou hypotézou.

Velké p říká pouze, že data nejsou neobvyklá v uvažovaném modelu (včetně H_0), ale sama o sobě neimplikuje, že model nebo jeho část (jako H_0) jsou správné.

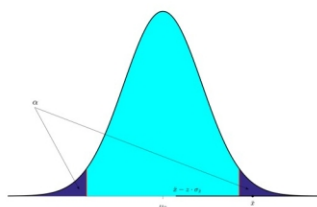
Malé p říká, že data jsou neobvyklá v daném modelu (včetně H_0), pokud platí všechny ostatní předpoklady.

Vztah intervalu spolehlivosti a testování hypotéz

- Interval spolehlivosti s hladinou spolehlivosti $1 - \alpha$: Pokud μ_0 neleží v intervalu spolehlivosti, lze hypotézu H_0 zamítnout na hladině významnosti α .

$$\mu_0 \notin (\bar{x} - z \cdot \sigma_{\bar{x}}; \bar{x} + z \cdot \sigma_{\bar{x}}) \Leftrightarrow \frac{|\bar{x} - \mu_0|}{\sigma_{\bar{x}}} > z$$

- Jestliže porovnáváme parametry ve dvou populacích, pak platí, že pokud se příslušné intervaly spolehlivosti nepřekrývají, zamítneme hypotézu rovnosti parametrů.



Vybrané omyly a dezinterpretace

- NE: p -value je pravděpodobnost, že nulová hypotéza je správná. Velká hodnota p -value je důkaz potvrzující nulovou hypotézu.
- NE: Signifikantní výsledky testu automaticky znamenají, že nulová hypotéza skutečně neplatí a musí být odmítnuta.
- NE: Statistická významnost vždy indikuje vědecký, praktický nebo klinický významný vztah.
- NE: 95% interval spolehlivosti značí 95% pravděpodobnost, že daný interval obsahuje skutečnou hodnotu efektu (hledanou populační střední hodnotu).
- NE: Pozorovaný 95% konfidenční interval předpovídá, že 95 % bodových odhadů z dalších studií na stejné téma bude ležet uvnitř tohoto intervalu.

Závěr

- Intervaly spolehlivosti jsou konstruovány tak, aby obsahovaly skutečnou hodnotu zkoumaného parametru s určitou relativní četností.
- Hladina významnosti má dlouhodobě omezenou četnost chybných zamítnutí nulové hypotézy, a nemůže, sama o sobě, rozhodnout o konkrétní hypotéze.
- Hladina významnosti, p-value a interval spolehlivosti jsou těsně propojeny a sdílí stejné slabiny.
- Statistická významnost není ani nutná, ani dostačující podmínka pro rozhodnutí o klinické a praktické významnosti pozorování:

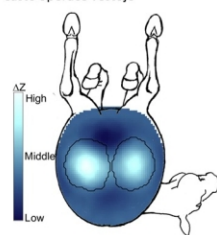
p-value má být jeden z nástrojů pro zhodnocení významnosti zjištění, ne univerzální parametr pro rozhodnutí o platnosti objevu.

Reference

- Baker M. Statisticians issue warning over misuse of P-values. *Nature*. 2016;531(7593):151. doi: 10.1038/nature.2016.19503.
- Greenland S, Senn SJ, Rothman KJ, Carlin JB, Poole C, Goodman SN, et al. Statistical tests, P-values, confidence intervals, and power: a guide to misinterpretations. *Eur J Epidemiol*. 2016;31(4):337-350. doi: 10.1007/s10654-016-0149-3.
- Hendí J. Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat. 5. rozš. vyd. Praha: Portál; 2015.
- Leek JT, Peng RD. P-values are just the tip of the iceberg. *Nature*. 2015;520(7549):612. doi: 10.1038/520612a.
- Morey RD, Hoekstra R, Rouder JN, Lee MD, Wagenmakers E-J. The fallacy of placing confidence in confidence intervals. *Psychon Bull Rev*. 2016;23(1):103-123. doi: 10.3758/s13423-015-0947-8.
- Nuzzo R. Scientific method: statistical errors. *Nature*. 2014;506(7487):150-152. doi: 10.1038/506150a.
- Sullivan GM, Feinn R. Using Effect Size— α —Why the P-Value Is Not Enough. *J Grad Med Edu*. 2012;4(3):279-282. doi: 10.4300/JGME-D-12-00156.1.
- Wasserstein RL, Lazar NA. The ASA's Statement on p-Values: Context, Process, and Purpose. *The American Statistician*. 2016;70(2):129-133. doi: 10.1080/00031305.2016.1154108.

Vybrané animální modely

- **Kůň**
 - V biomedicinském výzkumu spíše okrajově
 - Často základní výzkum fyziologie koní
 - Vysoké nároky na infrastrukturu, finanční nákladnost
 - Nekróza tkání při položení zvířete na lůžko – často operace vestoje
- Vybrané projekty:
 - Monitorování distribuce ventilace pomocí EIT
 - Model sířové fibrilace



Mosing M et al. *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*, 2017, v tisku

Limity pokusů na zvířatech

- **Mezidruhová rozdílnost**
 - „Zvíře není člověk“
 - Nízká biologická variabilita pokusných zvířat
- **Podmínky chovu, ustájení, strava**
 - Nepřirozené prostředí
 - Stresovaná zvířata
- **Metodologie**
 - Absence výpočtu velikosti vzorku, síly testu
 - Nedostatečná zaslepenost při vyhodnocování
- **Náročnost**
 - Časová, finanční, personální
- **Publikační zkreslení**
 - Nepublikují se výzkumy, s negativními výsledky

→ přechod k alternativním metodám

Výhled do budoucnosti

- Stále **neoddiskutovatelný přínos ve výzkumu**
- **Zachování:**
 - akademická sféra
 - základní výzkum
 - preklinické testování léčiv
- Vzdávající vliv organizací na ochranu zvířat a veřejnosti
 - **Zpřísnění legislativy**
- **Zákaz pokusů na zvířatech?** (Nizozemí)
- **Přechod k alternativním metodám** (farmaceutické a biotech. spol.)
 - In vitro
 - Lab-on-chip
 - Matematické modely a simulace
 - → levnější, rychlejší

Příležitost pro výzkumné týmy (NVT)

Děkuji za pozornost!

Vyzvaná přednáška

Pokusy na zvířatech jako nástroj medicínského výzkumu – současnost a budoucnost

Ing. Vladimír Sobota

Department of Physiology, Maastricht University,
Maastricht, Netherlands

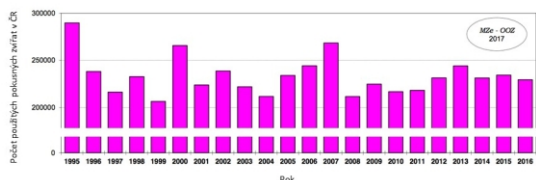
Pokusy na zvířatech jako nástroj medicínského výzkumu – současnost a budoucnost

Vladimír Sobota

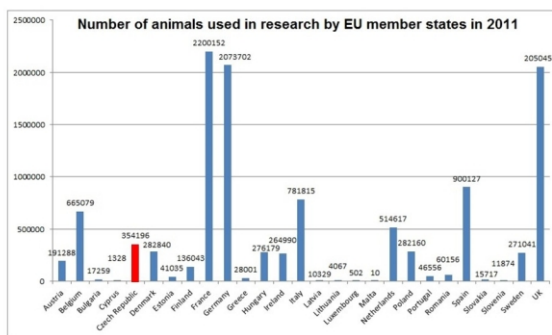
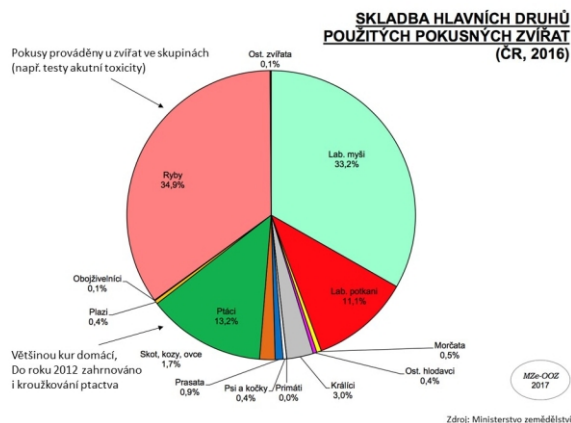
Department of Physiology, Maastricht University,
Maastricht, Netherlands

Kolik zvířat bylo v ČR usmrceno v roce 2016?

	Pokusná zvířata	Jatečná zvířata
Celkem	229 465	119 330 828
Na 1 obyvatele	0,022 (1:46)	11,29
Na 1 jatečné zvíře	0,0019 (1:520)	1



Zdroj: Ministerstvo zemědělství



Proč animální experimenty?

- Pro ověření výzkumné hypotézy často potřebujeme **MODEL**
- Animální experiment = využití **animálního modelu**
- Ideálním modelem člověka je opět člověk → klinický výzkum
- Snaha použít **nejpřesnější dostupný model**
- Na rozdíl od „neživých“ modelů mají zvířata zákonem zaručená práva
→ **etické aspekty** → **omezení**



Zdroj: Oficiální youtube kanál NVT

Vnímání zvířat (a jejich práv) v průběhu času

- Antropocentrismus**
„Ať lidé panují nad mořskými rybami a nad nebeským ptactvem, nad zvířaty a nad celou zemí i nad každým plazem plazícím se po zemi.“ (Genesis 1:26)
- René Descartes** (17. stol.)
 - Zvířata nemohou cítit bolest
 - Mechanistický výklad životních funkcí
- Immanuel Kant** (18. stol.)
 - Zvířata mohou cítit bolest
 - Zvířata si nejsou vědoma sama sebe, nemají morální status
 - Násilí na zvířatech je nepřipustné (již T. Akvinský)
- Utilitarismus** (od 19. stol.)
 - Kvantitativní vnímání etiky → snadné řešení morálních dilemat
- Peter Singer**
 - Osvobození zvířat* (1975) – zvířata mají práva, utilitarismus
- Tom Regan**
 - Touha po životě je stejná pro lidi i zvířata → zvířata musejí mít morální práva stejně tak, jako lidé

Principy 3R

• Replacement

- náhrada animálních experimentů jinou metodou, pokud je dosaženo srovnatelného výsledku

• Reduction

- Použití méně zvířat díky vhodné metodice, novým metodám, péči o kvalitu zvířat,...

• Refinement

- Zmírnění potenciálního utrpení zvířat během experimentů
- Zajištění vhodných podmínek pro zvířata

Legislativa – implementace 3R

• Směrnice 2010/63/EU

- Klíčová směrnice upravující experimentování se zvířaty v zemích EU

• Zákon 256/1992 Sb. na ochranu zvířat proti týrání

- Ochrana zvířat obecně, všechny typy chovů, živočišná výroba, atd.
- Mnohokrát novelizován, naposledy kvůli zákazu kožešinových farem (183/2017 Sb.)

• Vyhláška 419/2012 Sb. ve znění 299/2014 Sb. o ochraně pokusných zvířat

- Požadavky na prostory, zařízení pro pokusná zvířata, přepravu
- Metody usmrcování
- Vzory potřebných formulářů

• Vyhláška 22/2013 o vzdělání na úseku ochrany zvířat proti týrání

- §12 - Kurz odborné přípravy pro získání osvědčení o odborné způsobilosti k provádění pokusů na pokusných zvířatech, péči o pokusná zvířata a usmrcování pokusných zvířat

Pár definic z legislativy (256/1992 Sb.)

• Pokusné zvíře

- živý obratlovec, s výjimkou člověka
- samostatně se živící larvální forma a plody savců od poslední třetiny jejich běžného vývoje, které jsou nebo mají být použity k pokusům;
- zvíře, které je v ranějším stadiu vývoje (než uvedeno výše), pokud má být zvířeti umožněno žít nad rámec tohoto stadia vývoje a v důsledku prováděných pokusů je pravděpodobné, že po dosažení tohoto stadia vývoje je postiženo bolestí, utrpením, strachem nebo trvalým poškozením
- živí hlavoňáci

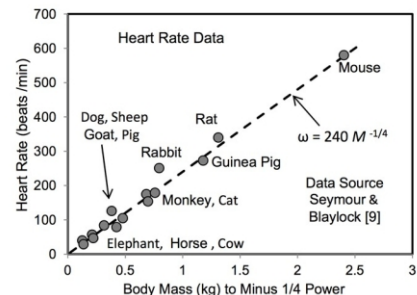
• Pokus

- jakékoli invazivní či neinvazivní použití zvířete pro pokusné nebo jiné vědecké účely se známým nebo neznámým výsledkem nebo pro vzdělávací účely, které může zvířeti způsobit bolest, utrpení, strach nebo trvalé poškození nejméně o intenzitě odpovídající vpichu jehly podle běžné veterinární praxe.
- jakýkoli způsob jednání, který má nebo může vést k tomu, že se zvíře narodí nebo vyhlídne nebo že vznikne a je zachována geneticky modifikovaná linie zvířete v takovém stavu;
- usmrcení zvířete pouze pro využití jeho orgánů nebo tkání se za pokus nepovažuje

Výběr animálního modelu

• Alternativy (3R - Replacement)

- Fyziologie
- Dostupnost (GMO)
- Zkušenosti
- Prostředky
- ...



Vybrané animální modely

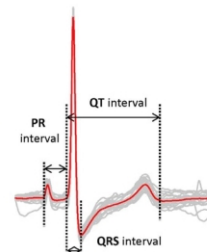
• Myš domácí

- Nejčastější zvířecí druh pro pokusné účely
- Jednoduchý chov, dobrá adaptace na nové prostředí
- Široké možnosti (nejen) genetických modifikací
 - populace s nízkou genetickou variací
 - inbrední kmeny = 20 a více páření bratr X sestra
 - Zavedení nového genu - transgenní myši
 - "Vypnutí" určitého genu - knock-out
 - SPF (specific pathogen-free) – mikrobiálně neobsahuje vybrané patogeny
 - SCID (severe combined immune deficiency) – myši bez imunitního systému
- Dobře známá anatomie, fyziologie, chování, reakce na bolestivé podněty

Vybrané animální modely

• Danio pruhovalý (Zebrafish)

- Jednoduchý a tudíž i levný chov
- Jednodušší provedení genetických mutací než u hlodavců
- Larvální stádia jsou průhledná → využití neinvazivních zobrazovacích metod
- Rychlé množení → dostatek jedinců
- Podobná fyziologie
 - ze 70% stejná genetická struktura
 - např. podobné EKG



Vybrané animální modely

• Prase

- Klíčové pro translační výzkum
- Značná podobnost orgánových systémů co do funkce i velikosti
- Pár praktických poznatků:
 - Možnost operovat v supinační pozici (tj. „na zádech“)
 - Možnost dlouhodobé anestezie, před zákrokem nalačno

Vybrané animální modely

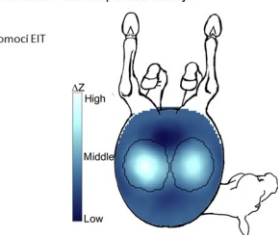
• Koza

- V biomedicinském výzkumu spíš okrajově (ovce je častější)
- Přezvýkavec → komplikace:
 - Laterální přístup, nelze operovat v supinační poloze
 - Není možné operovat nalačno
- Na rozdíl od prasete nepřibírá rychle na váze (dospělí jedinci 55-85 kg)
- Neexistují specializované chovy

Vybrané animální modely

• Kůň

- V biomedicinském výzkumu spíš okrajově
- Často základní výzkum fyziologie koní
- Vysoké nároky na infrastrukturu, finanční nákladnost
- Nekróza tkání při položení zvířete na lůžko – často operace vestoje
- Vybrané projekty:
 - Monitorování distribuce ventilace pomocí EIT
 - Model síňové fibrilace



Mosing M et al. Veterinary Anaesthesia and Analgesia, 2017, v tisku

Limity pokusů na zvířatech

• Mezi druhovou rozdílností

- „Zvíře není člověk“
- Nízká biologická variabilita pokusných zvířat

• Podmínky chovu, ustájení, strava

- Nepřirozené prostředí
- Stresovaná zvířata

• Metodologie

- Absence výpočtu velikosti vzorku, síly testu
- Nedostatečná zaslepenost při vyhodnocování

• Náročnost

- Časová, finanční, personální

• Publikace zkrácení

- Nepublikují se výsledky, s negativními výsledky

→ přechod k alternativním metodám

Výhled do budoucnosti

• Stále neoddiskutovatelný přínos ve výzkumu

• Zachování:

- akademická sféra
- základní výzkum
- preklinické testování léčiv

• Vzdávající vliv organizací na ochranu zvířat a veřejnosti

→ Zpřísnění legislativy

• Zákaz pokusů na zvířatech? (Nizozemí)

• Přechod k alternativním metodám (farmaceutické a biotech. spol.)

