

Nouvelles perspectives dans le monitoring respiratoire

Perspectives in respiratory monitoring

A. Lyazidi · J.-C. Richard · J. Dellamonica · C. Guérin · J.C.M. Richard

Reçu le 27 septembre 2011 ; accepté le 8 octobre 2011
© SRLF et Springer-Verlag France 2011

Résumé Les concepts actuels concernant la ventilation du syndrome de détresse respiratoire aiguë ont notamment vu le jour grâce aux nombreux travaux physiologiques basés sur les techniques d'imagerie thoracique, ainsi que sur l'analyse de la mécanique respiratoire via des courbes pression-volume. La surdistension et le recrutement sont deux phénomènes physiopathologiques au cœur d'un débat concernant les recommandations de réglage ventilatoire. Aujourd'hui, de nouvelles technologies ont permis de développer des outils de monitoring non invasifs et disponibles au lit du malade. Certains de ces outils pourraient permettre d'adapter individuellement et plus précisément les recommandations de réglage du volume courant et de la pression expiratoire positive. Quelques exemples de technologies permettant la mesure des volumes et des pressions, ou encore de nouvelles modalités d'imagerie pulmonaire, seront discutés dans cette mise au point. *Pour citer cette revue : Réanimation 21 (2012).*

Mots clés Monitoring · Courbe pression-volume · Syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) · Imagerie pulmonaire

Abstract Current concepts regarding mechanical ventilation in patients with acute respiratory distress syndrome emerged due to the physiological background based on respiratory mechanics and lung imaging. Over-distension and recruit-

ment are two key physiological concepts involved in the ongoing discussion regarding recommendations on ventilator setting. New technologies have been developed and new perspectives have been offered for non-invasive monitoring tools available at the bedside. Some of these monitoring setups may allow setting tidal volume and positive end-expiratory pressure individually and more accurately. In this article, we discuss different monitoring techniques based on pressure and volume measurements as well as lung imaging. *To cite this journal: Réanimation 21 (2012).*

Keywords Monitoring · Pressure-volume curve · Lung imaging · Acute respiratory distress syndrome (ARDS)

Introduction

Les connaissances cliniques acquises ces dernières années sur la ventilation du syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) reposent en grande partie sur des études physiologiques basées sur l'analyse de la mécanique respiratoire (courbes pression-volume [PV]), ainsi que sur l'imagerie pulmonaire (principalement le scanner thoracique). Ces études ont notamment permis une meilleure compréhension du concept de lésions induites par la ventilation. Celles-ci peuvent être prévenues par une stratégie de ventilation protectrice, dont les modalités d'application doivent encore être mieux définies. En effet, le débat persiste concernant le réglage optimal des niveaux de volume courant (V_t), de pression expiratoire positive (PEP) et de pression de fin d'insufflation (Pplat). Néanmoins, des essais cliniques de grande envergure ont démontré que la réduction du V_t autour de 6 ml/kg de poids prédit par la taille, associée à une PEP permettant de maintenir la Pplat en dessous de 30 cmH₂O, s'avèrent deux éléments essentiels à l'obtention d'une ventilation protectrice [1]. Par ailleurs, une analyse individuelle plus poussée de la relation PV du système respiratoire, des volumes mobilisés, ainsi que des phénomènes de recrutement et de surdistension pourraient favoriser une

A. Lyazidi (✉) · J.C.M. Richard
Département de soins intensifs,
hôpital universitaire de Genève,
université de Genève, Genève, Suisse
e-mail : Aissam.Lyazidi@hcug.ch

J.-C. Richard · C. Guérin
Service de réanimation médicale et assistance respiratoire,
hôpital de la Croix-Rousse, Lyon, France

J. Dellamonica
Service de réanimation médicale,
centre hospitalier universitaire de Nice, faculté de médecine,
université de Nice Sophia-Antipolis, Nice, France

individualisation des cibles de V_t , de PEP et de Pplat. Cette perspective est intéressante si on considère que le SDRA est une entité hétérogène englobant différents stades évolutifs. Dans cette mise au point, nous discuterons successivement de deux techniques de mesure des volumes et des pressions intégrées au ventilateur, puis, de deux techniques d'imagerie dynamique qui pourraient s'intégrer au monitoring des malades présentant un SDRA.

Monitoring intégré au respirateur

Le monitoring des différents volumes pulmonaires peut s'avérer utile afin d'évaluer la gravité de l'atteinte pulmonaire, ainsi que l'effet des réglages ventilatoires chez des patients ventilés mécaniquement. Ces mesures permettent d'aborder les notions de recrutement et de distension alvéolaire. Parmi les techniques disponibles, le scanner a été utilisé pour mesurer les volumes pulmonaires [2] et le recrutement alvéolaire [3,4] ; les autres techniques proposées sont la dilution à l'hélium ou au méthane [5–7] et le lavage à l'azote (*wash-out/wash-in*) [8,9] ou à l'hexafluorure de soufre [10]. Une des difficultés d'interprétation de ces mesures de volume pulmonaire est l'hétérogénéité des volumes mesurés selon la technique utilisée. Le scanner thoracique, qui est basé sur la mesure de la densité tissulaire [11], demeure la technique de référence. Cependant, les risques associés au transport de patients instables, à l'exposition aux radiations, à la disponibilité et au coût de l'examen, en limitent l'utilisation en clinique.

Mesure des volumes pulmonaires par la technique du lavage à l'azote

La mesure du volume pulmonaire « trappé » lors d'une expiration prolongée sans PEP correspond au volume pulmonaire « piégé » dans le poumon par la PEP au-dessus du volume de relaxation du système respiratoire. Ce volume donne une estimation intéressante du recrutement lié à la PEP, mais il ne renseigne pas sur le volume résiduel, habituellement très diminué au cours du SDRA. Deux techniques permettent de mesurer le volume pulmonaire absolu sans avoir à déconnecter le malade de son ventilateur. Il s'agit de la technique de dilution à l'hélium et la technique modifiée du lavage à l'azote (*wash-out/wash-in*). Nous discuterons ici uniquement de la technique du lavage à l'azote, car c'est la seule actuellement disponible en pratique clinique. En effet, la technique à l'hélium nécessite un système complexe de *bag in the box* qui doit être intégré au circuit du respirateur. De son côté, la méthode du lavage à l'azote a récemment bénéficié de l'amélioration (vitesse, précision et miniaturisation) des analyseurs d'oxygène et de CO_2 , de telle sorte qu'elle est maintenant intégrée de routine sur un

modèle de ventilateur de soins intensifs (Engström® General Electric). En termes simples, comme le gaz respiré par le patient est composé d' O_2 , de CO_2 et d'azote, la mesure des concentrations d' O_2 et de CO_2 par des capteurs de précision permet de déduire la concentration d'azote en tenant compte de la diffusion des gaz dans l'alvéole [12]. Le volume pulmonaire est ensuite calculé en changeant la FiO_2 , ce qui modifie nécessairement la concentration d'azote. La mesure représente la moyenne d'un point obtenu lors de l'augmentation de la FiO_2 et d'un autre point obtenu lors du retour à la FiO_2 de base. Le changement de volume et de concentration de l'azote est alors calculé et permet d'estimer la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF).

