

FYZICKÉ MODELY RESPIRAČNÍ SOUSTAVY A MOŽNOSTI JEJICH VYUŽITÍ

Jakub Ráfl, Karel Roubík

ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Souhrn

Článek se zabývá základním přehledem možností realizací, použití a výhod fyzických modelů respirační soustavy pacienta. Popisuje vybrané příklady jejich praktických realizací, a to jak komerčně dostupných, tak experimentálních. Nejprve se krátce věnuje terminologii z oblasti modelování v souvislosti s následnou aplikací na respirační systém, dále se zabývá rozdělením a využitím modelů. V další části jsou popisovány příklady praktických realizací modelů plicní mechaniky. Modely jsou rozděleny na pasivní a aktivní, a to podle toho, zda mohou samostatně simulovat dýchání i bez připojeného ventilátoru. V závěru je pozornost přenesena na modelování dalších parametrů a funkcí respiračního systému.

Klíčová slova

model, respirační soustava, simulátor, dýchání, umělá plicní ventilace

PHYSICAL MODELS OF THE RESPIRATORY SYSTEM AND THEIR APPLICATIONS

Summary

The article presents a basic overview of realizations, utilizations, and benefits of physical models of patient's respiratory system. Selected examples of both commercially available and experimental physical models are presented. First, basic terminology of modeling applied to the respiratory system is briefly mentioned; then, division and utilization of physical models is concerned. Next, practical examples of several assembled models are described. Models are divided into passive and active ones based on their ability to simulate spontaneous breathing of a patient. Finally, modeling of other respiratory system parameters and functions is discussed.

Keywords

model, respiratory system, simulator, breathing, artificial lung ventilation

Úvod

I přes to, že umělá plicní ventilace je poměrně propracovaná a velmi rozšířená terapeutická technika, nejedná se o uzavřenou kapitolu, která by byla bezezbytku zvládnutá. Nejen, že se v poslední době ukazuje, že různé příčiny respirační insuficience vyžadují i různé ventilační strategie pro jejich efektivní terapii, ale cílem je zejména minimalizovat adversní účinky umělé plicní ventilace na respirační soustavu, které se projevují poškozením plic (VILI – Ventilator-Induced Lung Injury). Jedná se o nebezpečný stav, který může vyústit až v multiorgánové selhání (MOF – Multiple Organ Failure). Přístroje pro umělou plicní ventilaci se tak stávají složitějšími, umožňujícími individuální nastavení podle potřeb pacienta, často doplněné o inteligentní řídicí a monitorovací software, obsahují nové ventilační režimy, jsou v nich integrovány pomůcky pro snadnou optimalizaci ventilačního režimu a zdokonalují se i metody synchronizace činnosti ventilátoru s dechovým úsilím pacienta. Zvládnutí těchto nových možností klade značné nároky na lékaře a respirační terapeutů, kdy vzdělávání, školení a prak-

tický výcvik tvoří nedílnou součást práce tohoto personálu. (Pozn.: Pojem respirační terapeut není v České republice zaveden. Existuje však již první certifikovaný kurz respirační terapie v Nemocnici Na Homolce, jak je uvedeno v příslušném článku v sekci biomedicínská studia tohoto čísla časopisu Lékař a technika.) Při této činnosti se více než kdy před tím využívají fyzické modely respirační soustavy, které nejen, že umožňují experimentování, které je při aplikacích umělé plicní ventilace na pacienta nemyslitelné, ale dokonce poskytují pro výuku a trénink možnosti, které lze u reálného pacienta najít jen velmi obtížně. Nezastupitelnou roli hrají fyzické modely respirační soustavy i při testování, ověřování a kalibracích ventilační a monitorovací techniky.

Tento článek podává základní přehled použití fyzických modelů respirační soustavy a popisuje i vybrané konkrétní příklady jejich praktických realizací. Nejprve se krátce věnuje terminologii z oblasti modelování v souvislosti s následnou aplikací na respirační systém, dále se zabývá rozdělením a využitím modelů respirační soustavy. V další části

jsou popisovány příklady praktických realizací modelů plicní mechaniky. Modely jsou rozděleny na pasivní a aktivní, a to podle toho, zda mohou samostatně simulovat dýchání i bez připojeného ventilátoru. V závěru je pozornost přenesena na modelování dalších vlastností respiračního systému, např. výměny plynů. Čistě softwarové modely respiračního systému a plicní ventilace nejsou předmětem tohoto článku.

Modelování respirační soustavy

Následující odstavce se zabývají tzv. fyzickými modely respirační soustavy. První část textu se věnuje základní terminologii a definicím z oblasti modelování a simulací. Dále následuje přehled oblastí, ve kterých mají fyzické modely respirační soustavy své nezastupitelné místo.

Modely, modelování a simulace

Model, modelování a související pojmy jsou užívány často, a ne vždy ve shodných významech. To platí i v oblasti modelování respirační soustavy. Situaci navíc komplikuje odlišnost české terminologie od anglické a doposud neustálené překlady některých důležitých pojmů. Stejně zařízení pak může být nazýváno modelem plic, simulátorem plic, testovací plíci apod. Naším cílem není zabývat se na tomto místě teorií modelování a simulací, protože se jedná o velmi rozsáhlou oblast. Nicméně je určitě vhodné v úvodu sjednotit používanou terminologii.

Z toho, jak se používá termín model, vyplývá, že model je spojován s libovolnou a zpravidla zjednodušenou reprezentací skutečného objektu. Jedná se tedy o záměnu reálného objektu jiným objektem, který ovšem může mít nejrůznější podoby. V případě, že se jedná o soubor matematických vztahů popisujících chování reálného objektu, hovoříme o matematickém modelu. Grafický model je tvořen grafem nebo souborem grafů znázorňujícím vztahy mezi jednotlivými proměnnými. Dále můžeme hovořit o modelech v podobě blokových diagramů, vývojových diagramů, slovního popisu apod.

