

ELEKTRICKÁ IMPEDANČNÍ TOMOGRAFIE A JEJÍ VYUŽITÍ V RESPIRAČNÍ PÉČI

Richard Grünes, Karel Roubík

Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, Katedra biomedicínské techniky

Souhrn

Článek se zabývá principem elektrické impedanční tomografie a jejím možným využitím v respirační péči. Je podán přehled existujících EIT systémů pro klinické použití a je provedena analýza současného i potenciálního využití EIT systému v respirační péči včetně jeho limitace při monitorování vysokofrekvenční umělé plicní ventilace.

Klíčová slova

elektrická impedanční tomografie, EIT, respirační péče, vodivost, vysokofrekvenční ventilace

ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY AND ITS APPLICATION IN RESPIRATORY CARE

Abstract

The article deals with principles of electrical impedance tomography (EIT) and application of EIT systems in respiratory care. The overview of the EIT systems suitable for clinical use is provided and analysis of the current and potential applications of the EIT in respiratory care is conducted. Limitation of the current EIT systems for monitoring of high-frequency ventilation is discussed.

Thus the goal of this thesis is the analysis and optimisation of the radiating part of the Hyperthermic system, in particular to find the physical base of the change of the absorbed power distribution due to the insertion of the water bolus and to describe the analytical solution of this change and to define the critical dimension of the water bolus as a function of frequency, as a water bolus diameters, and also as its dielectric parameters.

Keywords

electrical impedance tomography, EIT, respiratory care, conductivity, high-frequency ventilation

Úvod

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je relativně stará diagnostická metoda, která se teprve v poslední době dostává do klinické praxe. Jedná se o rovinné zobrazení konduktivity prostředí (měrné elektrické vodivosti σ , udávané v $S\ m^{-1}$). Konduktivita reprezentuje schopnost prostředí vést elektrický proud a lze ji také vyjádřit jako převrácenou hodnotu rezistivity prostředí (měrného elektrického odporu, udávaného v $\Omega\ m$). V případě lidského těla tedy můžeme hovořit o zobrazení konduktivity jednotlivých tkáňových elementů ve studované tomografické rovině. Velikost konduktivity závisí nejen na typu tkáně, ale také na její teplotě a na dalších fyziologických parametrech. Pro lepší představu o rozdílech mezi rezistivitou jednotlivých tkání je zde uvedena Tabulka 1. Zde lze vyčíst, že rozdíl rezistivity například mezi mozkomíšním mokem a kostí dosahuje téměř tří řádů.

Přestože metoda zobrazuje rozložení konduktivity ve tkáni, ujalo se označení impedanční tomografie. Při EIT se

totiž nepoužívají stejnosměrné proudy, ale proudy střídavé s harmonickou frekvencí v řádech kilohertzů. Používání střídavých proudů je podmíněno strukturou buněk. Buněčná stěna, která je tvořena dvojvrstvou lipidů, se chová jako dielektrikum mající kapacitní charakter. V tomto případě tedy nemluvíme o vodivosti prostředí, ale o zdánlivé vodivosti, kdy dochází k fázovému posunu napětí proti proudu. Pokud si tedy buňku nahradíme pomocí analogie elektrickým obvodem, dostáváme paralelní kombinaci rezistorů a dvojice kapacitorů, viz Obrázek 1. Buněčná stěna je tvořena paralelní kombinací kondenzátoru C_m , který představuje lipidovou dvojvrstvu, a rezistoru R_m , který představuje iontové kanály a pumpy procházející skrz membránu. Intracelulární a extracelulární prostory jsou reprezentovány pomocí rezistorů R_i a R_e .

O buňce tedy můžeme říci, že se chová jako filtr typu horní propust. Přes buňku snáze procházejí proudy o vyšších kmitočtech (na Obrázku 1 jsou tyto proudy nakresle-

