

**České vysoké učení technické v Praze**  
**Fakulta elektrotechnická**

Czech Technical University in Prague  
Faculty of Electrical Engineering

**doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D.**

ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

**Technické zajištění a optimalizace  
vysokofrekvenční oscilační ventilace**

Technical solution and optimization  
of high frequency oscillatory ventilation

## **Summary**

Mechanical ventilation is a life-saving technique, but may however cause a serious damage to the ventilated lungs. As a consequence, mortality in patients suffering from acute respiratory distress syndrome still remains unacceptably high. High frequency oscillatory ventilation (HFOV) theoretically fulfills the goals of protective mechanical ventilation. Nevertheless, introduction of HFOV into the clinical practice is still limited due to several unsolved problems. One of the disadvantages of current HFOV is the impossibility of spontaneous breathing for a patient connected to a high frequency oscillatory ventilator. A novel device called Demand Flow system solves this problem by eliminating the negative impact of spontaneous breathing upon the high frequency oscillatory ventilator performance. Furthermore, the device significantly reduces patient's work of breathing.

## **Souhrn**

Umělá plicní ventilace je život zachraňující terapeutická technika, která však často způsobuje závažné poškození plic ventilovaného pacienta. Následkem toho přetrvává velmi vysoká mortalita u pacientů trpících akutním syndromem dechové tísně. Technikou ventilace, která teoreticky dokonale splňuje požadavky na protektivní ventilační režimy, je vysokofrekvenční oscilační ventilace (HFOV). Většímu rozšíření HFOV do klinické praxe však brání několik nevyřešených problémů. Jedním z nich je nemožnost zachování spontánního dýchání pacientů připojených k vysokofrekvenčnímu oscilačnímu ventilátoru. Tento problém řeší nově navržené zařízení Demand Flow systém, které eliminuje negativní vliv spontánního dýchání na funkci vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru a významným způsobem redukuje dechovou práci pacienta.

**Klíčová slova:**

vysokofrekvenční oscilační ventilace, umělá plicní ventilace, protektivní ventilace, demand flow systém, ARDS

**Key words:**

high frequency oscillatory ventilation, mechanical ventilation, protective ventilation, demand flow system, ARDS

## Obsah

|     |                                                               |    |
|-----|---------------------------------------------------------------|----|
| 1   | Úvod .....                                                    | 6  |
| 2   | Umělá plicní ventilace .....                                  | 6  |
| 3   | Protektivní umělá plicní ventilace .....                      | 9  |
| 4   | Vysokofrekvenční oscilační ventilace .....                    | 10 |
| 4.1 | Vlastnosti vysokofrekvenční oscilační ventilace .....         | 10 |
| 4.2 | Problémy při klinickém využití HFOV .....                     | 13 |
| 5   | Zajištění spontánní ventilace při HFOV .....                  | 13 |
| 5.1 | Komplikace spojené se spontánním dýcháním při HFOV .....      | 13 |
| 5.2 | Technické řešení zajištění spontánního dýchání při HFOV ..... | 14 |
| 5.3 | Test DFS při animálních experimentech .....                   | 18 |
| 5.4 | Význam koncepce DFS .....                                     | 20 |
| 6   | Závěr .....                                                   | 21 |
|     | Literatura .....                                              | 22 |
|     | doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D. ....                            | 25 |

## 1 Úvod

Umělá plicní ventilace je jako technika zastupující spontánní dýchání člověka poměrně stará a v současné době velmi rozšířená a využívaná. Mohlo by se proto zdát, že se jedná o uzavřenou kapitolu jak z hlediska medicíny, tak z hlediska přístrojové techniky. Umělá plicní ventilace však v řadě případů selhává, sama je příčinou mnohdy závažného plicního poškození a často je příčinou oběhových a dalších komplikací. Hledání ventilačních režimů, které minimalizují tyto negativní efekty, které jsou méně agresivní a které dokáží zajistit dostatečnou výměnu plynů i v případě selhání konvenční umělé plicní ventilace, vede ke studiu a zavádění tzv. nekonvenčních režimů umělé plicní ventilace. Jejich zavádění do klinické praxe je však spojeno s řadou problémů, které rozšíření těchto technik omezují. Jednou z těchto technik je vysokofrekvenční oscilační ventilace. Problémy spojenými s touto ventilační technikou, možnostmi její optimalizace a technickým zajištěním vysokofrekvenční oscilační ventilace se zabývá následující text.

## 2 Umělá plicní ventilace

Umělá plicní ventilace je život zachraňující metoda, kterou lze zajistit výměnu plynů u pacientů, u kterých došlo nebo dochází k selhání spontánního dýchání.

Umělou plicní ventilaci poprvé popsal Versalliers v roce 1543. Již v roce 1555 popisuje Andreas Vesalius umělé dýchání pomocí trubice, kdy použil rákosové stéblo zavedené do trachey zvířat. William Tossach popisuje dýchání z plic do plic v roce 1771, nicméně první zmínky o podpoře života touto metodou lze nalézt již ve starých hebrejských textech vzniklých několik staletí před Kristem [1].

Jedny z prvních přístrojů pro umělou plicní ventilaci jsou uvedeny na Obr. 1. Jedná se o tzv. hrudní pásy nebo o sud, který byl představený jako resuscitační pomůcka v roce 1773. V roce 1812 používali američtí záchranáři pro resuscitaci pacientů koně. Pacient byl položen na koně a kůň běhal po pláži. Rytmičný pohyb pacientů na koni způsoboval opakovanou kompresi a uvolnění hrudníku. Metoda byla zakázána následkem stížností, kterou v roce 1815 podali členové sdružení „Občané pro čisté pláže”.



Obr. 1: Umělá plicní ventilace poskytovaná pomocí hrudních pásů (vlevo) a masáže hrudníku odvalováním po sudu (vpravo). Fotografie: archiv autora.

Následně se začala využívat tzv. „rolovací“ metoda. Pacient ležel na břiše a byl otáčen na bok a zpět přibližně šestnáctkrát za minutu [2].

Jakkoli se nám tyto metody zdají podivné a o jejich velmi nízké účinnosti nemůže být pochyb, mají jednu pozitivní vlastnost – jakousi „fyziologičnost“ umělé plicní ventilace. Jsou při nich zachovány fyziologické tlakové poměry v plicích. Při umělém nádechu je těmito manévry periodicky vyvoláván podtlak v hrudním koši, tj. negativní interpleurální tlak, a plyn samovolně proudí do plic jako při spontánním nádechu. Při výdechu je plyn z plic vypuzen určitým přetlakem vůči atmosféře, stejně jako je tomu při spontánním výdechu.

Tyto metody a přístroje jsou předchůdci železných plic, které našly uplatnění v počátečních obdobích respirační terapie a dále potom v neonatologii v 70. letech minulého století. Souborně lze tyto přístupy označit jako ventilaci podtlakem. Uvedená „fyziologičnost“ ventilace podtlakem však nepřevažuje nad negativy této ventilace, spočívající ve složitém a rozměrném přístrojovém vybavení, nesnadném řízení ventilace a v neposlední řadě ve znemožnění nebo výrazném omezení přístupu k pacientovi pro provádění dalších terapeutických i diagnostických úkonů.

Ostatní techniky umělé plicní ventilace je možné označit souborným termínem ventilace přetlakem. Jedná se o rozsáhlý soubor ventilačních technik dnes používaných v klinické praxi téměř výhradně. I přes jejich rozsáhlé použití se jedná o fyziologicky méně vhodný typ ventilace, kdy je plíce vystavena inverzi tlaků oproti spontánnímu

dýchání. V inspiriu umělé plicní ventilace přetlakem působí na plice přetlak plynu v respirační soustavě, narozdíl od vytvářeného podtlaku při inspiriu spontánního dechu. Toto je příčinou již dříve zmíněné „nefyziologičnosti“ přetlakových ventilačních režimů.

I přes to, že přístrojová technika (Obr. 2) i metody umělé plicní ventilace zaznamenaly v posledních letech značný rozvoj, nedošlo k významné redukci mortality spojené s umělou plicní ventilací.



Obr. 2: Ilustrační fotografie přístrojového zajištění pacienta při umělé plicní ventilaci na jednotce intenzivní péče. Fotografie: archiv autora.

