

Standardisation de la mesure des volumes pulmonaires

J. Wanger, J.L. Clausen, A. Coates, O.F. Pedersen, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, R. Crapo, P. Enright, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, J. Hankinson, R. Jensen, D. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, M.R. Miller, D. Navajas, R. Pellegrino, G. Viegi

Table des matières

Historique et objectif	17S48	Calculs	17S54
Définitions et subdivisions du volume pulmonaire	17S48	Mesure de la Crf par dilution de l'hélium	17S54
Préparation du patient	17S49	Introduction et théorie	17S54
Détermination des subdivisions pulmonaires	17S49	Matériel	17S54
Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle	17S50	Technique de mesure	17S55
Introduction et théorie	17S50	Contrôle qualité	17S56
Matériel	17S50	Calculs	17S56
Technique de mesure	17S50	Mesure des volumes pulmonaires par des techniques d'imagerie	17S56
Contrôle qualité	17S51	Radiographies conventionnelles	17S57
Calculs	17S52	Tomodensitométrie	17S57
Mesure de la CRF par rinçage de l'azote	17S52	Imagerie par résonance magnétique	17S57
Introduction et théorie	17S52	Controverses et questions critiques	17S57
Matériel	17S52	Valeurs de référence	17S58
Technique de mesure	17S53	Prévention des infections	17S58
Contrôle qualité	17S53	Abréviations	17S58

Ce document est la traduction de : Wanger J, Clausen JL, Coates A, Pedersen OF, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Crapo R, Enright P, van der Grinten CP, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, Johnson D, Macintyre N, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pellegrino R, Viegi G. Standardisation of the measurement of lung volumes. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 511-522.

Correspondance : V. Brusasco
Médecine Interne, Université de Gênes,
V.le Benedetto XV, 6, I-16132 Gênes, Italie.
vito.brusasco@unige.it

Réception version princeps à la Revue : 23.03.2005.
Acceptation définitive : 05.04.2005.

Historique et objectif

La mesure des volumes pulmonaires inspirés et expirés ou spirométrie est utile pour détecter, caractériser et quantifier la sévérité d'une pathologie respiratoire.

La mesure des volumes pulmonaires absolus, volume résiduel (VR), capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) et capacité pulmonaire totale (CPT) est techniquement plus complexe, ce qui limite son utilisation en pratique clinique. Le rôle de cette mesure dans l'évaluation de la sévérité d'une pathologie, d'une incapacité fonctionnelle, de l'évolution d'une pathologie et de la réponse au traitement reste à déterminer tant chez le nourrisson, que chez l'enfant et l'adulte. Néanmoins, il existe des conditions particulières pour lesquelles les mesures du volume pulmonaire sont impératives pour poser un diagnostic physiologique correct [1].

Contrairement à la relative simplicité qui prévaut au regard des mesures spirométriques, les mesures des volumes pulmonaires absolus reposent sur un éventail disparate de techniques : pléthysmographie corporelle (utilisant différentes méthodologies), rinçage de l'azote, dilution gazeuse, et imagerie radiographique.

Le présent document intègre les recommandations du groupe de travail actuel ATS/ERS (*American Thoracic Society/ European Respiratory Society*) quant à la standardisation et aux bonnes pratiques de l'exploration fonctionnelle respiratoire, et les recommandations d'un groupe de travail précédent du NHLBI (*National Heart, Lung, and Blood Institute*) réuni par l'ATS. Les membres de ce groupe de travail du NHLBI, tous experts ayant une expérience considérable de l'exploration fonctionnelle respiratoire chez l'adulte et chez l'enfant, ont publié leur contribution sous la forme d'articles de référence dans la revue *European Respiratory Journal* entre 1995 et 1999 [2-12]. Par la suite, un groupe de travail du NHLBI a rédigé un document de consensus, publié sur le site de l'ATS [13], avec des descriptions plus approfondies, des discussions et une description plus détaillée des formules.

Définitions et subdivisions du volume pulmonaire

Le terme « volume pulmonaire » fait généralement référence au volume de gaz contenu dans les poumons, mesuré par pléthysmographie corporelle, dilution ou rinçage gazeux. Par contre, la notion de volume pulmonaire obtenue à partir de radiographies thoraciques conventionnelles repose généralement sur l'évaluation des volumes situés à l'intérieur des contours de la cage thoracique, et comprennent le volume du gaz présent dans les poumons mais aussi le volume de tissu (normal et anormal). Les volumes pulmonaires dérivés des mesures tomodynamométriques (TDM) peuvent inclure des estimations du volume de tissu pulmonaire anormal, en plus du volume de tissu pulmonaire normal et du volume de gaz

contenu dans les poumons. Les définitions utilisées dans le présent article sont celles qui ont déjà été acceptées (*fig. 1*) [14-18].

La CRF correspond au volume de gaz présent dans les poumons à la fin d'une expiration normale au repos.

Le volume de réserve expiratoire (VRE) correspond au volume de gaz maximum pouvant être expulsé par une expiration forte après la fin d'une expiration normale au repos (soit à partir de la CRF).

La capacité inspiratoire (CI) est le volume de gaz maximum pouvant être inspiré à partir de la CRF.

Le volume de réserve inspiratoire (VRI) correspond au volume de gaz maximum pouvant être inspiré après une inspiration courante au repos.

Le volume résiduel (VR) correspond au volume de gaz restant dans les poumons après une expiration forcée (quel que soit le volume pulmonaire de départ de l'expiration).

Le volume de gaz inspiré ou expiré pendant le cycle ventilatoire est appelé volume courant (V_T).

Le volume gazeux thoracique (VGT) correspond au volume de gaz absolu dans le thorax à tout moment et à tout niveau de pression alvéolaire. Ce terme n'étant pas assez spécifique, il est recommandé d'abandonner son utilisation et de le remplacer par une terminologie plus spécifique, comme, par exemple, volume pulmonaire pléthysmographique (Vpleth), ou CRF par pléthysmographie corporelle à la place de VGT à la CRF (CRFpleth).

La CPT correspond au volume de gaz présent dans les poumons après une inspiration maximale, qui est également la somme de tous les compartiments volumiques.

La capacité vitale (CV) correspond au volume de gaz mobilisé à la bouche entre l'inspiration complète et l'expiration complète. La capacité vitale peut être mesurée de différentes manières : 1) capacité vitale inspiratoire (CVI), mesurée de manière détendue, sans précipitation inutile ni retenue

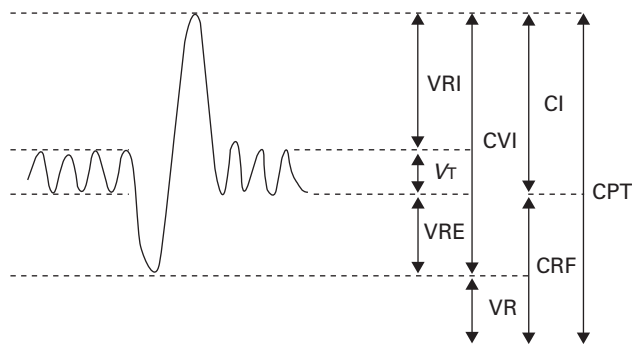


Fig. 1. Volumes pulmonaires et capacités statiques basés sur la courbe volume-temps du spirogramme d'une capacité vitale inspiratoire (CVI). VRI : volume de réserve inspiratoire ; V_T : volume courant ; VRE : volume de réserve expiratoire ; VR : volume résiduel ; CI : capacité inspiratoire ; CRF : capacité résiduelle fonctionnelle ; CPT : capacité pulmonaire totale.

délibérée, en partant d'une position d'expiration maximale et en terminant par une inspiration maximale ; 2) capacité vitale expiratoire (CVE), mesurée de manière similaire en partant d'une position d'inspiration maximale et terminant par une expiration maximale ; ou 3) capacité vitale forcée (CVF), correspondant au volume de gaz recueilli lors d'une expiration forcée, en partant d'une inspiration maximale et en terminant par une expiration maximale.

Préparation du patient

Les directives concernant la préparation du patient sont données dans la section sur les considérations générales concernant les explorations fonctionnelles respiratoires qui figurent au début de cette série de documents [19].

Détermination des subdivisions pulmonaires

Quelle que soit la technique utilisée pour mesurer la CRF (voir sections intitulées « Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle », « Mesure de la CRF par rinçage de l'azote », et « Mesure de la CRF par dilution de l'hélium »), deux subdivisions de la capacité vitale (CI et VRE) doivent être mesurées pour pouvoir calculer la CPT et le VR (*fig. 1*). Il a été difficile d'obtenir un consensus quant à savoir si la mesure du VR devait retenir la valeur minimale, qui est en général obtenue en soustrayant le résultat d'une mesure du VRE d'une mesure de la CRF, ou bien la valeur potentiellement plus élevée que peut fournir, dans le cas des syndromes obstructifs, une mesure du VR par une manœuvre lente ou forcée mais débutant à partir d'une inspiration maximale. Il n'a pas été facile non plus d'identifier une méthode unique pour mesurer le VR et la CPT, qui soit opérationnelle en pratique clinique et puisse être réalisée par les personnes présentant un syndrome obstructif sévère. Deux méthodes sont recommandées pour déterminer la CPT et le VR à partir de la mesure de la CRF. Des études complémentaires sont nécessaires pour mieux en définir les bases scientifiques respectives.

