

Revue  
des **Maladies**

# Respiratoires

Organe Officiel de la Société de Pneumologie de Langue Française

Revue des Maladies Respiratoires

# Références

## Édition Française de la série « standardisation des explorations fonctionnelles respiratoires » du groupe de travail ATS/ERS

Coordonnée par C. Straus et T. Similowski  
(traduite de l'anglais à partir de six articles publiés en 2005  
dans l'European Respiratory Journal,  
avec l'aimable autorisation de l'European Respiratory Society)

Indexée dans :  
Medline (Index Medicus)  
EMBASE (Excerpta Medica)  
SCI Search  
Pascal (INIST/CNRS)  
Current Contents/Clinical Medicine

 **MASSON**

Publication périodique bimestrielle



[www.splf.org](http://www.splf.org)

## Éditions Masson

62, rue Camille Desmoulins,  
92442 Issy-les-Moulineaux Cedex.  
Pascal Léger  
Tél. : +33(0)1 71 16 54 12  
Télécopie : +33(0)1 71 16 51 84  
p.leger@masson.fr  
Serveur : <http://www.masson.fr>

## Régie publicitaire

Frédérique Baudoin  
Tél. : +33(0)1 73 28 16 56  
Télécopie : +33(0)1 73 28 16 64  
f.baudoin@masson.fr

## Abonnements

Éditions Masson, Service Abonnements,  
62, rue Camille Desmoulins,  
92442 Issy-les-Moulineaux Cedex.  
Tél. : +33(0)1 71 16 55 99  
Télécopie : +33(0)1 71 16 55 77  
infos@masson.fr  
2006 : 6 numéros  
Abonnements individuels (tous pays)

Particuliers : 199 €

Étudiants<sup>1</sup> : 79 €

<sup>1</sup> et Chefs de clinique ou équivalents en HG, Libéraux inscrits depuis moins de 2 ans et Internes inscrits au DES de Pneumologie (sur justificatif).

## Abonnements institutionnels

France (+ Monaco et Andorre) : 230 €  
Union Européenne (+ Suisse) : 287 €  
Reste du Monde : 307 €  
Prix de vente au n° : 40 €

Les membres de la Société de Pneumologie de Langue Française bénéficient de conditions préférentielles d'abonnement ; se renseigner auprès de la SPLF.

L'abonnement à la Revue des Maladies Respiratoires permet un accès gratuit à la version en ligne de la revue à l'adresse suivante : [www.splf.org](http://www.splf.org) (pour les abonnés membres de la SPLF) ou [www.masson.fr/rmr](http://www.masson.fr/rmr) (pour les autres abonnés).

Les abonnements sont mis en service dans un délai maximum de quatre semaines après réception de la commande et du règlement. Ils démarrent du premier numéro de l'année. Les réclamations pour les numéros non reçus doivent parvenir chez Masson dans un délai maximum de six mois. Les numéros et volumes des années antérieures (jusqu'à épuisement du stock) peuvent être commandés à la même adresse.

Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés réservés pour tous pays.

Toute reproduction ou représentation intégrale ou partielle faite sans l'autorisation de l'éditeur des pages publiées dans le présent ouvrage, par quelque procédé que ce soit, est illicite et constitue une contrefaçon. Seules sont autorisées, d'une part, les reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective et, d'autre part, les courtes citations justifiées par le caractère scientifique ou d'information de l'œuvre dans laquelle elles sont incorporées (art. L. 122-4, L. 122-5 et L. 335-2 du Code de la Propriété intellectuelle).

Des photocopies payantes peuvent être réalisées sous réserve de l'accord de l'éditeur. S'adresser au : Centre Français d'exploitation du droit de copie, 20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris, France.

La Revue des Maladies Respiratoires est gérée par Masson, SAS au capital de 437 502 euros, RCS Nanterre 542.037.031.

Siège : 21, rue Camille Desmoulins,  
92789 Issy-les-Moulineaux Cedex 09.

Président : Daniel Rodriguez

Actionnaire unique :

Elsevier Holding France SAS.

Création graphique : Pierre Finot

Directeur de la Publication : P. Godard

© SPLF, Paris, 2006

Publication périodique bimestrielle

Commission paritaire n° 0307 T 81445

Dépôt légal : à parution

Imprimé par Jouve, à Mayenne (France). D.L. n° 411059U.  
3<sup>e</sup> trimestre 2006.

**MASSON**

## Rédacteur en Chef

J.C. Meurice (Poitiers)

## Rédacteur en Chef Associé

N. Roche (Paris)

## Rédacteurs Adjoints

J.M. Brechot (Bobigny), A. Chaouat (Strasbourg), P. Diot (Tours),  
A.T. Dinh-Xuan (Paris), M. Murriss-Espin (Toulouse), H. Nunes (Bobigny),  
P. Carré (Carcassonne), A. Bergeron (Paris), F.X. Blanc (Paris, Kremlin Bicêtre),  
F. Barlési (Marseille), C. Raheison (Bordeaux), G. Zalzman (Caen),  
E. Marchand (Mont-Godinne, Belgique), C. Barazzone (Genève, Suisse)

## Consultant pour la pneumopédiatrie

J. De Blic (Paris)

## Consultants pour la méthodologie, l'épidémiologie et la santé publique

C. Chouaid (Paris), A. Vergnenegre (Limoges)

## Consultant pour l'imagerie

G. Ferretti (Grenoble)

## Consultant pour la réanimation respiratoire

E. L'Her (Brest)

## Consultant pour la pathologie respiratoire professionnelle

J.C. Dalphin (Besançon), J.C. Pairon (Créteil)

## Consultant pour la physiologie respiratoire

R. Sergysels (Bruxelles, Belgique)

## Consultants en anatomie pathologique

M. Kambouchner (Bobigny), S. Camilleri-Broët (Paris)

## Traducteurs

A.W. Matthews, N. Hopkinson

Adresser tout ce qui concerne la Revue au Rédacteur en chef,

Secrétariat de la Revue des Maladies Respiratoires,

66, boulevard Saint-Michel, 75006 Paris, France.

Tél. : +33(0)1 46 34 03 87

Télécopie : +33(0)1 46 34 58 27

Adresse électronique : [RevMalRespir@splf.org](mailto:RevMalRespir@splf.org)

Présentation et compléments électroniques : [www.splf.org/rmr/](http://www.splf.org/rmr/)

Site d'accès à la soumission électronique : <http://rmr.fontismedia.com/rmr/>

## Société de pneumologie de langue française

Siège social : 66, boulevard Saint-Michel, 75006 Paris.

Tél. : +33(0)1 46 34 03 87

Télécopie : +33 (0)1 46 34 58 27

Adresse électronique : [SPLF@splf.org](mailto:SPLF@splf.org)

## Conseil d'administration

### Membres élus :

P. Godard (Président),

E. Lemarié (Vice-Président),

F. Blanchon (Vice-Président),

D. Piperno (Vice-Président),

F. Bonnaud, P. Camus, J.M. Chavaillon,

B. Delclaux, A. Didier, M. Grivaux, D. Israel Biet,

G. Khayat, J. Lacrocnique, C. Leroyer,

E. Lemarié, J.M. Marcos, F. Martin, D. Muller,

E. Orvoen Frija, J. Le Treut, B. Pigearias, Y. Rogeaux,

S. Salmeron, J.P. Sculier, B. Stach, D. Valeyre

### Secrétaires généraux :

E. Biron (Communication)

P. Carré (Formation Médicale)

A. Didier (Conseil Scientifique)

P. L'Her (Relations Internationales)

### Trésorier :

H. Barbieux

### Rédacteur en Chef

de la Revue des Maladies Respiratoires :

J.C. Meurice

### Rédacteur en Chef d'Info-Respiration

D. Baud

Rédacteur en Chef du Site Internet [www.splf.org](http://www.splf.org)

C. Pison

### Membres de droit :

G. Huchon (CNMR),

J.F. Muir (ANTADIR)

### Bureau de la société

H. Barbieux, D. Baud, E. Biron, F. Blanchon, P. Carré,

A. Didier, P. Godard, J.P. Grignet, E. Lemarié, P. L'Her,

J.C. Meurice, J.P. Orlando, C. Pison

### Conseil scientifique de la société

J. Cadranet, F. Chabot, V. Cottin, B. Crestani, P. Bonniaud,

J. Brouard, A. Didier, M. Hayot, M. Grivaux, R. Louis,

R. Kessler, F. Martini, O. Sitbon, M. Miguères,

T. Perez, F. Soyze, B. Stach, J.M. Tunon de Lora,

I. Tillie Leblond, V. Westeel

---

**Éditoriaux**

- I Traduction française des recommandations ATS-ERS 2005 pour les explorations fonctionnelles respiratoires : un premier pas vers une diffusion internationale pour la pratique quotidienne  
*V. Brusasco*
- II Explorations fonctionnelles respiratoires : dissémination en français des textes de référence européens  
*T. Similowski, C. Straus*

---

**Série du groupe de travail ATS/ERS  
« standardisation des explorations  
fonctionnelles respiratoires »**

- 17S7** Éditorial : recommandations communes de l'ATS et de l'ERS sur les explorations fonctionnelles respiratoires  
*V. Brusasco, R. Crapo, G. Viegi*
- 17S11** Considérations générales sur les explorations fonctionnelles respiratoires  
*M.R. Miller, R. Crapo, J. Hankinson, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, P. Enright, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino, G. Viegi, J. Wanger*
- 17S23** Standardisation de la spirométrie  
*M.R. Miller, J. Hankinson, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, R. Crapo, P. Enright, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino, G. Viegi, J. Wanger*
- 17S47** 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*
- 17S61** Standardisation de la détermination de la diffusion du monoxyde de carbone par la méthode en apnée  
*N. MacIntyre, R.O. Crapo, G. Viegi, D.C. Johnson, C.P.M. van der Grinten, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, P. Enright, P. Gustafsson, J. Hankinson, R. Jensen, R. McKay, M.R. Miller, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino, J. Wanger*
- 17S79** Stratégies d'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires  
*R. Pellegrino, G. Viegi, V. Brusasco, R.O. Crapo, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, J. Hankinson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, M.R. Miller, D. Navajas, O.F. Pedersen, J. Wanger*

---

**Editorials**

- I French version of the 2005 ATS-ERS recommendations for pulmonary function testing: a first step toward international dissemination for clinical practice  
*V. Brusasco*
- II Pulmonary function testing: dissemination in french of the European recommendations  
*T. Similowski, C. Straus*

---

**Series "ATS/ERS task force: standardisation of lung function testing"**

- 17S7** Editorial: coming together: the ATS/ERS consensus on clinical pulmonary function testing  
*V. Brusasco, R. Crapo, G. Viegi*
- 17S11** General considerations for lung function testing  
*M.R. Miller, R. Crapo, J. Hankinson, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, P. Enright, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino, G. Viegi and J. Wanger*
- 1723** Standardisation of spirometry  
*M.R. Miller, J. Hankinson, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, R. Crapo, P. Enright, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino, G. Viegi, J. Wanger*
- 17S47** Standardisation of the measurement of lung volumes  
*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 and G. Viegi*
- 17S61** Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung  
*N. MacIntyre, R.O. Crapo, G. Viegi, D.C. Johnson, C.P.M. van der Grinten, V. Brusasco, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, P. Enright, P. Gustafsson, J. Hankinson, R. Jensen, R. McKay, M.R. Miller, D. Navajas, O.F. Pedersen, R. Pellegrino and J. Wanger*
- 17S79** Interpretative strategies for lung function tests  
*R. Pellegrino, G. Viegi, V. Brusasco, R.O. Crapo, F. Burgos, R. Casaburi, A. Coates, C.P.M. van der Grinten, P. Gustafsson, J. Hankinson, R. Jensen, D.C. Johnson, N. MacIntyre, R. McKay, M.R. Miller, D. Navajas, O.F. Pedersen and J. Wanger*

## Traduction française des recommandations ATS-ERS 2005 pour les explorations fonctionnelles respiratoires : un premier pas vers une diffusion internationale pour la pratique quotidienne

V. Brusasco

La nécessité de disposer de méthodes standardisées pour l'exploration fonctionnelle respiratoire est depuis longtemps perçue, que ce soit par les sociétés savantes ou les praticiens, et ce des deux côtés de l'Atlantique. Elle procède principalement de la généralisation de la recherche clinique dans le domaine respiratoire et de la globalisation du marché des instruments médicaux. En 2001, les deux principales sociétés savantes respiratoires à l'échelon mondial, l'*American Thoracic Society* et l'*European Respiratory Society*, ont décidé de constituer une commission conjointe pour la standardisation de la pratique de routine des explorations fonctionnelles respiratoires. Cette commission, composée d'experts Européens et Nord-Américains, a produit cinq documents qui ont été publiés en 2005 par l'*European Respiratory Journal*. Les quatre premiers traitent en détail des aspects techniques des explorations le plus souvent employées en clinique et en épidémiologie, c'est-à-dire la spirométrie, les mesures des volumes pulmonaires statiques, et la mesure de la diffusion pulmonaire du monoxyde de carbone. De plus, un cinquième document, utilisable de façon autonome et plus innovateur, a été dédié aux stratégies d'utilisation des explorations fonctionnelles respiratoires pour le diagnostic des affections respiratoires et aux stratégies d'interprétation de ces mêmes. Ces textes de référence ont été publiés en anglais, langue officielle du monde scientifique. Ceci est un gage de leur diffusion, mais aussi une limite à leur utilisation par de nombreux utilisateurs, médecins comme techniciens. Leur traduction dans d'autres langues, validée par des experts nationaux en physiopathologie respiratoire, ne peut à l'évidence qu'être bénéfique à leur utilisation aussi large que possible en Europe et dans le monde non-anglophone. Pour cette raison, ce premier effort dans ce sens par les collègues Français est le bienvenu, et l'on peut qu'espérer qu'il sera suivi par d'autres.

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

## Explorations fonctionnelles respiratoires : dissémination en français des textes de référence européens

T. Similowski<sup>1, 2</sup>, C. Straus<sup>2, 3</sup>

En 1993, l'*European Respiratory Journal* publiait au sein d'un numéro supplémentaire une série de textes officiels décrivant la standardisation des explorations fonctionnelles respiratoires les plus couramment pratiquées en routine [1-4], et, au-delà, les règles de bonne pratique correspondantes. Ce document faisait entrer dans la modernité les recommandations « historiques » de la Communauté Européenne du Charbon et de l'Acier [5]. Dès 1994, conscient de l'importance des enjeux pour les pneumologues, le Comité de Rédaction de la *Revue des Maladies Respiratoires* alors dirigé par Bruno Housset prenait l'initiative de publier une version française de ces textes [6]. La traduction avait été effectuée avec talent et rigueur par le Dr Philippe Brenier, et ce fascicule spécial trouva rapidement sa place à côté d'innombrables spiromètres et pléthysmographes, à l'hôpital ou en cabinet, dans le privé ou dans le public. La réalisation du numéro avait, pour des raisons techniques, été confiée à une société extérieure aux éditions Masson. Cette société n'a malheureusement pas conservé les fichiers électroniques ayant servi à la préparation du fascicule spécial, et il s'est avéré au début des années 2000 que les multiples demandes de réédition que recevait le Comité de Rédaction de la *Revue* allaient devoir rester lettres mortes. Il a alors été décidé, avec l'appui sans réserve du Conseil d'Administration de la Société de Pneumologie de Langue Française, de réaliser à fonds perdus une nouvelle version des recommandations en français de 1994. Cette nouvelle version [7], composée en un temps record grâce au professionnalisme de M. Pascal Léger, responsable de la *Revue* chez Masson a été cantonnée au support électronique par souci d'économies. Mise en ligne en 2001 [8], elle a immédiatement connu un succès foudroyant. Au cours des trois premières années de disponibilité, cette réédition a été téléchargée à près de 3000 reprises, soit plus de fois qu'il n'y a de pneumologues en France ! Aucun autre argument n'est nécessaire pour se convaincre du bien-fondé de l'opération. Les pneumologues sont soucieux de réaliser des explorations fonctionnelles respiratoires de qualité et de les interpréter avec rigueur, l'engouement pour ce document en atteste.

<sup>1</sup> Service de Pneumologie et Réanimation, Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, Assistance Publique - Hôpitaux de Paris, Paris France.

<sup>2</sup> Université Paris Pierre et Marie Curie- Paris 6, UPRES EA 2397, Paris, France.

<sup>3</sup> Service Central d'Explorations Fonctionnelles Respiratoires, Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, Assistance Publique - Hôpitaux de Paris, Paris France.

**Correspondance** : T. Similowski  
Service de Pneumologie et Réanimation,  
Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, 47-83 Boulevard de l'Hôpital,  
75651 Paris Cedex 13.  
thomas.similowski@psl.ap-hop-paris.fr

La réédition 2001 de la version française des recommandations de l'*European Respiratory Society* n'a bien sûr été possible qu'avec l'accord et le soutien de celle-ci. Au moment de la prise de contact correspondante, le Comité de Rédaction de la *Revue des Maladies Respiratoires* a été informé qu'une mise à jour des recommandations, fruit d'un groupe de travail mixte de l'*European Respiratory Society* et de l'*American Thoracic Society*, était en préparation. L'idée d'en publier en temps utile une version française a immédiatement été acceptée par la SPLF, et les accords nécessaires ont été trouvés. Ainsi, dès la publication du premier article rapportant les travaux du groupe de travail ATS-ERS en juillet 2005, le Comité de Rédaction de la *Revue* a pu lancer le processus de traduction qui conduit en septembre 2006, moins d'un an après la parution du dernier article de la série originale (*ATS/ERS task force: standardisation of lung function testing*) dans l'*European Respiratory Journal*, à la mise en ligne du présent document. L'éditorial d'ouverture de la série et les cinq textes qui la constituent [9-13] sont ici traduits. Une version papier verra peut-être le jour en 2007, en fonction du résultat de négociations avec l'ERS et l'ATS sur la question des droits. Quoiqu'il en soit, la SPLF et la *Revue des Maladies Respiratoires* restent avec cette opération à la pointe de la diffusion en français de recommandations internationales dans le domaine de la pathologie respiratoire (voir à cet égard la version française des recommandations ATS-ERS sur l'exploration des muscles respiratoires [14], ou le texte sur la classification internationale des pneumopathies interstitielles diffuses [15]). Il ne semble en effet exister aucune démarche similaire dans d'autres langues, allemand, italien, espagnol, ou autre.

Concernant l'exploration fonctionnelle respiratoire, la dissémination de recommandations en français va très certainement au-delà d'un simple exercice de style. Les textes qu'a produits le groupe de travail commun ERS-ATS traitent de très nombreux aspects de la spirométrie, de la mesure des volumes pulmonaires, de la mesure de la diffusion du monoxyde de carbone. Ils abordent parfois des points très techniques. Sans aucunement vouloir faire injure aux aptitudes linguistiques des pneumologues français, il est illusoire de penser que ces éléments puissent avoir une utilité directe s'ils ne sont accessibles qu'en anglais, et ce qu'il s'agisse d'améliorer le niveau métrologique des explorations fonctionnelles respiratoires au quotidien, d'améliorer la sécurité des patients vis-à-vis des risques infectieux, ou de suivre un canevas standardisé d'interprétation.

Comme pour tout texte de consensus, celui-ci est fait de compromis. L'éditorial d'ouverture en témoigne clairement [9] (cf. version française ci-après), laissant entendre qu'au sein du groupe de travail tout n'a pas toujours été rose pendant l'élaboration du document. Ceci se ressent parfois dans l'écriture du texte original, qui n'est pas sans comporter certaines ambiguïtés. L'anglais technique se prêtant mieux que le français au « flou artistique », les coordinateurs de cette version française

ont donc parfois été amenés à prendre quelques libertés avec la traduction « au plus près » qu'a réalisée avec un immense talent Marie-Claire Parrot. Chacun peut trouver à redire à la version originale comme à la version française, et considérer que telle ou telle recommandation manque de clarté ou de réalisme, que telle ou telle prise de position sur une interprétation est discutable, etc. Il faut alors lancer le débat pour permettre à la communauté pneumologique d'en profiter et faire progresser les prochaines recommandations (rnr@splf.org).

## Références

- 1 Cotes JE, Chinn DJ, Quanjer PH, Roca J, Yernault JC : Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). Report working party standardization of lung function tests, european community for steel and coal. Official statement of the european respiratory society. *Eur Respir J Suppl* 1993 ; 16 : 41-52.
- 2 Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Fabbri LM, Matthys H, Pedersen OF, Peslin R, Roca J, Sterk PJ, Ulmer WT : Symbols, abbreviations and units. Working party standardization of lung function tests, european community for steel and coal. *Eur Respir J Suppl* 1993 ; 16 : 85-100.
- 3 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. Official statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 16 : 5-40.
- 4 Sterk PJ, Fabbri LM, Quanjer PH, Cockcroft DW, O'Byrne PM, Anderson SD, Juniper EF, Malo JL : Airway responsiveness. Standardized challenge testing with pharmacological, physical and sensitizing stimuli in adults. Report working party standardization of lung function tests, european community for steel and coal. Official statement of the european respiratory society. *Eur Respir J Suppl* 1993 ; 16 : 53-83.
- 5 Quanjer PE : Standardized lung function testing. Report working party standardization of lung function tests, european community for coal and steel. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1983 ; 19 (suppl 5) : 1-95.
- 6 Société de Pneumologie de Langue Française : Édition française des recommandations européennes pour les explorations fonctionnelles respiratoires. *Rev Mal Respir* 1994 ; 11 : numéro supplémentaire.
- 7 Société de Pneumologie de Langue Française : Seconde édition française des recommandations européennes pour les explorations fonctionnelles respiratoires. *Rev Mal Respir* 2001 ; 18 : 6S7-6S119. (fascicule électronique spécial) <http://www.Splf.Org/rnr/acceslibre/recoefrvf.Htm>.
- 8 Brusasco V, Crapo R, Viegi G : Coming together: The ats/ers consensus on clinical pulmonary function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 1-2.
- 9 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.
- 10 Macintyre N, Crapo RO, Viegi G, Johnson DC, van der Grinten CP, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Enright P, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pedersen OF, Pellegrino R, Wanger J : Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 720-35.

- 11 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 : 511-22.
  - 12 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.
  - 13 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 : General considerations for lung function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 153-61.
  - 14 Société de Pneumologie de Langue Française : Edition française des recommandations conjointes de l'american thoracic society et de l'european respiratory society "ats-ers statement on respiratory muscle testing". *Rev Mal Respir* 2004 ; 21 : 4S1-4S167. (<http://www.splf.org/rmt/accesLibre/MusclesRespiratoiresVF.htm>).
  - 15 Cottin V, Capron F, Grenier P, Cordier JF : Pneumopathies interstitielles diffuses idiopathiques. Classification de consensus international multidisciplinaire de l'american thoracic society et de l'european respiratory society, principales entités anatomo-cliniques, et conduite du diagnostic. *Rev Mal Respir* 2004 ; 21 : 299-318.
-



## Recommandations communes de l'ATS et de l'ERS sur les explorations fonctionnelles respiratoires

V. Brusasco<sup>1</sup>, R. Crapo<sup>2</sup>, G. Viegi<sup>3</sup>

Depuis 1979, l'*American Thoracic Society* (ATS) [1-6] et l'*European Respiratory Society* (ERS) [7-9] publient et mettent à jour des recommandations pour la standardisation des explorations fonctionnelles respiratoires. De plus, ces deux sociétés ont organisé plusieurs ateliers traitant de ces questions et qui ont conduit à la publication de plusieurs rapports [10, 11]. En 1995, des experts européens se sont joints aux experts de l'ATS pour actualiser les standards de la spirométrie et de la détermination de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone par la méthode en apnée ( $DL_{CO}$ ), mais cette collaboration n'a pas permis de déboucher sur la publication de recommandations conjointes. Bien que concordantes dans leur ensemble, les opinions des experts européens et américains concernant la spirométrie et la  $DL_{CO}$  présentaient en effet des divergences non négligeables et elles furent publiées séparément par l'ATS et l'ERS. En ce qui concerne la mesure des volumes pulmonaires, des recommandations officielles ont été publiées par l'ERS [7, 10] mais non par l'ATS.

Depuis quelques années, d'importantes initiatives « globales » ont vu le jour dans le domaine du diagnostic et du traitement des maladies respiratoires, et le marché mondial des instruments servant à tester la fonction respiratoire s'est considérablement élargi. Le besoin d'harmoniser les explorations fonctionnelles respiratoires s'est naturellement fait sentir partout dans le monde. L'ATS et l'ERS ont donc décidé de créer un groupe de travail conjoint chargé d'actualiser et d'homogénéiser les recommandations pour les explorations fonctionnelles respiratoires, avec l'espoir que d'autres organismes et sociétés savantes s'approprient ces nouvelles recommandations. C'est d'ailleurs d'ores et déjà le cas, puisqu'un comité oeuvrant sous l'égide du Forum International des Sociétés de Pneumologie (FIRS) vient de commencer ses travaux sur les explorations fonctionnelles respiratoires en s'inspirant des documents publiés par l'ATS et l'ERS.

Notre groupe de travail était composé de 19 experts possédant une compétence reconnue dans le domaine des explorations fonctionnelles respiratoires. Le groupe a travaillé sur la

<sup>1</sup> Médecine interne, Université de Gênes, Italie.

<sup>2</sup> Pulmonary Division, LDS Hospital, Salt Lake City, UT, USA.

<sup>3</sup> Institut de Physiologie Clinique, Conseil National de la Recherche (CNR), Pise, Italie.

**Ce document est la traduction de :** Brusasco V, Crapo R, Viegi G. Coming together: the ATS/ERS consensus on clinical pulmonary function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 1-2.

**Correspondance :** V. Brusasco  
Médecine interne, Université de Gênes, Viale Benedetto XV, 6,  
Gênes I-16132, Italie.  
Fax : 10 3537690.  
vito.brusasco@unige.it

base d'un document unique (*one-draft*) divisé en cinq sections ; chacune des sections était discutée au sein d'un sous-groupe restreint, puis l'ensemble des sections faisait l'objet d'un débat général devant le comité réuni au complet. De l'avis général, les recommandations précédemment publiées par chacune des deux sociétés étaient difficiles à exploiter à cause d'un excès de détails et de l'absence d'index. L'un des objectifs a donc été de modifier la présentation et d'inclure un index plus complet. Nous nous sommes efforcés de rendre le document plus exploitable que ses prédécesseurs, pour permettre aux utilisateurs d'y trouver facilement ce qu'ils cherchent.

Entre sa création en 2001 et l'approbation finale de ses travaux en 2005, le Groupe de Travail, agissant dans le cadre du « new millennium project » s'est réuni à maintes reprises et a connu des débats parfois houleux, face à face, par échange de courriels, et par conférences téléphoniques. Nous considérons comme un succès le simple fait que tous les participants soient demeurés actifs au sein du Groupe, sans aucune démission, jusqu'à ce que des compromis satisfaisants soient trouvés. Conformément à la décision commune, les nouvelles recommandations font l'objet d'une publication sous la forme d'une série de cinq articles apparaissant dans des numéros consécutifs de l'*European Respiratory Journal*, en commençant par le présent numéro où apparaît un premier document, consacré à des considérations générales sur les explorations fonctionnelles respiratoires [12].

Le chapitre consacré à la spirométrie [13], rédigé principalement par M.R. Miller et J. Hankinson, est un modèle de clarté d'expression et guide pas à pas le lecteur à travers toutes les étapes cruciales des explorations, de l'instrumentation jusqu'au contrôle qualité de la procédure. La recommandation de pouvoir exporter les données sous un format standardisé pour tous les appareils constitue l'un des progrès les plus significatifs par rapport aux documents précédents. Ceci n'interdit pas aux fabricants de matériel de stocker les données fournies sous un format propriétaire, mais les contraint, à partir de ce format, à offrir la possibilité d'une sortie standardisée. Cela signifie que les utilisateurs ne seront plus prisonniers d'un fabricant particulier pour alimenter leurs bases de données et qu'il deviendra relativement simple de transférer des données de spirométrie vers des bases de données extérieures, par exemple gérées par des organismes de santé où elles pourront être exploitées afin d'orienter la prise en charge des patients atteints de maladies respiratoires. Ces données pourront également être utilisées pour la recherche clinique, notamment pour des études menées dans le but d'établir l'efficacité des explorations fonctionnelles respiratoires dans la prise en charge des malades. En outre, le texte adopte la terminologie de métrologie définie par l'Organisation Internationale de Normalisation ([www.iso.org](http://www.iso.org)).

Le chapitre consacré à la détermination de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone par la méthode en apnée ( $DL_{CO}$ ) [14] rédigé principalement par N. MacIntyre,

R. Crapo, G. Viegi, D.C. Johnson et C.P.M. van der Grinten, a suscité une controverse, tout d'abord lors de la rédaction du projet initial, puis de nouveau à la lecture des commentaires des experts. Les divergences concernaient, principalement, l'ajustement de la  $DL_{CO}$  en fonction du volume pulmonaire (c'est-à-dire, l'utilisation du rapport  $DL_{CO}/\text{volume alvéolaire}(VA)$ ) et la manière d'interpréter des valeurs ajustées et non ajustées. Tous les experts étaient cependant d'avis que la relation entre la  $DL_{CO}$  et la VA est complexe et que le simple rapport  $DL_{CO}/VA$  ne permet pas nécessairement de « corriger » une  $DL_{CO}$  diminuée « quantitativement » par la réduction du VA. Il y eut également bon nombre de débats sur les ajustements en fonction des concentrations d'hémoglobine et de carboxyhémoglobine. Nous avons décidé, à partir du constat de leur sous-utilisation, de recommander les ajustements de la  $DL_{CO}$  en fonction et de l'hémoglobinémie et de la carboxyhémoglobinémie, tout en précisant que ces ajustements devaient être faits en fonction des valeurs de référence et non pas en fonction des valeurs mesurées. Après la finalisation du document, plusieurs membres du comité ont été interrogés « officieusement » sur la manière dont ils utilisent le rapport  $DL_{CO}/VA$  dans leur activité quotidienne. La gamme des réponses, de « *je ne l'utilise pas du tout* » ou de « *je ne le fais pas figurer sur le compte-rendu* » à « *j'en dis toujours quelque chose dans mon interprétation* » s'est avérée un bon reflet de la diversité des opinions exprimées lors de l'examen des propositions.

Une telle diversité d'opinions parmi les experts suggère que des recherches plus poussées sur la pertinence clinique du rapport  $DL_{CO}/VA$  sont nécessaires avant de pouvoir envisager son intégration dans une future version des présentes recommandations. La décision d'utiliser le terme  $DL_{CO}$  au lieu de l'expression « *facteur de transfert du monoxyde de carbone* » ( $TL_{CO}$ ) n'a pas suscité de débat parmi les membres du groupe. Le Groupe de Travail a jugé à l'unanimité que l'expression  $TL_{CO}$  est plus correcte tant du point de vue terminologique que scientifique, mais que l'expression  $DL_{CO}$  est tellement consacrée par l'usage que cela lui vaut la primauté. Les modifications de la  $DL_{CO}$  sous l'effet de l'effort physique ou du changement de position n'ont pas été abordées, même s'il est admis que de telles modifications peuvent fournir une mesure de l'étendue du recrutement capillaire et par conséquent être utiles sur un plan clinique. Cette question pourra faire l'objet d'un ajout dans une publication ultérieure.

Le chapitre consacré à la mesure du volume pulmonaire [15] rédigé principalement par J. Wanger, J.L. Clausen, A. Coates et O.F. Pedersen, s'inspire en grande partie d'un document publié à l'issue d'un *workshop* international organisé en 1990 grâce au financement du *National Heart Lung and Blood Institute* (NHLBI). Ce très volumineux document n'a jamais été publié dans sa totalité, mais ceux que son contenu détaillé intéresse peuvent y accéder en se rendant sur le site internet de l'ATS [16]. Le nouveau document résume de façon claire

et concise tous les aspects techniques importants et décrit les limites des méthodes actuelles utilisées pour la mesure des volumes pulmonaires. Le rôle et le rapport coût-bénéfice de la mesure des volumes pulmonaires dans le diagnostic des maladies respiratoires ont vraisemblablement constitué l'un des principaux points de controverse du Groupe de Travail.