Sledována je zejména úmrtnost při syndromu akutní dechové tísně (ARDS, Acute Respiratory Distress Syndrome). ARDS je charakterizován akutním vznikem poruchy plicních funkcí, poměrem parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi k inspirované frakci kyslíku ( $\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$ ) pod 200 mm Hg bez ohledu na použitou hodnotu end-expiračního přetlaku, přítomností bilaterálních infiltrátů na předozadním snímku plic při vyloučení jednostranného srdečního selhání [3].



Nejnovější rozsáhlá metaanalýza [4] publikovaná v roce 2009 posuzovala 4 966 studií publikovaných od roku 1984 do roku 2006. Do metaanalýzy bylo zařazeno 89 studií. Celková mortalita pacientů s ARDS byla 44 %. Zajímavé je, že ani po roce 1994 nedošlo k redukci mortality pacientů s ARDS oproti předchozímu období. U observačních studií zůstala mortalita na původní úrovni 44 %. Pouze u prospektivních intervenčních randomizovaných studií byl zjištěn pokles mortality na úroveň 36 %.

Uvedená vysoká úmrtnost při ARDS je v ostrém kontrastu s rozvojem ventilační techniky a vedla k hledání tzv. protektivních ventilačních technik umělé plicní ventilace.

### 3 Protektivní umělá plicní ventilace

Řada studií dokazuje, že umělá plicní ventilace může vyvolat nebo prohloubit plicní postižení, a tím negativně ovlivnit i další orgány v těle [5]. Tento efekt, známý jako „Ventilator Induced Lung Injury – VILI“, je hlavní příčinou stále přetrvávající vysoké mortality při umělé plicní ventilaci.

Snaha redukovat vysokou mortalitu spojenou s umělou plicní ventilací vede k hledání a zavádění protektivních ventilačních technik, jejichž cílem je ochránit již poškozenou plíci před jejím dalším poškozováním vlivem umělé plicní ventilace.

Základem pro stanovení podmínek protektivní ventilace se stala rozsáhlá studie [6] publikovaná skupinou ARDS Network v roce 2000, kde byla prokázána výrazná redukce mortality při používání malých dechových objemů (6 mL/kg oproti srovnávací „standardní“ hodnotě 12 mL/kg) a byla studována důležitost správného nastavení pozitivního přetlaku na konci expirace (PEEP, Positive End-Expiratory Pressure). Mezi další zásady protektivní ventilace patří i limitace maximálních či plató tlaků v průběhu inspirace a omezení koncentrace kyslíku v inspirovaném plynu z důvodu jeho toxicity při vysokých koncentracích.

Mnoho kriticky nemocných pacientů s ARDS však není schopno dosáhnout dostatečné výměny plynů prostřednictvím konvenčních protektivních strategií, zejména při dodržení omezení inspirační frakce kyslíku  $FiO_2 \leq 60\%$  a inspiračních plató tlaků  $P_{plat} \leq 30 \text{ cm H}_2\text{O}$  [7]. Možné řešení tohoto problému představuje vysokofrekvenční oscilační

ventilace (High Frequency Oscillatory Ventilation, HFOV), která díky velmi malým dechovým objemům a malým amplitudám tlaku v plicích ideálně splňuje podmínky protektivní ventilace

## **4 Vysokofrekvenční oscilační ventilace**

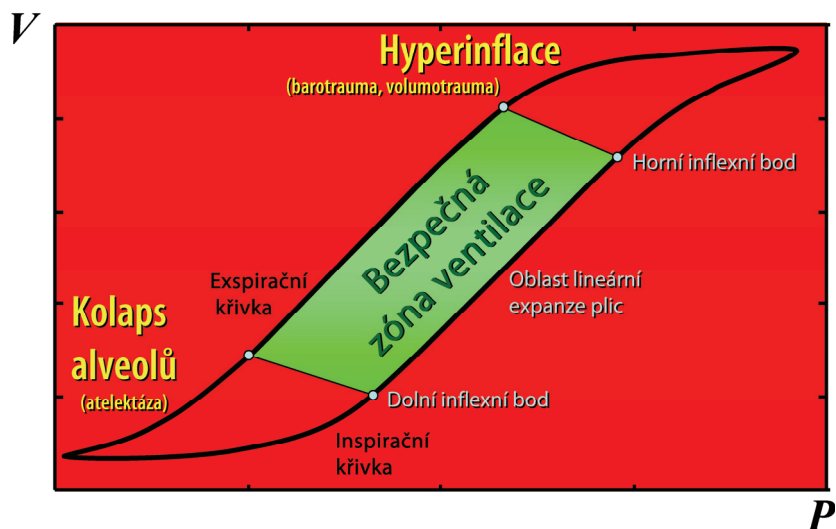
### **4.1 Vlastnosti vysokofrekvenční oscilační ventilace**

Vysokofrekvenční oscilační ventilace je jednou z technik vysokofrekvenční ventilace (HFV – High Frequency Ventilation). HFV je obecně definována různými způsoby. Podle americké Food and Drug Administration (FDA) je možné určitou ventilaci označit jako vysokofrekvenční ventilaci při ventilační frekvenci alespoň  $150 \text{ min}^{-1}$  (tj. 2,5 Hz). Podle A. S. Slutského jde o jakýkoliv druh řízené ventilace s frekvencemi vyššími než čtyřnásobek přirozené dechové frekvence. Doporučení podle N. B. Ackermana zohledňuje jak ventilační frekvenci (vyšší než dvojnásobek přirozené dechové frekvence v klidu), tak dechový objem. Dechový objem by se podle tohoto doporučení měl blížit nebo být menší než anatomický mrtvý prostor dýchacích cest. Jako velmi vhodný a výstižný hodnotím zejména návrh J. G. Venegase [8], který k formám HFV řadí všechny režimy, u kterých nelze vysvětlit výměnu plynů užitím klasické ventilační rovnice. Tato definice dobře postihuje rozdíl mezi konvenční a vysokofrekvenční ventilací, který spočívá v principiálně odlišných mechanismech výměny plynů v respirační soustavě.

Cílem zavádění vysokofrekvenční oscilační ventilace je eliminovat VILI a další nežádoucí účinky ventilace konvenční a zlepšit výměnu plynů. Efekty umělé plicní ventilace je možné sledovat na křivce tlak–objem, jak je uvedeno na Obr. 3. Tlak v tomto grafu reprezentuje alveolární tlak v plicích a objem je vyjadřován jako dodaný dechový objem nad hodnotu end-expiračního plicního objemu.

Jak inspirační (na Obr. 3 pravá křivka), tak i expirační (levá křivka) část smyčky lze rozdělit na tři části. Nejspodnější část, která je nelineární, představuje oblast, ve které dochází vlivem malého tlaku v plicích, a tím i malého objemu plynu v plicích, ke kolapsu alveolů. Na znovutevření již zkolabovaného alveolu je zapotřebí poměrně značného tlaku, což je patrné z malého sklonu křivky v této oblasti. To, že je křivka v této oblasti nelineární, svědčí o skutečnosti, že uzavírací

tlak (či objem) není společný pro všechny alveoly, ale naopak že některé alveoly začínají kolabovat již při relativně vysokém tlaku v dýchacích cestách. Publikované studie ukazují, že takový ventilační režim, při kterém dochází v každém dechovém cyklu ke kolapsu a následně znovutevření alveolů, způsobuje již po krátké době závažné plicní postižení [9].



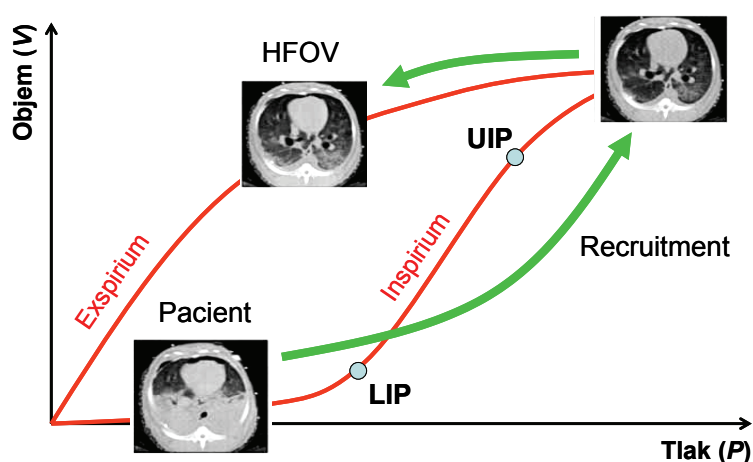
Obr. 3: Křivka tlak–objem odpovídající konvenčnímu řízenému dechu.

