

# MODELOVÁNÍ BIOLOGICKÝCH SYSTÉMŮ METODOU ELEKTRICKÝCH ANALOGIÍ A JEJÍ APLIKACE NA RESPIRAČNÍ SOUSTAVU

Karel Roubík

ČVUT Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno

## Souhrn

V článku jsou nejprve diskutovány různé možnosti přístupu ke studiu biologického systému a z nich vyplývající možnosti jeho modelování. Dále jsou hledány v jednotlivých systémech analogické veličiny a vztahy, které systémy popisují. Je ukázáno, že veličiny analogické elektrickému odporu, kapacitě, indukčnosti a dalším prvkům je možné najít v různých systémech, jako je systém mechanický, termodynamický, fluidický či difúzní. Je ukázán způsob převodu libovolného z těchto systémů na jeho elektrickou analogii a jsou diskutovány výhody tohoto postupu pro modelování a řešení problémů složitějších soustav. V závěru je ukázána aplikace metody elektrických analogií při modelování respirační soustavy.

## Klíčová slova

model, biologický systém, elektrická analogie

## Abstract

MODELLING OF BIOLOGICAL SYSTEMS USING A METHOD OF ELECTRICAL ANALOGIES AND ITS APPLICATION ON THE RESPIRATORY SYSTEM.

Different possibilities of a biological system analysis and corresponding techniques of a biological system modelling are discussed in the beginning. Then, analogous variables and relations are searched in different systems. It is shown that variables equivalent to the electrical resistance, capacitance, inductance and other components can be defined in any other subsystem, e.g. thermal, mechanical, diffusion, fluidic, etc. An algorithm of conversion of any particular system into its electrical analogy is described. Advantages of this procedure for system modelling and analysis are summarised. Finally, application during modelling of the respiratory system is described.

## Keywords

model, biological system, electrical analogy

## Úvod

Předmětem zájmu biomedicínského inženýra či lékaře je živý organismus, na kterém můžeme definovat nějaký systém. Co ale odlišuje biologický systém od ostatních systémů, je jeho značná složitost. Při bližším pohledu v něm můžeme rozeznat dílčí systémy mechanické, fluidické, termodynamické, elektrické, difúzní, chemické a další, které jsou navíc navzájem propojeny a vzájemně se ovlivňují. Studium každého z těchto dílčích systémů se zabývá samostatný vědní obor.

Budeme-li chtít popsat celý živý organismus, jen velmi obtížně se nám podaří sestavit dostatečně velký počet rovnic nejrůznějších typů, pomocí nichž by bylo možné postihnout všechny děje v organismu probíhající a všechny vztahy platící mezi nimi. Vzniklá soustava rovnic by navíc byla obtížně řešitelná. Detailní popis si můžeme do-

volit jen tehdy, vybereme-li si z celého organismu jen nějakou malou část – můžeme si ji označit jako podsystém, kterou lze pro studium konkrétního jevu jednoznačně oddělit od zbytku organismu a vztahy se zbytkem organismu, mající vliv na sledovaný jev, lze jednoduše definovat a popsat. Takto můžeme vytvořit model buněčné membrány pro studium prostupu farmaka do cytoplasmy, model alveolu pro posouzení vlivu plicního surfaktantu na tlakově-objemovou charakteristiku alveolu a podobně. Při popisu větších podsystémů biologického objektu se musíme detailního a exaktního popisu vzdát a musíme se místo toho soustředit na makroskopický popis chování tohoto podsystému. K jeho popisu musíme přistupovat způsobem obvyklým v technice, tj. pro vztah mezi veličinami používat přenosové funkce, impulsové odezvy a podobně.

Tyto funkce je často nutné odvodit analýzou reakcí systému na nějaký podnět, sledovaných například při experimentu, protože odvození těchto funkcí přímo z detailní struktury subsystému a elementárních dějů, které v něm probíhají, je mnohdy neproveditelné. Mají-li být výsledky aplikovatelné v klinické praxi a mají-li být jednotlivé matematické algoritmy používány v reálném čase, potom nám jiný než vnější systémový přístup k popisu jevu či soustavy nezbyvá. Rychlost a jednoduchost popisu či algoritmu je však vyvážena zvýšenou nepřesností a postihnutím jen několika hlavních veličin, které mají na sledovaný podsystém vliv.



