

Ocena regionalnej wentylacji w zespole ostrej niewydolności oddechowej za pomocą elektrycznej tomografii impedancyjnej

Assessment of regional ventilation in acute respiratory distress syndrome by electrical impedance tomography

Michał Stankiewicz-Rudnicki, Tomasz Gaszyński, Wojciech Gaszyński

Katedra Anestezjologii i Intensywnej Terapii Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

Abstract

Mechanical ventilation in acute respiratory distress syndrome (ARDS) incurs a risk of ventilator-associated lung injury (VALI) from inhomogeneous conditions and different properties of dependent and non-dependent lung regions at risk of atelectasis and overdistension, respectively. Electrical impedance tomography (EIT) offers regional ventilation assessment to optimise treatment with mechanical ventilation. This article provides an overview of scientific literature on the application of impedance tomography in acute respiratory distress syndrome. It also presents the results of EIT studies in different clinical situations that may be of use in implementing impedance tomography for treating ARDS.

Key words: acute respiratory distress syndrome, overdistension, electrical impedance tomography, positive end-expiratory pressure, recruitment manoeuvre, ventilator-associated lung injury

Słowa kluczowe: zespół ostrej niewydolności oddechowej, nadmierne rozdęcie płuc, elektryczna tomografia impedancyjna, dodatnie ciśnienie końcowo-wydechowe, manewr rekrutacyjny, respiratorowe uszkodzenie płuc

Anestezjologia Intensywna Terapia 2015, tom XLVII, nr 1, 80–84

Parametry zwykle wykorzystywane do oceny skuteczności wentylacji mechanicznej u chorych leczonych na oddziałach intensywnej terapii: wynik badania równowagi kwasowo-zasadowej krwi tętniczej, kapnometria i wykładniki mechaniki oddychania, tj. szczytowe ciśnienie wdechowe (PIP, *peak inspiratory pressure*), ciśnienie *plateau* (Pplat), podatność statyczna lub dynamiczna, odzwierciedlają stan płuc jako całości. Nie dostarczają natomiast informacji o zróżnicowaniu funkcji ich poszczególnych partii. Ocena dystrybucji wentylacji w płucach i wpływu na nią różnych trybów wentylacji była dotychczas osiągalna dzięki wykorzystaniu tomografii komputerowej i opierających się na niej technik

czynnościowych lub rezonansu magnetycznego czy pozytronowego tomografu emisyjnego (PET, *positron emission tomography*) [1–6]. Żadna z powyższych metod nie może być wykorzystana jako badanie przyłóżkowe, niezbędne do dynamicznej oceny skuteczności interwencji terapeutycznych, takich jak manewry rekrutacyjne (RM, *recruitment maneuvers*) oraz zmienne wartości dodatniego ciśnienia końcowo-wydechowego (PEEP, *positive end-expiratory pressure*). Z kolei przyłóżkowe badanie USG, które pozwala na wykrycie ognisk niedodmy w płucach, a nawet umożliwia ocenę ich zmian przy różnych wartościach PEEP, jest techniką subiektywną i wymagającą znacznego doświadczenia [7, 8].

Należy cytować anglojęzyczną wersję artykułu:

Stankiewicz-Rudnicki M, Gaszyński T, Gaszyński W: Assessment of regional ventilation in acute respiratory distress syndrome by electrical impedance tomography. *Anaesthesiol Intensive Ther* 2015; 47: 77–81.

Technologia elektrycznej tomografii impedancyjnej, obecnie dostępna już komercyjnie, daje możliwość szybkiej wizualizacji wentylacji płuc przy łóżku chorego i uwidacznia dynamiczne zmiany jej regionalnej dystrybucji.

DLACZEGO NALEŻY MONITOROWAĆ REGIONALNĄ DYSTRYBUCJĘ WENTYLACJI W ZESPOLE OSTREJ NIWYDOLNOŚCI ODDECHOWEJ?