La première méthode, qui est aussi la méthode de choix, consiste à mesurer le VRE immédiatement après avoir réalisé le(s) mesure(s) de la CRF, suivie(s) des manœuvres de CVI lente, toutes effectuées de façon « liée » (c'est-à-dire sans que le patient ne sorte l'embout buccal de sa bouche entre les manœuvres) ; (*fig. 2*). La valeur de la CRF retenue est la moyenne des valeurs correspondant à une mesure techniquement satisfaisante de la CRF associée à des manœuvres techniquement satisfaisantes du VRE et de la CVI. La valeur retenue pour le VR est la valeur retenue pour la CRF moins la moyenne des mesures techniquement acceptables du VRE qui sont associées à des déterminations techniquement acceptables de la CRF. La valeur retenue de la CPT est la valeur

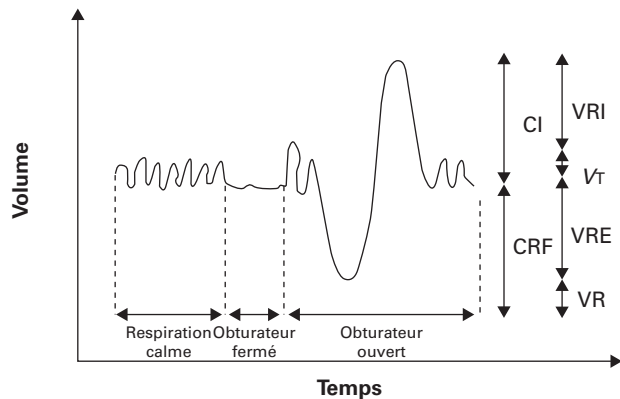


Fig. 2.

Courbe volume-temps montrant la séquence de respiration calme et après l'obtention d'un niveau télé-expiratoire stable, une période brève pendant laquelle l'obturateur est fermé pour déterminer le volume gazeux thoracique, suivi d'une période avec l'obturateur ouvert pendant laquelle le patient conserve l'embout buccal en bouche et effectue une manœuvre de volume de réserve expiratoire (VRE) suivie d'une manœuvre lente de capacité vitale inspiratoire. Tous les volumes sont déterminés sans que le patient ne sorte l'embout buccal de sa bouche, de façon « liée ». CI : capacité inspiratoire ; CRF : capacité résiduelle fonctionnelle ; VRI : volume de réserve inspiratoire ; V_T : volume courant ; VR : volume résiduel.

retenue du VR plus la valeur la plus élevée relevée lors des manœuvres de CVI techniquement acceptables.

La deuxième méthode possible utilise les manœuvres de CI, effectuées immédiatement après l'acquisition de mesure(s) de la CRF, pour mesurer la CPT. Le recours à cette méthode peut être nécessaire chez les patients avec un syndrome obstructif sévère ou une dyspnée sévère, qui ne leur permet pas de suivre les instructions pour une mesure de CRF suivie d'une manœuvre de VRE. Les patients peuvent sortir l'embout buccal de leur bouche entre deux déterminations successives de la CRF et de la CI, ainsi qu'entre les manœuvres séparées de CVI requises pour calculer le VR. Celui-ci est alors considéré égal à la moyenne de la CPT moins la valeur la plus élevée mesurée pour la CV. Les mesures de la CV peuvent être dérivées soit de la manœuvre de CVI faisant suite à une manœuvre de VRE (telle qu'elle est effectuée dans la première méthode), soit d'une CVE lente faisant suite à une manœuvre de CI après la détermination de la CRF.

La CVE lente peut être couplée à des mesures de la CRF/CI si l'état du patient permet une performance optimale. La valeur retenue pour la CRF est la moyenne des mesures techniquement acceptables de la CRF utilisées pour le calcul de la CPT. La CPT est la moyenne des trois sommes les plus élevées des valeurs techniquement acceptables de la CRF couplées aux manœuvres de CI.

Les recommandations pour la mesure de la CV sont présentées dans le document sur la standardisation de la spirométrie dans cette série [20]. Les données actuelles ne permettent pas d'établir des recommandations optimales quant à la

reproductibilité des critères du VRE et de la CI, utilisés pour calculer la CPT et le VR.

La détermination de la CRF est la composante clé dans la mesure des volumes pulmonaires, et peut être évaluée par les méthodes de pléthysmographie corporelle, par les méthodes de dilution/rinçage gazeux, ou par radiographie. La CRFpleth tient compte des compartiments pulmonaires non ventilés et ventilés, et par conséquent, produit des résultats plus élevés que les méthodes de dilution/rinçage gazeux [3, 11]. La CRFpleth peut être encore augmentée par le gaz présent dans l'abdomen. Dans les cas d'obstruction sévère, la CRFpleth peut être surestimée lorsque la fréquence du halètement est > 1 Hz [21]. Chez les patients avec une obstruction sévère, ou un emphysème, les méthodes de dilution/rinçage gazeux sous-estiment la valeur réelle de la CRF. Malgré cela, les méthodes de dilution/rinçage gazeux sont largement utilisées parce qu'elles sont simples à réaliser et que l'appareillage est relativement peu coûteux.

Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle

Introduction et théorie

Le terme « volume gazeux thoracique (VGT) » désigne le volume de gaz intrathoracique mesuré par pléthysmographie au moment d'un arrêt de tout débit provoqué par une occlusion des voies aériennes. Ce volume correspond au gaz compressible présent à l'intérieur du thorax. Le terme CRFpleth correspond au volume du gaz intrathoracique mesuré lorsque l'occlusion interrompant l'écoulement d'air est réalisée à la CRF.

Chez les individus en bonne santé, il existe généralement des différences minimales dans la CRF mesurée par les techniques de dilution/rinçage gazeux et par pléthysmographie. Néanmoins, chez les patients souffrant d'une pathologie respiratoire associée à un piégeage gazeux la plupart des études (mais pas toutes) indiquent que la CRFpleth est souvent supérieure à la CRF mesurée par dilution gazeuse [3, 11].

Les mesures pléthysmographiques sont basées sur la loi de Boyle, selon laquelle, dans des conditions isothermes, lorsqu'une masse constante de gaz est comprimée ou décomprimée, le volume du gaz diminue ou augmente et la pression du gaz varie de façon à ce que le produit du volume et de la pression reste constant à tout moment [11, 22]. Des informations plus détaillées sur la théorie sont disponibles ailleurs [11, 13].

Matériel

Les modifications du volume thoracique qui accompagnent une compression ou une décompression du gaz dans les poumons pendant les manoeuvres ventilatoires peuvent être mesurées avec un pléthysmographe corporel, en mesurant les grandeurs suivantes : 1) pression à l'intérieur d'une chambre à volume constant (pléthysmographe à pression variable) ;

2) volume à l'intérieur d'une chambre à pression constante (pléthysmographe à déplacement de volume) ; ou 3) débit entrant et sortant d'une chambre à pression constante (pléthysmographe « de débit ») Un pléthysmographe de débit peut être converti en un pléthysmographe à pression variable simplement en bloquant l'orifice du pneumotachographe, pour l'adapter à la manoeuvre ventilatoire requise.

Quel que soit le type de pléthysmographe, il est essentiel que le capteur de pression puisse mesurer une pression à la bouche $\geq \pm 5$ kPa ($\geq \pm 50$ cmH₂O), avec une réponse en fréquence linéaire supérieure à 8 Hz. Les spiromètres ou pneumotachographes utilisés pour mesurer les volumes pulmonaires ainsi que les volumes inspiratoires et expiratoires forcés doivent être conformes aux normes publiées pour la réponse en exactitude et en fréquence des appareils spirométriques [16, 23]. Le capteur de pression qui mesure les variations de la pression à l'intérieur de la chambre doit être capable de mesurer avec exactitude des différences de $\pm 0,02$ kPa ($\pm 0,2$ cmH₂O) [16]. Une dérive thermique peut provoquer une variation de la pression allant jusqu'à 1,0 kPa (10 cmH₂O), ce qui peut nécessiter une plus grande plage de fonctionnement du capteur de pression. Une constante de temps de 10 secondes pour une fuite contrôlée (qui minimise les variations de pression apparaissant lentement) est idéale.

Les dérives thermiques dues à des changements de température à l'intérieur du pléthysmographe sont observées avec tous les types d'appareils, et peuvent être détectées et compensées à partir de la courbe volume-pression pendant une occlusion mettant en évidence une différence systématique de la pente entre la compression et la dilatation [11]. La compensation peut aussi être réalisée par une méthode itérative [24].

Les fabricants doivent fournir la réponse en fréquence de leurs systèmes pléthysmographiques et mettre à la disposition des utilisateurs des instructions sur la manière de la vérifier. La vérification de la réponse en fréquence est le plus souvent réalisée par l'application d'un signal de volume sinusoïdal, dont on fait varier la fréquence [11]. Il est généralement recommandé que la réponse en fréquence minimum soit égale à cinq fois la fréquence du signal mesuré. Pour un halètement à 1 Hz, ceci correspond à une fidélité du signal à 5 Hz. Pour s'assurer que les fréquences de halètement légèrement supérieures à 1 Hz ne provoquent pas de problèmes, la réponse en fréquence acceptable minimum doit être exacte à 8 Hz.