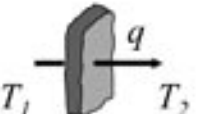


### Analogie a analogické veličiny v různých systémech

V úvodu byly jmenovány některé systémy, které jsou součástí organismu, např. mechanický, fluidický, termodynamický, elektrický a difúzní. Pro modelování těchto systémů můžeme využít jejich vzájemnou dualitu. Pro každý systém je totiž definováno několik proměnných, pomocí nichž je možné popsat všechny děje, ke kterým v něm dochází. Mezi těmito veličinami platí v jednotlivých systé-

mech duální vztahy. To znamená, že tvar rovnic, které popisují vztahy mezi veličinami, je ve všech systémech stejný. Liší se jen použitými veličinami.

Podívejme se ku příkladu na dvě základní veličiny z jednotlivých systémů a na základní vztah, který mezi nimi platí. V elektrických systémech existují dvě základní veličiny: napětí  $U$  a proud  $I$ . Vztah mezi těmito veličinami měřenými na ztrátovém elektrickém vodiči popisuje Ohmův zákon. Tento zákon říká, že napětí na koncích vodiče je úměrné proudu, který vodičem protéká. Konstantou úměrnosti je odpor (rezistance)  $R$ . Elektrický proud je zde veličinou podélnou, která teče z jednoho konce vodiče na druhý. Napětí je veličina příčná, měřená na každém konci vodiče. Aby proud mohl vodičem téci, musí být napětí na začátku vodiče jiné než na jeho konci. Odpor vodiče  $R$  lze vypočítat z jeho rozměrů a měrného odporu materiálu  $\rho$ , ze kterého je vodič vyroben. Odpor vodiče  $R$  při stejném  $\rho$  je tím větší, čím je vodič delší a čím je jeho průřez menší. Definiční vztah elektrického odporu je uveden na Obr. 1 a).

Na Obr. 1 b) je schematicky znázorněn úsek trubice, kterou protéká tekutina. Jedná se tedy o fluidický systém. Na obou koncích trubice můžeme definovat tlak  $p$  tekutiny, což je veličina příčná, analogická napětí  $U$  v elektrických soustavách. Podélnou veličinou je v případě trubice průtok  $q$ . Vztah mezi tlakem  $p$  a průtokem  $q$  je analogický

Druh systému	Schematické znázornění rezistance R	Veličiny definující rezistancí R	Výpočet rezistance R	Vztah definující rezistancí
a) Elektrický		$U$ ... napětí $I$ ... proud	$\rho \frac{x}{S}$ elektrický odpor	$U_1 - U_2 = \left( \rho \frac{x}{S} \right) I$
b) Fluidický		$p$ ... tlak $q$ ... průtok	$\frac{8\mu}{r^2} \frac{x}{S}$ průtočný odpor	$p_1 - p_2 = \left( \frac{8\mu}{r^2} \frac{x}{S} \right) q$
c) Tepelný		$T$ ... teplota $q$ ... tepelný tok	$\frac{1}{\lambda} \frac{x}{S}$ tepelný odpor	$T_1 - T_2 = \left( \frac{1}{\lambda} \frac{x}{S} \right) q$
d) Mechanický		$F$ ... síla $v$ ... rychlost	$\frac{1}{\mu} \frac{x}{S}$ mechanický odpor	$F_1 - F_2 = \left( \frac{1}{\mu} \frac{x}{S} \right) v$
e) Difúzní		$c$ ... koncentrace $J$ ... difúzní tok	$\frac{1}{D} \frac{x}{S}$ difúzní odpor	$c_1 - c_2 = \left( \frac{1}{D} \frac{x}{S} \right) J$

Obr. 1: Analogie elektrického odporu v různých systémech. Jednotlivé symboly jsou vysvětleny v textu.

Ohmovu zákonu, neboť tlakový úbytek na trubici je úměrný velikosti průtoku. Konstantou úměrnosti je veličina analogická elektrickému odporu  $R$ , která se ve fluidice nazývá průtočný odpor  $R_p$ , jehož definice je uvedena na Obr. 1 b). Průtočný odpor (analogicky elektrickému odporu  $R$ ) je tím větší, čím je trubice delší a čím je její vnitřní průřez menší. V tomto vztahu  $\mu$  označuje kinematickou viskozitu proudící tekutiny.

Tepelný odpor  $R_T$  je definován vztahem uvedeným na Obr. 1 c). Popisuje úměru mezi podélnou veličinou nazývanou tepelný tok  $q$  a příčnou veličinou, kterou je teplota  $T$ . Tepelný odpor vrstvy je opět tím větší, čím je vrstva tlustší a její plocha menší. V mechanických soustavách můžeme analogii Ohmova zákona najít mezi podélnou veličinou rychlostí  $v$  a příčnou veličinou, kterou je síla  $F$ . Konstanta úměrnosti se zde nazývá mechanický odpor  $R_M$  a je definována na Obr. 1 d). I v jiných soustavách můžeme definovat odpor, pokud se nám podaří najít veličiny analogické napětí (příčná veličina) a proudu (podélná veličina). Příkladem může být soustava difúzní, kde za příčnou veličinu můžeme považovat koncentraci  $c$  a za podélnou veličinu difúzní tok  $J$ , jak je uvedeno na Obr. 1 e), kde  $D$  je difúzní konstanta. Difúzní odpor  $R_D$  zde opět přímo závisí na tloušťce vrstvy, tj. délce difúzní dráhy  $x$ , a nepřímo na difúzní ploše  $S$ .