Dotychczas nie wypracowano modelu optymalnej wentylacji mechanicznej w zespole ostrej niewydolności oddechowej (ARDS, *acute respiratory distress syndrome*). Konkuruje ze sobą strategia wentylacji oszczędzającej płuca według ARDS.net i pierwotnie zdefiniowana przez Lachmanna strategia „otwartych płuc” (LOS, *lung open strategy*) [9–11]. Strategia otwartych płuc przewiduje przeprowadzenie manewru rekrutacyjnego w celu upowietrzenia niedodmowych części płuc i indywidualny dobór PEEP, pozwalający na podtrzymanie tego efektu [11]. Protokół ARDS.net opiera się z kolei na doborze jednej z ustalonych konfiguracji PEEP i FiO_2 dla osiągnięcia założonego celu w zakresie PaO_2 i ciśnienia *plateau* poniżej 30 cm H_2O . Wspólnym elementem obu strategii jest zastosowanie PEEP przy wentylacji małymi objętościami (LTV, *low tidal volume ventilation*), tj. 6 ml/kg idealnej masy ciała⁻¹ [12].

Dowiedziano, że nie tylko PEEP, lecz nawet LTV mogą prowadzić do rozdęcia pęcherzyków płucnych, które jest czynnikiem ryzyka ich uszkodzenia, spowodowanego wentylacją mechaniczną (VALI, *ventilator associated lung injury*) [14]. Wynika to z niehomogenności płuc w ARDS. Choć ARDS to choroba zapalna całych płuc, rozmieszczenie obszarów niedodmowych, nieuczestniczących w wymianie gazowej, jest nierównomierne [13, 14]. Współistnieją one z obszarami słabo, a nawet prawidłowo upowietrzonymi, określanymi przez Gattinoniego jako „płuca dziecka” (*baby lung*) [15]. Największe nasilenie niedodmy obserwuje się w obszarach zależnych płuc (*dependent lung*), czyli położonych grawitacyjnie najniżej [16]. W leczeniu ARDS mamy do czynienia z następującym paradoksem — rekrutując niedodmowe pęcherzyki płucne, można doprowadzić jednocześnie do nadmiernego rozdęcia obszarów dobrze wentylowanych, tak zwanych niezależnych (*non-dependent lung*) [17, 18]. Od możliwości zobrazowania dystrybucji wentylacji w ARDS oczekuje się zatem odpowiedzi na następujące pytania:

1. Jak przedstawia się obraz upowietrzenia płuc chorego wentylowanego małymi objętościami?
2. Jaki jest wpływ manewru rekrutacyjnego na zróżnicowane czynnościowo partie płuc w ARDS?
3. Jaka jest optymalna wartość PEEP, czyli taka, która zmniejsza zarówno ryzyko ponownego zapadnięcia się pęcherzyków, jak i ich rozdęcia, i tym samym sprzyja równomiernej dystrybucji wentylacji?

PODSTAWY FIZYCZNE METODY ELEKTRYCZNEJ TOMOGRAFII IMPEDANCYJNEJ

Tomografia impedancyjna (EIT, *electrical impedance tomography*) jest oparta na pomiarach oporu elektrycznego płuc. Wokół klatki piersiowej chorego owija się pas elektrod (16 lub 32, w zależności od urządzenia), z których jedna para wytwarza prąd o niewielkim, niewyczuwalnym natężeniu około 5 mA, a pozostałe rejestrują potencjał elektryczny. Umieszczenie elektrod emisyjnych zmienia się kolejno wokół klatki piersiowej. Ze stosunku natężenia i napięcia wyliczony zostaje opór tkanek, przez które płynął prąd przy następujących po sobie zmieniających się konfiguracjach lokalizacji elektrod.