Le chapitre consacré aux stratégies d'interprétation [17] rédigé principalement par R. Pellegrino, G. Viegi, P. Enright, V. Brusasco et R. Crapo, a donné lieu à des échanges animés concentrés principalement sur deux sujets. Ce chapitre souligne l'importance de la sélection de valeurs de référence adéquates ainsi que du choix des limites inférieures appropriées pour les plages de valeurs normales. Il comprend également une liste très complète d'études de référence publiées et donne des indications sur la manière de prendre en compte les différences ethniques. Toutefois, le Comité considère qu'il est impossible de recommander un ensemble de valeurs de référence unique et que des travaux supplémentaires méritent d'être entrepris dans ce domaine. Ce chapitre propose, en outre, un algorithme d'interprétation détaillé qui précise le rôle de chaque test dans le cadre d'une évaluation diagnostique réalisée selon les critères de l'état de l'art dans un laboratoire d'explorations fonctionnelles respiratoires intégré à un établissement hospitalier. Toutefois, l'utilisation d'un tel algorithme n'est pas présentée comme revêtant un caractère obligatoire et des approches plus simples auront toujours leur place dans des contextes différents, en gardant bien sûr à l'esprit les limites liées à leur caractère plus rudimentaire. L'évaluation de la réversibilité de la broncho-constriction fait l'objet d'une analyse plus détaillée que dans les documents précédents et il est rappelé qu'un certain nombre de patients atteints de broncho-pneumopathie chronique obstructive ont tendance à répondre par une amélioration des volumes pulmonaires plutôt que par une augmentation du VEMS.

Comme dans toute tentative de ce type, les recommandations proposées ici ne sont pas parfaites mais reflètent l'état actuel des connaissances dans le domaine étudié. Il convient, par conséquent, de les considérer comme un guide de bonnes pratiques cliniques jusqu'à ce que de nouvelles avancées scientifiques permettent de les faire évoluer. Une tâche pour l'avenir pourrait être la standardisation des comptes-rendus des explorations fonctionnelles respiratoires dans le but de présenter les données essentielles sous une forme permettant de « faciliter la compréhension et l'interprétation des informations ». [18].

## Remerciements

Au nom de tout le groupe, nous souhaitons remercier E. Wouters (Maastricht, Pays-Bas) pour sa contribution initiale au projet ainsi que B. Culver (Seattle, WA, USA) pour les suggestions utiles qu'il nous a apportées au cours de la révision. Nous sommes aussi reconnaissants à P. Silvi (Pisa, Italy)

et à J. Embry (Salt Lake City, UT, USA) pour leur aide en matière éditoriale.

## Références

- 1 American Thoracic Society : Snowbird workshop on standardization of spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1979 ; 119 : 831-8.
- 2 American Thoracic Society : Standardization of Spirometry.1987 update. *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 136 : 1285-98.
- 3 American Thoracic Society : Single breath carbon monoxide diffusing capacity (transfer factor). Recommendations for a standard technique. *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 136 : 1299-1307.
- 4 American Thoracic Society : Lung function testing: selection of reference values and interpretative strategies. *Am Rev Respir Dis* 1991 ; 144 : 1202-18.
- 5 American Thoracic Society : Standardization of spirometry: 1994 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 1107-36.
- 6 American Thoracic Society : Single breath carbon monoxide diffusing capacity (transfer factor). Recommendations for a standard technique - 1995 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 2185-98.
- 7 Quanjer PH, ed. : Standardized lung function testing. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Coal and Steel. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1983 ; 19 : Suppl. 5, 1-95.
- 8 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. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, 5-10.
- 9 Cotes JE, Chinn DJ, Quanjer PH, Roca J, Yernault JC : Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, 41-52.
- 10 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.
- 11 Clausen JL, Coates AL, Quanjer PH : Measurement of lung volumes in humans: review and recommendations from an ATS/ERS workshop. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 1205-6.
- 12 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.
- 13 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.
- 14 MacIntyre N, Crapo RO, Viegi G, Johnson DC, van der Grinten CP, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Enright P, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pedersen OF, Pellegrino R, Wanger J : Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 720-35.

- 15 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 : 511-22.
  - 16 NHLBI workshop consensus document on lung volumes. [www.thoracic.org/adobe/lungvolume.pdf](http://www.thoracic.org/adobe/lungvolume.pdf). Accessed: May 19 2005.
  - 17 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.
  - 18 Grasbeck R : The evolution of the reference value concept. *Clin Chem Lab Med* 2004 ; 42 : 692-7.
-

## Considérations générales sur les explorations fonctionnelles respiratoires

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

### Table des matières

<b>Généralités</b> .....	17S12	Contamination croisée .....	17S14
<b>Définitions</b> .....	17S12	Spiromètres volumétriques .....	17S15
<b>Considérations à propos des patients</b> .....	17S12	Tuberculose .....	17S15
Contre-indications .....	17S12	Hémoptysie et plaies de la cavité buccale .....	17S15
Position .....	17S12	Autres maladies infectieuses transmissibles connues .....	17S15
<b>Caractéristiques des patients</b> .....	17S12	Filtres à usage unique .....	17S15
Âge, taille et poids .....	17S12	Conception des matériels .....	17S16
Traitement .....	17S13	Niveau de risque infectieux .....	17S16
Préparation des patients .....	17S13	<b>Qualifications du personnel et rôle du technicien dans le contrôle qualité</b> .....	17S17
<b>Caractéristiques des laboratoires</b> .....	17S13	Qualifications du personnel .....	17S17
<b>Hygiène et prévention des infections</b> .....	17S14	Rôle du technicien dans le contrôle qualité .....	17S17
Transmission par contact direct .....	17S14	<b>Valeurs de référence</b> .....	17S18
Transmission par contact indirect .....	17S14	<b>Stratégies d'interprétation</b> .....	17S18
Prévention .....	17S14	<b>Abréviations</b> .....	17S18
Contamination des techniciens de laboratoires .....	17S14		

**Ce document est la traduction de :** 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. General considerations for lung function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 153-161.

**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.

## Généralités

Le groupe de travail chargé de la préparation des recommandations conjointes de l'*American Thoracic Society* (ATS) et de l'*European Respiratory Society* (ERS) sur les explorations fonctionnelles respiratoires a estimé que la présentation de ces recommandations devait faire l'objet d'une adaptation afin de faciliter leur utilisation tant par le personnel technique que clinique. La présente recommandation expose en détail des procédures qui sont communes à un grand nombre de méthodes d'explorations respiratoires et qui sont donc décrites séparément. Une liste des abréviations utilisées dans tous les documents est aussi incluse dans ce chapitre.

## Définitions

Tous les termes et abréviations utilisés dans ce document sont conformes au rapport du Comité Conjoint sur la Nomenclature Pulmonaire de l'*American College of Chest Physicians* et de l'ATS [1]. Les définitions des termes de métrologie telles qu'approuvées par l'Organisation Internationale de normalisation (ISO) sont recommandées [2] et certains termes importants sont définis de la manière suivante :

– l'**exactitude** correspond à l'écart de l'accord entre le résultat d'une mesure et la valeur vraie conventionnelle.

– la **répétabilité** correspond à l'écart de l'accord entre les résultats des mesures successives d'une même grandeur, ces mesures étant effectuées dans la totalité des conditions suivantes : même mode opératoire, même observateur, même instrument de mesure, même lieu, mêmes conditions d'utilisation et répétition des mesures sur une courte période de temps. Dans de précédentes publications, c'était le terme *reproductibilité* qui était utilisé dans ce contexte. Ce changement part de la volonté de mettre la présente série de documents en conformité avec les recommandations de l'ISO.

– la **reproductibilité** correspond à l'écart de l'accord entre les résultats des mesures successives d'une même grandeur, ces mesures étant effectuées en faisant varier certaines conditions telles que : la méthode de mesure, l'observateur, l'instrument de mesure, le lieu, les conditions d'utilisation ou le temps. En d'autres termes, si un technicien teste à plusieurs reprises un même sujet, c'est la *répétabilité* du test qui est considérée. Si on administre ensuite un bronchodilatateur au sujet et que l'on répète le test après 30 minutes, il est nécessaire de connaître la *reproductibilité* du test afin de pouvoir arriver à une conclusion sur la base de la comparaison des valeurs relevées avant et après l'administration du bronchodilatateur.

– la **gamme de mesure** d'un appareil d'enregistrement correspond à l'étendue des valeurs pour laquelle le fabricant spécifie que le dispositif est conforme aux recommandations qui suivent.

– la **résolution** d'un appareil correspond à la plus petite différence que cet appareil est capable de mesurer.

## Considérations générales à propos des patients

### Contre-indications

Dans une minorité de cas, les explorations fonctionnelles respiratoires peuvent être physiquement éprouvantes pour les patients. Il est recommandé de s'abstenir de tester des sujets au cours du mois qui suit un infarctus du myocarde et il est à craindre que chez les patients atteints des pathologies énumérées dans le *tableau I* il puisse s'avérer impossible d'obtenir des résultats optimaux ou répétables.

### Position

Les tests peuvent indifféremment être réalisés en position assise ou debout mais cette information doit toujours figurer dans le rapport [3, 4]. Pour des raisons de sécurité, cependant, on préférera la position assise afin d'éviter toute chute due à un malaise. Le siège doit comporter des accoudoirs mais pas de roulettes. Si le malade est en fauteuil roulant, on prendra soin d'en verrouiller les roues. Si le test est réalisé en position debout, il est recommandé de placer une chaise derrière le sujet ou le malade pour qu'il puisse s'asseoir rapidement en cas de malaise. Chez les sujets obèses ou présentant une surcharge pondérale prédominante autour de l'abdomen, il est plus facile d'obtenir une inspiration plus profonde en position debout ; ainsi, des volumes et des débits expiratoires forcés plus élevés seront plus facilement obtenus si ces personnes sont testées en position debout. Chez les sujets de poids normal, les valeurs obtenues sont généralement les mêmes que les tests soient pratiqués en position assise ou debout. Il importe cependant de toujours utiliser la même position dans le cadre d'études longitudinales.

## Caractéristiques des patients

### Âge, taille et poids

L'âge, la taille et le poids des patients (portant des vêtements d'intérieur, sans chaussures) doivent être relevés pour le calcul des valeurs de référence. L'âge doit être exprimé en années. La taille et le poids doivent être exprimés dans les unités en usage dans le pays concerné et doivent correspondre aux unités utilisées dans les formules de référence choisies. L'indice de masse corporelle doit être calculé en  $\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$ .

### Tableau I.

Pathologies pouvant conduire à des résultats d'explorations fonctionnelles pulmonaires sub-optimaux.

Douleur thoracique ou abdominale, quelle qu'en soit la cause
Douleur buccale ou faciale exacerbée par la mise en bouche de l'embout buccal
Incontinence urinaire d'effort
Confusion mentale ou démenç

La taille doit être mesurée chez un patient déchaussé, pieds joints, le corps aussi droit et étiré que possible, les yeux regardant droit devant. Il convient d'utiliser un appareil de mesure précis. Pour les patients atteints d'une déformation de la cage thoracique, telle qu'une cyphoscoliose, il convient d'utiliser la mesure de l'envergure des membres supérieurs d'une extrémité à l'autre des doigts, comme estimation de la taille corporelle. On mesure l'envergure des membres supérieurs en demandant au sujet de se tenir debout contre un mur avec les bras étendus, de façon à obtenir la distance maximum entre l'extrémité des deux majeurs. Une équation de régression prenant en compte la mesure de l'envergure des membres supérieurs, le groupe ethnique, le sexe et l'âge a été proposée, et permet de rendre compte de 87 % de la variance de la taille mesurée en position debout [5] avec une erreur type d'estimation comprise entre 3,0 et 3,7 cm. L'utilisation de rapports fixes entre l'envergure des membres supérieurs et la taille (par ex. : taille = envergure des membres supérieurs/1,06) permet d'obtenir une assez bonne estimation de la taille, sauf aux valeurs extrêmes. La qualité des estimations reposant sur l'utilisation d'un rapport fixe est cependant toujours inférieure à celle donnée par l'équation de régression. Ainsi, l'estimation de la taille au moyen de rapports fixes taille/envergure introduit-elle un degré d'incertitude supplémentaire au regard de l'expression de la grandeur fonctionnelle respiratoire en pourcentage des valeurs prédites, et peut s'avérer être une source d'erreur diagnostique [6]. La mesure de la hauteur des genoux peut être envisagée chez les personnes handicapées chez qui la mesure de l'envergure des membres supérieurs pourrait s'avérer difficile à recueillir [7, 8].

### Traitement

L'opérateur doit noter le type et la posologie de tout traitement médicamenteux suivi (qu'il soit inhalé ou administré per os) et susceptible d'affecter la fonction pulmonaire, et indiquer le moment de la dernière prise.

### Préparation des patients

Les patients doivent respecter les restrictions décrites par le *tableau II*, dont la liste doit leur être communiquée au moment de la prise du rendez-vous. À l'arrivée du patient, il convient de vérifier tous ces points et de consigner tout écart dans le dossier du patient (*tableau II*).

#### Tableau II.

Activités à éviter avant de se soumettre à une exploration fonctionnelle respiratoire dans un laboratoire.

---

Fumer moins d'une heure avant les examens
Consommer de l'alcool moins de 4 heures avant les examens
Se livrer à un exercice physique intense moins de 30 min avant les examens
Porter des vêtements qui limitent la pleine expansion thoracique et abdominale
Consommer un repas copieux moins de 2 heures avant les examens

---

Avant et pendant les explorations, les patients doivent être aussi détendus que possible. La décision de suspendre ou non les bronchodilatateurs de courte durée d'action ou de longue durée d'action est de nature clinique, et dépend du motif de l'examen. Si l'examen est réalisé pour diagnostiquer une maladie respiratoire, il est recommandé d'arrêter les bronchodilatateurs ; si, par contre, l'examen est réalisé pour analyser la réponse à un traitement en cours, on pourra choisir de maintenir les bronchodilatateurs.

Il convient de demander aux patients de desserrer tout vêtement trop serré. Les appareils dentaires sont normalement laissés en place, mais s'ils sont mal fixés et risquent de gêner les manœuvres exploratoires ils devront être retirés.

### Caractéristiques des laboratoires

Il convient de relever systématiquement la température ambiante, la pression barométrique et l'heure de réalisation de l'examen. Pour la plupart des explorations fonctionnelles respiratoires, la température ambiante est une variable importante, qui est mesurée le plus souvent directement par l'appareil utilisé. La façon dont cette grandeur est mesurée puis utilisée peut varier selon les instruments. Par exemple, elle peut être mesurée à l'aide d'un simple thermomètre ou d'un thermistor interne. Quelle que soit la méthode utilisée, il incombe au laboratoire de confirmer l'exactitude des mesures de température et il appartient au fabricant de décrire ou de fournir un moyen efficace pour contrôler leur exactitude. Le fabricant est également dans l'obligation de fournir des instructions sur les dispositions à prendre lorsque l'exactitude des mesures de température ne peut être confirmée.

Idéalement, la répétition d'explorations fonctionnelles respiratoires chez un patient donné au sein d'une structure donnée implique la réception par le même opérateur que lors de l'examen précédent, l'utilisation des mêmes instruments, et le respect à deux heures près de l'heure de réalisation des examens.

L'ordre dans lequel les explorations fonctionnelles sont réalisées doit tenir compte de la nécessité d'optimiser le flux des tâches du laboratoire, de la possibilité qu'ont les différents examens de s'influencer les uns les autres ainsi que de la capacité du sujet à réaliser les tests. Le *tableau III* propose un ordre de réalisation des explorations.

Un intervalle suffisant doit être respecté entre les examens, comme cela est précisé dans les sections suivantes de cette série de publications. Il est possible d'envisager un ordre différent de celui proposé par le *tableau III* (par exemple mesure des volumes pulmonaires statiques, puis de la capacité de diffusion, puis études dynamiques, inhalation d'un bronchodilatateur suivies de la reprise des études dynamiques selon la séquence spirométrie-courbe débit-volume-débit expiratoire de pointe), mais on veillera toujours à conserver le même ordre chez un patient donné pour éviter d'introduire une variabilité imprévue dans les résultats des explorations. Le choix de l'ordre des examens doit prendre en considération l'effet

**Tableau III.**

Proposition d'une séquence de réalisation des explorations fonctionnelles respiratoires au laboratoire.

Études dynamiques : spirométrie, boucle débit-volume, DEP*
Volumes pulmonaires statiques
Inhalation d'un bronchodilatateur (le cas échéant)
Capacité de diffusion
Reprise des études dynamiques (dans le cas de l'administration d'un bronchodilatateur)

\* DEP : Débit expiratoire de pointe.

potentiel d'une épreuve sur la suivante. Par exemple, la mesure de la capacité de diffusion pulmonaire du monoxyde de carbone ( $DL_{CO}$ ) effectuée immédiatement après la mesure de la capacité pulmonaire totale (CPT) par rinçage de l'azote peut être perturbée en raison de l'augmentation de la quantité d'oxygène dans les poumons, à moins de laisser un intervalle suffisant entre les deux manœuvres pour permettre à la concentration d'oxygène de revenir à la normale ; de même, les manœuvres effectuées en ventilation courante peuvent être perturbées par la réalisation immédiatement préalable d'une manœuvre d'expiration maximale forcée. L'administration de bronchodilatateurs peut modifier les volumes pulmonaires statiques et réduire la distension d'une valeur pouvant atteindre 0,5 l [9]. Bien que les bronchodilatateurs ne semblent pas modifier la capacité de diffusion du monoxyde de carbone lorsqu'elle est mesurée par la méthode Jones-Meade, ils peuvent permettre d'obtenir, dans environ 10 % des cas, une mesure de la capacité de diffusion qui n'aurait pas été possible avant leur administration [10].

## Hygiène et prévention des infections

Le but de la prévention des infections est d'éviter la contamination des patients et du personnel par des agents infectieux au cours des explorations fonctionnelles respiratoires. Même si le nombre de cas documentés de telles contaminations est très limité, le risque est, néanmoins, bien réel (voir la section : *Niveau de risque d'infection*). Les recommandations qui suivent concernent le matériel utilisé pour la spirométrie, la mesure de la capacité de diffusion ainsi que celle des volumes pulmonaires. Les agents pathogènes peuvent également être transmis par les oxymètres de pouls et les nébuliseurs utilisés pour l'administration des bronchodilatateurs [11, 12]. Bien que le risque d'accident d'exposition au sang soit une réalité en explorations fonctionnelles respiratoires, le présent article ne traite pas des risques associés à l'analyse des gaz du sang artériel. Les laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires qui pratiquent l'analyse des gaz du sang sont tenus de respecter les mêmes procédures de protection et de lutte contre les infections que les laboratoires d'analyses biologiques.

On peut distinguer la transmission d'infections au cours d'explorations fonctionnelles respiratoires par contact direct et par contact indirect.

### Transmission par contact direct

Lors d'explorations fonctionnelles respiratoires, il existe un risque de transmission d'agents infectieux lors du contact direct avec le matériel utilisé. Les embouts buccaux constituent la source la plus probable de telles contaminations, avec les surfaces des valves et tuyaux situés immédiatement à leur proximité. Ce risque concerne certains agents responsables d'infections de l'appareil respiratoire haut, certains agents responsables d'infections digestives (transmission manu portée), et les agents de certaines infections transmises par le sang. Bien que la transmission des virus de l'hépatite et du VIH par la salive soit improbable, une contamination devient possible dès lors qu'il existe une plaie ouverte de la muqueuse buccale ou un saignement des gencives.

### Transmission par contact indirect

Ce mode de contamination concerne des agents infectieux susceptibles d'être émis sous forme d'aérosols par un patient. Il s'agit de la tuberculose, de diverses infections virales, de certaines infections opportunistes, et de certaines pneumonies nosocomiales

*Les embouts buccaux constituent un facteur favorisant de telles contaminations, ainsi que les surfaces des valves et tuyaux situés immédiatement à leur proximité<sup>1</sup>.*

### Prévention

#### Contamination des techniciens de laboratoire

Il est possible de prévenir la transmission des infections aux techniciens de laboratoire manipulant des spiromètres contaminés par un lavage soigneux des mains et l'utilisation de dispositifs « barrière », dont le port de gants appropriés. Pour éviter à la fois l'exposition des techniciens et le risque de contaminations croisées par leur canal, le lavage des mains doit être systématique immédiatement après la manipulation directe des embouts buccaux, des tubulures, des valves de ventilation et des parois internes des spiromètres. En cas de plaies ou de coupures sur les mains, le technicien doit porter des gants lors de la manipulation de tout appareil potentiellement contaminé. Un lavage soigneux des mains doit être effectué après chaque patient. Les recommandations et techniques de lavage des mains à respecter dans le cadre des explorations fonctionnelles respiratoires ont été amplement décrites par ailleurs [13].

#### Contamination croisée

Pour éviter la contamination croisée, les éléments réutilisables tels que les embouts buccaux, les tubes, les valves de ventilation et les collecteurs doivent être désinfectés ou stérilisés régulièrement. Les embouts buccaux, les pince-nez ou tout

<sup>1</sup> NDLR : cette phrase figure dans le document original du groupe de travail ; il est néanmoins difficile d'en percevoir le sens exact, la transmission indirecte n'impliquant par définition pas de nécessité de contact direct avec un matériel.



autre dispositif en contact avec les muqueuses doivent être désinfectés, stérilisés ou, s'ils sont jetables, éliminés après chaque utilisation. La fréquence optimale de désinfection ou de stérilisation des tubes, des valves ou des collecteurs n'a pas fait l'objet de recommandations précises. Toutefois, tout appareil dont la surface recueille de la condensation provenant de l'air expiré devra être désinfecté ou stérilisé avant réemploi.

L'utilisation d'agents de stérilisation à froid présente certains risques. Par conséquent, lors du maniement de ces produits, le personnel de laboratoire doit avoir soin de respecter les précautions recommandées par le fabricant. Certaines méthodes de stérilisation peuvent endommager les matériels d'explorations fonctionnelles respiratoires. Ainsi, la stérilisation à chaud et certains produits chimiques utilisés pour la stérilisation à froid peuvent endommager les débitmètres, les tubes ou les joints d'étanchéité. Il appartient aux fabricants de fournir une description claire et complète des méthodes de nettoyage et de désinfection de leur matériel et de préciser la nature et la concentration des produits chimiques préconisés ainsi que les précautions de sécurité que les techniciens doivent observer. S'il est impératif de se conformer aux recommandations du fabricant, d'éventuelles recommandations émises, par exemple, par le service de prévention des infections d'une institution prennent généralement le pas sur ces recommandations, ainsi d'ailleurs que sur celles qui sont contenues dans le présent document. Si les recommandations émanant du service de prévention des infections de l'hôpital conduisent à un risque d'endommager les instruments, des discussions entre ce service et les responsables des explorations fonctionnelles respiratoires doivent avoir lieu afin d'établir le compromis le moins mauvais possible.

### **Spiromètres volumétriques**

Les spiromètres à circuit fermé doivent être purgés entre chaque patient, en y faisant circuler au minimum cinq fois le volume d'air ambiant correspondant à la capacité volumétrique totale de l'appareil. Cette manœuvre vise à éliminer les gouttelettes. La tubulure et l'embout buccal doivent être décontaminés ou changés après chaque patient.

En cas d'utilisation d'une technique à circuit ouvert au cours de laquelle le patient ne fait qu'expirer dans le spiromètre, seule la partie du circuit accessible à la réinspiration doit être décontaminée avant d'être utilisée par un autre patient. Par exemple, si l'on utilise un pneumotachomètre, il faut soit éviter de faire inspirer le patient à travers le dispositif soit décontaminer ou remplacer l'élément résistif et les tubes après chaque utilisation. Une autre solution consiste à utiliser un capteur à usage unique. S'ils sont utilisés correctement, ces capteurs permettent de faire l'économie de la décontamination de l'embout et du capteur (voir la section *Filtres à usage unique*).

Si l'on utilise une technique à circuit ouvert (spiromètre volumétrique ou débitmétrique) au cours de laquelle le patient n'inspire pas à partir du système de mesure, seul l'embout devra être changé ou décontaminé après chaque patient. Toutefois, il est difficile, voire impossible, de garantir que les patients n'inspirent effectivement pas à travers le système. Pour

éviter tout risque d'inhalation, il est possible d'utiliser une valve unidirectionnelle à faible résistance, mais il faut s'assurer au préalable que celle-ci ne modifie pas les caractéristiques métrologiques du dispositif de mesure. Le fait de ne pas disposer d'un tracé inspiratoire rend l'évaluation de la qualité du test difficile. Aussi, cette méthode doit-elle être utilisée avec précaution. En principe, tout démontage, nettoyage et remplacement du capteur nécessite le réétalonnage du spiromètre.

### **Tuberculose**

Dans les situations où le risque de transmission de la tuberculose (ou d'autres maladies transmissibles par le canal de gouttelettes aérosolisées) est élevé, des techniques d'assainissement de l'environnement appropriées comme la ventilation, le filtrage de l'air ou la décontamination par rayons ultra-violetts doivent être mises en œuvre.

### **Hémoptysie et plaies de la cavité buccale**

Des précautions particulières doivent être prises lors de la réalisation d'explorations fonctionnelles respiratoires chez des patients atteints d'hémoptysie ou présentant des plaies ouvertes de la muqueuse buccale ou un saignement des gencives. Les tubes et valves doivent être décontaminés avant chaque réutilisation et on aura soin de traiter les parois internes du spiromètre avec des produits désinfectants efficaces contre les agents infectieux transmis par voie sanguine.

### **Autres maladies infectieuses transmissibles connues**

Des précautions supplémentaires sont nécessaires au regard des patients connus comme porteurs de maladies infectieuses transmissibles. Les précautions à envisager, sont, par exemple : 1) dédier du matériel qui sera utilisé exclusivement pour l'examen des patients infectés ; 2) tester ces patients à la fin de la journée pour permettre le démontage et la désinfection du spiromètre ; 3) tester ces patients dans leur chambre en prévoyant une ventilation adaptée ainsi que le port de protections efficaces par les techniciens.

### **Filtres à usage unique**

Les filtres à usage unique peuvent représenter une méthode efficace et moins coûteuse pour éviter la contamination du matériel. Cependant, l'influence que les filtres à usage unique actuellement disponibles sur le marché exercent sur la mesure de la capacité vitale forcée (CVF) et du volume expiré maximal pendant la première seconde (VEMS) n'a pas été caractérisée avec précision. Il a été démontré qu'un dispositif barrière de faible impédance n'avait pas d'effet notable sur la CVF ni sur le VEMS [14]. Par contre, il a également été montré qu'un filtre barrière peut provoquer une diminution limitée mais non négligeable du VEMS (-44 ml) et du débit expiratoire de pointe (DEP :  $-0,47 \text{ l.s}^{-1}$ ), mais ne paraît affecter ni le  $DL_{CO}$  ni le volume alvéolaire ou la CPT [15]. Des différences significatives ont été relevées entre les mesures avec et sans filtre de la CVF, du VEMS, de la résistance des voies aériennes et de la conductance spécifique des voies aériennes (sGaw) [16]. Ces différences n'étaient pas proportionnelles aux valeurs moyennes des mesures (sauf pour sGaw), et pour

pratiquement toutes les grandeurs étudiées les limites de concordance des mesures avec et sans filtre ne sortaient pas de la plage de répétabilité intra-sujet à court terme. Ainsi, on peut considérer que l'interposition sur le circuit de mesure d'un filtre à usage unique dont les caractéristiques sont optimisées pour l'exploration fonctionnelle respiratoire n'induit pas d'effets cliniquement significatifs et n'entraîne pas d'erreur appréciable de classification pour les tests diagnostiques.

Si on utilise des filtres à usage unique, il convient de s'assurer qu'après mise en place de ces filtres, le système de mesure satisfait aux critères minimums d'exactitude, de précision (reproductibilité), de résistance à l'écoulement et de contre-pression. La résistance à l'écoulement de l'air doit être mesurée après installation des filtres. Les fabricants de filtres à usage unique destinés à l'exploration fonctionnelle respiratoire doivent être en mesure de fournir la preuve que ces filtres ne modifient pas les résultats des explorations fonctionnelles respiratoires standard (CV, CVF, VEMS, DEP, DEM<sub>25-75</sub>, CPT et DL<sub>CO</sub>).

En l'absence de preuve de la réalité du risque de transmission d'infections au cours d'épreuves fonctionnelles respiratoires et en l'absence d'un bénéfice manifeste, l'utilisation systématique de filtres à usage unique n'est pas obligatoire à condition que toutes les précautions mentionnées dans la section *Prévention* ci-dessus soient respectées.

L'utilisation de ces filtres prête à controverse. Certains spiromètres, en particulier ceux qui sont intégrés dans les systèmes d'exploration multifonction, sont dotés de valves à voies multiples qui sont situées à proximité des tuyaux de ventilation. L'intérieur de ces valves comporte de nombreuses surfaces sur lesquelles des gouttelettes d'aérosols provenant des flux expiratoires peuvent se déposer. En raison de leur complexité, il peut être difficile de démonter et de désinfecter ces valves entre chaque patient. L'utilisation de filtres à usage unique peut alors être recommandée, dans la mesure où ils ont démontré leur efficacité à éliminer les microorganismes de l'air expiré et à prévenir leur déposition sous forme d'aérosol sur les surfaces des spiromètres. En revanche, les filtres en ligne sont relativement inefficaces lorsqu'il s'agit d'éliminer les microorganismes dans des courants à fort débit tels que ceux qui sont produits au cours des explorations fonctionnelles respiratoires et des cas de contamination d'instrument ont été décrits malgré la présence de filtres [17-20]. Il existe cependant des filtres-barrière hautement efficaces (efficacité supérieure à 99 %) dans l'élimination des bactéries [21, 22], mais leur performance dans l'élimination des plus petits microorganismes tels que les virus n'est pas connue. Du point de vue des coûts, une économie globale a été décrite dans un laboratoire d'explorations fonctionnelles respiratoires grâce à l'utilisation de filtres à usage unique [17], par comparaison avec une stratégie d'hygiène fondée sur la désinfection itérative des matériels.

L'utilisation de filtres à usage unique ne dispense en rien de la nécessité de nettoyer et décontaminer régulièrement les appareils d'explorations fonctionnelles respiratoires.

### Conception des matériels

Il est recommandé aux fabricants de matériels d'explorations fonctionnelles respiratoires de se concentrer sur le développement de matériels faciles à démonter pour rendre le nettoyage et la désinfection plus aisés. Il est recommandé aux acheteurs de s'enquérir des procédures de nettoyage et de désinfection avant toute acquisition d'un matériel. La décision d'achat devrait prendre fortement en considération des aspects comme la facilité de nettoyage et la clarté des instructions fournies à ce sujet, ainsi que les accessoires et produits chimiques nécessaires à ces opérations.

### Niveau de risque infectieux

L'implication des matériels d'explorations fonctionnelles respiratoires dans la transmission d'infections n'a jamais été démontrée, néanmoins, il existe des indices quant à la possibilité d'une telle transmission. Des microorganismes provenant de l'appareil respiratoire de sujets testés ont été retrouvés sur les embouts buccaux et les surfaces proximales des tuyaux par lesquels les sujets ont respiré [19, 23]. Les débits générés lors de manœuvres spirométriques sont suffisamment élevés pour aérosoliser les microorganismes contaminants, même si ce phénomène n'a jamais été prouvé. Il existe un cas de conversion d'un test cutané à la tuberculine décrit à la suite d'une exposition à un spiromètre précédemment utilisé chez un patient atteint de tuberculose [24]. De même, un centre a relevé des preuves indirectes montrant que l'utilisation de matériel d'explorations fonctionnelles respiratoires contaminé peut être responsable de l'augmentation de la prévalence des infections à *Burkholderia cepacia* chez des patients atteints de mucoviscidose [25]. Il a été démontré que les systèmes intégrant des pneumotachomètres sont moins sensibles aux infections bactériennes que les spiromètres à eau [26]. D'autre part, on sait que l'eau de ville peut être contaminée par des agents tels que *Mycobacteria* spp. et *Pseudomonas aeruginosa* [27-29]. Ainsi, le risque que le personnel de santé ainsi que les patients soient à l'origine de la présence de microorganismes sur les spiromètres (notamment sur les embouts, les pince-nez, les tubes ainsi que les surfaces extérieures et intérieures des composants) est bien réel, et ces microorganismes risquent ensuite de contaminer, directement ou indirectement, d'autres patients ou soignants.

Ceci ne constitue cependant pas un risque majeur chez du personnel de santé ou des patients dont le système immunitaire n'est pas compromis. Concernant les patients immunodéprimés, l'idée a souvent été avancée qu'une quantité faible d'agents opportunistes ou de pathogènes communs peut suffire à provoquer une infection, mais il n'existe aucune preuve directe que les explorations fonctionnelles respiratoires de routine représentent pour ces personnes un risque accru d'infection.

Le souci de protection des patients immunodéprimés ainsi que la sensibilisation grandissante du public et des personnels de santé à la problématique des maladies nosocomiales ont incité, depuis le début des années 1990, nombre de

directeurs de laboratoires à utiliser systématiquement les filtres à usage unique afin de rassurer les patients et le personnel de laboratoire sur la prise en compte effective de leur protection.