Néanmoins, cette nouvelle technique de mesure automatisée nécessite d'être comparée aux techniques existantes. Chiumello et al. [13] ont démontré une corrélation acceptable entre les mesures du volume pulmonaire par le scanner thoracique et le lavage à l'azote. Dans une étude récemment publiée, nous avons évalué dans quelle mesure la technique du lavage à l'azote permet de prédire le volume recruté à différents niveaux de PEP, en comparant cette technique à celle de la courbe PV [14]. Bien que la PEP induise toujours une augmentation de volume pulmonaire, la question est de différencier la part due à la distension (prévisible selon le ΔPEP et la compliance) et la part due au recrutement de zones préalablement collabées. Deux stratégies de PEP, déterminées sur la base de l'étude EXPRESS [1], ont été utilisées chez 30 patients pour comparer les méthodes de mesure du changement de volume pulmonaire : « recrutement alvéolaire maximal » (PEP réglée pour obtenir une pression de plateau entre 28 et 30 cmH_2O) et « distension alvéolaire minimale » (PEP minimale pour obtenir une SaO_2 comprise entre 88 et 92 %). Les résultats indiquent une bonne corrélation entre le volume supplémentaire (V_t -expiré) mesuré par la technique du lavage à l'azote et celui mesuré par les courbes PV. Néanmoins, la dispersion significative des résultats, retrouvée surtout pour des valeurs élevées, justifie une interprétation prudente en ce qui concerne cette mesure du recrutement. Cette technique pourrait donc permettre, avec certaines réserves, de monitorer de manière non invasive et au lit du patient, les volumes pulmonaires. Également, la reproduction de cette technique à différents niveaux de PEP permet d'apprécier le recrutement induit par la PEP. C'est avec cette idée qu'une technique de mesure dynamique de la relation PV du système respiratoire a été implémentée sur les ventilateurs Engström®.

Courbes PV dynostatiques

La courbe PV mesurée dans des conditions quasi statiques (débit lent) permet une mesure précise de la compliance du système respiratoire. Cette technique automatisée est maintenant disponible sur différents ventilateurs de réanimation.

Elle donne des indications précieuses sur le potentiel de recrutabilité du poumon et sur la distension en fin d'inspiration, à condition de pouvoir répéter l'enregistrement à différents niveaux de PEP et de superposer les différentes courbes PV obtenues sur un axe de volume commun (Fig. 1). Cette dernière étape, qui n'est pas automatisée (hormis sur un modèle Taema[®]), nécessite de mesurer le volume expiré à partir du niveau de PEP étudié.

Une technique dynamique ne nécessitant pas de procédure particulière a été récemment implémentée sur certains ventilateurs. L'idée est de mesurer la boucle PV lors de chaque cycle respiratoire et d'appliquer une technique de calcul qui permet de soustraire de cette boucle la pression résistive, afin de se rapprocher d'une courbe PV quasi statique standard. Pour ce faire, la pression des voies aériennes est mesurée à l'extrémité de la sonde d'intubation, ce qui permet dans un premier temps de s'affranchir de la pression résistive liée à la sonde. La deuxième étape (automatisée par le ventilateur) consiste à appliquer une analyse isovolumétrique de la boucle PV enregistrée (Fig. 2). Si on accepte l'idée que les résistances du système respiratoire sont comparables à l'inspiration et à l'expiration pour un volume donné, alors la pression résistive peut être calculée pour chaque « tranche de volume », permettant ainsi d'approcher la pression quasi statique correspondante. Dans une étude clinique incluant 28 malades ventilés pour un SDRA, Stahl

et al. ont démontré que cette méthode permettait de mesurer précisément la compliance à différents niveaux de PEP. Cette technique de calcul, combinée à la mesure des volumes pulmonaires telle que nous l'avons précédemment décrite, permet de replacer automatiquement des courbes PV quasi statiques obtenues à différents niveaux de PEP sur un axe de volume commun et d'en déduire le recrutement alvéolaire lors des changements de PEP. Le fait qu'aucune manœuvre particulière ne soit requise représente certes un avantage indéniable de la technique.

Imagerie

L'imagerie pulmonaire est de plus en plus souvent utilisée dans la prise en charge des malades de réanimation (échographie, scanner, IRM...). Toutefois, seules deux techniques sont véritablement utilisables à court terme comme outil de monitoring dans le contexte de la réanimation.

Tomographie d'impédance électrique (TIE)

Technique

La TIE est une technique d'imagerie dont la première application pulmonaire humaine date de 1985. Son principe

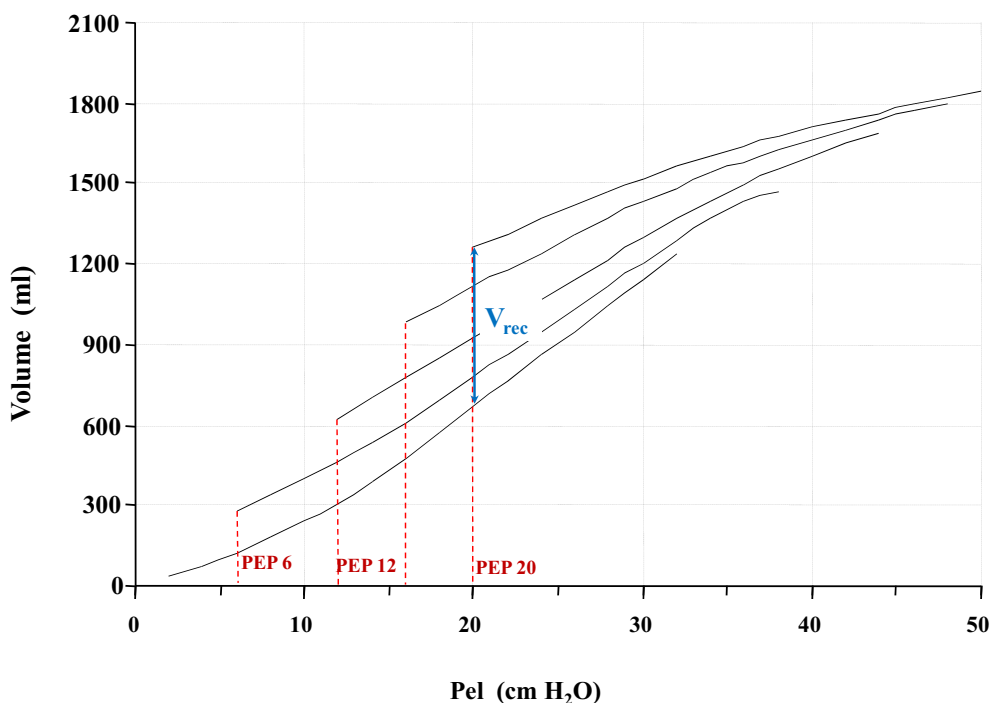


Fig. 1 Courbes pression-volume « quasi statiques » enregistrées (par la méthode à débit lent) à différents niveaux de PEP (0, 5, 10, 15 et 20 cmH₂O). Le volume recruté (V_{rec}) pour une PEP de 20 cmH₂O correspond à la différence de volume entre les deux courbes pratiquées à 0 et 20 cmH₂O de PEP, mesuré à une pression donnée (20 cmH₂O)