Horní část křivky je opět nelineární. V této oblasti tlaků a objemů dochází k hyperinflaci plic s možnými riziky navození barotraumatu a volutraumatu – tlakového a objemového poškození plic [10]. Opět je možné si všimnout, že k hyperinflaci nedochází najednou, ale že různé části plic mají různé hraniční hodnoty tlaku (objemu) počínající hyperinflace.

Mezi těmito oblastmi je třetí oblast, ve které je závislost mezi objemem a tlakem více či méně lineární. V této oblasti nedochází ani ke kolapsu alveolů, ani k jejich hyperinflaci. Nazývá se bezpečná zóna ventilace [11]. Plíce zde mají dostatečný povrch pro výměnu plynů. Tato poměrně úzká oblast tlaků, případně objemů, vymezuje bezpečnou zónu ventilace.

Ventilace v této úzké oblasti, mimo oblasti nelinearit, je možná převážně jen při zavedení vysokofrekvenční ventilace, pro níž je používání malých dechových objemů a malých tlakových amplitud charakteristické. Vysokofrekvenční ventilace má další výhodu v tom, že poměrně vysoký střední tlak v dýchacích cestách zabraňuje postupnému kolapsu plic, ke kterému často dochází při konvenční ventilaci na konci expirační fáze, kdy se tlak v plicích přibližuje dolnímu inflexnímu bodu.

Nastavení středního tlaku v dýchacích cestách při HFOV je patrné z Obr. 4. Zvyšováním tlaku nad horní inflexní bod (UIP) je nejprve proveden tzv. recruitment manévr, kterým se provzdušní zkolabované části plic. Následně je pro HFOV volena taková hodnota středního tlaku v bezpečné zóně ventilace, která zajistí, že nedochází k opětovnému kolapsu alveolů. V praxi je pak tato hodnota tlaku ještě iteračně upravována s cílem dosažení požadované oxygenace krve.



Obr. 4: Strategie volby střední hodnoty tlaku v dýchacích cestách při HFOV s provedením recruitment manévru. LIP – dolní inflexní bod, UIP – horní inflexní bod.

## 4.2 Problémy při klinickém využití HFOV

Výše popsaný koncept HFOV, který ideálně splňuje požadavky na protektivní ventilaci, je však doprovázen řadou problémů, které s sebou zavádění HFOV do praxe přináší.

Při vysokofrekvenční ventilaci nefungují měřicí a monitorovací systémy určené pro konvenční ventilační režimy, řízení komerčně dostupných vysokofrekvenčních ventilátorů neposkytuje lékaři takové možnosti, jako poskytují ventilátory konvenční, není doposud uspokojivě zodpovězena otázka cílové skupiny pacientů profitujících z vysokofrekvenční ventilace a nejsou doposud uspokojivě vysvětleny otázky týkající se mechanismu výměny plynů při vysokofrekvenční ventilaci, strategie jejího řízení, kontroly apod. To vše je stále jistou překážkou v plošném rozšíření této poměrně nové ventilační techniky. Nastolenými problémy se zabývá autor přednášky a řadu výsledků publikoval v impaktovaných časopisech. V následujícím textu je podrobněji rozebrána velmi důležitá problematika zajištění spontánního dýchání pacientů napojených na vysokofrekvenční oscilační ventilátor.

## 5 Zajištění spontánní ventilace při HFOV

### 5.1 Komplikace spojené se spontánním dýcháním při HFOV

Významnou složkou protektivní ventilace je umožnění či dokonce podpora spontánního dýchání, pokud pacient toto dechové úsilí vyvíjí. Spontánní dýchání v průběhu umělé plicní ventilace má klinicky významné příznivé účinky na nemocnou plíci. Zlepšuje výměnu plynů, homogenizuje distribuci ventilace v plicích, redukuje požadavky na hloubku sedace či nutnost svalové relaxace pacientů a v konečném důsledku zkracuje jak nutnou dobu trvání umělé plicní ventilace, tak i počet dní, které pacient stráví na jednotce intenzivní péče [12].

Technologický vývoj spolu s pokroky v oblasti výpočetní techniky a metod řízení vedl v posledních letech ke značnému pokroku v technickém zabezpečení konvenční umělé plicní ventilace [13]. Velké úsilí bylo věnováno zajištění přizpůsobení funkce plicního ventilátoru spontánnímu dýchání pacienta. Pokud pacient spontánní dýchání vyvíjí, je ventilační režim na moderních ventilátorech tímto dechovým úsilím

řízen a dechy produkované ventilátorem jsou díky tomu synchronní se spontánními dechy pacienta.

Bohužel, vysokofrekvenční ventilátory zdaleka nejsou tak dokonalé a propracované, jako jsou ventilátory určené pro konvenční umělou plicní ventilaci. Prakticky jediným celosvětově rozšířeným vysokofrekvenčním oscilačním ventilátorem pro klinické použití je SensorMedics 3100 (CareFusion, Yorba Linda, CA, USA). Ventilátor je vyráběn ve dvou variantách, a to pro dospělé pacienty (model 3100B) nebo pro neonatologické a pediatrické pacienty (model 3100A). Při vývoji tohoto ventilátoru nebrala firma SensorMedics v úvahu možnost spontánního dýchání pacienta připojeného k ventilátoru 3100. Objeví-li se u pacienta připojeného k ventilátoru 3100 významnější spontánní dechová aktivita, způsobí dva zásadní problémy.

Prvním problémem je, že vysoká spontánní dechová aktivita pacienta komplikuje nebo až znemožňuje činnost vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru. Dechová aktivita dospělého pacienta vyvolává velké výkyvy tlaku v okruhu ventilátoru, které aktivují alarmy ventilátoru, zastavují generování oscilací ventilátorem a způsobují významnou desaturaci krevního hemoglobinu pacienta. Aby bylo možné ventilátor 3100 u dospělých pacientů používat, je na základě prvotních HFOV studií doporučováno využívat svalovou relaxaci [14]. Svalová relaxace uvedené problémy s ohrožením činnosti ventilátoru sice odstraní, ale jedná se o opatření, které není v souladu s principy protektivní ventilace, kde zachování spontánního dýchání pacienta představuje její významnou složku.

Druhým problémem při spontánní ventilaci pacienta připojeného k ventilátoru 3100 je skutečnost, že ventilační okruh představuje pro pacienta vysokou odporovou zátěž a velmi významně navyšuje jeho dechovou práci. Nárůst dechové práce může až znemožňovat spontánní dýchání pacienta [15]. Přitom v současné době existují tendence k podpoře spontánního dýchání i u pacientů připojených na vysokofrekvenční oscilační ventilátor [16].

## 5.2 Technické řešení zajištění spontánního dýchání při HFOV

Pro zajištění možnosti spontánního dýchání pacienta připojeného k vysokofrekvenčnímu oscilačnímu ventilátoru bylo navrženo a zkonstruováno zařízení nazvané Demand Flow systém (DFS). Při jeho