- In vitro
- Lab-on-chip
- Matematické modely a simulace
- → levnější, rychlejší

Příležitost pro výzkumné týmy (NVT)

Děkuji za pozornost!

Vyzvaná přednáška

Péče o dýchací cesty při umělé plicní ventilaci

Doc. MUDr. Pavel Dostál, Ph.D.

Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny

Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové
Fakultní nemocnice Hradec Králové

Péče o dýchací cesty při umělé plicní ventilaci

Pavel Dostál

Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny

Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové
Fakultní nemocnice Hradec Králové

Okruhy témat

- Zajištění dýchacích cest
- Tracheostomie vs tracheální intubace
- Zvlhčení a ohřev vdechované směsi
- Okruh ventilátoru
- Inhalační terapie
- Toaleta dýchacích cest
 - Tracheální odsávání
 - Další metody
- Polohování, fyzioterapie, rehabilitace
- Sedace, svalové relaxace a dýchací cesty
- Vliv inspirační frakce kyslíku

2

Zvlhčení a ohřev vdechované směsi

- Horní cesty dodávají cca 75% tepla a vodních par
- Vlhkost alveolárního vzduchu je 44 mg/ml (37st C, 100% relativní vlhkost)
- Zvlhčovač by měl dodat cca 33 mg vody/l
- Aktivní zvlhčovač by měl dodat mezi 33 mg/L (34st C) a 44 mg/l (41 st C)
- Při teplotě vdechované směsi nad 37 st C dochází ke kondenzaci v dolních cestách dýchacích a zhoršení mukociliárního transportu.

Respir Care 2012;57(5):782–788.

3

Dysfunkce DCD

- 25 mg/l 1h
- 30 mg/l 24h
- Zhoršení mukociliárního transportu
- Obstrukce dýchacích cest
- Doporučeno minimum 33 mg/l



Respir Care 2012;57(5):782–788.

4

Možnosti zvlhčování

- Aktivní (HH)
- Pasivní (HME)
 - Hydrofobní
 - Hydrofilní
 - S antibakteriálním filtrem/bez filtru
- Kombinace
 - HME booster



5

Kontraindikace/nevýhody HME

- Vazké sputum
- Leak, tracheobronchiální píštěl
 - > 75% vdechovaného objemu
- **Protektivní ventilace s permissivní hyperkapnií**
- Hypotermie s TT < 32 st C
- Vysoká minutová ventilace (nad 10 l/min)
- Cave: nebulizace
- Cave: WOB při NIV

Respir Care 2012;57(5):782–788.

6

Komplikace zvlhčování

- Úraz elektrickým proudem (HH)
- Hypotermie (HME), hypertermie (HH)
- Popálení dýchacích cest (HH)
- Dehydratace, vazké sputum (HME)
- Zvýšení rezistivní WOB (HME, HH)
- Zvýšení mrtvého prostoru, hyperkapnie (HME)
- Kondenzace tekutiny v DC (HH)
- Asynchronie (kondenzát v okruhu)**

Respir Care 2012;57(5):782-788.

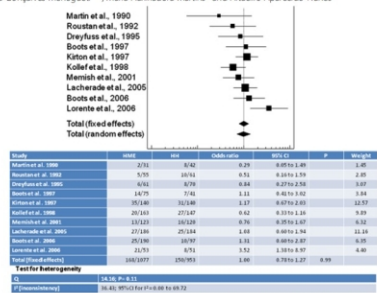
Dechový objem a zvlhčení

DAK® FilterHMEs							
Catalog Number	35205805	35205877	35205996	35505430	35505427	35405876	354019038
Quantity/Box	50	50	50	50	50	50	50
mg H ₂ O/L Moisture Output and Temperature @ 2 hrs (ISO 9360)							
At 50 mL	---	---	---	---	30.0	---	---
At 250 mL	33.9	34.4	34.4	32.3	---	34.7	33.0
At 500 mL	33.3	33.6	33.6	---	---	34.1	31.5
At 1000 mL	32.4	32.9	32.9	---	---	33.4	29.6
Resistance to Flow at (ISO 9360)							
5 L/min	---	---	---	---	0.6 cm H ₂ O	---	---
20 L/min	---	---	---	---	1.6 cm H ₂ O	---	---
30 L/min	0.9 cm H ₂ O	1.0 cm H ₂ O	1.2 cm H ₂ O	2.6 cm H ₂ O	---	0.8 cm H ₂ O	1.2 cm H ₂ O
60 L/min	2.1 cm H ₂ O	2.8 cm H ₂ O	2.9 cm H ₂ O	---	---	2.3 cm H ₂ O	2.7 cm H ₂ O
90 L/min	3.6 cm H ₂ O	4.7 cm H ₂ O	5.2 cm H ₂ O	---	---	4.2 cm H ₂ O	4.6 cm H ₂ O
Filtration Efficiency:							
Bacterial	99.999%	>99.99%	>99.99%	99.999%	99.999%	99.99999%	>99.999%
Viral	99.999%	>99.99%	>99.99%	>99.99%	>99.99%	>99.999%	>99.999%
Dead Space	50 mL	51 mL	61 mL	31 mL	10 mL	96 mL	66 mL
Weight (approx.)	50 g	28 g	29 g	21 g	9 g	49 g	36 g
Type of Filtration	Electrostatic	Electrostatic	Electrostatic	Electrostatic	Electrostatic	Mechanical	Mechanical

ISO 9360:2003 specifies moisture as small as 0.02 g.

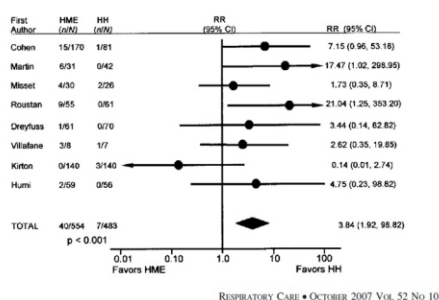
Effectiveness of heat and moisture exchangers in preventing ventilator-associated pneumonia in critically ill patients: a meta-analysis

Mayra Gonçalves Menegueti^{1,2}, Maria Auxiliadora-Martins³ and Altacilio Aparecido Nunes³



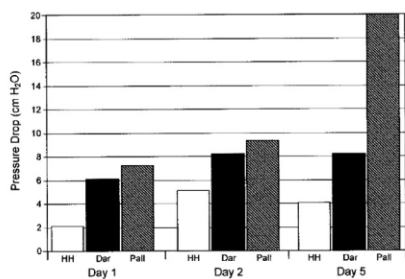
Menegueti et al. BMC Anesthesiology 2014, 14:115

Riziko obstrukce tracheální rourky



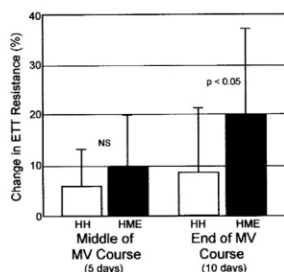
RESPIRATORY CARE • OCTOBER 2007 Vol. 52 No. 10

Vývoj rezistance okruhu



RESPIRATORY CARE • OCTOBER 2007 Vol. 52 No. 10

Vývoj rezistance tracheální rourky



RESPIRATORY CARE • OCTOBER 2007 Vol. 52 No. 10

Kdy měnit HME?

- ❑ Nárůst rezistance v čase
- ❑ Produkce sputa
- ❑ Rutinní měření rezistance filtru není k dispozici
- ❑ 24 vs 72h vs déle?
- ❑ Doporučení výrobce

13

Okruh ventilátoru

- ❑ Koaxiální vs klasický okruh
- ❑ Materiál, konstrukce
- ❑ Frekvence výměny

14

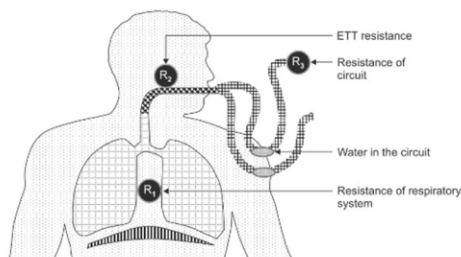


Figure 6.7: Total resistance of mechanically ventilated patient

15

Okruh - 97-450% průtočné rezistance ET

Format: Abstract +

Send to +

Chest, 1989 Dec 96(6):1374-9

Analysis of resistance to gas flow in nine adult ventilator circuits.

Dennison FH¹, Taft AA, Mishoe SC, Hooker LL, Eatherly SB, Beckham RW

① Author information

Abstract

We measured the resistance in nine complete ventilator circuits, partial circuits and 7, 8, and 9 mm ID endotracheal tubes at flow rates of 20 to 120 liters per minute. We found a statistically significant (p less than 0.01) increase in resistive pressure with increases in flow rate, as the diameter of the ETT decreased, and as each component of the ventilator circuit was added to the ETT. There was a curvilinear increase in resistive pressure to increase in flow rate. However, when resistances were computed, the Bennett cascade "circuit" created higher resistance at 20 lpm than at flow rates up to 120 lpm. The Bennett cascade humidifier added the greatest resistive pressure, 3.5 to 8.5 cm H₂O, the Engstrom Edith, 0.5 to 6.5 cm H₂O, and the Conchapak added the least, 0.0 to 2.5 cm H₂O at flow rates of 20 to 120 lpm. After all the components of the ventilator circuit were attached to the ETTs, there was approximately a 97 to 450 percent increase in resistive pressure compared to the resistive pressure created by the ETTs alone.

PMID: 2832847

[Published - indexed for MEDLINE]



16

Analysis of Resistance to Gas Flow in Nine Adult Ventilator Circuits*

Franklin H. Dennison, R.R.T.†, Arthur A. Taft, M.H.S., R.R.T.‡
Shelley C. Mishoe, M. Ed., R.R.T.§, Laura L. Hooker, M. Ed., R.R.T.‡
Sally Burns Eatherly, B.S., R.R.T.† and
Richard W. Beckham, M. Ed., R.R.T.‡

(Chest 1989; 96:1374-79)

Table 1—Resistive Pressures in Circuits

Pressure Drop (cm H ₂ O)										
Flow (lpm)	Circuits									ETT
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
120	32.5	46.0	46.0	46.0	46.5	43.5	41.5	39.0		
100	39.5	36.0	33.5	36.5	34.0	31.0	30.5	27.5		
80	26.5	25.0	23.0	26.0	23.5	21.5	20.5	18.0		
60	18.5	15.0	13.5	16.5	14.0	12.5	12.5	11.0	7mm	ID
40	10.5	7.5	6.5	9.5	6.5	5.5	6.0	5.5		
20	6.0	3.0	2.5	5.5	2.5	1.5	2.5	2.5		
120	37.0	34.0	30.5	33.5	31.5	27.5	28.0	22.5		
100	28.0	25.0	22.0	25.0	22.5	19.5	18.0	15.5		
80	20.0	17.0	15.5	18.0	15.5	13.5	12.0	10.5	8mm	ID
60	13.5	10.5	9.0	12.0	9.5	7.5	7.0	6.5		
40	8.0	5.5	4.5	7.0	4.5	3.5	3.5	3.5	9mm	ID
20	5.0	2.0	1.5	4.5	2.0	1.0	1.0	1.0		
120	29.5	26.5	22.5	25.5	23.0	19.5	17.5	15.0		
100	22.0	19.5	16.5	19.0	17.0	14.0	13.0	11.0		
80	16.5	13.5	11.5	14.5	11.5	9.5	8.5	7.5		
60	11.5	8.5	7.0	10.0	7.5	5.5	5.0	4.5		ID
40	7.0	4.5	3.5	6.0	4.0	2.5	2.5	2.5		
20	5.0	2.0	1.5	4.5	2.0	1.0	1.0	1.0		

Studies have demonstrated that excessive circuit resistance can prolong patient weaning and cause respiratory muscle fatigue.^{8,9} Nunn¹⁰ recommended an upper limit to external resistance to ventilation of approximately 8 cm H₂O/lpm. In several of the complete circuits, resistance was two to three times greater than this limit. Shapiro et al¹¹ demonstrated that the index

17

Koaxiální vs klasický okruh

- ❑ Manipulace, prostor, riziko rozpojení
- ❑ Kondenzace na stěnách
- ❑ Odpor
- ❑ Možnost nezjištění dekonexe
- ❑ Obtížné zjištění zalomení



<http://www.apsf.org/newsletters/html/2012/spring/14linkedcircuit.htm>

18

Koaxiální vs klasický okruh

Dräger VentilStar® Coax Watertrap 210



Performance characteristics	MP00318
Resistance at 60 L/min	insp./exp. 3.6 mbar/4 mbar
Resistance at 30 L/min	insp./exp. 1 mbar/1.2 mbar
Resistance at 15 L/min	insp./exp. 0.4 mbar/0.5 mbar
Resistance at 5 L/min	insp./exp. < 0.2 mbar/0.2 mbar
Compliance at 60 mbar/30 mbar	< 2.5 mL/mbar
Leakage at 60 mbar	< 50 mL/min

19

dual limb

Resistance of circuits (inspiratory and expiratory) at various flow rates [cmH₂O/l/min]

PN which includes the circuit	Circuit length	2.5 l/min		15 l/min		30 l/min	
		insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.
260180	150 cm	0.02	0.02	0.04	0.04	0.07	0.07
260170							
260241							
260182	300 cm	0.03	0.03	0.06	0.06	0.10	0.10
260169							
260244							

coaxial

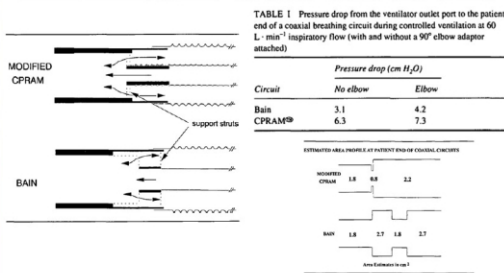
Resistance of circuits (inspiratory and expiratory) at various flow rates [cmH₂O/l/min]

PN which includes the circuit	Circuit length	15 l/min		30 l/min		45 l/min		60 l/min	
		insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.	insp.	exp.
260087 260128	180 cm	0.015	0.019	0.027	0.036	0.038	0.048	0.047	0.063
260094 260127	240 cm	0.019	0.023	0.032	0.041	0.045	0.055	0.059	0.071
260145 260167	300 cm	0.027	0.031	0.042	0.052	0.059	0.072	0.078	0.094
260144 260168	480 cm	0.032	0.034	0.057	0.059	0.082	0.082	0.109	0.105

20

Flow resistance of coaxial breathing systems: investigation of a circuit disconnect

Alex Sinclair¹ MD, Jos Van Bergen²



21

Respir. Care. 2017 Aug 14; pii: respcare.05426. doi: 10.4187/respcare.05426. [Epub ahead of print]

Coaxial Tubing Systems Increase Artificial Airway Resistance and Work of Breathing.