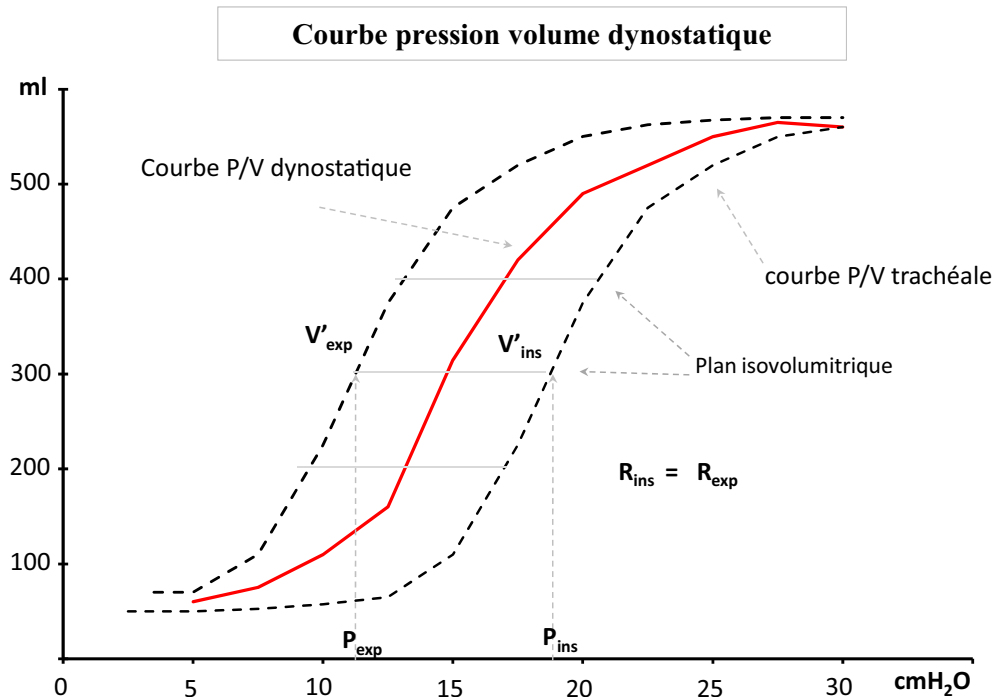


Fig. 2 Courbe pression-volume « dynamique » enregistrée pendant un cycle respiratoire (ligne pointillée noire). La courbe dynostatique (rouge) est calculée en retranchant la part résistive à la pression mesurée pour chaque plan isovolumentrique. Elle représente une estimation de la pression alvéolaire « quasi statique »

repose sur l'application de courants alternatifs de faible intensité (5 mA, 50–70 kHz) sur des électrodes appliquées de façon circonférentielle autour du thorax (16–32 le plus souvent). Le courant est successivement appliqué sur chacune des paires d'électrodes adjacentes, et les mesures d'impédance sont réalisées sur les autres paires d'électrodes non excitatrices. Une image tomographique est générée lorsqu'un cycle complet a été réalisé. Dans la mesure où cette procédure est répétée de façon cyclique à une fréquence de l'ordre de 10 à 50 Hz, l'échantillonnage temporel de la TIE est de loin largement supérieur à toutes les autres techniques d'imagerie du thorax.

L'impédance thoracique est influencée par la composition des tissus dans le thorax, c'est-à-dire principalement le niveau d'aération pulmonaire, la quantité de tissu pulmonaire, l'œdème pulmonaire ou le volume de sang intrathoracique, dont les variations relatives vont influencer de façon *statique* le signal recueilli. D'autres facteurs comme la qualité du contact peau-électrode, la géométrie du thorax ou l'épaisseur de la paroi thoracique vont aussi influencer l'impédance absolue, qui n'a de fait que peu d'intérêt et ne permet pas des comparaisons interindividuelles. À l'inverse, l'impédance thoracique est soumise à des variations *dynamiques*, cycliques, d'une part liées à la ventilation d'une amplitude pouvant varier jusqu'à 300 % lors du passage de la CRF à la capacité pulmonaire totale [15] et de façon moindre à la perfusion dans une gamme de 3 % environ [16] (Fig. 3).

Deux types d'images peuvent être reconstruites. Des images TIE d'impédance absolue, dans lesquelles le codage couleur est fonction de la résistivité exprimée en ohm-mètre. Ce type d'approche permet de détecter des épanchements pleuraux ou des pneumothorax [17] (respectivement par une diminution ou une augmentation de la résistivité régionale), mais n'a été que très peu utilisé en raison de la sensibilité des algorithmes de reconstruction des images au bruit, au positionnement des électrodes et à la non-circularité du thorax [18]. L'autre type d'image quasi exclusivement utilisé est l'image fonctionnelle (TIE-f), dans la mesure où les algorithmes de reconstruction de ces images sont nettement moins sensibles aux phénomènes évoqués ci-dessus. Ce type d'image est généré en normalisant les données d'impédance obtenues dans chacune des conditions cliniques qu'on souhaite étudier par rapport à un niveau de base commun utilisé comme référence. Ce niveau de base peut être obtenu comme le niveau d'impédance moyen lors d'une acquisition supplémentaire de 30 secondes le plus souvent, mais il est aussi possible d'utiliser comme référence le niveau d'impédance au cours d'une partie du cycle respiratoire (phase téléexpiratoire ou manœuvre de recrutement à la capacité pulmonaire totale par exemple), sélectionné dans le même fichier d'acquisition que l'on souhaite étudier. Les données de TIE-f sont donc exprimées en variation d'impédance (ΔZ , unité arbitraire) dans chacun des volumes élémentaires (voxels) de l'image de la façon suivante :