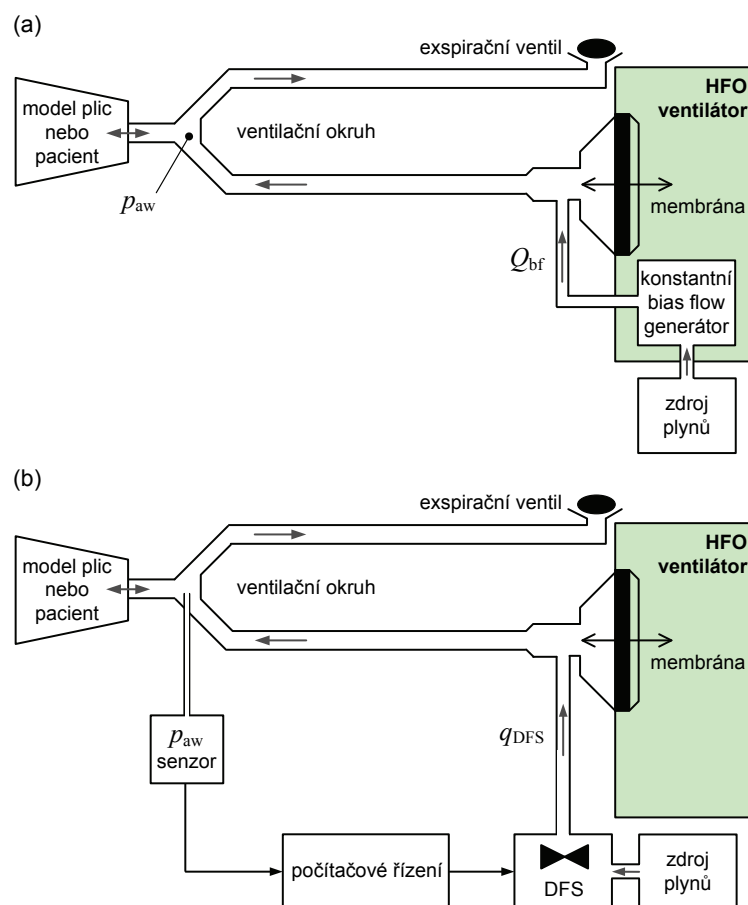
návrhu bylo cílem odstranit obě dvě výše popsané komplikace, které spontánní ventilace při HFOV přináší. Zařízení DFS tedy musí účinně eliminovat výkyvy středního tlaku ve ventilačním okruhu, které způsobují špatnou funkci až zastavení ventilátoru, a dále snížit či eliminovat navýšenou dechovou práci pro pacienta způsobenou zvolenou konstrukcí ventilačního okruhu ventilátoru.

Standardní uspořádání ventilátoru 3100 je schematicky znázorněno na Obr. 5 (a). Inspirační směs plynů ze směšovače vzduchu a kyslíku vstupuje do generátoru konstantního průtoku označovaného jako bias flow,  $Q_{bf}$ . Hodnota  $Q_{bf}$  je nastavitelná do průtoku 60 L/min. Tento průtok plynu prochází celým ventilačním okruhem okolo místa připojení pacienta k okruhu a odchází do atmosféry přes expirační ventil, jehož nastavitelný průtočný odpor určuje hodnotu středního tlaku plynu v okruhu a tím pádem i v dýchacích cestách pacienta MAP (Mean Airway Pressure). Vytváření inspiračních a expiračních dechových objemů zajišťuje kmitající membrána, která pracuje na kmitočtech od 3 Hz do 15 Hz. Membrána vytváří oscilace tlaku ve ventilačním okruhu a tím generuje i periodické pohyby plynu mezi okruhem a respirační soustavou pacienta. Zpětnému vdechování plynu obsahujícího exhalovaný oxid uhličitý účinně brání průtok čerstvého plynu  $Q_{bf}$  ventilačním okruhem.

Konstantní průtok  $Q_{bf}$  plynu okruhem o poměrně malé hodnotě průtoku ve srovnání s možným inspiračním a expiračním průtokem pacienta způsobuje zmíněné výkyvy středního tlaku MAP v okruhu ventilátoru, které často zapříčiňují nefunkčnost ventilátoru. Nízká hodnota  $Q_{bf}$  se též podílí na navýšení dechové práce pacienta při jeho spontánním dýchání, neboť je tímto průtokem ostře limitováno množství plynu, které má pacient při spontánním nádechu k dispozici.

Uvedené nedostatky lze odstranit úpravou a doplněním okruhu ventilátoru o Demand Flow systém, jak je schematicky znázorněno na Obr. 5 (b). Principem činnosti DFS je kompenzace následků dechové aktivity pacienta na tlak v okruhu ventilátoru tak, aby nedocházelo k výkyvům středního tlaku MAP vlivem spontánního nádechu a výdechu pacienta. Zařízení DFS monitoruje tlak v okruhu ventilátoru senzorem umístěným u patientské Y-spojky. Ze signálu jsou následně odstraněny oscilace způsobené membránou oscilačního ventilátoru a výsledný signál je po dalším zpracování použit k řízení průtoku plynu do okruhu pomocí napěťově řízeného proporcionálního ventilu připojeného na vysokotlaký zdroj čerstvé ventilační směsi. K řízení

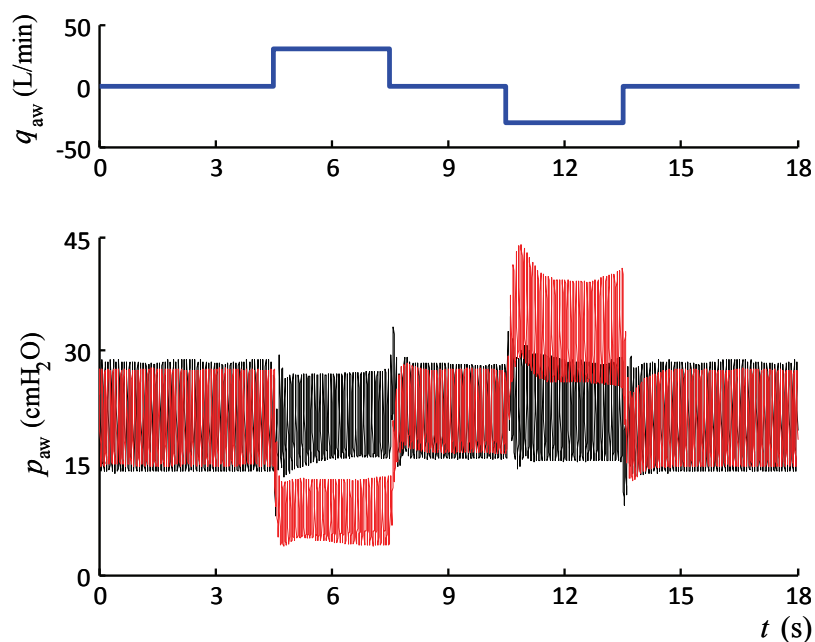
proporcionálního ventilu je využit LQG regulátor využívající náhradní pneumatický model soustavy ventilátor–pacient [17].



Obr. 5: Standardní uspořádání ventilačního okruhu vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru SensorMedics 3100 připojeného k modelu plic pacienta (a) a modifikace ventilačního okruhu při použití Demand Flow systému (b).



Funkce zařízení DFS je patrná z Obr. 6, na němž je znázorněn výsledek testu zařízení, kdy k ventilátoru SensorMedics 3100B s DFS byl připojen aktivní model respirační soustavy ASL 5000 (IngMar Medical, Pittsburgh, PA, USA) pracující jako průtokový generátor. Model plic simuluje dechovou aktivitu pacienta tím, že do okruhu skokově přidává či naopak z okruhu odebírá plyn. Simulovaný průtok plynu z pacienta do ventilačního okruhu je na Obr. 6 znázorněn modrou křivkou. Vliv tohoto průtoku na tlak ve ventilačním okruhu je znázorněn na spodním grafu Obr. 6, kdy červenou křivkou je zaznamenán tlak v případě neaktivního systému DFS (situace odpovídající standardní konfiguraci vysokofrekvenčního oscilačního ventilátoru), zatímco černou křivkou je znázorněn vývoj tlaku v okruhu při pracujícím DFS.



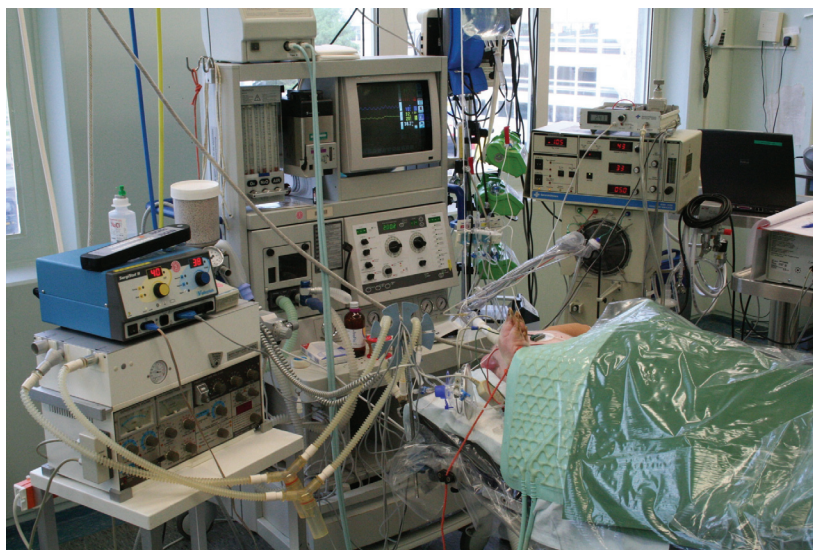
Obr. 6: Výsledky testu DFS při experimentu s dechovým simulátorem. Simulovaný průtok plynu z pacienta do ventilačního okruhu je znázorněn modrou křivkou. Červenou křivkou je znázorněn tlak v okruhu ventilátoru v případě neaktivního systému DFS a černou křivkou je znázorněn vývoj tlaku v okruhu při pracujícím DFS.