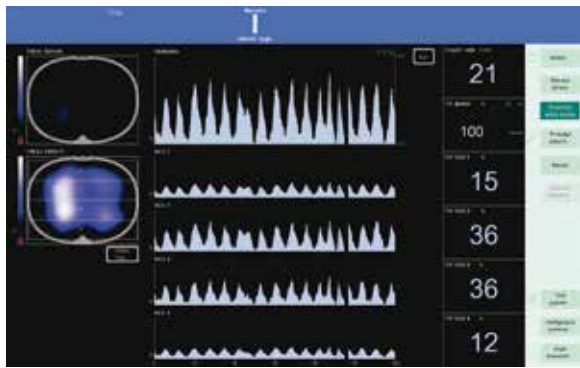
Opór płuc jest tym większy, im lepiej są one upowietrzone [19]. Wykazano, że zwiększenie objętości płuc od wartości odpowiadających objętości zalegającej do pojemności życiowej może prowadzić do ponad dwukrotnego zwiększenia oporu elektrycznego [20]. Dzięki EIT uzyskujemy informację o oporności klatki piersiowej na jej przekroju i tym samym o stopniu upowietrzenia płuc.

Spośród kilku urządzeń opartych na technologii EIT, wykorzystywanych w celach badawczych, dwa zostały dotychczas przystosowane do zastosowania w praktyce klinicznej i są dostępne na rynku komercyjnym. Aparat PulmoVista 500 (Dräger, Medical GmbH, Niemcy) jest obecny na rynku od roku 2011, a urządzenie Swisstom BB² (Swisstom/Maquet, Szwajcaria) trafiło do sprzedaży dopiero w marcu 2014 roku.

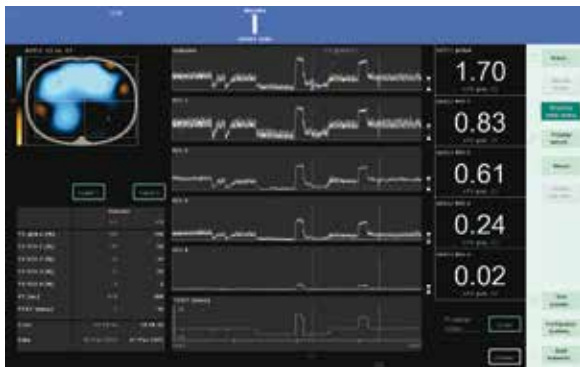
EIT JAKO MOŻLIWOŚĆ MONITOROWANIA REGIONALNEJ WENTYLACJI W ARDS

W technologii EIT wyniki pomiaru oporu elektrycznego, odpowiadające stopniowi upowietrzenia płuc, są kodowane kolorami. Urządzenie PulmoVista 500 wykorzystuje wyrafinowany algorytm rekonstrukcyjny Newtona-Raphsona, umożliwiający przedstawienie oporności w postaci obrazu, wzorem tomografii komputerowej. Obraz jest następnie analizowany poprzez podzielenie obszaru płuc na 4 warstwy w układzie grzbietowo-brzusznym (ryc. 1) lub 4 sektorów (ryc. 2), po dwa w każdym płucu. Wartości liczbowe oznaczają procentową część całkowitego przyrostu oporu (całkowitej wentylacji), przypadającą na poszczególne warstwy lub sektory. W zdrowych płucach, w konfiguracji 4 warstw (tzw. ROI, *regions of interest*), obserwuje się podobną dystrybucję wentylacji w dwóch wewnętrznych (ROI 2, ROI 3) i dwóch skrajnych (ROI 1, ROI 4) warstwach (ryc. 1).