Zvláštní místo mezi modely zaujímá model fyzický. Fyzický model je hmotný objekt. Jako vhodná definice fyzického modelu (v angličtině označovaného jako „physical model“) se nám jeví definice W. B. Blessera [1], který pod pojmem fyzický model chápe model, který má podobnou funkci a chování jako objekt modelovaný a je s tímto objektem vizuálně ztotožnitelný. U fyzického modelu existuje soulad mezi jeho jednotlivými částmi a částmi modelovaného objektu. Tuto definici fyzického modelu splňují nejen uměle vytvořené objekty, ale například i laboratorní zvířata či mikroorganismy používané při biologických experimentech [2]. Naproti tomu fyzikální modely vysvětlují nějaký fyzikální jev nebo popisují nějaký jev na základě

fyzikálních zákonů. Zatímco česká odborná terminologie rozlišuje pojmy fyzický a fyzikální model, v jazyce anglickém se často používá výraz „physical model“ jak pro modely fyzické, tak i pro modely fyzikální.

Způsob vytvoření modelu může být určen skutečností, zda je známa vnitřní struktura modelovaného objektu či nikoliv. Pokud vnitřní struktura objektu známa není („black box“ – černá skříňka), popisuje model pouze vnější chování objektu na základě experimentálních dat (tzv. aposteriorní model [3]). Jsou-li naopak vnitřní mechanismy fungování zkoumaného objektu dostatečně známy („white box“ – bílá skříňka), můžeme tvorbu modelu založit právě na nich (tzv. apriorní model).

Pojmem modelování označujeme tvorbu modelu. Pojem simulace pak označuje vlastní využívání modelu k nejrůznějším účelům. Modelováním vytvořený model je proto nepostradatelný k tomu, abychom mohli provádět simulace. Z uvedeného je zřejmé, že při modelování, tj. při tvorbě samotného modelu, provádíme i simulace, a to proto, abychom porovnali chování modelu s chováním modelovaného objektu a abychom strukturu a parametry vytvářeného modelu optimalizovali.

V praxi se velmi často používá termín simulátor. Simulátor je zařízení, které uživateli uměle navozuje situace, které mohou nastat ve skutečnosti a se kterými by se uživatelé měli umět vyrovnat. Jedná se tedy o zařízení určené primárně k výcviku nebo vzdělávání uživatelů. Pod pojmem simulátor tedy nelze chápat jakýkoliv model, se kterým provádíme simulace, ale jen takové zařízení, které kromě modelu obsahuje i uživatelské rozhraní, byť někdy i velmi jednoduché. Simulátor dále musí umožňovat nastavit parametry, či ovlivnit chování modelu tak, aby vyvolal situace, se kterými se uživatel může setkat.

V tomto článku se budeme vedle obecných aspektů modelování dýchací soustavy nadále zabývat výhradně fyzickými modely respiračního systému a simulátory, které takové modely využívají. Fyzickým modelem plic rozumíme zařízení, které se po připojení k plicnímu ventilátoru chová jako respirační soustava pacienta a umožňuje tak ventilátoru jeho normální činnost.

Využití fyzických modelů respirační soustavy

Fyzické modely respiračního systému realizují ve většině případů jeho základní parametry, kterými jsou průtočný odpor dýchacích cest R (v angličtině označovaný jako airway resistance) a poddajnost respirační soustavy C (v angličtině označovaná jako compliance). Poskytují tak možnost vytvoření vhodné odezvy při jejich připojení na ventilátor. Hodnoty parametrů modelu jsou často nastavitelné, nebo alespoň známé či dobře určitelné. U živých pacientů nebo laboratorních zvířat není přirozeně možné odpor dýchací soustavy nebo její poddajnost libovolně a rychle měnit, nehledě na etické, praktické i finanční problémy. Fyzické mo-

dely naproti tomu umožňují snadno a úsporně realizovat různé scénáře dýchání s reálnými ventilátory, a to i opakovaně s přesně reprodukovatelnými hodnotami, což je předurčuje pro tři hlavní oblasti použití: pro kalibrace a testování funkce ventilační a monitorovací techniky, pro výuku a trénink lékařů a respiračních terapeutů, a konečně pro výzkum umělé plicní ventilace a vývoj techniky, která ji zajišťuje.

Zkalibrované simulátory plic jsou užívány výrobci ventilátorů pro ověřování funkce přístrojů a hrají tedy roli i při vývoji ventilační techniky a při kontrole kvality. Podobně biomedicínská inženýři v nemocnicích mohou využít simulátor při údržbě a periodických kontrolách správnosti fungování ventilátorů, nebo při vyhledávání závad. U moderních elektromechanických simulátorů je opět výhodou možnost nastavitelnosti parametrů a jejich změna v průběhu testování, téměř libovolně dlouhé trvání testu a snadné pořízení dokumentace o jeho průběhu. Ze stejných důvodů jsou simulátory plic připojovány k ventilátorům na vědeckých pracovištích, zabývajících se zkoumáním postupů a vývojem nových metod umělé plicní ventilace [4].

Při výuce lékařů, respiračních terapeutů a biomedicínských inženýrů umožňují simulátory získávání zkušeností bez potenciálního rizika pro pacienta a jsou používány stále intenzivněji [5]. V poslední době se rozvíjí používání celotělových („full-body“) simulátorů. Ty poskytují modely mnoha fyziologických procesů najednou, na druhou stranu jsou mimořádně nákladné a navíc parametry dýchací soustavy mnohdy úplně neodpovídají realitě [6]. Spíše se tedy jeví vhodnější pro nácvik řešení komplexních scénářů zahrnujících mj. i umělou plicní ventilaci, zatímco na specializovanějších simulátorech plic lze přesněji demonstrovat odezvu ventilátoru na nastavení mechanických parametrů dýchací soustavy a případně na jejich změnu. Trendem ve výuce je využívat simulátory nejen pro demonstrace a cvičení, ale též pro testování a ověřování již nabytých znalostí. Výhodou je opakovatelnost a zaznamenatelnost činnosti simulátoru, a tedy vyšší objektivita následného vyhodnocování [4].

Modely respirační soustavy

Vzhled, funkce a dělení fyzických modelů respirační soustavy

Široké definici fyzického modelu respiračního systému odpovídá pestrá škála prostředků od těch nejprimitivnějších (měch nebo skleněná láhev), které pouze poskytují požadované konstantní hodnoty průtočného odporu R a poddajnosti C , až po propracované systémy se specializovaným softwarem, které umějí lépe vystihnout dynamiku dýchání včetně nelinearity parametrů R a C a jejich časových změn.