## Qualifications du personnel et rôle des techniciens dans le contrôle qualité

### Qualifications du personnel

Dans une précédente publication, l'ATS avait émis des recommandations concernant le personnel de laboratoire appelé à effectuer des explorations fonctionnelles respiratoires [30]. Au nombre des critères minimum figurait une formation de base et un entraînement suffisants pour permettre au technicien de comprendre les fondements théoriques des épreuves, reconnaître les signes les plus courants des maladies respiratoires et exploiter les résultats des explorations fonctionnelles respiratoires. L'ATS recommandait également que les responsables médicaux de laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires reçoivent une formation adaptée et soient responsables de toutes les explorations fonctionnelles respiratoires réalisées au sein de l'institution où ils exercent [31]. Depuis la publication de ces recommandations, les appareils et les méthodes de réalisation des d'explorations fonctionnelles respiratoires ont gagné en complexité. Les ordinateurs ont permis de diminuer le nombre de mesures manuelles de routine nécessaires mais il en est résulté des besoins en formation nouveaux et plus pointus. Le contenu et la durée des formations ont dû être étendus pour faire face à ces nouvelles exigences.

D'après les recommandations actuelles, le niveau minimum de formation préconisé pour permettre à un technicien chargé des explorations fonctionnelles respiratoires de maîtriser l'ensemble des tâches qui lui incombent est un diplôme de fin d'études secondaires suivi de deux ans de formation universitaire.

Pour les explorations fonctionnelles respiratoires, une formation mettant l'accent sur les sciences de la santé (soins infirmiers, formation d'auxiliaire médical, thérapie respiratoire, etc.) est souhaitable. Une formation théorique ne suffit pas à donner les compétences nécessaires à la réalisation des explorations fonctionnelles respiratoires. Pour être en mesure d'effectuer ces examens, les techniciens doivent être familiarisés avec les aspects théoriques mais aussi pratiques de l'ensemble des techniques les plus communément utilisées, ainsi qu'avec les différents procédés de mesure et d'étalonnage et les techniques d'hygiène et de contrôle qualité. Ils doivent également posséder des connaissances de base en physiopathologie pulmonaire. Aux États-Unis, le National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) a développé un programme type de formation et supervise le contenu des cours de formation à la spirométrie. Ces formations de 2 ou 3 jours enseignent les principes fondamentaux de la spirométrie et comportent un volet pratique. Les ateliers pratiques permet-

tent à de petits groupes de stagiaires de se mettre en situation sous la supervision d'un instructeur expérimenté. Les stagiaires doivent faire la preuve de leur capacité à préparer et à réaliser correctement un test de spirométrie et démontrer leurs compétences dans d'autres domaines comme, par exemple, celui de l'étalonnage des appareils et de la reconnaissance de manœuvres inadéquates interdisant l'interprétation fiable des résultats.

Les auteurs de ce document recommandent la mise en place d'un programme de formation à la spirométrie semblable à celui qui est approuvé par le NIOSH. La compétence des candidats sera vérifiée par un examen comprenant des épreuves écrites et pratiques (par exemple, réalisation de tests pratiques et d'étalonnage) effectuées en présence d'un instructeur qualifié. En Europe, la formation est différente selon les pays. Lors de son congrès annuel, l'ERS organise régulièrement des formations post-universitaires par l'intermédiaire d'une assemblée spécifique : *Assembly 9 for Allied Respiratory Professionals*.

Il est également recommandé de participer à des formations de mise à jour des compétences dans le domaine de la spirométrie. Ces formations permettent aux techniciens en charge des explorations de se tenir au courant des évolutions des standards de la spirométrie et d'apprendre les nouvelles techniques. Ces formations permettent aussi de donner des réponses aux questions qui n'ont pas été abordées au cours de la formation initiale. Un certain nombre d'organismes comme la *Lung Health Study* [32], le *National Health and Nutrition Examination Survey* [33, 34] et l'*American College of Occupational and Environmental Medicine* [35] insistent sur la nécessité de telles formations de remise à niveau. Leur fréquence dépend d'un grand nombre de facteurs qui varient selon les individus. Une formation de mise à jour tous les 3 à 5 ans environ, ou peu après la publication de nouvelles normes, est recommandée. Bien que les formations dispensées à l'intérieur des établissements permettent parfois d'atteindre les objectifs souhaités, les responsables de laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires sont très vivement encouragés à prendre la mesure des bénéfices apportés par les programmes de formation officiels dispensés par des organismes extérieurs.

### Rôle du technicien dans le contrôle qualité

Le contrôle qualité est important pour garantir que le laboratoire respecte constamment les standards requis. Un élément clé dans tout programme de contrôle qualité est le recueil des procédures qui précisent les méthodes d'étalonnage, les modalités d'exécution des tests, les calculs, les critères, les sources des valeurs de référence et les mesures à prendre lorsque des valeurs « alarmantes » sont observées. Un registre ou toute autre système d'archivage doit être prévu afin de documenter, pour s'y référer ultérieurement, les étalonnages journaliers des instruments, toutes les anomalies du système et les mesures correctives adoptées, ainsi que les mises à jour des logiciels et le renouvellement de matériel. Tout incident concernant un

patient ou un technicien doit être consigné, de même que le résultat de l'analyse de l'incident et le remède apporté. Chaque technicien doit également conserver un dossier de formation continue ainsi que les résultats des évaluations et les appréciations du médecin responsable du laboratoire. L'ATS publie un recueil complet de procédures intitulé *Pulmonary Function Laboratory Management and Procedure Manual* qui est disponible sous forme imprimée et sous forme électronique ([www.thorac.org/education/labmanual.asp](http://www.thorac.org/education/labmanual.asp)) pour permettre aux laboratoires de l'adapter à leurs propres besoins.

Pour l'Europe, des informations techniques sur les explorations fonctionnelles respiratoires sont présentées dans une série de publications de l'*European Respiratory Journal* [36], [42]<sup>2</sup>.

La motivation et l'enthousiasme du technicien sont peut-être les éléments les plus importants de la réussite des explorations fonctionnelles respiratoires. Dans les programmes qualité, un retour d'information auprès des techniciens a démontré son efficacité au regard des performances de ceux-ci pour l'obtention de résultats de spirométrie fiables [32]. Un système qualité qui assure un suivi continu de la performance des techniciens est essentiel pour garantir la qualité des données recueillies. Des appréciations concernant la qualité du travail des techniciens doivent être communiquées régulièrement aux intéressés. Ces appréciations doivent mentionner, au minimum : 1) la nature et le nombre de manœuvres non conformes et de tests effectués non reproductibles ; 2) les mesures correctives préconisées pour que l'intéressé puisse améliorer la qualité de son travail et augmenter le nombre de manœuvres conformes ; 3) des commentaires positifs soulignant les bonnes performances du technicien ; et enfin 4) des observations au sujet du réglage des systèmes et du mode de présentation des résultats.

Il est recommandé aux fabricants d'inclure dans leurs logiciels des outils d'aide au contrôle qualité. Cependant, les techniciens doivent apprendre à ne pas se fier exclusivement aux messages de contrôle qualité générés par ces outils car ceux-ci ne sont pas en mesure d'identifier toutes les erreurs techniques pouvant survenir. On peut envisager une aide au contrôle qualité au moyen d'un programme d'enregistrement des étalonnages précisant la date, l'heure, le nom du technicien et les résultats de vérification de l'étalonnage journalier. Un avertissement pourrait être émis dans le cas où l'étalonnage quotidien n'aurait pas été effectué correctement.

## Valeurs de référence

La sélection des valeurs de référence et l'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires ont fait l'objet de publications détaillées [39, 41-43] et de nouvelles recomman-

dations viennent d'être formulées [44]. Pour choisir des valeurs de référence appropriées au rendu d'un résultat, il est important de prendre en compte l'équipement utilisé pour leur établissement, qui doit être superposable à celui utilisé dans le laboratoire, ainsi que la nature de l'échantillon de population étudié, qui doit comprendre des sujets appartenant aux mêmes tranches d'âge, au même sexe et aux mêmes groupes ethniques que les patients à tester. De même, tous les indices spirométriques doivent être exprimés en fonction de valeurs de référence provenant de la même source (par exemple, les valeurs prédites de la CVF et du VEMS ne doivent pas provenir de sources de valeurs de références différentes de celle qui est utilisée pour exprimer le rapport de Tiffeneau).

## Stratégies d'interprétation

Dans un souci d'évoquer les stratégies d'interprétation de manière exhaustive, l'ATS et l'ERS ont révisé leurs précédentes recommandations [39, 41-43]. Le nouveau document est maintenant disponible [44].

L'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires passe par deux catégories de tâches :

1. l'expression des valeurs mesurées par rapport à une population de référence, et la vérification de la qualité des mesures ;
2. l'intégration des valeurs obtenues dans le processus diagnostique, pronostique et thérapeutique d'un patient particulier.

La première tâche est généralement du ressort du responsable du laboratoire ou de son représentant ; elle n'est pas réalisée uniquement pour communiquer des informations au médecin référent mais fait partie intégrante du système de contrôle qualité du laboratoire. La seconde revient généralement au médecin ayant demandé les examens et fait partie de la prise en charge du patient.

C'est le responsable du laboratoire qui a pour mission d'élaborer des procédures précises pour l'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires et de sélectionner les valeurs de référence appropriées. Il est légitime d'observer des variations dans les méthodes de sélection et d'interprétation des valeurs de référence selon les laboratoires en fonction de leur localisation géographique et des caractéristiques des populations traitées. Mais il importe que la stratégie d'interprétation soit cohérente et prenne en considération les conséquences néfastes de faux positifs et de faux négatifs. On évitera ainsi qu'un médecin référent soit amené à conclure à un changement de l'état d'un patient alors qu'il s'agit, en réalité, d'un changement dans la méthode adoptée par le médecin se livrant à l'interprétation.

## Abréviations

Le *tableau IV* contient une liste d'abréviations utilisées dans la série de rapports rédigés par le Groupe de Travail, avec mention de leur signification.

<sup>2</sup> NDLR : Voir versions françaises publiées dans la Revue des Maladies Respiratoires, via <http://www.splf.org/rmr/accesLibre/RecoEFRvf.htm>.

**Tableau I.**

°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 <sub>25-75</sub>	Débit expiratoire maximal moyen
DEM <sub>X%</sub>	Débit expiratoire maximal à X% de la CV
DEMM	Débit expiratoire maximal médian
DEM <sub>X%CV</sub>	Débit expiratoire instantané lorsque X% de la CV ont été expirés
DEP	Débit expiratoire de pointe
DIM	Débit inspiratoire maximal
DIM <sub>X%</sub>	Débit inspiratoire maximal à X% de la CV
DL <sub>r,CO</sub>	Capacité de diffusion du monoxyde de carbone, ou facteur de transfert
DL <sub>r,CO</sub> /V <sub>A</sub>	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone, aussi appelé K <sub>CO</sub>
DM	Conductance membranaire
DT	Temps de maintien d'un débit >90 % du DEP
F <sub>A,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz alvéolaire
F <sub>A,X</sub> t	Fraction alvéolaire du gaz X au temps t
F <sub>E,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz expiré
F <sub>I,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz inspiré
H <sub>2</sub> O	Eau
Hb	Hémoglobine
Hb <sub>CO</sub>	Carboxyhémoglobine
Hg	Mercure
Hz	Hertz ; cycles par seconde
K <sub>CO</sub>	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone (soit DL <sub>r,CO</sub> /V <sub>A</sub> )
kg	Kilogramme
kPa	Kilopascal
L	Litre
L.min <sup>-1</sup>	Litres par minute
L.s <sup>-1</sup>	Litres par seconde
lb	Livre

LDE	Limitation du débit expiratoire
mg	Milligramme
mL	Millilitre
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
PaO <sub>2</sub>	Pression partielle artérielle d'oxygène
P <sub>B</sub>	Pression barométrique
PH <sub>2</sub> O	Pression partielle de vapeur d'eau
P <sub>I,O<sub>2</sub></sub>	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
T <sub>I</sub>	Durée de l'inspiration
Tr	Gaz traceur
T <sub>T</sub>	Temps total du cycle ventilatoire
V <sub>A</sub>	Volume alvéolaire
V <sub>A,eff</sub>	Volume alvéolaire utile
V <sub>c</sub>	Volume capillaire pulmonaire
Vé <sub>ch</sub>	Volume de l'échantillon de gaz expiré
V <sub>D</sub>	Volume de l'espace mort
VEMS	Volume expiré maximal pendant la première seconde
VEM <sub>t</sub>	Volume expiré maximum en t secondes
VGT	Volume gazeux thoracique
V <sub>I</sub>	Volume inspiré
VMM	Ventilation maximale minute
VR	Volume résiduel
VRE	Volume de réserve expiratoire
VRI	Volume de réserve inspiratoire
V <sub>T</sub>	Volume courant
θ (theta)	Capture spécifique du CO par le sang

## Remerciements

M.R. Miller : University Hospital Birmingham NHS Trust, Birmingham, UK ; R. Crapo and R. Jensen : LDS Hospital, Salt Lake City, UT, USA ; J. Hankinson : Hankinson Consulting, Inc., Valdosta, GA, USA ; V. Brusasco : Università degli Studi di Genova, Genova, Italy ; F. Burgos : Hospital Clinic Villarreal, Barcelona, Spain ; R. Casaburi : Harbor UCLA Medical Center, Torrance, CA, USA ; A. Coates : Hospital for Sick Children, Toronto, ON, Canada ; P. Enright : 4460 E Ina Rd, Tucson, AZ, USA ; C.P.M. van der Grinten : University Hospital of Maastricht, Maastricht, the Netherlands ; P. Gustafsson : Queen Silvias Children's Hospital, Goteborg, Sweden ; D.C. Johnson : Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MA, USA ; N. MacIntyre : Duke University Medical Center, Durham, NC, USA ; R. McKay : Occupa-

tional Medicine, Cincinnati, OH, USA ; D. Navajas : Lab Biofisica I Bioingenieria, Barcelona, Spain ; O.F. Pedersen : University of Aarhus, Aarhus, Denmark ; R. Pellegrino : Azienda Ospedaliera S. Croce e Carle, Cuneo, Italy ; G. Viegi : CNR Institute of Clinical Physiology, Pisa, Italy ; and J. Wanger : Pharmaceutical Research Associates, Inc., Lenexa, KS, USA.

## Références

- 1 Pulmonary terms and symbols : a report of the ACCP-ATS Joint Committee on Pulmonary Nomenclature. *Chest* 1975 ; 67 : 583-93.
- 2 International vocabulary of basic and general terms in metrology. PD 6461 Vocabulary of Metrology. Part 1: Basic and general terms (international). 2nd Edn. Geneva, International Standards Organisation, 1993.
- 3 American Thoracic Society : Standardization of spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1979 ; 119 : 831-8.
- 4 Townsend MC : Spirometric forced expiratory volumes measured in the standing *versus* the sitting posture. *Am Rev Respir Dis* 1984 ; 130 : 123-4.
- 5 Parker JM, Dillard TA, Phillips YY : Arm span-height relationships in patients referred for spirometry. *Am J Respir Crit Care Med* 1996 ; 154 : 533-6.
- 6 Aggarwal AN, Gupta D, Jindal SK : Interpreting spirometric data: impact of substitution of arm span for standing height in adults from North India. *Chest* 1999 ; 115 : 557-62.
- 7 Chumlea WC, Guo SS, Wholihan K, Cockram D, Kuczumski RJ, Johnson CL : Stature prediction equations for elderly non-Hispanic white, non-Hispanic black, and Mexican American persons developed from the NHANES III data. *J Am Dietetic Assoc* 1998 ; 98 : 137-42.
- 8 Chumlea WC, Guo SS, Steinbaugh ML : Prediction of stature from knee height for black and white adults and children with application to mobility-impaired or handi capped persons. *J Am Dietetic Assoc* 1994 ; 94 : 1385-8.
- 9 Newton MF, O'Donnell DE, Forkert L : Response of lung volumes to inhaled salbutamol in a large population of patients with severe hyperinflation. *Chest* 2002 ; 121 : 1042-50.
- 10 Akesson U, Dahlstrom JA, Wollmer P : Changes in transfer factor of the lung in response to bronchodilatation. *Clin Physiol* 2000 ; 20 : 14-8.
- 11 Botman MJ, de Krieger RA : Contamination of small volume medication nebulizers and its association with oropharyngeal colonization. *J Hosp Infect* 1987 ; 10 : 204-8.
- 12 Dautzenberg B. Prevention of nosocomial infection during nebulization and spirometry. *Rev Pneumol Clin* 2001 ; 57 : 91-8.
- 13 Tabalan OC, Williams WW, Martone WJ : Infection control in pulmonary function laboratories. *Infect Control* 1985 ; 6 : 442-4.
- 14 Denison DM, Cramer DS, Hanson PJV : Lung function testing and AIDS. *Respir Med* 1989 ; 83 : 133-8.
- 15 Johns DP, Ingram C, Booth H, Williams TJ, Walters EH : Effect of a microaerosol barrier filter on the measurement of lung function. *Chest* 1995 ; 107 : 1045-8.
- 16 Fuso L, Accardo D, Bevigiani G, Ferrante E, Della Corte A, Pistelli R : Effects of a filter at the mouth on pulmonary function tests. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 314-7.
- 17 Side EA, Harrington G, Thien F, Walters EH, Johns DP : A cost-analysis of two approaches to infection control in a lung function laboratory. *Aust N Z J Med* 1999 ; 29 : 9-14.
- 18 Pierce RJ : Infection control in the respiratory laboratory: risk, costs, expediency. *Aust N Z J Med* 1999 ; 29 : 3-4.
- 19 Leeming JP, Kendrick AH, Pryce-Roberts D, Smith D, Smith EC : Use of filters for the control of cross-infection during pulmonary function testing. *J Hosp Infect* 1993 ; 23 : 245-6.
- 20 Leeming JP, Pryce-Roberts DM, Kendrick AH, Smith EC : The efficacy of filters used in respiratory function apparatus. *J Hosp Infect* 1995 ; 31 : 205-10.
- 21 Kendrick AH, Milkins C, Smith EC, Leeming J, Benbough JE : Assessment of spiroguard and vitalograph bacterial filters for use with lung function equipment. *Am J Respir Crit Care Med* 1998 ; 157 : A58.
- 22 Kirk YL, Kenday K, Ashworth HA, Hunter PR : Laboratory evaluation of a filter for the control of cross-infection during pulmonary function testing. *J Hosp Infect* 1992 ; 20 : 193-8.
- 23 Rutala DR, Rutala WA, Weber DJ, Thomann CA : Infection risks associated with spirometry. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1991 ; 12 : 89-92.
- 24 Hazaleus RE, Cole J, Berdischewsk M : Tuberculin skin test conversion from exposure to contaminated pulmonary function testing apparatus. *Respir Care* 1981 ; 26 : 53-5.
- 25 Isles A, Maclusky I, Corey M, Gold R, Prober C, Fleming P, Levison H : *Pseudomonas cepacia* in cystic fibrosis: an emerging problem. *J Pediatr* 1984 ; 104 : 206-10.
- 26 Burgos F, Torres A, Gonzalez J, Puig de la Bellacasa J, Rodriguez-Roisin R, Roca J : Bacterial colonization as a potential source of nosocomial respiratory infections in two types of spirometer. *Eur Respir J* 1996 ; 9 : 2612-7.
- 27 Du Moulin GC, Stottmeier KD, Pelletier PA, Tsang AY, Hedley-White J : Concentration of *Mycobacterium avium* by hospital hot water systems. *JAMA* 1988 ; 260 : 1599-1601.
- 28 von Reyn CF, Waddell RD, Eaton T, Arbeit RD, Maslow JN, Barber TW, Brindle RJ, Gilks CF, Lumio J, Lahdevirta J : Isolation of *Mycobacterium avium* complex from water in the United States, Finland, Zaire, and Kenya. *J Clin Microbiol* 1993 ; 31 : 3227-30.
- 29 Eichorn JH, Bancroft ML, Laasberg H, du Moulin GC, Saubermann AJ : Contamination of medical gas and water pipelines in a new hospital building. *Anesthesiology* 1977 ; 46 : 286-9.
- 30 Gardner RM, Clausen JL, Epler G, Hankinson JL, Permutt S, Plummer AL : Pulmonary function laboratory personnel qualifications. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 134 : 623-4.
- 31 American Thoracic Society. ATS respiratory care committee position paper: director of pulmonary function laboratory. *ATS News* 1978 ; 4 : 6.
- 32 Enright PL, Johnson LR, Connett JE, Voelker H, Buist AS : Spirometry in the Lung Health Study: 1. Methods and quality control. *Am Rev Respir Dis* 1991 ; 143 : 1215-23.
- 33 Hankinson JL, Bang KM : Acceptability and reproducibility criteria of the American Thoracic Society as observed in a sample of general population. *Am Rev Respir Dis* 1991 ; 143 : 516-21.
- 34 Hankinson JL, Odencrantz JR, Fedan KB : Spirometry reference values from a sample of the general U.S population. *Am J Respir Crit Care Med* 1999 ; 159 : 179-87.
- 35 Townsend MC : ACCOEM position statement. Spirometry in the occupational setting. American College of Occupational and Environmental Medicine. *J Occup Environ Med* 2000 ; 42 : 228-45.

- 36 Clausen JL, Coates AL, Quanjer PH : Measurement of lung volumes in humans: review and recommendations from an ATS/ERS workshop. *Eur Respir J* 1997; 10: 1205-6.
- 37 Quanjer PH, Lebowitz MD, Gregg I, Miller MR, Pedersen OF : Peak expiratory flow: conclusions and recommendations of a Working Party of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : S2-S8.
- 38 Quanjer PH, Sly PD, Stocks J : Respiratory function measurements in infants: symbols, abbreviations and units. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 1039-56.
- 39 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.
- 40 Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Fabbri LM, Matthys H, Pedersen OF, Peslin R, Roca J, Sterk PJ, Ulmer WT : Symbols, abbreviations and units. Working Part Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : S85-S100.
- 41 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. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : S5-S40.
- 42 Cotes JE, Chinn DJ, Quanjer PH, Roca J, Yernault JC : Standardization of the measurement of transfer factor(diffusing capacity). Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : S41-S52.
- 43 American Thoracic Society : Lung function testing: selection of reference values and interpretative strategies. *Am Rev Respir Dis* 1991 ; 144 : 1202-18.
- 44 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.
-

## Standardisation de la spirométrie

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

### Table des matières

<b>Généralités</b> .....	17S24	Matériel .....	17S35
<b>Manœuvre du VEMS et de la CVF</b> .....	17S25	Procédure de mesure de la CVL et de la CI .....	17S35
Définitions .....	17S25	CVL .....	17S35
Matériel .....	17S25	CI .....	17S36
Exigences .....	17S26	Utilisation d'un pince-nez .....	17S36
Affichage .....	17S26	Critères intra-manœuvre .....	17S36
Validation .....	17S26	Critères inter-manœuvres .....	17S36
Contrôle qualité .....	17S26	Sélection des résultats du test .....	17S36
<i>Contrôle qualité pour les appareils mesurant le volume</i> .....	17S26	<b>Débit expiratoire de pointe</b> .....	17S36
<i>Contrôle qualité pour les appareils mesurant le débit</i> .....	17S27	Définition .....	17S36
Procédure de mesure de la CVF .....	17S27	Matériel .....	17S36
Critères intra-manœuvre .....	17S28	Procédure de mesure du DEP .....	17S37
Critères de début du test .....	17S28	Critères intra-manœuvre .....	17S37
Critères de fin de test .....	17S28	Critères inter-manœuvres .....	17S37
Critères supplémentaires .....	17S29	Sélection des résultats du test .....	17S37
Résumé des critères d'acceptabilité d'une manœuvre expiratoire .....	17S29	<b>Ventilation maximale minute</b> .....	17S37
Critères inter-manœuvres .....	17S29	Définition .....	17S37
Répétabilité des manœuvres .....	17S29	Matériel .....	17S37
Nombre maximum de manœuvres .....	17S30	Procédure de mesure de la VMM .....	17S38
Sélection des résultats du test .....	17S30	Critères intra-manœuvre .....	17S38
Autres indices dérivés .....	17S31	Critères inter-manœuvres .....	17S39
VEM <sub>t</sub> .....	17S31	Sélection des résultats du test .....	17S39
<i>Rapport du VEMS au volume expiré,</i> <i>VEMS/CVF et VEMS/CV</i> .....	17S31	<b>Considerations techniques</b> .....	17S39
DEM <sub>25-75</sub> .....	17S31	Recommandations minimales pour les systèmes de spirométrie .....	17S39
DEP .....	17S31	Correction pour les conditions btps .....	17S39
Courbe débit-volume maximale expiratoire .....	17S31	Commentaires .....	17S39
Définitions .....	17S31	Signaux pour tester les spiromètres .....	17S40
Matériel .....	17S31	Méthode .....	17S40
Procédure de mesure de la courbe débit-volume forcé .....	17S31	Test d'exactitude .....	17S40
Évaluations intra- et inter-manœuvres .....	17S32	Test de répétabilité .....	17S40
Exemples de boucles débit-volume .....	17S32	Signaux pour tester les débitmètres de pointe .....	17S40
Test de réversibilité .....	17S34	Méthode .....	17S41
Méthode .....	17S34	Test d'exactitude .....	17S41
Commentaires sur la dose et le mode d'administration .....	17S34	Test de répétabilité .....	17S41
Détermination de réversibilité .....	17S34	Signaux pour tester la VMM .....	17S41
<b>Manœuvres de CV et de CI</b> .....	17S34	<b>Abréviations</b> .....	17S41
Définitions .....	17S34	<b>Annexe</b> .....	17S42
CV et CVI .....	17S34		
CI .....	17S35		

**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.

**Ce document est la traduction de** : 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 : 319-338.



## Généralités

La spirométrie est une mesure physiologique de la façon dont un individu inspire ou expire des volumes d'air au cours du temps. On peut obtenir cette information soit au travers de la mesure de variations de volumes, soit au travers de la mesure de variations de débit.

La spirométrie est un outil précieux pour évaluer la santé respiratoire, tout comme la mesure de la pression artérielle fournit des informations importantes sur la santé cardiovasculaire. Par contre, à elle seule, la spirométrie ne permet pas au clinicien de poser directement un diagnostic étiologique. Quelques indications de la spirométrie sont données par le *tableau 1*.

Ce document met particulièrement l'accent sur la capacité vitale forcée (CVF) qui correspond au volume mobilisé lors d'une expiration maximale aussi complète que possible commencée après une inspiration complète. Il met aussi l'accent sur le volume expiré maximal pendant la première seconde (VEMS), qui correspond au volume expiré pendant la première seconde d'une manœuvre de CVF. D'autres variables spirométriques dérivées de la manœuvre de CVF sont aussi expliquées, mais avec un moindre niveau de détail.

**Tableau 1.**

Indications de la spirométrie

### Diagnostic

Évaluer la fonction respiratoire en présence de symptômes, de signes physiques ou d'anomalies biologiques (gazométriques en particulier)  
Mesurer l'effet d'une pathologie sur la fonction respiratoire  
Dépister les individus exposés à un risque de pathologie respiratoire  
Évaluer le risque préopératoire  
Évaluer un pronostic  
Évaluer l'état de santé avant le début d'une activité physique, professionnelle ou de loisir

### Surveillance

Évaluer l'effet d'une intervention thérapeutique  
Décrire l'évolution d'une maladie touchant la fonction respiratoire  
Surveiller les personnes exposées à des agents nocifs pour la santé respiratoire  
Rechercher des réactions indésirables à des médicaments ayant une toxicité pulmonaire connue

### Évaluation d'une invalidité

- dans le cadre d'un programme de réhabilitation
- dans la perspective d'une assurance
- dans un contexte médico-légal

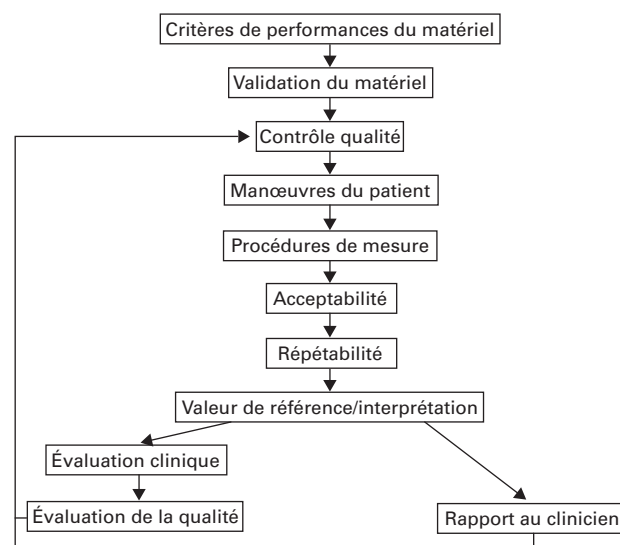
### Santé publique

Enquêtes épidémiologiques  
Dérivation des formules de référence  
Recherche clinique

Les mesures spirométriques peuvent être réalisées avec de nombreux types de matériel. Elles nécessitent une coopération entre le patient et l'examineur, et les résultats obtenus dépendent de facteurs tant techniques que personnels (*fig. 1*). En diminuant la variabilité des résultats et en améliorant l'exactitude des mesures, les limites de la normale pour les populations peuvent être resserrées et les anomalies détectées plus facilement. La première publication de l'ATS (*American Thoracic Society*) sur la standardisation de la spirométrie a fait suite à l'atelier Snowbird en 1979 [1]. Une première mise à jour a ensuite été effectuée en 1987 et une deuxième en 1994 [2, 3]. Une initiative similaire a été réalisée par la Communauté Européenne du Charbon et de l'Acier, produisant le premier document de standardisation européenne en 1983 [4]. Une mise à jour a ensuite été effectuée en 1993 pour produire le document officiel de l'ERS (*European Respiratory Society*) [5]. Les différences entre les deux publications les plus récentes de l'ATS et de l'ERS sont généralement mineures, à ceci près que le document de l'ERS traite les volumes pulmonaires absolus tandis que celui de l'ATS ne le fait pas.

Ce document regroupe les vues de l'ATS et de l'ERS afin de produire des éléments de référence dont les applications puissent être les plus larges possibles. Il concerne les définitions, le matériel et les procédures liées au patient. Tous les appareils d'enregistrement concernés doivent être conformes aux exigences décrites dans le présent texte, qu'ils aient été conçus pour une fonction de diagnostic ou bien de surveillance. Il n'y a pas de catégorie séparée pour les appareils dits de « surveillance ».

Bien qu'il incombe aux fabricants de produire des systèmes pour les explorations fonctionnelles respiratoires conformes à toutes les recommandations décrites ici, il est possible que certains appareils ne remplissent pas tous ces critères.



**Fig. 1.**  
Étapes standards d'une spirométrie.

Dans ce cas, les fabricants doivent clairement identifier celles des exigences qui ne sont pas remplies. Les fabricants sont chargés de démontrer l'exactitude et la fiabilité des systèmes qu'ils commercialisent, mais l'utilisateur doit s'assurer que les mesures de l'appareil restent exactes. L'utilisateur doit aussi se conformer à la réglementation locale, qui peut stipuler des exigences supplémentaires. Enfin, ces directives sont des directives minimales qui ne suffisent pas toujours dans toutes les situations (comme la recherche, les études épidémiologiques, les évaluations longitudinales et les surveillances dans le cadre de la médecine du travail).

## Manœuvres du VEMS et de la CVF

### Définitions

La capacité vitale forcée correspond au volume maximum d'air expiré au cours d'un effort maximum effectué à partir d'une inspiration maximale. Elle est exprimée en litres à la température corporelle et à pression ambiante saturée en vapeur d'eau (conditions BTPS ; voir section sur la correction BTPS).

Le VEMS correspond au volume maximum d'air expiré au cours de la première seconde d'une expiration forcée à partir d'une inspiration maximale, exprimée en litres aux conditions BTPS.

### Matériel

#### Exigences

Le spiromètre doit être capable d'accumuler des volumes pendant ou moins 15 secondes (des périodes plus longues sont recommandées) et de mesurer des volumes  $\geq 8$  l (BTPS) avec une exactitude d'au moins  $\pm 3$  %, ou  $\pm 0,050$  l si cette valeur est plus élevée, avec des débits compris entre 0 et  $14 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$ . La résistance totale à l'écoulement d'air à  $14,0 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  doit être  $< 1,5 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $0,15 \text{ kPa}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  ; voir section Recommandations minimales pour les systèmes de spirométrie). Cette résistance totale doit être mesurée en utilisant tous les tubes, valves, pré-filtres, etc., placés entre le patient et le spiromètre. Des variations de la résistance peuvent être observées avec certains appareils à cause de la condensation de la vapeur d'eau, et les exigences d'exactitude doivent être remplies dans des conditions BTPS pendant une durée suffisante pour permettre jusqu'à huit manœuvres de CVF successives, effectuées sur une période de 10 minutes sans déconnexion de l'appareil.

#### Affichage

Pour un contrôle qualité optimal, l'affichage des deux courbes débit-volume et volume-temps est utile. L'opérateur doit vérifier visuellement le déroulement de chaque manœuvre dans un but d'assurance qualité, avant de passer à la manœuvre suivante. Ceci a pour but de vérifier que les tracés sont conformes aux exigences minimales de taille et de résolution décrites dans les présentes recommandations.