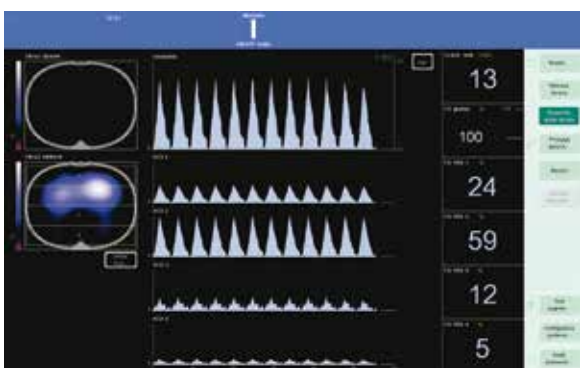
W ARDS wentylowane są przede wszystkim niezależne partie płuc, niedodma dotyczy segmentów zależnych i w obrazie EIT widoczna jest jako ubytek wentylacji [16]. Jest to przyczyną zaburzeń stosunku wentylacji do perfuzji i przecieku krwi nieutlenowanej (ryc. 3).



Rycina 1. Prawidłowa dystrybucja wentylacji w obrazie tomografii impedancyjnej (EIT) w zdrowych płucach chorego w pozycji leżącej na plecach. Kolor biały — obszar najlepszego upowietrzenia, niebieski — obszar upowietrzony słabiej, obszary czarne — brak wentylacji



Rycina 2. Zmiany impedancji końcowo-wydechowej (EELI) po zastosowaniu dodatniego ciśnienia końcowo-wydechowego (PEEP) 10 cmH₂O u chorego z ciężkim szpitalnym zapaleniem płuc. Obraz płuc analizowany w konfiguracji 4 kwadrantów. Kolor niebieski oznacza zwiększenie EELI (co jest jednoznaczne ze zwiększeniem FRC). Kolor żółty odpowiada zmniejszeniu EELI (i FRC)



Rycina 3. Niedodma grzbietowa u chorego z zespołem ostrej niewydolności oddechowej (ARDS) w pozycji leżącej na plecach, niemal symetrycznie obejmująca oba płuca

Dotychczas opublikowano wyniki kilku badań, w których zastosowano EIT jako narzędzie oceny wentylacji u chorych z ARDS [21–24]. Pierwsze próby wykorzystania EIT do właściwej optymalizacji PEEP podjął Hinz i wsp. [21] jeszcze

w 2005 roku, wykorzystując prototypowy monitor impedancji elektrycznej u chorych spełniających kryteria ostrego uszkodzenia płuc (ALI, acute lung injury). W powyższym badaniu pokazano, że rosnące wartości PEEP prowadzą do rozprężenia niedodmowych pęcherzyków płucnych. Założono jednak, że nie ma możliwości wykrycia ich rozdęcia na podstawie technologii EIT. Jest to jednak możliwe, gdy w procesie stopniowego zwiększania PEEP obserwuje się ubytek wentylacji w obszarach, które były wentylowane przy mniejszych wartościach dodatniego ciśnienia [22].

W niedawno opublikowanym badaniu Mauriego i wsp. [23] porównano udział zależnych (grzbietowych) obszarów płuc w całkowitej wentylacji u osób z ARDS wentylowanych w trybie PSV (PSV, pressure support ventilation). Zwiększenie wartości PEEP o 5 cm H₂O, a także zmniejszenie wsparcia ciśnieniowego (PS) o 4 cm H₂O niezależnie sprzyjało rekrutacji niedodmowych partii płuc i równomiernej dystrybucji wentylacji.

Podobną obserwację poczynił zespół Blankmanna — mniejsze wspomaganie wdechu, zarówno w trybie PSV, jak i w przypadku trybu NAVA (*neurally adjusted ventilatory assist*) zapewniało lepsze warunki wentylacji w obszarach zależnych [24]. Obrazowanie przy użyciu EIT pozwoliło udowodnić, że poprawę upowietrzenia zależnych sektorów płuc można uzyskać za pomocą rekrutacji dodatnim ciśnieniem końcowo-wydechowym lub poprzez zwiększenie udziału przepony w inicjowaniu wdechu [23, 24].