Wenzel C¹, Schumann S², Spaeth J³

© Author information

Abstract

BACKGROUND: Tubing systems are an essential component of the ventilation circuit, connecting the ventilator to the patient's airways. Coaxial tubing systems incorporate the inspiratory tube within the lumen of the expiratory one. We hypothesized that by design, these tubing systems increase resistance to air flow compared with conventional ones.

METHODS: We investigated the flow-dependent pressure gradient across coaxial, conventional disposable, and conventional reusable tubing systems from 3 different manufacturers. Additionally, the additional work of breathing and perception of resistance during breathing through the different devices were determined in 18 healthy volunteers.

RESULTS: The pressure gradient across coaxial tubing systems was up to 6 times higher compared with conventional ones (1.90 ± 0.03 cm H₂O vs 0.34 ± 0.01 cm H₂O, P < .001) and was higher during expiration compared with inspiration (P < .001). Additional work of breathing and perceived breathing resistance were highest in coaxial tubing systems, accordingly.

CONCLUSIONS: Our findings suggest that the use of coaxial tubing systems should be carefully considered with respect to their increased resistance.

Copyright © 2017 by Daedalus Enterprises.

22

Frekvence výměny okruhu

Effect of Ventilator Circuit Changes on Ventilator-Associated Pneumonia: A Systematic Review and Meta-analysis

Jiangna Han MD PhD and Yaping Liu RRT

RESPIRATORY CARE • APRIL 2010 VOL 55 NO 4

2 dny vs 7 dní

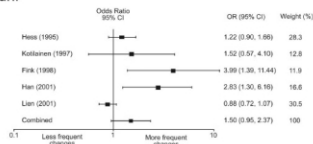


Fig. 1. Forest plot of odds ratios and 95% confidence intervals of ventilator-associated pneumonia with circuit changes every 2 days versus every 7 days, in 5 sequential studies.

23

Frekvence výměny okruhu

Effect of Ventilator Circuit Changes on Ventilator-Associated Pneumonia: A Systematic Review and Meta-analysis

Jiangna Han MD PhD and Yaping Liu RRT

RESPIRATORY CARE • APRIL 2010 VOL 55 NO 4

2 nebo 7 dní vs bez výměny

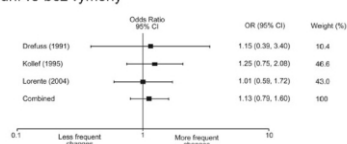


Fig. 3. Meta-analysis of 3 randomized trials on ventilator-associated pneumonia with regular circuit changes every 2 days or every 7 days versus no routine circuit changes.

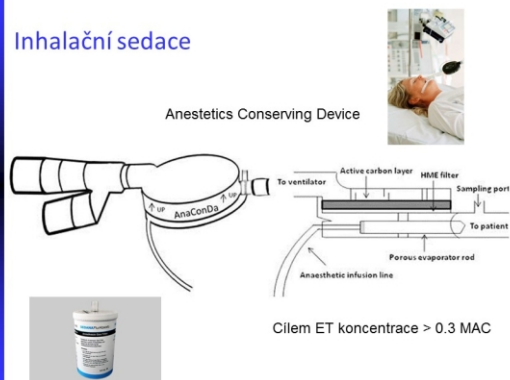
24

Inhalační terapie

- Aplikace farmak do dýchacích cest
- Nebulizace
- MDI (± spacer)
- Inhalační aplikace anestetik (sedace)

25

Inhalační sedace



26

Inhalační sedace - výhody

- Ovlivnění vědomí se zachováním vegetativní stability
- Snížení rizika PTSD ?
- Rychlá regulace hloubky sedace
- Bronchodilatační a antiepileptogenní účinky
- Kardio- a cerebro- protektivní účinky
- Zkrácení doby sedace, UPV, pobytu v IP - iso vs midazolam
- Zkrácení času do extubace sevo vs propofol
- Nižší výskyt halucinací sevo vs midazolam/propofol

Indian Journal of Anaesthesia | Vol. 56 | Issue 6 | Nov-Dec 2012

27

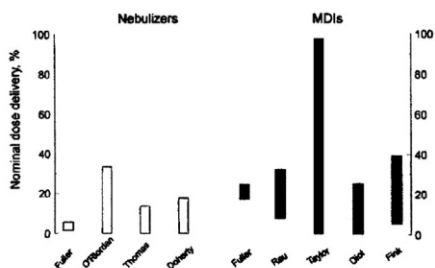
Inhalační sedace - nevýhody

- Zvýšení mrtvého prostoru přístrojem
- Poluce inhalačních anestetik
 - Nutnost zachytávání, vliv na ozonovou vrstvu, expozice personálu
- Technické problémy s měřením exp. koncentrace, obvykle používána průměrná koncentrace
- Off label použití
- Riziko záměny a iv podání

Indian Journal of Anaesthesia | Vol. 56 | Issue 6 | Nov-Dec 2012

28

MDI



Respir Care 2004;49(6):623-634.

29

MDI – faktory ovlivňující podanou dávku

Table 1. Factors That Influence Lower-Respiratory-Tract-Deposition During Mechanical Ventilation

Physical and chemical properties of the medication
Characteristics of the aerosol-generating device
Position of the aerosol-generating device in the circuit
Ventilator settings
Characteristics of the ventilator circuit and endotracheal tube
Humidity of the inspired air
Airway anatomy and secretions

Respir Care 2004;49(6):623-634.

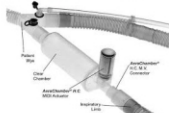
30

MDI - doporučení

Table 3. Using a Metered-Dose Inhaler During Mechanical Ventilation

1. Clear secretions from the endotracheal tube
2. Be sure the tidal volume is > 500 mL
3. If possible, decrease the inspiratory flow to ≤ 60 L/min
4. Be sure the actuator-spacer device is in the inspiratory limb
5. Shake the MDI and place it into the actuator-spacer device
6. Actuate the MDI at the onset of inspiration
7. Wait 20–30 s before administering the next MDI actuation

MDI = metered-dose inhaler



Respir Care 2004;49(6):623–634.

31

Nebulizace

Velikost částic

- ☐ > 10 μ m
- ☐ 5–10 μ m
- ☐ < 5 μ m
- ☐ $< 0,5$ μ m

ústa, hrdlo
ústa až dýchací cesty
dolní cesty dýchací
exhalovány



- ☐ Umístění v okruhu (filtry, inspirační rameno)
- ☐ Synchronie
- ☐ Zvýšení odporu okruhu a filtrů, problém s měřením flow

32

Nebulizace (při UPV)

☐ Mechanická (trysková)

- Kontinuální
- Synchronizovaná

☐ Elektrická

- UZ
- Tzv. vibrační mesh nebulizátory

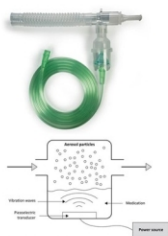
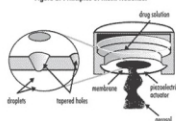


Figure 2: Principles of Mesh Nebulizer



33

Srovnání

Table 1. Advantages and disadvantages of different types of nebulizers

Nebulizers	Advantages	Disadvantages
Jet nebulizers with corrugated tubing	• Cheap • Easy to use • Effective in delivering drugs that can not be delivered with pMDIs and DPIs	• Inefficient • Difficult to clean • Need compressed gas and additional tubing
Breath-actuated & Breath-enhanced jet nebulizers	• Drug delivery only during inhalation • Easy to use • Less medication wasted • More efficient than JNs with tubing	• Need sufficient flow to trigger drug delivery • Takes longer to deliver drug • Not ventilator-enabled • More expensive
Ultrasonic nebulizers	• Easy to use • More efficient than jet nebulizers	• Large residual volume • Inability to aerosolize viscous solutions • Degradation of heat-sensitive materials
Mesh nebulizers	• Fast, quiet, portable • Self-contained power source • Optimize particle size for specific drugs • More efficient than other nebulizers • Easy to use	• More expensive • Cleaning can be difficult • Medication dosage must be adjusted in transition from JNs • Not compatible with viscous liquids or those that crystallize on drying

JNs: Jet nebulizers; pMDIs: pressurized metered-dose inhalers

Eurasian J Pulmonol 2014; 16: 1-7

34

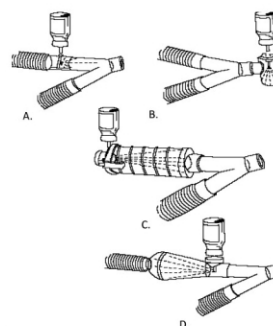
Nebulizace - doporučení

Table 2. Using a Nebulizer During Mechanical Ventilation

1. Clear secretions from the endotracheal tube
2. Be sure the tidal volume is > 500 mL
3. If possible, decrease the inspiratory flow to ≤ 60 L/min
4. Place the drug solution in the nebulizer. Total volume in the nebulizer should be 4–6 mL
5. Place the nebulizer in the inspiratory limb, 30 cm from the Y-piece
6. Be sure the gas flow to the nebulizer is ≥ 6 L/min
7. If possible, nebulize the solution only during inspiration
8. Tap the nebulizer intermittently during operation
9. When nebulization ends, disconnect the nebulizer from the ventilator circuit

Respir Care 2004;49(6):623–634.

35



36

Děkuji za pozornost.

37

Odstraňování sputa

- ❑ Tracheální odsávání
 - Podtlak, technika
 - Otevřené vs uzavřené
 - Odsávání z levého hlavního bronchu
 - Povrchové nebo hluboké odsávání
 - Lévaže
 - Načasování odsávání
- ❑ Mucus shaver
- ❑ Silver coated ETT
- ❑ Intermitentní techniky vnitřní
 - Stimulace kašle (ambuing)
 - Insuflace s aktivní exsufací
 - HFJV s expulzním efektem?
- ❑ Intermitentní techniky zevní
 - Poklepy a posturální drenáže
 - Vysokofrekvenční oscilace hrudní stěny
 - Manuální kompresivní terapie
 - Kinetická terapie

38

Vyzvaná přednáška

Umělá plicní ventilace

Doc. MUDr. Pavel Dostál, Ph.D.

Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny

Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové
Fakultní nemocnice Hradec Králové

Umělá plicní ventilace

Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny
Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové,
Fakultní nemocnice Hradec Králové



Dept. of Anesthesiology and Intensive Care
Charles University, Faculty of Medicine Hradec Kralove
University Hospital Hradec Kralove
Czech Republic



Témata

1. Definice UPV
2. Kdy a proč?
3. Formy umělé plicní ventilace, umělá plicní ventilace pozitivním přetlakem
4. Fyziologické důsledky ventilace pozitivním přetlakem
5. Princip ventilace pozitivním přetlakem
6. Cíle umělé plicní ventilace
7. Indikace umělé plicní ventilace - klinická kritéria
8. Ventilací režimy
9. Komplikace umělé plicní ventilace
10. Základní poznámky k nastavení ventilace

Definice UPV

- UPV představuje způsob dýchání, při němž **mechanický přístroj** plně nebo částečně **generuje inspirační průtok plynů respiračním systémem**

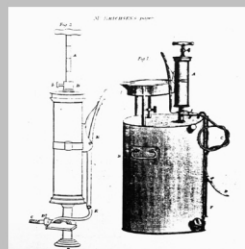
Kdy a proč?

- **při potřebě podpořit nebo do určité míry nahradit funkce některých komponent respiračního systému**
 - plic, hrudní stěny, dýchacího svalstva, dechového centra, .. funkčně spojených s výměnou plynů v plicích.
- **postup orgánové podpory s potenciálními riziky a komplikacemi**

Formy umělé plicní ventilace

- **Ventilace přetlakem (konvenční UPV)**
 - při použití dechových frekvencí blízkých hodnotám fyziologickým), je nejrozšířenějším typem UPV
- **Ventilace negativním tlakem**
 - příkladem jsou tzv. železné plíce vyvíjející podtlak na hrudní a břišní stěnu
- **Trysková ventilace**
- **Oscilační ventilace**

Přetlaková ventilace (PPV)



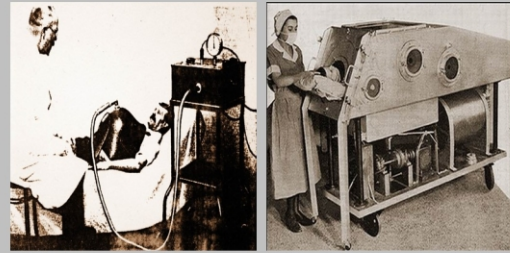
Princip ventilace přetlakem (PPV)

- Velikost tlaku nutného k zajištění dostatečného inspiračního průtoku plynu (tj. dosažení požadovaného dechového objemu za dobu inspira) je dána:

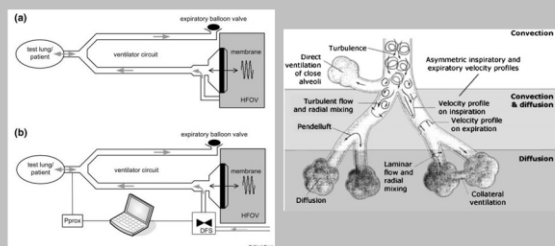
1. Složkou nutnou k překonání resistance inspirační části okruhu, rourky a dýchacích cest
2. Složkou nutnou k udržení rozpnutí plic a hrudní stěny - tj. **elastance** hrudníku a plic
3. Složkou nutnou k překonání **endexpiračního alveolárního tlaku**

$$P_{apI} = P_{res} + P_{el} + P_{alveex}$$

Podtlaková ventilace (NPV)



Vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV)



van Herte, Marc & Roubik, Karol & Kopecký, Vít & Platz, Frank & Mackhert, Dick. (2006).
Critical care (London, England), 10. R103. 10.1186/cc-4908.