Technique de mesure

La mesure doit être effectuée en respectant les étapes suivantes. 1) Allumer l'appareil suffisamment à l'avance pour lui permettre de se réchauffer. 2) Effectuer un test de l'appareil, avec étalonnage, conformément aux instructions du fabricant. 3) Régler l'appareil pour que le patient puisse s'asseoir confortablement dans la chambre et atteindre l'embout buccal sans devoir tordre ou étirer le cou. 4) Une fois le patient assis confortablement (il n'est pas nécessaire de

lui faire enlever son appareil dentaire, le cas échéant), il faut lui expliquer la procédure en détail, sans oublier de préciser que la porte de la cabine de pléthysmographie sera fermée pendant les mesures. Le patient doit poser ses deux mains sur ses joues, et un pince-nez doit être utilisé. 5) Fermer la porte du pléthysmographe, et attendre pour que les échanges thermiques se stabilisent et que le patient se détende. 6) Demander au patient de placer sa bouche sur l'embout buccal et de respirer calmement jusqu'à la stabilisation du niveau télé-expiratoire (généralement 3-10 respirations). 7) Lorsque le patient a atteint ou est proche de la CRF, fermer l'obturateur à la fin de l'expiration pendant $\approx 2-3$ s, et demander au patient de haletter doucement plusieurs fois ($\approx \pm 1$ kPa ; $\approx \pm 10$ cmH₂O) à une fréquence comprise entre 0,5 et 1,0 Hz [21, 25]. Les fréquences de halètement $> 1,5$ Hz peuvent être une source d'erreurs, et celles qui sont $< 0,5$ Hz peuvent provoquer des problèmes avec la fuite contrôlée du pléthysmographe corporel. L'usage d'un métronome peut aider les patients à effectuer cette manoeuvre. 8) Enregistrer une série de 3-5 manoeuvres de halètement techniquement satisfaisantes (c'est-à-dire produisant une série de lignes droites pratiquement superposées, séparées seulement par une légère dérive thermique sur la courbe pression-volume ; (fig. 3), et enfin ouvrir l'obturateur avant que le patient n'effectue une manoeuvre de VRE, suivie d'une manoeuvre de CVI lente (ou, alternativement – cf. supra –, une manoeuvre de CI suivie d'une manoeuvre de CVE lente). Si nécessaire, le patient peut retirer l'embout buccal de sa bouche et se reposer entre deux manoeuvres de VGT/CV. Il n'est pas toujours facile pour les patients souffrant de dyspnée sévère d'effectuer les manoeuvres correspondant à la méthode « de choix » de mesure des volumes statiques (c'est-à-dire VRE immédiatement après le VGT, suivi d'une CVI lente ; (fig. 2). Dans ce cas, on peut demander au patient de prendre deux ou trois respirations après la

manoeuvre du halètement, avant d'effectuer les manoeuvres liées de VRE et de CVI. 9) Pour les patients qui ne peuvent effectuer correctement les manoeuvres du halètement (par ex. les jeunes enfants), on peut comme alternative effectuer une manoeuvre inspiratoire rapide contre l'obturateur fermé. Dans ce cas, il est essentiel d'utiliser la formule complète pour le calcul du VGT plutôt que sa version simplifiée [11]. L'utilisateur doit spécifier que la formule complète est utilisée par l'ordinateur pendant ces mesures. 10) En ce qui concerne la répétabilité, il faut obtenir au moins trois valeurs de CRFpleth identiques à 5 % près (c'est-à-dire que la différence entre la valeur la plus élevée et la valeur la plus faible divisée par la moyenne doit être $\leq 0,05$) et spécifier la valeur moyenne. Si l'écart est plus important, des valeurs supplémentaires doivent être mesurées jusqu'à l'obtention de trois valeurs se situant à 5 % de leur moyenne, et la valeur moyenne doit être spécifiée.

Contrôle qualité

L'exactitude du débit et du volume sortant au niveau du débitmètre fixé sur l'embout buccal doit être conforme aux recommandations données dans le document décrivant la spirométrie dans cette série [20]. Le capteur de pression buccal doit être physiquement étalonné tous les jours. Le signal du pléthysmographe doit aussi être étalonné tous les jours, à l'aide d'un signal de volume dont la grandeur et la fréquence sont similaires à celles des manoeuvres ventilatoires effectuées pendant le test.

L'exactitude doit être validée périodiquement en utilisant un volume connu. Cette procédure peut être effectuée à l'aide d'un « modèle » de poumon ou d'un récipient de volume connu [11, 26]. Il est essentiel de remplir un flacon avec une masse thermique (par ex. paille de cuivre) afin de simuler les conditions isothermes du poumon ; il faut veiller à ajuster les volumes calculés à la température ambiante (ou du modèle) et aux conditions saturées, plutôt qu'aux conditions BTPS (température corporelle et pression ambiante saturée en vapeur d'eau). L'exactitude des pléthysmographes pour adulte mesurant le volume gazeux du récipient doit être égale à ± 50 ml, ou 3 % si cette dernière valeur est plus élevée, basée sur la moyenne de cinq déterminations [11].

Au moins une fois par mois, ou en cas de suspicion d'erreur du pléthysmographe, il faut mesurer la CRFpleth ainsi que le VR et la CPT liées chez deux sujets de référence (témoins biologiques). Si des différences significatives (par ex. > 10 % pour la CRF et la CPT, ou > 20 % pour le VR) sont observées par rapport aux moyennes établies précédemment chez les mêmes sujets, un problème métrologique doit être suspecté. Ces critères correspondent à approximativement deux fois les coefficients de variation rapportés pour les mesures répétées de ces paramètres ; par conséquent, des normes plus strictes peuvent être adoptées, au risque de provoquer plus de « fausses alarmes » suggérant un dysfonctionnement de l'appareil.

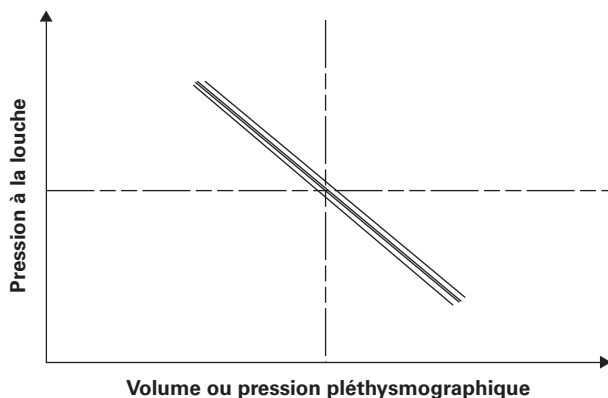


Fig. 3. Manoeuvre du halètement effectuée correctement, confirmée par la série de lignes droites pratiquement superposées et séparées uniquement par une faible dérive thermique.

Calculs

Le calcul du VGT est basé sur la loi de Boyle, selon laquelle :

$$Palv1 \times VGT1 = Palv2 \times VGT2 \quad (1)$$

où $Palv1$ et $VGT1$ correspondent à la pression absolue et aux volumes pulmonaires avant la manœuvre de compression/raréfaction, et $Palv2$ et $VGT2$ correspondent à la pression absolue et aux volumes pulmonaires après la manœuvre. La pression de vapeur d'eau doit être soustraite de toutes les pressions, mais cette étape n'est pas montrée ici dans un souci de simplification. Exprimée en termes de modification par rapport à la valeur initiale, la formule devient :

$$VGT = - (\Delta V / \Delta P) \times Palv2 \quad (2)$$

La manœuvre du halètement étant prévue avec de petites variations de pression proches de la pression barométrique (PB), la version simplifiée et largement utilisée est :

$$VGT = - (\Delta V / \Delta P) \times Pb \quad (3)$$

où $\Delta V / \Delta P$ représente la pente des variations simultanées du volume corporel, qui, dans un pléthysmographe à pression, correspondent aux minuscules variations de pression dans l'enceinte, étalonnée pour refléter les variations de volume du sujet *versus* la variation de pression à la bouche. Lorsqu'une manœuvre inspiratoire rapide est effectuée, la version complète de la formule doit être utilisée :

$$VGT = - (\Delta V / \Delta P) \times Palv2 \times (Palv1 / Pb) \quad (4)$$

Si la manœuvre du halètement commence avec une $Palv1$ qui est différente de la PB, par exemple dans le cas d'une occlusion à un volume autre que la CRF, le volume devra être corrigé en fonction de la CRF, mais la $Palv1$ devra aussi être corrigée en fonction de la PB. Les explications sur la dérivation complète des formules sont données dans un document web ainsi que dans un article de référence [11, 13].

Cette technique suppose que les variations de pression-volume dans le corps sont isothermes, et que toute chaleur produite par compression est instantanément perdue dans les tissus environnants. Néanmoins, les variations de pression et de volume dans le pléthysmographe sont considérées comme étant adiabatiques (c'est-à-dire qu'il n'y a pas assez de temps pour que l'échange thermique se fasse entre l'air dans le pléthysmographe et les parois ou le sujet pendant la manœuvre de raréfaction et de compression). Pour les fréquences du halètement autour de 1 Hz, ce postulat est valable. Par contre, il faut éviter d'utiliser les manœuvres de raréfaction chez un sujet avec une obstruction en fin d'expiration et des variations de pression-volume avec un effort de respiration normal, parce que le temps peut être suffisamment long pour autoriser des échanges thermiques à l'intérieur du pléthysmographe. Cette situation modifierait l'étalonnage pression-volume du pléthysmographe. Ce ne serait pas un problème si le sujet faisait un effort inspiratoire rapide, mais, comme cela a été dit précédemment, la version simplifiée de la loi de Boyle ne serait pas applicable.

De la même manière, le volume de l'appareil entre la bouche et la valve d'occlusion est généralement soustrait du VGT. Cependant, la raréfaction et la compression de ce volume ne sont pas isothermes, et si le volume est élevé comparé au VGT, par exemple à cause d'un filtre excessivement grand, des erreurs seront introduites. En d'autres termes, il faut dans la mesure du possible minimiser le volume placé entre la valve d'occlusion et le patient.

Mesure de la CRF par rinçage de l'azote

Introduction et théorie

Cette technique est basée sur le rinçage de l'azote dans les poumons, observé pendant que le patient respire de l'O₂ à 100 %. La concentration alvéolaire initiale en N₂ et la quantité de N₂ rincée peuvent ensuite être utilisées pour calculer le volume pulmonaire au début du rinçage. À ses débuts, cette technique consistait à recueillir les gaz pendant 7 minutes, cette période étant considérée comme adéquate pour éliminer la totalité de l'azote des poumons chez les sujets en bonne santé. La technique a le désavantage d'être accompagnée d'un risque d'erreur significative si la mesure du volume expiré ou de la concentration finale de N₂ est imprécise. L'arrivée sur le marché d'analyseurs d'azote à réponse rapide et d'ordinateurs a permis d'affiner la technique. Des informations complémentaires et des références bibliographiques sur les différentes techniques de rinçage de l'azote et de mesures de rinçage avec d'autres gaz sont données dans un article de référence [12].