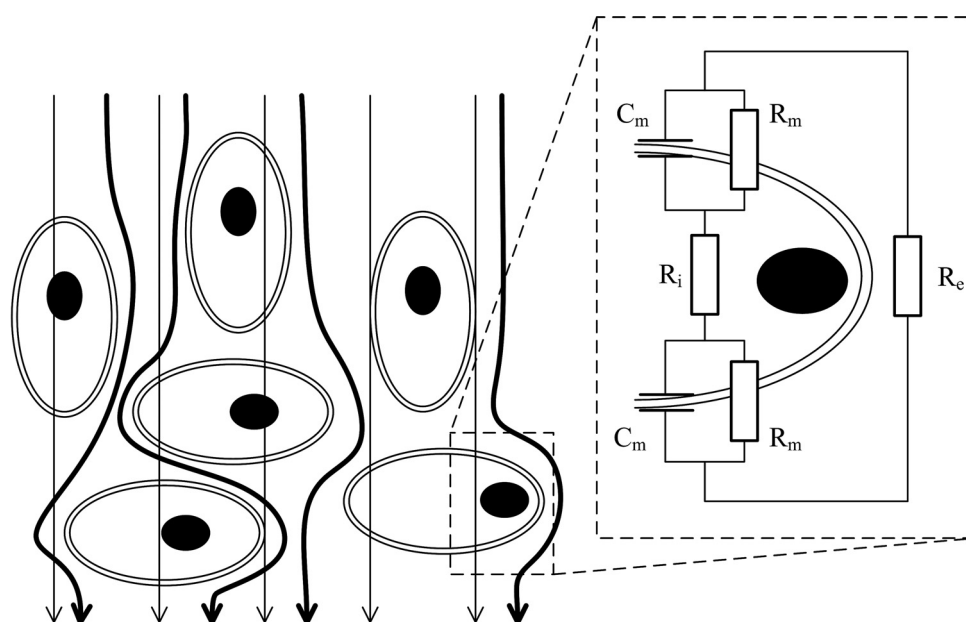
ny tenkou čarou). Naopak stejnosměrné proudy a proudy nízkých kmitočtů tečou spíše extracelulárním prostorem, proto dráha těchto proudů mezi elektrodami není přímá (na Obrázku 1 jsou tyto proudy nakresleny silnou čarou). Dalo by se tedy říci, že pokud použijeme elektrické proudy o vyšších harmonických kmitočtech, měly by být dráhy těchto proudů lineární a my bychom měli získat ostrý obraz, jako je tomu například u RTG nebo CT, kdy paprsky rentgenového záření procházejí přes tkáň po přímé dráze. Ve skutečnosti tomu tak ale není, reálnou tkáň si totiž musíme představit jako nehomogenní prostorový vodič, ve kterém se proudy šíří všemi směry. Dráhy těchto proudů nejsou lineární a lze je jen velice obtížně stanovit. Výsledný obraz EIT je značně neostří a hranice tkáňových celků se v obraze obtížně lokalizují.

Pro měření vodivosti tkáně používá EIT systém soustavu povrchových argentchloridových elektrod, které jsou rozmístěny do prstence po obvodu vyšetřované části těla. Tyto elektrody plní dvojí funkci; v prvním případě slouží jako zdrojové elektrody proudového impulsu a v druhém případě jako měřicí elektrody rozdílu potenciálu, tedy elektrického napětí. Existuje několik způsobů, jak mezi těmito dvěma režimy, zdrojovým a měřicím, elektrody přepínat. Jako příklad můžeme uvést metodu Neighboring, metodu Cross, metodu Opposite nebo metodu Adaptive [2]. Princip EIT bude popsán na metodě Neighboring, která je zobrazena na Obrázku 2. Mezi dvě sousední elektrody je přiveden proudový impuls. Průběh napětí je pak měřen mezi zbývajících párů elektrod. Nejprve je proud přiveden mezi elektrody číslo 1 a 2. Proudová hustota je největší právě