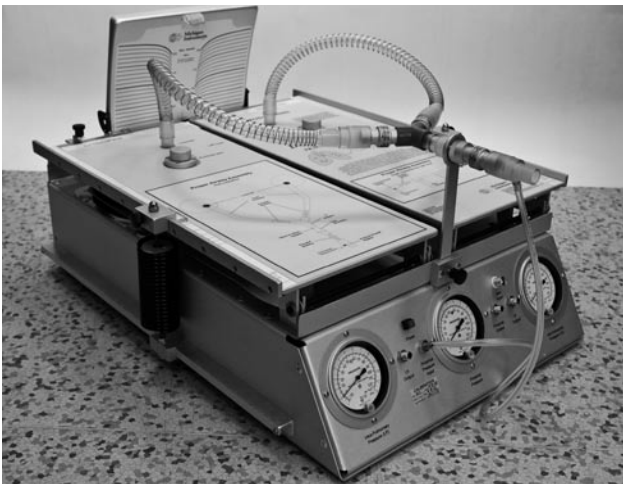
Vývoj složitějších simulátorů dýchání od čistě mechanických soustav měchů a pružin až po elektromechanická zařízení řízená počítačem v podstatě odpovídá zdokonalování ventilátorů a rozvoji metod umělé plicní ventilace. Tyto metody umělé plicní ventilace čím dál více kladou důraz na asistované režimy, kdy je spontánní dýchání pacienta cíleně podporováno, než aby bylo zcela nahrazeno. Moderní aktivní simulátory dýchání, vyvíjené od devadesátých let, musí proto umět samostatně simulovat různé režimy dýchání pacienta [4]. Pro přehlednost jsou příklady modelů a simulátorů respirační soustavy v následujícím textu rozděleny na modely pasivní, bez možnosti simulace spontánní ventilace, a na modely aktivní, které mohou být používány buď jako modely pasivní, nebo mohou simulovat spontánní dechovou aktivitu pacienta, což je vlastnost nutná k testování a studiu ventilačních režimů, u kterých jsou jednotlivé dechy aktivovány dechovým úsilím pacienta. Následně jsou diskutovány možnosti modelování dalších funkcí respirační soustavy, a to výměnu plynů, sledování distribuce aerosolu v respirační soustavě a ohřívání či zvlhčování ventilační směsi. Přehled je zakončen stručnou informací o celotělových modelech, tzv. umělých pacientech.

Pasivní modely plicní mechaniky

Nejjednodušší modely plicní mechaniky jsou jednodílné struktury, které mají pevně danou poddajnost C a průtočný odpor R . Podle toho, jakým způsobem je poddajnost realizována, je můžeme rozdělit na modely využívající pružné měchy a na modely s rigidním objemem.



Obr. 1: Model plic SmartLung Adult (Imtmedical, Švýcarsko) v podobě vaku. Otáčením kovové přívodní trubice lze měnit pneumatický odpor R , poddajnost modelu lze nastavit posunem spony, která spolu s pláštěm modelu omezuje rozpínání vaku.



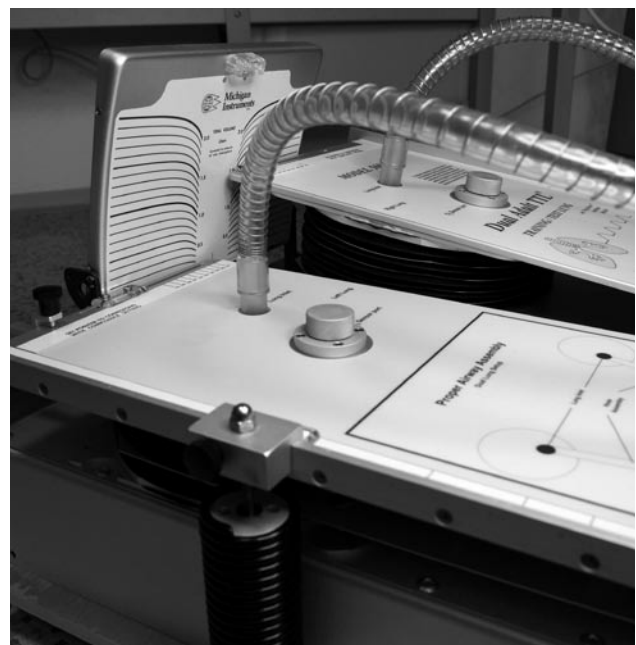
Obr. 2: Dual Adult TTL Model 5600i (Michigan Instruments, USA): celkový pohled.

Měchy, vaky nebo balónky, podobně jako plíce, mají stěny poddajné a mění svůj celkový objem v závislosti na rozdílu tlaku mezi jejich vnitřním prostorem a okolím. Modely jsou obvykle sestaveny ze dvou hlavních struktur: pevné přívodní trubice, jejíž délka a průměr určují hodnotu průtočného odporu R , a měkkého pružného vaku na vzduch, u kterého je poddajnost C určena zejména pružnými vlastnostmi použitého materiálu a konstrukcí modelu spíše než objemem samotného vaku. Některé modely s vaky umožňují nastavení odporu R např. změnou velikosti štěrbin v přívodní trubici, nebo změnu poddajnosti C např. mechanickým omezením pohybu poddajné části modelu. Příklad takového modelu je vyobrazen na obr. 1. Modely jsou jednoduché, používají se při iniciálním nastavení ventilátorů, ověření jejich funkce či k nejruznějším demonstračním činnostem ventilátorů. Nevýhodou je, že jejich poddajnost nelze určit analyticky výpočtem a navíc se vlivem degradace materiálu může měnit. Díky tomu, že jejich mechanické parametry (zejména poddajnost) nejsou dostatečně dobře definovány a dostatečně stabilní v čase, nejsou tyto modely vhodné ke kalibračním přístrojům.

Modely s rigidním objemem jsou struktury tvořené tuhou nádobou s relativně velkým objemem, která nemění svoji velikost se změnou tlaku v průběhu dechového cyklu. V praxi se často jedná o skleněný demižon, který reprezentuje poddajnost, a hadice, endotracheální kanyly či přímo připojené pneumatické odpory, které reprezentují rezistanci. Využívají se tam, kde je třeba použít model respirační soustavy s přesně definovanými, v čase neměnnými parametry R a C , např. při kalibraci ventilátorů. Zatímco u měchů a vaků, podobně jako u plic, se přírůstek množství plynu projeví roztažením stěn spíše než stlačením vzduchu, u modelů s rigidním objemem převládá stlačitelnost plynu za všech okolností nad tvárností stěn. Přírůstek množství plynu se pak projeví výhradně zvýšením tlaku v nádobě.