L'affichage de la courbe débit-volume fournit plus d'informations pendant la première partie (première seconde) de la manœuvre de CVF. En effet, dans la mesure où les débits mesurés à ce moment sont directement fonction de la pression pleurale (et en particulier le débit expiratoire de pointe), la courbe débit-volume permet d'évaluer l'importance de l'effort expiratoire réalisé par le patient. La possibilité de superposer une série de courbes débit-volume enregistrées au point d'inspiration maximale peut être utile pour évaluer la répétabilité et détecter des efforts sous-maximaux. Cependant, si le point d'inspiration maximale varie d'une manœuvre à l'autre, l'interprétation des résultats est difficile parce que les débits mesurés à des volumes considérés identiques sont en fait atteints à des volumes pulmonaires absolus différents.

L'affichage de la courbe volume-temps pendant la manœuvre de CVF fournit quant à lui plus d'informations sur la dernière partie de la manœuvre. Une courbe volume-temps de taille suffisante permet aussi d'effectuer des mesures indépendantes et des calculs à partir des paramètres des manœuvres de CVF. Pour les tracés relevés au cours d'essais multiples, l'utilisateur doit pouvoir identifier la chronologie des manœuvres.

La courbe volume-temps doit afficher une durée au moins égale à 0,25 seconde, et au mieux 1 seconde, avant tout changement de volume. Ceci est nécessaire pour calculer le volume rétro-extrapolé (voir section Critères de début du test), et pour évaluer l'effort pendant la première partie de la manœuvre. Le temps zéro, défini par le volume rétro-extrapolé, doit apparaître au point zéro du tracé. Les dernières 2 secondes de la manœuvre doivent apparaître sur le tracé afin de confirmer la fin satisfaisante du test (voir section Critères de fin du test).

Lorsqu'une courbe volume-temps est imprimée, l'échelle du volume doit être  $\geq 10 \text{ mm}\cdot\text{L}^{-1}$  (BTPS). Pour un affichage à l'écran, l'échelle de  $5 \text{ mm}\cdot\text{L}^{-1}$  est satisfaisante (tableau II).

Lorsque les mesures sont réalisées manuellement, l'échelle de temps doit être  $\geq 20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , mais des échelles de temps encore plus grandes sont préférables ( $\geq 30 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ) [1, 6, 7]. Lorsque la courbe volume-temps est utilisée en même temps qu'une courbe débit-volume (c'est à dire que les deux courbes sont disponibles pour l'interprétation et

**Tableau II.**

Échelles minimums de temps, volume et débit recommandées pour les sorties graphiques.

Paramètre	Affichage à l'écran		Affichage sur papier	
	Résolution requise	Échelle	Résolution requise	Échelle
Volume#	0,050 L	5 mm.L <sup>-1</sup>	0,025 L	10 mm.L <sup>-1</sup>
Débit#	0,200 L.s <sup>-1</sup>	2,5 mm.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup>	0,100 L.s <sup>-1</sup>	5 mm.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup>
Temps	0,2 s	10 mm.s <sup>-1</sup>	0,2 s	20 mm.s <sup>-1</sup>

# : le rapport d'aspect correct d'affichage du débit en fonction du volume est égal à deux unités de débit pour une unité de volume.

qu'aucune mesure manuelle n'est effectuée), l'échelle de temps peut être ramenée à  $10 \text{ mm.s}^{-1}$  (tableau II). Cette exception se justifie par le fait que la courbe débit-volume peut permettre le contrôle de qualité pendant la première partie de la manœuvre de CVF, la courbe volume-temps étant alors utilisée pour évaluer la dernière partie de la manœuvre de CVF, ce qui rend l'échelle de temps moins critique.

### Validation

Il est fortement recommandé d'évaluer les systèmes de spirométrie à l'aide de seringues mécaniques actionnées par ordinateur, ou tout système équivalent, et de le faire de façon à tester la gamme des expirations pouvant être rencontrées dans la population testée. Tester la performance des équipements ne fait pas partie des tâches habituelles des laboratoires (voir section Signaux pour tester les spiromètres).

### Contrôle qualité

Le contrôle qualité et l'étalonnage des appareils sont une étape importante des bonnes pratiques de laboratoire. Les exigences suivantes constituent un minimum : 1) tenir un registre des résultats d'étalonnage ; 2) disposer de la traçabilité des interventions de quelque nature que ce soit rendues nécessaires au bon fonctionnement des appareils (réparations, etc.) ; 3) relever les dates des mises à jour ou changements des logiciels et du matériel informatique ; et 4) répéter les vérifications d'étalonnage et procédures de contrôle qualité si un appareil est changé ou déplacé (par ex. pour des enquêtes industrielles), et ce avant de recommencer à utiliser l'appareil pour de nouveaux tests.

Les aspects clés du contrôle qualité des appareils sont résumés au tableau III.

L'étalonnage proprement dit est la procédure qui permet d'établir le lien entre les valeurs de débit ou de volume déterminées par le capteur et le débit ou le volume réel.

La procédure de vérification de l'étalonnage est différente et est utilisée pour confirmer que l'appareil est réglé

dans les limites de l'étalonnage, par ex.  $\pm 3\%$  de la valeur exacte. Si un appareil ne satisfait pas à la vérification de l'étalonnage, un nouvel étalonnage de l'appareil doit être effectué. Les vérifications de l'étalonnage doivent être effectuées une fois par jour, ou plus souvent si le fabricant le requiert.

La seringue utilisée pour vérifier l'étalonnage du volume des spiromètres doit avoir une exactitude de  $\pm 15 \text{ ml}$  ou  $\pm 0,5\%$  de la gamme complète ( $15 \text{ ml}$  pour une seringue de  $3 \text{ l}$ ), et le fabricant doit stipuler l'intervalle qu'il recommande entre les vérifications de l'étalonnage à la seringue. Les utilisateurs ne doivent pas oublier qu'une seringue avec une butée réglable ou variable peut ne plus délivrer le volume prévu si la butée a été re-réglée ou accidentellement déplacée. La présence de fuites doit être recherchée périodiquement sur les seringues d'étalonnage (par ex. une fois par mois) ; ceci peut être effectué en essayant de les vider après avoir obstrué la sortie. Une seringue tombée par terre ou abîmée doit être considérée comme ne permettant plus un étalonnage fiable jusqu'à ce qu'elle soit vérifiée.

L'exactitude de l'échelle de temps de l'enregistreur mécanique doit être évaluée avec un chronomètre au moins une fois par trimestre. Une exactitude de  $\leq 2\%$  doit être obtenue.

### Contrôle qualité pour les appareils mesurant le volume

L'exactitude du volume du spiromètre doit être vérifiée au moins une fois par jour au moyen d'une seule vidange d'une seringue étalonnée de  $3 \text{ l}$ . Il est fortement recommandé de vérifier l'étalonnage une fois par jour afin de détecter tout problème dans les 24 heures et aussi de définir la variabilité du laboratoire d'un jour à l'autre. Des vérifications plus fréquentes sont parfois nécessaires dans des conditions particulières, telles que : 1) pendant des enquêtes industrielles ou d'autres études où un grand nombre de manœuvres est effectué chez des patients ; l'étalonnage des appareils doit alors être vérifié plus d'une fois par jour [8] ; et 2) lorsque la température ambiante varie (par ex. études de terrain), l'exactitude du volume doit alors être vérifiée plus d'une fois par jour et le facteur de correction en conditions BTSP mis à jour autant que de besoin.

L'exactitude du volume de la seringue doit être vérifiée en déterminant si le volume mesuré se situe dans les limites acceptables. Par exemple, si la seringue a une exactitude de  $0,5\%$ , une lecture à  $\pm 3,5\%$  est appropriée.

La seringue d'étalonnage doit être conservée et utilisée dans des conditions de température et d'humidité identiques à celles du lieu où est effectué le test. L'idéal est de conserver la seringue à proximité du spiromètre, à l'abri d'une source de lumière directe et de toute source de chaleur.

La présence de fuites doit impérativement être recherchée dans les systèmes de spirométrie volumétrique tous les jours [9,10]. Les fuites peuvent être détectées en appliquant une pression positive constante  $\geq 3,0 \text{ cmH}_2\text{O}$  ( $0,3 \text{ kPa}$ ) à un spiromètre dont on obstrue la sortie (de préférence au niveau de l'embout buccal ou en incluant ce dernier). Toute perte de volume observée  $> 30 \text{ ml}$  après  $1 \text{ min}$  indique la présence d'une fuite [9, 10] qui doit être corrigée.

Tableau III.

Résumé du contrôle qualité du matériel.

Test	Intervalle minimum	Action
Volume	Quotidien	Vérification de l'étalonnage avec une seringue de $3 \text{ L}$
Fuite	Quotidien	Pression constante de $3 \text{ cmH}_2\text{O}$ ( $0,3 \text{ kPa}$ ) pendant $1 \text{ min}$
Linéarité du volume	Trimestriel	Paliers de $1 \text{ L}$ avec une seringue d'étalonnage mesurés sur toute la gamme de volume
Linéarité du débit	Hebdomadaire	Tester au moins trois gammes de débits différentes
Temps	Trimestriel	Vérification de l'enregistreur mécanique avec un chronomètre
Logiciel	Nouvelles versions	Relever la date d'installation et effectuer un test avec un patient « connu »

L'étalonnage des spiromètres à volume doit être vérifié au moins une fois tous les trimestres, sur toute la gamme de volume à l'aide d'une seringue étalonnée [11] ou une norme de volume équivalente. La valeur lue pour le volume doit se situer à  $\pm 3,5\%$  de la valeur réelle ou 65 ml si cette valeur est plus élevée. Cette limite intègre la limite d'exactitude de 0,5 % pour une seringue de 3 l. La procédure de vérification de la linéarité donnée par le fabricant peut être utilisée si elle correspond à une des procédures suivantes : 1) injections consécutives de volumes croissants par paliers de 1 l en comparant le volume observé avec le volume mesuré cumulé correspondant, par ex. 0-1, 1-2, 2-3, 6-7 et 7-8 l, pour un spiromètre de 8 l ; et 2) injection d'un volume de 3 l en commençant avec un volume minimal du spiromètre, et en répétant la procédure par paliers de 1 l dans la position de départ, par ex. 0-3, 1-4, 2-5, 3-6, 4-7 et 5-8 l, pour un spiromètre de 8 l.

La linéarité est considérée comme acceptable si le spiromètre est conforme aux exigences d'exactitude du volume pour tous les volumes testés.

#### Contrôle qualité pour les appareils mesurant le débit

En ce qui concerne l'exactitude du volume, les vérifications de l'étalonnage doivent être effectuées au moins une fois par jour, à l'aide d'une seringue de 3 l vidangée au moins trois fois pour donner une gamme de débits compris entre 0,5 et 12 L.s<sup>-1</sup> (avec des temps d'injection de 3 l  $\leq 6$  s et  $\geq 0,5$  s). Le volume à chaque débit doit être conforme à l'exigence d'exactitude de  $\pm 3,5\%$ . Pour les appareils utilisant des capteurs de débit jetables, un nouveau capteur provenant du stock utilisé pour tester les patients doit être testé chaque jour.

En ce qui concerne la linéarité, l'étalonnage du volume doit être vérifié une fois par semaine à l'aide d'une seringue de 3 l avec trois débits relativement constants et faibles, ensuite trois débits moyens, et finalement trois débits élevés. Les volumes obtenus avec chacun de ces débits doivent être conformes à l'exigence d'exactitude de  $\pm 3,5\%$ .

#### Procédure de mesure de la CVF

La manœuvre de CVF se compose de trois phases distinctes : 1) inspiration maximale ; 2) une première expiration « explosive » ; et 3) une expiration complète jusqu'à la fin du test.

Le technicien doit effectuer une démonstration de la technique appropriée et suivre la procédure décrite au *tableau IV*. Le patient doit inspirer rapidement et à fond à partir de la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), l'embout buccal de l'appareil doit alors être mis en place (si ce n'est déjà fait) en s'assurant que les lèvres sont bien refermées dessus et que la langue ne vient pas l'obstruer. Il faut ensuite démarrer la manœuvre de CVF sans attendre. Des réductions de DEP et de VEMS sont observées lorsque l'inspiration qui précède immédiatement l'expiration forcée est lente et/ou lorsqu'il y a une pause à la capacité pulmonaire totale (CPT) trop longue [12]. Par conséquent, il est important que l'inspiration soit rapide et que la pause inspiratoire soit la plus courte possible (au maximum 1-2 s). Le test part du principe que l'expiration

#### Tableau IV.

Procédures pour enregistrer la capacité vitale

##### Vérifiez l'étalonnage du spiromètre

##### Expliquez le test

##### Préparez le patient

Interrogez le sur un tabagisme éventuel, des maladies récentes, l'utilisation de médicaments, etc.

Pesez le et mesurez la taille sans chaussures

##### Lavez-vous les mains

##### Expliquez et montrez le test au patient, y compris

La position correcte avec la tête légèrement relevée

Inspirez rapidement et complètement

Positionnez l'embout buccal (circuit ouvert)

Expirez avec une force maximale

##### Effectuez la manœuvre (méthode du circuit fermé)

Demandez au patient de se placer correctement

Mettez en place le pince-nez, et demandez au patient de prendre

l'embout buccal en bouche en refermant les lèvres dessus

Demandez au patient d'inspirer à fond et rapidement avec une pause < 1 s à la CPT\*

Demandez ensuite au patient d'expirer à fond jusqu'à ce qu'il n'y ait plus d'air à expirer tout en gardant le tronc vertical (pas d'antéflexion en fin d'effort expiratoire)

Répétez les instructions, si nécessaire, en encourageant le patient à faire un effort maximum

Répétez la manœuvre au moins trois fois; il ne faut généralement pas effectuer plus de huit manœuvres

Vérifiez la répétabilité du test et effectuez des manœuvres supplémentaires si nécessaire

##### Effectuez la manœuvre (méthode du circuit ouvert)

Demandez au patient de se placer correctement

Mettez en place le pince-nez

Demandez au patient d'inspirer à fond et rapidement avec une pause < 1 s à la CPT\*

Demandez lui de prendre l'embout buccal en bouche en refermant les lèvres dessus

Demandez ensuite au patient d'expirer à fond jusqu'à ce qu'il n'y ait plus d'air à expirer tout en gardant le tronc vertical (pas d'antéflexion en fin d'effort expiratoire)

Répétez les instructions, si nécessaire, en encourageant le patient à faire un effort maximum

Répétez la manœuvre au moins trois fois; il ne faut généralement pas effectuer plus de huit manœuvres

Vérifiez la répétabilité du test et effectuez des manœuvres supplémentaires si nécessaire.

\*CPT : capacité pulmonaire totale.

forcée fait suite à une inspiration maximale, que le patient doit donc impérativement prendre avant de commencer la manœuvre de CVF. Il faut demander au patient d'expirer « violemment », et non pas simplement de souffler, et de vider ses poumons au maximum. Pendant la manœuvre, il faut encourager le patient avec un langage corporel approprié et des phrases telles que « continuez, encore, encore ». Il est particulièrement utile d'observer le patient de temps en temps pour repérer une détresse éventuelle, tout en observant le tracé ou l'affichage à l'écran pendant le test, pour obtenir un effort maximal. Si le patient se plaint d'étourdissements, il faut arrêter la manœuvre car elle peut provoquer une syncope à cause d'une interruption prolongée du retour veineux au thorax. Ce risque est plus important chez les patients âgés et chez les personnes avec une restriction de l'écoulement d'air. Chez certains patients, on peut éviter la syncope en effectuant une manœuvre de capacité vitale « lente » inspiratoire ou expiratoire (voir section Manœuvres de CV et de CI) au lieu

de la manœuvre de CVF. Une réduction de l'effort à mi-parcours de la manœuvre [13] peut produire un volume expiratoire plus élevé chez certains patients, mais il ne s'agit plus alors d'une expiration forcée maximale. Il n'est pas nécessaire de retirer un appareil dentaire s'il est bien adapté, car dans ce cas la géométrie oro-pharyngée est préservée, et les résultats de spirométrie sont généralement meilleurs lorsque l'appareil est en place [14].

Avec des instructions adéquates, les enfants dès l'âge de 5 ans sont souvent capables d'effectuer des manœuvres de spirométrie acceptables [15]. Les techniciens évaluant la fonction pulmonaire chez l'enfant doivent être spécialement formés. Un environnement clair et agréable, avec des jouets adaptés à différents âges, de la lecture et des activités artistiques, contribue au bien-être de l'enfant. Des encouragements, des instructions simples mais complètes, l'absence d'intimidation et un feedback visuel sont des aspects importants de l'apprentissage pour aider les enfants à effectuer la manœuvre. Même s'ils échouent à la première tentative, les enfants sont progressivement moins intimidés et améliorent leur performance au cours des essais suivants. Il faut éviter de tester des enfants dans des laboratoires pour « adultes », mal équipés pour répondre aux besoins spécifiques des plus jeunes.

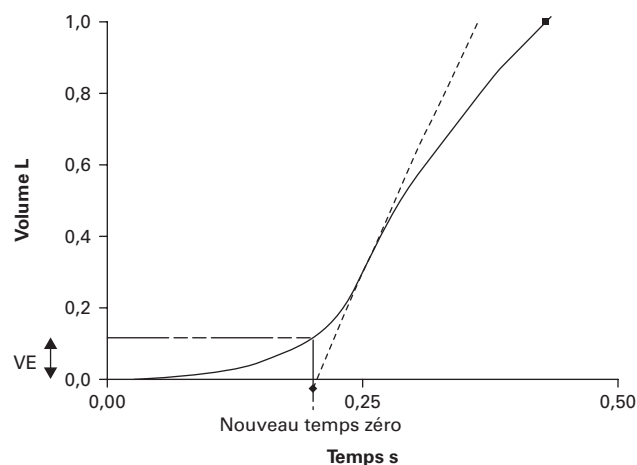
Il est recommandé d'utiliser un pince-nez ou de boucher manuellement les narines, et pour des questions de sécurité, il est préférable d'effectuer le test en position assise, sur une chaise avec des accoudoirs et sans roulettes. Il faut spécifier dans le rapport si le test est effectué en position debout ou dans une autre position.

## Critères « intra-manœuvres »

### Critères de début du test

Le début du test est déterminé par la méthode de rétro-extrapolation (*fig. 2*) [1, 3, 9, 16]. Le nouveau « temps zéro » obtenu par rétro-extrapolation définit le début de toutes les mesures en fonction du temps. Pour toutes les mesures manuelles, la méthode de rétro-extrapolation consiste à tracer un trait à partir de la pente la plus forte sur la courbe volume-temps [17]. Pour la rétro-extrapolation informatisée, il est recommandé d'utiliser la moyenne de la pente la plus importante sur une période de 80 ms [18]. La *figure 2* donne un exemple et une explication sur la rétro-extrapolation et la dérivation du volume rétro-extrapolé. Pour obtenir un temps zéro exact et s'assurer que le VEMS est produit par une courbe d'effort maximum, le volume rétro-extrapolé doit être < 5 % de la CVF, ou 0,150 l si cette valeur est plus élevée. S'il est clair que la manœuvre a démarré de manière hésitante, le technicien peut arrêter le test pour éviter un effort prolongé inutile.

Il est fortement recommandé que le technicien soit informé rapidement par l'ordinateur lorsque les critères de début ne sont pas remplis. En plus de la manœuvre expiratoire, la courbe volume-temps (graphique) doit idéalement inclure toute la manœuvre inspiratoire précédente, ainsi que  $\geq 0,25$  s



**Fig. 2.**

Agrandissement du début d'un spirogramme volume-temps d'un patient, illustrant la rétro-extrapolation à partir de la partie la plus pentue de la courbe, où le débit est le débit expiratoire de pointe (DEP), afin de déterminer le nouveau « temps zéro ».

Capacité vitale forcée (CVF) = 4,291 L; Volume rétro-extrapolé = 0,123 L (2,9 % CVF).

---- : ligne de rétro-extrapolation pendant le DEP.

et de préférence  $\geq 1$  s avant le début de l'expiration (temps zéro). L'appareil doit afficher la valeur du volume rétro-extrapolé. Une inspection visuelle de la courbe débit-volume peut aussi être effectuée pour s'assurer que le test a débuté de manière satisfaisante. Le DEP doit être atteint avec une montée rapide et proche du point de distension maximale, c'est-à-dire le début de l'expiration (voir section Matériel).

### Critères de fin de test

Il est important d'encourager le patient pour qu'il continue d'expirer l'air à la fin de la manœuvre pour obtenir un effort optimal, en disant par ex. « continuez, encore, encore ». Les critères de fin de test sont utilisés pour identifier un effort de CVF raisonnable. Les deux critères de fin de test recommandés sont : 1) Le patient ne peut pas continuer à expirer ou présente des signes d'intolérance rendant la poursuite de l'effort déraisonnable. À cet égard, bien que le patient doive être encouragé à produire un effort maximal, il doit pouvoir arrêter la manœuvre de son plein gré à tout moment, surtout en cas de gêne. Le technicien doit aussi être vigilant pour détecter tout signe de gêne chez le patient, et arrêter le test si le patient ne se sent pas bien ou risque une syncope. 2) La courbe volume-temps ne montre aucun changement du volume (< 0,025 l) pendant  $\geq 1$  s, et le patient a essayé d'expirer pendant  $\geq 3$  s s'il s'agit d'enfants de  $\leq 10$  ans ou  $\geq 6$  s s'il s'agit d'enfants de > 10 ans.

Si ces critères définissant un plateau expiratoire ne sont pas remplis, l'appareil doit le signaler au technicien. Les critères de fin de test peuvent être atteints malgré l'absence de plateau expiratoire, mais une telle alerte permettra au technicien de renforcer les encouragements prodigués au patient au

moment adéquat. Il convient de noter qu'une fermeture de la glotte peut interrompre l'expiration effective avant 6 secondes alors même que la durée apparente de l'effort expiratoire dépasse cette valeur.

Chez les patients ayant une obstruction des voies aériennes ou chez les patients âgés, une expiration complète peut prendre plus de 6 secondes. Cependant, il est rare que des temps d'expiration > 15 s aient un impact sur les décisions cliniques. De multiples expirations prolongées sont rarement justifiées et peuvent provoquer des sensations vertigineuses, une syncope, ou une fatigue et une gêne inutiles.

L'obtention des critères de fin de test est un des moyens de garantir l'acceptabilité d'une manœuvre donnée. Les manœuvres qui ne remplissent pas ces critères ne doivent pas être retenues parmi les trois manœuvres acceptables requises (*cf. infra*). Néanmoins, la fin prématurée d'une manœuvre ne justifie pas, en soi, son rejet complet. En effet, des informations produites par une manœuvre terminée prématurément peuvent être utiles en fonction de la durée effective de l'expiration (on peut par exemple conserver le VEMS correspondant).

Certains jeunes enfants n'arrivent pas toujours à remplir les critères de fin de test de l'ATS [3], même s'ils remplissent d'autres critères de répétabilité [19]. Des techniques d'ajustement des courbes [20] pourraient être utiles pour développer de nouveaux critères de fin de test spécifiques pour les jeunes enfants.

### **Critères supplémentaires**

Une toux pendant la première seconde de la manœuvre peut modifier la valeur mesurée du VEMS. Une manœuvre comportant un effort de toux pendant la première seconde doit être considérée comme inacceptable. En cas d'effort de toux à tout autre moment de l'expiration, la décision de conserver ou non la manœuvre revient au technicien, en fonction de son jugement quant à l'impact sur l'exactitude des résultats [3].

Le test sera considéré comme étant inacceptable en cas de fermeture de la glotte (manœuvre de Valsalva) ou en présence d'une hésitation pendant la manœuvre suffisante pour bloquer le passage de l'air et fausser l'estimation exacte du VEMS ou de la CVF [3].

Aucune fuite au niveau de la bouche ne peut être tolérée [3]. Chez les patients souffrant d'une pathologie neuromusculaire, le technicien doit parfois fournir une assistance manuelle pour garantir l'étanchéité à ce niveau.

La mesure peut être perturbée par une obstruction de l'embout buccal, par exemple, par la langue ou les dents ou lorsque ce dernier est mordu par le patient.

### **Résumé des critères d'acceptabilité d'une manœuvre expiratoire**

Les critères d'acceptabilité d'une manœuvre expiratoire forcée consistent en un début et une fin de test satisfaisants, avec un plateau dans la courbe volume-temps. Par ailleurs, le technicien doit veiller à ce que le patient ait bien compris les instructions et effectue une inspiration maximale et une expi-

ration d'abord brutale puis régulière et continue, avec un effort maximum. Les conditions suivantes doivent également être remplies : 1) début satisfaisant de l'expiration, sans hésitation excessive et avec un volume extrapolé n'excédant pas 5 % de la CVF ou 0,150 l si cette valeur est plus élevée (*fig. 2*) ; 2) absence de toux pendant la première seconde de la manœuvre ou, au-delà de cette durée, de tout effort de toux qui selon le technicien nuirait à l'exactitude des résultats [3] ; 3) absence d'arrêt prématuré de l'expiration (voir section Critères de fin de test) ; 4) absence de manœuvre de Valsalva (fermeture de la glotte) et d'hésitation pendant la manœuvre qui bloquerait ou freinerait le passage de l'air et nuirait à l'exactitude de la mesure du VEMS ou de la CVF [3] ; 5) absence de fuites [3] ; 6) absence d'obstruction de l'embout buccal ; 7) absence de signes montrant qu'une inspiration supplémentaire a eu lieu pendant la manœuvre.

Il convient de noter que, pour être exploitable, une courbe peut ne remplir que les conditions 1 et 2 ci-dessus, tandis que, pour être acceptable, elle doit remplir l'intégralité des sept conditions ci-dessus.

Il est préférable d'utiliser un système informatique qui alerte le technicien lorsque les conditions ci-dessus ne sont pas remplies. Le rapport doit inclure des qualificatifs quant à l'acceptabilité de chaque manœuvre, en sachant que lorsque les conditions d'acceptabilité ne sont pas remplies, les résultats ne sont pas toujours rejetés. En effet, ils peuvent représenter la meilleure performance possible pour certains patients. Les enregistrements de ces manœuvres doivent donc être conservés car ils peuvent contenir des informations utiles.

### **Critères « inter-manœuvres »**

Sur la base des critères décrits ci-dessus, il faut obtenir au minimum trois manœuvres de CVF acceptables. La différence entre la valeur de CVF la plus élevée et la valeur immédiatement suivante doit être inférieure ou égale à 0,150 l. La différence entre la valeur de VEMS la plus élevée et la valeur immédiatement suivante doit également être inférieure ou égale à 0,150 l [21]. Lorsque la CVF est  $\leq 1,0$  l, cet écart ne doit pas excéder 0,100 l, pour le VEMS comme pour la CVF. Si les trois premières manœuvres ne remplissent pas les critères d'acceptabilité et de répétabilité, des essais supplémentaires doivent être réalisés, le maximum étant généralement de huit manœuvres. Une grande variabilité entre les tests est souvent due à des inspirations incomplètes. Il est parfois nécessaire d'octroyer une brève période de repos entre les manœuvres.

Les courbes volume-temps ou débit-volume obtenues à partir des trois meilleures manœuvres de CVF au minimum doivent être conservées. Le *tableau V* résume les critères d'évaluation intra- et inter-manœuvres.

### **Répétabilité des manœuvres**

Pour les mesures de la CVF, l'acceptabilité doit être déterminée en s'assurant que les recommandations décrites précédemment sur la réalisation du test de CVF sont respectées. Les directives de l'ATS [3] contiennent des exemples de cour-

**Tableau V.**

Résumé des critères d'évaluation intra- et inter-manoœuvres

**Évaluation intra-manoœuvre**

Les spirogrammes individuels sont « acceptables » si :

**Ils ne comportent pas :****d'artefacts [3]**

- Toux pendant la première seconde de l'expiration ;
- Fermeture de la glotte modifiant la mesure ;
- Arrêt prématuré ;
- Effort sub-optimal pendant toute la manoeuvre ;
- Fuite ;
- Embout buccal obstrué.

**Ils indiquent un bon début**

- Volume extrapolé < 5 % de la CVF, ou 0,15 L si cette valeur est plus élevée

**Ils indiquent une expiration satisfaisante**

- Durée  $\geq$  6 s (3 s pour les enfants) ou un plateau dans la courbe volume-temps ou le patient ne peut pas ou ne doit pas continuer à expirer

**Évaluation inter-manoœuvres**

Après avoir obtenu trois spirogrammes acceptables, effectuer les vérifications suivantes :

- L'écart entre les deux valeurs les plus élevées de la CVF ne doit pas dépasser 0,150 L
- L'écart entre les deux valeurs les plus élevées du VEMS ne doit pas dépasser 0,150 L
- Si ces deux critères sont remplis, le test peut être arrêté
- Si ces deux critères ne sont pas remplis, poursuivre le test jusqu'à ce que
- Les deux critères soient remplis avec l'analyse de spirogrammes acceptables supplémentaires ou
- Au total huit tests ont été effectués (facultatif) ou
- Le patient ne peut pas ou ne doit pas continuer

Sauvegarder, au minimum, les trois manoeuvres satisfaisantes

CVF : capacité vitale forcée ; VEMS : volume expiré maximal à la première seconde

bes volume-temps inacceptables et des courbes débit-volume correspondantes. La *figure 3* présente un diagramme montrant comment les critères d'acceptabilité d'une manoeuvre expiratoire sont appliqués avant ceux de la répétabilité.

Les critères de répétabilité sont utilisés pour déterminer quand il faut effectuer plus de trois manoeuvres de CVF ; ces critères ne sont pas utilisés pour exclure des résultats des rapports ni pour exclure des patients d'une étude. Le cas échéant, il est recommandé d'indiquer que ces résultats sont dérivés de données non conformes aux critères de répétabilité décrits précédemment. Par ailleurs, les critères de répétabilité constituent une exigence minimum. De nombreux patients sont capables d'obtenir une répétabilité de la CVF et du VEMS à 0,150 l près, voire moins. Les manoeuvres avec un début du test inacceptable ou une toux (courbe inutilisable) doivent être éliminées avant d'appliquer les critères de répétabilité et ne peuvent pas être utilisées pour sélectionner les meilleures valeurs. Les manoeuvres avec un arrêt prématuré ou une manoeuvre de Valsalva peuvent être utilisées pour sélectionner la CVF et le VEMS les plus élevés.

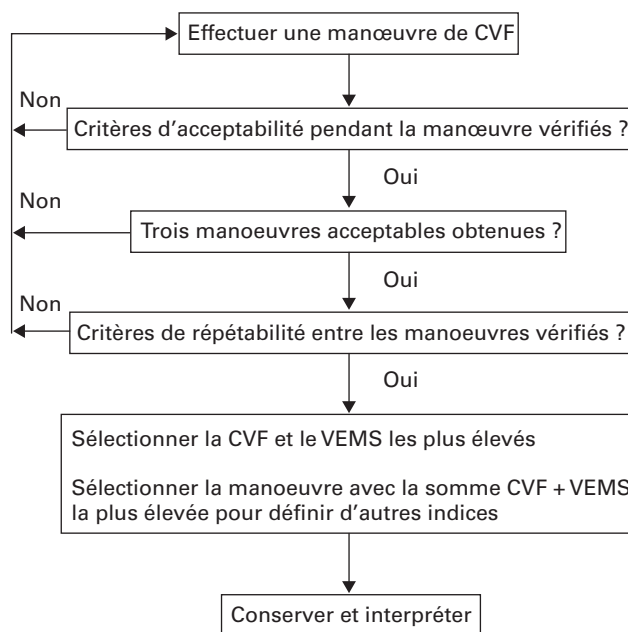
**Fig. 3.**

Diagramme montrant comment appliquer les critères d'acceptabilité et de répétabilité. CVF : capacité vitale forcée ; VEMS : volume expiré maximal pendant la première seconde.

Aucun spirogramme ou résultat de test ne doit être rejeté uniquement sur la base d'une mauvaise répétabilité. La répétabilité des résultats doit être prise en compte au moment de l'interprétation. La décision d'utiliser des données issues de manoeuvres avec une mauvaise répétabilité ou non conformes aux exigences de fin de test est laissée à l'appréciation de la personne interprétant les résultats.

**Nombre maximum de manoeuvres**

Bien qu'il soit possible que plus de huit manoeuvres de CVF consécutives soient nécessaires, ce chiffre est généralement considéré comme étant la limite supérieure dans la plupart des cas [22, 23]. Après plusieurs manoeuvres d'expiration forcée, des phénomènes de fatigue peuvent rendre d'éventuelles manoeuvres supplémentaires peu représentatives. Dans des cas extrêmement rares, on peut observer une réduction progressive du VEMS ou de la CVF avec chaque manoeuvre expiratoire. Si la baisse cumulée dépasse 20 % de la valeur de départ, le test doit être arrêté dans l'intérêt de la sécurité du patient. Dans tous les cas, la séquence des manoeuvres doit être conservée en mémoire.