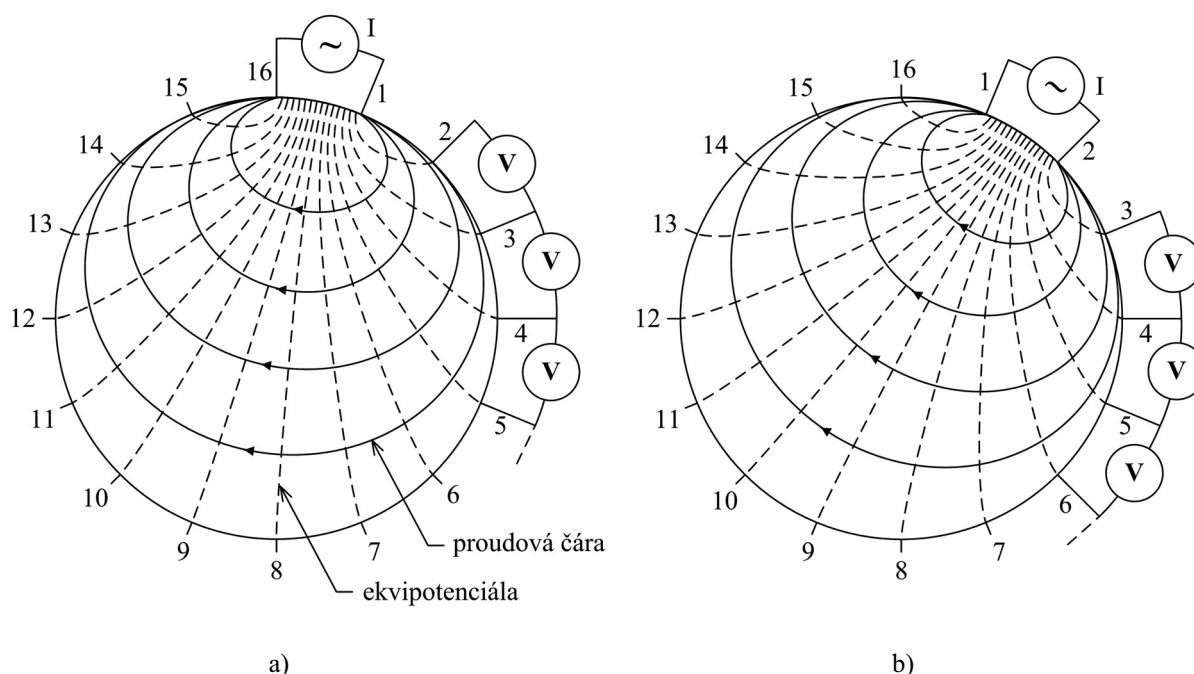
Tab. 1: Rezistivita tkání a orgánů pro frekvence 20–100 kHz [1].

Tkáň	Rezistivita (Ω cm)
Mozkomíšní mok	65
Plasma	66
Krev	150
Játra	350–550
Kosterní svalstvo	125–150 (longitudinálně) 1800–2300 (transverzálně)
Srdeční sval	160–575 (longitudinálně) 424–5181 (transverzálně)
Nervová tkáň: bílá hmota šedá hmota	580 284 682
Pľíce	727–2363
Tuková tkáň	2060–2720
Kostní tkáň	16600

mezi tímto párem elektrod a její hodnota klesá v závislosti na vzdálenosti. Elektrické napětí je postupně měřeno mezi elektrodovými páry 3–4, 4–5, ..., 15–16, jak je zobrazeno na Obrázku 2a). Všechny těchto třináct měření je nezávislých a každé z nich reprezentuje velikost impedance mezi ekvipotenciálami protínajícími měřicí elektrody. Měření dalších třinácti potenciálů je podmíněno přesunutím zdroje proudu mezi elektrody 2 a 3, jak je zobrazeno na Obrázku



Obr. 1: Průchod proudu tkání a elektrická analogie buňky.



Obr. 2: Metoda Neighboring předvedena na kruhovém objemovém vodiči pro šestnáctisvodový systém.

2b). Podobně probíhá měření i pro zbývající páry proudových elektrod. Pro šestnáctielektrodový systém tedy dostáváme 208 měření napětí. Pro představu lze uvést, že měřené napětí dosahuje největší hodnoty u páru elektrod nacházejících se v sousedství páru proudových elektrod, na elektrodách ležících proti tomuto páru je velikost už jen 2,5 % tohoto maximálního napětí [2].

Přepínání elektrod je řešeno pomocí multiplexoru, který páry elektrod střídavě připojává na zdroj proudového impulsu a na měřicí obvod. Změření jedné hodnoty napětí mezi párem elektrod trvá v závislosti na systému stovky mikrosekund, doba změřeného průmětu jednotky až desítky milisekund. Velikost proudového impulsu se pohybuje v jednotkách miliampér, tvar tohoto impulsu je sinusový. Rozlišovací schopnost systému je dána počtem elektrod. Výsledný obraz je rekonstruován zpětnou transformací do matice bodů pomocí výpočetních algoritmů podobným způsobem, jako je tomu u CT. Rozložení konduktivity tkáně je zobrazeno do dvojrozměrného zobrazení kruhové plochy, nelze tedy přesně určit anatomické místo vypočtené hodnoty konduktivity, lze proto sledovat pouze její změny.