Wolf, oceniając zakres niedodmy za pomocą EIT w grupie dzieci ze świeżo rozpoznany ARDS, stwierdził przewagę stopniowego manewru rekrutacyjnego, w którym zwiększano ciśnienie plateau o 5 cm H₂O co 15 minut nad manewrem krótkotrwałym, polegającym na utrzymywaniu dodatniego ciśnienia 40 cm H₂O przez 40 sekund. Co więcej, wykazał dodatnią korelację pomiędzy zakresem niedodmy w partiach zależnych, a odpowiedzią płuc na manewr rekrutacyjny [25].

Poczesne miejsce w leczeniu ARDS zajmuje terapia ułożeniowa. Doniesienia o zastosowaniu EIT w leczeniu ARDS w ułożeniach innych niż na plecach są jednak nieliczne. W opisie chorego z ciężkim grzybiczym zapaleniem płuc, spełniającym kryteria ARDS, Karsten [26] stwierdził, że ułożenie na brzuchu zasadniczo zmieniło dystrybucję wentylacji na korzyść partii grzbietowych płuc jako niezależnych w tym ułożeniu. Takiego efektu nie przyniósł natomiast zastosowany w pozycji na plecach manewr rekrutacyjny (PEEP 15 cm H₂O, ciśnienie szczytowe 40 cm H₂O) [26]. Z kolei zespół z Regensburga nie wykazał istotnych zmian dystrybucji wentylacji u chorych z ARDS wskutek stopniowej zmiany pozycji ciała z leżącej na bocznej z odchyleniem o 60° zarówno w kierunku prawym, jak i lewym, przy utrzymaniu stałego PEEP o wartości 12 cm H₂O [27].

Te same interwencje terapeutyczne, które podejmowano u chorych z ARDS, badano przy użyciu EIT także w innych stanach klinicznych, w szczególności u chorych poddanych znieczuleniu ogólnemu z zastosowaniem środków zwiotczających, które może wywoływać analogiczne do ARDS zmiany dystrybucji wentylacji [22, 28, 29]. Daje to możliwość ekstrapolacji poczynionych obserwacji do badań i praktyki klinicznej w ARDS.

Bikker [22] przeprowadził próbę zmniejszenia PEEP z 15 do 0 cm H₂O w dwóch grupach pacjentów oddziału intensywnej terapii — odpowiednio u osób o zdrowych płucach i z potwierdzoną patologią [22]. W płucach chorych redukcja wartości PEEP prowadziła do zmniejszenia impedancji (wentylacji) zarówno w obszarach zależnych, położonych grzbietowo, jak i w partiach brzusznych, co oznacza postępującą derekrutację i wskazuje, że optymalna wartość PEEP wynosiła co najmniej 15 cm H₂O. Płuca zdrowe odpowiedziały natomiast zwiększeniem impedancji w partiach brzusznych podczas redukcji PEEP z 15 do 10 cm H₂O. Oznacza to, że PEEP 15 cm H₂O był za duży i indukował rozdęcie pęcherzyków położonych brzusznie. Wynik kolejnego badania tego samego autora dowiódł, że derekrutacja i nadmierne rozdęcie pęcherzyków w reakcji na zmienny PEEP mogą być zaobserwowane zarówno w przypadku nadprzeponowego, jak i wyższego położenia elektrod na klatce piersiowej [28].

Elektryczną tomografię impedancyjną wykorzystano także do oceny modyfikującego wpływu manewru rekrutacyjnego i PEEP na wentylację płuc osób poddanych znieczuleniu ogólnemu do laparoskopii. Dodatkowo ciśnienia końcowo-wydechowe o wartości 10 cm H₂O okazało się wystarczające dla odwrócenia zmian dystrybucji wentylacji, będących skutkiem znieczulenia ogólnego, ale za małe, by zapobiec niekorzystnemu wpływowi odmy otrzewnowej [29].