Obecně můžeme odpor v libovolné soustavě definovat jako poměr příčné a podélné veličiny:

$$R = (\text{příčná veličina}) / (\text{podélná veličina}). \quad (1)$$

Pro tento definiční vztah, aby se jednalo o odpor, musí platit, že čas je v rovnici přítomen, přesněji v jednotce odporu, v liché mocnině. Ve všech předešlých případech byla tato podmínka splněna, neboť elektrický proud je v podstatě náboj prošlý za sekundu, fluidický průtok má jednotku litr za sekundu, tepelný tok se vyjadřuje v joulech za sekundu, mechanická rychlost je v metrech za sekundu a difúzní tok se vyjadřuje v molech za sekundu.

Další charakteristickou vlastností, kterou je možné najít ve všech soustavách, je akumulace či hromadění energie nebo hmoty. V elektrických soustavách tuto funkci vykonává prvek zvaný kapacitor (což je označení pro beztrátový kondenzátor), který v sobě hromadí elektrický náboj. Velikost náboje  $Q$  nahromaděného v kapacitoru je přímo úměrná napětí  $U$  na kapacitoru a můžeme pro něj napsat jednoduchou rovnici

$$Q = C \cdot U, \quad (2)$$

kde konstantou úměrnosti je kapacita  $C$  kapacitoru.

Kapacita je potom definována vztahem

$$C = Q / U. \quad (3)$$

V ostatních soustavách je pojem kapacity definován duálně a má principiálně stejný význam. Tak například ve fluidických soustavách náboji odpovídá objem tekutiny. Protože elektrický proud je definován vztahem

$$i = dQ / dt, \quad (4)$$

odkud

$$Q = \int i(t) dt + Q_0, \quad (5)$$

je ve fluidických soustavách průtok definován duálním vztahem k rovnici (4)

$$q = dV / dt \quad (6)$$

odkud

$$V = \int q(t) dt + V_0. \quad (7)$$

Schopnost akumulace objemu tekutiny je tedy definována analogicky k (3) vztahem

$$C = V / p \quad (8)$$

a nazývá se poddajnost či compliance. V tepelných soustavách se v akumulačním prvku hromadí teplo  $Q$ . Pro tento prvek je zavedena veličina nazvaná tepelná kapacita  $C$  a je definována vztahem

$$C = Q / T. \quad (9)$$

V mechanické soustavě je hromadící se veličinou potenciální energie, protože časový integrál z rychlosti je výchylka  $\xi$

$$\int v dt = \xi \quad (10)$$

a v difúzní soustavě je hromadící se veličinou látkové množství, neboť

$$\int J dt = n. \quad (11)$$

Odpovídající kapacity se v těchto systémech nazývají poddajnost a difúzní kapacita.

Obecně lze akumulační schopnost, nazývanou větší kapacita, definovat v libovolném systému stejným obecným tvarem (1) jako odpor:

$$C = (\text{příčná veličina}) / (\text{podélná veličina}), \quad (12)$$

s tím zásadním rozdílem, že v tomto definičním vztahu, přesněji v jednotkách kapacity, vystupuje čas v sudé mocnině. Nula je zde považována za sudé číslo, jak plyne z předchozích odstavců.

Další důležitou vlastností v elektrických systémech je indukčnost, která bývá spojována zejména se setrvačnými vlastnostmi soustavy. Pro odvození analogie indukčnosti např. v mechanických soustavách vyjdeme ze základního vztahu pro indukčnost elektrickou:

$$U = L \frac{dI}{dt}. \quad (13)$$

Přepíšeme-li tento vztah pro mechanickou soustavu, tedy místo napětí budeme psát sílu a místo proudu budeme psát rychlost, dostaneme vztah:

$$F = L_M \frac{dv}{dt} = L_M \cdot a = m \cdot a, \quad (14)$$

ve kterém časová derivace rychlosti je zrychlení  $a$  soustavy a mechanická analogie indukčnosti  $L_M$  je hmotnost pohybujícího se prvku. Výsledný vztah je druhý Newtonův pohybový zákon – zákon síly. Obdobně bychom mohli definovat analogie indukčnosti v ostatních soustavách.