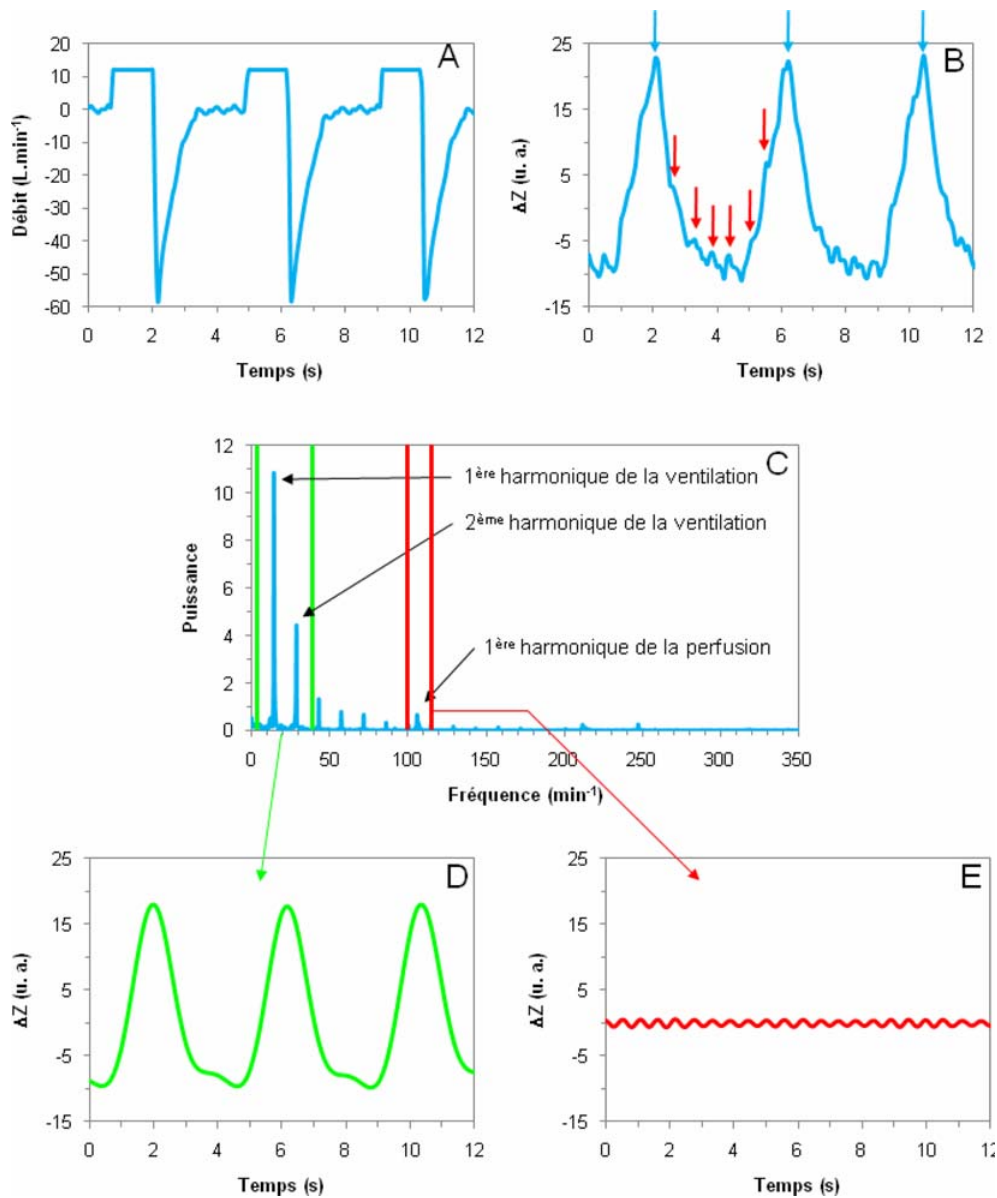


Fig. 3 Données de tomographie d'impédance électrique obtenues chez un porc soumis à une agression pulmonaire par lavage salé. A. Courbe de débit dans les voies aériennes en fonction du temps. B. Courbe d'impédance globale en fonction du temps sur l'ensemble de la coupe tomographique. Les flèches bleues identifient les variations d'impédance cycliques respiratoires (phase téléinspiratoire). Les flèches rouges identifient les variations d'impédance cycliques liées à la perfusion. C. Spectre de fréquence de la courbe B. Les lignes vertes verticales encadrent la zone utilisée pour le filtre du signal de ventilation (deux premières harmoniques). Les lignes rouges verticales encadrent la zone utilisée pour le filtre du signal de perfusion. D. Courbe d'impédance globale en fonction du temps filtrée sur les harmoniques 1 et 2 de la fréquence ventilatoire. E. Courbe d'impédance globale en fonction du temps filtrée sur la première harmonique de la fréquence cardiaque

$$\Delta Z_{t,x,y}(u.a.) = \frac{Z_{t,x,y} - Z_{ref,x,y}}{Z_{ref,x,y}}$$

où $\Delta Z_{t,x,y}$ et $Z_{t,x,y}$ représentent respectivement la variation d'impédance et l'impédance dans le voxel de coordonnée x, y dans l'image t , et $Z_{ref,x,y}$ l'impédance moyenne dans le voxel de coordonnée x, y pendant l'acquisition de base.

Les données de TIE-f peuvent être présentées de plusieurs façons. Sous forme d'images statiques, le plus souvent en utilisant un codage couleur dans chacun des voxels en fonction de la variabilité de l'impédance au cours du temps dans l'ensemble des images constituant une acquisition. Le filtrage du signal d'impédance sur la fréquence respiratoire ou la fréquence cardiaque permet de générer des images de

TIE-f de ventilation ou de perfusion (Fig. 4). Enfin, les données probablement les plus pertinentes sont fournies par les courbes ΔZ en fonction du temps au niveau global (ensemble de la coupe tomographique), ou au niveau régional (Fig. 5).

Avantages et limites de la TIE

Plusieurs limites méthodologiques de cette technique doivent être connues. Tout d'abord, l'interprétation des variations d'impédance n'est pas toujours univoque, lorsque sont

évaluées des interventions qui modifient de façon conjointe les déterminants de l'impédance thoracique. C'est par exemple le cas de la PEP qui peut modifier à la fois la distribution de la perfusion, de la ventilation et de l'œdème pulmonaire. Par ailleurs, la résolution spatiale de cette technique est déficiente (de l'ordre de 10 à 20 cm³), en comparaison avec les autres méthodes d'imagerie thoracique. De plus, les algorithmes de reconstruction font l'hypothèse de la circularité du thorax, ce qui est à l'origine d'une surreprésentation des régions postérieures dans les images, même si des techniques correctrices toutefois imparfaites ont été proposées

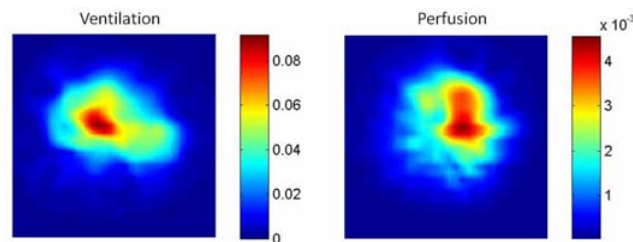


Fig. 4 Images de tomographie d'impédance électrique fonctionnelle (TIE-f) de l'écart-type de la variation du signal d'impédance filtré sur les harmoniques 1 et 2 de la fréquence ventilatoire (A) et sur la première harmonique de la fréquence cardiaque (B). Le codage couleur rouge indique les zones les mieux ventilées sur le panneau de gauche, et les cavités cardiaques sur le panneau de droite