Komponenty péče o ventilované nemocné

- **Vlastní UPV**
 - Režimy, interakce, plicní mechanika, monitorování, optimalizace nastavení, VILI,...
- **Řešení fyziologických důsledků PPV**
 - Oběhové změny, retence tekutin, vliv na IAP, ..
- **Péče spojená s interface pacient/ventilátor**
 - Volba a péče o zajištění DC, inhalační terapie..
- **Zajištění tolerance interface**
 - Problematika sedace a jejích potenc. komplikací
- **Komplexní péče o imobilizovaného nemocného**
 - Výživa, prevence komplikací (TEN, ..)
- **Rehabilitace u ventilovaných nemocných**
- **Detekce a terapie infekčních i neinfekčních komplikací UPV**
- **Diagnostika a terapie příčiny stavu**

Fyziologické důsledky ventilace přetlakem

- Vliv na oxygenaci
- Vliv na eliminaci CO_2 a distribuci dechového objemu - zvýšení mrtvého prostoru, negravitační distribuce dechového objemu
- Změny srdečního výdeje, snížení venózního návratu
- Změny perfuze splanchnickými orgány - ledvin, gastrointestinálního traktu
- Změny v metabolismu iontů a vody

Výměna plynů, ventilační a oxygenační selhání

- **Výměna plynů v plicích**
 - Ventilace
 - Zevní respirace/difuze
- **Tzv. ventilační selhání - selhání pumpy**
 - Primárně retence CO_2
- **Tzv. oxygenační selhání - selhání plíce**
 - Primárním problémem hypoxémie a vzestup WOB
- **x respirační insuficience**

Vztah oxygenace a ventilace přetlakem

- UPV koriguje hypoxémii způsobenou alveolární hypoventilací
- Je-li příčinou hypoxémie existence plicního zkratu nebo závažného stupně nerovnováhy mezi ventilací a perfúzí, nemusí vést zahájení ventilace pozitivním přetlakem k odstranění hypoxemie.
- Odstranění hypoxemie je dosaženo použitím kyslíkové terapie a/nebo zařazením distenzních ventilačních režimů (např. CPAP - continuous positive airway pressure, PEEP - positive end-expiratory pressure)

Hlavní determinanty oxygenace při UPV

- **Hodnota středního tlaku v dýchacích cestách**
 - dána dosaženými hodnotami inspiračních tlaků,
 - poměrem trvání inspiria a expiria,
 - použitou hodnotou PEEP.
- **Inspirační frakce kyslíku ve vdechované směsi - FiO_2**

Konsenzuální klinické cíle UPV (ACCP 1993)

- Zvrat hypoxémie
- Zvrat akutní respirační acidózy
- Zvrat dechové tísně
- Prevence a zvrat atelektáz
- Zvrat únavy dýchacího svalstva
- Umožnění sedace a/nebo nervosvalové blokády
- Snížení systémové nebo myokardiální kyslíkové spotřeby
- Snížení nitrolebního tlaku
- Stabilizace hrudní stěny

Klinické cíle

- Dosažení vzhledem k aktuálnímu stavu nemocného akceptovatelných (nikoliv nutně normálních) parametrů oxygenace a ventilace.
- Omezení nežádoucích účinků UPV – mimoplicních i plicních

INDIKACE UPV - KLINICKÁ KRITÉRIA

Plícní mechanika:

- Dechová frekvence - nad 35 d/min
- Vítální kapacita - méně než 15 ml/kg
- Maximální inspirační podtlak, který je nemocný schopen vyvinout - méně než 25 cm H₂O

Oxygenace:

- PaO₂ méně než 70 torrů při FiO₂ 0,4 maskou
- Alveolo-arteriální difference O₂ - AaDO₂ více než 350 při inspirační frakci kyslíku - FiO₂ 1,0 nebo velikost plicního zkratu Q_s/Q_t více než 20 % (Horowitzův index PaO₂/FiO₂ méně než 200) u nemocných bez chronického plicního onemocnění

Ventilace:

- Apnoe
- PaCO₂ více než 55 mmHg, kromě pacientů s chronickou hyperkapnií.
- Poměr mrtvého prostoru a dechového objemu V_D/V_T více než 0,60

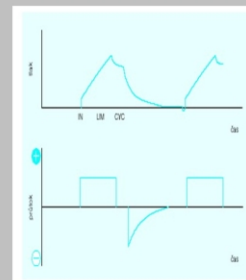


Ventilační režimy

- Jako ventilační režim označujeme **konkrétní způsob realizace ventilace pozitivním přetlakem** přístrojem.
- Je definován algoritmem řízení činnosti přístroje na základě zpracování informací o tlaku a/nebo průtoku plynů okruhem ventilátoru.

Fáze dechového cyklu

- **Inspirační fáze**
 - Iniciace
 - Limitace
 - Cyklování
- **Inspirační pauza**
- **Exspirační fáze**
- **Exspirační pauza.**



Klasifikace ventilačních režimů

Dle stupně ventilační podpory:

- **Plná ventilační podpora.**
 - Ventilační režim pokrývá nebo je schopen pokrýt veškerou dechovou práci nutnou k zajištění CO₂ adekvátní eliminace CO₂.
- **Částečná ventilační podpora.**
 - Ventilační režim, při němž je k zajištění adekvátní eliminace CO₂ nemocný nucen poskytnout část dechové práce.

Klasifikace ventilačních režimů

Dle synchronie s dechovým úsilím nemocného:

- **Synchronní ventilační režimy**
 - Triggerování:
 - a. Změnou tlaku - pressure trigger
 - b. Změnou průtoku - flow trigger.
- **Asynchronní ventilační režimy**
 - dechový cyklus ventilátoru je zahájen bez ohledu na fázi dechového cyklu nemocného.

Typy dechů

Zástupové dechy

- Řízený zástupový (mandatorní) dech
- Asistovaný zástupový (mandatorní) dech
- Intermitentní zástupové dechy

Spontánní dechy

- Spontánní podporovaný dech
- Spontánní nepodporovaný dech

Ventilační režimy dle použitých typů dechů

- Řízené - Control mandatory ventilation (CMV)
- Assist/control mandatory ventilation (A/CMV)
- IMV – intermittent mandatory ventilation
- SIMV – synchronized IMV
- PSV – pressure support

Cave:

- CPAP continuous positive airway pressure

Dle způsobu limitace použité v inspirační fázi

Režimy s nastavenou velikostí dechového objemu

■ Volume/flow targeted

- Kontrola CO₂

Režimy s variabilní velikostí dechového objemu

■ Pressure targeted

- PCV - pressure control ventilation
- SIMV-PC
- PSV - pressure support ventilation - "tlaková podpora"
(synonyma: PPS - positive pressure support, IA - inspiratory assistance, ASB - assisted spontaneous breathing a jiné)

- APRV
- BIPAP

Novější ventilační režimy

- ventilátorem kontrolováno více řídicích proměnných (tlak s průtokem nebo objemem) - tzv. **hybridní ventilační režimy**

- PRVC - pressure regulated volume control
- Volume Support

Ostatní nové ventilační režimy

- ASV – adaptive support ventilation
 - ATC – automatic tube compensation
 - PAV - proportional assist ventilation
- Expertní systémy – Smart Care, Intellivent



INTELLIVENT®-ASV

Automatický ventilační režim (full closed loop ventilation)

Založený na Adaptive Support Ventilation (ASV)

Na základě měřených parametrů volí kombinaci V_t , DF a Ti s cílem dosáhnout nejnižší dechovou práci

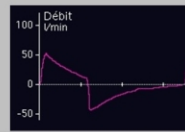
Expertní komponenty systému

- Automatická úprava cílové minutové ventilace
- Automatická úprava PEEP a FiO_2

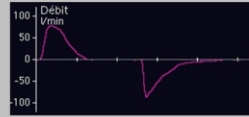
Možnost automatického testování připravenosti k odpojení

Expirační časová konstanta

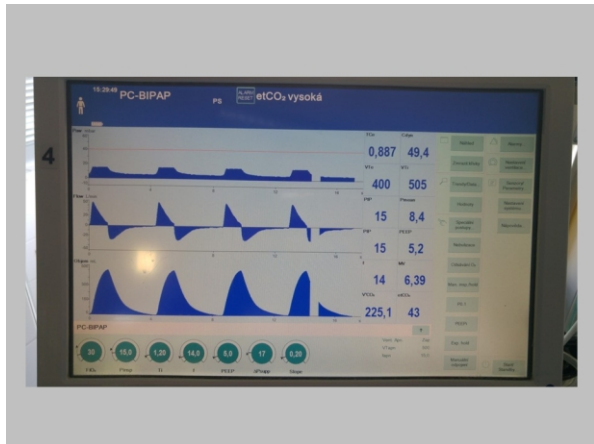
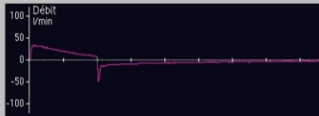
Normální: 0.6-0.9 s



Restriktivní: < 0.6 s



Obstruktivní: > 0.9 s



The close loop algorithm

Clinician sets minute ventilation

Evaluation of patient (RCexp)

Calculation of target RR and V_T

Adjust P_{insp} and RR to reach the target



Kontraindikace

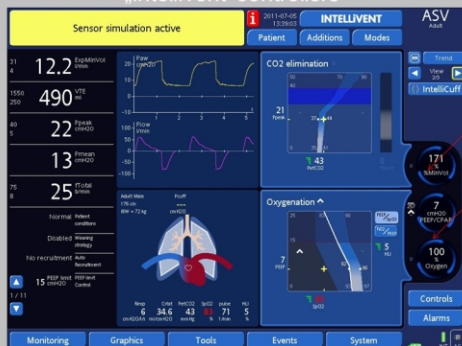
Přítomnost leaku – absolutní KI

NIV

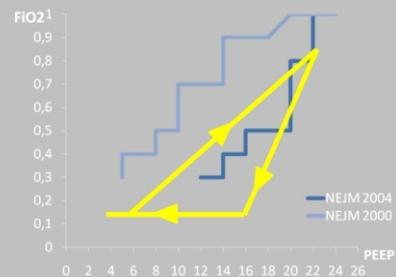
Bronchopleurální komunikace

Nepravidelný dechový vzor – relativní KI

„Intelligent controllers“



Kombinace PEEP a FiO₂



Garnero A, 2014

Pozitivní end-expirační přetlak (PEEP)

- **Ovlivnění velikosti funkční residuální kapacity - FRC**
 - Ovlivnění oxygenace, plicní poddajností a plicního poškození
- **Ovlivnění homogenity distribuce ventilace**
 - k homogenizaci distribuce plicní ventilace a ke zlepšení oxygenace těchto nemocných.
- **Snížení dechové práce u nemocných s limitací průtoku (kolapsem) dýchacích cest v průběhu dechového cyklu**
 - U nemocných s expiračním kolapsem dýchacích cest

Komplikace UPV

- Komplikace vzniklé ze zajištění dýchacích cest
- Komplikace vzniklé z nedostatečného nebo nadměrného zvlhčení nebo ohřátí vdechované směsi
- Nežádoucí účinky prodloužené expozice respiračního traktu vyšokým koncentracím kyslíku
- Infekční komplikace
- Vlastní plicní nežádoucí účinky v důsledku ventilace pozitivním přetlakem.
- Mimoplicní nežádoucí účinky ventilace pozitivním přetlakem

Mimoplicní účinky UPV

- Kardiovaskulární důsledky ventilace pozitivním přetlakem
- Ovlivnění renálních funkcí a metabolismu vody a iontů ventilací pozitivním přetlakem
- Ovlivnění funkce gastrointestinálního systému ventilací pozitivním přetlakem

Plicní komplikace

VILI – ventilator-induced lung injury
VALI – ventilator-associated lung injury

„Tradiční“ pohled na mechanismy vzniku VILI

- strukturální disrupce
- dysfunkce surfaktantu
- “Biotrauma”- poškození způsobené zánětlivými buňkami a mediátory

(Tremblay, Slutsky, 1998)

Faktory vedoucí k VILI

mechanický stres způsobený:

- **nadměrným rozepětím alveol a kapilární stěny při**
 - nadměrném rozepětí plice (EILV)
 - působením střízných sil na hranici ventilovaných a neventilovaných oblastí (alveolů) - (přítomnost atelektáz)
- **mechanickým bronchiálním traumatem**
 - při opakovaném kolapsu a rozepětí malých dýchacích cest (přítomnost atelektáz)
- **vyšokým transkapilárním tlakem**
 - vysoký intravaskulární tlak
 - normální intravaskulární tlak a tahové síly na hranici s atelektatickými alveoly

Dynamika plicního poškození

- **5-10 min**
 - disrupce alveolárního epitelu a endotelu, zvýšení permeability West JB. et al 1991 JAppl Physiol 70:1731-1742
- **desítky minut**
 - plicní edem, hemorhagie
 - koncept únavy (Marini JJ, 1999)
 - tkáň je schopná odolat pouze určitému počtu cyklů, při vyšší intenzitě zátěže počet cyklů klesá
- **dny až týdny**
 - konsolidace, dysplazie, pneumatokély

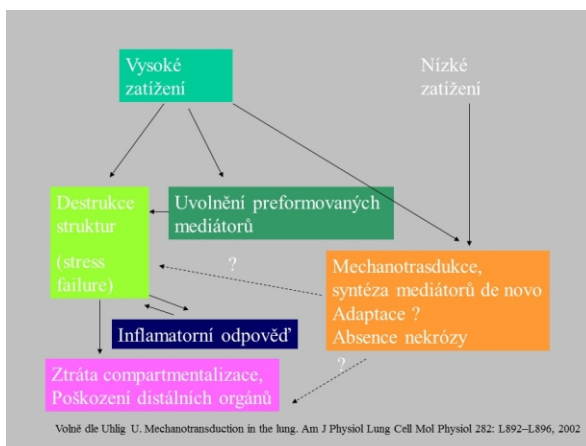
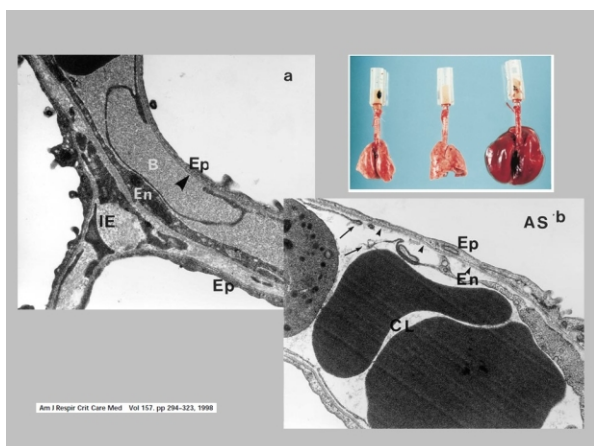
Morfologický obraz VALI

- **“Barotrauma”**
 - přítomnost plynu mimo alveolární prostor
 - pneumothorax, pneumomediastinum, plicní intersiticiální emfyzém, podkožní emfyzém
 - vzduchová embolie
- **plícní edém**
- **alveolární destrukce**
 - pseudocysta, pseudoemfyzém, pneumatokély (v konsolidovaných oblastech plic)
 - s fibrózou bronchodysplázie

Extrapulmonární důsledky VILI

■ Plíce jako motor MOF ?