Elektrická impedanční tomografie v respirační péči

Zájem o EIT v respirační péči v poslední době roste z několika důvodů. Prvním důvodem je, že plicní tkáň mění velmi významně svoji měrnou vodivost zejména v zá-

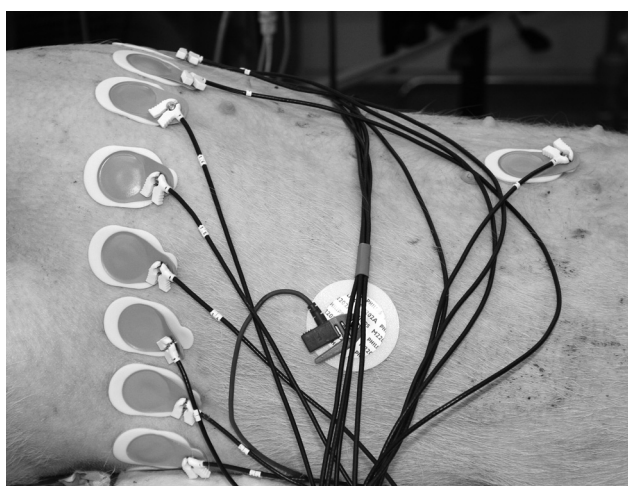
vislosti na obsahu vzduchu v alveolárním prostoru, nicméně vodivost plicní tkáně je také ovlivněna přítomností tekutin v alveolárním prostoru, patologickými změnami a restrukturalizací plicního parenchymu. Tyto značné změny impedance plicní tkáně v závislosti na jejím stavu jsou vhodným předpokladem pro dobrou funkčnost EIT a dostatečný kontrast výsledného EIT obrazu.

Dalším důvodem, proč se EIT stává populární, je fakt, že vhodné EIT systémy začínají být dostupné pro klinické použití. Je zřejmé, že ve srovnání s EIT má výrazně vyšší diagnostickou hodnotu klasický CT snímek, avšak EIT v porovnání s CT zobrazovacím systémem umožňuje dlouhodobé monitorování plic, které je navíc neinvazivní, lze ho provádět přímo u lůžka pacienta, tj. není třeba pacienta převážet jako v případě vyšetření pomocí CT, a v neposlední řadě je monitorování plic pomocí EIT výrazně levnější než cena CT vyšetření.

Pro klinické použití EIT je důležitý fakt, že kontrast EIT obrazu jednoznačně souvisí s objemem plynu v plicích a lze najít vztah, jak tyto změny EIT kontrastu přepočítat přímo na objemové změny [3]. Problémem však zůstává skutečnost, že zatím neexistuje univerzální metoda přepočtu kontrastu EIT obrazu na plicní objem, taková, která by nebyla ovlivněna interindividuální variabilitou charakteristik pacientů. Na druhou stranu je situace odlišná, zajímáme-li se o změny plicního objemu v průběhu ventilace. Některé klinické studie ukazují, že antropometrické rozdíly a případná odlišná poloha pacientů prakticky neovlivňují správnost odhadu změn plicních objemů založeného na analýze EIT snímků [4].

EIT z výše uvedených důvodů nachází své uplatnění v respirační péči jako monitorovací metoda, která umožňuje sledovat regionální i celkovou distribuci plynu v plicích, umí zobrazit plicní atelektázy, oblasti postižené hyperinflací a umožňuje posoudit celkovou i regionální nehomogenitu distribuce ventilace při konvenční ventilaci [5]. Panoutsos et al. [6] uvádí EIT jako vhodnou metodu také k monitorování dalších parametrů, jako například plicní perfúze, plicního otoku, k detekci vzduchu a tekutiny v hrudníku apod. EIT je však mnohdy navrhována spíše jako screeningová metoda než metoda diagnostická, a to díky malému prostorovému rozlišení EIT obrazu.