Poddajnost je určena objemem nádoby, středním tlakem uvnitř a případně tzv. polytropickým exponentem, který závisí na stupni výměny tepla plynu uvnitř nádoby s okolím. Rozborem vlastností těchto modelů a způsoby výpočtu jejich parametrů se zabývá samostatný článek uvedený na straně 32 tohoto čísla časopisu *Lékař a technika* [7].

Jako příklad standardního a poměrně široce rozšířeného komerčně dostupného modelu respirační soustavy lze uvést Dual Adult Training/Test Lung 5600i (Michigan Instruments, USA). Jedná se o trénovací a testovací pasivní model dospělých plic při normálních i patologických stavech [8]. Používá se pro výuku v respirační péči, ale také pro předvádění a vývoj ventilátorů. Celkový pohled na Dual Lung model je uveden na obr. 2. Základ zařízení tvoří dva vertikálně se rozpínající elastomerové měchy, které představují levou a pravou plíci s residuální kapacitou podobnou dospělému člověku (cca 1 L). Dechový objem každého měchu je max. 2 L (pozn.: v tomto textu používáme pro litry zkratku L, jak je běžné v anglosaské literatuře, čímž se vyhneme možné záměně graficky podobného malého písmene l s číslem 1). Poddajnost plic je nastavitelná v rozmezí 0,01 až 0,10 L/cmH₂O pomocí ocelové pružiny zvlášť pro každou plíci. Pohled na model při umělé plicní ventilaci, kdy každá plíci má nastaveny jiné mechanické parametry, a tím i jinou časovou konstantu, je uveden na obr. 3. Odpor dýchacích cest je simulován vyměnitelnými průtočnými odpory s parabolickou tlakově-průtokovou charakteristikou.

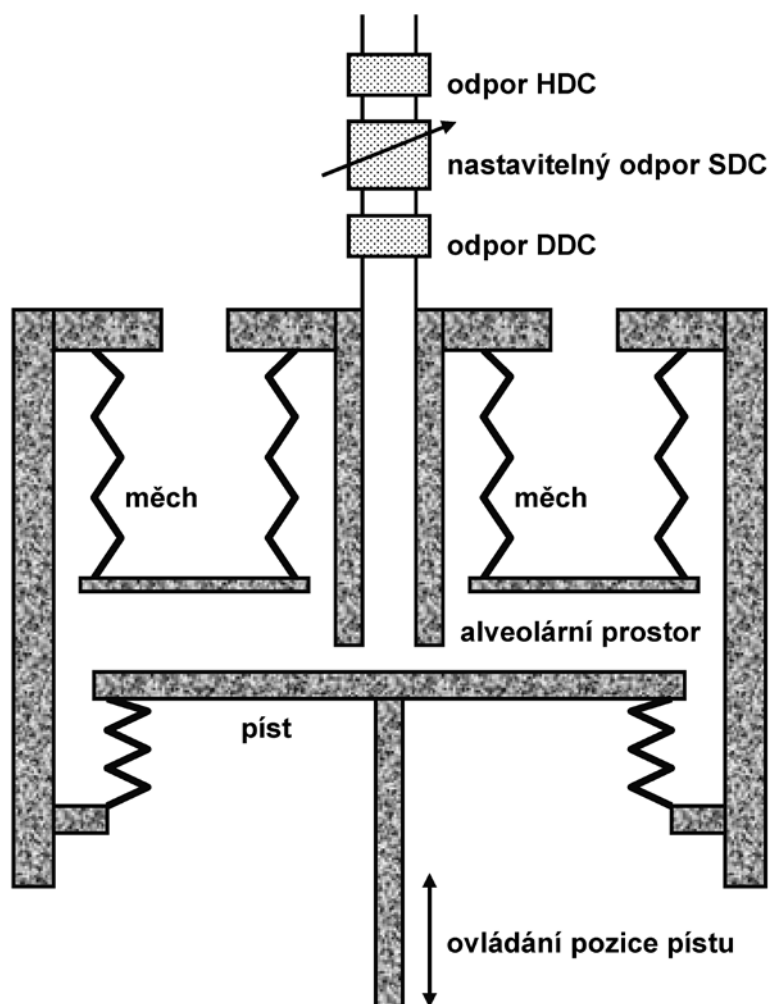


Obr. 3: Dual Adult TTL Model 5600i (Michigan Instruments, USA): pohled na model při jeho umělé plicní ventilaci, kdy modely levé a pravé plíce mají nastaveny jiné mechanické parametry, a tím i rozdílné časové konstanty mající vliv na rychlost plnění plic při inspiriu.

Jeden odpor se umísťuje do horních dýchacích cest do spoločného prívodu, dva ďalšie odpory je možné vřadit do prívodů k jednotlivým měchům, kde určují odpor dolních dýchacích cest pro levou a pravou plíci. Kromě mechanických manometrů lze údaje ze simulátoru zjišťovat v programu PneuView na PC připojeném prostřednictvím sériového portu. Program umožňuje sledovat 41 parametrů zahrnujících průtoky, objemy a tlaky měřené uvnitř měchů i v přívodních dýchacích cestách. V reálném čase zobrazuje až tři grafy současně. Data jsou vzorkována frekvencí 100 Hz; uchováváno je max. 30 minut surových dat a až 72 hodin záznamu trendů. Výsledky lze exportovat v datovém nebo textovém formátu. Model 5600i lze doplnit samostatným zařízením Breath Simulator Module. Připojením tohoto pohonného modulu k jednomu měchu může druhý

měch, který je v tomto případě s prvním měchem pevně mechanicky spojen, simulovat spontánní dýchání pacienta s frekvencí 2–30 dechů/min. Takovouto soustavu, vzniklou propojením uvedených dvou zařízení dohromady, lze proto zařadit již mezi aktivní modely respirační soustavy.