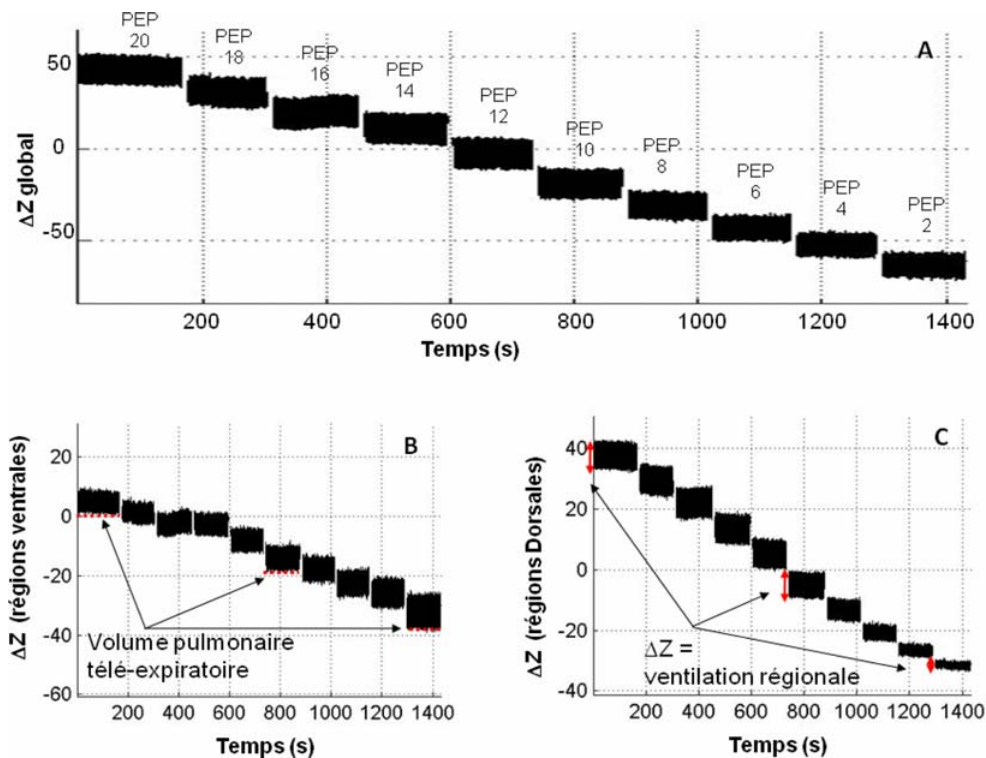


Fig. 5 Courbes d'impédance globale (A) et régionale (B et C) en fonction du temps, obtenues au cours d'une épreuve de baisse décrementielle de la pression expiratoire positive PEP de 20 à 2 cmH₂O par pas de 2 cmH₂O chez un porc soumis à une agression pulmonaire par lavage salé. La baisse du niveau de base dans les régions ventrales traduit la diminution du volume téléexpiratoire avec la diminution de PEP (B), alors que la diminution de l'amplitude dans les régions dorsales traduit le dérecrutement (C)

[19]. Un autre problème est lié à la difficulté de définir les limites du parenchyme pulmonaire au cours du SDRA sur les images de TIE, dans la mesure où ne sont visualisées que les zones ventilées (Fig. 6). Certaines zones peuvent toutefois être rétrospectivement identifiées comme non ventilées sous réserve de la documentation d'une reventilation des voxels lors d'une manœuvre de recrutement. Pour pallier à ce problème, l'analyse des données n'est souvent réalisée que sur les voxels dans lesquels l'écart-type de ΔZ dépasse 20–35 % de son maximum sur l'image d'EIT-f [20] (les voxels dont la variabilité est inférieure sont considérés comme non ventilés, mais peuvent contenir du poumon dérecruté, de la paroi thoracique ou du médiastin). Malgré l'exclusion de ces voxels, le médiastin est souvent inclus dans les régions d'intérêts pulmonaires en raison de la transmission des mouvements respiratoires par contiguïté, et des techniques d'analyse utilisant l'analyse spectrale ont été récemment proposées pour pallier à ce problème [21,22]. Enfin, la TIE ne permet d'explorer qu'une zone limitée du poumon (coupe transversale de 5 cm d'épaisseur environ), dont les caractéristiques évaluées en TIE peuvent différer du reste du parenchyme.

Validation

La fiabilité de la TIE pour mesurer le volume pulmonaire aéré et la ventilation a été évaluée, chez l'animal et l'homme,

sans et avec agression pulmonaire, en utilisant de multiples méthodes comparatives (mesure de la CRF par dilution à l'hélium ou rinçage à l'azote [23,24], tomodynamométrie [19,25,26], tomographie par émission de positon [27], ou *Single-photon emission computed tomography* (SPECT) [28]). Ces comparaisons ont été compliquées par la nécessité de faire concorder les unités d'expression du volume et de la ventilation, obtenues avec les méthodes de référence, avec les valeurs d'impédance. Tous ces travaux ont utilisé une méthode de calibration plus ou moins complexe, dont un exemple est donné (Fig. 7). Malgré les limites de ce type d'approche, une excellente corrélation linéaire a été observée entre la TIE et les techniques de référence, sur une large gamme de V_t et de volume téléexpiratoire, démontrant la fiabilité de la technique pour la mesure de la ventilation et du volume aéré. Par ailleurs, la reproductibilité de la technique s'est avérée excellente chez l'homme [19] et l'animal [29].

D'autres travaux se sont attachés à évaluer la fiabilité de la TIE pour détecter et quantifier le recrutement alvéolaire ou l'hyperinflation. L'ajustement des courbes d'impédance régionale versus temps à un modèle de puissance ($\Delta Z = a \times t^b + C$) a été évalué au cours d'une insufflation pulmonaire à débit lent continu sur deux modèles d'agression pulmonaire expérimentale (directe et indirecte) [30]. Théoriquement, la valeur du paramètre b permet de caractériser la forme de la courbe impédance–temps : une valeur de b proche de 1 caractérise une relation linéaire (augmentation

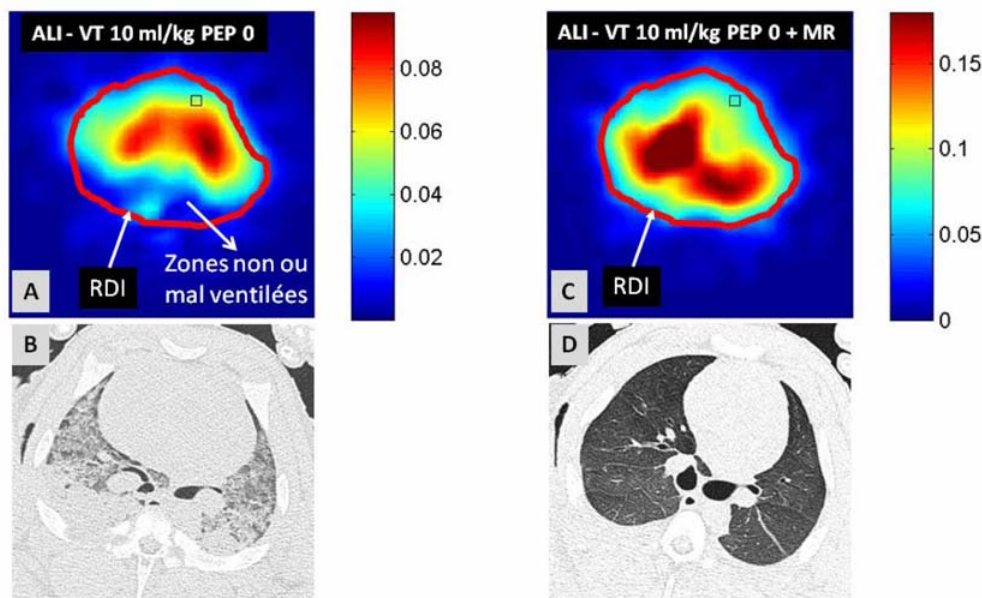


Fig. 6 Images de tomographie d'impédance électrique (TIE) fonctionnelles (TIE-f) (panneaux A et C) et de scanner thoracique (panneaux B et D) obtenues chez un porc soumis à une agression pulmonaire par lavage salé, ventilé à pression expiratoire positive (PEP) = 0 avec un volume courant (VT) de 10 ml/kg (panneaux A et B), et soumis à une manœuvre de recrutement (MR) à 40 cmH₂O (panneaux C et D). Une région d'intérêt (RDI) a été tracée à partir des limites du parenchyme pulmonaire visibles sur l'image de TIE-f lors de la MR, et superposée sur l'image de TIE obtenue à PEP0, démontrant rétrospectivement la présence de zones pulmonaires dorsales non ou mal ventilées