- vzestup hladiny prozánětlivých cytokinů v krvi při VILI
- adverzní ventilační režimy vedou k bakterémii po instilaci *E.coli* do plic



Indukující faktory	Preventivní faktory
Vysoký Vt	Nízký Vt (6 ml/kg předchozí hmotnosti)
Vysoký Ppl respiračního systému (vysoký stress)	Ppl respiračního systému < 28 cm H ₂ O
Vysoký Ppl plic	Ppl plic < 24 cm H ₂ O
Vysoký VteELV (vysoký strain)	Pronační poloha, strain < 2 (1.5)
	Vapřmená poloha dle hemodynamické tolerance
Nehomogenní distribuce Ppl plic a alveolární ventilace	Pronační poloha při PaO ₂ /FiO ₂ < 150 mmHg a PEEP ≥ 10 cm H ₂ O
	Zachování spontánní dechové aktivity při PaO ₂ /FiO ₂ > 150 mmHg a PEEP ≤ 10 cm H ₂ O
PEEP (neadekvátní nízký nebo vysoký)	PEEP nastavený dle individuální odpovědi (viz další kapitoly)
	PEEP nastavený dle analýzy plicní morfologie (CT plic, UZ plic nebo elektrická impedanční tomografie)
Vysoká dechová frekvence	Nejnižší dechová frekvence k udržení arteriálního pH 7.25 - 7.30
	Minimalizace auto-PEEP
Vysoký inspirační průtok	Nejnižší inspirační průtok dle dechového objemu a času inspirace
Inspirační frakce kyslíku	Nejnižší inspirační frakce kyslíku k udržení SaO ₂ 88-92%
	Pronační poloha
	Hluboká sedace a svalová relaxace v prvních 24 h u nemocných s PaO ₂ /FiO ₂ pod 100-150 mmHg
Dysynchronie pacienta s ventilátorem a přetlakování tekutinami	Optimalizace synchronie
	Restriktivní tekutinový režim
Přímění a sekundární infekce	Včasná diagnostika a správná antimikrobiální terapie
Časná a pomalá fibrózní remodelace	Nízká dávka kortikoidů

Nastavení ventilátoru

Non-respirační indikace

- TV ml cca 8 kg/PBW (výška, pohlaví)
- Ti 1,3-1,5 s
- DF 15/min, dále dle ETCO₂
- PEEP 5 cm H₂O
- VCV nebo PCV, časně PSV

Respirační indikace

- 6 a méně ml/kg PBW (výška, pohlaví)
- Ti/Te dle TCi a Tce (flow křivky)
- Optimalizace PEEP
- Limitace Paw/transpulmonální tlaku

Děkuji za pozornost.

Neinvazivní ventilace

UPV bez zajištění dýchacích cest tracheální intubací nebo tracheostomickou kanylou
režim tlakové podpory s využitím hodnot inspiračních tlaků do 15-20 cm H₂O cm a PEEP do 10 cm H₂O cm
nižší výskyt infekčních komplikací umělé plicní ventilace a komplikací vzniklých z invazivního zajištění dýchacích cest

Indikace neinvazivní ventilace

akutní exacerbace s CHOPN s hyperkapií a/nebo hypoxémií
kritické asthma
plicní edém
akutní plicní selhání v časně fázi
časná poextubační fáze u nemocných po invazivní UPV s rizikem hypoventilace
kontuze plic a sériové zlomeniny žeber především při izolovaném traumatu hrudníku

Rizika a komplikace neinvazivní ventilace

aspirace žaludečního obsahu
kožní exkoriace způsobené maskou
exacerbace ICHS
retence sputa v dýchacích cestách
selhání metody

Dopad selhání NPPV na klinický výsledek

procento selhání 10-60 %, 40% v rozsáhlé epidemiologické studii
selhání NPPV vede k delší době umělé plicní ventilace a prodlužuje pobyt v intenzivní péči

Carlucci, A., Richard, J.-Ch., Wysocki, M., et al.: Noninvasive versus conventional mechanical ventilation. An epidemiologic survey. Am J Respir Crit Care Med, 2001, 163, s. 874-880.

Specifické rizikové faktory – hyperkapnické selhání

riziko selhání koreluje s výchozí hodnotou pH a PaCO₂ a velikostí její změny za 1-4 hodiny

Ambrosino, N., Foglio, K., Rubini, F., et al.: Non-invasive mechanical ventilation in acute respiratory failure due to chronic obstructive pulmonary disease: correlates for success. Thorax, 1995, 50, s. 755-757.
Meduri, G.U., Turner, R.E., Abou-Shala, N., et al.: Noninvasive positive pressure ventilation via face mask: first-line intervention in patients with acute hypercapnic and hypoxemic respiratory failure. Chest, 1996, 109, s. 179-193.

Plant, P.K., Owen, J.L., Elliott, M.W.: Non-invasive ventilation in acute exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease: long term survival and predictors of in-hospital outcome. Thorax, 2001, 56, s. 703-712.

komorbidita – skóre APACHE II, SAPS

další faktory – stupeň encefalopatie, přítomnost netěsnosti, schopnost expektorace a vybavením, příprava a zkušenost týmu

Nava, S., Ceriana, P.: Causes of failure of noninvasive mechanical ventilation. Respir Care, 2004, 49, s. 295-303.

Specifické rizikové faktory – hypoxemické selhání

příčina stavu

procento selhání u ALI/ARDS 50 %

plicní kontuze – 18%

plicní edém – 10%

Antonelli, M., Conti, G., Moro, M.L., et al.: Predictors of failure of noninvasive positive pressure ventilation in patients with acute hypoxemic respiratory failure: a multi-center study. Intensive Care Med, 2001, 27, s. 1718-1728.

další faktory

věk > 40

SAPS II skóre (nad 34 bodů),

PaO₂/FiO₂ ≤ 146 mm Hg po 1 h NPPV

Nava, S., Ceriana, P.: Causes of failure of noninvasive mechanical ventilation. Respir Care, 2004, 49, s. 295-303

Souhrn evidence v „nových“ indikacích

Ano

riziko extubačního selhání

riziko pooperační respirační insuficience u pacientů s vysokým rizikem

hrudní výkony

abdominální aorta

monstrózní obezita

pooperační respirační insuficience

riziko ALI/ARDS u definovaných rizikových skupin

Ne

extubační selhání (ne mimo nemocné s COPD)

Faktory ovlivňující úspěšnost NPPV

pacientské faktory

technické faktory

zkušenost a výcvik klinického týmu

Technické faktory

volba ventilátoru

volba masky

zvlhčování

volba ventilačního režimu a jeho vlastní nastavení

Ventilatory – Bi-level pro domácí použití

„Leak tolerant“

Navržené pouze pro NPPV

Domácí i nemocniční použití

Jednocestný systém

Obvykle jednocestný

systém bez expiračního

chlopně s expiračním

otvorem v masce

Bez možnosti nastavení

FiO₂



Masky



Helma - limity

Menší snížení práce dýchacích svalů

Zpoždění
Opožděné tlakování

Hluk, nízká nebo vysoká vlhkost

Riziko zpětného vdechování CO₂

Vyšší riziko asynchronie

Výcvik a zkušenost personálu



Příprava personálu

dlouhodobý program
motivace
„learning curve“
sestra/lékař vs
respirační technici
v některých situacích
náročnější než invazivní
ventilace



Volba zvlhčování

délka NIV

Okruh vs jednocestný systém

HME vs HH

Sliznice, viskózní sekret
Dyskomfort
Rezistence
Mrtvý prostor

Volba ventilačního režimu

1. Volba - PSV + CPAP

**2. Volba – BIPAP (A/C PCV) (cyklování)
Vs BiPAP**

Další dle přístrojového vybavení

PAV, ASV, PPS, VS

**Vždy důležitá titrace tlaků dle
odpovědi/tolerance/komfortu nemocného**

Způsob nastavení

PEEP 2 cm H₂O, podpora 2 cm H₂O

Postupná titrace dle cílů a etiologie

Nadměrné hodnoty ztěžují cyklování !

**Při netěsnosti, interferenci (cyklování)
úprava kritérií cyklování („exp. trigger“)
nebo cyklování časem**

**Limitní inspirační tlaky 15-20 cm H₂O, nad 10
cm H₂O tolerance klesá**

Příprava nemocného

Vysvětlení techniky

Motivace

Zvážení sedace/anxiolýzy

Cave: nemocní s hyperkapnií

Volba masky – dát možnost nemocnému zvolit

Aktivní účast nemocného při zahájení

Domluvení komunikace

Přestávky – strava, jídlo

Spánek

..

Abstrakty odborných sdělení

Respirační dny 2017

Analýza vlivu frakce kyslíku ve ventilační směsi na saturaci arteriální krve kyslíkem u novorozence – časové zpoždění distribuce FiO₂

Leoš TEJKL, Petr KUDRNA

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

leos.tejkl@fbmi.cvut.cz

Úvod

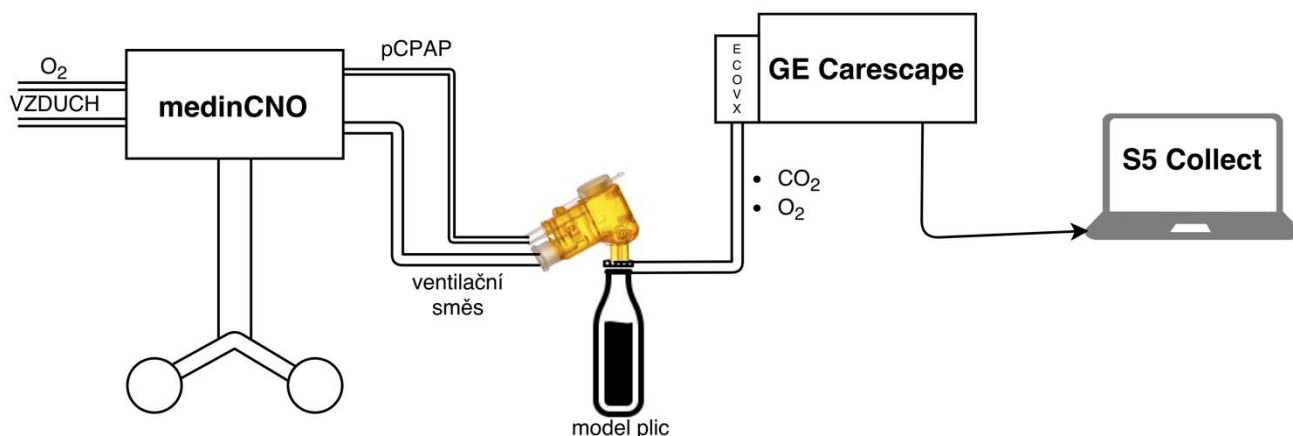
Novorozenec si po opuštění matčina těla zvyká na vnější podmínky, zejména na samostatné dýchání. Pro předčasně narozené děti je adaptace obtížnější, protože nemají dovyvinutá řídicí mozgová centra a respirační systém. V takových případech nedochází k dostatečnému okysličení organismu a mohou nastávat i apnoické pauzy. Pro správný vývoj jedince je nezbytné udržet normoxémii [1].

Předčasně narozené děti jsou umisťované na neonatologické JIP (jednotky intenzivní péče), kde jsou na ventilační podpoře. Mezi neinvazivní ventilační režimy pro podporu dýchání a zvýšení oxygenace patří CPAP (kontinuální pozitivní tlak v dýchacích cestách) ventilátory. Měřením SpO₂ (saturace periferní krve kyslíkem) jsou získávány informace o okysličení organismu pro vhodné nastavení FiO₂ (frakce kyslíku ve vdechované ventilační směsi), aby byla dodržena normoxémie [2].

Cílem této práce je zjistit časové zpoždění distribuce FiO₂ k pacientovi po jeho nastavení na CPAP ventilátoru s elektronickým směšovačem plynů. Pomocí naměřených hodnot bude vytvořen zpožďovací člen, díky kterému bude dosaženo vyšší přesnosti v již vytvořeném modelu [3].

Metody

Experiment byl proveden v laboratoři na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně za standardních laboratorních podmínek. Měření probíhalo na modelu neonatologických plic. Pro experiment bylo navrženo uspořádání přístrojů a pomůcek, jak je znázorněno na Obrázku 1.



Obrázek 1: Schéma zapojení ventilátoru a monitoru vitálních funkcí k modelu plic pro realizaci laboratorního experimentu pro zjištění zpoždění distribuce zvýšené frakce kyslíku do plic.

Měřicí aparatura byla sestavena z tlakové podpory CPAP, ventilátoru MedinCNO (Medical Innovations GmbH, Německo), který byl připojen k tlakové láhvi s kyslíkem a k rozvodům vzduchu. Model plic je vytvořen z malé láhve, která má vlastnosti srovnatelné s plicemi novorozence. Na vstupu modelu je nástavec pro připojení aplikátoru nCPAP MEDIJET (nostrily) a nástavec pro připojení monitoru vitálních funkcí. Pro monitorování průběhu FiO_2 v čase byl použit monitor vitálních funkcí CARESCAPE Monitor B650 (GE Healthcare, Finsko), který byl připojen k modelu originálními gumovými hadičkami dodávanými výrobcem. Data z monitoru vitálních funkcí byla přenesena do počítače pomocí USB rozhraní a nahrávána pomocí softwaru Datex-Ohmeda S/5 Collect (GE Healthcare Finland, Finsko).

Protokol experimentu se skládá z pěti po sobě jdoucích kroků, pokud je model zapojen dle Obrázku 1. Zapnutí ventilátoru MedinCNO, zapnutí monitoru vitálních funkcí a spuštění SW Datex-Ohmeda S/5 Collect na počítač. Dále spustit CPAP režim na ventilátoru a nastavit požadovaný průtok (2, 4, 6, 8, 10 a 12 L/min) a hodnotu $\text{FiO}_2 = 21\%$. Nyní je třeba odečíst tlak v okruhu a zapnout záznam dat v SW. Dále provést změnu FiO_2 na 30 % a současně stisknout trigger v SW pro označení počátku změny. Po ustálení nastavené hodnoty FiO_2 na monitoru vit. funkcí ukončit záznam a připravit aparaturu na další měření.

Data byla zpracována v prostředí MATLAB R2015a (MathWorks, USA). Před samotnou analýzou dat byla provedena synchronizace časů z ventilátoru a z monitoru vitálních funkcí. Čas byl převeden na relativní. Počátek času je v okamžiku, kdy dojde k nastavení frakce kyslíku na 30 %. Jako iniciální bod fáze růstu byl brán v úvahu první bod výrazně odlišný od předchozích hodnot. Bod konce růstu, který je zároveň místem celkového časového zpoždění byl vybrán tak, že 2 následující hodnoty musejí být stejné nebo menší jako tato hodnota FiO_2 .