Obě veličiny indukčnost a kapacita mají akumulační charakter, proto je lze definovat stejným obecným vztahem (12), uvedeným pro kapacitu  $C$ , s podmínkou sudé mocniny času v tomto definičním vztahu. Potom zpravidla

**Mechanický  
translační  
systém**

**Veličiny  
elektro-mechanické  
analogie:**

Mechanická veličina		Elektrická veličina	
$F$	síla	$U$	napětí
$v$	rychlost	$I$	proud
$\xi$	výchylka	$Q$	náboj
$m$	hmotnost	$L$	indukčnost
$R$	odpor	$R$	odpor
$C$	poddajnost	$C$	kapacita

**Příklady analogických veličin a rovnic:**

Hmotnost / Indukčnost	Poddajnost / Kapacita
$F = m \cdot a = m \frac{dv}{dt}$ <p><i>Druhý Newtonův zákon</i></p>	$F = k\xi = \frac{1}{C} \xi$ <p><i>Hookův zákon pružnosti</i></p>
$U = L \frac{dI}{dt}$ <p><i>Napětí na cívce</i></p>	$U = \frac{1}{C} Q$ <p><i>Napětí na kondenzátoru</i></p>

Obr. 2: Soubor analogických veličin a některé analogické zákony pro mechanický translační systém a systém elektrický.

la zlomek, ve kterém čas vystupuje v nulté mocnině, neboli nevystupuje vůbec, definuje analogii kapacity, a zlomek, ve kterém je čas ve druhé mocnině, zpravidla definuje analogii indukčnosti. Avšak stejnou akumulární vlastnost, například poddajnost plic, lze vyjádřit jak analogií kapacity, tak indukčnosti. To závisí na přiřazení veličin ve sledovaném systému veličinám elektrickým, které může být téměř libovolné. Při dodržování logických souvislostí a analogií mezi systémy lze však přiřazení považovat za jednoznačné.

Z předešlého odvození analogie indukčnosti (14) v mechanické soustavě je zřejmé, že při odvozování analogických veličin jsme schopni odvodit i analogické fyzikální zákony. Tuto vlastnost lze s výhodou využít při modelování systémů. Jako příklad je na Obr. 2 uveden soubor analogických veličin a některých analogických zákonů pro mechanický a elektrický systém.

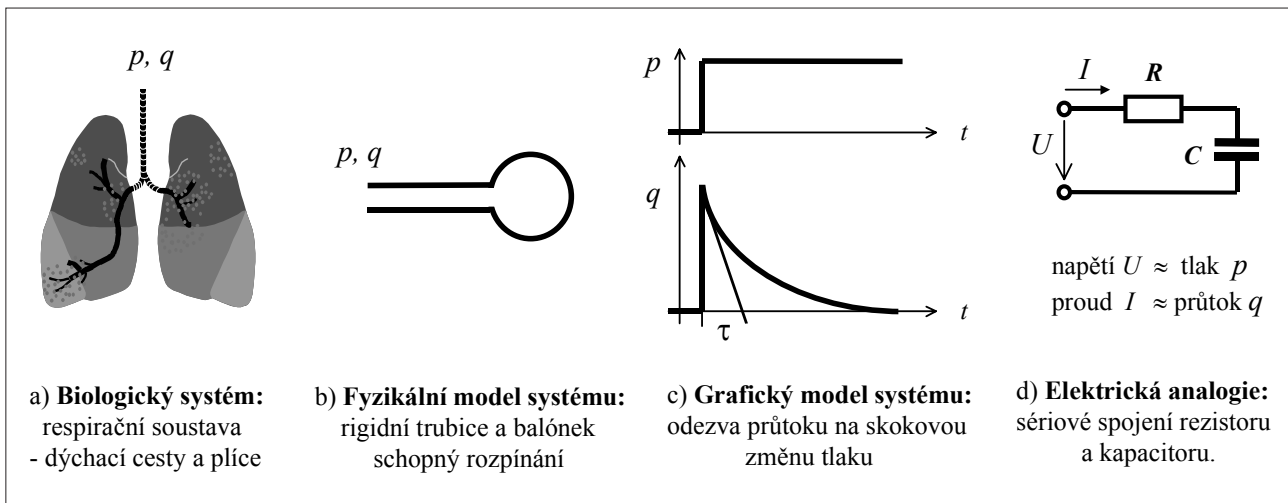
### Tvorba elektrických analogií systémů a jejich výhody

Důvodů, proč se při řešení nejrůznějších soustav používá analogie s elektrickými obvody, je mnoho. Mezi ně patří například tyto:

1. Metodika řešení elektrických obvodů je neobyčejně zevrubně propracovaná a existuje značné množství pomocných algoritmů a metod.