Příkladem experimentálního modelu respirační soustavy může být koncept levného, čistě mechanického modelu plic určeného především pro výuku, který vyvinul Chase se svými spolupracovníky. Cílem autorů bylo dobře modelovat zejména vliv rozdílů v odporu dýchacích cest a poddajnosti na recruitment plicních oddílů [9]. Model se skládá z šesti latexových měchů ve dvou řadách, nafouknutelných celkem až na 1 200 mL. Objem vzduchu v modelu, jsou-li měchy vyfouknuty, odpovídá funkční residuální kapacitě plic. Maximální objem vzduchu v modelu je omezen po-



Obr. 4: Schéma modelu respirační soustavy podle Verbraaka (schéma vytvořeno volně podle [11]). Význam zkratk: HDC – horní dýchací cesty, SDC – střední dýchací cesty, DDC – dolní dýchací cesty. Pozn.: Měchy v tomto modelu pracují inverzně, než bývá zvykem. Při inspiriu se vyfukují, a tím zvětšují objem alveolárního prostoru. Při expiriu se naopak nafukují, a tím dochází ke zmenšování alveolárního objemu.

mocí dvou kovových zábran nad měchy. Každý měch je připojen hadičkou s ventilem k centrální trubici přímo napojené na ventilátor. Ventily reprezentují odpor dýchacích cest před příslušným plicním oddílem. Na každém měchu je kovová plošina pro přídavná závaží. Na jednotlivé měchy lze tak umísťovat samostatně různá závaží a přidáním tlakem simulovat změny poddajnosti ve více a méně dependentních regionech. Každý měch může expandovat nezávisle, oddíl s nejmenší zátěží a odporem expanduje nejrychleji. V první fázi expanze je vzduchem plněn měch, který při tom expanduje vertikálně. Tato fáze představuje plicní recruitment. Ve druhé fázi se již měch nemůže rozpnat vertikálně, ale napínají se stěny měchu a měch se roztahuje do šířky, což simuluje hyperinflaci až barotrauma. Na vhodném nastavení závaží a ventilů je možno demonstrovat nutnost kompromisu mezi recruitmentem dostatečného množství kompartmentů a rizikem vzniku barotraumatu v jiných částech nemocných plic. Hlavní předností modelu je názornost: zřetelně je ukázáno otvírání a uzavírání kompartmentů plic v závislosti na regionu a postižení plic a na nastavení ventilátoru včetně efektu snižující se poddajnosti plic s extrémně se zvyšující hodnotou endexpiračního přetlaku PEEP. Na druhou stranu není model dostatečně komplexní pro výzkumné účely, protože neobsahuje měřicí a výpočetní moduly a neumí simulovat dynamické změny odporu dýchacích cest, jako např. změny odporu dýchacích cest při výdechu a se změnou plicního objemu.

Aktivní modely respirační soustavy

Kuebler a kol. připravili mechanický model, jehož účelem je ve výuce názorně demonstrovat změny tlaku a objemu při různých režimech dýchání se zřetelem na provázanost mechaniky plic a hrudníku [10]. Plexisklový válec je položen dnem vzhůru do misky s tekutinou. Dno válce je spojeno s protizávažím na pružině. Toto uspořádání modeluje elasticitu hrudníku. Plíce jsou představovány gumovým měchem uvnitř válce, ke kterému je veden vzduch zespoda plastovou trubicí představující dýchací cesty. Měch nedoléhá těsně na stěny válce, čímž vzniká „nitrohruďní“ prostor. Přirozená tendence měchu (plic) kolabovat a na druhou stranu závaží zvedající válec reprezentující hrudní koš vytvářejí podtlak v pleurální dutině. Ventilem ve válci lze simulovat pneumotorax. Model lze využít pro předvádění spontánního dýchání, tj. vyvolat nádech a výdech přidáním či odebráním protizávaží, dále je možné imitovat nucený výdech přidáním závaží navíc na plexisklový válec, umělou plicní ventilaci připojením modelu dýchacích cest na ventilátor či vysokoobjemovou stříkačku nebo předvádět pneumotorax. Jednoduchá konstrukce s průhledným válcem je určena pro pochopení principů ventilace plic: P-V křivky změřené na modelu v základních rysech odpovídají skutečným, jsou však ovlivněny vyšším otevíracím tlakem měchu oproti



Obr. 5: Simulátor plic ASL 5000 (IngMar Medical, USA).

skutečným plicím a přítomností vzduchu namísto tekutiny v nitrohruďním prostoru.

Verbraak a kol. vylepšili původní čistě mechanický model plic integrací hardwarových a softwarových komponent ovlivňujících poddajnost plic a odpor dýchacích cest [11]. To umožnilo měnit nastavení parametrů modelu i během simulace v reálném čase a simulovat nelineární chování plic. Model se skládá z jednoho alveolárního oddílu tvořeného měchy a třídílné trubice reprezentující dýchací cesty. Na spodu alveolárního oddílu je píst, jehož poloha je ovládána počítačem řízeným stejnosměrným servomotorem. Změny objemu plicního oddílu v závislosti na změnách tlaku jsou realizovány pohybem pístu podle požadovaných hodnot P-V diagramu. Schéma modelu, jehož koncepce je při konstrukcích modelů respirační soustavy častá, je uvedeno na obr. 4.

Dýchací cesty jsou rozděleny na horní, stlačitelné střední a malé. Horní a malé cesty jsou reprezentovány vyměnitelnými trubicemi konstantních rozměrů, zatímco stlačitelná část dýchacích cest obsahuje štěrbinu, jejíž rozměr, a tím i pneumatický odpor, je nastavován počítačem. Odpor dýchacích cest je dán součtem lineárních a kvadratických

členů a lze ho měnit během simulace. Matematický model zahrnuje statickou poddajnost hrudníku a dynamickou poddajnost plic a hrudníku. Je uvažována i závislost odporu na transmurní tlaku. Simulátor lze provozovat v aktivním i pasivním režimu. V aktivním režimu je poloha pístu určena řídicím softwarem. V pasivním režimu je poloha pístu určena elastickými vlastnostmi modelu a tlakem v alveolárním kompartmentu. Použitím aktivního režimu pro nádech a pasivního pro výdech je simulováno spontánní dýchání.