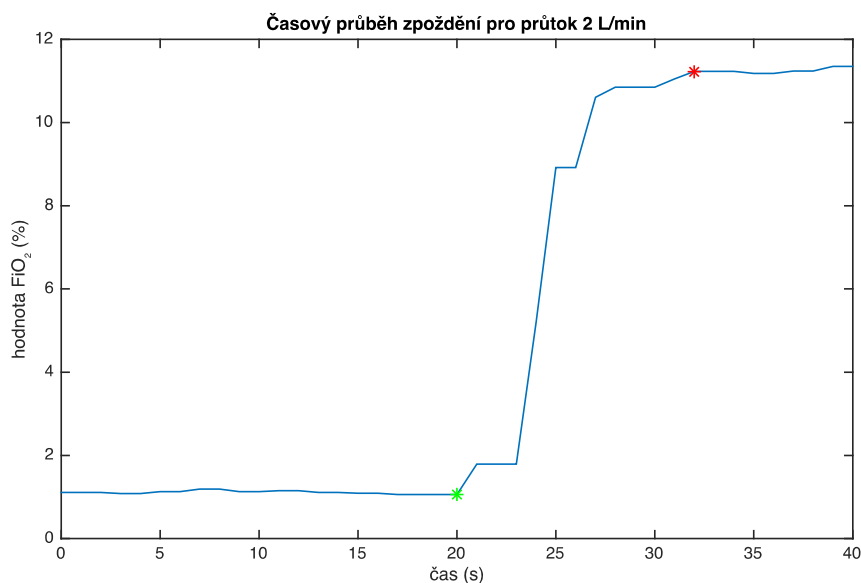
Výsledky

Naměřené hodnoty zpoždění pro nastavené průtoky a změnu FiO_2 z 21 % na 30 % jsou uvedeny v Tabulce 1.

Tabulka 1: Hodnoty zpoždění pro nastavené průtoky na ventilátoru MedinCNO v režimu CPAP při změně FiO_2 z 21 % na 30 %.

průtok q (L/min)	CPAP (cmH ₂ O)	počátek změny (s)	doba změny (s)	celkové zpoždění (s)
2	0,6	21	12	33
4	2,2	14	8	22
6	4,4	12	6	18
8	7,5	12	5	17
10	11,3	10	9	19
12	15,8	9	10	19

Na Obrázku 2 je znázorněn graf časového průběhu FiO_2 pro průtok 2 L/min. Celkové zpoždění je od počátku (čas 0 s) po bod konce růstu, který je označen červenou hvězdičkou, tj. dosažení požadované hodnoty FiO_2 v modelu plic 32 s.



Obrázek 2: Graf změny FiO_2 v čase (zpoždění pro průtok 2 L/min). Zelená hvězdička značí počátek změny. Červená hvězdička značí bod dosažení požadované hodnoty FiO_2 .

Diskuse

Díky laboratornímu experimentu bylo zjištěno časové zpoždění v distribuci FiO_2 do plic pacienta. Všechny spojovací materiály (gumové hadičky) byly použity originální, dodávané výrobcem, jako by tomu bylo v klinické praxi.

Nejdelší prodleva je u nejnižšího průtoku 2 L/min, kdy hodnota zpoždění činí 32 s. Ostatní hodnoty zpoždění jsou víceméně stejné pro průtoky 4 až 12 L/min okolo 20 s. Podobné hodnoty zpoždění uvádí i Fathabadi et al. ve své práci [2].

Mezi největší limitace experimentu patří nesynchronní záznam času ventilátoru a monitoru vitálních funkcí. Dále nízká vzorkovací frekvence použitého SW pro sběr dat (Datex Ohmed S/5 Collect), který umožňuje maximální vzorkovací frekvenci 1 Hz. Právě z důvodu nízkého vzorkování jsou v grafu na Obrázku 2 viditelné skokové změny.

Na Obrázku 2 jsou nestandardní hodnoty FiO_2 kvůli nemožnosti připojení ventilátoru do rozvodů stlačeného vzduchu v době měření. Místo toho byl připojen k tlakové láhvi s dusíkem. Každopádně difference při změně frakce kyslíku se projevila správně o 10 %.

Závěr

Experimentem bylo prokázáno významné zpoždění distribuce FiO_2 ve vdechované směsi plynů novorozencem po jeho nastavení na CPAP ventilátoru. Toto zjištění bude aplikováno v podobě zpozdovacího členu do modelu vlivu frakce kyslíku ve ventilační směsi na saturaci arteriální krve kyslíkem při podpoře dýchání novorozence [3] a povede k jeho zlepšení.

Reference

[1] DE WINTER, J. Peter, Machteld A. G. DE VRIES a Luc J. I. ZIMMERMANN. Clinical practice. *European Journal of Pediatrics* [online]. 2010, 169(7), 777-782 [cit. 2017-05-01]. DOI: 10.1007/s00431-010-1159-x. ISSN 0340-6199. Dostupn 類: <http://link.springer.com/10.1007/s00431-010-1159-x>

[2] SADEGHI FATHABADI, Omid, Timothy J. GALE, Kathleen LIM, Brian P. SALMON, Jennifer A. DAWSON, Kevin I. WHEELER, Jan C. OLIVIER a Peter A. DARGAVILLE. Characterisation of the Oxygenation Response to Inspired Oxygen Adjustments in Preterm Infants. *Neonatology*[online]. 2015, **109**(1), 37-43 [cit. 2017-10-26]. DOI: 10.1159/000440642. ISSN 1661-7800.Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/440642>

[3]MARTÍNEK, Tomáš. Model vlivu frakce kyslíku ve ventilační směsi na saturaci arteriální krve kyslíkem při podpoře dýchání novorozence. Kladno, 2016. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.

Realizace spirometrického vyšetření pomocí elektrické impedanční tomografie

Anna MILTOVÁ, Jan MATĚJKA

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

anna.miltova@fbmi.cvut.cz

Abstrakt.

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je neinvazivní metoda poskytující informaci o ventilaci pacienta. Pomocí elektrod umístěných kolem pacientova hrudníku je při ní snímána relativní změna elektrické impedance. Byl proveden pilotní experiment na třech zdravých probandech mužského pohlaví, při němž byla zkoumána možnost realizovat spirometrické vyšetření pomocí EIT. Během experimentu bylo provedeno standardní spirometrické vyšetření simultánně se spirometrickým vyšetřením realizovaném pomocí EIT. Vypočtené parametry ze standardního spirometrického vyšetření byly porovnávány s parametry vypočtenými z křivky relativní změny impedance. Na základě tohoto porovnání bylo zjištěno, že lze realizovat spirometrické vyšetření pomocí elektrické impedanční tomografie.

Klíčová slova: spirometrie, elektrická impedanční tomografie, funkční vyšetření plic

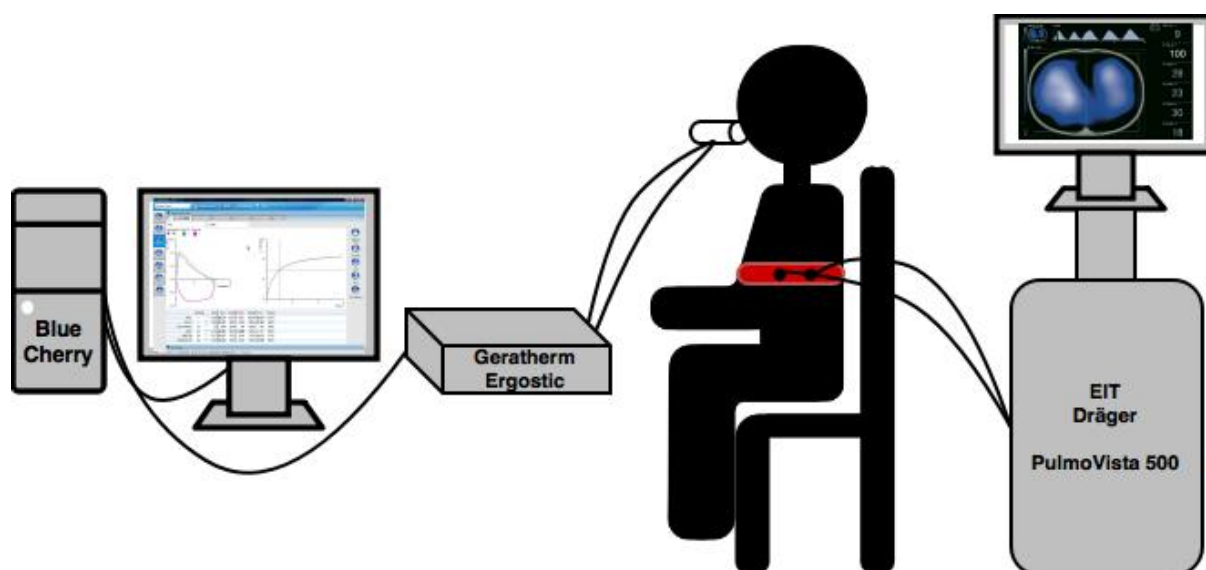
Úvod

Během standardního spirometrického vyšetření musí být pacientovi vložena do úst spirometrická sonda s antibakteriálním filtrem. Takováto měřicí soustava zvyšuje mrtvý objem a přidává průtočný odpor, skrze který musí pacient dýchat. Zvláště pro dětské nebo nemocné pacienty může být náročné dýchat skrze tuto soustavu a jejich schopnost spolupráce během měření nemusí být dostatečná. V praxi proto často dochází k narušení dechového vzoru pacienta, což může vést k nesprávné interpretaci výsledků měření [1,2]. Cílem práce bylo zjistit, zda je možné realizovat spirometrické vyšetření pomocí elektrické impedanční tomografie (EIT), které by vedlo k odstranění negativních vlastností standardního spirometrického vyšetření.

Použité metody a materiál

Byl proveden pilotní experiment na třech zdravých probandech mužského pohlaví. Pro účely experimentu byla vybrána laboratoř A108 na Fakultě biomedicínského inženýrství, ČVUT v Praze. U všech probandů bylo provedeno standardní spirometrické vyšetření simultánně se spirometrickým vyšetřením realizovaném pomocí EIT. Standardní spirometrické vyšetření bylo měřeno pomocí

přístroje Ergostik (Geratherm Respiratory GmbH, Německo) a spirometrické vyšetření realizované pomocí EIT bylo měřeno systémem PulmoVista 500 (Dräger Medical GmbH, Německo). Průběh vyšetření je zobrazen na Obrázku 1.



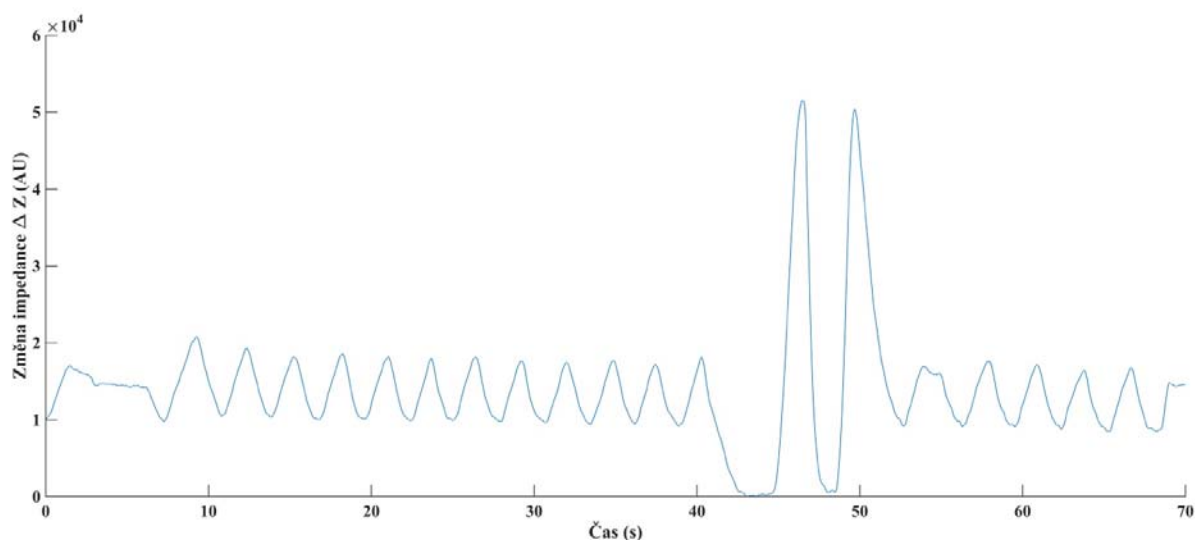
Obr. 1: Průběh experimentu, během kterého bylo simultánně měřeno standardní spirometrické vyšetření a spirometrické vyšetření realizované pomocí EIT.

Protokol experimentu byl rozdělen do tří částí. V první části experimentu bylo realizováno standardní spirometrické vyšetření. V části druhé bylo realizováno spirometrické vyšetření pomocí EIT. Tyto dvě části byly pro všechny probandy vždy ve stejném pořadí. V poslední části bylo pro jednotlivé probandy náhodně vybráno pořadí třech následujících měření: standardní spirometrické vyšetření, spirometrické vyšetření realizované pomocí EIT a kombinace obou z předchozích.

Data získaná z EIT systému PulmoVista 500 byla pomocí softwaru Dräger Data Analysis Tool 6.1 (Dräger Medical GmbH, Německo) převedena do programu MATLAB 2015a (MathWorks, USA) a dále zpracována. Pro výpočet parametrů spirometrického vyšetření z impedanční křivky byly použity definované mezinárodní standardy American Thoracic Society (ATS) a European Respiratory Society (ERS) [3]. Data ze standardního spirometrického vyšetření byla analyzována v diagnostickém softwaru BlueCherry (Geratherm Respiratory GmbH, Německo).

Výsledky

Hodnoty impedance změřené pomocí EIT jsou vyneseny do Grafu 1.



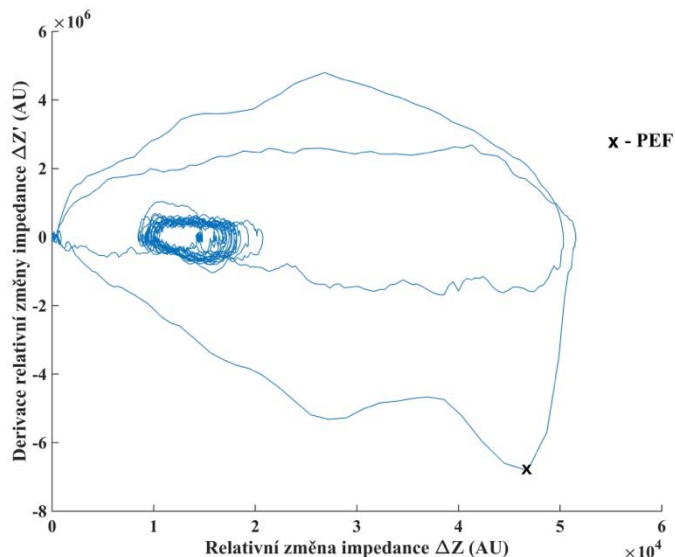
Graf 1: Závislost změny relativní impedance ΔZ (AU) na čase (s) pro Probanda 2.

Získané hodnoty parametrů ze standardního spirometrického vyšetření a spirometrického vyšetření provedeného pomocí EIT se nacházejí v Tabulce 1.

Tabulka 1: Hodnoty parametrů získané ze standardního spirometrického vyšetření a výpočtem z impedanční křivky změřené EIT systémem.