2. Pro řešení libovolného systému lze využít postupy v daném systému netradiční, které jsou však běžné v elektrických systémech, jako například Fourierovu analýzu, studium rezonančních vlastností, využívání fázorů, zavedení přenosů apod.
3. Pro řešení elektrických systémů existuje značné množství kvalitních počítačových programů, ať už na analýzu obvodů, na jejich návrh, simulaci, optimalizaci či na řešení rozložení veličin elektrického pole metodou konečných prvků apod. Všechny tyto programy jsou po zavedení analogie použitelné pro libovolný studovaný systém.
4. Důležitou výhodou používání elektrické analogie je možnost převedení různých druhů systémů tvořících jeden celek na jeden analogický systém elektrický, ve kterém jednotlivé části celého modelu reprezentují dílčí podsystémy (mechanické, tepelné, difúzní apod.), a studovaný systém lze tak jednoduše řešit jako jeden celek ve formě jednoho elektrického obvodu.

Jaký je rozdíl mezi modelem a elektrickou analogií? Tato otázka je zde položena proto, že v předchozím textu byly tyto termíny použity. Odpověď na ni však není jednoznačná. Zpravidla lze říci, že rozdíl mezi modelem a elektrickou analogií je v tom, že prvky modelu jsou popisovány pomocí stejných veličin, které jsou přítomny ve studovaném systému. Elektrickou analogií nazýváme většinou takový model soustavy, která pro popis prvků již používá analogické veličiny, jako je napětí, proud, náboj, in-



Obr. 3: Modelování a tvorba lineární analogie respirační soustavy pro konvenční umělou plicní ventilaci.

dukčnost apod. Často se však, zejména u jednoduchých elektrických analogií systémů, kreslí elektrické schéma obsahující typické elektrické prvky (rezistory, kapacitory, induktory, zdroje apod.), ale jsou k nim připisovány veličiny ze skutečného neelektrického systému. Tento způsob je samozřejmě možný vzhledem k úplné vzájemné dualitě všech systémů a mnohdy dává čtenáři lepší představu o funkci vytvořené analogie a o jejím vztahu ke skutečnosti.

Velmi zjednodušený postup tvorby lineární elektrické analogie respirační soustavy pro vyšetřování tlakově-průtokových charakteristik je znázorněn na Obr. 3. Modelovaná soustava je znázorněna na Obr. 3 a) a zajímá nás vztah mezi tlakem  $p$  a průtokem  $q$  na začátku dýchacích cest. Pro konvenční ventilaci, tj. malé frekvence, můžeme celou soustavu modelovat tuhou trubicí připojenou na balónek schopný rozpínání při zvyšujícím se tlaku. Vznikne tak fyzikální model respirační soustavy, jak ukazuje Obr. 3 b). Stejnou vypovídací hodnotu má i grafický model, který je znázorněn na Obr. 3 c). Tyto modely stále popisují vztah mezi průtokem a tlakem. Pro tvorbu následujícího modelu uvažujeme, že u trubice na Obr. 3 b) převažuje pouze její odporová složka a u kompresibilního objemu pouze jeho poddajnost. Za těchto předpokladů můžeme dospět k modelu na Obr. 3 d). Tento model již znázorňuje elektrickou analogii respiračního systému, neboť popisuje vztah mezi napětím a proudem, tedy mezi veličinami analogickými k tlaku a průtoku.

Přechod od modelu k jeho elektrické analogii je zřejmý. Jenom je nutné v tomto případě podotknout, že z Obr. 3 c) nejsme schopni určit konkrétní hodnoty odporu  $R$  a kapacity  $C$  pro elektrickou analogii, ale pouze časovou konstantu  $\tau$ , která je součinem těchto hodnot. Toto je situace zcela analogická vyšetřování elektrických obvodů. K určeni

ní jednotlivých hodnot  $R$  a  $C$  bychom museli doplnit k Obr. 3 c) další graf, který by byl narozdíl od uvedené dynamické odezvy statickou charakteristikou, ze které poddajnost (kapacita) jednoznačně vyplývá. Ve statické charakteristice se odporová složka neprojeví.

Uvedený příklad je velmi jednoduchý. Tuto použitou metodu elektro-akustické analogie je možné pro modelování respirační soustavy detailně rozpracovat. Každá trubice, z níž je respirační systém složen, má jak odporovou složku pro proudící plyn, tak setrvačné vlastnosti. Lze ji proto modelovat jako sériovou kombinaci odporu a inertance. Je možné přidat i příčnou poddajnost, uvažujeme-li stlačitelnost plynu v trubici. Spojením modelů dostatečně velkého počtu trubic respektujícím anatomickou strukturu respirační soustavy lze vytvořit přesný analogický model respirační soustavy.