Une technique modifiée par rapport à la méthode de rinçage de l'azote pendant 7 minutes a été proposée, où l'excrétion de l'azote est relevée pendant 5 minutes, et ensuite la composante exponentielle tardive de la courbe de l'excrétion continue de l'azote est extrapolée [27], ce qui évite de surestimer la concentration alvéolaire réelle de l'azote chez les patients souffrant de pathologies obstructives, et supprime la nécessité de recourir à des temps de rinçage plus longs. Les auteurs du présent document ignorent s'il existe actuellement un système d'explorations fonctionnelles respiratoires utilisant cette approche. Par conséquent, les fabricants sont incités à la proposer comme option à l'avenir. Étant donné la diversité des systèmes actuels et l'absence d'études comparant leur exactitude, leur reproductibilité et leur efficacité, aucune méthode unique pour la mesure de la CRF par rinçage de l'azote (CRFN₂) ne peut être recommandée à ce jour. Les recommandations suivantes concernent les méthodes les plus couramment utilisées dans les laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires.

Matériel

Les analyseurs d'azote doivent être linéaires avec une inexactitude $\leq 0,2$ % de la gamme complète sur l'ensemble de la gamme de mesure (0-80 %), avec une résolution $\leq 0,01$ %, et un temps de réponse à 95 % < 60 ms pour une modification par palier de 10 % de la concentration en N₂ (après cor-

rection pour le déphasage). La conformité à ces spécifications doit être confirmée par les fabricants, car peu de laboratoires cliniques sont capables d'effectuer eux-mêmes de telles évaluations [13].

Si la concentration en N_2 est mesurée indirectement en soustrayant les mesures d' O_2 et de CO_2 , les caractéristiques d'exactitude, de dérive et de linéarité des analyseurs d' O_2 et de CO_2 doivent permettre le calcul indirect de N_2 , avec des caractéristiques de performance comparables à celles des mesures directes de N_2 déjà définies. Les spectromètres de masse doivent être conformes aux spécifications déjà définies pour les trois gaz, avec une résolution du poids moléculaire $< 1,0$, et une dérive $< 1 \%$ sur 24 heures, ou au moins être stable pendant la période de mesure après étalonnage (à effectuer juste avant l'utilisation de l'appareil).

Les pneumotachographes ou autres appareils de mesure du débit (par ex. débitmètres à ultrasons, turbines, etc.) intégrés dans les circuits respiratoires pour mesurer les débits de gaz doivent être conformes aux normes recommandées dans le document de standardisation de la spirométrie de cette série [20], mais leur gamme de débit ne doit pas dépasser $0-6 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$. Certains facteurs doivent être pris en considération et contrôlés pour assurer la conformité aux spécifications déjà soulignées : les caractéristiques de performance de débitmètres spécifiques ; les inexactitudes potentielles dues à la condensation de l'eau dans les gaz expirés ; les variations de température des gaz ; et les modifications de la viscosité ou de la densité des gaz dans les mélanges O_2/N_2 .

La vitesse d'échantillonnage du système doit être ≥ 40 échantillons. s^{-1} par canal pour les signaux de débit et d'azote. Les quantités de N_2 expiré doivent être calculées toutes les 25 ms (ou moins), avec des corrections appropriées pour les différences de phase entre les mesures de débit et de N_2 [28].

La valve qui permet au patient de respirer l'air ambiant puis de passer à 100 % d' O_2 doit avoir un espace mort $< 100 \text{ ml}$ pour l'adulte et $< 2 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}$ pour les petits enfants. L'oxygène peut être fourni à partir d'un sac étanche au gaz rempli avec 100 % d' O_2 sec, ou d'une arrivée d' O_2 reliée à une valve à la demande. Étant donné les effets de la résistance inspiratoire sur la CRF, les pressions de déclenchement des valves fonctionnant à la demande pendant la respiration doivent idéalement être inférieures aux pressions acceptables dans les manoeuvres de CVI pendant les mesures de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone sur cycle unique (DL_{CO}). Ceci est surtout important chez les patients présentant une faiblesse neuromusculaire. Néanmoins, en l'absence de données définissant la grandeur des erreurs avec des valves à la demande fonctionnant avec des pressions plus faibles, les pressions identiques à celles des valves à la demande requises pour mesurer la DL_{CO} ($< 1 \text{ kPa}$, soit $< 10 \text{ cmH}_2\text{O}$) sont acceptables.

Technique de mesure

La technique de mesure doit suivre les étapes suivantes.

1) Allumer l'appareil suffisamment à l'avance pour lui permet-

tre de se réchauffer, et effectuer un étalonnage, conformément aux instructions du fabricant. 2) Demander au patient s'il/elle a une perforation d'un tympan (si oui, mettre un bouchon dans l'oreille). 3) Le patient doit être confortablement assis, et il n'est pas nécessaire de lui faire retirer son appareil dentaire, le cas échéant. Expliquer la procédure, en insistant sur la nécessité d'éviter les fuites autour de l'embout buccal pendant le rinçage, et mettre en place le pince-nez. 4) Le patient respire par l'embout buccal pendant $\approx 30-60 \text{ s}$ pour s'habituer à l'appareil, et pour obtenir un niveau télé-expiratoire stable. 5) Lorsque la respiration est stable et régulière avec un volume télé-expiratoire égal à la CRF, le patient est connecté au circuit lui faisant respirer 100 % d' O_2 au lieu de l'air ambiant. 6) La concentration de N_2 est relevée pendant le rinçage. Une modification de l'azote inspiré $> 1 \%$ ou une augmentation soudaine de la concentration de N_2 expiratoire indique la présence d'une fuite ; dans ce cas, le test doit être arrêté et répété après avoir respiré l'air ambiant pendant 15 minutes. Un profil typique est montré à la fig. 4. 7) Le rinçage est considéré comme terminé lorsque la concentration en N_2 est $< 1,5 \%$ pendant au moins trois respirations successives. 8) Au moins une mesure techniquement satisfaisante doit être obtenue. Si des rinçages supplémentaires sont effectués, il est recommandé d'attendre au moins 15 minutes entre chaque essai. Chez les patients présentant une pathologie obstructive sévère ou un emphysème bulleux, l'intervalle entre les essais doit être $\geq 1 \text{ h}$ [27]. Si plus d'une mesure de la CRF_{N_2} est effectuée, la valeur retenue doit être la moyenne des résultats techniquement acceptables et similaires à 10 % près. Si seulement une mesure de la CRF_{N_2} est effectuée, elle doit être interprétée avec prudence.

Contrôle qualité

Avant de tester chaque patient, l'analyseur à N_2 doit être réglé à zéro avec 100 % d' O_2 , et ensuite exposé à l'air ambiant

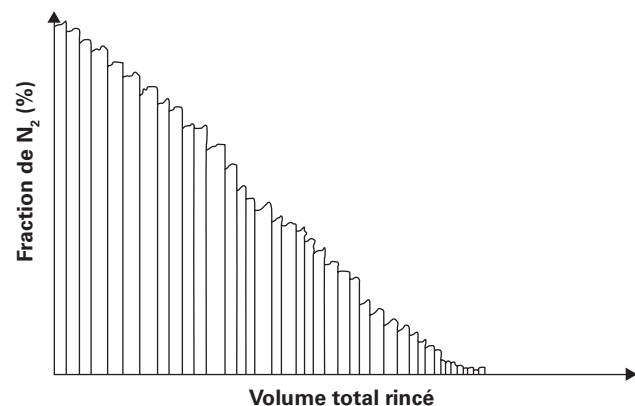


Fig. 4.

Exemple d'un profil normal de rinçage de l'azote sur plusieurs cycles chez un patient respirant 100% d' O_2 . L'aire sous la courbe correspond au volume de N_2 rincé, qui, divisé par le volume total rincé, donne la concentration fractionnelle de N_2 dans le volume de gaz rincé à la fin du test ou dans le gaz télé-expiratoire du dernier cycle à la fin du test.

pour confirmer l'étalonnage. Le pourcentage de N₂ dans l'air ambiant doit se situer à 0,5 % de la valeur attendue pour l'air ambiant (c'est-à-dire 78,08 %). Si un robinet à pointeau est utilisé pour créer un vide suffisant pour mesurer le N₂ par spectroscopie d'émission, il doit être inspecté et nettoyé régulièrement. Avant sa première utilisation et ensuite une fois tous les 6 mois, la linéarité de l'analyseur de N₂ doit aussi être confirmée en mesurant le pourcentage de N₂ dans un mélange gazeux pour étalonnage, où la concentration attendue de N₂ est ≈ 40 %, en utilisant un réservoir d'étalonnage certifié, ou en créant cette concentration à l'aide de techniques de dilution précises. Les valeurs observées doivent se situer à 0,5 % des valeurs attendues, et être corrigées en cas de non linéarité supérieure à 0,5 %.

L'exactitude du débit et du volume sortant du débitmètre doit être confirmée au moins une fois par jour avec une seringue étalonnée, en utilisant des fréquences de pompage qui produiront des débits du même ordre de grandeur que les débits du cycle ventilatoire, et doit être conforme aux normes recommandées dans un document précédent de cette série [20]. Avant la première utilisation et ensuite tous les mois, les volumes expirés doivent être vérifiés avec la seringue remplie d'air ambiant, et les volumes inspirés avec la seringue remplie avec 100 % d'O₂. La température doit être validée conformément à la procédure déjà décrite [19]. Les témoins biologiques doivent être contrôlés au moins une fois par mois.