Metoda monitorování ventilace založená na EIT bohužel doposud nemůže být použita při vysokofrekvenční ventilaci stejně, jako ji lze použít při ventilaci konvenční; toto je dáno zejména malou snímkovou frekvencí existujících komerčních EIT systémů. Vysokofrekvenční ventilace je tak monitorována jako „pseudostatický“ stav plic, kdy jsou ignorovány a programově z EIT obrazu filtrovány rozdíly mezi inspiriem a expiriem vysokofrekvenčního dechu [7]. Dechový objem je při vysokofrekvenční ventilaci skutečně malý [8] a rozhodující pro klinickou aplikaci je posouzení homogenity plicního recruitmentu v závislosti na používaném relativně vysokém středním tlaku v dýchacích cestách. Ve studii Genderingena [7] je pomocí EIT ukázáno, že vysokofrekvenční ventilace homogenizuje distribuci objemu v plicích a zároveň, že EIT je metoda, která umí určovat regionální změny ventilace. Pokud by však EIT s rozvojem techniky v budoucnu umožnila sledovat i změny v průběhu vysokofrekvenčního dechu, určitě by EIT byla výhodná při mnoha výzkumech zaměřených na vysvětlení funkce vysokofrekvenční ventilace a při studiu efektů vysokofrekvenční ventilace na ventilovanou respirační soustavu.



Obr. 3: Detail rozmístění elektrod na hrudníku prasete při ventilačním experimentu se systémem GoeMF 2 EIT systémem (fotografie autoři).

Komerční EIT systémy

Dá se říci, že v současné době existují dva hlavní přístupy ke konstrukci EIT. První z nich se označuje APT podle anglického „Applied Potential Tomography“. První systém EIT tohoto typu byl vyvinut začátkem osmdesátých let pány Barberem a Brownem v Sheffieldu v Anglii. Jedná se o starší a technicky jednodušší zařízení než druhý typ. Systémy založené na tomto principu používají menší počet elektrod, osm nebo šestnáct, a jsou velmi citlivé na chyby měření způsobené špatným rozmístěním elektrod. Jejich zdroj proudu generuje proudový impuls o jedné frekvenci, velikost frekvence proudového impulsu závisí na využití systému. Tyto systémy se používají při pozorování fyziologických procesů, jako je funkce trávicího aparátu, proudění krve v cévách hrudníku, hlavy a paží a plicní ventilace [9].

Maltron Sheffield Mk 1 a Mk 2

Do skupiny APT zařízení můžeme zahrnout systém, který tuto kategorii přímo definoval. Jedná se o zařízení, které bylo vyvinuto pány Barberem a Brownem a které nese označení Maltron Sheffield Mk 1. Jeho následník, který ještě také spadá do skupiny APT zařízení, nese označení Maltron Sheffield Mk 2. Na jejich vývoji se podílela Fakulta technických věd na University College v Londýně a Middlesex University v Londýně ve spolupráci s firmou Maltron International Ltd. Systém pro měření konduktivity



Obr. 4: Prase s připojenými elektrodami a EIT systémem GoeMF 2 EIT systémem – zjišťování vlivu změny objemu vzduchu v plicích na kontrast EIT obrazu (fotografie autoři).

používá digitálně generovaný sinusový proudový impuls o harmonické frekvenci 20,83 kHz, velikost proudového impulsu je 5 mA. Počet elektrod je 8 u Mk 1 a 16 u Mk 2, snímkovací frekvence (tj. počet tomografických zobrazení rozložení konduktivity za sekundu) dosahuje hodnoty 25 obrázků/s u obou systémů [9]. Zařízení je zkonstruováno jako bedside monitor s vlastním zobrazovacím displejem.

RU Electrical Impedance Computerized Tomograph

Tento systém byl vyvinut na Institutu radiotechniky a elektroniky Ruské akademie věd týmem pod vedením pana profesora V. A. Cherepenina. Frekvence proudového sinusového pulzu má hodnotu 8 kHz a velikost amplitudy impulsu špička-špička má hodnotu přibližně 1 mA. Systém používá 16 elektrod a jeho snímkovací frekvence je 12 obrázků/s. Jedná se o samostatný měřicí systém bez zobrazovací jednotky; pro zobrazení naměřených dat slouží propojení s PC pomocí čtyř konektorů RS-232 [10].