Na stejném principu lze zkonstruovat například modely cévního řečiště, modelovat přenosové vlastnosti sluchového aparátu, počítat tepelné ztráty organismu apod. Ani velká složitost vzniklých modelů nebývá překážkou, protože zde lze velmi často najít pravidla pro jejich zjednodušení. V neposlední řadě nám může výrazně pomoci výpočetní technika, pro kterou nebývají vytvořené modely komplikací.

## Závěr

V předchozích odstavcích byly popsány hlavní principy a zásady pro tvorbu elektrických analogií libovolných soustav, včetně výhod, které tato metoda analýzy a modelování biologických systémů přináší.

Použitím elektrických analogií lze nejen řešit problémy různých fyzikálních soustav za použití stejných principů

a vztahů, ale použitím této metody je umožněno i spojení několika odlišných fyzikálních soustav v jeden celek – jeden model obsahující různé fyzikální podsystémy.

Otázku spojování podsystému do jednoho modelu a specifika různých fyzikálních podsystémů je třeba nastudovat před použitím této metody. Podrobné informace je například možné najít v knize [1], která se podrobně a srozumitelně modelováním biologických systémů komplexně zabývá. Znalosti a informace získané z této knihy by měly být dostatečným základem pro samostatné řešení celé řady poměrně komplikovaných problémů z biomedicínského inženýrství. Jako výklad modelování pomocí elektro-akustických analogií, tj. metody použité v tomto článku pro popis respiračního systému, lze jednoznačně doporučit publikaci [2], která je sice primárně zaměřena na elektroakustiku, ale obsahuje jak základy, tak například velmi dobře popsané problémy soustav s rozprostřenými parametry a jejich modelování pomocí elektro-akustické analogie. To je právě ta metoda, která se používá při popisu kardiovaskulárního systému, popisu šíření pulzní vlny v cévách apod. Konkrétní aplikace metody elektro-akustické analogie na respirační systém je možné najít například v publikacích [3, 4, 5 a 6]. Přípravován je i článek do příštího čísla tohoto časopisu.

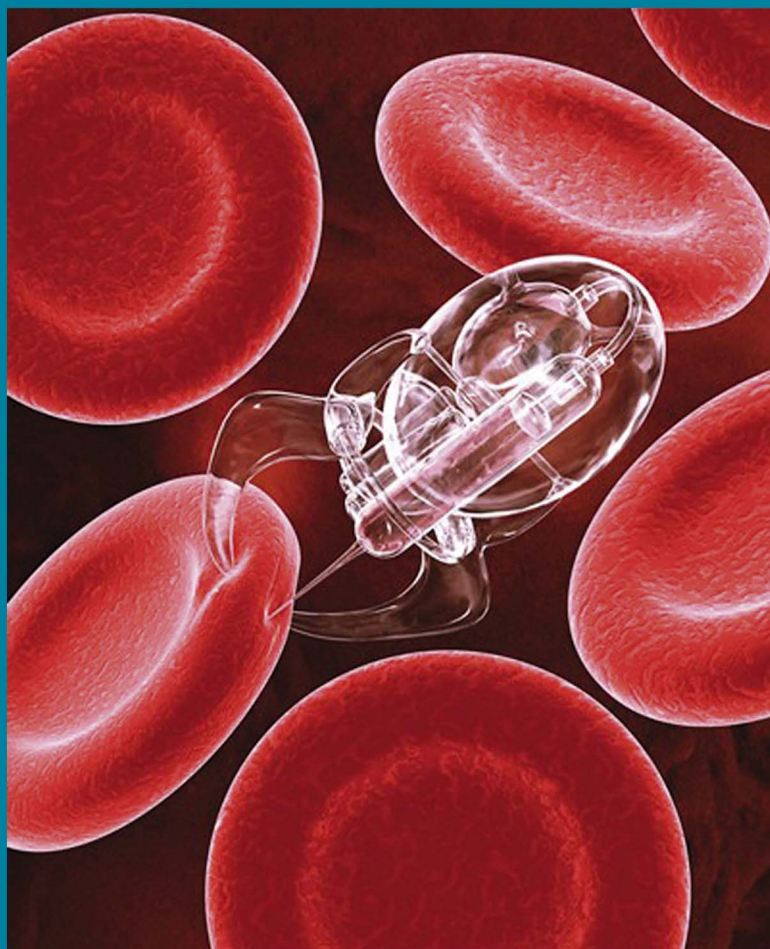
### Poděkování

V příspěvku byly použity výsledky realizované v rámci vědecko-výzkumného záměru projektu MŠMT MSM 6840770012 s názvem Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství II. na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