Zástupcem komerčně dostupného aktivního modelu respirační soustavy může být výrobek ASL 5000 Active Servo Lung (IngMar Medical, USA), který simuluje pasivní i aktivní dýchání dospělého, dětského i neonatálního pacienta a je určen pro vývoj, testování a demonstrace plicních ventilátorů, výuku respiračních specialistů a lze jej použít též jako generátor průtoků [12]. Pohled na ASL 5000 je uveden na obr. 5. Jádrem zařízení tvoří válec s pístem poháněným synchronním stejnosměrným motorem. Simulace je realizována čistě pohyby pístu; poloha pístu je řídicím počítačem měněna tak, aby z vnějšku byly pozorovány požadované hodnoty poddajnosti a odporu. Vysoká rychlost výpočtu nastavení válce (2 000 Hz) umožňuje i modelování nelineární odezvy. Zpětnovazební řízení využívá informace o tlaku ve válci. Celkový udávaný objem plynu v zařízení je 3,1 L, možný dechový objem je 2 mL až 2,4 L a maximální průtok je přes 270 L/min. Odpor dýchacích cest lze nastavit v rozsahu 3 až 500 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s/L}$, poddajnost lze volit mezi 0,5 až 250 $\text{mL/cmH}_2\text{O}$ a frekvence spontánního dýchání může být 0 až 150 dechů/min. Zařízení je doplněno dvěma analogovými vstupy a dvěma digitálními výstupy pro synchronizaci s jinými přístroji. Pokyny pro řídicí počítač jsou předávány z uživatelského rozhraní v připojeném PC ve formě skriptů s přednastavenými hodnotami, nebo jako zásahy v reálném čase během simulace. Uživatel nastavuje parametry jednokompartimentového, nebo dvoukompartimentového RC modelu: poddajnost plic C, a odpor dýchacích cest R, ev. pleurální tlak důležitý při simulování spontánního dýchání. U poddajnosti lze nastavit její nelineární charakteristiku, která je popsána pomocí editovatelné sigmoidy. V případě odporu lze volit mezi lineárním nebo turbulentním prouděním plynu v dýchacích cestách, čemuž odpovídá lineární nebo kvadratická závislost úbytku tlaku na průtoku. V případě pleurálního (pod)tlaku je možné vybrat mezi pasivním režimem, obdélníkovým, sinusovým nebo lichoběžníkovým průběhem, anebo průběhem definovaným čistě uživatelem nahráním souboru externích dat. V reálném čase se zobrazují parametry a grafy s okamžitými hodnotami objemů, průtoků a tlaků. Přepnout lze i do grafů XY, čímž je možné například vykreslovat smyčky průtok–objem či tlak–objem. Data jsou sbírána se vzorkovací frekvencí 512 Hz, dechové parametry lze vyhodnocovat pro měření trvající řádově hodiny. Analýza trendů umožňuje pohodlný přehled o průběhu delších simulací. Software obsahuje rovněž nástroje pro analýzu dechové

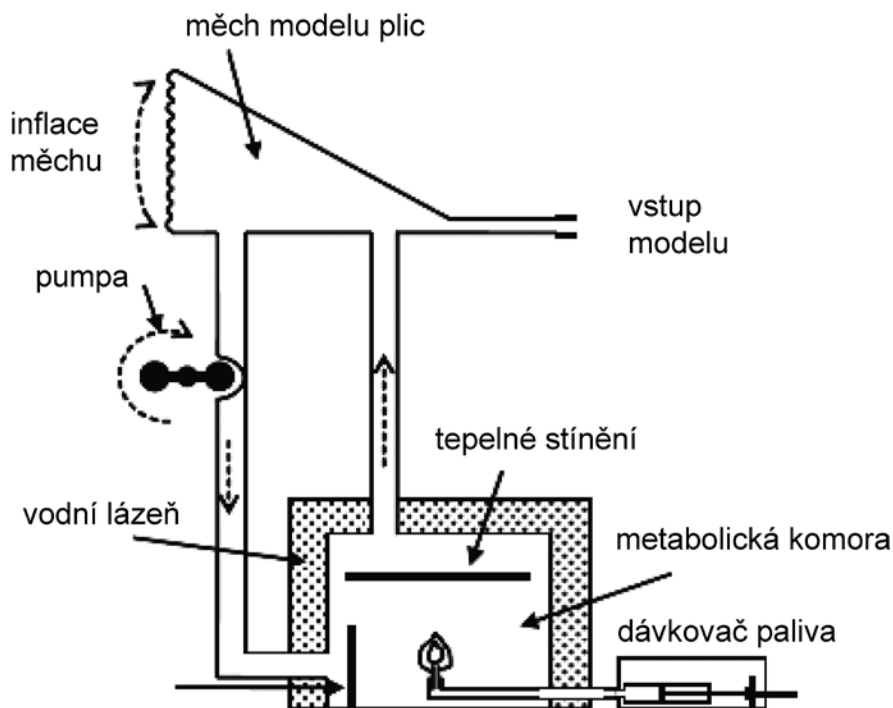
práce a činnosti ventilátoru. Export dat je možný v binárním nebo ASCII formátu.

Jiné komerčně dostupné zařízení, Series 1101 Breathing Simulator (Hans Rudolph, USA), simuluje dýchání dospělého pacienta a je určeno pro vývoj, testování a demonstrace respiračních přístrojů [13]. V přenosném zařízení jsou integrovány měchy, řídicí počítač a LCD displej. Maximální měřitelný objem vzduchu v plicích je 2,3 L a maximální průtok je 200 L/min. Frekvence dýchání se může pohybovat v rozmezí od 1 do 99 dechů/min. Matematický model plic umožňuje měnit odpor dýchacích cest v rozmezí 3 až 200 $\text{cmH}_2\text{O}\cdot\text{s/L}$, poddajnost plic v rozsahu 3 až 99 $\text{mL/cmH}_2\text{O}$ a případně vlastní dechové úsilí pacienta v podobě změny pleurálního tlaku od nulového po hluboký nádech a výdech o rozsahu 0 až $-40 \text{ cm H}_2\text{O}$. Dechové úsilí pacienta může být měněno přímo v uživatelském rozhraní, může být dáno předdefinovanou křivkou a nebo externím analogovým signálem. Lze nastavit tvar a poměr dob nádechu a výdechu. Změny parametrů během testu mohou být prováděny automaticky pomocí předdefinovaných skriptů. Zařízení lze připojit k externímu řídicímu počítači přes sériový port. V reálném čase lze zobrazit čtyři časové průběhy zvolených signálů jako informace o průtocích, tlacích, objemech či teplotě. Lze též zobrazovat dva signály proti sobě v podobě XY grafů. Systém umožňuje ukládání dat během měření (8 kanálů) v ASCII formátu se vzorkovací periodou 5 ms až 1 s. Data lze vysílat přes dva analogové a dva digitální porty.