Z výsledků uvedených na Obr. 6 je patrné, že DFS efektivně kompenzuje změny tlaku způsobované spontánním dýcháním pacienta.

### 5.3 Test DFS při animálních experimentech

Aby bylo možné posoudit účinnost a bezpečnost Demand Flow systému, byly v GDL laboratoři v Utrechtu provedeny experimenty na laboratorních zvířatech. Jejich cílem bylo otestovat účinnost DFS, stanovit úroveň redukce dechové práce při použití DFS a posoudit činnost zařízení i z hlediska možného negativního vlivu na ventilovanou respirační soustavu.

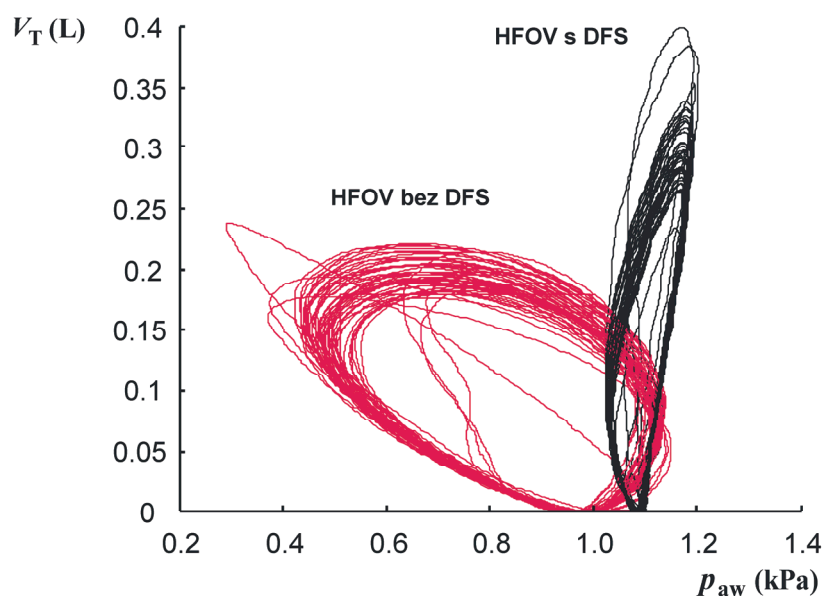
Experimenty byly schváleny Odbornou komisí pro práci s laboratorními zvířaty VU University Medical Center, Amsterdam, Nizozemsko.



Obr. 7: Uspořádání pracoviště při testu DFS na laboratorních zvířatech. Zařízení DFS (nezakrytovaný testovaný vzorek) je umístěno na vysokofrekvenčním oscilačním ventilátoru SensorMedics 3100B, na obrázku vpravo od středu snímku poblíž hlavy zvířete.

Při experimentu bylo použito 8 intubovaných laboratorních prasat ( $53 \pm 6,5$  kg) v celkové anestézii. U zvířat byla zachována spontánní dechová aktivita. Její vliv na činnost ventilátoru byl studován při standardní konfiguraci ventilátoru a následně při použití DFS. Dále byl studován vliv DFS na redukci dechové práce jednotlivých zvířat. Monitorována byla i distribuce ventilace v plicích pomocí elektrické impedanční tomografie přístrojem GoeMF II (ViasSys Healthcare, Bilthoven, Netherlands) s cílem zjistit, zda při použití DFS nedochází k hyperinflaci některých částí plic. Detailní protokol experimentu je popsán ve studii publikované v Critical Care Medicine [18]. Uspořádání přístrojů při experimentu je patrné z Obr. 7.

Výsledky experimentu potvrdily funkčnost DFS. Pro ilustraci jsou na Obr. 8 znázorněny křivky tlak–objem u jednoho zvířete při standardním uspořádání HFOV a při použití DFS.



Obr. 8: Smyčky tlak–objem při spontánním dýchání prasete připojeného k vysokofrekvenčnímu oscilačnímu ventilátoru s aktivním (černé smyčky) a neaktivním (červené smyčky) zařízením Demand Flow systém.

Pro konstrukci smyček byl použit změřený průtok plynu z ventilačního okruhu do respirační soustavy zvířete po odfiltrování oscilací generovaných ventilátorem. Na tlakovou osu byl vynášen tlak měřený na distálním konci entotracheální kanyly. Z Obr. 8 je patrné navýšení spontánního dechového objemu při použití DFS. Jelikož plocha takto zkonstruovaných smyček tlak–objem je úměrná rezistivní dechové práci, je z Obr. 8 patrná i výrazná redukce dechové práce.

V celém souboru laboratorních zvířat došlo při použití DFS k výrazné redukci dechové práce o 83 % oproti standardnímu uspořádání ventilátoru, přitom došlo k navýšení spontánního dechového objemu průměrně o 51 % a k navýšení spontánní minutové ventilace zvířat o 36 %.

Při studiu možných adversních účinků DFS na ventilovanou plíci pomocí elektrické impedanční tomografie hrudníku nebyla zdokumentována žádná regionální hyperinflace. Naopak při použití DFS došlo k homogenizaci distribuce ventilace, ke zlepšení provzdušnění gravitačně dependentních zón plic a k výrazně menšímu poklesu end-expiračního objemu plic ve srovnání se standardním uspořádání HFOV [19].

#### 5.4 Význam koncepce DFS

Koncepce Demand Flow systému má pro praxi dva hlavní přínosy, které odstraňují nevýhody HFOV. Umožnění spontánního dýchání díky DFS je doposud jedinou možností zachování spontánní ventilace při HFOV. Poprvé je možné i u HFOV aplikovat podstatné doporučení pro protektivní ventilaci, tj. tolerování či podporu spontánního dýchání ventilovaného pacienta.

Jako důsledek použití DFS při HFOV je možné se vyhnout svalové relaxaci (není-li svalová relaxace indikována z jiných příčin) a snížit dávky sedativ. S tím je spojena i délka umělé plicní ventilace, délka pobytu pacienta na jednotce intenzivní péče a v konečném důsledku i výrazné snížení nákladů na jeho léčbu.

Potenciální výhodou DFS je hypotetická možnost odvykání pacienta od ventilátoru přímo při HFOV, což je doposud bez DFS nerealizovatelné a pacienti jsou před odvykáním od ventilátoru převedeni na konvenční ventilátor. Tato změna ventilační strategie a ventilátoru s sebou přináší mnohá rizika.

Potenciální přínos DFS popisuje Peter C. Rimensberger ve svém komentáři „Allowing for spontaneous breathing during high-frequency oscillation: the key for final success?“ publikovaném v časopise Critical Care [20]. Kromě konstatování výše uvedených výhod též uvádí: „... tento nový rozvoj technologie (Demand Flow systém v průběhu HFOV) může mít důležitý dopad na budoucí použití vysokofrekvenční oscilační ventilace u dětí i dospělých.“ Význam koncepce DFS pro samotnou vysokofrekvenční oscilační ventilaci a pro její použití v praxi vyjadřuje slovy: „... tato koncepce dá vysokofrekvenční oscilační ventilaci šanci dokázat její potenciální roli jako primární terapie pro pacienty s akutním postižením plic či akutním syndromem dechové tísně...“

## **6 Závěr**

Vysokofrekvenční oscilační ventilace stále ještě hledá svoji pozici mezi ostatními metodami umělé plicní ventilace. Příčinou tohoto stavu je bezesporu její nedokonalé technické zajištění, pokud srovnáváme dostupné přístroje pro HFOV s moderními ventilátory určenými pro konvenční ventilaci. Svou důležitou roli hraje i fakt, že mnohé zákonitosti a jevy pozorované při HFOV nejsou doposud uspokojivě vysvětleny. Hledání cílové skupiny pacientů profitujících z HFOV je též důležitým výzkumným úkolem, který čeká na vyřešení.