Podejmowano próby optymalizacji PEEP u otyłych chorych, wykorzystując ocenę tak zwanej impedancji końcowo-wydechowej (EELI, *end-expiratory lung impedance*), która odpowiada czynnościowej pojemności zalegającej (FRC, *functional residual capacity*) [30, 31]. Pomiar EELI za pomocą EIT odzwierciedla zmiany regionalnej objętości płuc i może być alternatywą wobec oznaczania zmian impedancji w cyklu oddechowym (ryc. 2). Porównano trzy różne wartości PEEP: 10, 15 i 20 cm H₂O, badając zachowanie impedancji końcowo-wydechowej przy każdym z nich. Przyjęto stabilizację wartości EELI jako wyznacznik najlepszego PEEP. Powyższe kryterium spełniła wartość 15 cm H₂O [32].

Zwierzęce modele indukowanego ALI/ARDS również dostarczają istotnych danych na temat przydatności EIT do oceny zmian zachodzących w płucach podczas wentylacji mechanicznej w ARDS. Wynik badania opublikowanego w 2013 roku wykazał, że dwie metody określania optymal-

nego PEEP, na podstawie wykładników całkowitej funkcji płuc i wartości podatności regionalnej oszacowanej dzięki EIT, dają porównywalne wyniki [32].

W innym badaniu rekrutacja obszarów niedodmowych była możliwa tylko po uprzednim rozdęciu płuc w części niezależnej [33]. Wobec podstawowego celu wentylacji w ARDS, jakim jest rozprężenie płuc niedodmowych przy jednoczesnym uniknięciu rozdęcia pęcherzyków, przywoływane badanie dowodzi, że rekrutacja musi być następnie uzupełniona o stopniową redukcję PEEP poniżej wartości skutkujących rozdęciem. Taki schemat przy wyznaczaniu optymalnego PEEP na modelu ARDS u świń przyjęli Wolf i wsp., po raz pierwszy bezpośrednio porównując skuteczność wentylacji według protokołu ARDS.net z wentylacją prowadzoną pod kontrolą tomografii impedancyjnej [34]. Badacze prowadzili wentylację mechaniczną na podstawie oceny regionalnej podatności partii zależnych płuc. Wyliczono ją poprzez podzielenie objętości oddechowej modelu przez liczbę pikseli przypadającą na sektor grzbietowy obrazu EIT. Wentylacja nadzorowana tomografią impedancyjną może poprawiać podatność płuc i wymianę gazową oraz zmniejszać nasilenie związanych z wentylacją mechaniczną histopatologicznych markerów uszkodzenia płuc, w porównaniu z powszechnie stosowanym protokołem ARDS.net [34].

PODSUMOWANIE

Wyniki dotychczas przeprowadzonych badań wskazują, że elektryczna tomografia impedancyjna jest wartościowym przyłóżkowym narzędziem pozwalającym na ocenę wentylacji płuc. Informacja o regionalnej dystrybucji wentylacji u chorych z ALI/ARDS może pomóc pogodzić potrzebę zapobiegania niedodmnie z koniecznością ochrony płuc przed ich uszkodzeniem, wywołanym wentylacją mechaniczną.

PODZIĘKOWANIA

1. Praca nie była finansowana.
2. Autorzy deklarują brak konfliktu interesów.

Piśmiennictwo:

1. Yoshida T, Rinka H, Kaji A et al.: The impact of spontaneous ventilation on distribution of lung aeration in patients with acute respiratory distress syndrome: airway pressure release ventilation versus pressure support ventilation. *Anesth Analg* 2009; 109: 1892–1900.
2. Fumagalli R, Marcolin M, Mascheroni D, Torresin A: Relationships between lung computed tomographic density, gas exchange, and PEEP in acute respiratory failure. *Anesthesiology* 1988; 69: 824–832.
3. Chiumello D, Marino A, Brioni M et al.: Visual anatomical lung CT scan assessment of lung recruitability. *Intensive Care Med* 2013; 39: 66–73.
4. Thieme SF, Hoegl S, Nikolaou K et al.: Pulmonary ventilation and perfusion imaging with dual-energy CT. *Eur Radiol* 2010; 20: 2882–2889. doi: 10.1007/s00330-010-1866-8.
5. Mugler JP III, Altes Talissa A, Ruset Lulian C et al.: Simultaneous magnetic resonance imaging of ventilation distribution and gas uptake in the human lung using hyperpolarized xenon-129. *Proc Natl Acad Sci USA* 2010; 107: 21707–21712.