Modelování dalších funkcí respirační soustavy a komplexní modely

Kromě požadavku simulovat mechanické vlastnosti respiračního systému, jako je poddajnost plic nebo odpor dýchacích cest, mohou být vyžadovány modely zaměřené i na jiné funkce respirační soustavy, jako je výměna plynů, ohřívání a zvlhčování vdechovaného vzduchu a podobně.

Metabolické simulátory udržují složení exspirovaného plynu podle nastavených parametrů metabolického modelu člověka. Může se jednat o modely, které oxid uhličitý dodávají do exspirovaného plynu z externího zdroje (např. z tlakové láhve CO_2), nebo které tento plyn přímo vyrábějí. Příkladem relativně jednoduchého systému je metabolický model plic postavený pro výukové účely na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT. Zařízení simuluje spotřebu kyslíku za současné produkce oxidu uhličitého při zachování základních parametrů dýchacího systému dospělého člověka (normální R, C, dechový objem) [14]. Simulátor připojený k ventilátoru slouží při výuce pro nácvik správného nastavování parametrů umělé plicní ventilace. Hlavní část modelu tvoří tzv. metabolická jednotka. Jedná se o plastový box o objemu 137 L s hořákem a vodním chlazením. V boxu je spalován propan-butan, čímž dochází ke spotřebě kyslíku a produkci oxidu uhličitého.



Obr. 6: Schéma mechanicko-metabolického modelu respirační soustavy (Vytvořeno zjednodušením schématu podle [15]).

Chladicí těleso má dvě funkce: udržuje stálou teplotu spločin a zajišťuje kondenzaci vznikajících vodních par. Pevné stěny boxu a daný objem určují adiabatickou poddajnost $0,097 \text{ L/cmH}_2\text{O}$. Odpor dýchacích cest je určen výměnnými vstupními pneumatickými odpory. Model je doplněn senzory tlaku a průtoku na vstupu a analyzátory kyslíku a oxidu uhličitého uvnitř modelu představujícího alveolární prostor, což umožňuje sledovat vliv změn parametrů ventilace na složení alveolárního plynu.

Jiný metabolický model plic umožňující přesné určení a nastavení množství spotřebovaného kyslíku a vypouštěního oxidu uhličitého sestrojil Rosenbaum a kol. Zařízení je určeno k testování a kalibraci přístrojů pro nepřímou kalorimetrii [15]. Výdej oxidu uhličitého a spotřeba kyslíku v dýchací soustavě pacienta jsou měřeny na vstupu dýchacích cest. Hlavní části simulátoru jsou mechanická plíce (měch) a metabolická spalovací komora. Schéma modelu je uvedeno na obr. 6.

Vzduch či kyslík z ventilátoru je vhnán do mechanické plíce a rotační pumpou je dále nasáván do metabolické komory. V té je spalován vstříkovaný, přesně dávkovaný etanol a spločiny jsou odváděny zpět do měchu. Spalovací komora je obklopena vodní lázní, která udržuje konstantní teplotu spločin. Oproti jiným metabolickým simulátorům

dané uspořádání, to je okruh s oddělenou mechanickou plící a metabolickou komorou, zachovává základní parametry kinetiky plynů při umělé plicní ventilaci. Poddajnost plic a odpor dýchacích cest lze v mechanické plíci nastavit nezávisle na ostatních částech modelu.

Dalšími vlastnostmi, které lze modelovat pomocí fyzických modelů, jsou dvě důležité funkce respirační soustavy, a to ohřívání a zvlhčování plynu. Tento proces je v respirační soustavě téměř dokonalý. Inspirovaný plyn libovolné vlhkosti a teploty má po svém průchodu respirační soustavou prakticky shodné vlastnosti: teplotu lidského těla a sto procentní relativní vlhkost. Odlišnosti v teplotě a vlhkosti jsou podstatné při konstrukci měřicích a monitorovacích systémů, kdy zanedbání rozdílů těchto veličin mezi inspirovaným a exspirovaným plynem může být vyhodnoceno jako rozdíl mezi inspirovaným a exspirovaným dechovým objemem. Chyba, která takto může vzniknout při inspirování neohřátého suchého plynu například z tlakových láhví či nemocničního rozvodu, může způsobovat více než 10% rozdíl objemu mezi inspirovaným a exspirovaným. Na ohřívání a zvlhčování plynu v respirační soustavě se navíc spotřebovává 25% energetické produkce organismu. Příkladem experimentálního modelu, který modeluje jak zahřívání a zvlhčování, tak umožňuje sledovat energetické poměry

tohoto procesu, sestrojil Neto et al. [16] Princip činnosti tohoto modelu je prakticky stejný, jako princip ohřívání a zvlhčování plynu v respirační soustavě či v tepelných zvlhčovačích. Model je navržen tak, že i jeho další parametry, jako je například funkční reziduální kapacita, vitální kapacita plic, dosažitelné dechové objemy či tlakové poměry, odpovídají skutečným hodnotám dospělého člověka. Model se tak chová jako pacient připojený na ventilátor.

Zajímavé je využití fyzických modelů respirační soustavy pro sledování distribuce aerosolu v respiračním systému. Modely určené k tomuto účelu se opět skládají z různých poskládaných trubic a objemů, jejichž uspořádání je však optimalizováno pro sledování a možnost vyhodnocování distribuce aerosolu v závislosti na velikosti kapiček a parametrech ventilačního režimu. Studium a optimalizace způsobu podávání látek ve formě aerosolu jsou velmi důležité, neboť hloubka, do které aerosol pronikne, závisí na jeho vlastnostech. Je všeobecně akceptováno, že do spodních dýchacích cest se dostává méně než 20 % léčiva podaného v podobě aerosolu.