Calculs

La CRF_{N₂} est calculée à l'aide de la formule suivante :

$$\text{CRF}_{\text{N}_2} \times \text{FN}_{21} = (\text{CRF}_{\text{N}_2} \times \text{FN}_{22} + \text{N}_2 \text{ volume rincé}) - (\text{N}_2 \text{ volume des tissus}) \quad (5)$$

Ce qui permet de déterminer la CRF_{N₂} :

$$\text{CRF}_{\text{N}_2} = (\text{N}_2 \text{ volume rincé} - \text{N}_2 \text{ volume des tissus}) / (\text{FN}_{21} - \text{FN}_{22}) \quad (6)$$

où FN₂₁ et FN₂₂ correspondent aux fractions de N₂ présentes dans le gaz télé-expiratoire avant le rinçage et dans le gaz télé-expiratoire du dernier cycle à la fin du test, respectivement. Le volume de N₂ rincé correspond au volume dans le sac multiplié par la fraction de N₂ dans le mélange gazeux dans le sac, où il est calculé en temps réel comme étant la somme de FN₂ x V_T pour tous les cycles ventilatoires, où FN₂ correspond à la fraction de N₂ expirée de chaque cycle et V_T est le volume de ce cycle. Cette somme correspond à l'aire sous la courbe de la *fig. 4*. Cette valeur de la CRF_{N₂} doit être corrigée en conditions BTSPS, et il faut soustraire le volume de l'espace mort de l'appareil.

L'azote excrété par les tissus peut être estimé à partir de tableaux ou de formules exponentielles complexes. La différence de correction entre ces différentes sources est faible, et il est recommandé d'utiliser la formule suivante relativement simple pour estimer l'excrétion tissulaire, ajustée en fonction de la taille corporelle, basée sur l'azote éliminé après une période de rinçage de 7 minutes [29]. La plus grande fraction d'azote étant excrétée pendant la première phase du rinçage,

cette formule peut être considérée comme appropriée pour des durées de rinçage < 7 minutes :

$$\begin{aligned} &\text{Excrétion tissulaire de N}_2 \text{ (mL)} \\ &= [(SC \times 96,5) + 35] / 0,8 \end{aligned} \quad (7)$$

où SC est la surface corporelle en m², déterminée en utilisant le poids en kg et la taille en cm à l'aide de la formule suivante [30] :

$$SC = 0,007184 \times \text{poids}^{0,425} \times \text{taille}^{0,725} \quad (8)$$

Mesure de la CRF par dilution de l'hélium

Introduction et théorie

Cette méthode de mesure des volumes pulmonaires est basée sur l'équilibrage des gaz dans le poumon en utilisant un volume de gaz connu contenant de l'hélium [31, 32]. Le gaz utilisé est composé d'air à 25-30 % d'oxygène, mais des concentrations plus élevées sont acceptables. L'hélium est ajouté pour obtenir une concentration ≈ 10 % (« pleine échelle ») [9]. Le volume pulmonaire (CRF_{He}) au moment où le sujet est connecté au spiromètre dont le volume (V_{app}) et la fraction d'hélium (F_{He1}) sont connus, est calculé à partir de la fraction d'hélium au moment où l'équilibre est atteint (F_{He2}) à l'aide des deux formules suivantes :

$$V_{\text{app}} \times F_{\text{He1}} = (V_{\text{app}} + \text{CRF}_{\text{He}}) \times (F_{\text{He2}}) \quad (9)$$

$$\text{CRF}_{\text{He}} = V_{\text{app}} (F_{\text{He1}} - F_{\text{He2}}) / F_{\text{He2}} \quad (10)$$

où le volume pulmonaire comprend l'espace mort de la valve et de l'embout buccal, qui doit donc être soustrait, et la CRF_{He} doit être corrigée en conditions BTSPS.

Matériel

Pour les systèmes qui utilisent un spiromètre à déplacement de volume, la capacité du spiromètre doit être ≥ 7 l. Il ne faut pas oublier cependant que, plus le spiromètre est grand, plus la résolution requise pour les mesures de l'hélium est élevée. Les spécifications pour les mesures du volume doivent être conformes aux recommandations données dans un document précédent de cette série [20]. Par ailleurs, le volume de l'appareil avec la cloche au volume zéro, y compris le circuit jusqu'à la valve de l'embout buccal, ne doit pas dépasser 4,5 l, car plus le volume de l'appareil est petit au moment où le patient est connecté au circuit, plus les variations mesurées de la concentration d'hélium pendant la mesure de la CRF seront grandes (et exactes).

Le spiromètre doit être muni d'un ventilateur, d'un absorbeur de CO₂, d'une source d'O₂ et d'hélium, d'une arrivée et d'une sortie de gaz, et d'un absorbeur de vapeur d'eau dans le circuit vers d'analyseur d'hélium. Avant d'effectuer les mesures, une quantité suffisante d'hélium à 100 % doit être ajoutée au système pour obtenir une lecture de l'hélium ≈ 10 %. Le reste du gaz ajouté au système peut être de l'air ambiant ou un mélange d'air ambiant et d'O₂. Si l'air ambiant est utilisé, il est important d'assurer un renouvellement

ment adéquat de l'O₂ pendant le test. Le ventilateur mélange les gaz dans tout le circuit dans les 8 secondes après la fin de l'expiration. Les débits dans le circuit ventilatoire sont typiquement $\approx 50 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ pour assurer un mélange adéquat des concentrations d'hélium, relevées toutes les 15 secondes. Si des pneumotachomètres ou d'autres appareils de mesure du débit sont utilisés au lieu des spiromètres à déplacement de volume, et s'ils ne sont pas protégés contre les variations des propriétés des gaz (par ex. par des systèmes de sacs enfermés dans une enceinte close « bag-in-box »), des étalonnages et des corrections appropriées doivent parfois être effectués pour tenir compte de ces variations.

L'analyseur d'hélium à conductivité thermique est le type d'analyseur le plus courant, mais d'autres types d'analyseurs peuvent aussi être utilisés [33]. L'analyseur d'hélium doit avoir une plage de fonctionnement de $\approx 0\text{-}10\%$ d'hélium, une résolution $\leq 0,01\%$ en hélium sur toute la gamme, et un temps de réponse à $95\% < 15$ secondes pour une modification de 2% de la concentration en hélium dans le circuit respiratoire. L'appareil doit être stable avec une dérive $\leq 0,02\%$ pour des périodes de mesure allant jusqu'à 10 minutes. Pour les systèmes où la concentration en O₂ varie de façon importante à cause de la consommation d'O₂ pendant la mesure de la CRF, l'analyseur d'hélium doit être étalonné pour la gamme de concentrations d'O₂ rencontrées. Les analyseurs d'hélium à conductivité thermique étant sensibles aux variations de température, il faut veiller à ce que la température des gaz entrant dans l'analyseur soit la même que pendant l'étalonnage.

Une petite pompe prélève un échantillon de gaz du circuit respiratoire juste après l'absorbeur de CO₂, et le fait passer dans une chambre de dessèchement, puis dans l'analyseur d'hélium, avant de retourner dans le circuit principal ; pour la plupart des analyseurs, un débit $\geq 200 \text{ mL}\cdot\text{min}^{-1}$ est nécessaire. Étant donné que les variations du débit de gaz dans l'analyseur ou de la pression de gaz dans le circuit de l'analyseur modifient le temps de réponse ou l'exactitude, les variations de débit ou de pression doivent être minimisées. De la même manière, les analyseurs d'hélium à conductivité thermique réagissant aussi aux changements de concentration de CO₂, O₂, N₂ et de la pression de vapeur d'eau, le CO₂ et l'eau sont éliminés avant d'introduire l'échantillon dans l'analyseur d'hélium, et la concentration d'O₂ est maintenue relativement constante en ajoutant de l'O₂ dans le circuit selon les besoins. L'activité des absorbeurs de CO₂ et d'eau doit être vérifiée avant chaque test (par inspection visuelle ou avec une cellule photoélectrique détectant les changements de couleur de l'indicateur, ou en remplaçant systématiquement l'absorbant après un nombre prédéterminé de tests ou de minutes de temps d'équilibrage). Le niveau de CO₂ dans le circuit respiratoire pendant les tests doit rester inférieur à $0,5\%$ pour ne pas gêner le patient et ne pas provoquer une hyperventilation.

Les volumes pulmonaires sont relevés en conditions BTPS. Lorsque la CPT et ses subdivisions sont mesurées, la

température des gaz à l'intérieur du système est différente de celle des conditions BTPS et ATPS (température ambiante et pression saturée en vapeur d'eau) basées sur la température ambiante, car les conditions sont modifiées de manière variable par le gaz chaud expiré, la température ambiante, et la chaleur produite par l'absorption de CO₂ dans l'absorbeur de chaux sodée. Par conséquent, la température du gaz dans le circuit respiratoire doit être mesurée pour que les volumes pulmonaires puissent être corrigés en conditions BTPS. Le détecteur de température doit avoir une exactitude supérieure à $0,5\text{ }^\circ\text{C}$ pour la gamme de $12\text{-}30\text{ }^\circ\text{C}$, et un temps de réponse à $90\% < 30$ secondes par palier de variation de $5\text{ }^\circ\text{C}$ de la température du gaz à l'intérieur du circuit respiratoire.

L'ensemble valve respiratoire et embout buccal doit avoir un espace mort $< 100 \text{ ml}$, et être facile à démonter pour la stérilisation. La taille de cet espace mort doit être communiquée par le fabricant ou mesurée par déplacement d'eau.