**Sélection des résultats du test**

La CVF et le VEMS doivent être mesurés à partir d'une série d'au moins trois courbes d'expiration forcée avec un début du test acceptable et une absence d'artefact, tel qu'une toux (soit « courbe utilisable »). La CVF la plus élevée et le VEMS le plus élevé (conditions BTPS) doivent être relevés même s'ils ne proviennent pas de la même courbe, après avoir examiné toutes les courbes utilisables.

## Autres indices dérivés

### VEM<sub>t</sub>

Le VEM<sub>t</sub> est le volume expiré maximum en t secondes (mesuré à partir du temps zéro défini par rétro-extrapolation) par expiration forcée en partant d'une inspiration maximale, exprimé en litres aux conditions BTSP. Les très jeunes enfants ne sont pas toujours capables de produire des expirations prolongées, mais de plus en plus de données indiquent que les indices dérivés de manœuvres expiratoires avec des temps d'expiration forcée < 1 s peuvent avoir une utilité clinique [19]. Les données actuelles sont néanmoins insuffisantes pour recommander l'utilisation du VEM<sub>0,5</sub> ou du VEM<sub>0,75</sub>.

Il est possible d'utiliser le volume expiré sur une durée inférieure à la durée nécessaire à une expiration complète en tant que substitut à la CVF. Par exemple, si la durée de l'expiration forcée excède 6 secondes, le volume expiré maximal en 6 secondes peut être utilisé comme substitut de la CVF. Lorsque de tels substituts sont utilisés, le chiffre accompagnant l'indice VEM doit spécifier le temps d'expiration (par ex. VEM<sub>6</sub> pour une expiration de 6 secondes). Le VEM<sub>6</sub> est de plus en plus considéré comme un substitut raisonnablement fiable de la CVF [24], et peut être utilisé à sa place (par ex. VEMS/VEM<sub>6</sub>). La mesure du VEM<sub>6</sub> semble avoir l'avantage d'être plus reproductible que celle de la CVF, car il est moins exigeant du point de vue physique pour le patient et possède des caractéristiques de fin de test plus explicites. Des études complémentaires sont nécessaires pour confirmer ces observations.

### Rapport du VEMS au volume expiré, VEMS/CVF et VEMS/CV

Chez certains patients, une manœuvre de CV expiratoire lente ou non forcée ou de capacité vitale inspiratoire (CVI) (voir section Manœuvres de CV et de CI) peut fournir un dénominateur plus élevé et plus approprié pour le calcul du rapport VEMS/CV. Certains investigateurs ont suggéré que, chez les patients normaux, la CV est légèrement plus élevée que la CVF [25].

### DEM<sub>25-75</sub>

Le débit expiratoire maximal entre 25 % et 75 % de la CVF (DEM<sub>25-75</sub>) est aussi connu sous le nom de débit expiratoire maximal médian. Cet indice doit être dérivé de la manœuvre expiratoire associée à la somme VEMS + CVF la plus élevée. Le DEM<sub>25-75</sub> doit être mesuré avec une exactitude de lecture d'au moins ± 5 %, ou ± 0,200 L.s<sup>-1</sup> si cette valeur est plus élevée, sur une gamme allant jusqu'à 7 L.s<sup>-1</sup>. Il convient de noter que cette valeur dépend fortement de la validité de la mesure de la CVF et du niveau de l'effort expiratoire.

### DEP

Le débit expiratoire de pointe (DEP) est généralement dérivé de la courbe débit-volume. Il correspond au débit expiratoire maximum obtenu à partir d'une expiration forcée maximale, démarrée sans hésitation à partir du point de remplissage maximal des poumons, exprimé en L.s<sup>-1</sup>. Lorsque le

DEP est enregistré à l'aide d'un débitmètre portable par le patient, il est souvent exprimé en L. min<sup>-1</sup>. Une description plus détaillée du DEP est donnée plus loin.

## Courbe débit-volume maximale expiratoire

L'analyse de la forme d'une courbe débit-volume maximale (CDVM) incluant une inspiration forcée peut être utile pour le contrôle qualité et pour détecter la présence d'une obstruction des voies aériennes supérieures. Aucun des indices numériques dérivés d'une CDMV n'a une utilité clinique supérieure à celle du VEMS, de la CVF, du DEM<sub>25-75</sub> et du DEP, et par conséquent ils ne sont pas décrits en détail ici.

### Définitions

En ce qui concerne les débits instantanés, il est recommandé de prendre en compte le débit expiratoire maximal à X % de la CVF (DEM<sub>X%</sub>), et non le débit expiratoire maximal lorsque X % de la CVF a été expiré (terminologie recommandée en Europe par le passé).

Le débit inspiratoire instantané lorsque X % de la capacité vitale inspiratoire ont été inspirés (DIM<sub>X%</sub>) et le débit inspiratoire médian référence aux débits mesurés sur le bras inspiratoire de la courbe débit-volume. Le débit inspiratoire maximal médian (DIM<sub>25-75</sub>) est analogue au débit expiratoire maximal médian (DEM<sub>25-75</sub>).

### Matériel

Les débits instantanés doivent être mesurés avec une exactitude de lecture de ± 5 %, ou ± 0,200 L.s<sup>-1</sup> si cette valeur est plus élevée, sur une gamme de -14 à 14 L.s<sup>-1</sup>. Le débit minimum détectable doit être 0,025 L.s<sup>-1</sup>. Lorsqu'une courbe débit-volume maximale est tracée ou affichée, le débit expiré doit être tracé au-dessus et le volume expiré à droite. Un rapport 2:1 doit être maintenu entre les échelles de débit et de volume, par ex. un débit de 2 L.s<sup>-1</sup> et un volume expiré de 1 l doivent être à la même distance de leur axe respectif. Les échelles de débit et de volume utilisées pour analyser les performances du test doivent être équivalentes à celles qui sont montrées au *tableau II*.

### Procédure de mesure de la courbe débit-volume forcée

Le patient doit réaliser une boucle expiratoire et inspiratoire complète en une seule manœuvre. Dans de nombreux laboratoires, il s'agit de la manœuvre principale de l'examen spirométrique. On demande au patient de faire une inspiration rapide et complète jusqu'à la CPT, par la bouche, en air ambiant, puis de mettre l'embout buccal en bouche et, sans hésiter, de faire une expiration forcée avec un effort maximum jusqu'à ce que plus d'air ne puisse sortir, suivie d'une inspiration maximale et rapide. À ce moment, la manœuvre est terminée.

Une autre procédure consiste à demander au patient de prendre l'embout buccal en bouche en respirant normalement à la CRF, et ensuite, en une séquence continue, de réaliser la manœuvre suivante : expirer lentement jusqu'au volume résiduel (VR) ; enchaîner directement avec une inspiration



lente jusqu'à la CPT ; poursuivre avec une expiration rapide et complète avec un effort maximal jusqu'au VR ; et terminer par une inspiration rapide et complète avec un effort maximal de retour à la CPT.

Cette procédure est légèrement plus compliquée et ne convient pas nécessairement à tous les appareils, mais elle permet d'obtenir, à la fois, une mesure de la CV ainsi que de la CVF.

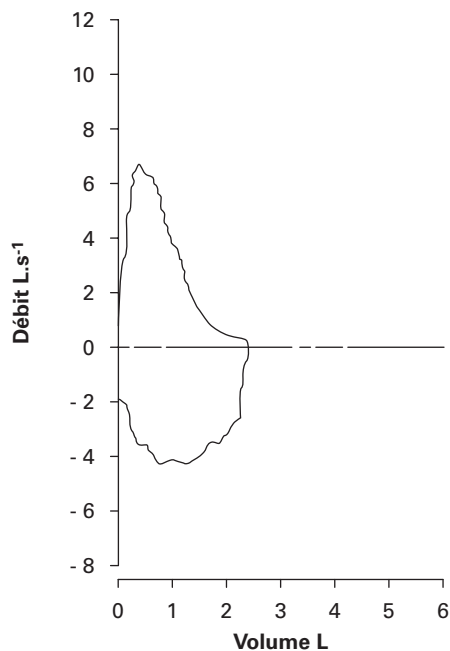
### Évaluations intra- et inter-manœuvres

Ces évaluations sont identiques à celles décrites pour la CVF (*cf. supra*). Il arrive occasionnellement qu'un patient ne puisse pas effectuer une partie inspiratoire satisfaisante immédiatement après une manœuvre d'expiration forcée maximale. Cette situation concerne surtout les personnes âgées et les infirmes. Dans ce cas, il est parfois nécessaire d'effectuer la manœuvre inspiratoire séparément de la manœuvre expiratoire. L'appareil doit être capable d'effectuer ces deux manœuvres séparément et d'afficher ensuite au minimum trois courbes ensemble à l'écran ou sur papier.

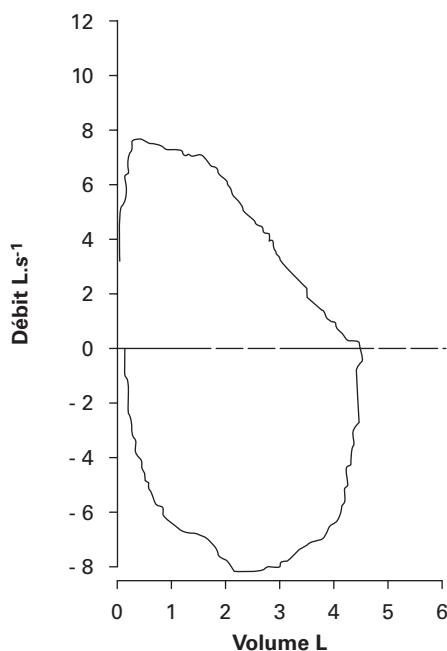
### Exemples de courbes débit-volume

Les figures suivantes (*fig. 4 à 10*) sont des exemples typiques de courbes débit-volume couramment rencontrées. Il est facile de percevoir l'intérêt immédiat de l'examen visuel de la forme d'une courbe débit-volume. Une interprétation fiable suppose que la forme des manœuvres soit reproductible (*fig. 10*). Ceci est surtout vrai pour le plateau des parties expiratoire et inspiratoire de la manœuvre, observé dans les cas d'obstruction des voies aériennes supérieures. En effet, un effort respiratoire suboptimal peut donner des résultats simi-

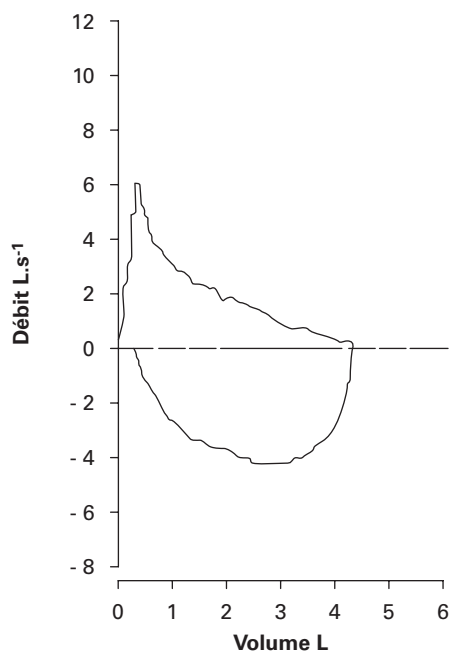
lares, mais il est généralement variable d'une manœuvre à l'autre. De plus amples explications sont données dans la publication de l'ATS/ERS sur les interprétations de la fonction respiratoire [26].



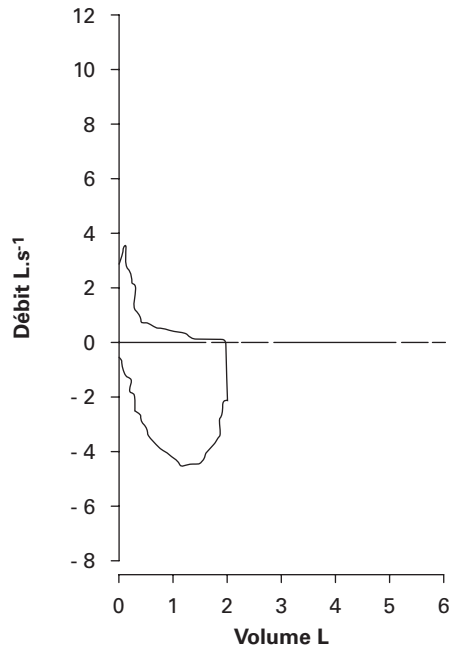
**Fig. 5.** Courbe débit-volume chez un patient normal avec une curvilinearité télé-expiratoire pouvant être liée au vieillissement.



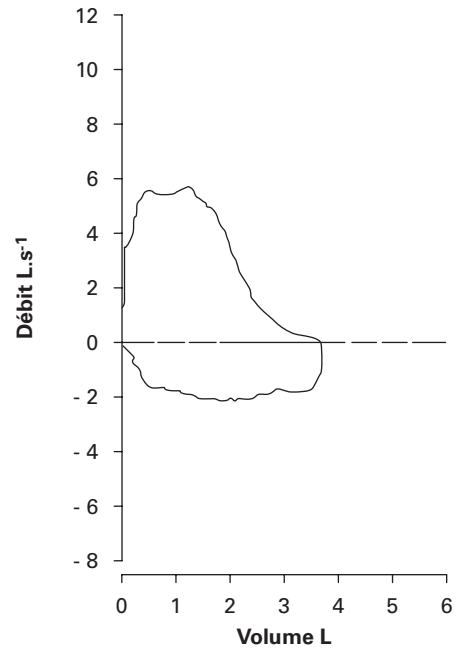
**Fig. 4.** Courbe débit-volume chez un patient normal.



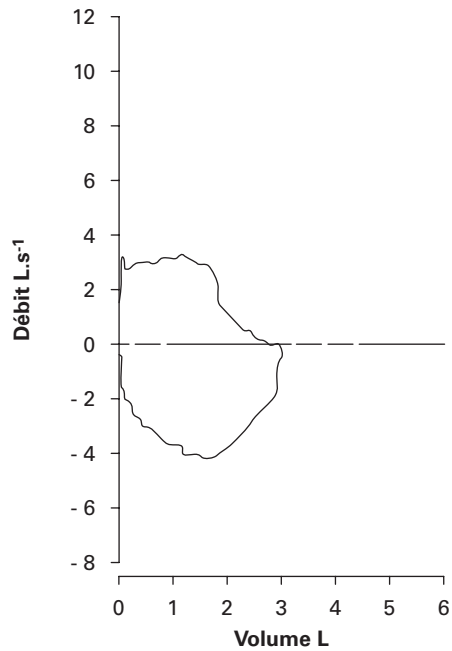
**Fig. 6.** Obstruction modérée chez un patient asthmatique.



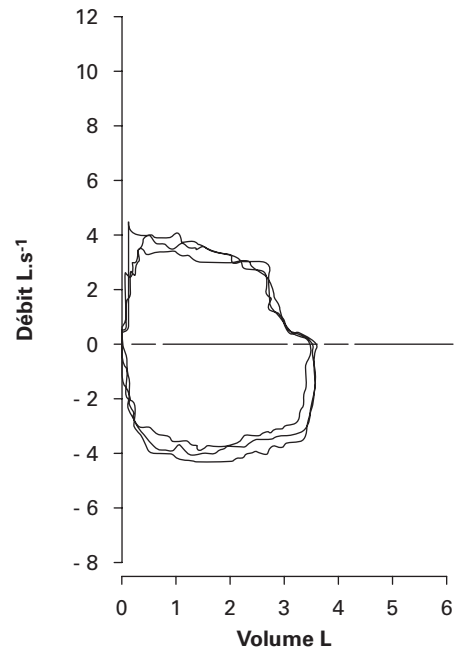
**Fig. 7.** Obstruction sévère chez un patient souffrant d'une broncho-pneumopathie chronique obstructive.



**Fig. 9.** Obstruction variable des voies aériennes supérieures extra-thoraciques.



**Fig. 8.** Obstruction variable des voies aériennes supérieures intra-thoraciques (trachée).



**Fig. 10.** Obstruction fixe des voies aériennes supérieures mise en évidence dans trois manœuvres.

## Test de réversibilité

La détermination de la réversibilité d'une anomalie de l'écoulement d'air lors de l'administration de médicaments est souvent effectuée dans le cadre des explorations fonctionnelles respiratoires. Le choix du médicament, de la dose et du mode d'administration est une décision clinique qui dépend des informations recherchées.

Si la question posée concerne la possibilité ou non d'améliorer la fonction respiratoire au delà du bénéfice apporté par un traitement de fond, le patient doit avoir continué à prendre ses médicaments habituels avant le test.

Si la question posée concerne l'existence ou non d'une anomalie réversible, le patient doit effectuer une évaluation fonctionnelle de base sans avoir pris aucun médicament avant le test. Les médicaments inhalés à durée d'action brève (par ex. le  $\beta$ -agoniste albutérol/salbutamol ou l'anti-cholinergique bromure d'ipratropium) ne doivent dans ce cas pas être utilisés pendant les 4 heures précédant le test. Les  $\beta$ -agonistes broncho-dilatateurs à durée d'action longue (par ex. salmétérol ou formotérol) et les médicaments pris par voie orale tels que l'aminophylline ou les  $\beta$ -agonistes à libération prolongée, doivent être arrêtés 12 heures avant le test. Il faut éviter de fumer au moins une heure avant le test ainsi que pendant toute la durée de celui-ci.

### Méthode

La procédure comporte les étapes suivantes : 1) Le patient a obtenu trois mesures acceptables du VEMS, de la CVF et du DEP conformément à la procédure décrite précédemment. 2) Le médicament est administré à la dose et selon le mode indiqués pour le test. Par exemple, après une expiration douce et partielle, une dose de 100  $\mu\text{g}$  d'albutérol/salbutamol est inhalée en une fois jusqu'à la CPT au moyen d'une chambre d'inhalation munie d'une valve. Le patient retient sa respiration pendant 5-10 s avant d'expirer. Quatre doses séparées (dose totale 400  $\mu\text{g}$ ) sont administrées à  $\approx 30$  s d'intervalle. Cette dose permet d'obtenir une réponse élevée sur la courbe dose-réponse de l'albutérol/salbutamol. On peut utiliser une dose plus faible s'il existe un risque d'effet sur la fréquence cardiaque ou de tremblements. D'autres médicaments peuvent aussi être utilisés. Pour le médicament anti-cholinergique : bromure d'ipratropium, la dose totale est de 160  $\mu\text{g}$  ( $4 \times 40 \mu\text{g}$ ).

Trois mesures acceptables supplémentaires du VEMS doivent être enregistrées  $\geq 10$  min et jusqu'à 15 min plus tard pour les  $\beta$ -agonistes à durée d'action brève, et 30 min plus tard pour les anti-cholinergiques à durée d'action brève.

### Commentaires sur la dose et le mode d'administration

Il est nécessaire de standardiser la dose de bronchodilatateur administrée afin de standardiser la définition d'une réponse significative à un bronchodilatateur. La déposition d'un médicament dans les poumons lors d'une respiration normale à partir d'un nébuliseur classique à débit constant dépend de la concentration du médicament, du débit de nébulisation, de la distribution de la taille des particules, et

du rapport du temps inspiratoire au temps total ( $T_i/T_{\text{tot}}$ ) [27]. La fraction respirable (FR) de l'aérosol est définie comme étant la fraction de particules dont le diamètre est  $\leq 5 \mu\text{m}$  et qui sont donc susceptibles de se déposer dans les poumons adultes si elles sont inhalées à travers l'embout buccal [28]. Par exemple, la fraction respirable de 2,5 mg de salbutamol (albutérol) dilué dans 2,5 ml de solution et administré via un nébuliseur Hudson Updraft II (Hudson RCI, Temecula, CA, USA) actionné par un compresseur PulmoAide (De Vilbiss, Somerset, PA, USA) serait environ de 0,1  $\text{mg}\cdot\text{min}^{-1}$ . Pour une fréquence respiratoire de 15 par  $\text{min}^{-1}$  et un  $T_i/T_{\text{tot}}$  de 0,45, environ 3  $\mu\text{g}$  seront déposés dans les poumons lors de chaque inspiration, soit 45  $\mu\text{g}\cdot\text{min}^{-1}$ . Chez un adulte utilisant un aérosol doseur avec une chambre d'inhalation munie d'une valve, entre 10 et 20 % [29, 30] d'une bouffée de 100  $\mu\text{g}$  ( $\approx 15 \mu\text{g}$  par activation) devraient être déposés dans les poumons. Sans chambre d'inhalation, la quantité déposée sera plus faible et largement dépendante de la technique utilisée [31]. La quantité déposée dans les poumons avec des inhalateurs de poudre sèche dépend de l'appareil utilisé, et elle est considérablement plus élevée avec les inhalateurs à effet Venturi qui asservissent la production de l'aérosol à l'inspiration qu'avec les inhalateurs « standards » [32, 33]. Comparés aux appareils contenant des CFC, les inhalateurs doseurs ne contenant pas de CFC produisent une taille des particules plus faible conduisant à une quantité déposée dans les poumons plus élevée (jusqu'à 50 % de la dose) [34]. La quantité de médicament déposée dans les poumons est plus faible chez l'enfant que chez l'adulte [35], probablement à cause du calibre des voies aériennes supérieures. Il est important que les laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires connaissent bien les caractéristiques de la déposition fournie par les appareils qu'ils utilisent.

### Détermination de la réversibilité

Cet aspect est décrit en détail dans le document sur la stratégie d'interprétation de l'ATS et de l'ERS [26].

## Manœuvres de CV et de Cl

### Définitions

#### CV et CVI

La capacité vitale est définie comme le plus grand volume gazeux mobilisable par l'appareil respiratoire, soit, par exemple, la quantité d'air expirée entre la fin d'une inspiration maximale et la fin d'une expiration maximale ou vice versa. On mesure généralement ce volume à la bouche et on l'exprime en litres aux conditions BTPS. La mesure de la capacité vitale lors d'une manœuvre forcée (CVF) a été décrite ci-dessus. On peut également mesurer la capacité vitale lors de manœuvres dites « lentes » : on parle alors de « capacité vitale lente » (CVL). La CVL peut en pratique être obtenue de deux manières. La capacité vitale expiratoire (CVE) correspond au volume d'air maximal expiré en

partant d'une inspiration maximale. La capacité vitale inspiratoire (CVI) correspond au volume d'air maximal inspiré en partant d'une expiration maximale effectuée lentement après une inspiration normale. Ces manœuvres ne sont pas des manœuvres forcées, mais il importe cependant de demander au patient un effort supplémentaire à l'approche du VR ou de la CPT [36].

### CI

La capacité inspiratoire (CI) est définie comme le volume mobilisé par une inspiration lente et complète (jusqu'à la capacité pulmonaire totale), effectuée sans hésitation à partir de la fin d'une expiration normale passive correspondant à la CRF. Elle est exprimée en litres aux conditions BTPS. La CI peut donner une estimation indirecte du degré de distension pulmonaire au repos, et l'étude de ses variations après un traitement médicamenteux ou au cours d'un effort physique [37-41] permet d'évaluer les modifications correspondantes de la CRF.

### Matériel

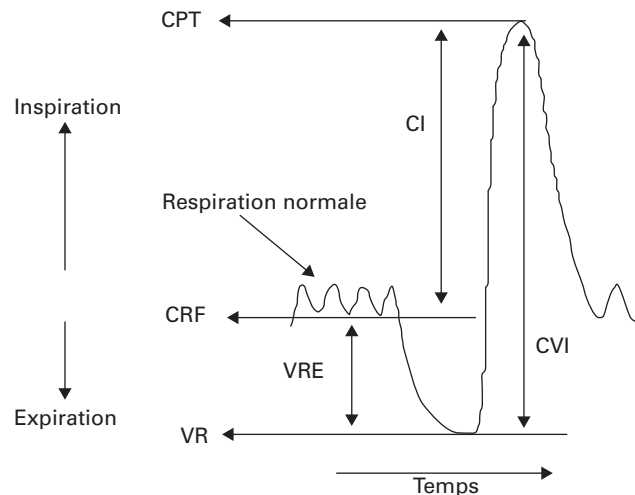
Le spiromètre ou débitmètre utilisé pour mesurer la CV et la CI doit être conforme aux exigences précédemment décrites pour la CVF et être capable d'accumuler un volume pendant  $\geq 30$  s.

Les manœuvres expiratoires, ou mieux les manœuvres inspiratoires et expiratoires, doivent apparaître sur le tracé de la manœuvre de CV. Que les mesures soient dérivées des manœuvres inspiratoires ou expiratoires, un tracé de la manœuvre de CV complète doit être obtenu. Le volume expiratoire maximal doit être évalué pour déterminer si le patient a atteint un plateau dans son effort expiratoire. Pour le tracé de la CV lente, l'échelle de temps peut être réduite à 5 mm. s<sup>-1</sup>.

### Procédure de mesure de la CVL et de la CI

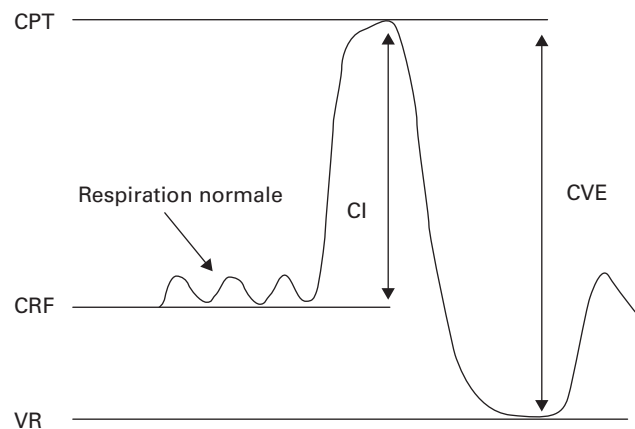
#### CVL

La CVL peut être mesurée à l'aide de spiromètres conventionnels. Elle peut aussi être mesurée avec un appareil utilisé pour mesurer les volumes pulmonaires statiques et leurs subdivisions [42]. Pour la CV lente, le nombre maximum de manœuvres effectuées est généralement de quatre. Il est préférable que les manœuvres de CVL soient effectuées avant les manœuvres de CVE. Ceci limite les risques d'interférence avec une fatigue induite par les manœuvres forcées et avec les effets potentiels de ces manœuvres sur la mécanique respiratoire (modification des résistances des voies aériennes ainsi que des volumes pulmonaires au travers des effets de l'histoire du volume sur les phénomènes de relaxation de contrainte, par exemple) [3]. La manœuvre réalisée pour mesurer la CVL peut être soit inspiratoire (CVI), où le patient inspire complètement en partant d'une expiration complète, soit expiratoire (CVE), où le patient expire complètement en partant d'une inspiration complète. La *figure 11* montre un tracé de CVI et la *figure 12* montre un



**Fig. 11.**

Tracé d'une respiration normale suivie d'une manœuvre expiratoire jusqu'au volume résiduel (VR), suivie d'une inspiration jusqu'à la capacité pulmonaire totale (CPT) pour obtenir la capacité vitale inspiratoire (CVI) et la capacité inspiratoire (CI). CRF : capacité résiduelle fonctionnelle ; VRE : volume de réserve expiratoire.



**Fig. 12.**

Tracé d'une respiration normale suivie d'une manœuvre inspiratoire jusqu'à la capacité pulmonaire totale (CPT), pour obtenir la capacité inspiratoire (CI), suivie d'une expiration complète mais lente jusqu'au volume résiduel (VR) pour obtenir la capacité vitale expiratoire (CVE) ; CRF : capacité résiduelle fonctionnelle.

tracé de CVE. Des différences importantes peuvent être observées entre CVI et CVE chez les patients avec un syndrome obstructif [43, 44].

Il faut commencer le test en expliquant au patient comment effectuer la manœuvre de CV et en lui montrant la technique appropriée. Il est important que le patient comprenne qu'il doit remplir et vider complètement ses poumons. Pour la manœuvre de CV, le patient respire par l'embout buccal et porte un pince-nez. La manœuvre n'est pas forcée ; elle est effectuée de manière détendue, sauf à

l'approche de la fin de l'inspiration et de la fin de l'expiration où des encouragements doivent être prodigués. Le patient expire complètement jusqu'au VR, et inspire ensuite jusqu'à la CPT, et enfin expire à nouveau jusqu'au VR. Le technicien doit guider le patient de façon à ce qu'il atteigne les volumes inspirés et expirés maximums avec un débit relativement constant. L'expiration ne doit pas être trop lente, car dans ce cas, la CV peut être sous-estimée. Le technicien doit observer attentivement le patient pour veiller à ce que ses lèvres soient bien refermées sur l'embout buccal pour éviter les fuites, que rien n'obstrue ce dernier, et pour s'assurer que la CPT et le VR sont bien atteints.

On peut aussi procéder en demandant au patient de prendre une inspiration, mettre l'embout buccal en bouche en plaçant les dents dessus et non devant, fermer ses lèvres sur l'embout buccal, et souffler lentement et de manière constante jusqu'à ce que le volume ne change plus ( $< 0,025$  l) pendant une période de 1 seconde (voir section Critères de fin de test). Chez les patients souffrant d'une pathologie neuromusculaire, une assistance est parfois nécessaire, pour les aider à maintenir les lèvres bien fermées sur l'embout buccal. Le technicien doit observer le patient pour s'assurer que son inspiration est complète, et qu'il ne laisse pas s'échapper d'air pendant l'introduction de l'embout buccal dans la bouche. Le technicien doit veiller à ce que la manœuvre expiratoire ne soit pas forcée. Chez les patients en bonne santé, des niveaux adéquats d'inspiration et d'expiration maximums sont atteints en 5-6 s.

### CI

Le patient doit effectuer le test en position assise en portant un pince-nez et en veillant à ce qu'il n'y ait aucune fuite d'air entre la bouche et l'embout buccal. Le patient doit être détendu (épaules descendues et relâchées). Il faut lui demander de respirer régulièrement quelques fois jusqu'à ce que le volume télé-expiratoire soit stable (ceci nécessite généralement trois respirations). Il faut ensuite l'encourager à prendre une grande inspiration jusqu'à la CPT sans hésitation. La *figure 12* montre un tracé de mesure de la CI.

### Utilisation d'un pince-nez

Il est recommandé d'utiliser un pince-nez pour les mesures de la CV, car certaines personnes respirent par le nez lorsqu'elles effectuent une manœuvre de CV lente. Un pince-nez doit aussi être utilisé pour les manœuvres inspiratoires, telles que la CVI ou la CI.

### Critères intra-manœuvre

Ces évaluations reposent sur des critères identiques à ceux décrits précédemment pour la CVF. Il ne doit pas y avoir de fuites autour de la bouche, aucune hésitation pendant la manœuvre, et aucune obstruction de l'embout buccal. La CI peut être sous-estimée si la manœuvre inspiratoire est trop lente à cause d'un effort insuffisant ou d'une hésitation, ou en cas de fermeture prématurée de la glotte.

### Critères inter-manœuvres

Comme dans le cas des manœuvres forcées, il faut obtenir un minimum de trois manœuvres de CV acceptables. Si la différence entre la valeur la plus élevée et la valeur immédiatement inférieure est  $> 0,150$  l, des mesures supplémentaires doivent être effectuées. Il faut parfois effectuer jusqu'à quatre manœuvres, mais généralement pas plus de quatre, pour confirmer la répétabilité des résultats, avec une période de repos  $\geq 1$  min entre les manœuvres. Une variabilité excessive est souvent due à des inspirations incomplètes. Les courbes volume-temps obtenues à partir des deux meilleures manœuvres de CV doivent être retenues. Pour la CI, il faut effectuer au minimum trois manœuvres acceptables. Le coefficient de variation moyen pour la CI chez les patients avec un syndrome obstructif chronique est de  $5 \pm 3$  % [39].

### Sélection des résultats du test

Pour la CVL, la valeur la plus élevée obtenue avec au moins trois manœuvres acceptables doit être retenue. Pour la CI, la moyenne d'au moins trois manœuvres doit être retenue.

### Débit expiratoire de pointe

Des études sur la mesure du DEP sont en cours. Des données récentes suggèrent que les normes utilisées précédemment peuvent laisser passer un certain nombre d'erreurs [45], et il est possible que dans le futur des exigences plus strictes soient requises, qui feront alors l'objet de nouvelles recommandations. En attendant que l'impact clinique de cette question ne soit élucidé et que les décisions correspondantes quant à de nouvelles recommandations soient prises, les recommandations précédentes [3, 46] sont reprises ici, du fait de l'importance de la mesure du DEP dans la prise en charge de l'asthme.

Il convient de noter qu'il n'a pas été prouvé que les autres mesures instantanées du débit (par ex. DEM<sub>50</sub>, DEM<sub>75</sub>) sont supérieures aux indices spirométriques conventionnels dans le cadre d'investigations cliniques, et par conséquent elles ne sont pas décrites ici.