Výsledky výzkumu v oblasti HFOV prováděné autorem spolu se spolupracovníky z ČVUT, se spolupracovníky z klinického prostředí domácího i zahraničního, mohou přispět tyto nedořešené otázky spojené s HFOV vyřešit.

Koncepce navrženého Demand Flow systému se jeví jako zásadní pro zařazení HFOV mezi primární terapeutické metody a díky možnosti zachování spontánního dýchání pacienta při HFOV se může HFOV stát ideální protektivní ventilační technikou. I přes doposud dosažené výsledky, značný ohlas a velice optimistické hodnocení této nové technologie je však třeba prokázat užitečnost koncepce Demand Flow systému dalšími studiemi. Konečné slovo bude mít bezesporu výsledek multicentrické klinické studie, která bude zaměřena na základní hodnotící kritéria, z nichž nejdůležitější je vliv této nové technologie na redukci mortality u cílové skupiny pacientů.

## Literatura

- [1] ROGOZOV, V. Historie vývoje umělé plicní ventilace. In: DOSTÁL, P., et al. *Základy umělé plicní ventilace*. Maxdorf-Jesenius, Praha, 2005, 292 s. ISBN 80-7345-059-3.
- [2] History of CPR. UKDivers.net [online]. [cit. 5. 9. 2013]. Dostupné z: <<http://www.ukdivers.net/history/cpr.htm>>.
- [3] ARTIGAS, A., et al. The American-European Consensus Conference on ARDS. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 1998, vol. 157, pp. 1332-1347. ISSN 1073-449X.
- [4] PHUA, J., et al. Has Mortality from Acute Respiratory Distress Syndrome Decreased Over Time?: A Systematic Review. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Feb 2009, vol. 179, no. 3, pp. 220-227. ISSN 1073-449X.
- [5] TREMBLAY, L. N. and A. S. SLUTSKY. Ventilator-Induced Lung Injury: From the Bench to the Bedside. *Intensive Care Medicine*, Jan 2006, vol. 32, no. 1, pp. 24-33. ISSN 0342-4642.
- [6] BROWER, R. G., et al. Ventilation with Lower Tidal Volumes as Compared with Traditional Tidal Volumes for Acute Lung Injury and the Acute Respiratory Distress Syndrome. *The New England Journal of Medicine*, May 2000, vol. 342, no. 18, pp. 1301-1308. ISSN 1533-4406.
- [7] DERDAK, S. High-Frequency Oscillatory Ventilation for Acute Respiratory Distress Syndrome in Adult Patients. *Critical Care Medicine*, Apr 2003, vol. 31, no. 4 Suppl., pp. S317-323. ISSN 0090-3493.
- [8] VENEGAS, J. G. and J. J. FREDBERG. Understanding the Pressure Cost of Ventilation – Why Does High-Frequency Ventilation Work. *Critical Care Medicine*, 1994, vol. 22, no. 9, Suppl. S, pp. S49-S57. ISSN 0090-3493.
- [9] IMAI, Y., et al. Comparison of Lung Protection Strategies Using Conventional and High-Frequency Oscillatory Ventilation. *Journal of Applied Physiology*, 2001, vol. 91, no. 4, pp. 1836-1844. ISSN 8750-7587.

- [10] DERDAK, S. High-Frequency Oscillatory Ventilation for Adult Acute Respiratory Distress Syndrome: A Decade of Progress. *Critical Care Medicine*, Mar 2005, vol. 33, no. 3 Suppl., pp.S113-114. ISSN 0090-3493.
- [11] FORT, P., et al. High-Frequency Oscillatory Ventilation for Adult Respiratory Distress Syndrom – A Pilot Study. *Critical Care Medicine*, 1997, vol. 25, no. 5, pp. 937-947. ISSN 0090-3493.
- [112] PUTENSEN, C., et al. The Impact of Spontaneous Breathing During Mechanical Ventilation. *Current Opinion in Critical Care*, Feb 2006, vol. 12, no. 1, pp. 13-18. ISSN 1070-5295.
- [13] CHATBURN, R. L. Computer Control of Mechanical Ventilation. *Respiratory Care*, May 2004, vol. 49, no. 8, pp. 507-517. ISSN 0020-1324.
- [14] SESSLER, C. N. Sedation, Analgesia, and Neuromuscular Blockade for High-Frequency Oscillatory Ventilation. *Critical Care Medicine*, Mar 2005, vol. 33, no. 3, pp. S209-S216. ISSN 0090-3493.
- [15] VAN HEERDE, M., et al. Imposed Work of Breathing During High-Frequency Oscillatory Ventilation: A Bench Study. *Critical Care*, Feb 2006, vol. 10, no. 1, pp. R23. ISSN 1364-8535.
- [16] FESSLER, H. E., et al. A Protocol for High-Frequency Oscillatory Ventilation in Adults: Results from a Roundtable Discussion. *Critical Care Medicine*, Jul 2007, vol. 35, no. 7, pp. 1649-1654. ISSN 0090-3493.
- [17] ROUBIK, K., et al. Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Nov 2011, vol. 58, no. 11, pp. 3225-3233. ISSN 0018-9294.
- [18] VAN HEERDE, M., et al. Demand Flow Facilitates Spontaneous Breathing during High-Frequency Oscillatory Ventilation in a Pig Model. *Critical Care Medicine*, Mar 2009, vol. 37, no. 3, pp. 1068-1073. ISSN 0090-3493.

- [19] VAN HEERDE, M., et al. Spontaneous Breathing during High-Frequency Oscillatory Ventilation Improves Regional Lung Characteristics in Experimental Lung Injury. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, Nov 2010, vol. 54, no. 10, pp. 1248-1256. ISSN 0001-5172.
- [20] RIMENSBERGER, P. C. Allowing for Spontaneous Breathing During High-Frequency Oscillation: The Key for Final Success? *Critical Care*, Jul 2006, vol. 10, no. 4, pp. 155. ISSN 1364-8535.



**doc. Ing. Karel Roubík, Ph.D.**

**Osobní údaje:**

|                     |                                                                                                                                                 |
|---------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Jméno a příjmení:   | Karel Roubík                                                                                                                                    |
| Tituly:             | doc. Ing., Ph.D.                                                                                                                                |
| Datum narození:     | 11. května 1971                                                                                                                                 |
| Místo narození:     | Náchod, Česká republika                                                                                                                         |
| Národnost:          | česká                                                                                                                                           |
| Státní příslušnost: | Česká republika                                                                                                                                 |
| Trvalé bydliště:    | Náchod, Bartoňova 1489, 547 01                                                                                                                  |
| Přechodné bydliště: | Praha 6 – Dejvice,<br>Na Vlčovce 2040/2b                                                                                                        |
| Adresa pracoviště:  | České vysoké učení technické v Praze<br>Fakulta biomedicínského inženýrství<br>Katedra biomedicínské techniky<br>nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno |
| Mobilní telefon:    | +420 603 479 901                                                                                                                                |
| Telefon:            | +420 224 358 498                                                                                                                                |
| Fax:                | +420 312 608 204                                                                                                                                |
| E-mail:             | roubik@fbmi.cvut.cz                                                                                                                             |

**Dosažené vzdělání:**

Habilitační řízení v oboru „biomedicínské inženýrství“ na Fakultě strojní Technické univerzity v Košicích, habilitační práce s názvem „Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace“, udělen titul docent s účinností od 1. 12. 2006.

Doktorské studium na ČVUT Praha, katedře radioelektroniky FEL, 1995–1998. Výsledek rigorózní zkoušky ze dne 11. 3. 1998: „prospěl s vyznamenáním“. Disertační práce na téma „Optimalizace umělé plicní ventilace“ obhájena 10. ledna 2001 a byl udělen titul Ph.D.

Elektrotechnická fakulta ČVUT v Praze, obor radioelektronika, specializace lékařská elektronika, 1989–1994. Výsledek státní závěrečné zkoušky: „výborně, s vyznamenáním“. Vysokoškolský diplom s vyznamenáním.