La mesure continue de la concentration d'O₂ permet de fournir des quantités satisfaisantes d'O₂ et d'ajuster la sortie des analyseurs d'hélium à conductivité thermique en fonction de l'effet des différentes concentrations d'O₂.

Technique de mesure

Les spécificités de chaque procédure varient en fonction du type de matériel et du degré d'automatisation [9], mais la procédure de base est la suivante. 1) Allumer l'appareil suffisamment à l'avance pour lui permettre de se réchauffer. 2) Tester et étalonner l'appareil conformément aux instructions du fabricant. 3) Demander au patient s'il/elle a une perforation d'un tympan (si oui, mettre un bouchon dans l'oreille). 4) Le patient doit être confortablement assis, et il n'est pas nécessaire de lui faire retirer son appareil dentaire, le cas échéant. Expliquer la procédure, en insistant sur la nécessité d'éviter les fuites autour de l'embout buccal pendant le rinçage, et mettre en place le pince-nez. 5) Le patient respire par l'embout buccal pendant $\approx 30\text{-}60$ secondes pour s'habituer à l'appareil, et pour obtenir un niveau télé-expiratoire stable. 6) Le patient est connecté au gaz de test à la fin d'une expiration normale. 7) Demander au patient de respirer normalement de façon régulière. 8) Le débit d'O₂ est ajusté de manière à compenser la consommation d'O₂ (des erreurs significatives peuvent intervenir dans le calcul de la CRF si la consommation d'O₂ n'est pas prise en compte de manière adéquate). 9) La concentration d'hélium est relevée toutes les 15 secondes. 10) L'équilibrage d'hélium est considéré comme terminé lorsque la modification de la concentration d'hélium est $< 0,02\%$ pendant 30 secondes. La durée du test dépasse rarement 10 minutes, même chez les patients avec des anomalies sévères des échanges gazeux [9]. 11) Lorsque l'équilibrage d'hélium est terminé, le patient est déconnecté du gaz de test du système. Si les mesures du VRE et de la CI doivent être liées à la CRF mesurée, il faut veiller à ce que le spiromètre ait un volume adéquat pour effectuer les manœuvres complètes de VRE et de CVI (fig. 5). 12) Il faut obtenir au moins

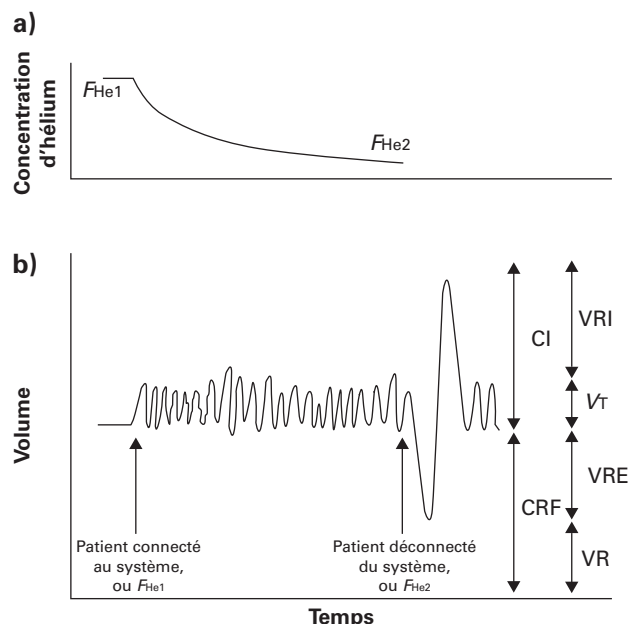


Fig. 5.

Exemple d'un profil acceptable pour un test de dilution d'hélium pour déterminer la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), avec apport continu d'O₂ pour compenser la consommation d'O₂. La baisse de la concentration d'hélium (a) correspond à l'évolution du volume au cours du temps (b). Pour les manœuvres de volume de réserve expiratoire (VRE) et de capacité vitale inspiratoire « liées », le patient ne doit pas être déconnecté du système comme indiqué. F_{He1} : fraction d'hélium au moment où le sujet est connecté à l'appareil ; F_{He2} : fraction d'hélium au moment de l'équilibre ; CI : capacité inspiratoire ; VRI : volume de réserve inspiratoire ; V_T : volume courant ; VR : volume résiduel.

une mesure techniquement satisfaisante. Étant donné le coût et le temps supplémentaires pour faire plusieurs mesures, et la variabilité assez importante d'un jour à l'autre chez un même adulte, il ne faut pas effectuer plus d'une mesure de la CRF_{He} que si les conditions cliniques ou de recherche l'exigent [9]. Si une seule mesure de la CRF_{He} est effectuée, elle doit être interprétée avec prudence. Néanmoins, pour les jeunes enfants, il est recommandé d'effectuer au moins deux mesures techniquement satisfaisantes. Si plus d'une mesure de la CRF_{He} est effectuée, la valeur choisie de la CRF_{He} doit être la moyenne des résultats techniquement acceptables et ne variant pas plus de 10 %.

Contrôle qualité

Avant de tester chaque patient, il faut vérifier les points suivants : niveau d'eau des spiromètres à eau (le cas échéant) ; état de tous les absorbeurs de CO₂ et d'eau ; fonctionnement du ventilateur du circuit (évalué en écoutant) ; et stabilité initiale des signaux d'hélium et de volume. Dans les systèmes pouvant être aisément mis sous pression (par ex. en plaçant un poids au-dessus d'un spiromètre à eau droit), la présence éventuelle de fuites doit être recherchée au moins une fois

dans les 24 heures qui précèdent le test du patient, et après tout changement de tube ou d'absorbeur.

La stabilité de l'analyseur d'hélium doit être confirmée une fois par semaine (la dérive ne peut pas dépasser 0,02 % en 10 minutes). La température doit être validée en suivant la procédure décrite précédemment [19].

La linéarité de l'analyseur d'hélium doit être vérifiée périodiquement ou en cas de suspicion de résultats erronés. Cette procédure est effectuée en diluant une concentration mesurée d'hélium avec des volumes d'air connus (erreur maximum de 0,5 % de l'échelle complète, égale à 0,05 % pour 10 % d'hélium). Toutefois, la linéarité des analyseurs d'hélium actuels est très stable. Si la stabilité de la linéarité de l'analyseur d'hélium a été démontrée (par ex. par des vérifications hebdomadaires sur plusieurs mois), des vérifications trimestrielles ou semestrielles semblent dès lors suffisantes, car aucune donnée actuelle ne permet de dire que la linéarité de tous les appareils doit être vérifiée plus souvent. Des contrôles biologiques mensuels sont recommandés et utiles, car ils testent non seulement l'appareil, mais aussi les procédures utilisées par les techniciens.

Calculs

Pour autant que le sujet soit connecté au spiromètre à la CRF , la CRF_{He} peut être calculée à partir des formules citées précédemment (y compris dans l'introduction et la théorie sur la mesure de la CRF par dilution de l'hélium).

En ce qui concerne les corrections dans le calcul de la CRF_{He} , il faut tenir compte des points suivants. 1) La CRF_{He} est déterminée dans des conditions comprises entre ATPS et BTPS, et doit être corrigée en conditions BTPS. 2) Il est recommandé de ne pas faire de corrections pour l'absorption d'hélium. 3) On peut ignorer les facteurs de correction pour l'excrétion d'azote pendant l'équilibre d'hélium, ainsi que les corrections pour la concentration d'hélium lorsque le quotient respiratoire diffère de 1,0 [9]. 4) En ce qui concerne les erreurs dues à la connexion/déconnexion, en pratique, les patients ne sont pas toujours à la CRF lorsqu'ils sont connectés au circuit du spiromètre. Ces corrections doivent être effectuées à partir du tracé du spiromètre au moment du relevé de la CRF_{He} (fig. 6). Certains systèmes informatisés enregistrent et tiennent compte automatiquement des erreurs dues à la connexion au système, mais il est toujours préférable d'avoir des enregistrements de spirométrie continus pour que les ajustements effectués par l'ordinateur pour les erreurs dues à la connexion puissent être confirmés par le technicien.

Mesure des volumes pulmonaires par des techniques d'imagerie

Chez les sujets avec des difficultés de coopération, la mesure des volumes pulmonaires par radiographie peut être plus réalisable que les mesures physiologiques. La définition

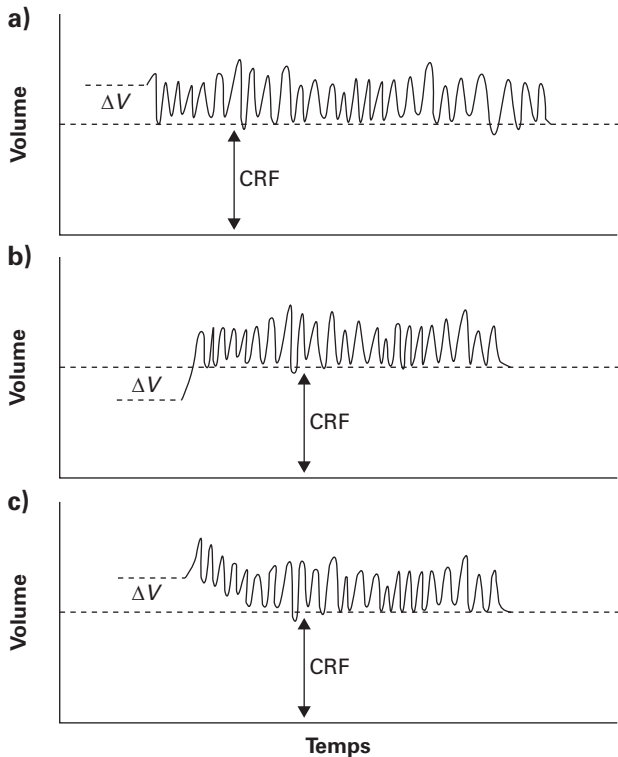


Fig. 6. Spirogrammes du volume en fonction du temps, avec des exemples lorsque le patient n'est pas connecté au circuit du spiromètre. a) Le patient a été connecté au circuit à un volume pulmonaire plus élevé que la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), et la différence de volume (ΔV) doit être déduite. b) Le patient a été connecté au circuit à un volume pulmonaire inférieur à la CRF, et ΔV doit être ajouté. c) Le patient a été connecté au circuit à un volume pulmonaire réel supérieur à la CRF, et ΔV doit être soustrait. Forme modifiée [16].

du niveau d'inflation pulmonaire au moment de l'acquisition de l'image est évidemment essentielle. Les volumes mesurés de cette manière possèdent leurs propres postulats et limites, et ils ne peuvent être comparés directement aux volumes mesurés par les techniques citées précédemment. Les techniques d'imagerie utilisées chez l'enfant et l'adulte ont été analysées dans un rapport précédent [4], dont on peut tirer les informations qui sont résumées ci-après.