### Définition

Le DEP correspond au débit le plus élevé obtenu par une manœuvre d'expiration maximale démarrée sans hésitation à partir d'un remplissage maximal des poumons [46]. Lorsqu'il est obtenu à partir d'une courbe débit-volume, le DEP est exprimé en conditions BTPS en L. s<sup>-1</sup>. Les caractéristiques définissant une courbe débit-temps, par rapport au DEP, sont le temps nécessaire pour que le débit passe de 10 % à 90 % du DEP, appelé temps de montée (« RT » *rise time*), et le temps pendant lequel le débit est  $> 90$  % du DEP, appelé temps de maintien (« DT » *dwell time*). Lorsque le DEP est obtenu avec des appareils de mesure ambulatoires, il est exprimé en L. min<sup>-1</sup>.

## Matériel

Idéalement, le DEP doit être mesuré avec un appareil dont la fonction principale est la mesure du débit. Pour mesurer le DEP, l'appareil doit avoir une réponse en fréquence linéaire ( $\pm 5\%$ ) jusqu'à 15 Hz [46]. Bien que des fréquences pouvant aller jusqu'à 20 Hz semblent pouvoir être en cause dans le signal du DEP [47], il est actuellement recommandé que les appareils garantissent une fidélité de l'enregistrement jusqu'à 15 Hz. Le DEP doit être mesuré avec une exactitude de  $\pm 10\%$ , ou  $\pm 0,3 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ ) si cette valeur est plus élevée. La résistance moyenne de l'appareil, mesurée sur toute sa gamme, doit être  $< 2,5 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $0,25 \text{ kPa}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ ; *tableau VI*). Le DEP est influencé par la résistance du débitmètre; par exemple, une résistance de  $0,25 \text{ kPa}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  diminue le DEP de  $\approx 8\%$  comparé au DEP mesuré avec un pneumotachographe de faible résistance [48].

La différence entre deux valeurs obtenues par deux appareils différents chez un même patient ne doit pas dépasser  $5\%$  ou  $0,150 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $10 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ ) si cette valeur est plus élevée. La reproductibilité d'un dispositif à l'autre doit être  $< 10\%$ , ou  $0,300 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $20 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ ) si cette valeur est plus élevée. Le calcul du DEP en différenciant les données de la courbe volume-temps peut introduire un bruit, qui peut être lissé en utilisant un algorithme de concordance parabolique [2].

La validation du matériel est décrite dans la section « Signaux pour tester les débitmètres de pointe ».

## Procédure de mesure du DEP

Le DEP dépend de l'effort réalisé et du volume pulmonaire, la coopération du patient étant un facteur essentiel. Le DEP doit être obtenu le plus rapidement possible et avec un volume pulmonaire aussi élevé que possible, afin d'atteindre une valeur maximale [49]. Le patient doit être encouragé à souffler le plus fort possible. Le cou doit être dans une position neutre, sans flexion ni extension, et le patient ne doit pas tousser. Il n'est pas nécessaire d'utiliser un pince-nez.

Après le point de remplissage pulmonaire maximum, le patient doit souffler sans attendre. Une hésitation même de 2 s uniquement, ou une flexion du cou permet aux structures viscoélastiques de la trachée de se relâcher et le DEP peut baisser de jusqu'à  $10\%$  [50]. Imprimer un effet de sarbacane avec la langue, cracher ou tousser au début d'une manœuvre expiratoire peut donner un DEP faussement élevé avec certains appareils.

En laboratoire, le patient doit effectuer un minimum de trois manœuvres de DEP. Lorsque le DEP est mesuré par le patient lui-même (par exemple dans le cadre d'un suivi ambulatoire), il est important qu'il ait été correctement formé sur la manière et le moment pour effectuer le test, et sur la conduite à tenir en fonction du résultat. Des vérifications régulières de la technique et du débitmètre utilisé par le patient forment une part importante du suivi.

## Critères intra-manœuvres

Il faut vérifier que les lèvres du patient sont refermées de manière étanche sur l'embout buccal, qu'il n'y a pas d'hésitation, et que la manœuvre a démarré sans anomalie.

## Critères inter-manœuvres

Les valeurs de DEP et leur chronologie doivent être relevées afin de détecter une éventuelle augmentation des résistances bronchiques déclenchée par la manœuvre. Si parmi trois manœuvres acceptables retenues les deux manœuvres expiratoires donnant les valeurs de DEP les plus élevées ne sont pas reproductibles à  $0,67 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  près ( $40 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ), on pourra réaliser jusqu'à deux mesures supplémentaires. Le DEP peut être reproduit à  $0,67 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  près ( $40 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) par  $95\%$  des patients en bonne santé n'ayant reçu aucune formation, et reproduit à  $0,5 \text{ l}\cdot\text{s}^{-1}$  près ( $30 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) par  $90\%$  d'entre eux [48]. Si une répétabilité satisfaisante n'a pas été obtenue au bout de cinq essais, il est peu probable que des essais supplémentaires soient utiles [51].

## Sélection des résultats du test

On retiendra la valeur la plus élevée parmi au moins trois manœuvres acceptables.

## Ventilation maximale minute

Cette mesure a été largement supplantée par celle du VEMS, dont l'objectif initial était de fournir une mesure dérivée d'une manœuvre expiratoire forcée unique qui soit aussi corrélée que possible avec la ventilation maximale minute (VMM). Si la valeur du VEMS est connue, la VMM apporte peu d'informations supplémentaires en pratique clinique. Cependant, la mesure de la VMM peut être utile dans certaines circonstances, lorsque la limitation ventilatoire dépend de mécanismes différents de ceux qui altèrent le VEMS [26].

## Définition

La VMM correspond au volume d'air maximum pouvant être mobilisé par un individu sur une période déterminée (12 secondes chez les patients normaux). Elle est exprimée en  $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$  dans les conditions BTPS.

## Matériel

Le spiromètre utilisé pour mesurer la VMM doit avoir une réponse en amplitude-fréquence linéaire ( $\pm 10\%$ ) de 0 à  $\geq 4 \text{ Hz}$ , à des débits allant jusqu'à  $12 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$ , pour toute la gamme de volumes. Le temps d'intégration ou d'enregistrement du volume expiré ne doit pas être inférieur à 12 s ni supérieur à 15 s [52]. Le temps indiqué doit être exact à  $\pm 3\%$  près. La VMM doit être mesurée avec une exactitude de lecture de  $\pm 10\%$ , ou  $\pm 15 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  si cette valeur est plus élevée.

L'évaluation du matériel est décrite à la section « Signaux pour tester la VMM ».

**Tableau VI.**

Recommandations concernant la gamme et l'exactitude spécifiées pour les manœuvres d'expiration forcée.

Test	Gamme/exactitude (BTPS)	Gamme de débit (L.s <sup>-1</sup> )	Temps (s)	Résistance et contre-pression	Signal du test
CV	0,5-8 L, ± 3 % de la valeur lue ou ± 0,050 L si cette valeur est plus élevée	0-14	30		Seringue d'étalonnage de 3 L
CVF	0,5-8 L, ± 3 % de la valeur lue ou ± 0,050 L si cette valeur est plus élevée	0-14	15	< 1,5 cmH <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> (0,15 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	24 formes d'onde ATS, Seringue d'étalonnage de 3 L
VEMS	0,5-8 L, ± 3 % de la valeur lue, ou ± 0,050 L si cette valeur est plus élevée	0-14	1	< 1,5 cmH <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> (0,15 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	24 formes d'onde ATS
Temps zéro	Moment à partir duquel sont effectuées toutes les mesures de VEM <sub>t</sub>			Rétro-extrapolation	
DEP	Exactitude de lecture à ± 10 %, ou ± 0,30 L.s <sup>-1</sup> ou 20 L.min <sup>-1</sup> si celle-ci est plus élevée ; répétabilité : ± 5 % de la valeur lue ou ± 0,15 L.s <sup>-1</sup> ou 10 L.min <sup>-1</sup> si celle-ci est plus élevée	0-14		Résistance moyenne à 200, 400, 600 L.min <sup>-1</sup> (3,3, 6,7, 10 L.s <sup>-1</sup> ) doit être < 2,5 cmH <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> (0,25 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	26 formes d'onde de débit ATS
Débits instantanés (sauf DEP)	Exactitude de la valeur lue à ± 5 % ou ± 0,200 L.s <sup>-1</sup> si celle-ci est plus élevée	0-14		< 1,5 cmH <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> (0,15 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	Données fournies par les fabricants
DEM <sub>25-75</sub>	7,0 L.s <sup>-1</sup> ± 5 % de la valeur lue ou ± 0,200 L.s <sup>-1</sup> si celle-ci est plus élevée	± 14	15	Idem VEMS	24 formes d'onde ATS
VMM	250 L.min <sup>-1</sup> au V <sub>T</sub> de 2 L dans une fourchette de lecture de ± 10 % ou ± 15 L.min <sup>-1</sup> si cette valeur est plus élevée	± 14(± 3 %)	12-15	< 1,5 cmH <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> (0,15 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	Pompe sinusoïdale

BTPS : température corporelle et pression ambiante saturée en vapeur d'eau ; CV : capacité vitale ; CVF : capacité vitale forcée ; ATS : American Thoracic Society ; VEMS : volume expiratoire maximum à la première seconde ; VEM<sub>t</sub> : volume expiratoire maximum en t secondes ; DEP : débit expiratoire de pointe ; DEM<sub>25-75</sub> : débit expiratoire maximal 25 à 75 % de la CV ; VMM : ventilation maximum minute ; V<sub>T</sub> : volume courant.

### Procédure de mesure de la VMM

Le technicien doit donner des instructions adéquates et faire une démonstration de la manœuvre avant de commencer le test. Le patient doit être testé en position assise et porter un pince-nez. Après s'être assuré que le patient referme bien les lèvres sur l'embout buccal, il faut lui demander de prendre au moins trois respirations normales au repos, et ensuite de respirer le plus rapidement et le plus profondément possible. La langue et les dents doivent être placées de manière à ne pas gêner le passage de l'air. Le technicien doit encourager vigoureusement le patient pendant toute la manœuvre. Il doit parfois lui demander de respirer plus vite ou moins vite pour atteindre une fréquence idéale de 90-110 respirations.min<sup>-1</sup> [53, 54], mais il arrive que certains patients ne puissent atteindre cette fréquence. Le technicien doit observer soigneusement le patient, tout en vérifiant de temps en temps le tracé, pour s'assurer que la manœuvre est acceptable. Pour être acceptable, la manœuvre doit être effectuée avec un effort maximal, sans fuite apparente, sans hésitation ni artefact de mesure. Le volume courant (V<sub>T</sub>) pendant la manœuvre doit être supérieur au V<sub>T</sub> au repos du patient.

La durée du test (par ex. 12 s) doit être spécifiée. Une période de repos entre les manœuvres améliorera les efforts ultérieurs.

La VMM doit être calculée à partir de la somme de toutes les expirations individuelles, multipliée par le coefficient de correction approprié pour les conditions BTPS pendant les 12 meilleures secondes de la manœuvre. D'un point de vue technique, les modifications de la fréquence respiratoire ou du V<sub>T</sub> pendant la manœuvre influenceront les résultats du test.

### Critères intra-manœuvre

Chez les patients normaux, pour qu'une manœuvre de VMM soit acceptable, le V<sub>T</sub> doit être égal à ≈ 50 % de la CV, avec une fréquence respiratoire de ≈ 90 respirations.min<sup>-1</sup> [54]. Il est peu probable que la manœuvre soit acceptable si la fréquence respiratoire est < 65 respirations.min<sup>-1</sup> [54]. Néanmoins, étant donné qu'il existe peu de données sur les critères d'acceptabilité de la VMM, aucune valeur de fréquence ni de volume respiratoire ne peut raisonnablement être retenue comme critère de qualité. Il est plus important de veiller à ce que le patient fournisse un effort maximal avec une fréquence cible de 90 respirations.min<sup>-1</sup> et un volume égal à ≈ 50 % de la CV. Le V<sub>T</sub> pendant la manœuvre n'est probablement pas aussi important que la fréquence respiratoire, car les patients ont tendance à respirer sur la partie de la courbe expiratoire où l'air est mobilisé le plus facilement à une fréquence donnée.

## Critères inter-manœuvres

Le patient doit effectuer au minimum deux manœuvres acceptables. Aucune étude clinique n'a été effectuée sur la répétabilité de la mesure de la VMM, néanmoins, il semble raisonnable de recommander de répéter la manœuvre dans les cas où la variabilité entre les deux manœuvres réputées acceptables dépasse 20 %.

## Sélection des résultats du test

Les valeurs retenues pour la VMM ( $L \cdot \text{min}^{-1}$  en conditions BTPS) et la fréquence de VMM ( $\text{respirations} \cdot \text{min}^{-1}$ ) sont les valeurs acceptables les plus élevées. Un rapport  $VMM/(40 \times VEMS) < 0,80$  indique que la VMM est faible comparé au VEMS, et suggère la présence d'une pathologie ou d'un effort suboptimal. Les tracés du volume par rapport au temps issus d'au moins deux manœuvres acceptables doivent être conservés.

## Considérations techniques

### Recommandations minimales pour les systèmes de spirométrie

Pour obtenir des résultats exacts, il faut utiliser du matériel exact. Les recommandations concernant les appareils de spirométrie s'appliquent à tous les spiromètres et constituent des exigences minimales. Dans certains cas, il est parfois nécessaire de dépasser ces exigences (utilisation dans le cadre de la recherche/surveillance). Les recommandations concernant les appareils doivent être respectées afin de produire des données et des informations spirométriques exactes et comparables d'un laboratoire à l'autre ainsi que d'une période à l'autre [1]. L'exactitude d'un système spirométrique dépend des caractéristiques du système tout entier, allant du capteur de volume ou de débit et de l'utilisation d'un filtre en ligne, à l'enregistreur, l'écran ou le processeur. Toute modification de l'une ou l'autre caractéristique du matériel ou erreur dans n'importe quelle étape du processus peut influencer l'exactitude des résultats. Par exemple, si le facteur de correction BTPS est erroné, la valeur de la CVF enregistrée, même si elle a été mesurée exactement, sera erronée.

Il n'est pas nécessaire que les spiromètres et les appareils de mesure du DEP puissent mesurer tous les indices donnés dans le *tableau VI*, mais ils doivent être conformes aux recommandations pour les indices mesurés. Les recommandations d'exactitude et de répétabilité s'appliquent à toute la gamme de volume de l'appareil.

### Correction pour les conditions BTPS

Toutes les valeurs spirométriques doivent être données en condition BTPS. Pour la conversion dans ces unités, n'importe quelle méthode de mesure de la température et de la pression barométrique peut être utilisée, à condition qu'elle ait fait l'objet d'une validation que le fournisseur doit s'enga-

ger à garantir. Pour les spiromètres volumétriques, la température à l'intérieur du spiromètre doit être mesurée lors de chaque manœuvre respiratoire. Quelle que soit la technique utilisée pour corriger le résultat en conditions BTPS, la température ambiante doit toujours être enregistrée avec une exactitude de  $\pm 1$  °C. Dans les situations où la température de l'air ambiant change rapidement ( $> 3$  °C en  $< 30$  min), il peut s'avérer nécessaire de corriger la température en continu. Les utilisateurs de spiromètres doivent savoir que les tests effectués à des températures ambiantes plus faibles peuvent être une source de problèmes : 17 °C est la limite inférieure [55-63] pour la température ambiante, sauf si le fabricant atteste que le spiromètre fonctionne avec exactitude à des températures ambiantes plus basses. Si la pression barométrique n'est pas utilisée pour calculer le facteur de correction en conditions BTPS, la gamme de pressions barométriques pour lesquelles le facteur de correction BTPS est valable doit être spécifiée par le fabricant.

### Commentaires

Cette recommandation repose en partie sur les problèmes liés aux temps de refroidissement finaux des gaz dans les spiromètres volumétriques [55-57], et les problèmes d'estimation des facteurs de correction BTPS pour les débitmètres [58-60]. Lorsqu'un patient effectue une manœuvre de CVF, l'air sortant des poumons est à  $\approx 33-35$  °C [61, 62] et saturé en vapeur d'eau. En supposant que les gaz expirés sont aux conditions BTPS, l'erreur sera de  $\approx 1$  %. La plupart des spiromètres à volume supposent que l'air qui entre dans le spiromètre est instantanément refroidi. Ceci n'est pas toujours le cas, et peut fausser la valeur du  $VEM_t$  retenu. Pour les pneumotachomètres capillaires et à écran, le signal est influencé par la viscosité des gaz, qui augmente au fur et à mesure que la température augmente. Par conséquent, pour les pneumotachomètres, il faut utiliser un facteur de correction différent pour l'enregistrement des données du patient et pour celles de la seringue d'étalonnage. Par ailleurs, les facteurs de correction sont différents pour les manœuvres inspiratoires et expiratoires. On suppose généralement que les gaz expirés ne se refroidissent pas lorsqu'ils passent dans le détecteur de débit. Or, ce n'est pas toujours le cas, particulièrement avec les détecteurs de débit non chauffés [58, 59]. Plus le détecteur de débit est situé loin de la bouche, plus l'erreur s'accroît, car alors le refroidissement est plus marqué (par ex. lorsqu'un filtre est placé devant le détecteur de débit). La condensation d'eau à l'intérieur ou à la surface du détecteur de débit peut aussi modifier son étalonnage.

Le facteur de correction BTPS peut atteindre 10 % en fonction de la température ambiante. La méthode utilisée pour calculer ou estimer le facteur de correction BTPS peut potentiellement introduire des erreurs significatives ; des exemples et de plus amples explications sont données ailleurs [3, 4].

Les modifications de température dans le spiromètre peuvent être une source de variabilité. La température du



spiromètre doit être mesurée et non considérée comme restant constante, même au cours d'une séance de test. Pour les spiromètres volumétriques, des erreurs de jusqu'à 6 % du VEMS et de la CVF peuvent survenir si la température ambiante est utilisée au lieu de la température interne du spiromètre [64]. Pour les spiromètres volumétriques, la température à l'intérieur du spiromètre doit être mesurée à chaque manœuvre respiratoire.

### Signaux pour tester les spiromètres

Le meilleur moyen actuel pour simuler la diversité des manœuvres de CV rencontrée dans la pratique clinique est d'utiliser les 24 formes d'onde volume-temps standards développées par l'ATS [3] et par Hankinson et Gardner [65]. Ces formes d'onde peuvent être utilisées pour actionner une seringue mécanique contrôlée par ordinateur, ou un équivalent, destiné à tester le matériel et les logiciels [66, 67], ou uniquement pour tester les logiciels si elles sont numérisées. Les seringues mécaniques contrôlées par ordinateur (c'est-à-dire les systèmes de pompe) utilisées pour la validation doivent être exactes à  $\pm 50$  ml près, ce qui correspond à 0,5 % de leur gamme complète jusqu'à 10 l pour la CVF et le VEMS. Les systèmes de pompe peuvent avoir des valeurs d'exactitude supérieures à ces chiffres pour de nombreux profils, mais ils reproduisent avec une moins bonne exactitude les profils caractérisés par des temps courts de montée et de maintien à  $> 90$  % du débit de pointe [68, 69]. Les recommandations sur la spirométrie de l'ATS [3] donnent les valeurs mesurées pour chacune des 24 formes d'onde standards. L'ATS peut fournir sur demande ces formes d'onde sous format électronique. Des corrections appropriées doivent parfois être effectuées avec certaines associations de seringue mécanique + spiromètre lorsque les gaz utilisés sont à température et humidité ambiantes au lieu des conditions BTPS.

### Méthode

Pour le test, le spiromètre doit être relié au système de pompe disposé comme s'il allait être utilisé pour tester des patients humains. Les tubes de connexion doivent être réduits au minimum ( $< 0,300$  l) et ne doivent pas être dilatables. Si un filtre en ligne est requis pour tester les patients, il faut aussi en utiliser un pour tester l'appareil. Chacune des 24 formes d'onde ATS est délivrée dans le spiromètre à cinq reprises dans des conditions ambiantes, et toutes les lectures doivent être enregistrées.

Les conditions BTPS sont simulées en délivrant au spiromètre les formes d'onde 1-4 à trois reprises, en utilisant de l'air chauffé à  $37 \pm 1$  °C et avec une humidité relative  $> 98$  %. L'intervalle entre chacun des trois tests doit être  $< 2$  min.

### Test d'exactitude

La moyenne des cinq tests effectués dans des conditions ambiantes est comparée avec la valeur standard à l'aide des formules suivantes :

$$\text{Ecart} = \text{moyenne} - \text{valeur standard} \quad (1)$$

$$\text{Pourcentage d'écart} = 100 \times \frac{(\text{moyenne} - \text{valeur standard})}{\text{valeur standard}} \quad (2)$$

Les limites de la validation de l'exactitude pour les volumes, intégrant l'inexactitude du générateur de la forme d'onde, sont égales à  $\pm 3,5$  % de la valeur lue, ou  $\pm 0,100$  l si celle-ci est plus élevée. Une erreur d'exactitude apparaît si l'écart (pour les volumes  $< 2,857$  l) ou l'écart en pourcentage (pour les volumes  $> 2,857$  l) dépasse ces limites. Ces limites intègrent l'inexactitude autorisée pour le système de pompe.

Une performance acceptable du spiromètre est définie par la présence de moins de trois erreurs d'exactitude pour la CVF ou le VEMS pour toutes les 24 formes d'onde (taux d'erreur  $< 5$  %).

Les valeurs moyennes de la CVF et du VEMS pour les trois tests simulant les conditions BTPS sont comparées avec les valeurs standards. Les limites de validation pour ces tests en conditions BTPS sont égales à  $\pm 4,5$  %, ou  $0,200$  l si cette dernière valeur est plus élevée, et ces limites intègrent l'inexactitude autorisée pour le système de pompe.

Une performance acceptable du spiromètre en conditions BTPS est définie par le respect des exigences d'exactitude pour tous les quatre profils utilisés.

### Test de répétabilité

Les données de VEMS et de CVF produites par le test d'exactitude sont utilisées pour dériver l'intervalle de mesure des cinq enregistrements :

$$\text{Intervalle de mesure} = \text{maximum} - \text{minimum} \quad (3)$$

$$\text{Intervalle de mesure en pourcentage} = 100 \times \frac{\text{intervalle de mesure}}{\text{moyenne}} \quad (4)$$

Les limites de validation de la répétabilité pour le volume mesuré dans des conditions ambiantes sont égales à  $\pm 3,5$  % ou  $\pm 0,100$  l si cette valeur est plus élevée, et pour les conditions BTPS, à  $\pm 4,5$  % ou  $\pm 0,200$  l si cette valeur est plus élevée. Une erreur de répétabilité apparaît si l'intervalle de mesure (pour les volumes  $< 2,857$  l à température ambiante ou  $4,444$  l aux conditions BTPS) ou l'intervalle de mesure en pourcentage (pour les volumes plus élevés) dépasse ces limites.

Une performance de répétabilité acceptable du spiromètre en conditions ambiantes est définie par la présence de moins de trois erreurs d'exactitude pour la CVF ou le VEMS pour tous les 24 profils (taux d'erreur  $< 5$  %). Pour les conditions BTPS, une performance de répétabilité acceptable du spiromètre est définie par le respect des exigences d'exactitude pour tous les quatre profils utilisés.

### Signaux pour tester les débitmètres de pointe

Les 26 formes d'onde débit-temps de l'ATS ont été choisies pour représenter une gamme de profils de DEP pouvant être administrés par une seringue mécanique ou des systèmes de pompe afin de tester les débitmètres de pointe [3]. La gamme de profils et la méthode de délivrance seront éventuellement l'objet de révisions avec le résultat de recherches en cours sur la mesure du DEP [45]. La seringue mécanique ou

le système de pompe utilisé pour valider le matériel de mesure du DEP doit délivrer le DEP avec une exactitude de  $\pm 2\%$ . La conformité à cette norme d'exactitude n'est pas toujours atteinte pour les profils plus exigeants que ceux de la série de 26 [68, 69] par les systèmes de pompe. Des données récentes suggèrent que la composante de fréquence pendant la première seconde de la manœuvre expiratoire contribuant au DEP est plus élevée [47] que l'on ne pensait auparavant [70, 71]. Les 26 formes d'onde peuvent ne pas couvrir la gamme de temps de montée et temps de maintien observée chez  $\approx 25\%$  de la population cible [72] et, par conséquent, il faudra peut être à l'avenir inclure des profils de test plus exigeants [45].

### Méthode

Deux modèles de débitmètres commercialisés choisis au hasard doivent recevoir chacun les 26 formes d'onde à cinq reprises dans des conditions ambiantes et les valeurs doivent être notées. Toute forme d'onde dont le DEP se situe en dehors de la plage de fonctionnement annoncée pour l'appareil ne pourra pas être incluse dans la séquence de test. Des facteurs de correction appropriés pour effectuer les tests dans des conditions ambiantes doivent être appliqués conformément aux recommandations du fabricant.

### Test d'exactitude

Les valeurs moyennes relevées pour chacun des deux débitmètres sont comparées à la norme, comme pour les volumes.

Les limites de validation de l'exactitude sont égales à  $\pm 12\%$ , ou  $\pm 25\text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  si cette valeur est plus élevée, et ces limites intègrent la limite d'inexactitude de  $2\%$  pour le générateur de la forme d'onde. Une erreur d'exactitude pour un débitmètre donné et une forme d'onde donnée apparaît si l'écart et l'écart en pourcentage dépassent ces limites.

Une performance acceptable est définie par la présence de moins de trois erreurs d'exactitude sur un total de 52 tests (26 formes d'onde, deux débitmètres).

### Test de répétabilité

Les formes d'onde du débit 1, 4, 8 et 25 sont délivrées à trois reprises à chacun des 10 débitmètres commercialisés. Les limites de validation de la répétabilité sont égales à  $\pm 6\%$  ou  $\pm 15\text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  si cette valeur est plus élevée, et ces limites intègrent une variabilité de  $1\%$  pour le générateur des formes d'onde. Une erreur de répétabilité apparaît si l'intervalle de mesure et l'intervalle de mesure en pourcentage dépassent ces limites.

Une performance acceptable est définie par la présence d'au maximum six erreurs sur un total de 120 tests (soit un taux d'erreur maximum de  $5\%$ ).

### Signaux pour tester la VMM

Un système spirométrique utilisé pour mesurer la VMM doit être testé dans des conditions ambiantes avec une pompe produisant une forme d'onde sinusoïdale, avec des volumes

délivrés allant jusqu'à 2 l en utilisant les quatre schémas spécifiés précédemment [3]. Il n'est pas nécessaire d'effectuer des tests aux conditions BTPS, et chaque schéma doit être testé deux fois. Les limites de validation de l'exactitude du spiromètre utilisé pour mesurer la VMM avec des débits jusqu'à  $250\text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  sont égales à  $\pm 10,5\%$  de la valeur lue, ou  $20\text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  si cette valeur est plus élevée. La pression au niveau de l'embout buccal ne doit pas dépasser  $\pm 10\text{ cmH}_2\text{O}$  ( $1\text{ kPa}$ ) à tout moment pendant le test de la VMM. Ces exigences s'appliquent aux spiromètres volumétriques sur toute leur gamme de volumes.

Une performance acceptable est définie par l'absence d'erreur sur les huit tests (quatre schémas, deux fois).

## Abréviations

Le *tableau VII* contient une liste d'abrégations utilisées dans cette série de rapports du Groupe de travail avec mention de leur signification.

**Tableau VII.**

Liste d'abrégations et leur signification.

°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 <sub>25-75</sub>	Débit expiratoire maximal moyen
DEM <sub>X%</sub>	Débit expiratoire maximal à X% de la CV
DEMM	Débit expiratoire maximal médian
DEM <sub>X%CV</sub>	Débit expiratoire instantané lorsque X% de la CV ont été expirés
DEP	Débit expiratoire de pointe
DIM	Débit inspiratoire maximal
DIM <sub>X%</sub>	Débit inspiratoire maximal à X% de la CV
DL <sub>CO</sub>	Capacité de diffusion du monoxyde de carbone, ou facteur de transfert
DL <sub>CO</sub> /V <sub>A</sub>	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone, aussi appelé K <sub>CO</sub>
DM	Conductance membranaire

DT	Temps de maintien d'un débit >90 % du DEP
F <sub>A,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz alvéolaire
F <sub>A,X,t</sub>	Fraction alvéolaire du gaz X au temps t
F <sub>E,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz expiré
F <sub>I,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz inspiré
H <sub>2</sub> O	Eau
Hb	Hémoglobine
Hb <sub>CO</sub>	Carboxyhémoglobine
Hg	Mercure
Hz	Hertz ; cycles par seconde
K <sub>CO</sub>	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone (soit DL <sub>CO</sub> /VA)
kg	Kilogramme
kPa	Kilopascal
L	Litre
L.min <sup>-1</sup>	Litres par minute
L.s <sup>-1</sup>	Litres par seconde
lb	Livre
LDE	Limitation du débit expiratoire
mg	Milligramme
mL	Millilitre
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
PaO <sub>2</sub>	Pression partielle artérielle d'oxygène
P <sub>B</sub>	Pression barométrique
PH <sub>2</sub> O	Pression partielle de vapeur d'eau
Pi,O <sub>2</sub>	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 <sub>D</sub>	Volume de l'espace mort
VEMS	Volume expiré maximal pendant la première seconde
VEM <sub>t</sub>	Volume expiré maximum en t secondes
VGT	Volume gazeux thoracique
V <sub>I</sub>	Volume inspiré
VMM	Ventilation maximale minute
VR	Volume résiduel
VRE	Volume de réserve expiratoire
VRI	Volume de réserve inspiratoire
V <sub>T</sub>	Volume courant
θ (theta)	Capture spécifique du CO par le sang

## Annexe

### Proposition pour un format standard de données pour la spirométrie

L'implémentation du format ici proposé n'interdit pas l'utilisation d'un autre format, mais il est souhaitable alors que les deux types de données puissent être disponibles. Le format standard offre l'avantage de pouvoir placer les données dans des référentiels, comme des bases de données de contrôle qualité, de soins de santé et de recherche. Il devrait permettre de simplifier et de réduire le coût des transferts de données lorsque l'utilisateur change de modèle d'appareil ou de fabricant. Un transfert facilité des données vers des bases de données gérées par des organismes de santé pourrait améliorer l'utilité des explorations fonctionnelles pulmonaires en offrant aux cliniciens et aux chercheurs un accès à des informations plus complètes. Dans le cadre de la recherche et de la pratique clinique, un format standard devrait simplifier et réduire le coût des transferts de données vers les logiciels de contrôle qualité, et pourrait contribuer à améliorer la qualité globale des tests. Les explorations fonctionnelles respiratoires représentent l'un des derniers domaines de la médecine à ne pas avoir adopté un format standard de présentation des données.

### Format proposé

Les données de spirométrie seront regroupées dans un fichier ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*) délimité par des virgules, avec des enregistrements de taille variable. Les fichiers textes délimités par des virgules sont faciles à créer et sont des formats d'importation standard pour de nombreuses bases de données. Certaines données seront redondantes, mais chaque enregistrement représentera une courbe et sera terminé par un retour chariot et un changement de ligne. L'ATS donnera des exemples de ce format de données sur son site internet.

Le *tableau VIII* présente une liste de paramètres qui doivent figurer sur chaque enregistrement. Si un paramètre n'est pas disponible, l'espace doit rester blanc (" , "). Les points de données débit-temps doivent être fournis avec un intervalle d'échantillonnage de 0,01 s (100 points.s<sup>-1</sup>) en mL.s<sup>-1</sup>. Si nécessaire, cet intervalle de 0,01 s doit être calculé par interpolation ou par une autre technique. La taille de l'enregistrement variera, en fonction du nombre de points de données présents dans les parties débit-temps de l'enregistrement. Les données des courbes doivent inclure ≥ 0,25 s de points de données avant le début de la manœuvre inspiratoire ou expiratoire.

Les courbes volume-temps doivent être calculées en additionnant les valeurs débit-temps (mL.s<sup>-1</sup>) et en multipliant la somme par 0,01 s. Pour obtenir la précision la plus élevée, la somme des valeurs du débit doivent être calculées pour chaque point de donnée sur le volume avant la multiplication par 0,01 s.