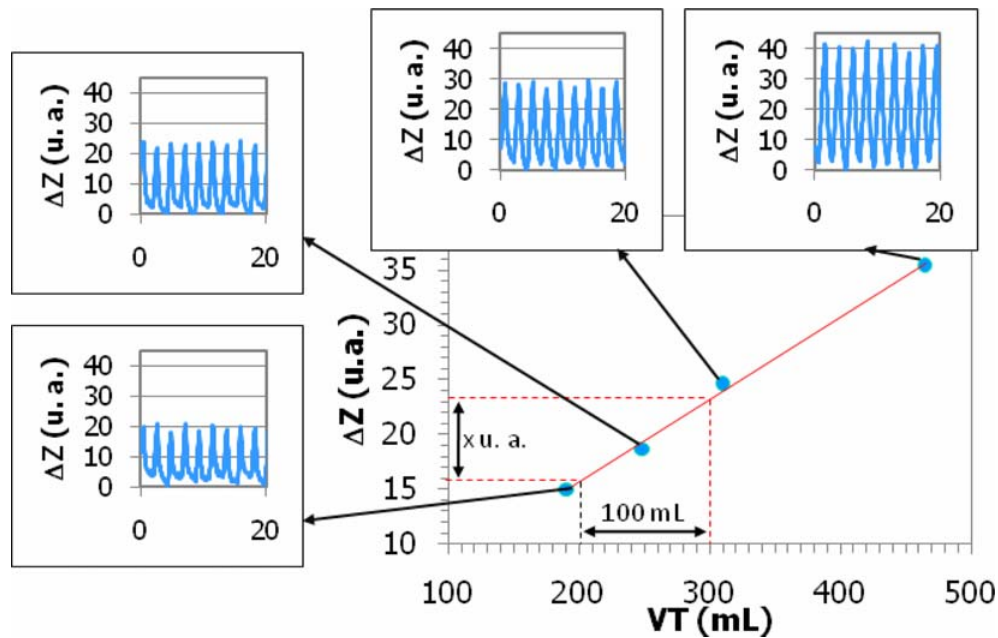


Fig. 7 Exemple de calibration du signal de tomographie d'impédance électrique (TIE) pour obtenir des valeurs de volume exprimées en millilitre, ou de ventilation en millilitre par minute. Le volume courant est varié sur une gamme de 200 à 500 ml. La régression linéaire entre l'amplitude des variations d'impédance et le volume courant permet de calculer une droite de calibration

linéaire du volume pulmonaire régional au cours de l'inflation), alors qu'une valeur de b supérieure à 1 caractérise une courbe à concavité supérieure et est suspecte de détecter un recrutement alvéolaire (augmentation du volume pulmonaire majorée en fin d'insufflation). Cette étude a toutefois objectivé une corrélation médiocre de ce paramètre avec le recrutement alvéolaire régional évalué au scanner. Toutefois, elle peut être critiquée dans la mesure où un modèle sigmoïde devrait être plus adéquat qu'un modèle de puissance pour ajuster les courbes impédance régionale versus temps sur une large variation de volume (comme celle provoquée par une inflation à débit lent continu), alors que l'inverse est attendu sur une gamme de volume plus faible comme celle observée au cours de l'insufflation du V_t . Dans ce même travail, le délai d'apparition d'une variation de volume pulmonaire régional au cours de l'inflation était bien corrélé avec le recrutement, mais uniquement sur le modèle d'agression pulmonaire indirecte ; ce paramètre détectant plutôt la pression critique d'ouverture (c'est-à-dire la pression concomitante à la ré-aération régionale) que véritablement le recrutement alvéolaire.

L'ajustement des courbes impédance régionale versus impédance globale par un modèle polynomial pourrait être utile pour détecter l'hyperinflation ou le recrutement au cours d'un cycle respiratoire [31], mais la validation formelle de cette technique reste à réaliser (Fig. 8).

Une autre stratégie a été récemment proposée par le groupe d'Amato, permettant de détecter indirectement

hyperinflation et dérecrutement avec la TIE, en utilisant le concept de meilleure compliance régionale au cours d'une épreuve de PEP décrémente [32]. Cette méthode montrait des résultats prometteurs étroitement corrélés avec les résultats du scanner chez deux patients avec SDRA, mais doit être confirmée sur une population plus large. Finalement, une étude récente [33] a objectivé une excellente corrélation entre le niveau de PEP optimal choisi avec un indice d'hétérogénéité ventilatoire calculé en TIE et le niveau de PEP optimal basé sur deux techniques de mécanique ventilatoire, au cours d'une épreuve d'augmentation incrémentielle de la PEP, mais l'absence d'utilisation de la tomographie densitométrique comme *gold standard* et la réalisation de cette étude chez des sujets indemnes de pathologie pulmonaire sous anesthésie générale limitent la généralisation de ces résultats aux patients atteints de SDRA.

Application pratique

À ce jour, plusieurs appareils de TIE sont disponibles commercialement, mais l'utilité de cette technique chez le patient de réanimation reste encore à démontrer. Plusieurs applications cliniques potentielles ont été proposées. Cette technique pourrait être particulièrement sensible pour détecter des pneumothorax, mais n'a été validée que chez l'animal et requiert une acquisition de référence en TIE avant la survenue de cette complication [34]. La TIE a aussi été proposée pour quantifier le potentiel de recrutement au cours de