### Literatura

- [1] Blesser, W. B.: *A Systems Approach to Biomedicine*. McGraw-Hill, New York, 1969, 615 pp.
- [2] Škvor, Z.: *Akustika a elektroakustika*. 1. vyd. Praha: Academia, 2001. 527 s. ISBN 80-200-0461-0.
- [3] Rožánek, M.: *Vliv pulmonální perfúze na umělou plicní ventilaci: diplomová práce*. Praha: ČVUT Fakulta elektrotechnická, 2002. 66s.
- [4] Roubík, K., Zábrodský, V., Krejzl, J.: *Elektrická analogie respirační soustavy pro vysokofrekvenční umělou plicní ventilaci*. Lékař a technika. 2002, roč. 33, č. 4, s. 105–111. ISSN 0301-5491.
- [5] Gólczewski, T., Kozarski, M., Darowski, M.: *The Respirator as a User of Virtual Lungs*, Biocybernetics and Biomedical Engineering 2003, vol. 23, no. 2, 57–66.
- [6] Pałko, K.J., Kozarski, M., Darowski, M.: *Identification of Mechanical Parameters of the Respiratory System during Ventilatory Support of the Lungs*, Biocybernetics and Biomedical Engineering 2005, vol. 25, no. 1, 73–88.

Ing. Karel Roubík, Ph.D.  
 ČVUT FBMI  
 nám. Sítná 3105  
 272 01 Kladno 2  
 tel.: +420 603 479 901  
 e-mail: Roubik@fbmi.cvut.cz



1/2006

ROČNÍK 36, leden 2006

Vydává Česká lékařská společnost J. E. Purkyně  
ve spolupráci s ČVUT Fakultou biomedicínského inženýrství  
Excerptováno ve SCOPUS, EMBASE / Excerpta Medica  
a BIBLIOGRAPHIA MEDICA ČECHOSLOVACA



# LÉKAŘ A TECHNIKA

ČÍSLO 1 • LEDEN 2006 • ROČNÍK 36

© Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Praha 2006

## VEDOUCÍ REDAKTOR

**Ing. Karel Roubík, Ph.D.**

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno  
e-mail: [roubik@fbmi.cvut.cz](mailto:roubik@fbmi.cvut.cz)  
<http://biomed.fbmi.cvut.cz>

## ZÁSTUPCE VEDOUCÍHO REDAKTORA

**Ing. Martin Rožánek**

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno  
e-mail: [rozane@fbmi.cvut.cz](mailto:rozane@fbmi.cvut.cz)

## REDAKČNÍ RADA ČASOPISU

**Doc. Ing. J. Csontó, CSc.** (FEI TU, Katedra kybernetiky a UI,  
Letná 9, 041 20 Košice, e-mail: [julius.csonto@tuke.sk](mailto:julius.csonto@tuke.sk))

**Ing. L. Doležal, CSc.** (LF UP, Hněvotínská 3, 779 00 Olomouc,  
e-mail: [ladol@tunw.upol.cz](mailto:ladol@tunw.upol.cz))

**Ing. P. Hanzlíček, Ph.D.** (Evropské centrum pro medicínskou  
informatiku, statistiku a epidemiologii UK a AV ČR, Pod Vodá-  
renskou věží 2, 182 07 Praha 8, e-mail: [hanzlicek@euromise.cz](mailto:hanzlicek@euromise.cz))

**Prof. Ing. J. Holčík, CSc.** (ČVUT FBMI, nám. Sítná 3105,  
272 01 Kladno, e-mail: [holcik@fbmi.cvut.cz](mailto:holcik@fbmi.cvut.cz))

**Prof. MUDr. I. Hrazdira, DrSc.** (Fakultní nemocnice u sv.  
Anny v Brně, Pekařská 53, 656 91 Brno,  
e-mail: [ivo.hrazdira@fnusa.cz](mailto:ivo.hrazdira@fnusa.cz))

**Prof. Ing. P. Kneppo, DrSc.** (ČVUT FBMI, nám. Sítná 3105,  
272 01 Kladno, e-mail: [kneppo@fbmi.cvut.cz](mailto:kneppo@fbmi.cvut.cz))

**Doc. MUDr. J. Obenberger, CSc.**

Fakultní nemocnice Na Bulovce (Budínova 2, 180 81 Praha 8  
-Libeň, e-mail: [joben@lf1.cuni.cz](mailto:joben@lf1.cuni.cz))

**MUDr. J. Peleška, CSc.** (II. interní klinika 1. LF UK  
U Nemocnice 2, 128 08 Praha 2, e-mail: [jpeleska@vfn.cz](mailto:jpeleska@vfn.cz))