**Vzdělávací kurzy:**

Mechanical Ventilation 2012 (AARC, 9. listopadu 2012, New Orleans, Louisiana, USA); Mechanical Ventilation (AARC, 4. prosince 2009, San Antonio, Texas, USA); Fluid dynamics of biological flows (VKI – von Karman Institute for Fluid Dynamics, 17.–21. květen 2010, Sint-Genesius-Rode, Belgium); Current Issues in Mechanical Ventilation (AARC, 5. prosince 2010, Las Vegas, Nevada, U.S.A.); Statistics for Biomedicine and Health Care (The European Centre for Medical Informatics, Statistics and Epidemiology (EuroMISE Centre), Department of Medical Informatics, Institute of Computer Science of the Academy of Sciences of CR, 2008: summer semester, Prague, Czech Republic)

**Praxe:**

Datum: 2004 – dosud

Zaměstnavatel: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Pozice: Docent (od 2006), odborný asistent (od 2004 do 2006), vědecko-výzkumný a pedagogický pracovník, zástupce vedoucího katedry biomedicínské techniky (2007–2009 a 2011–2012)

Datum: 1999 – 2010

Zaměstnavatel: Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta

Pozice: Lektor

Datum: 1994 – 2004

Zaměstnavatel: České vysoké učení technické v Praze,

Elektrotechnická fakulta

Pozice: výzkumný pracovník, odborný asistent

Datum: 1998 – dosud

Zaměstnavatel: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví v Praze (IPVZ)

Pozice: Lektor v rámci několika oborů, člen komise SZZ

### **Výzkumná spolupráce (pouze aktuální):**

Institute: SensorMedics, Yorba Linda, California, USA (2004 – dosud)

Téma výzkumu: Vývoj zařízení pro podporu spontánní ventilace při vysokofrekvenčních ventilačních režimech

Institute: VU University Medical Center, Pediatric Intensive Care, Amsterdam, The Netherlands (2005 – dosud)

Téma výzkumu: Optimalizace umělé plicní ventilace, návrh a vývoj Demand Flow systému pro podporu spontánní ventilace při HFOV, využití elektrické impedanční tomografie při plicní diagnostice, animální experimenty

Institute: Christiana Care Health System, Respiratory Department, Newark, Delaware, USA (2011 – dosud)

Téma výzkumu: Studium vlivu vysokofrekvenční oscilační ventilace na hemodynamiku, optimalizace ventilačních parametrů při HFOV, animální experimenty

Institute: Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Klinika anesteziologie a resuscitace, Praha (1998 – dosud)

Téma výzkumu: Klinický výzkum vysokofrekvenční oscilační ventilace dospělých, monitoring HFOV, animální studie

Institute: Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Thomayerova nemocnice, Praha – Krč, Klinika anesteziologie a resuscitace (2007 – dosud)

Téma výzkumu: Technické řešení aplikace helioxu v respirační péči, klinický výzkum efektu helioxu u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN)

Institute: Ústřední vojenská nemocnice v Praze, Klinika anesteziologie a resuscitace (2012 – dosud)

Téma výzkumu: Využití elektrické impedanční tomografie při monitorování umělé plicní ventilace a diagnostice plic

### **Zahraniční odborná praxe:**

Země: Spojené státy americké

Datum: listopad 2010

Podrobnosti: Třítýdenní praxe zaměřená na praktické, organizační i legislativní otázky umělé plicní ventilace v klinických podmínkách i v podmínkách homecare. Fellowship udělený Americkou společností pro respirační péči. Praxe probíhala ve dvou centrech:

(1) Christiana Care Health System, Respiratory Department, Newark, Delaware, USA

(2) Freeman Health System, Respiratory Services, Joplin, Missouri, USA

Země: Spojené státy americké

Datum: prosinec 2009

Podrobnosti: Louisiana State University, Virginia K. Shehee Biomedical Research Institute, 1501 Kings Highway Suite 5303, Shreveport, LA 71103, USA: týdenní stáž

Země: Irsko

Datum: červen – červenec 2005

Podrobnosti: Sligo Institute of Technology, Ballinode, Sligo: Lékařské přístroje a zařízení, modelování v biomedicíně, studijní stáž, přednášky

Země: Irsko

Datum: květen – červen 2004

Podrobnosti: Sligo Institute of Technology, Ballinode, Sligo: pedagogická praxe, lékařská přístrojová technika pro ARO a JIP, senzory a měření v medicíně

Země: Nizozemí

Datum: únor 2004

Podrobnosti: TNO Physics and Electronics Lab, Oude Waalsdorperweg 63, 2509 JG The Hague, výzkum vizuální percepce, řešení výzkumného projektu

Země: Francie

Datum: leden – únor 2000

Podrobnosti: TIMA laboratory, INPG and University of J. Fourier, Grenoble: výzkum a řešení projektu: Tranzistory ISFET pro měření koncentrace iontů v biomedicíně

## Ocenění:

13th Annual John H. Emerson Award for research, cena udělena 25. 3. 2010 na 27th High-Frequency Ventilation of Infants, Children, and Adults Conference, Snowbird Resort, Utah, USA. March 23–27, 2010. Prezentovaná studie: K. Roubik, M. van Heerde, V. Kopelent, D.G. Markhorst: Spontaneous Breathing During High Frequency Oscillatory Ventilation in a Porcine Model: Improvement of Lung Aeration and Ventilation Shown by Electrical Impedance Tomography.

10th Annual John H. Emerson Award for research, cena udělena 29. 3. 2007 na 24rd High-Frequency Ventilation of Infants, Children, and Adults Conference, Snowbird Resort, Utah, USA. March 28–31, 2007. Prezentovaná studie: K. Roubik, M. van Heerde, V. Kopelent, D.G. Markhorst: Maintaining Spontaneous Breathing and the Imposed Work of Breathing Reduction during HFOV in Pigs.

9th Annual John H. Emerson Award for research (Cena udělena M. van Heerde, hlavnímu autorovi), 23rd High-Frequency Ventilation of Infants, Children, and Adults Conference, Snowbird Resort, Utah, USA. March 29–April 1, 2006. Oceněná studie: M. van Heerde, K. Roubik, V. Kopelent, M. Sinaasappel, F.B. Plötz, D.G. Markhorst: Reduction of Imposed Work of Breathing during High-Frequency Ventilation: A Bench Study.

Cena ministrině školství udělená na 40th International Film Festival TECHFILM 2002 za výukový videoprogram “Tomografické zobrazovací systémy v medicíně – Výpočetní tomografie” (spoluautor s J. Hozmanem).

Stříbrná medaile Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy udělená na 40th International Film Festival TECHFILM 2002 za výukový videoprogram “Tomografické zobrazovací systémy v medicíně – Výpočetní tomografie” (spoluautor s J. Hozmanem).

Cena Siemens za nejlepší disertační práci. Udělena v roce 2001, Siemens a Fórum průmyslu a vysokého školství.

Ocenění za nejlepší příspěvky na konferencích: 9th Congress of ČSARIM (Czech society for anesthesiology and critical care medicine) v roce 2002; International conference Poster v roce 1996 a 2000; 4th International Conference on Advanced Engineering Design v roce 2004.

Cena rektora ČVUT v Praze za rok 2011 udělená za vynikající vědecký výsledek.

Cena rektora ČVUT v Praze za rok 2007 pro nejlepší výzkumný tým.

Reference v Who's Who (Marquis):

Who's Who in Medicine and Healthcare (od 2004)

Who's Who in the World (od 2005)

Who's Who in Science and Engineering (od 2005).

### **Členství v mezinárodních organizacích:**

Místopředseda výboru mezinárodní odborné společnosti IMEKO—International Measurement Confederation, Technical Committee TC-13: Measurements in Biology and Medicine. Budapest, Hungary (od 2011), člen výboru od 2006

Člen výboru: The International Association of Science and Technology for Development (IASTED), Technical Committee on Biomedical Engineering. Calgary, Alberta, Canada (od 2003 do 2006)

Člen: American Association for Respiratory Care (AARC). Irving, TX, U.S.A. (od 2003)

Člen: American Chemical Society (ACS). Washington, DC, U.S.A. (od 2010)

Člen výboru Společnosti biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky ČLS JEP, Praha, Česká republika (člen od 2000, člen výboru od 2005)

Člen České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně, Praha, Česká republika (od 2000)

### **Pedagogická činnost:**

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, od 2004 dosud.