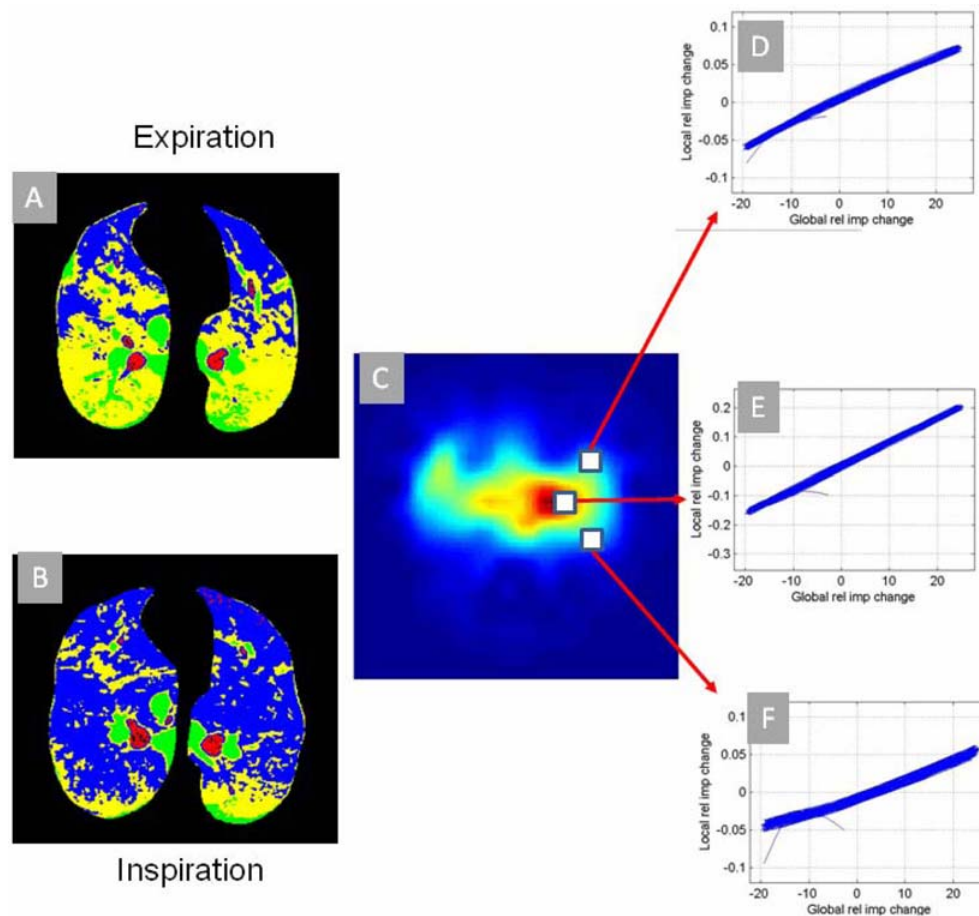


Fig. 8 Images scanner (A, B), tomographie d'impédance électrique (TIE) (C), et courbes impédance régionale vs impédance globale dans trois voxels (antérieur [D], médial [E] et postérieur [F]), obtenues chez un porc soumis à une agression pulmonaire par déplétion en surfactant et ventilé avec un volume courant de 15 ml/kg et une pression expiratoire positive (PEP) de 5 cmH₂O. Le codage couleur des images scanner permet d'identifier des régions surdistendues (rouge), normalement aérées (bleu), faiblement aérées (jaune) et non aérées (vert). Les courbes impédances, régionale vs globale, présentent une concavité inférieure et supérieure dans les voxels antérieur et postérieur, suggérant respectivement une hyperinflation régionale et un recrutement-dérecrutement cyclique

acute lung injury (ALI) (associée à la mesure de la CRF par dilution à l'azote et l'analyse de la courbe PV dynostatique) [35], avec la perspective de proposer des stratégies thérapeutiques stratifiées sur ce paramètre, mais l'absence de validation formelle de cette technique complexe rend prématurée son utilisation en pratique clinique. Finalement, l'intérêt principal de cette technique est son potentiel à assister en temps réel les réglages du respirateur, afin de minimiser l'agression pulmonaire induite par la ventilation mécanique. La détection en temps réel des phénomènes de recrutement-dérecrutement cyclique ou de l'hyperinflation pourrait permettre d'ajuster le V_t et/ou la PEP, mais les appareils commerciaux ne permettent pas l'analyse mathématique complexe en temps réel du signal requise la plupart du temps. De plus, la plupart des approches publiées permettant de détecter ces deux phénomènes requièrent la réalisation d'une épreuve de PEP incrémentielle [33] ou décré-

mentielle [32,36] relativement fastidieuse, qui doit bien sûr être répétée pour adapter les paramètres ventilatoires à l'évolution du statut pulmonaire au cours du temps.

Il est finalement assez probable que la TIE ne pourra véritablement être intégrée comme technique de monitoring respiratoire qu'en présence de données cliniques véritablement convaincantes sur son effet sur le pronostic des malades de réanimation.

Imagerie par réponse vibratoire (IRV)

L'IRV (en anglais *vibration response imaging*) est une technique d'imagerie non invasive utilisant la mesure de l'énergie de vibration des bruits intrathoraciques, supposée corrélée avec la distribution de la ventilation. En pratique, l'acquisition des données est obtenue par la mise en place de capteurs placés sur le thorax des patients (le plus

souvent au niveau des parois antérieures et postérieures). L'échantillonnage temporel de cette technique est relativement élevé (5 à 10 Hz), mais la résolution spatiale de la technique est médiocre, de l'ordre de 10 cm³. L'analyse des données permet de générer des images représentant la distribution spatiale de l'énergie de vibration, une représentation graphique de son évolution au cours du temps, une analyse fréquentielle, ou des index numériques évaluant l'hétérogénéité ventilatoire. À ce jour au moins un appareil est disponible sur le marché et agréé par la *Food and Drug Administration* (FDA). Les données disponibles concernant cette technique sur des problématiques d'urgences ou de réanimation sont toutefois très préliminaires. L'IRV pourrait aider à différencier les pathologies respiratoires obstructives ou non lors des dyspnées aiguës au service d'urgence [37]. Cette technique a aussi été utilisée pour comparer différents modes ventilatoires [38] ou détecter l'intubation œsophagienne involontaire [39].

Plusieurs limites importantes de l'IRV doivent être mentionnées. Tout d'abord, les images obtenues sont des images planaires (comme la radiographie pulmonaire) et non des coupes tomographiques, ce qui fait que la fiabilité de cette technique risque de décroître avec l'hétérogénéité de l'atteinte respiratoire (typiquement importante au cours du SDRA). Par ailleurs, la plupart des études ayant cherché à valider cette technique dans le contexte de l'agression pulmonaire expérimentale ou chez les patients de réanimation sous ventilation mécanique ont utilisé la radiographie pulmonaire comme méthode de référence [40,41], dont les limites sont parfaitement connues [42]. Une seule étude [43] a utilisé le scanner thoracique comme référence pour identifier les phénomènes de recrutement-dérecrutement sur modèle porcin d'agression pulmonaire et a objectivé une excellente corrélation avec l'analyse fréquentielle du signal d'IRV. En revanche, il n'existe aucune étude publiée sur la capacité de l'IRV à détecter l'hyperinflation pulmonaire régionale, alors qu'il s'agit d'un paramètre fondamental que devraient évaluer de façon fiable les nouvelles techniques de monitoring respiratoire.

Au total, l'IRV est une technique prometteuse, qui manque clairement de validation et dont la place dans la prise en charge thérapeutique des patients de réanimation reste à définir.

Conclusion

Bien qu'il soit illusoire de penser qu'une technique de monitoring en elle-même puisse modifier le pronostic du SDRA, il est raisonnable d'imaginer que des outils permettent de mieux appréhender les modifications de volume et de pression en temps réel, et ce, d'une manière non invasive au lit du malade. Les techniques précédemment discutées ont la

particularité d'approcher, avec des technologies très différentes, les concepts de recrutement et de distension alvéolaire, ce qui pourrait permettre d'adapter individuellement et au fil du temps les réglages du ventilateur. Une telle individualisation des réglages aurait alors comme objectif de limiter les lésions pulmonaires induites par la ventilation mécanique. Bien que déjà commercialisées, ces techniques nécessitent des études complémentaires dans le cadre de leur validation afin de mieux définir leurs indications respectives.

Remerciements : les auteurs remercient le Dr Jean-Claude Lefebvre pour son aide dans la relecture critique du manuscrit.

Conflit d'intérêt : les auteurs ont perçu des fonds de recherche de la part des laboratoires Maquet, Covidien, Dräger et GE.