Radiographies conventionnelles

Le principe consiste à relever le contour des poumons sur les clichés thoraciques en incidences antéropostérieure et latérale, déterminer les surfaces ainsi délimitées soit en postulant une géométrie donnée soit en utilisant des planimètres, et dériver le volume. Des ajustements sont effectués en fonction de facteurs de grossissement, des volumes du cœur, des tissus et du sang intrathoracique, et des espaces sous-diaphragmatiques. Chez 6-25 % des sujets, les valeurs de CPT ainsi obtenues différaient de plus de 10 % des valeurs

pléthysmographiques obtenues chez des individus adultes [34]. Ces études sont plus difficiles à réaliser chez l'enfant [35].

Tomodensitométrie

En plus des volumes de la cage thoracique, la TDM estime les volumes de tissu pulmonaire et d'air, et peut aussi estimer le volume de poumon de densité accrue (par ex. infiltrations en plages) ou de densité réduite (par ex. emphysème ou bulles). Dans une étude chez l'enfant, des valeurs comparables ont été observées pour les mesures par TDM et radiographiques comparées à la CPT obtenue par pléthysmographie [36-38]. La TDM a le désavantage d'exposer l'individu à une dose élevée de rayonnements. Cette dose pourra probablement être diminuée de façon importante avec les progrès techniques.

Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) offre l'avantage de produire un grand nombre d'images en peu de temps, permettant ainsi de mesurer des volumes en une seule respiration. Comme pour la TDM, l'IRM permet d'étudier des zones spécifiques du poumon, et d'ajuster la mesure en fonction de la présence éventuelle de liquide et de tissu dans les poumons. Cependant, malgré les avantages d'une absence d'exposition aux rayonnements, l'utilisation de l'IRM pour mesurer le volume gazeux thoracique est limitée par son coût considérable.

Controverses et questions critiques

Les données dans la littérature ne permettent pas de recommander une technique spécifique plutôt qu'une autre, ni de standardiser les techniques d'imagerie pour la mesure des volumes gazeux thoraciques. La question est de savoir si les valeurs de CPT obtenues par des radiographies thoraciques de routine sont suffisamment proches de celles qui sont obtenues dans des laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires. Quelques études indiquent que la CPT radiographique est légèrement inférieure à la CPT obtenue par mesure fonctionnelle [39, 40], mais ceci pourrait être dû à un manque d'explications données au patient pour qu'il arrive à la CPT pendant la procédure radiographique. Les écarts types plus élevés des mesures radiographiques pourraient limiter leur utilité clinique. Chez les patients souffrant de pathologies pulmonaires, la différence entre les mesures radiographiques et les mesures fonctionnelles pourrait être due à des différences dans leur capacité à inclure le tissu occupant les espaces aériens, ce qui expliquerait la tendance de la méthode radiographique à fournir des valeurs plus élevées. Les techniques de TDM et d'IRM permettent de mesurer les volumes intrathoraciques et d'estimer les volumes gazeux pulmonaires après avoir soustrait les estimations des volumes liquides et tissulaires basées sur la densité des images.

Valeurs de référence

Les volumes pulmonaires sont liés au gabarit du corps, la taille debout étant le facteur le plus important. Chez l'enfant et l'adolescent, la croissance du poumon semble prendre du retard par rapport à l'augmentation de la taille pendant la poussée de croissance, et le lien entre le volume pulmonaire et la taille se modifie pendant l'adolescence [41, 42].

Il faut tenir compte de plusieurs facteurs dans la sélection des valeurs prédictives des volumes pulmonaires absolus : correspondance entre la valeur de référence et les populations de patients ; extrapolation appropriée des formules de régression, en fonction de la taille et de la classe d'âge des sujets effectivement étudiés ; et différences de méthodologies entre les laboratoires cliniques et les études ayant établi les valeurs de référence. Des informations complémentaires sont données ailleurs [1].

Préventions des infections

Ce sujet a été décrit en détail dans un document précédent de cette série [19].

Abréviations

Le *tableau I* contient une liste d'abréviations utilisées dans cette série de rapports du groupe de travail avec mention de leur signification.

Tableau I.

Liste des abréviations et significations.

°C	Degré centigrade
µg	microgramme
ATPD	Température ambiante, pression ambiante, air sec
ATPS	Température ambiante et pression saturée en vapeur d'eau
BTPS	Température corporelle (soit 37 °C), pression ambiante saturée en vapeur d'eau
CDVM	Courbe débit-volume maximale
CFC	Chlorofluorocarbone
CI	Capacité inspiratoire
cm	Centimètre
CPT	Capacité pulmonaire totale
CRF	Capacité résiduelle fonctionnelle
CV	Capacité vitale
CVE	Capacité vitale expiratoire
CVF	Capacité vitale forcée
CVI	Capacité vitale inspiratoire
CVIF	Capacité vitale inspiratoire forcée
DEM ₂₅₋₇₅	Débit expiratoire maximal moyen
DEM _{X%}	Débit expiratoire maximal à X% de la CV

DEMM	Débit expiratoire maximal médian
DEM _{X%CV}	Débit expiratoire instantané lorsque X% de la CV ont été expirés
DEP	Débit expiratoire de pointe
DIM	Débit inspiratoire maximal
DIM _{X%}	Débit inspiratoire maximal à X% de la CV
DL _{CO}	Capacité de diffusion du monoxyde de carbone, ou facteur de transfert
DL _{CO} /VA	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone, aussi appelé K _{CO}
DM	Conductance membranaire
DT	Temps de maintien d'un débit >90 % du DEP
F _{A,X}	Fraction du gaz X dans le gaz alvéolaire
F _{A,X,t}	Fraction alvéolaire du gaz X au temps t
F _{E,X}	Fraction du gaz X dans le gaz expiré
F _{I,X}	Fraction du gaz X dans le gaz inspiré
H ₂ O	Eau
Hb	Hémoglobine
Hb _{CO}	Carboxyhémoglobine
Hg	Mercure
Hz	Hertz ; cycles par seconde
K _{CO}	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone (soit DL _{CO} /VA)
kg	Kilogramme
kPa	Kilopascal
L	Litre
L.min ⁻¹	Litres par minute
L.s ⁻¹	Litres par seconde
lb	Livre
LDE	Limitation du débit expiratoire
mg	Milligramme
mL	Millilitre
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
PaO ₂	Pression partielle artérielle d'oxygène
P _B	Pression barométrique
PH ₂ O	Pression partielle de vapeur d'eau
PiO ₂	Pression partielle d'oxygène dans le gaz inspiré
RT	Temps d'augmentation du débit de 10 % à 90 % du DEP
s	Seconde
STPD	Température standard (0 °C), pression standard (101,3 kPa, 760 mmHg) air sec
Ti	Durée de l'inspiration
Tr	Gaz traceur
Tt	Temps total du cycle ventilatoire
VA	Volume alvéolaire
VA,eff	Volume alvéolaire utile
Vc	Volume capillaire pulmonaire
Véch	Volume de l'échantillon de gaz expiré
V _D	Volume de l'espace mort

VEMS	Volume expiré maximal pendant la première seconde
VEM _t	Volume expiré maximum en t secondes
VGT	Volume gazeux thoracique
V _I	Volume inspiré
VMM	Ventilation maximale minute
VR	Volume résiduel
VRE	Volume de réserve expiratoire
VRI	Volume de réserve inspiratoire
V _T	Volume courant
θ (theta)	Capture spécifique du CO par le sang

Remerciements

J. Wanger : Pharmaceutical Research Associates, Inc., Lenexa, KS, USA ; J.L. Clausen : University of California, San Diego, CA, USA ; A. Coates : Hospital for Sick Children, Toronto, ON, Canada ; O.F. Pedersen : University of Aarhus, Aarhus, Danemark ; V. Brusasco : Università degli Studi di Genova, Genova, Italie ; F. Burgos : Hospital Clinic Villarroya, Barcelona, Espagne ; R. Casaburi : Harbor UCLA Medical Center, Torrance, CA, USA ; R. Crapo and R. Jensen : LDS Hospital, Salt Lake City, UT, USA ; P. Enright : 4460 E Ina Rd, Tucson, AZ, USA ; C.P.M. van der Grinten : University Hospital of Maastricht, Maastricht, Pays Bas ; P. Gustafsson : Queen Silvia Children's Hospital, Gothenburg, Suède ; J. Hankinson : Hankinson Consulting, Inc., Valdosta, GA, USA ; D.C. Johnson : Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MA, USA ; N. MacIntyre : Duke University Medical Center, Durham, NC, USA ; R. McKay : Occupational Medicine, Cincinnati, OH, USA ; M.R. Miller : University Hospital Birmingham NHS Trust, Birmingham, Royaume-Uni ; D. Navajas : Universitat de Barcelona – IDIBAPS, Barcelona, Espagne ; R. Pellegrino : Azienda Ospedaliera S. Croce e Carle, Cuneo, Italie ; G. Viegi : CNR Institute of Clinical Physiology, Pisa, Italie.