Bakalářské a magisterské předměty: Speciální přístrojová technika pro anesteziologii a resuscitační péči, Respirační terapie 1–3, Základy urgentní medicíny, Technika v přednemocniční neodkladné péči a akutní nemocniční péči, Fyzikální chemie, Tomografické zobrazovací systémy, Lékařské přístroje a zařízení, Konvenční zobrazovací systémy v biologii a lékařství, Zobrazování magnetickou rezonancí a impedanční tomografie, Práce s informačními zdroji a metodologie výzkumu, Přístrojová technika v radiologii, Biologické signály, Mechanika tekutin v biomedicině.

Doktorské předměty: Nekonvenční umělá plicní ventilace, Metodologie vědeckého výzkumu, Biologické signály, Metody a prostředky umělé plicní ventilace.

Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, od 1999 do 2010. Předměty: Technické aspekty lékařských přístrojů 1 a 2, Zobrazovací technika 1 a 2.

České vysoké učení technické v Praze, Elektrotechnická fakulta, od 1994 do 2004 několik bakalářských a magisterských předmětů, od 2004 dosud pouze doktorské předměty: Geneze a analýza biosignálů, Technika medicínských přístrojů a Problematika biomedicínského inženýrství v klinické praxi.

Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví v Praze (IPVZ), od 1998 dosud několik předmětů během postgraduálních programů zaměřených na anesteziologii a neodkladnou péči a programů Biomedicínský inženýr a Biomedicínský technik.

ESEM – European Society for Engineering and Medicine v průběhu European Summer School of Biomedical Engineering, Trinity College, Dublin, Irsko, 6.–15. června 2009, 11.–23. června 2010 a 10.–22. června 2011.

Sligo Institute of Technology, Ballinode, Irsko, přednášky a semináře v období květen–červen 2004 a květen–červen 2005.

**Vyžádané přednášky:**

Roubik K.: Mechanism of gas exchange in high frequency oscillatory ventilation. Louisiana State University, Virginia K. Shehee Biomedical Research Institute, 1501 Kings Highway Suite 5303, Shreveport, LA 71103, Louisiana, USA., 9. prosince 2009.

Roubik K.: Spontaneous breathing during high-frequency ventilation. University Hospital, RWTH Aachen University, Pauwelsstraße 30, 52074 Aachen, Germany, 19. listopadu 2010.

Roubik K.: Electrical impedance tomography in optimisation of artificial lung ventilation strategy. 8th Czech-Slovak Conference Trends in Biomedical Engineering, Bratislava, Slovenská republika, 16. září 2009.

Roubik K.: Artificial Lung Ventilation. JUST—Jordan University of Science and Technology, Faculty of Engineering, Irbid 22110, Jordánsko, 25. září 2007.

Roubik K.: How would dinosaurs improve our jerky breathing: A lesson from the physiology of the largest animals ever to walk the earth. 4th YBECE 2010. 1. 6. 2009. Košice, Slovenská republika.

Roubik K., Pacht J.: Problems of high-frequency ventilation. International Symposium: Acute Lung Injury, Acute Respiratory Distress Syndrome, Pneumonias in Critical States. Praha, 2. července 2007.

Roubik K.: Differences in Intrapulmonary Gas Distribution with Conventional Ventilation and HFOV. 50th AARC International Respiratory Congress. Congress Lecture Series of 50th International Respiratory Congress, New Orleans. Irving: American Association for Respiratory Care, 2004, 85 s.

**Další aktivity:**

Vedoucí redaktor časopisu Lékař a Technika, vydavatel: Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky, Česká lékařská společnost J. E. Purkyně



Lektor, člen a předseda zkušební komise MZd ČR v rámci AKK IPVZ (biomedicínský technik, biomedicínský inženýr), IPVZ v Praze (2006–2010)

Interní člen vědecké rady ČVUT FBMI

Člen oborové rady doktorského studia ČVUT FBMI

Místopředseda Etické komise ČVUT FBMI

Člen expertního týmu FBMI ČVUT pro expertní analýzy v oblasti posuzování parametrů zdravotnických prostředků

Vedení doktorských studentů: 3 úspěšní absolventi PGS studia (u dalších dvou jako školitel specialista), 7 doktorských studentů

#### **Patent:**

Patent PV302127: Roubík K., Pachl J., Zábrodský V.: Zařízení k provádění vysokofrekvenční objemově řízené umělé plicní ventilace. Úřad průmyslového vlastnictví, Praha, 3. 11. 2010

#### **Vybrané publikace:**

Roubík K, Zazula R, Strnadová A, Zábrodský V, Spálený A, Müller M, Chlumský J, Tyll T: Spontaneous breathing of heliox using a semi-closed circuit: A bench study. *International Journal of Artificial Organs* 2012; 35 (6): 466-470. ISSN 0391-3988. DOI: 105301/ijao.5000088. (IF = 1,88)

Roubík K., Rafl, J., van Heerde, M., Markhorst, D.G.: Design and Control of a Demand Flow System Assuring Spontaneous Breathing of a Patient Connected to an HFO Ventilator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, vol. 58, No. 11, pp. 3225-3233. ISSN 0018-9294, DOI: 10.1109/TBME.2011.2165541. (IF = 2,28)

Roubik, K., Pachl, J., Zabrodsky, V.: Normocapnic High Frequency Oscillatory Hyperventilation Increases Oxygenation in Pigs. *Physiological Research*. 2011, vol. 60, no. 5, pp. 749-755. ISSN 0862-8408. (IF = 1,56)

van Heerde M., Roubik K., Kopelent V., Kneyber M. C. J., Markhorst D. G.: Spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation improves regional lung characteristics in experimental lung injury. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 54, no. 10, pp. 1248-1256, 2010. (IF = 2,19)

van Heerde M., Roubik K., Kopelent V., Plötz F.B., Markhorst D.G.: Demand flow facilitates spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation in a pig model. *Critical Care Medicine*, vol. 37, no. 3, pp. 1068-1073, 2009. (IF = 6,33)

van Heerde M., Roubik K., Kopelent V., Plötz F.B., Markhorst D.G.: Unloading work of breathing during high-frequency oscillatory ventilation: a bench study. *Critical Care*, vol. 10, no. 4, R103, 2006. (IF = 4,61)

van Heerde M., van Genderingen H.R., Leenhoven T., Roubik K., Plötz F.B., Markhorst D.G.: Imposed work of breathing during high-frequency oscillatory ventilation: a bench study. *Critical Care*, vol. 10, no. 1, R23, pp. 23–29, 2006. (IF = 4,61)

Pachl J., Roubik K., et al: Normocapnic High-Frequency Oscillatory Ventilation Affects Differently Extrapulmonary and Pulmonary Forms of Acute Respiratory Distress Syndrome in Adults. *Physiological Research*, vol. 55, no. 1: 15-24, 2006. (IF = 1,56)

Pachl J., Brož L., Kripner J., Fric M., Roubík K. et al.: Initial Optimal HFOV Continuous Distension Pressure in Prone in a Paediatric Burn: Case Report. *Burns*, vol. 30, no. 2, pp. 192–196, 2004. (IF = 1,96)

Pachl J., Roubík K.: *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí*. Vysokoškolská učebnice. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2003 374 s. ISBN 80-246-0479-5.

Roubík K., Hozman J.: Tomografické systémy v lékařství – CT (Tomographic Imaging Methods in Medicine – CT). Výukový videoprogram, CTU, 2003 (v českém jazyce) a 2004 (v anglickém jazyce).

Roubík, K., O'Neill, C., Smith, S.: English for Biomedical Professionals. 1. ed. CTU Publishing House, Praha, 2005. 107 pp. ISBN 80-01-03224-8.

Roubík, K., Motyčková E., Denney P., Poncová E.: English for Biomedical and Electrical Engineering Scientists. 1. ed. CTU Publishing House, Praha, 2009. 214 pp. ISBN 978-80-01-04283-0.

Roubík, K.: Fyzikální chemie pro biomedicínské inženýrství, vysokoškolská skripta. 1. Ed. ČVUT, Praha 2007. 145 s. ISBN 978-80-01-03788-1.

Roubík, K. Rožánek M., Grunes R.: Speciální senzorová a přístrojová technika, vysokoškolská skripta, ČVUT, Praha 2008.

**Kladné ohlasy na publikace – citace s vyloučením autocitací:**

Počet citací v ISI Web of Knowledge: 68  
Počet doplňkových citací ve SCOPUS: 13  
Počet citací mimo ISI WoK a SCOPUS: 64

**h-index podle ISI Web of Knowledge včetně autocitací: 7**