Parametr	Proband 1		Proband 2		Proband 3	
	Spirometrie	EIT	Spirometrie	EIT	Spirometrie	EIT
IVC (L AU)	4,39	$3,29 \times 10^4$	4,86	$5,16 \times 10^4$	6,04	$4,11 \times 10^4$
FVC (L AU)	5,10	$4,09 \times 10^4$	5,37	$5,16 \times 10^4$	6,46	$4,11 \times 10^4$
FEV1 (L AU)	4,45	$3,54 \times 10^4$	5,03	$3,70 \times 10^4$	5,37	$3,70 \times 10^4$
FEV1/FVC (%)	87,00	86,56	94,00	72,84	83,00	90,04
PEF (L/s AU/s)	8,18	$4,86 \times 10^6$	10,07	$6,81 \times 10^6$	10,67	$9,46 \times 10^6$
MEF25 (L/s AU/s)	7,24	$3,65 \times 10^6$	8,58	$5,11 \times 10^6$	9,69	$7,09 \times 10^6$
MEF50 (L/s AU/s)	4,43	$2,43 \times 10^6$	5,66	$3,41 \times 10^6$	5,67	$4,73 \times 10^6$
MEF75 (L/s AU/s)	2,82	$1,22 \times 10^6$	2,68	$1,70 \times 10^6$	2,71	$2,36 \times 10^6$

Ze získaných hodnot parametrů z impedanční křivky a její časové derivace byla vytvořena smyčka zobrazená v Grafu 2. Tato křivka byla obdobná smyčce průtok-objem vyhodnocované při standardním spirometrickém vyšetření.



Graf 2: Závislost časové derivace změny relativní impedance na změně relativní impedance změřená na Probandovi 2.

Diskuse

Výsledky pilotního experimentu ukázaly, že lze realizovat spirometrické vyšetření pomocí EIT. Všechny parametry vyšetřované během standardního spirometrického vyšetření bylo možné zpětně vypočítat ze získaného průběhu změny relativní impedance, což dokazuje křivka na Obrázku 2. Tato křivka má totiž velice podobný průběh jako změna objemu v závislosti na čase získaná ze standardního spirometrického vyšetření. Stejný průběh ukazuje i křivka na Obrázku 3, která se podobá smyčce průtok-objem ze standardního spirometrického vyšetření. I na této křivce lze zaznamenat hodnotu maximálního průtoku při forsírovaném výdechu (PEF) a následné snižování průtoku až do nulové hodnoty. Z dat v Tabulce 1 vyplývá, že větší objem či průtok znamená i vyšší hodnotu změny impedance. V současné době je řešen problém, jak z naměřených hodnot změny relativní impedance zpět získat přesné hodnoty objemu a průtoku.

Z důvodu odlišných hodnot nejmenších změřených napětí mezi probandy, z nichž jsou následnou normalizací získány hodnoty relativní impedance, nelze porovnávat získané výsledky mezi jednotlivými probandy. Tento fakt je výraznou limitací měření EIT, proto je i tato problematika aktuálně v řešení.

Pro následující experiment v rámci Diplomové práce by mělo měření proběhnout na vyšším počtu probandů, dále by měly být zařazeni probandi různého pohlaví, věku a zdravotního stavu.

Závěr

Na pilotním experimentu zahrnujícím tři zdravé probandy bylo zjištěno, že lze realizovat spirometrické vyšetření pomocí elektrické impedanční tomografie.

Reference

- [1] BALLEZA-ORDAZ, M., E. PEREZ-ALDAY, M. VARGAS-LUNA a J.P. RIU. Tidal volume monitoring by electrical impedance tomography (EIT) using different regions of interest (ROI): Calibration equations. Biomedical Signal Processing and Control [online]. 2015, 18, 102-109 [cit. 2017-10-25]. DOI: 10.1016/j.bspc.2014.12.004. ISSN 17468094. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809414001992>
- [2] ZHAO, Zhanqi, Rainald FISCHER, Inéz FRERICHS, Ullrich MÜLLER-LISSE a Knut MÖLLER. Regional ventilation in cystic fibrosis measured by electrical impedance tomography. Journal of Cystic Fibrosis [online]. 2012, 11(5), 412-418 [cit. 2017-10-25]. DOI: 10.1016/j.jcf.2012.03.011. ISSN 15691993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1569199312000501>
- [3] MILLER, M. R. Standardisation of spirometry. European Respiratory Journal [online]. 2005, 26(2), 319-338 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1183/09031936.05.00034805. ISSN 0903-1936. Dostupné z: <http://erj.ersjournals.com/cgi/doi/10.1183/09031936.05.00034805>

Detekce bránice pomocí ultrazvuku v oblasti monitorované elektrickou impedanční tomografií

Kristýna BUZKOVÁ

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

buzkokri@fbmi.cvut.cz

Abstrakt. Bylo zjištěno, že bránice je přítomna v oblasti konvenčního monitorování plic pomocí elektrické impedance tomografie (EIT). Během kapnoperitonea mohou změny torakoabdominální konfigurace zvýraznit vliv bránice na záznam EIT a mohou dokonce výrazně zkomplikovat či zcela zabránit použitelnosti této metody během laparoskopických operací.

Klíčová slova: elektrická impedanční tomografie, bránice, ultrazvuk, kapnoperitoneum.

Úvod

Během laparoskopické operace je vytvořeno tzv. kapnoperitoneum, které optimalizuje operační prostor pro chirurgy. Jako vedlejší účinek však přídavný tlak v břišní dutině mění fyziologickou torakoabdominální konfiguraci a posouvá bránici a plíce kranálně. Vzhledem k tomu, že snímek plic získaný elektrickou impedanční tomografií (EIT) závisí na anatomii hrudníku a břicha, je důležité znát polohu bránice, aby bylo možné analyzovat vliv kranálního posunu bránice na EIT záznamy hrudníku.

Použité metody a materiál

Přítomnost bránice v oblasti měření EIT byla stanovena ultrazvukem pro skupinu 20 pacientů podstupujících laparoskopickou chirurgii břicha. Data byla získány ve třech fázích v horizontální poloze vleže (při spontánním dýchání, u uměle ventilovaného pacienta při celkové anestezii se svalovou relaxací a u uměle ventilovaného pacienta při celkové anestezii se svalovou relaxací během kapnoperitonea).

Výsledky

Ověřili jsme, že bránice je během kapnoperitonea posunuta kranálně. Míra detekce membrány vzrostla během kapnoperitonea v pátém mezižeberním prostoru o 10 % na 73,3 % a o 6,67 % z 0 v střední sternální úrovni.

Závěr

Bránice byla v oblasti přispívající k vytvoření obrazu hrudníku pomocí EIT detekována. Vzhledem k posunu bránice kranálně, což je způsobeno nadměrným intraabdominálním tlakem, změnami impedance v břiše a s ohledem na princip EIT předpokládáme, že by během kapnoperitonea mohlo dojít k významnému zkreslení záznamu hrudníku pořízeného pomocí EIT během kapnoperitonea.

Návrh signálu pro multifrekvenční ventilaci výrazně nehomogenních plic novorozenců – přehled současného stavu

Eliška KABELKOVÁ

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

heinzeli@fbmi.cvut.cz

Předčasně narozené děti jsou náchylné k selhání dýchání v důsledku strukturální nezralosti plic a nedostatečnému vyvinutí surfaktantu. Z tohoto důvodu novorozenci často vyžadují mechanickou ventilační podporu. [1]

Jedním z vážných a těžko řešitelných problémů umělé plicní ventilace (UPV) je ventilace pacienta s patologickým procesem vývoje plic, který způsobuje výraznou nehomogenitu distribuce plynů v plicích. [2] Tato nehomogenita může být u novorozenců způsobena onemocněním RDS (Respiratory Distress Syndrome), kdy není plně vyvinut systém na produkci surfaktantu. Nebo Bronchopulmonální dysplázií (BPD), která je primárně způsobena nedokončeným plicním vývojem. [3][4]

U zmíněných onemocnění dochází ke změnám časové konstanty alveolů, která je dána poddajností a rezistencí respiračního systému a určuje čas potřebný k vyrovnání tlaků mezi alveolárním prostorem a dýchacími cestami. Za fyziologických podmínek je rozpětí konstanty poměrně úzké pro všechny plicní jednotky. [5] Naopak rozdíly v časových konstantách jednotlivých kompartmentů u nehomogenních plic jsou tak velké, že při optimálním nastavení parametrů UPV pro jeden nebo 2 kompartmenty je nastavení parametrů (frekvence, poměr dob $T_i:T_e$, průtok plynů) pro další kompartmenty nevyhovující. [2]

Pro optimální výměnu plynů jednotlivých kompartmentů nehomogenních plic je ideálním řešením simultánní ventilace několika různými frekvencemi. V takovém případě mluvíme o multifrekvenční příp. vícehladinové ventilaci. Ve studiích [1] a [6] jsou popsány experimentální zkoušky multifrekvenční ventilace. V obou případech výsledky měření dokazují lepší účinnost ventilační podpory nehomogenních plic více frekvencemi ve srovnání s UPV obsahující pouze jednu frekvenci. Obě studie závěrem zmiňují potřebu dalšího zkoumání frekvencí obsažených v signálu pro optimální ventilaci nehomogenních plic a eliminaci škodlivých vlivů.

Cílem diplomové práce je vytvořit model nehomogenních plic novorozence a navrhnout vhodný multifrekvenční signál pro jeho optimální ventilaci. Model nehomogenních plic bude vytvořen matematicky v prostředí Simulink (MathWorks, USA), a následně fyzicky zkonstruován pro otestování účinnosti. Možný přesah práce je v testování na animálních modelech. Multifrekvenční ventilace plic má potenciál výrazně měnit péči o kriticky nemocné a ventilované pacienty.

Reference

- [1] David W. Kaczka, Jacob Herrmann, Elroy C. Zonneveld, Multifrequency Oscillatory Ventilation in the Premature Lung, *Critical Care Medicine*, Vol. 123, No. 6, 2015, December, 1394-1403 s.
- [2] TÖRÖK, Pavol. Teória a zjednodušený matematický model viachladinovej umelej ventilácie pľúc. *Anest. intenziv. Med.* [online]. 2008, 19(2), s. 96-104 [cit. 2017-10-28]. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/anesteziologie-intenzivni-medicina-clanek/teoria-a-zjednoduseny-matematicky-model-viachladinovej-umelej-ventilacie-pluc-1140?confirm_rules=1
- [3] Gomella, T. L.; Cunningham, M. D.; Eyal, F. G.; et al. Neonatology: Management, procedures, on-call problems, diseases, and drug, 5th ed.; *Mc Graw-Hill Companies*: United States of America, 2003
- [4] JOBE, Alan J. The New BPD: An Arrest of Lung Development. *Pulmonary Biology, Children's Hospital Medical Center*, [online]. Cincinnati, Ohio, 1999, 46(6), 641 [cit. 2017-10-30]. Dostupné z: http://journals.lww.com/pedresearch/Fulltext/1999/12000/The_New_BPD_An_Arrest_of_Lung_Development.1.aspx
- [5] FONTÁN, J. Dynamics of expiration and gas trapping in rabbits during mechanical ventilation at rapid rates. *Critical care medicine*. 1986, 14(1), 39-47.
- [6] TÖRÖK, Pavol a kol. Trojhladinová ventilácia pľúc (3LV® – 3 level ventilation) – prvé klinické skúsenosti. *Anest. intenziv. Med.* [online]. 2008, 19(2), s. 105-109 [cit. 2017-10-28]. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/anesteziologie-intenzivni-medicina-clanek/trojhladinova-ventilacia-pluc-3lv-3-level-ventilation-prve-klinicke-skusenosti-1141?continue=http://www.prolekare.cz/anesteziologie-intenzivni-medicina-clanek/trojhladinova-ventilacia-pluc-3lv-3-level-ventilation-prve-klinicke-skusenosti-1141>

Vliv aplikace elektrodového gelu mezi pokožku pacienta a elektrodový pás na záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku

Denisa ALBRECHTOVÁ

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství,

Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

denisa.albrechtova@fbmi.cvut.cz

Úvod

Elektrická impedanční tomografie (EIT) patří mezi neinvazivní diagnostickou techniku, která je využívána jak k zobrazování vnitřních struktur těla, tak k zobrazování funkčnosti jednotlivých tkání. Jedná se o metodu vynalezenou před více než 30 lety, která však nachází větší uplatnění v klinické praxi až v posledních letech. Vzhledem k tomu, že tato technika není tolik rozšířenou metodou, zatím nejsou pro tuto zobrazovací metodu standardizované vyšetřovací postupy. Podstatou této práce je právě přispět ke sjednocení postupů při měření pomocí elektrické impedanční tomografie z hlediska aplikace elektrodového gelu mezi pokožku pacienta a elektrodový pás.

Pro záznam EIT byl v této práci využit přístroj PulmoVista 500 od německé firmy Dräger. V návodu k použití tohoto přístroje je uvedeno, že pokud není dosažena dostatečná vodivost nebo je pokožka suchá, doporučuje se na elektrody na elektrodovém pásu aplikovat elektrodový gel. V návodu však není přesně specifikováno jak má být gel aplikován. Otázkou je, zda-li by aplikace elektrodového gelu po celé délce pásu mohla způsobit vodivé spojení mezi dvěma či více elektrodami a tím významně ovlivnit výsledný záznam EIT, čímž následně může dojít ke špatné interpretaci stavu pacienta.

Cílem této práce bylo naplánovat a realizovat sérii pilotních měření, která budou tyto vlivy analyzovat a následně pomocí vhodných metod jednotlivé záznamy vyhodnocovat a diskutovat případné důsledky pro klinickou praxi.

Metody

Vliv množství a způsobu aplikace elektrodového gelu na záznam EIT hrudníku byl zkoumán pomocí záměrného vytvoření vodivého spojení mezi jednotlivými elektrodami. Vodivé spojení při jednotlivých měřeních bylo vždy simulováno třemi způsoby. V prvním případě bylo vytvořeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi první a druhou elektrodou. Ve druhém případě bylo vytvořeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi první až osmou elektrodou (půlka elektrodového pásu). Ve třetím případě bylo vytvořeno vodivé spojení elektrodovým gelem mezi první až šestnáctou elektrodou (celý elektrodový pás). Navíc byl proveden jeden záznam bez vodivého spojení mezi elektrodami, který sloužil k porovnání.

V průběhu práce byli kromě vlivu gelu zjištěny další vedlejší faktory ovlivňující záznam EIT. Mezi zjištěné vedlejší faktory za prvé patří vytlačení gelu zpod pásu, které bylo řešeno umístěním gázy mezi pás a pokožku probanda. Druhým vedlejším faktorem nepravidelné dýchání probanda, což bylo eliminováno připojením probanda na řízenou ventilační podporu. Posledním faktorem je nežádoucí pohyb pásu po těle probanda způsobený vlivem aplikace většího množství gelu. Tento pohyb byl (tomuto pohybu bylo zamezeno) po omezen omotáním pásu obinadlem. V rámci práce bylo

na základě těchto vedlejších faktorů provedeno 5 pilotních měření, jejichž snahou bylo tyto faktory postupně eliminovat.

Tab. 1: Jednotlivé typy pilotních měření

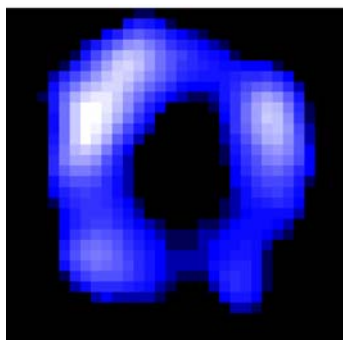
	Gel	Gáza	Ventilátor	Obinadlo
1. Pilotní měření	X			
2. Pilotní měření	X	X		
3. Pilotní měření	X		X	
4. Pilotní měření	X	X	X	
5. Pilotní měření	X	X	X	X

V Tab.1 je možno vidět přehled všech pěti typů provedených pilotních měření s ohledem na použití jednotlivých eliminujících prvků. Pozornost prosím věnujte především 5. pilotnímu měření, kde byla snaha eliminovat všechny zjištěné vedlejší faktory - použití gázy, řízené ventilační podpory a obinadla.