6. Bellani G, Messa C, Guerra L et al.: Lungs of patients with acute respiratory distress syndrome show diffuse inflammation in normally aerated regions: a [18F]-fluoro-2-deoxy-D-glucose PET/CT study. *Crit Care Med* 2009; 37: 2216–2222.
7. Yang JX, Zhang M, Liu ZH, Ba L, Gan JX, Xu SW: Detection of lung atelectasis/consolidation by ultrasound in multiple trauma patients with mechanical ventilation. *Clin Ultrasound J* 2009; 1: 13–16.
8. Stefanidis K, Dimopoulos S, Tripodaki ES et al.: Lung sonography and recruitment in patients with early acute respiratory distress syndrome: a pilot study. *Crit Care* 2011; 15: R185. doi: 10.1186/cc10338.
9. Brower RG, Matthay MA, Morris A et al.: Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 2000; 342: 1301–1308.
10. Lachmann B: Open up the lung and keep the lung open. *Intensive Care Med* 1992; 18: 319–321.
11. Meade MO, Cook DJ, Guyatt GH et al.: Ventilation strategy using low tidal volumes, recruitment maneuvers, and high positive end-expiratory pressure for acute lung injury and acute respiratory distress syndrome — a randomized controlled trial. *JAMA* 2008; 99: 637–645.
12. Spieth PM, Güldner A, Carvalho AR et al.: Open lung approach vs acute respiratory distress syndrome network ventilation in experimental acute lung injury. *Br J Anaesth* 2011; 107: 388–397. doi: 10.1093/bja/aer144.
13. Maunder RJ, Shuman WP, McHugh JW, Marglin SJ, Butler J: Preservation of normal lung region in adult respiratory distress syndrome: analysis by computed tomography. *JAMA* 1986; 255: 2463–2465.
14. Terragni PP, Rosboch G, Tealdi A et al.: Tidal hyperinflation during low tidal volume ventilation in acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 2007; 175: 160–166.
15. Gattinoni L, Pesenti A: The concept of “baby lung”. *Intensive Care Med* 2005; 27: 404–415.
16. Gattinoni L, Caironi P, Pelosi P, Goodman LR: What has computed tomography taught us about the acute respiratory distress syndrome? *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 164: 1701–1711.
17. Puybasset L, Gusman P, Muller JC et al.: Regional distribution of gas and tissue in acute respiratory distress syndrome. III. Consequences for the effects of positive end-expiratory pressure. *Intensive Care Med* 2000; 26: 1215–1227.
18. Gattinoni L, Carlesso E, Cadringer P et al.: Physical and biological triggers of ventilator-induced lung injury and its prevention. *Eur Respir J* 2003; 22: 15s–25s.
19. Harris ND, Suggett AJ, Barber DC, Brown BH: Applications of applied potential tomography (APT) in respiratory medicine. *Clin Phys Physiol Meas* 1987; 8 Suppl A: 155–165.
20. Nebuya S, Mills GH, Milnes P et al.: Indirect measurement of lung density and air volume from electrical impedance tomography (EIT) data. *Physiol Meas* 2011; 32: 1953–1967.
21. Hinz J, Moerer O, Neumann P, Dudykevych T, Hellige G, Quintel M: Effect of positive end-expiratory-pressure on regional ventilation in patients with acute lung injury evaluated by electrical impedance tomography. *Eur J Anaesthesiol* 2005; 22: 817–825.
22. Bikker IG, Leonhardt S, Reis MD, Bakker J, Gommers D: Bedside measurement of changes in lung impedance to monitor alveolar ventilation in dependent and non-dependent parts by electrical impedance tomography during a positive end-expiratory pressure trial in mechanically ventilated intensive care unit patients. *Crit Care* 2010; 14: R100. doi: 10.1186/cc9036.