**Tableau VIII.**

Liste des paramètres.\*

---

ID (identification du patient)  
 Nom du patient  
 Type de données (SP suivi de E = expiratoire ou I = Inspiratoire, suivi de S ("single") = unique ou B ("best") = meilleure courbe)  
 Pression barométrique (mmHg)  
 Température (°C) utilisée dans les calculs en BTPS  
 Humidité relative (%)  
 Attribut de qualité de la CVF (A, B, C, D ou F)  
 Attribut de qualité de VEMS (A, B, C, D ou F)  
 Attribut de l'effort (A, B, C, D ou F)  
 Code d'interprétation (voir modèle d'interprétation de l'ATS)  
 Manœuvre supprimée (O ou N)  
 Manœuvre acceptable (O ou N)  
 Code du technicien de contrôle qualité (A, B, C, D ou F)  
 Code qualité informatique (A, B, C, D ou F)  
 Plateau obtenu (O ou N)  
 Révision (N « nécessaire » ou R « revu »)  
 Date de la révision (JJ/MM/AAAA)  
 Initiales du réviseur  
 Facteur BTPS (x.xxx)  
 Fabricant du spiromètre  
 Modèle du spiromètre  
 Numéro de série du spiromètre  
 Type du spiromètre  
 Nom de l'établissement réalisant le test  
 Ville  
 Code postal  
 Pays  
 Email  
 Numéro de téléphone  
 Date de l'étalonnage (JJ/MM/AAAA)  
 Heure de l'étalonnage (HH:MM)  
 Résultat de l'étalonnage : P ("passed") = réussi ou F ("failed") = échoué  
 Date (JJ/MM/AAAA)  
 Heure (HH:MM)  
 Identification du technicien (code ou initiales)  
 Numéro de la manœuvre  
 Age du patient (années)  
 Taille (cm)  
 Poids (kg)  
 Sexe (M ou F)  
 Groupe ethnique (code à deux caractères)  
 Date de naissance (JJ/MM/AAAA)  
 Source des valeurs de référence (Nom de l'auteur en premier suivi de la date de publication, par ex. "Knudson 1983")  
 Facteur de correction des valeurs de référence (x.xx, 1,00 si pas de correction)  
 Position pendant le test (debout, assis ou couché)  
 Type de test (pré-, post-bronchodilatateur, concentration ou dose de méthacholine)  
 CVF (mL)  
 Volume extrapolé (mL)  
 VEMS (mL)  
 VEMS<sub>6</sub> (mL)  
 DEP (mL.s<sup>-1</sup>)  
 DEM<sub>25-75</sub> (mL.s<sup>-1</sup>)  
 CV (mL)  
 Temps d'expiration forcée (s)  
 Délai pour atteindre le DEP (ms)  
 CVF (mL) théorique  
 VEMS théorique (mL)  
 VEMS<sub>6</sub> théorique (mL)  
 VEMS/CVF % théorique (xxx.x %)  
 VEMS/VEMS<sub>6</sub> % théorique (xxx.x %)  
 Texte de commentaires  
 Durée du recueil des données (ms)  
 Blanc 1 ou DEF<sub>25</sub> %  
 Blanc 2 ou DEF<sub>50</sub> %  
 Blanc 3 ou DEF<sub>75</sub> %

---



---

Blanc 4 ou DEF<sub>90</sub> %  
 Blanc 5  
 Blanc 6  
 Blanc 7  
 Blanc 8  
 Blanc 9  
 Blanc 10  
 Nombre de points de données  
 Points de données du débit (mL.s<sup>-1</sup>; nombre variable contenu dans le nombre de points de données)  
 Retour chariot  
 Début de ligne

---

\*Toutes les variables de type texte doivent être entourées de guillemets (") afin d'éviter toute confusion avec des caractéristiques de contrôle ou séparateur de données.

## Remerciements

M.R. Miller : University Hospital Birmingham NHS Trust, Birmingham, UK ; J. Hankinson : Hankinson Consulting, Inc., Valdosta, GA, USA ; V. Brusasco : Università degli Studi di Genova, Gênes, Italie ; F. Burgos : Hospital Clinic Villarroya, Barcelone, Espagne ; R. Casaburi : Harbor UCLA Medical Center, Torrance, CA, USA ; A. Coates : Hospital for Sick Children, Toronto, ON, Canada ; R. Crapo et 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, Les Pays-Bas ; P. Gustafsson : Queen Silvia's Children's Hospital, Göteborg, Suède ; D.C. Johnson : Massachusetts General Hospital et Harvard Medical School, Boston, MA, USA ; N. MacIntyre : Duke University Medical Center, Durham, NC, USA ; R. McKay : Occupational Medicine, Cincinnati, OH, USA ; D. Navajas : Universitat de Barcelona - IDI-BAPS, Barcelone, Espagne ; O.F. Pedersen : University of Aarhus, Aarhus, Danemark ; R. Pellegrino : Azienda Ospedaliera S. Croce e Carle, Cuneo, Italie ; G. Viegi : CNR Institute of Clinical Physiology, Pise, Italie ; J. Wagner : Pharmaceutical Research Associates, Inc., Lenexa, KS, USA.

## Références

- 1 Renzetti AD Jr : Standardization of spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1979 ; 119 : 831-8.
- 2 American Thoracic Society : Standardization of spirometry: 1987 update. *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 136 : 1285-98.
- 3 American Thoracic Society : Standardization of spirometry, 1994 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 1107-1136.
- 4 Quanjer PH, ed : Standardized lung function testing. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests. European Community for Coal and Steel. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1983 ; 19 : Suppl. 5, 1-95.
- 5 Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault J-C : Lung volume and forced ventilatory flows. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Coal and Steel. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, 5-40.

- 6 Morgan KC : The assessment of ventilatory capacity (committee recommendations). *Chest* 1975 ; 67 : 95-7.
- 7 Gardner RM, Crapo RO, Billings RG, Shigeoka JW, Hankinson JL : Spirometry: what paper speed? *Chest* 1983 ; 84 : 161-5.
- 8 Gardner RM, Clausen JL, Crapo RO, Epler GR, Hankinson JL, Johnson JL Jr, Plummer AL : Quality assurance in pulmonary function laboratories. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 134 : 626-7.
- 9 Morris AH, Kanner RE, Crapo RO, Gardner RM : Clinical pulmonary function testing: a manual of uniform laboratory procedures. 2nd Edn. Salt Lake City, UT, Intermountain Thoracic Society, 1984.
- 10 Townsend MC : The effects of leaks in spirometers on measurement of pulmonary function. *J Occup Med* 1984 ; 26 : 835-41.
- 11 Association for the Advancement of Medical Instrumentation, Standard for spirometers (draft), October 1980. AAMI Suite 602, 1901 N. Ft. Myer Drive, Arlington, VA 22209-1699.
- 12 D'Angelo E, Prandi E, Milic-Emili J : Dependence of maximal flow-volume curves on time course of preceding inspiration. *J Appl Physiol* 1993 ; 75 : 1155-9.
- 13 Stoller JK, Basheda S, Laskowski D, Goormastic M, McCarthy K : Trial of standard versus modified expiration to achieve end-of-test spirometry criteria. *Am Rev Respir Dis* 1993 ; 148 : 275-80.
- 14 Bucca CB, Carossa S, Colagrande P, Brussino L, Chiavassa G, Pera P, Rolla G, Preti G : Effect of edentulism on spirometric tests. *Am J Respir Crit Care Med* 2001 ; 163 : 1018-20.
- 15 Eigen H, Bieler H, Grant D, Christoph K, Terrill D, Heilman DK, Ambrosius WT, Tepper RS : Spirometric pulmonary function in healthy preschool children. *Am J Respir Crit Care Med* 2001 ; 163 : 619-23.
- 16 Smith A A, Gaensler EA : Timing of forced expiratory volume in one second. *Am Rev Respir Dis* 1975 ; 112 : 882-5.
- 17 Horvath EP Jr, ed : Manual of spirometry in occupational medicine. Division of Training and Manpower Development, National Institutes for Occupational Safety and Health. Cincinnati, NIOSH, 1981.
- 18 Hankinson JL, Gardner RM : Standard waveforms for spirometer testing. *Am Rev Respir Dis* 1982 ; 126 : 362-4.
- 19 Aurora P, Stocks J, Oliver C, Saunders C, Castle R, Chaziparaidis G, Bush A; London Cystic Fibrosis Collaboration : Quality control for spirometry in preschoolchildren with and without lung disease. *Am J Crit Care Med* 2004 ; 169 : 1152-9.
- 20 Desmond KJ, Allen PD, Demizio DL, Kovesi T, Coates AL : Redefining end of test (EOT) criteria for pulmonary function testing in children. *Am J Respir Crit Care Med* 1997 ; 156 : 542-5.
- 21 Hankinson JL, Bang KM : Acceptability and reproducibility criteria of the American Thoracic Society as observed in a sample of the general population. *Am Rev Respir Dis* 1991 ; 143 : 516-21.
- 22 Ferris BG Jr, Speizer FE, Bishop Y, Prang G, Weener J : Spirometry for an epidemiologic study: deriving optimum summary statistics for each subject. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1978 ; 14 : 146-66.
- 23 Kanner RE, Schenker MB, Munoz A, Speizer FE : Spirometry in children: methodology for obtaining optimal results for clinical and epidemiological studies. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 127 : 720-4.
- 24 Swanney MP, Jensen RL, Crichton DA, Beckert LE, Cardno LA, Crapo RO : FEV(6) is an acceptable surrogate for FVC in the spirometric diagnosis of airway obstruction and restriction. *Am J Respir Crit Care Med* 2000 ; 162 : 917-9.
- 25 Paoletti P, Pistelli G, Fazzi P, Viegi G, Di Pede F, Giuliano G, Prediletto R, Carrozzi L, Polato R, Saetta M : Reference values for vital capacity and flow-volume curves from a general population study. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1986 ; 22 : 451-9.
- 26 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.
- 27 Coates AL, Allen PD, MacNeish CF, Ho SL, Lands LC : Effect of size and disease on expected deposition of drugs administered using jet nebulization in children with cystic fibrosis. *Chest* 2001 ; 119 : 1123-30.
- 28 Coates AL, Ho SL : Drug administration by jet nebulization. *Pediatr Pulmonol* 1998 ; 26 : 412-23.
- 29 Newman SP, Clark AR, Talaei N, Clark SW : Pressurized aerosol deposition in the human lung with and without an "open" spacer device. *Thorax* 1989 ; 44 : 706-10.
- 30 Tal A, Golan H, Grauer N, Aviram M, Albin D, Quastel MR : Deposition pattern of radiolabeled salbutamol inhaled from a meter-dose inhaler by means of a spacer with mask in young children with airway obstruction. *J Pediatr* 1996 ; 128 : 479-84.
- 31 Newhouse MT : Asthma therapy with aerosols: are nebulizers obsolete? A continuing controversy. *J Pediatr* 1999 ; 135 : 5-8.
- 32 Coates AL, MacNeish CF, Lands LC, Meisner D, Kelemen S, Vadas EB : A comparison of the availability ofofbramycin for inhalation from vented versus unventednebulizers. *Chest* 1998 ; 113 : 951-6.
- 33 Devadason SG, Everard ML, Linto JM, LeSouef PN : Comparison of drug delivery form conventional versus "Venturi" nebulizers. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 2479-83.
- 34 Leach CL, Davidson PJ, Hasselquist BE, Boudreau RJ : Lung deposition of hydrofluoroalkane-134a beclomethasone is greater than that of chlorofluorocarbon fluticasone and chlorofluorocarbon beclomethasone: a cross-over study in healthy volunteers. *Chest* 2002 ; 122 : 510-6.
- 35 Wildhaber JH, Devadason SG, Hayden MJ, Elber E, Summers QA, LeSouef PN : Aerosol delivery to wheezy infants: a comparison between a nebulizer and two small volume spacers. *Pediatr Pulmonol* 1997 ; 23 : 212-6.
- 36 Guidelines for the measurement of respiratory function. Recommendations of the British Thoracic Society and the Association of Respiratory Technicians and Physiologists. *Respir Med* 1994 ; 88 : 165-194.
- 37 Babb TG, Viggiano R, Hurley B, Staats B, Rodarte JR : Effect of mild-to-moderate airflow limitation on exercise capacity. *J Appl Physiol* 1991 ; 70 : 223-30.
- 38 O'Donnell DE, Lam M, Webb KA : Spirometric correlates of improvement in exercise performance after cholinergic therapy in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1999 ; 160 : 542-9.
- 39 Pellegrino R, Rodarte JR, Brusasco V : Assessing the reversibility of airway obstruction. *Chest* 1998 ; 114 : 1607-12.
- 40 Pellegrino R, Brusasco V : Lung hyperinflation and flow limitation in chronic airway obstruction. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 543-9.
- 41 Younes M, Kivinen G : Respiratory mechanics and breathing pattern during and following maximal exercise. *J Appl Physiol* 1984 ; 57 : 1773-82.
- 42 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 : 511-22.
- 43 Brusasco V, Pellegrino R, Rodarte JR : Vital capacities during acute and chronic bronchoconstriction: dependence on flow and volume histories. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 1316-20.
- 44 Hansen LM, Pedersen OF, Lyager S, Naerra N : [Differences in vital capacity due to the methods employed]. *Ugerkrk Laeger* 1983 ; 145 : 2752-6.

- 45 Miller MR, Atkins P, Pedersen OF : Inadequate peak expiratory flow meter characteristics detected by a computerised explosive decompression device. *Thorax* 2003 ; 58 : 411-6.
- 46 Quanjer PH, Lebowitz MD, Gregg I, Miller MR, Pedersen OF : Peak expiratory flow: conclusions and recommendations of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1997; 10: Suppl. 24, 2s-8s.
- 47 Miller MR, Lloyd J, Bright P : Recording flow in the first second of a maximal forced expiratory manoeuvre: influence of frequency content. *Eur Respir J* 2002 ; 19 : 530-3.
- 48 Pedersen OF, Rasmussen TR, Ommand Ø, Sigsgaard T, Quanjer PH, Miller MR : Peak expiratory flow and the resistance of the mini-Wright peak flow meter. *Eur Respir J* 1996 ; 9 : 828-33.
- 49 Pedersen OF, Pedersen TF, Miller MR : Gas compression in lungs decreases peak expiratory flow depending on resistance of peak flow meter. *J Appl Physiol* 1997 ; 83 : 1517-1521.
- 50 Kano S, Burton DL, Lanteri CJ, Sly PD : Determination of peak expiratory flow. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : 1347-52.
- 51 Ferris BG Jr, Speizer FE, Bishop Y, Prang G, Weener J : Spirometry for an epidemiologic study: deriving optimum summary statistics for each subject. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1978 ; 14 : 145-166.
- 52 Federal Register : 38:4265, Feb. 12, 1973, Section of pulmonary function specifications. Washington, DC, United States Government Printing Office.
- 53 Bernstein L : The effect of the rate of breathing on maximum breathing capacity determined with a new spirometer. *Thorax* 1952 ; 7 : 255-62.
- 54 Miller WE, Johnson RL Jr, Wu N : Relationships between maximal breathing capacity and timed expiratory capacities. *J Appl Physiol* 1959 ; 14 : 510-6.
- 55 Hankinson JL, Viola JO : Dynamic BTPS correction factors for spirometric data. *J Appl Physiol* 1983 ; 44 : 1354-60.
- 56 Hankinson JL, Castellan RM, Kinsley KB, Keimig DG : Effects of spirometer temperature on FEV1 shift changes. *J Occup Med* 1986 ; 28 : 1222-5.
- 57 Pincock AC, Miller MR : The effect of temperature on recording spiograms. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 128 : 894-8.
- 58 Hankinson JL, Viola JO, Petsonk EL, Ebeling TR : BTPS correction for ceramic flow sensors. *Chest* 1994 ; 105 : 1481-6.
- 59 Miller MR, Pincock AC : Linearity and temperature control of the Fleisch pneumotachograph. *J Appl Physiol* 1986 ; 60 : 710-5.
- 60 Perks WH, Sopwith T, Brown D, Jones CH, Green M : Effects of temperature on Vitalograph spirometer readings. *Thorax* 1983 ; 38 : 592-4.
- 61 Cole P : Recordings of respiratory air temperature. *J Laryngol* 1954 ; 68 : 295-307.
- 62 Madan I, Bright P, Miller MR : Expired air temperature at the mouth during a maximal forced expiratory manoeuvre. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : 1556-62.
- 63 Liese W, Warwick WJ, Cumming G : Water vapour pressure in expired air. *Respiration* 1974 ; 31 : 252-61.
- 64 Johnson LR, Enright PL, Voelker HT, Tashkin DP : Volume spirometers need automated internal temperature sensors. *Am J Respir Crit Care Med* 1994 ; 150 : 1575-80.
- 65 Hankinson JL, Gardner RM : Standard waveforms for spirometer testing. *Am Rev Respir Dis* 1982 ; 126 : 362-4.
- 66 Nelson SB, Gardner RM, Crapo RO, Jensen RL : Performance evaluation of contemporary spirometers. *Chest* 1990 ; 97 : 288-97.
- 67 Gardner RM, Hankinson JL, West BJ : Evaluating commercially available spirometers. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 134 : 626-27.
- 68 Hankinson JL, Reynolds JS, Das MK, Viola JO : Method to produce American Thoracic Society flow-time waveforms using a mechanical pump. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 690-4.
- 69 Miller MR, Jones B, Xu Y, Pedersen OF, Quanjer PH : Peak expiratory flow profiles delivered by pump systems: limitations due to wave action. *Am J Respir Crit Care Med* 2000 ; 162 : 1887-96.
- 70 Peslin R, Jardin P, Bohadana A, Hannhart B : Contenu harmonique du signal de débit pendant l'expiration forcée chez l'homme normal. *Bull Eur Physiopath Respir* 1982 ; 18 : 491-500.
- 71 McCall CB, Hyatt RE, Noble FW, Fry DL : Harmonic content of certain respiratory flow phenomena of normal individuals. *J Appl Physiol* 1957 ; 10 : 215-8.
- 72 Miller MR, Pedersen OF, Quanjer PH : The rise and dwell time for peak expiratory flow in patients with and without airflow limitation. *Am J Respir Crit Care Med* 1998 ; 158 : 23-7.

## 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

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

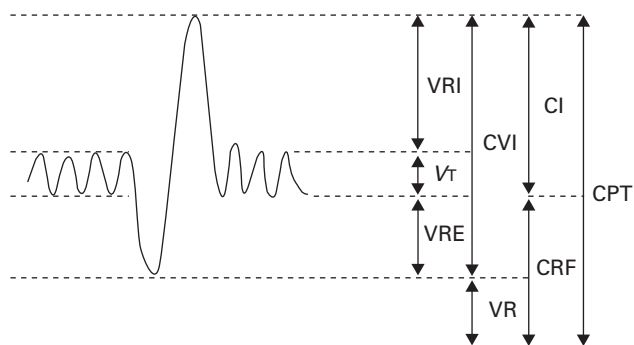
Le volume résiduel (VR) correspond au volume de gaz restant dans les poumons après une expiration forcée (quel que soit le volume pulmonaire de départ de l'expiration).

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.

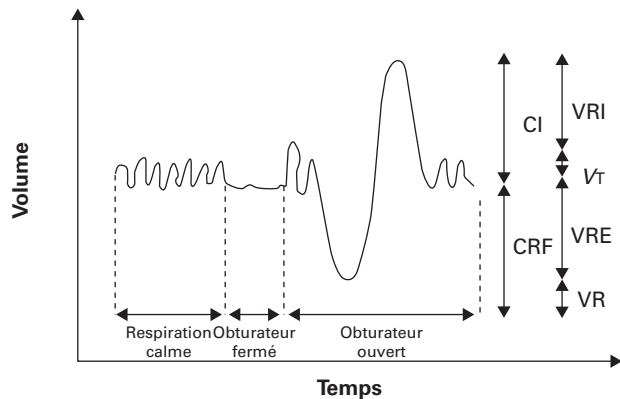
## Préparation du patient

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 décompressée, 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 ( $\geq \pm 50$  cmH<sub>2</sub>O), 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 ( $\pm 0,2$  cmH<sub>2</sub>O) [16]. Une dérive thermique peut provoquer une variation de la pression allant jusqu'à 1,0 kPa (10 cmH<sub>2</sub>O), 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 ;  $\approx \pm 10$  cmH<sub>2</sub>O) 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

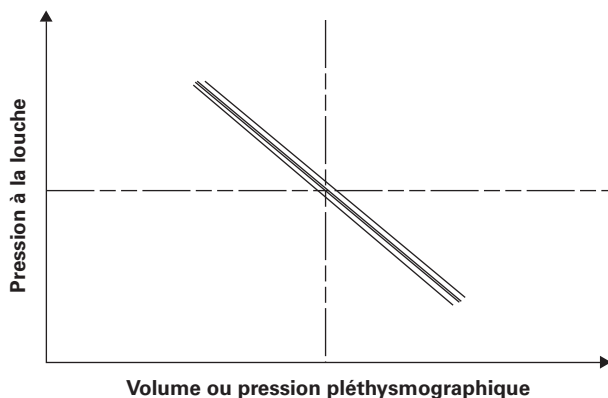
manoeuvre du halètement, avant d'effectuer les manoeuvres liées de VRE et de CVI. 9) Pour les patients qui ne peuvent effectuer correctement les manoeuvres du halètement (par ex. les jeunes enfants), on peut comme alternative effectuer une manoeuvre inspiratoire rapide contre l'obturateur fermé. Dans 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 pléthysmographe pour adulte mesurant le volume gazeux du récipient doit être égale à  $\pm 50$  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'O<sub>2</sub> à 100 %. La concentration alvéolaire initiale en N<sub>2</sub> et la quantité de N<sub>2</sub> 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 N<sub>2</sub> 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 (CRFN<sub>2</sub>) 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 N<sub>2</sub> (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  $\geq 40$  échantillons. $\text{s}^{-1}$  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

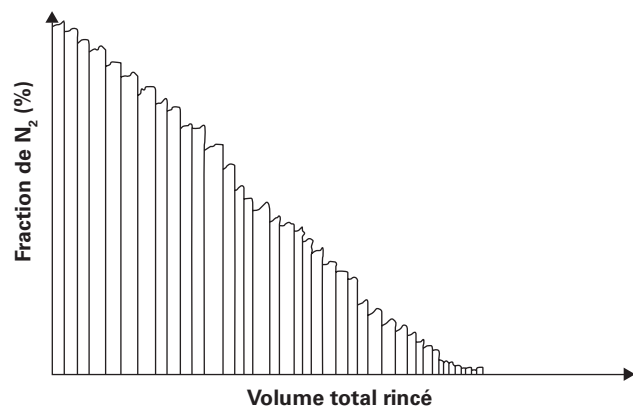


Fig. 4.

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 N<sub>2</sub> 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 N<sub>2</sub> 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 N<sub>2</sub> doit aussi être confirmée en mesurant le pourcentage de N<sub>2</sub> dans un mélange gazeux pour étalonnage, où la concentration attendue de N<sub>2</sub> 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'O<sub>2</sub>. 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<sub>N<sub>2</sub></sub> 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<sub>N<sub>2</sub></sub> :

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

où FN<sub>21</sub> et FN<sub>22</sub> correspondent aux fractions de N<sub>2</sub> 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 N<sub>2</sub> rincé correspond au volume dans le sac multiplié par la fraction de N<sub>2</sub> dans le mélange gazeux dans le sac, où il est calculé en temps réel comme étant la somme de FN<sub>2</sub> x V<sub>T</sub> pour tous les cycles ventilatoires, où FN<sub>2</sub> correspond à la fraction de N<sub>2</sub> expirée de chaque cycle et V<sub>T</sub> est le volume de ce cycle. Cette somme correspond à l'aire sous la courbe de la *fig. 4*. Cette valeur de la CRF<sub>N<sub>2</sub></sub> 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 m<sup>2</sup>, 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<sub>He</sub>) au moment où le sujet est connecté au spiromètre dont le volume (V<sub>app</sub>) et la fraction d'hélium (F<sub>He1</sub>) sont connus, est calculé à partir de la fraction d'hélium au moment où l'équilibre est atteint (F<sub>He2</sub>) 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<sub>He</sub> 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 CO<sub>2</sub>, d'une source d'O<sub>2</sub> 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'O<sub>2</sub>. Si l'air ambiant est utilisé, il est important d'assurer un renouvellement

ment adéquat de l'O<sub>2</sub> 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 O<sub>2</sub> varie de façon importante à cause de la consommation d'O<sub>2</sub> pendant la mesure de la CRF, l'analyseur d'hélium doit être étalonné pour la gamme de concentrations d'O<sub>2</sub> 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 CO<sub>2</sub>, 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 CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> et de la pression de vapeur d'eau, le CO<sub>2</sub> et l'eau sont éliminés avant d'introduire l'échantillon dans l'analyseur d'hélium, et la concentration d'O<sub>2</sub> est maintenue relativement constante en ajoutant de l'O<sub>2</sub> dans le circuit selon les besoins. L'activité des absorbeurs de CO<sub>2</sub> 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 CO<sub>2</sub> 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 CO<sub>2</sub> 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.

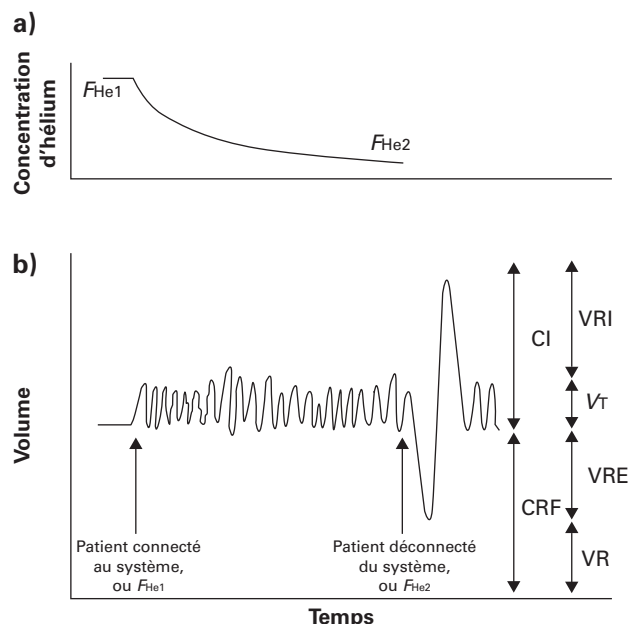
L'ensemble valve respiratoire et embout buccal doit avoir un espace mort  $< 100 \text{ ml}$ , et être facile à démonter pour la stérilisation. La taille de cet espace mort doit être communiquée par le fabricant ou mesurée par déplacement d'eau.

La mesure continue de la concentration d'O<sub>2</sub> permet de fournir des quantités satisfaisantes d'O<sub>2</sub> et d'ajuster la sortie des analyseurs d'hélium à conductivité thermique en fonction de l'effet des différentes concentrations d'O<sub>2</sub>.

### 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'O<sub>2</sub> est ajusté de manière à compenser la consommation d'O<sub>2</sub> (des erreurs significatives peuvent intervenir dans le calcul de la CRF si la consommation d'O<sub>2</sub> 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'O<sub>2</sub> pour compenser la consommation d'O<sub>2</sub>. 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'équilibrage ; 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 CO<sub>2</sub> 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

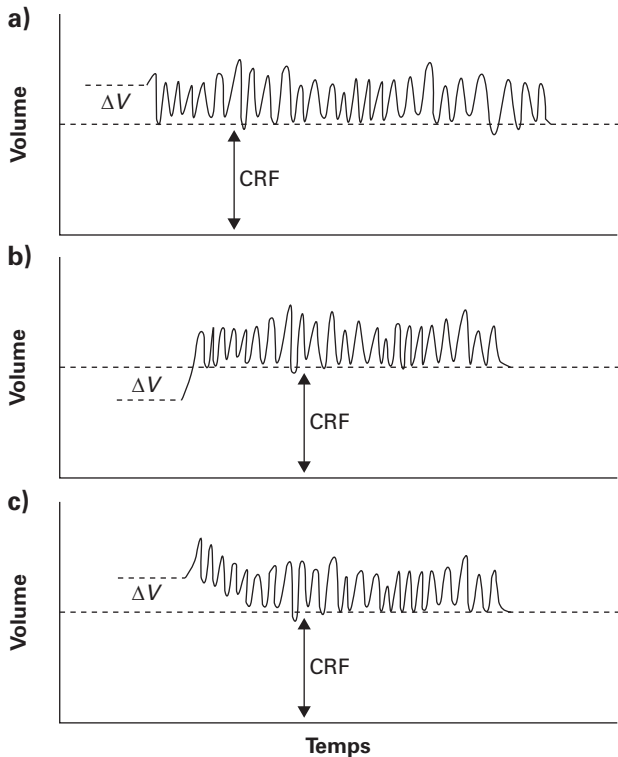
Pour autant que le sujet soit connecté au spiromètre à la CRF, la  $CRF_{He}$  peut être calculée à partir des formules citées précédemment (y compris dans l'introduction et la théorie sur la mesure de la CRF par dilution de l'hélium).

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'équilibrage 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 ( $\Delta V$ ) doit être déduite. b) Le patient a été connecté au circuit à un volume pulmonaire inférieur à la CRF, et  $\Delta V$  doit être ajouté. c) Le patient a été connecté au circuit à un volume pulmonaire réel supérieur à la CRF, et  $\Delta V$  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 <sub>25-75</sub>	Débit expiratoire maximal moyen
DEM <sub>X%</sub>	Débit expiratoire maximal à X% de la CV

DEMM	Débit expiratoire maximal médian
DEM <sub>X%CV</sub>	Débit expiratoire instantané lorsque X% de la CV ont été expirés
DEP	Débit expiratoire de pointe
DIM	Débit inspiratoire maximal
DIM <sub>X%</sub>	Débit inspiratoire maximal à X% de la CV
DL <sub>CO</sub>	Capacité de diffusion du monoxyde de carbone, ou facteur de transfert
DL <sub>CO</sub> /VA	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone, aussi appelé K <sub>CO</sub>
DM	Conductance membranaire
DT	Temps de maintien d'un débit >90 % du DEP
F <sub>A,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz alvéolaire
F <sub>A,X,t</sub>	Fraction alvéolaire du gaz X au temps t
F <sub>E,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz expiré
F <sub>I,X</sub>	Fraction du gaz X dans le gaz inspiré
H <sub>2</sub> O	Eau
Hb	Hémoglobine
Hb <sub>CO</sub>	Carboxyhémoglobine
Hg	Mercure
Hz	Hertz ; cycles par seconde
K <sub>CO</sub>	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone (soit DL <sub>CO</sub> /VA)
kg	Kilogramme
kPa	Kilopascal
L	Litre
L.min <sup>-1</sup>	Litres par minute
L.s <sup>-1</sup>	Litres par seconde
lb	Livre
LDE	Limitation du débit expiratoire
mg	Milligramme
mL	Millilitre
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
PaO <sub>2</sub>	Pression partielle artérielle d'oxygène
P <sub>B</sub>	Pression barométrique
PH <sub>2</sub> O	Pression partielle de vapeur d'eau
P <sub>I,O<sub>2</sub></sub>	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
T <sub>I</sub>	Durée de l'inspiration
Tr	Gaz traceur
TT	Temps total du cycle ventilatoire
VA	Volume alvéolaire
VA,eff	Volume alvéolaire utile
V <sub>c</sub>	Volume capillaire pulmonaire
Véch	Volume de l'échantillon de gaz expiré
V <sub>D</sub>	Volume de l'espace mort

VEMS	Volume expiré maximal pendant la première seconde
VE <sub>t</sub>	Volume expiré maximum en t secondes
VGT	Volume gazeux thoracique
V <sub>I</sub>	Volume inspiré
VMM	Ventilation maximale minute
VR	Volume résiduel
VRE	Volume de réserve expiratoire
VRI	Volume de réserve inspiratoire
V <sub>T</sub>	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](http://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 N<sub>2</sub> volumes during N<sub>2</sub> 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, Nahnmias 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 Degroodt 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.

## Standardisation de la détermination de la diffusion du monoxyde de carbone par la méthode en apnée

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

### Table des matières

<b>Généralités</b> .....	17S62	Facteurs divers .....	17S68
Définitions .....	17S62	<b>Calculs</b> .....	17S69
Déterminants de la diffusion du CO .....	17S62	Calcul de la durée de l'apnée .....	17S69
<b>Analyseurs de gaz et matériel général</b> .....	17S63	Calcul du volume alvéolaire .....	17S70
Conception du système .....	17S63	Conditions des gaz inspirés .....	17S71
Exigences de matériel .....	17S64	Ajustements en fonction du CO <sub>2</sub> , de l'H <sub>2</sub> O et de la température pour les calculs du VA .....	17S71
Normes de performance du matériel .....	17S64	<b>Évaluer la mesure de la DL<sub>CO</sub></b> .....	17S71
Contrôle qualité du matériel .....	17S65	Acceptabilité, répétabilité et nombre de tests .....	17S71
Lutte contre les infections .....	17S65	Ajustements de la mesure de DL <sub>CO</sub> avant l'interprétation .....	17S72
<b>Aspects de la standardisation de la méthode en apnée</b> .....	17S66	Ajustements en fonction de l'hémoglobine .....	17S72
Conditions du patient pour les mesures .....	17S66	Ajustements en fonction de la Pa <sub>O<sub>2</sub></sub> .....	17S73
Manœuvre inspiratoire .....	17S66	Ajustements en fonction de la concentration de Hbco et de la contrepression de CO .....	17S73
Condition de l'apnée et de la manoeuvre expiratoire .....	17S66	Ajustements en fonction du volume pulmonaire .....	17S73
Volume de rinçage et volume de l'échantillon recueilli .....	17S67	Valeurs retenues .....	17S74
Composition du gaz inspiré .....	17S67	<b>Abréviations</b> .....	17S74
Intervalle entre les tests .....	17S68		

**Ce document est la traduction de :** Macintyre N, Crapo RO, Viegi G, Johnson DC, van der Grinten CP, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Enright P, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pedersen OF, Pellegrino R, Wanger J. Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 720-735.