The Breast Cancer Detection Device (BCDD)

Jedná se o statický 3-D EIT mamograf vyvinutý stejným týmem na Ruské akademii věd jako předchozí systém. Generovaný proudový impuls má harmonickou frekvenci 50 kHz a velikost amplitudy 5 mA. Pro měření rozložení konduktivity ve tkáni ženského prsu používá pole 256 elektrod. Systém umožňuje prostorové hloubkové zobrazení, hloubku řezu je možné zvolit. Jak už bylo řečeno, jedná se o statický systém; získání obrázku jednoho řezu proto trvá 20 s. Výsledný obraz měření je zobrazován pomocí PC, které lze se systémem propojit pomocí rozhraní USB [9].

Druhý přístup k řešení konstrukce EIT systému byl navržen na Rensselearském polytechnickém institutu, nazývá se adaptivní proudový tomograf (ACT – Adaptive Current Tomograph) [9]. ACT systémy používají větší počet elektrod než systémy APT, a to většinou v počtu 32 nebo 64 elektrod. Každá elektroda má svůj vlastní programovatelný proudový generátor. Přestože jsou ACT systémy o moc více komplikované než je tomu u APT systémů, je u nich více potlačena citlivost na chybu umístění elektrod. Jejich nejčastější využití je při studiu a monitorování umělé plicní ventilace [11]. Jedná se o moderní zařízení, které v současné době udávají směr výzkumu problematiky EIT. Hlavními představiteli těchto systémů jsou:

ACT 3 system

Rensselearský systém ACT 3 používá referenční sinusový průběh s frekvencí 28,8 kHz pro každý z 32 měřicích kanálů, snímkovací frekvence je 20 obrázků/s [9].

OXBACT III system

Systém OXBACT III (Oxford Brooks Adaptive Current Tomograph) konstrukčně vychází ze systému ACT 3, byl vyvinut na School of Technology at Oxford Brookes University v Oxfordu. Generuje kontinuální proud v rozsahu frekvencí 10 kHz až 160 kHz, používá 32 elektrod a jeho snímkovací frekvence je 25 obrázků/s [9].

Maltron Sheffield Mk 3 a Mk 3,5

Jsou to následníci APT systému Maltron Sheffield Mk 2, oba nabízí generátor proudu s proměnou harmonickou frekvencí. Systém Mk 3 generuje osm různých frekvencí v rozsahu 9,6 kHz až 1,2 MHz v určitý časový okamžik, systém Mk 3,5 generuje třicet frekvencí proudového impulsu v rozsahu 2 kHz až 1,6 MHz kontinuálně. Velikost amplitudy proudového impulsu je 5 mA, oba systémy používají 8 elektrod a snímkovací frekvenci 25 obrázků/s. V současné době je vyvíjen nový systém označený Maltron Sheffield Mk 4, který by měl používat 72 elektrod a být schopen provádět 2-D i 3-D vyšetření s proměnou frekvencí proudového impulsu od 1 kHz do 1 MHz [9].

GoeMF 2 EIT system

Jednou z nejvýznamnějších výzkumných skupin v oblasti lékařského využití EIT je skupina působící v Centru anesteziologie, mimořádné a intenzivní péče v německém Goettingenu soustředěné okolo Guentera Hahna. Skupina spolupracuje s firmami Sensormedics (USA) a VIASYS Healthcare (Nizozemí) na vývoji komerčního systému GoeMF 2 EIT system. Tento systém používá pro měření konduktivity tkáně šestnáct elektrod s amplitudou proudového impulsu 5 mA a frekvencí impulsu až 70 kHz. Výsledný snímek zobrazující řez rozložení konduktivity tkáně je systém schopen generovat 44 krát za sekundu. Systém je typu bedside a slouží k monitorování plicní ventilace [12].

Dräger Medical EIT systém

Jedná se o nejnovější systém pro snímání konduktivity tkáně, jeho parametry jsou velice podobné systému GoeMF 2 EIT system. Systém je výsledkem spolupráce firem Dräger Medical a Siemens Company, zatím nebyly oficiálně zveřejněny jeho parametry.