Modely plic mohou být také součástí komplexnějších celotělových simulátorů, kterým se říká umělý pacient, ma-

nekýn, figurína apod. Jejich výhodou je, že integrují modely fungování řady orgánových soustav v lidském těle najednou, a simulují tak jejich provázanost. Komerčně dostupné celotělové simulátory mají více či méně podobné rysy. Jako příklad můžeme uvést simulátor ECS (Emergency Care Simulator, METI, USA), který je zobrazen na obr. 7. Je určený především k výuce a výcviku zdravotnického personálu pro případy resuscitace a postupů v intenzivní péči [17]. Z toto také vyplývají vlastnosti, které odlišují tento simulátor a jemu podobné od modelů výše popisovaných. Přednost má názornost simulace a robustnost konstrukce před přesnými a časově stabilními hodnotami parametrů charakterizujícími fyzický model. Z tohoto důvodu není umělý pacient vhodný k účelům diskutovaným v předchozích částech článku, jako je např. testování či kalibrace ventilátorů. Na druhou stranu umožňuje systém ECS nejen výuku postupů v respirační péči, mezi které patří tracheální intubace, zvládnutí obtížných dýchacích cest, zapadlého jazyka, odsávání pneumotoraxu aj., ale navíc dovoluje simulovat komplexní interakce, jako je vliv nastavení umělé plicní ventilace na arteriální plyny, složení plynů v alveolárním prostoru a další parametry umělého pacienta. Je však nutno



Obr. 7: Celotělový patientský simulátor Emergency Care Simulator (METI, USA).

mít na paměti, že většina z těchto parametrů je simulována v řídicím softwaru celotělového simulátoru, tj. je možné je sledovat v podobě průběhů a hodnot na simulovaném pacientském monitoru, avšak tyto výsledné parametry nemají ve většině případů vliv na mechanické vlastnosti fyzického modelu.

Závěr

Modelů respirační soustavy existuje mnoho typů lišících se svou složitostí, přesností modelování reálných vlastností respirační soustavy pacienta, množstvím nastavitelných či sledovaných parametrů a komplexností možných simulací s možností ovlivňování i jiných soustav, než je pouze soustava dýchací. Nutno však mít na mysli, že čím přesnější očekáváme výsledky simulací, tím přesnější je požadován model. Tento požadavek však často znemožňuje integraci přesného modelu či jeho části do komplexnějšího simulačního systému. Z tohoto důvodu je zatím stále nutné akceptovat, že pro sledování různých efektů ventilace a chování respirační soustavy je nutné disponovat větším množstvím modelů, které byly postupně vyvinuty k rozdílným účelům.

Poděkování:

V příspěvku byly použity výsledky realizované v rámci výzkumného záměru MSM 6840770012 a grantu GAČR 102/08/H018 na ČVUT Fakultě biomedicínského inženýrství.

Literatura:

- [1] Blesser, W. B. *A systems approach to biomedicine*. New York: McGraw-Hill, 1969. 615 s. ISBN 0-07-005893-8.
- [2] Eck, V., Razím, M. *Biokybernetika*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1996. 150 s. ISBN 80-01-01445-2.
- [3] Holčík, J., Fojt, O. *Modelování biologických systémů: vybrané kapitoly*. Brno: VUT v Brně, 2001. 121 s. ISBN 80-214-2023-5.
- [4] Hinesly, D. The current state of lung simulators. *RT for Decision Makers in Respiratory Care* [online]. October 2005 [cit. 21. listopadu 2008]. Dostupné na [www: <http://www.rtmagazine.com>](http://www.rtmagazine.com).
- [5] Rosen, K. R. The history of medical simulation. *Journal of Critical Care*. 2008, č. 23, s. 157-166. ISSN 0883-9441.
- [6] Wax, R. S., Kenny, L., Burns, P. Educating providers of mechanical ventilation: an update. *Curr Opin Crit Care*. 2006, č. 23, s. 61-66. ISSN 1070-5295.
- [7] Roubík, K., Ráfl, J. Poddajnost a rezistance v rigidních modelech respirační soustavy. *Lékař a technika*. 2009, roč. 39, č. 1, s. 32. ISSN 0301-5491.
- [8] *Model 5600i dual adult PneuView system: operation manual*. Grand Rapids: Michigan Instruments, 2007. 47 s.
- [9] Chase, J. G., et al. A novel mechanical lung model of pulmonary diseases to assist with teaching and training. *BMC Pulmonary Medicine* [online]. 2006, roč. 6, č. 21 [cit. 20. listopadu 2008]. Dostupné na [www: <http://www.biomedcentral.com>](http://www.biomedcentral.com). ISSN 1471-2466.
- [10] Kuebler, W. M., Mertens, M., Pries, A. R. A two-component simulation model to teach respiratory mechanics. *Adv Physiol Educ*. 2007, č. 31, s. 218-222. ISSN 1043-4046.
- [11] Verbraak, A. F. M., et al. A new approach to mechanical simulation of lung behaviour: pressure-controlled and time-related piston movement. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2000, č. 38, s. 82-89. ISSN 0140-0118.
- [12] *ASL 5000™ active servo lung: user's manual*. Pittsburgh: Ing-Mar Medical, 2007. 99 s.
- [13] *Series 1101 breathing simulator: 691202 data sheet* [online]. Shawnee: Hans Rudolph, 2008 [cit. 19. listopadu 2008]. Dostupné na WWW: [<http://www.rudolphkc.com/pdf/691202%201106%20E.pdf>](http://www.rudolphkc.com/pdf/691202%201106%20E.pdf).
- [14] Marek, J., Roubík, K. The model of the respiratory system as an educational device for simulation of the ventilatory parameters effect upon the intrapulmonary conditions. *Lékař a technika*. 2008, roč. 38, č. 2, s. 171-174. ISSN 0301-5491.
- [15] Rosenbaum, A., Kirby, K., Breen, P. H. New metabolic lung simulator: development, description, and validation. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2007, č. 21, s. 71-82. ISSN 1387-1307.
- [16] Neto, N. B., et al. Mechanical model for simulating the conditioning of air in the respiratory tract. *J Bras Pneumol*. 2007, roč. 33, č. 3, s. 255-262. ISSN 1806-3713.
- [17] *ECS user guide* [online]. Sarasota: METI, 2006 [cit. 12. ledna 2009]. Dostupné na [www: <http://www.meti.com/mymeti/downloads_main.html>](http://www.meti.com/mymeti/downloads_main.html).

Ing. Jakub Ráfl
 ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství
 nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno
 e-mail: rafl@fbmi.cvut.cz