23. Mauri T, Bellani G, Confalonieri A et al.: Topographic distribution of tidal ventilation in acute respiratory distress syndrome: effects of positive end-expiratory pressure and pressure support. *Crit Care Med* 2013; 41: 1664–1673. doi: 10.1097/CCM.0b013e318287f6e7.
24. Blankman P, Hasan D, van Mourik MS, Gommers D: Ventilation distribution measured with EIT at varying levels of pressure support and neurally adjusted ventilatory assist in patients with ALI. *Intensive Care Med* 2013; 39: 1057–1062. doi: 10.1007/s00134-013-2898-8.
25. Wolf GK, Gomez-Laberge C, Kheir JN et al.: Reversal of dependent lung collapse predicts response to lung recruitment in children with acute lung injury. *Pediatr Crit Care Med* 2012; 13: 509–515. doi: 10.1097/PCC.0b013e318245579c.
26. Karsten J, Meier T, Heinze H: Bedside measurement of electrical impedance tomography and functional capacity during position therapy in a case of acute respiratory failure. *Appl Cardiopulm Pathophysiol* 2011; 15: 81–86.
27. Bein T, Ploner F, Ritzka M, Pfeifer M, Schlitt HJ, Graf BM: No change in the regional distribution of tidal volume during lateral posture in mechanically ventilated patients assessed by electrical impedance tomography. *Clin Physiol Funct Imaging* 2010; 30: 234–240. doi: 10.1111/j.1475-097X.2010.00933.x.
28. Bikker IG, Preis C, Egal M, Bakker J, Gommers D: Electrical impedance tomography measured at two thoracic levels can visualize the ventilation distribution changes at the bedside during a decremental positive end-expiratory lung pressure trial. *Crit Care* 2011; 15: R193. doi: 10.1186/cc10354.
29. Karsten J, Luepschen H, Grossherr M et al.: Effect of PEEP on regional ventilation during laparoscopic surgery monitored by electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand* 2011; 55: 878–886. doi: 10.1111/j.1399-6576.2011.02467.x.
30. Erlandsson K, Odenstedt H, Lundin S et al.: Positive end-expiratory pressure optimization using electric impedance tomography in morbidly obese patients during laparoscopic gastric bypass surgery. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006; 50: 833–839.
31. Hinz J, Hahn G, Neumann P: End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. *Intensive Care Med* 2003; 29: 37–43.
32. Bikker IG, Blankman P, Specht P, Bakker J, Gommers D: Global and regional parameters to visualize the ‘best’ PEEP during a PEEP trial in a porcine model with and without acute lung injury. *Minerva Anesthesiol* 2013; 79: 983–992.
33. Gómez-Laberge C, Rettig JS, Smallwood CD, Boyd TK, Arnold JH, Wolf GK: Interaction of dependent and non-dependent regions of the acutely injured lung during a stepwise recruitment manoeuvre. *Physiol Meas* 2013; 34: 163–177. doi: 10.1088/0967-3334/34/2/163.
34. Wolf GK, Gómez-Laberge C, Rettig JS et al.: Mechanical ventilation guided by electrical impedance tomography in experimental acute lung injury. *Crit Care Med* 2013; 41: 1296–1304. doi: 10.1097/CCM.0b013e3182771516.

Adres do korespondencji:

lek. Michał Stankiewicz-Rudnicki
Katedra Anestezjologii i Intensywnej Terapii
Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
ul. Kopcińskiego 22, 90–153 Łódź
e-mail: mic.str@gmail.com

Otrzymano: 9.01.2014 r.

Zaakceptowano: 6.09.2014 r.