**Prof. Ing. I. Provazník, Ph.D.** (Ústav biomedicínského  
inženýrství FEKT VUT, Kolejní 2906/4, 612 00 Brno,  
e-mail: [provazni@fec.vutbr.cz](mailto:provazni@fec.vutbr.cz))

**Ing. V. Přibík, CSc.** (Ministerstvo zdravotnictví ČR, Palackého  
nám. 4, 128 01 Praha 2, e-mail: [pribik@mzcr.cz](mailto:pribik@mzcr.cz))

**Ing. K. Roubík, Ph.D.** (ČVUT FBMI, nám. Sítná 3105, 272 01  
Kladno, e-mail: [roubik@fbmi.cvut.cz](mailto:roubik@fbmi.cvut.cz))

**Doc. Ing. J. Rozman, CSc.** (Ústav biomedicínského inženýrství  
FEKT VUT, Kolejní 2906/4, 612 00 Brno,  
e-mail: [rozman@fec.vutbr.cz](mailto:rozman@fec.vutbr.cz))

**MUDr. L. Straka, Ph.D.** (DERS, spol. s r. o., Třída ČSA 383,  
500 03 Hradec Králové, e-mail: [libor@ders.cz](mailto:libor@ders.cz))

**Doc. Ing. M. Štork, CSc.** (Západočeská univerzita v Plzni,  
katedra aplikované elektroniky, Univerzitní 26, 306 14 Plzeň,  
e-mail: [stork@kae.zcu.cz](mailto:stork@kae.zcu.cz))

**Prof. RNDr. J. Zvárová, DrSc.** (Evropské centrum pro medi-  
cínskou informatiku, statistiku a epidemiologii UK a AV ČR  
Pod Vodárenskou věží 2, 182 07 Praha 8,  
e-mail: [zvarova@euromise.cz](mailto:zvarova@euromise.cz))

**Prof. Ing. J. Živčák, Ph.D.** (Technická univerzita Košice,  
Strojnícka fakulta, katedra prístrojového a biomedicínskeho in-  
žinierstva, Letná 9, 042 00 Košice, e-mail: [jozef.zivcak@tuke.sk](mailto:jozef.zivcak@tuke.sk))

---

---

## LÉKAŘ A TECHNIKA

Vydává Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, Sokolská 31, 120 26  
Praha 2 ve spolupráci s Fakultou biomedicínského inženýrství Čes-  
kého vysokého učení technického v Praze, nám. Sítná 3105, 272 01  
Kladno.

Vedoucí redaktor *Ing. Karel Roubík, Ph.D.*

Zástupce vedoucího redaktora *Ing. Martin Rožánek*

Odpovědná redaktorka *Ing. Ida Skopalová*

Grafická úprava *Mgr. Markéta Růžičková*

Tiskne *Tiskárna Prager-LD, s. r. o., Kováků 9, 150 00 Praha 5*

Vychází 4krát ročně.

**Předplatné na jeden rok 288 Kč (396 Sk), jednotlivé číslo 72 Kč (99 Sk), studentské předplatné 144 Kč (196 Sk).**

**Informace o předplatném a podmínkách inzerce** podává a ob-  
jednávky českých a zahraničních předplatitelů přijímá: ČVUT  
FBMI, nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno, tel.: 233 051 144, e-mail:  
[redakce@fbmi.cvut.cz](mailto:redakce@fbmi.cvut.cz).

Registrační značka MK ČR E 5085.

**Rukopisy zasílejte na adresu:** ČVUT FBMI, Redakce, nám. Sítná  
3105, 272 01 Kladno, e-mail: [redakce@fbmi.cvut.cz](mailto:redakce@fbmi.cvut.cz).

Rukopis byl dán do výroby dne 19. 1. 2006.

Zaslané příspěvky se nevracejí, jsou archivovány v redakci.

Vydavatel získá otištěním příspěvku výlučné nakladatelské právo  
k jeho užití. Otištěné příspěvky autorů nejsou honorovány, au-  
toři obdrží bezplatně jeden výtisk časopisu. Vydavatel a redakč-  
ní rada upozorňují, že za obsah a jazykové zpracování inzerátů  
a reklam odpovídá výhradně inzerent. Žádná část tohoto časo-  
pisu nesmí být kopírována a rozmnožována za účelem dalšího  
rozšiřování v jakékoliv formě či jakýmkoliv způsobem, ať již  
mechanickým nebo elektronickým, včetně pořizování fotokopíí,  
nahrávek, informačních databází na magnetických nosičích, bez  
písemného souhlasu vlastníka autorských práv a vydavatelské-  
ho oprávnění.

ISSN 0301-5491