Références

- Briel M, Meade M, Mercat A, et al (2010) Higher vs lower positive end-expiratory pressure in patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: systematic review and meta-analysis. *JAMA* 303:865–73
- Malbouisson LM, Muller JC, Constantin JM, et al (2001) Computed tomography assessment of positive end-expiratory pressure-induced alveolar recruitment in patients with acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 163:1444–50
- Gattinoni L, Pesenti A, Bombino M, et al (1988) Relationships between lung computed tomographic density, gas exchange, and PEEP in acute respiratory failure. *Anesthesiology* 69:824–32
- Rothen HU, Sporre B, Engberg G, et al (1993) Re-expansion of atelectasis during general anaesthesia: a computed tomography study. *Br J Anaesth* 71:788–95
- Weaver LJ, Pierson DJ, Kellie R, et al (1981) A practical procedure for measuring functional residual capacity during mechanical ventilation with or without PEEP. *Crit Care Med* 9:873–7
- Patroniti N, Bellani G, Manfio A, et al (2004) Lung volume in mechanically ventilated patients: measurement by simplified helium dilution compared to quantitative CT scan. *Intensive Care Med* 30:282–9
- Macnaughton PD, Morgan CJ, Denison DM, Evans TW (1993) Measurement of carbon monoxide transfer and lung volume in ventilated subjects. *Eur Respir J* 6:231–6
- Fretschner R, Deusch H, Weitnauer A, Brunner JX (1993) A simple method to estimate functional residual capacity in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Med* 19:372–6
- Wrigge H, Sydow M, Zinserling J, et al (1998) Determination of functional residual capacity (FRC) by multibreath nitrogen washout in a lung model and in mechanically ventilated patients. Accuracy depends on continuous dynamic compensation for changes of gas sampling delay time. *Intensive Care Med* 24:487–93
- East TD, Wortelboer PJ, van Ark E, et al (1990) Automated sulfur hexafluoride washout functional residual capacity measurement system for any mode of mechanical ventilation as well as spontaneous respiration. *Crit Care Med* 18:84–91
- Mull RT (1984) Mass estimates by computed tomography: physical density from CT numbers. *AJR Am J Roentgenol* 143:1101–4

12. Olegard C, Sondergaard S, Houltz E, et al (2005) Estimation of functional residual capacity at the bedside using standard monitoring equipment: a modified nitrogen washout/washin technique requiring a small change of the inspired oxygen fraction. *Anesth Analg* 101:206–12, table of contents
13. Chiumello D, Cressoni M, Chierichetti M, et al (2008) Nitrogen washout/washin, helium dilution and computed tomography in the assessment of end expiratory lung volume. *Crit Care* 12:R150
14. Dellamonica J, Lerolle N, Sargentini C, et al (2011) PEEP-induced changes in lung volume in acute respiratory distress syndrome. Two methods to estimate alveolar recruitment. *Intensive Care Med* 37:1595–604
15. Faes TJ, van der Meij HA, de Munck JC, Heethaar RM (1999) The electric resistivity of human tissues (100 Hz–10 MHz): a meta-analysis of review studies. *Physiol Meas* 20:R1–R10
16. Eyuboglu BM, Brown BH (1988) Methods of cardiac gating applied potential tomography. *Clin Phys Physiol Meas* 9(Suppl A):43–8
17. Hahn G, Just A, Dudykevych T, et al (2006) Imaging pathologic pulmonary air and fluid accumulation by functional and absolute EIT. *Physiol Meas* 27:S187–S98
18. Frerichs I (2000) Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. *Physiol Meas* 21:R1–R21
19. Victorino JA, Borges JB, Okamoto VN, et al (2004) Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. *Am J Respir Crit Care Med* 169:791–800
20. Pulletz S, van Genderingen HR, Schmitz G, et al (2006) Comparison of different methods to define regions of interest for evaluation of regional lung ventilation by EIT. *Physiol Meas* 27:S115–S27
21. Zhao Z, Steinmann D, Muller-Zivkovic D, et al (2010) A lung area estimation method for analysis of ventilation inhomogeneity based on electrical impedance tomography. *J Xray Sci Technol* 18:171–182
22. Grant CA, Pham T, Hough J, et al (2011) Measurement of ventilation and cardiac related impedance changes with electrical impedance tomography. *Crit Care* 15:R37
23. van Genderingen HR, van Vught AJ, Jansen JR (2003) Estimation of regional lung volume changes by electrical impedance pressures tomography during a pressure-volume maneuver. *Intensive Care Med* 29:233–40
24. Hinz J, Hahn G, Neumann P, et al (2003) End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. *Intensive Care Med* 29:37–43
25. Frerichs I, Hinz J, Herrmann P, et al (2002) Detection of local lung air content by electrical impedance tomography compared with electron beam CT. *J Appl Physiol* 93:660–6
26. Luepschen H, Meier T, Grossherr M, et al (2007) Protective ventilation using electrical impedance tomography. *Physiol Meas* 28:S247–S60
27. Richard J, Pouzot C, Gros A, et al (2009) Electrical impedance tomography compared to positron emission tomography for the measurement of regional lung ventilation: an experimental study. *Crit Care* 13:R82
28. Hinz J, Neumann P, Dudykevych T, et al (2003) Regional ventilation by electrical impedance tomography: a comparison with ventilation scintigraphy in pigs. *Chest* 124:314–22
29. Frerichs I, Schmitz G, Pulletz S, et al (2007) Reproducibility of regional lung ventilation distribution determined by electrical impedance tomography during mechanical ventilation. *Physiol Meas* 28:S261–S7
30. Wrigge H, Zinserling J, Muders T, et al (2008) Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation maneuver in experimental models of lung injury. *Crit Care Med* 36:903–9
31. Hinz J, Gehoff A, Moerer O, et al (2007) Regional filling characteristics of the lungs in mechanically ventilated patients with acute lung injury. *Eur J Anaesthesiol* 24:414–24
32. Costa EL, Borges JB, Melo A, et al (2009) Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography. *Intensive Care Med* 35:1132–7
33. Zhao Z, Steinmann D, Frerichs I, et al (2010) PEEP titration guided by ventilation homogeneity: a feasibility study using electrical impedance tomography. *Crit Care* 14:R8
34. Costa EL, Chaves CN, Gomes S, et al (2008) Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography. *Crit Care Med* 36:1230–8
35. Lowhagen K, Lindgren S, Odenstedt H, et al (2011) A new non-radiological method to assess potential lung recruitability: a pilot study in ALI patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 55:165–74
36. Grychtol B, Wolf GK, Adler A, Arnold JH (2010) Towards lung EIT image segmentation: automatic classification of lung tissue state from analysis of EIT monitored recruitment manoeuvres. *Physiol Meas* 31:S31–S43
37. Wang Z, Jean S, Bartter T (2009) Lung sound analysis in the diagnosis of obstructive airway disease. *Respiration* 77:134–8
38. Dellinger RP, Jean S, Cinel I, et al (2007) Regional distribution of acoustic-based lung vibration as a function of mechanical ventilation mode. *Crit Care* 11:R26
39. Cinel I, Jean S, Tay C, et al (2008) Case report: vibration response imaging findings following inadvertent esophageal intubation. *Can J Anaesth* 55:172–6
40. Jean S, Cinel I, Tay C, et al (2008) Assessment of asymmetric lung disease in intensive care unit patients using vibration response imaging. *Anesth Analg* 107:1243–7
41. Lev S, Glickman YA, Kagan I, et al (2010) Computerized lung acoustic monitoring can help to differentiate between various chest radiographic densities in critically ill patients. *Respiration* 80:509–16
42. Lichtenstein D, Goldstein I, Mourgeon E, et al (2004) Comparative diagnostic performances of auscultation, chest radiography, and lung ultrasonography in acute respiratory distress syndrome. *Anesthesiology* 100:9–15
43. Vena A, Rylander C, Perchiazzi G, et al (2011) Lung sound analysis correlates to injury and recruitment as identified by computed tomography: an experimental study. *Intensive Care Med* 37:1378–83