Les participants initiaux à l'atelier ATS/NHLBI (et leurs affiliations au moment où l'atelier a eu lieu) étaient : E. Bancalari (University of Miami, Miami, FL, USA) ; R.A. Brown (Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA) ; J.L. Clausen (University of California, San Diego, CA, USA) ; A.L. Coates (Hospital for Sick Children, Toronto, Canada) ; R. Crapo (LDS Hospital, Salt Lake City, UT, USA) ; P. Enright (University of Arizona, Tucson, AZ, USA) ; C. Gaultier (Hopital Robert Debre, Paris, France) ; J. Hankinson (NIOSH, Morgantown, WV, USA) ; R.L. Johnson Jr (University of Texas, Dallas, TX, USA) ; D. Leith (Kansas State University, Manhattan, KS, USA) ; C.J.L. Newth (Children's Hospital, Los Angeles, CA, USA) ; R. Peslin (Vandoeuvre Les Nancy, France) ; P.H. Quanjer (Leiden University, Leiden, The Netherlands) ; D. Rodenstein (Cliniques St. Luc, Bruxelles, Belgique) ; J. Stocks (Institute of Child Health, London, UK) ; et J.-C. Yernault (Hôpital Erasme, Bruxelles, Belgique).

Références

- Pellegrino R, Viegi G, Brusasco V, Crapo RO, Burgos F, Casaburi R, Coates A, van der Grinten CP, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, Johnson DC, MacIntyre N, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pedersen OF, Wanger J : Interpretative strategies for lung function tests. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 948-68.
- Clausen JL, Coates AL, Quanjer PH : Measurement of lung volumes in humans: reviews and recommendations from an ATS/ERS workshop. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 1205-6.
- Stocks J, Quanjer PH : Reference values for residual volume, functional residual capacity and total lung capacity. ATS Workshop on Lung Volume Measurements. Official Statement of The European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 492-506.
- Clausen JL : Measurement of absolute lung volumes by imaging techniques. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 2427-31.
- Clausen JL : Lung volume equipment and infection control. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 1928-32.
- Leith DE, Brown R. Human lung volumes and the mechanisms that set them. *Eur Respir J* 1999 ; 13 : 468-72.
- Hankinson JL, Stocks J, Peslin R : Reproducibility of lung volume measurements. *Eur Respir J* 1997 ; 11 : 787-90.
- Bancalari E, Clausen JL : Pathophysiology of changes in absolute lung volumes. *Eur Respir J* 1998 ; 12 : 248-58.
- Brown R, Enright P, Leith D : Multiple-breath helium dilution measurements of lung volumes in adults. *Eur Respir J* 1998 ; 11 : 246-55.
- Gaultier C, Crapo RO : Effects of nutrition, growth hormone disturbances, training, altitude, and sleep on lung volumes. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 2913-9.
- Coates AL, Peslin R, Rodenstein D, Stocks J : Measurement of lung volumes by plethysmography. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 1415-27.
- Newth CJ, Enright P, Johnson RL Jr : Multiple breath nitrogen wash-out techniques: including measurements with patients on ventilators. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 2174-85.
- NHLBI workshop. Consensus statement on measurement of lung volumes in humans. www.thoracic.org/adobe/lungvolume.pdf. Date last updated: 30 December 2003. Date last accessed: 19 July 2005.
- ACCP/ATS Joint Committee. Pulmonary terms and symbols. *Chest* 1975 ; 67 : 583-93.
- Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Fabbri LM, Matthys H, Pedersen OF, Peslin R, Roca J, Sterk PJ, Ulmer WT : Symbols, abbreviations, and units. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, S85-S100.
- Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault JC : Lung volumes and forced ventilatory flows. Report Working Party, Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal and European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, 5-40.
- Quanjer PH, Sly PD, Stocks J : Respiratory function measurements in infants: symbols, abbreviations and units. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 1039-56.
- Quanjer PH, Sly PD, Stocks J : Lung volumes and ventilatory flows. Report Working Party, Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal and European Respiratory Society. *Pediatr Pulmonol* 1997 ; 24 : 2-11.
- Miller MR, Crapo R, Hankinson J, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Enright P, van der Grinten CP, Gustafsson P, Jensen R, Johnson DC, MacIntyre N, McKay R, Navajas D, Pedersen OF, Pellegrino R, Viegi G, Wanger J ; ATS/ERS Task Force : General considerations for lung function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 153-61.

- 20 Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Crapo R, Enright P, van der Grinten CP, Gustafsson P, Jensen R, Johnson DC, MacIntyre N, McKay R, Navajas D, Pedersen OF, Pellegrino R, Viegi G, Wanger J : Standardisation of spirometry. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 319-38.
- 21 Shore SA, Huk O, Mannix S, Martin JG : Effect of panting frequency on the plethysmographic determination of thoracic gas volume in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 128 : 54-9.
- 22 DuBois AB, Botelho SY, Bedell GN, Marshall R, Comroe JH : A rapid plethysmographic method for measuring thoracic gas volume: a comparison with a nitrogen washout method for measuring functional residual capacity in normal subjects. *J Clin Invest* 1956 ; 35 : 322-6.
- 23 American Thoracic Society : Standardization of spirometry. 1994 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 1107-36.
- 24 Peslin R, Gallina C, Rotger M : Methodological factors in the variability of lung volume and specific airway resistance measured by body plethysmography. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1987 ; 23 : 323-7.
- 25 Rodenstein DO, Stanescu DC : Frequency dependence of plethysmographic volume in healthy and asthmatic subjects. *J Appl Physiol* 1983 ; 54 : 159-65.
- 26 Zarins LP, Clausen JC : Body plethysmography. In: Clausen JL, ed. Pulmonary function testing guidelines and controversies. Equipment, methods, and normal values. Academic Press, New York, 1982 ; pp. 141-153.
- 27 Emmanuel G, Briscoe WA, Courmand A : A method for the determination of the volume of air in the lungs: measurement in chronic obstructive pulmonary emphysema. *J Clin Invest* 1960 ; 20 : 329-37.
- 28 Brunner JX, Wolff G, Cumming G, Langenstein H : Accurate measurement of N₂ volumes during N₂ washout requires dynamic adjustment of delay time. *J Lab Physiol* 1985 ; 59 : 1008-12.
- 29 Courmand A, Baldwin ED, Darling RC, Richards DWJ : Studies on intrapulmonary mixture of gases. IV. The significance of the pulmonary emptying rate and a simplified open circuit measurement of residual air. *J Clin Invest* 1941 ; 20 : 681-9.
- 30 DuBois D, DuBois EF : A formula to estimate the appropriate surface area if height and weight be known. *Arch Intern Med* 1916 ; 17 : 863-71.
- 31 Meneely GR, Kaltreider NL : The volume of the lung determined by helium dilution. Description of the method and comparison with other procedures. *J Clin Invest* 1948 ; 28 : 129-39.
- 32 Corbeel LJ : International symposium on body plethysmography. Comparison between measurements of functional residual capacity and thoracic gas volume in chronic obstructive pulmonary disease. *Prog Respir Res* 1969 ; 4 : 194-204.
- 33 Krumpe PE, MacDannald HJ, Finley TN, Schear HE, Hall J 3rd, Cribbs D : Use of an acoustic helium analyzer for measuring lung volumes. *J Lab Physiol* 1981 ; 50 : 203-9.
- 34 Estimation of lung volumes from chest radiographs. In: Clausen JL, ed. Pulmonary function testing. Guidelines and controversies, equipment, methods, and normal values. Academic Press Inc., New York, 1982 ; pp. 155-163.
- 35 Shephard RJ, Seliger V : On the estimation of total lung capacity from chest x-rays; radiographic and helium dilution estimates on children aged 10-12 years. *Respiration* 1969 ; 26 : 327-36.
- 36 Coxson HO, Hogg JC, Mayo JR, Behzad H, Whittall KP, Schwartz DA, Hartley PG, Galvin JR, Wilson JS, Hunninghake GW : Quantification of idiopathic pulmonary fibrosis using computed tomography and histology. *Am J Respir Crit Care Med* 1997 ; 155 : 1649-56.
- 37 Johnson RL Jr, Cassidy SS, Grover R, Ramanathan M, Estrera A, Reynolds RC, Epstein R, Schutte J : Effect of pneumonectomy on the remaining lung in dogs. *J Appl Physiol* 1991 ; 70 : 849-58.
- 38 Archer DC, Coblentz CL, deKemp RA, Nahnmiac C, Norman G : Automated *in vivo* quantification of emphysema. *Radiology* 1993 ; 188 : 835-8.
- 39 Crapo RO, Montague T, Armstrong JD : Inspiratory lung volumes achieved on routine chest films. *Invest Radiol* 1979 ; 14 : 137-40.
- 40 Kilburn KH, Warshaw RH, Thornton JC, Thornton K, Miller A : Predictive equations for total lung capacity and residual volume calculated from radiographs in a random sample of the Michigan population. *Thorax* 1992 ; 47 : 518-23.
- 41 Degroot EG, Quanjer PH, Wise ME, Van Zomeren BC : Changing relationships between stature and lung volumes during puberty. *Respir Physiol* 1986 ; 65 : 139-53.
- 42 Borsboom GJ, Van Pelt W, Quanjer PH : Pubertal growth curves of ventilatory function: relationship with childhood respiratory symptoms. *Am Rev Respir Dis* 1993 ; 147 : 372-8.