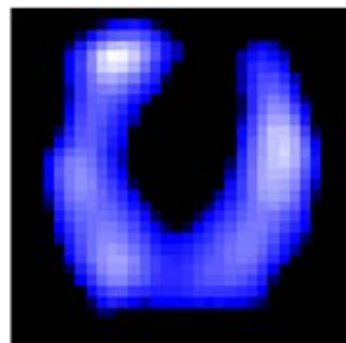
Naměřená data byla nejprve předpracována v software Draeger EIT Data Analysis Tool. Následovalo zpracování v programu Matlab, kde byly pomocí skriptu vygenerované průměrné snímky EIT pro každý záznam. Na snímcích je zobrazena nejvíce ventrální část plic v horní části snímku a nejvíce dorsální část ve spodní části snímku. Dále byla data zpracována v programu Microsoft Excel, kde z dat prezentující procentuální distribuce ventilace v nastavených ROI byly vypočítány aritmetické průměry.

Výsledky

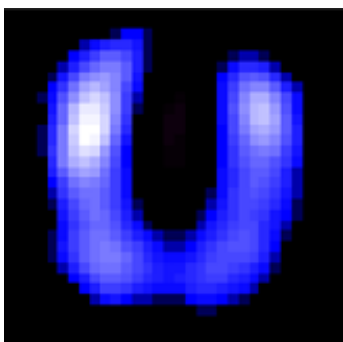
Výstupy jednotlivých měření jsou v práci prezentovány pomocí průměrných EIT snímků a grafů prezentujících procentuální distribuce ventilace v jednotlivých ROI. Následující výsledky se týkají pátého pilotního měření, jelikož by tyto výsledky měly nejobjektivněji odrážet vliv elektrodového gelu na EIT záznam, protože byly u toho to typu měření odstraněny všechny zjištěné vedlejší faktory. Na Obr. 1 - Obr. 4 je možno vidět průměrné snímky EIT pro záznam s vodivým spojením gelem, gázou a s řízenou ventilační podporou a obinadlem. Na Obr. 5 vidíte graf procentuálního distribuce ventilace v jednotlivých vrstvách rovněž pro záznam s vodivým spojením gelem, gázou a s řízenou ventilační podporou a obinadlem.



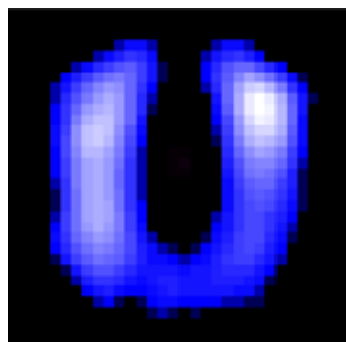
Obr. 1: Bez vodivého spojení.



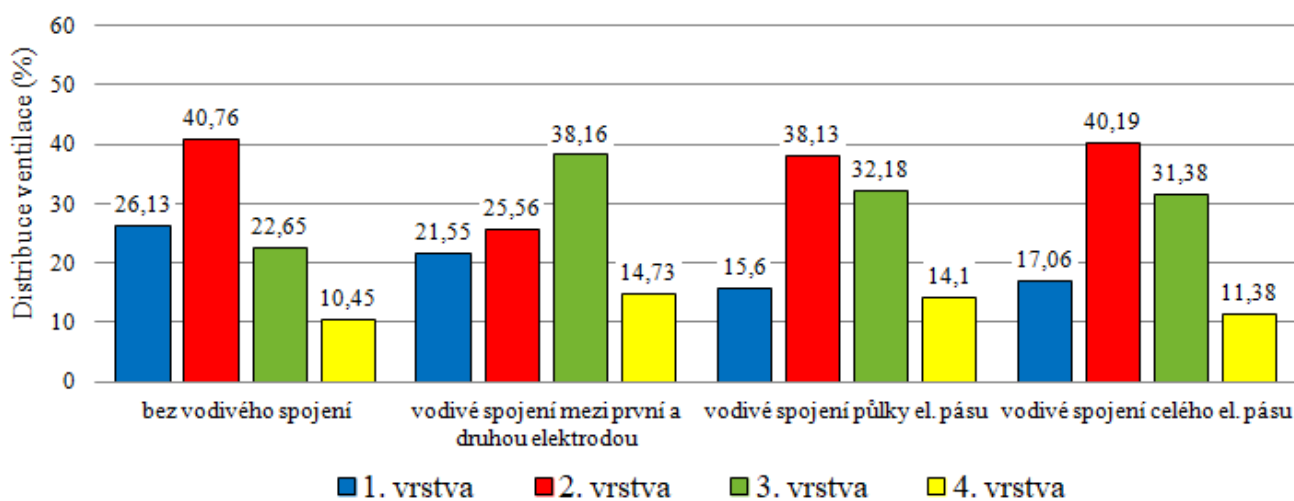
Obr. 2: Vodivé spojení 1. a 2. elektrody.



Obr. 3: Vodivé spojení půlky elektrodového pásu



Obr. 4: Vodivé spojení celého elektrodového pásu.



Obr. 5: Graf procentuální distribuce ventilace v jednotlivých vrstvách pro měření s vodivým spojením elektrodovým gelem a gázou s řízenou ventilační podporou a obinadlem

Diskuse

Hlavním výsledkem této práce je zjištění, že množství a způsob aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku pacienta má na výsledný záznam elektrické impedanční tomografie hrudníku vliv. Vzájemným porovnáním jednotlivých výsledků záznamů bez vytvořeného vodivého spojení mezi elektrodami a výsledků záznamů se záměrně vytvořeným vodivým spojením mezi elektrodami bylo zjištěno, že rozdíly mezi výsledky jsou evidentní. Otázkou však zůstává kvantifikace vlivu množství a způsobu aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku pacienta na záznam EIT hrudníku. K přesnějšímu určení vlivu elektrodového gelu bude nutné provést komplexní studii na větší skupině zdravých subjektů a tím získat statisticky vyhodnotitelné výsledky, které by vliv gelu kvantifikovaly.

Hlavními výsledky jsou výsledky z pátého pilotního měření, jelikož by tyto výsledky měly nejobektivněji odrážet vliv elektrodového gelu na EIT záznam, protože byly u toho to typu měření odstraněny všechny zjištěné vedlejší faktory. Z Obr. 1 - Obr. 4 je patrné, že dochází k zvýšení ventilace v dorzální části plic u všech tří záznamů s vodivým spojením oproti snímku bez vodivého spojení. Z Obr. 5 je vidět, že rozdíly mezi záznamem bez vodivého spojení a záznamy s vodivým spojením jsou značné. Například v případě 2. vrstvy, která je znázorněna červenou barvou je rozdíl mezi záznamem bez vodivého spojení se záznamem s vodivým spojením 1. a 2. elektrody dokonce více než 15%. Z podrobnější analýzy výsledků je možné obecně tvrdit, že jednotlivé rozdíly v záznamech napříč všemi pilotními měřeními mezi sebou nemají žádnou závislost. Zároveň lze ale tvrdit, že rozdíly mezi jednotlivými záznamy napříč všemi pilotními měřeními jsou významné. Pouze v případě průměrných snímků EIT s vodivým spojením půlky a celého elektrodového pásu je možné pozorovat tendenci zvýšení distribuce ventilace v dorzální části plic. Z tohoto důvodu je pravděpodobné, že případné vodivé spojení mezi elektrodami v dorzální části zapříčiní zvýšení distribuce ventilace v dorzální části.

Závěr

Cílem této práce bylo zkoumání vlivu množství a způsobu aplikace elektrodového gelu mezi elektrodový pás a pokožku pacienta na záznam EIT hrudníku. Na základě výsledků pilotních měření bylo zjištěno, že elektrodový gel má na záznam EIT hrudníku vliv, ale zatím není možné tento vliv přesně kvantifikovat. Z tohoto důvodu mají následující doporučení pro klinickou praxi pouze informativní charakter.

Pokud je v klinické praxi využíván diagnostický přístroj EIT PulmoVista 500, měli by se pracovníci, obsluhující tento přístroj, soustředit na to, jakým způsobem a v jakém množství elektrodový gel na elektrodový pás aplikují. Aplikace elektrodového gelu by měla probíhat jednotlivě pod každou elektrodou, a to v přiměřeném množství, aby nedošlo k vytvoření vodivého spojení mezi sousedními elektrodami. Případné vodivé spojení mezi elektrodami by mohlo ovlivnit zobrazení distribuce ventilace v plicích, čímž by mohlo dojít k ne zcela správnému vyhodnocení stavu pacienta.

Identifikace akustických systémů pomocí skokové změny průtoku a akustické oscilometrie

Martin Mleziva

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno
martin.mleziva@fbmi.cvut.cz

Úvod

Pro identifikaci mechanických parametrů akustických systémů se v praxi používá metoda založená na měření tlakové odezvy akustického systému, jakož to reakce na skokovou změnu objemového průtoku, případně lze využít techniku vynucených oscilací v podobě konkrétní aplikace s názvem akustická oscilometrie.

V současnosti stále není jasné, zda při použití akustické oscilometrie pro identifikaci akustických systémů bude dosaženo shodných výsledků jako u skokové změny v objemovém průtoku. Z toho důvodu je cílem projektu porovnání výsledků identifikace akustických systémů pomocí techniky vynucených oscilací a skokové změny v objemovém průtoku

Metodika experimentu

Pro porovnání výsledků obou metod je třeba identifikovat jeden shodný akustický systém pomocí obou metod. Jednotlivé kroky postupu jsou uvedeny níže:

Kalibrace: Kalibrace clonky je zahájena vynulováním tlaku a objemového průtoku v měřicí aparatuře, kterou tvoří měřicí počítač. K měřicí clonce je následně připojeno referenční zařízení. Při postupném zvyšování průtoku jsou zaznamenávány hodnoty měřené tlakové difference na clonce, vždy pro jednotlivé hodnoty objemového průtoku.

Měření skokové změny: Do analyzovaného okruhu je pomocí ON/OFF ventilu vpuštěn definovaný průtok plynu. Parametry tlaku a průtoku jsou zaznamenávány pomocí měřicí clonky a experimentálního měřidla iMon (FBMI ČVUT, Česká republika). Skoková změna průtoku je prováděna z nuly na nastavenou hodnotu a zpět.

Metoda akustické oscilometrie: Pro analýzu pomocí metody měření akustické oscilometrie je využit komerčně dostupný oscilometr TremoFLO C100 (Thoracic Medical Systems Inc., Montreal, Kanada), spojený se záznamovým počítačem.

Výsledky

Do současné doby proběhly pouze pilotní měření pro ověření metodiky.

Závěr

Akustická oscilometrie je neinvazivní metoda, použitelná pro identifikaci mechanických parametrů akustických systémů. Metoda se jeví jako v praxi použitelná, zejména pro měření s nespolehlivými pacienty. Přesnost metody je třeba prověřit pomocí sady experimentů.

Vliv výšky vodní hladiny ve zvlhčovací komoře na parametry umělé plicní ventilace

Monika Stupková

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

stupkomon @fbmi.cvut.cz

Úvod

Součástí ventilačních okruhů jsou zvlhčovací systémy, velmi často složené z komory, naplněné sterilní vodou, která je zahřívána. Vlivem odpařování vody může dojít ke stavu, kdy je komora prázdná. Objem zvlhčovací komory pak začne pracovat jako pneumatický filtr, což v samotném důsledku povede k ovlivnění ventilačních parametrů. Cílem tohoto projektu je zjistit, jaká je závislost vlivu výšky vodní hladiny ve zvlhčovací komoře na dodávané tlaky a dechové objemy do respiračního systému pacienta.

Metodika experimentu

Laboratorní experiment je založen na využití standardního ventilačního okruhu pro invazivní formu konvenční ventilace novorozenců, tj. ventilačního okruhu s vyhřívanou inspirační a pasivní expirační větví.

Ve ventilačním okruhu jsou sledovány tlakové parametry, pomocí experimentálního měřidla CHOBOTNICE (FBMI ČVUT, Česká republika) a je sledován průtok plynu do simulovaného respiračního systému monitorem Florian (Acutronic, Švýcarsko).

Měření probíhá na standardně používaném ventilátoru BabyLog VN500 (Dräger Medical, Německo) za standardních provozních podmínek.

Sledovány a vyhodnocovány jsou situace s výškou hladiny 100 %, 50 % a 0 % objemu.

Výsledky

Do současné doby proběhly pouze pilotní měření pro ověření metodiky.

Závěr

Na základě pilotních experimentů byla ověřena metodika měření. Dosud zjištěné výsledky avizují ovlivnění ventilačních parametrů, které by byly akcentovány zejména při ventilačních režimech s vysokou respirační frekvencí nebo přímo při vysokofrekvenčních ventilačních režimech, jako je HFOV (vysokofrekvenční oscilační ventilace).

Analýza hluku v prostředí jednotek intenzivní péče

Denisa Juhásová

¹ Katedra biomedicínské techniky, Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, Náměstí Sítná 3105, 272 01 Kladno

juhasden@fbmi.cvut.cz

Úvod

Je známo, že vystavení člověka trvalému hlukovému zatížení má negativní účinky. V případě léčby pacientů na jednotkách intenzivní péče, případně anesteziologicko-resuscitačních oddělení je v těchto prostorách celá řada zdrojů trvalého zvukového zatížení personálu a pacientů. Jako nejvíce ohroženou skupinou jsou pak novorozenci, u nichž může dojít vlivem nadměrného hlukového zatížení k nevratným změnám v nervovém systému. Jedním z významných zdrojů hluku jsou i přístroje pro umělou plicní ventilaci. Cílem tohoto projektu návrh a realizace hlukoměru pro analýzu hluku v prostředí novorozeneckých jednotek intenzivní péče.

Metodika

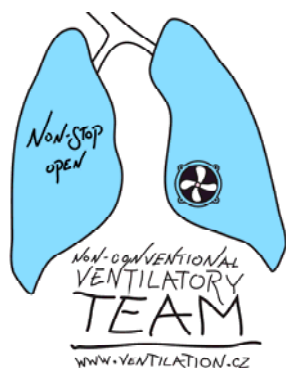
Navrhovaný hlukoměr je založen na citlivém elektretovém mikrofону a mikroprocesoru Arduino pro možnost zajištění klasifikace signálu.

Výsledky

Projekt je v současné době stále ve fázi řešení.

Závěr

Expozice novorozeneckých pacientů hlukem se jeví jako aktuální téma, kterému však není v praxi věnován dostatek prostoru.



Informace o Nekonvenčním ventilačním týmu,
jeho aktivitách a publikacích:

www.fbmi.cvut.cz

Dokument o Nekonvenčním ventilačním týmu
je k dispozici na YouTube:

<http://www.youtube.com/watch?v=Ke-0YU-Oclw>