Závěr

Elektrická impedanční tomografie se jeví jako levná monitorovací metoda, které je neinvazivní, umožňuje kon-

tinuální monitorování a je citlivá na mnoho důležitých parametrů. Její nevýhodou je zejména velmi malá prostorová rozlišovací schopnost, která je dána zejména počtem používaných elektrod. Své místo si EIT v současné době hledá při optimalizaci umělé plicní ventilace, kdy umožňuje sledovat distribuci ventilace a umožňuje detekovat oblasti s plicní hyperinflací či naopak oblasti se zkolabovanou plící. Pro využití EIT k monitorování vysokofrekvenční umělé plicní ventilace a pro zlepšení diagnostické hodnoty EIT snímků je ještě nutný vývoj rychlých EIT systémů s velkou rozlišovací schopností. To ovšem s současné době naráží nejen na technologické problémy, ale určité limitace představuje samotná metoda měření primárních parametrů.

Poděkování

Práce byla podporována VZ MŠMT ČR č. MSM 6840770012.

Literatura

- [1] Barber, D. C., Brown, B. H. Applied potential tomography 1. Phys. E. Sci Instrum. 1984, Vol. 17, s. 723–33.
- [2] Malmivuo, J., Plonsey, R. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York: Oxford University Press, 1995 xxii, 482 s., ISBN: 0-19-505823-2.
- [3] Coulombe, N., Gagnon, H., Marquis, F., Skrobik, Y., Guardo, R.: A parametric model of the relationship between EIT and total lung volume. Physiol. Meas. 26, pp. 401–411, 2005, doi: 10.1088/0967-3334/26/4/006.
- [4] Marquis, F., Coulombe, N., Costa, R., Gagnon, H., Guardo, R., Skrobik, Y.: Electrical Impedance Tomography's Correlation to Lung Volume is Not Influenced by Anthropometric Parameters. Journal of Clinical Monitoring and Computing. Volume 20, Number 3, June, 2006, pp. 201–207, doi: 10.1007/s10877-006-9021-4.
- [5] Victorino, J. A., Borges, J. B., Okamoto, V. N., Matos, G. F., Tucci, M. R., Caraméz, M. P., Tanaka, H., Sipmann, F. S., Santos, D. C., Barbas, C. S., Carvalho, C. R., Amato, M. B.: Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, Vol. 169, pp. 791–800, 2004, doi:10.1164/rccm.200301-133OC.
- [6] Panoutsos, G., Mahfouf, M., Brown, B. H. and Mills, G. H.: Electrical Impedance Tomography (EIT) in pulmonary measurement a review of applications and research. In Proceedings of the Fifth IASTED International Conference, Biomedical Engineering, Austria, February 14–16, 2007, pp. 221–230, ISBN: 978-0-88986-648-5.
- [7] van Genderingen, H. R., van Vught, A. J. and Jansen, J. R. C.: Regional lung volume during high-frequency oscillatory ventilation by electrical impedance tomography. Critical Care Medicine, vol. 32, pp. 787–794, 2004.
- [8] Pahl, J., Roubík, K., Waldauf, P., Fric, M., Záborský, V.: Normocapnic High-frequency Oscillatory Ventilation Affects Differently Extrapulmonary and Pulmonary Forms of Acute Respiratory Distress Syndrome in Adults. Physiological Research. 2006, vol. 55, no. 1, pp. 15–24. ISSN 0862–8408.
- [9] Holder D. S. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications. Institute of Physics, 2004. ISBN 0-7503-0952-0.
- [10] Korzhenevskii, A. V., Kornienko, V. N. Electrical Impedance Tomograph for Medical Applications. Instruments and Experimental Techniques, Vol. 40, No. 3, 1997, s. 415–421.
- [11] 9. Electrical Impedance Tomography (Committee on the Mathematics and Physics of Emerging Dynamic Biomedical Imaging, National Research Council), Mathematics and Physics of Emerging Biomedical Imaging, 1996, 260 s. ISBN 978-0-309-05387-7. s. 143–146.
- [12] Dudykevych, T., Richter, H., Hahn, H., Frerichs, I., Hinz, J. and Hellige, G. Software and Operational Concept for EIT-Based regional lung Function monitoring. IfI Technical Report IfI-05–11, Department of Computer Science, Technical University of Clausthal, Germany, 2005.

Ing. Richard Grünes
České vysoké učení technické v Praze,
Fakulta biomedicínského inženýrství,
katedra biomedicínské techniky
nám. Sítná 3105,
272 01 Kladno,
Česká republika
grunes@fbmi.cvut.cz
roubik@fbmi.cvut.cz