**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.

## Généralités

Cette publication commune est basée sur les publications précédentes de l'ATS (American Thoracic Society) et de l'ERS (European Respiratory Society), sur lesquelles elle s'appuie largement [1, 2]. Les données ont été remises à jour en fonction des nouvelles connaissances scientifiques, et révisées pour tenir compte des opinions consensuelles de ces deux sociétés. Ce document a été conçu comme un document autonome, mais pour certaines questions, un renvoi sera effectué aux publications précédentes. Bien qu'il existe d'autres moyens de mesurer la diffusion du monoxyde de carbone (CO) (par ex. méthode de l'expiration unique, méthode de réinspiration, méthode à l'état stable) [3-9], les recommandations seront limitées à la méthode en apnée, car il s'agit de la méthodologie la plus utilisée dans le monde.

La capacité du poumon à échanger des gaz au niveau de l'interface alvéolo-capillaire est déterminée par ses propriétés structurales et fonctionnelles [3-22]. Les propriétés structurales en question sont :

- le volume gazeux pulmonaire ;
- la longueur du circuit de diffusion dans la phase gazeuse ;
- l'épaisseur et la surface de la membrane alvéolo-capillaire ;
- d'éventuelles zones de fermeture des voies aériennes ;
- et le volume sanguin dans les capillaires alimentant les alvéoles ventilées.

Les propriétés fonctionnelles importantes à considérer sont :

- les niveaux absolus de ventilation et de perfusion ;
- l'uniformité de leur distribution les uns par rapport aux autres ;
- la composition du gaz alvéolaire ;
- les caractéristiques de diffusion de la membrane ;
- la concentration et les propriétés de fixation de l'hémoglobine (Hb) dans les capillaires alvéolaires ;
- et les pressions gazeuses dans le sang entrant dans les capillaires pulmonaires où ont lieu les échanges gazeux alvéolaires.

## Définitions

La vitesse de diffusion du CO dans les poumons est le produit de la pression partielle alvéolaire en CO excédant la contrepression existante dans le sang (pression motrice), et d'une constante de diffusion. Il s'agit d'une vitesse globale, concernant la totalité du CO contenu dans le poumon par unité de pression motrice. Pour des raisons pratiques, la captation du CO pulmonaire ( $K_{CO}$ ) est mesurée, à l'aide de la méthode en apnée décrite plus loin, comme étant la baisse de la concentration de CO alvéolaire par unité de temps et par unité de pression motrice de CO ( $P_{A,CO}$ ) :

$$K_{CO} = \Delta[CO]/\Delta t/P_{A,CO} \quad (1)$$

Lorsque  $K_{CO}$  est multiplié par le volume de gaz accessible au CO (volume alvéolaire ou VA), on obtient la capacité de diffusion pulmonaire totale du CO par unité de temps et par unité de pression motrice. Ce produit,  $K_{CO} \times VA$ , est

appelé facteur de transfert pulmonaire du CO en Europe et capacité de diffusion pulmonaire du CO ( $DL_{CO}$ ) en Amérique du Nord. Le terme européen prend en compte le fait que la mesure de la capacité de diffusion du CO dépend de plusieurs facteurs (pas uniquement de la diffusion), et correspond à une valeur sous-maximale et donc pas à une véritable « capacité ». Par contre, le terme américain a une signification historique considérable et, dans un souci d'uniformisation, l'ERS et l'ATS ont convenu d'utiliser l'expression  $DL_{CO}$  dans ce document.

L'ERS recommande d'exprimer la  $DL_{CO}$  en unités du Système International SI, soit  $\text{mmol} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kPa}^{-1}$ , tandis que l'ATS préfère les unités traditionnelles en mL [température standard, pression standard, et air sec (STPD)]. $\text{min}^{-1} \cdot \text{mmHg}^{-1}$ . En réalité cette question n'est pas très importante, pourvu que les calculs soient effectués en utilisant les mêmes unités. Les valeurs en unités SI doivent être multipliées par 2,987 pour obtenir des valeurs en unités traditionnelles.

## Déterminants de la diffusion du CO

Le transfert du CO depuis l'environnement jusqu'aux capillaires sanguins pulmonaires se fait en plusieurs étapes :

- 1) arrivée de CO aux voies aériennes et aux espaces alvéolaires ;
- 2) mélange et diffusion du CO dans les canaux alvéolaires, les sacs alvéolaires et les alvéoles ;
- 3) transfert du CO au travers de l'interface gaz-liquide dans la membrane alvéolaire ;
- 4) mélange et diffusion du CO dans le parenchyme pulmonaire et dans le plasma des capillaires alvéolaires ;
- 5) diffusion à travers la membrane des globules rouges et à l'intérieur des globules rouges ;
- 6) et réaction chimique avec les éléments constitutifs de l'Hb du sang [10-16].

Le processus de diffusion du CO peut être expliqué de manière simplifiée en faisant appel à deux propriétés de transfert ou de conductance : la conductance membranaire ( $D_m$ ), qui est le reflet des propriétés de diffusion de la membrane alvéolo-capillaire, et le degré de liaison du CO à l'Hb. Cette dernière peut être représentée comme étant le produit de la vitesse de réaction CO-Hb ( $\theta$ ) et de la quantité d'Hb présente dans le volume sanguin des capillaires alvéolaires ( $V_c$ ). Ces conductances s'appliquant en série [14], ces propriétés sont liées entre elles par la formule suivante :

$$1/DL_{CO} = (1/D_m) + (1/(\theta \times V_c)) \quad (2)$$

Plusieurs modifications physiologiques peuvent influencer la  $D_m$  ou le  $V_c$ , ce qui modifie par voie de conséquence la  $DL_{CO}$ . Au fur et à mesure du remplissage pulmonaire, la  $D_m$  augmente (à cause du dépliement des membranes et de l'augmentation de la surface), tandis que les changements du  $V_c$  sont variables (à cause de différentes valeurs d'étirement et d'aplatissement des capillaires alvéolaires et extra-alvéolaires) [10, 17-24]. L'effet net de ces modifications se traduit par une tendance de la  $DL_{CO}$  à augmenter au fur et à mesure du rem-

plissage des poumons. L'activité physique, la position couchée et les manœuvres de Mueller (efforts inspiratoires contre une glotte fermée) peuvent toutes recruter et dilater les capillaires alvéolaires, augmentant ainsi le  $V_c$  et la  $DL_{CO}$  [25-31]. Un recrutement alvéolo-capillaire survient aussi dans le tissu pulmonaire restant après une résection chirurgicale, étant donné que le débit cardiaque se déverse alors dans un réseau capillaire restreint. Ainsi, la perte de  $V_c$  est plus faible que l'on ne pourrait croire pour la quantité de tissu pulmonaire retirée. Par contre, les manœuvres de Valsalva (efforts expiratoires contre une glotte fermée) peuvent réduire le  $V_c$  et ainsi réduire la  $DL_{CO}$  [29].

La mesure de la capacité de diffusion du CO est aussi influencée par la distribution de la ventilation en fonction de la  $D_m$  ou du produit  $\theta V_c$ . En d'autres termes, la capacité de diffusion du CO ne peut être mesurée que dans des zones pulmonaires où le CO a été inspiré et ensuite expiré [15, 16, 32, 33]. Ceci est particulièrement important dans des pathologies telles que l'emphysème, où le CO inhalé ne peut se distribuer que dans les zones les mieux ventilées du poumon, et la capacité de diffusion du CO sera déterminée principalement par les propriétés de diffusion dans ces zones. Dans ces conditions, la dilution du gaz traceur utilisée pour calculer le VA correspond aussi principalement à la dilution

régionale et sous-estime le volume pulmonaire entier. La  $DL_{CO}$  ainsi calculée doit donc être considérée avant tout comme reflétant les propriétés d'échanges gazeux des zones ventilées du poumon.

En plus de ces effets physiologiques et de distribution sur la  $DL_{CO}$ , différentes pathologies peuvent modifier la  $D_m$ , le  $\theta V_c$ , ou les deux, et ainsi modifier la  $DL_{CO}$  (tableau I) [5, 6, 34-43]. La mesure de la  $DL_{CO}$  est indiquée chaque fois que ces pathologies sont suspectées ou doivent être exclues. La mesure des variations de la  $DL_{CO}$  au cours du temps permet aussi de suivre l'évolution de ces pathologies.

## Analyseurs de gaz et matériel général

### Conception du système

1) Les appareils et les instructions générales pour effectuer la manœuvre de capacité de diffusion en apnée sont décrits ailleurs [2, 44-48]. Le matériel utilisé dans la pratique clinique varie largement en termes de complexité, mais les principes de base restent les mêmes. Tous les systèmes ont une source de gaz test (bag-in-box, spiromètre, bouteille de gaz comprimé), une méthode pour mesurer les volumes inspirés et expirés au cours

**Tableau I.**

Modifications physiologiques et pathologiques qui influencent la capacité de diffusion pulmonaire du CO ( $DL_{CO}$ ).

---

Réduction extra-pulmonaire de l'expansion pulmonaire (VA réduit) produisant des variations de  $D_m$  ou de  $\theta V_c$  réduisant la  $DL_{CO}$

Effort réduit ou faiblesse des muscles respiratoires  
Déformation thoracique empêchant un remplissage complet

---

Pathologies réduisant le  $\theta V_c$  et réduisant par conséquent la  $DL_{CO}$

Anémie  
Embolie pulmonaire

---

Autres pathologies réduisant le  $\theta V_c$  et réduisant par conséquent la  $DL_{CO}$

Modifications de la fixation de l'Hb (par ex. HbCO,  $F_iO_2$  accrue)  
Manœuvre de Valsalva (pression intrathoracique accrue)

---

Pathologies réduisant (à des degrés divers) la  $D_m$  et le  $\theta V_c$  et réduisant par conséquent la  $DL_{CO}$

Résection pulmonaire (il existe cependant un recrutement compensatoire du  $\theta V_c$ )  
Emphysème  
Pneumopathie interstitielle (par ex. fibrose pulmonaire idiopathique, sarcoïdose)  
Œdème pulmonaire  
Vascularite pulmonaire  
Hypertension pulmonaire

---

Pathologies augmentant le  $\theta V_c$  et augmentant par conséquent la  $DL_{CO}$

Polycythémie  
Shunt artério-veineux  
Hémorragie pulmonaire (n'augmente pas le  $\theta V_c$  au sens strict, mais augmente la quantité d'Hb dans les poumons)  
Asthme

---

Autres pathologies augmentant le  $\theta V_c$  et augmentant par conséquent la  $DL_{CO}$

Changement de la fixation à l'Hb (par ex.  $F_iO_2$  réduite)  
Manœuvre de Mueller (pression intrathoracique diminuée dans l'asthme, respiration contre une résistance)  
Activité physique (pourrait aussi être une composante de la  $D_m$ )  
Position couchée (pourrait aussi provoquer une légère augmentation de la  $D_m$ )  
Obésité (pourrait aussi être une composante de la  $D_m$ )

---

VA : volume alvéolaire ;  $D_m$  : composante membranaire de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone ;  $\theta$  : vitesse de réaction chimique entre le monoxyde de carbone (CO) et l'hémoglobine (Hb) ;  $V_c$  : volume capillaire pulmonaire ;  $F_iO_2$  : fraction de l'oxygène dans le gaz inspiré ; Hb : hémoglobine.

du temps (spiromètres avec kymographes, pneumotachomètres près de l'embout buccal ou près d'un bag-in-box), et des analyseurs de gaz (analyseurs d'un seul échantillon ou analyseurs continus à grande vitesse). Les systèmes d'analyseurs de gaz à un seul échantillon n'affichent généralement que le volume au cours du temps (*fig. 1a*). Les systèmes d'analyseurs continus fournissent aussi un tracé continu des concentrations de CO et du gaz traceur pendant le test (*fig. 1b*).

## Exigences de matériel

### Normes de performance du matériel

Les normes de performance du matériel sont décrites ci-dessous (*tableau II*).

1) L'exactitude de la mesure du volume doit être la même que celle établie par l'ATS/ERS pour la spirométrie [49] ; c'est-à-dire  $\pm 3\%$  d'exactitude du volume ( $\pm 3,5\%$  en tenant compte d'une erreur de la seringue de test égale à  $0,5\%$ ) sur une gamme de volumes de 8 L avec les gaz test présents en concentrations susceptibles d'être rencontrées pendant les tests de  $DL_{CO}$ . Les capteurs détectant le débit et le volume sur le pneumotachomètre pendant la manœuvre de  $DL_{CO}$  peuvent être sensibles à différentes compositions et concentrations de gaz, ou variations de débit pulsatile créées par les soupapes à la demande [50]. Tous les dispositifs doivent maintenir l'exactitude de volume requise, quels que soient le mélange de gaz, la direction de l'écoulement gazeux (inspiré ou expiré), ou le circuit pulsatile.

2) L'exactitude des analyseurs de gaz est importante dans certaines circonstances, telles que pour la mesure de la « contrepression » de CO (fraction expirée de CO lorsque aucun CO n'a été inspiré). Cependant, pour calculer la  $DL_{CO}$ , seuls les rapports de CO alvéolaire sur CO inspiré et gaz traceur sont nécessaires. Par conséquent, les analyseurs doivent avant tout être capables de produire des mesures de CO et de gaz traceur expirés correspondant à une extrapolation linéaire entre les fractions inspirées (concentrations du gaz test) et zéro (pas de CO ni de gaz traceur présent dans les analyseurs) [51, 52]. Cette mesure est souvent appelée la réponse linéaire. La  $DL_{CO}$  mesurée étant très sensible aux erreurs de

concentrations relatives de gaz, la non linéarité pour les analyseurs ne doit pas dépasser  $0,5\%$  de la pleine échelle (soit une fois que les analyseurs ont été ajustés à zéro, sans gaz test présent et calculés en pleine échelle en utilisant les concentrations de gaz test, la non linéarité du système sur les mesures de dilutions connues du gaz test ne doit pas dépasser  $0,5\%$  de la pleine échelle). Par exemple, si  $0,300\%$  de CO est utilisé comme gaz test, l'erreur maximale sur n'importe quelle dilution ne doit pas dépasser  $\pm 0,0015\%$ .

3) La dérive des analyseurs de gaz doit être minime tant au zéro qu'en cours de mesure, afin que le signal de sortie soit stable pendant la durée du test. Il est recommandé aux fabricants de concevoir leurs appareils pour qu'ils affichent les concentrations mesurées de gaz afin de pouvoir confirmer la stabilité.

En cas de dérive significative sur la durée d'un test ( $\approx 30$  s), des algorithmes d'ajustement doivent être conçus pour compenser la dérive de l'analyseur sur les données mesurées. La stabilité des analyseurs de gaz doit être  $\pm 0,001\%$  en valeur absolue pour le CO et  $\pm 0,5\%$  pour la lecture en pleine échelle pour le gaz traceur.

4) Si le  $CO_2$  et/ou  $H_2O$  nuisent à la performance de l'analyseur de gaz, il existe deux remèdes possibles. D'abord, le  $CO_2$  et/ou  $H_2O$  peuvent être éliminés des gaz tests avant le passage dans l'analyseur de gaz. L'eau est fréquemment absorbée par du  $CaSO_4$  anhydre ou par d'autres produits. Le  $CO_2$  peut être absorbé soit avec du  $Ba(OH)_2$  ou du  $NaOH$ . Ces deux composés produisent de l'eau lorsqu'ils sont mélangés à du  $CO_2$ . Par conséquent, si un absorbeur de  $CO_2$  est utilisé, il doit être placé en amont de l'absorbeur d' $H_2O$  dans le circuit de l'analyseur de gaz. Des tubes à perméabilité sélective peuvent aussi être utilisés pour éliminer la vapeur d'eau. Cependant, ces tubes ne réduisent la teneur en vapeur d'eau que jusqu'à des niveaux proches des valeurs ambiantes, ce qui signifie que l'eau restante nuit toujours à la performance de l'analyseur de gaz. Par ailleurs, les tubes perméables à la vapeur d'eau ont une durée de vie limitée. Ils peuvent être vérifiés en comparant les mesures des concentrations de gaz effectuées avec le gaz test sec et humidifié, et en procédant ensuite aux ajustements décrits plus loin. Les fabricants doivent spécifier le rythme de remplacement des tubes per-

**Tableau II.**

Spécifications du matériel.

Exactitude du volume	Normes ATS/ERS (actuellement exactitude de $3,5\%$ sur un volume de 8 L avec des gaz tests et une exactitude de la seringue d'étalonnage de $0,5\%$ )
Analyseurs de gaz	Linéaire de zéro à l'intervalle de mesure complet $\pm 0,5\%$ de l'intervalle de mesure complet. Stable pendant toute la durée du test avec une dérive $< \pm 0,5\%$ d'un gaz mesuré
Résistance du circuit	$< 1,5 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ à un débit de $6 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1}$
Sensibilité de la soupape à la demande	$< 10 \text{ cmH}_2\text{O}$ requis pour un débit de $6 \text{ L} \cdot \text{s}^{-1}$ à travers la soupape et le circuit (si une source de gaz comprimé est utilisée)
Chronomètre	$\pm 1,0\%$ sur 10 s (100 ms)
VD du filtre de l'appareil/valve	$< 0,350 \text{ L}$

ATS : American Thoracic Society ; ERS : European Respiratory Society ; VD : volume de l'espace mort



méables à la vapeur d'eau et/ou une méthode pour vérifier leur fonctionnement. Le deuxième remède pour éliminer les interférences de l'analyseur de CO<sub>2</sub> et/ou de H<sub>2</sub>O consiste à caractériser l'effet de ces gaz sur le signal de sortie de l'analyseur, et ajuster ensuite ce signal en fonction de la présence des gaz indésirables. Deux approches sont souvent utilisées : en supposant que les concentrations des gaz indésirables soient constantes, appliquer un facteur de correction fixe pour tous les tests ; ou mesurer directement le CO<sub>2</sub> et/ou H<sub>2</sub>O pour chaque test et faire les ajustements proportionnels du signal de sortie de l'analyseur en fonction des concentrations mesurées de CO<sub>2</sub> et/ou H<sub>2</sub>O (voir section « Ajustements en fonction du CO<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>O et de la température pour les calculs du VA »).

5) La résistance du circuit doit être  $< 1,5 \text{ cmH}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$  à un débit de  $6 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$ . Si un détendeur à la demande est utilisé sur une bouteille du gaz test comprimé, la pression inspiratoire maximale requise pour obtenir un débit inspiratoire de  $6 \text{ L}\cdot\text{s}^{-1}$  à la fois au travers du circuit et de la valve doit être  $< 10 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

6) Le chronomètre de l'appareil de DL<sub>CO</sub> doit être exact à 1 % (100 ms sur 10 s). La technique de mesure du temps utilisée pour les calculs doit être spécifiée. Si un appareil effectue automatiquement les calculs, l'exactitude de la mesure de la durée de l'apnée doit être documentée.

7) Les volumes d'espace mort (VD) à la fois pour le gaz test inspiré et pour l'échantillon alvéolaire doivent être connus, et leurs rôles dans les algorithmes de calculs de données doivent être identifiés et documentés. Chez l'adulte, le VD total de la valve, du filtre et de l'embout buccal doit être  $< 0,350 \text{ L}$ . Chez l'enfant, le VD doit parfois être plus faible.

8) Le système doit être exempt de fuites. Ceci est particulièrement important pour les systèmes de DL<sub>CO</sub> qui aspirent des échantillons de gaz à une pression subatmosphérique à travers les analyseurs de gaz. Lorsque les échantillons sont aspirés, la présence de fuites dans les tubes, les raccords et ailleurs provoque une aspiration d'air ambiant dans le circuit de gaz, diluant ainsi l'échantillon et réduisant les concentrations des gaz tests.

### Contrôle qualité du matériel

Les considérations pour le contrôle qualité du matériel sont les suivantes (tableau III).

**Tableau III.**  
Contrôle qualité du matériel.

Réglage du zéro de l'analyseur de gaz	Effectué avant/après chaque test
Exactitude du volume	Testé tous les jours
Sujet standard ou simulateur	Testé au moins une fois par semaine
Linéarité de l'analyseur de gaz	Testée tous les 3 mois
Chronomètre	Testé tous les 3 mois

1) Le zéro des analyseurs de gaz doit être réglé avant chaque test. Après chaque test, le zéro doit à nouveau être réglé afin de tenir compte de la dérive de l'analyseur pendant le test.

2) Chaque jour, il faut étalonner le volume avec une seringue de 3 L [53]. Les techniciens doivent aussi relever toute divergence significative entre le volume inspiré (VI) et la capacité vitale (CV), ou entre le VA et la capacité pulmonaire totale (CPT) pouvant suggérer des problèmes d'étalonnage du volume.

3) Chaque semaine, ou chaque fois que des problèmes sont suspectés, les procédures suivantes doivent être effectuées. Premièrement, il faut rechercher les fuites, si applicable à l'appareil utilisé. Deuxièmement, il faut effectuer un étalonnage de DL<sub>CO</sub> avec une seringue étalonnée de 3 L, en reliant la seringue à l'appareil en mode test. Le gaz test est aspiré de l'analyseur de DL<sub>CO</sub> avec la seringue et réintroduit à la fin de l'apnée. La DL<sub>CO</sub> mesurée doit être proche de zéro et le VI mesuré doit être  $\approx 3,3 \text{ L}$  ( $3,0 \text{ L} \times \text{facteur BTPS}$ , soit température corporelle, pression ambiante, air saturé en vapeur d'eau). Cette procédure vérifie l'exactitude du volume inspiré dans le mode test de DL<sub>CO</sub>, qui peut être hors limites même si les mesures de spirométrie ne le sont pas. Troisièmement, un test peut être effectué sur un « sujet standard » (témoin biologique) ou avec un simulateur [54]. Les sujets standards sont des individus en bonne santé et non fumeurs (par ex. membre du personnel du laboratoire en bonne santé). Si la DL<sub>CO</sub> chez un sujet standard varie de  $> 10 \%$  par rapport à des valeurs précédentes connues, le test doit être répété. Si le nouveau test confirme la variation, le système de DL<sub>CO</sub> doit être soigneusement vérifié en recherchant des fuites, une fonction non linéaire de l'analyseur, une inexactitude du volume et du temps, etc. Lorsque les données obtenues sur un individu standard sont suffisantes, le laboratoire doit établir ses propres critères de déviance servant d'indicateurs de problèmes potentiels sur ses systèmes de DL<sub>CO</sub>. Il est recommandé aux fabricants de développer des systèmes de contrôle qualité automatiques pour aider et améliorer l'utilité de ces procédures.

4) La linéarité de l'analyseur de gaz doit être vérifiée tous les 3 mois. Une approche simple consiste à mesurer une série de dilutions du gaz test [55], ou à mesurer la concentration d'un autre gaz test de précision possédant un certificat d'analyse. Il faut utiliser au moins une concentration intermédiaire pour vérifier la linéarité. Il est recommandé aux fabricants d'automatiser cette fonction. Par ailleurs, il faut vérifier l'exactitude du chronomètre une fois par trimestre.

5) Les rapports de tests du matériel et les tests de sujets standards doivent être datés, signés et conservés dans un registre du laboratoire. Il est recommandé aux fabricants de fournir un logiciel et des options de test du matériel pour le contrôle qualité ainsi que la gestion des données du contrôle qualité.

### Lutte contre les infections

L'objectif principal de la lutte contre les infections est de prévenir la transmission d'une infection aux patients et aux

membres du personnel pendant les explorations fonctionnelles respiratoires. Les recommandations dans les documents sur la spirométrie de l'ATS/ERS et les considérations générales concernant les explorations fonctionnelles respiratoires s'appliquent aussi au matériel et aux procédures de  $DL_{CO}$  [49, 56].

## Aspects de la standardisation de la méthode en apnée

La détermination de la  $DL_{CO}$  en apnée consiste à mesurer la diffusion du CO à partir du poumon pendant une période d'apnée.

Afin de minimiser la variabilité autant que possible, les recommandations suivantes pour la standardisation des techniques de test sont proposées.

### Conditions du patient pour les mesures

Il faut standardiser les facteurs influençant le volume capillaire (tels que l'effort, la position du corps, et l'affinité de l'Hb pour le CO, elle-même influencée par la pression partielle alvéolaire en oxygène ( $P_aO_2$ ), et la carboxyhémoglobine ( $Hb_{CO}$ )). Si les conditions cliniques le permettent, le sujet ne doit pas respirer de l'oxygène supplémentaire pendant les 10 min précédant un test standard. Si le test est effectué à l'effort ou en position couchée pour évaluer la « recrutabilité » de la  $DL_{CO}$  [15, 25-28], le niveau d'effort et/ou la durée de la position couchée doivent être notés.

Avant de commencer le test, les manœuvres doivent être montrées et des instructions précises doivent être données au sujet. Le sujet doit être assis confortablement pendant toute la procédure du test. Le test doit être effectué à une température stable et confortable conforme aux spécifications du matériel données par le fabricant.

La  $Hb_{CO}$  provoque une baisse aiguë et réversible de la  $DL_{CO}$  [57-60], en grande partie à cause des effets sur la contrepression du CO et de l'effet « d'anémie » dû à la réduction du nombre de sites de fixation disponible pour le CO du gaz test sur l'Hb. La cigarette étant la source la plus courante de  $Hb_{CO}$ , les sujets doivent éviter de fumer, ainsi que toute autre exposition au CO le jour du test. Le moment où la dernière cigarette a été fumée doit être noté pour l'interprétation. Une correction pour la contrepression de CO doit être effectuée si le sujet a fumé des cigarettes récemment ou en quantités élevées (voir section « Ajustements en fonction de la concentration de carboxyhémoglobine et de la contrepression de CO »). Il est recommandé aux fabricants de fournir un système qui permette de réaliser facilement ces opérations.

### Manœuvre inspiratoire

Lorsque l'embout buccal et le pince-nez sont en place, demander au sujet de respirer normalement pendant suffisamment longtemps pour qu'il s'habitue à l'embout buccal.

Les inspirations profondes sont à éviter pendant cette période car elles augmentent la diffusion ultérieure du CO [61]. La manœuvre de  $DL_{CO}$  commence par une expiration non forcée jusqu'au volume résiduel (VR). Dans les syndromes obstructifs, où l'expiration jusqu'au VR peut prendre plus de temps, il est raisonnable de limiter la durée de cette manœuvre à 6 s, ce qui correspond à la durée utilisée pour la manœuvre du volume expiratoire forcé en six secondes, utilisée en remplacement de la manœuvre de CV [49]. Au VR, l'embout buccal est relié à la source de gaz test, et le sujet inspire rapidement jusqu'à la CPT.

Un volume inspiré sous-maximal (soit inférieur à la CV connue) peut influencer la capacité de diffusion du CO, de manière différente s'il est dû à une expiration initiale suboptimale jusqu'au VR (test effectué à la CPT) ou s'il est dû à une inspiration suboptimale à partir du VR (test effectué en dessous de la CPT) [19-22]. Dans le premier cas, le VA et la  $DL_{CO}$  calculés correspondront exactement au volume pulmonaire et aux propriétés de diffusion du CO à partir du poumon à la CPT. Dans le dernier cas, le VA sera réduit et la mesure de la  $DL_{CO}$  sera différente (voir section Ajustements en fonction du volume pulmonaire).

À cause de ces effets, il est important que le VI soit aussi proche de la CV connue que possible. Des données issues d'une grande population de patients ont montré que le VI pendant les mesures de  $DL_{CO}$  est en moyenne  $\approx 90\%$  de la CV [19], mais jusqu'à 32 % des sujets peuvent se situer en dessous de cette limite [62]. Une étude plus récente sur > 6 000 mesures de la  $DL_{CO}$  dans un laboratoire universitaire a montré que 72, 86 et 92 % des patients pouvaient atteindre un VI égal à 90, 85 et 80 %, respectivement, de la CV connue [63]. Sachant que des réductions du VI allant jusqu'à 15 % de la CV connue réduiront la  $DL_{CO}$  de < 5 % [19], un VI cible égal à 85 % de la CV connue semble à la fois raisonnable et réaliste.

L'inspiration doit être rapide, car les calculs de  $DL_{CO}$  suppose un remplissage « instantané » des poumons [24, 64-70]. Si le remplissage des poumons est plus lent, la période pendant laquelle les poumons sont en inspiration maximale est plus courte, ce qui diminue la diffusion du CO. Bien qu'il existe plusieurs techniques de chronométrage du prélèvement permettant de contrôler la durée du remplissage pulmonaire et la durée de la vidange pulmonaire, on peut raisonnablement supposer que 85 % du VI doit être inspiré en < 4,0 s. Si des temps inspiratoires plus longs sont nécessaires pour atteindre le VI cible de 85 %, il faut le noter dans le rapport du test.

### Condition de l'apnée et de la manœuvre expiratoire

En diminuant et augmentant, respectivement, le volume sanguin thoracique, les manœuvres de Valsalva (efforts expiratoires contre la glotte fermée) et de Muller (efforts inspiratoires contre la glotte fermée) pendant l'apnée diminuent et augmentent la  $DL_{CO}$ , respectivement [29, 71, 72]. La pres-

sion intrapulmonaire pendant l'apnée doit donc être proche de la pression atmosphérique, ce qui est obtenu le plus facilement en demandant au sujet de maintenir volontairement une inspiration complète avec un effort minimal. La durée de l'apnée doit être égale à  $10 \pm 2$  s, une cible facilement atteinte par la majorité des sujets [62].

Comme pour l'inspiration, le calcul de la  $DL_{CO}$  suppose que les poumons se vident instantanément [24, 64-69]. Bien qu'il existe plusieurs techniques de chronométrage du prélèvement tenant compte du fait que la vidange n'est pas instantanée, on peut raisonnablement supposer que la manœuvre expiratoire doit être régulière, non forcée, sans hésitation ni interruption, et que la durée totale de l'expiration ne doit pas dépasser 4 s (avec une durée de recueil de l'échantillon < 3 s). Si des temps expiratoires plus longs sont nécessaires pour fournir un échantillon de gaz alvéolaire, le temps expiratoire doit être noté dans le rapport du test. Les erreurs courantes pouvant survenir pendant les manœuvres d'inspiration, d'apnée et d'expiration sont données à la *figure 2*.

### **Volume de rinçage et volume de l'échantillon recueilli**

Pour calculer la  $DL_{CO}$  (voir section Calculs), il faut recueillir des échantillons de gaz alvéolaire. Pendant l'expiration, un volume de gaz doit être expiré et jeté pour éliminer l'espace mort anatomique et mécanique avant de recueillir l'échantillon alvéolaire (*fig. 1*). La contamination de l'échantillon de gaz alvéolaire avec le gaz du VD provoquerait une sous-estimation de la capacité de diffusion du CO réelle. De manière générale, le volume de rinçage doit être compris entre 0,75 et 1,0 L (BTPS). Si la CV du patient est < 2,00 L, le volume de rinçage peut être réduit à 0,50 L. Les dispositifs plus récents peuvent afficher les concentrations du gaz expiré sous forme de graphiques pour s'assurer que le gaz du VD n'est pas présent dans l'échantillon alvéolaire (*fig. 1*). En utilisant un analyseur de ce type, Huang et coll. [71] ont montré que l'approche standard décrite ci-dessus permettait d'éliminer de manière adéquate le VD chez > 90 % des adultes.

Le volume de l'échantillon de gaz (Véch) correspond au volume de gaz utilisé pour analyser les concentrations alvéolaires de CO et de gaz traceur à la fin de l'apnée. Chez les sujets avec un bon mélange gazeux et des propriétés uniformes de ventilation et de diffusion du CO, pratiquement n'importe quel échantillon de gaz après le rinçage du VD fournira une bonne représentation du poumon dans son ensemble.

Cependant, chez les sujets avec un mauvais mélange gazeux ou une vidange séquentielle marquée de différentes zones pulmonaires, l'échantillon de gaz recueilli ne reflétera que les propriétés des zones contribuant à cet échantillon. Le temps de recueil du Véch influence aussi la mesure du temps de l'apnée (voir plus loin). Afin de standardiser le processus de recueil, un Véch de 0,50-1,00 L doit être recueilli pour ana-

lyse. Chez les patients avec une CV < 1 L, un Véch < 0,50 L peut être utilisé pour autant que le VD ait été éliminé.

Si des analyseurs continus avec affichage graphique sont utilisés, l'analyse informatisée ou visuelle des courbes du CO et du gaz traceur expirés peut être utilisée pour ajuster le rinçage et le Véch si nécessaire (*fig. 1*) [71]. Ces ajustements peuvent être utiles chez les sujets avec une CV < 1 L et qui ne sont pas capables de produire le rinçage minimum du VD et le Véch minimum recommandés précédemment (par ex. enfants ou patient adulte avec un syndrome restrictif sévère). Ces ajustements peuvent aussi être utiles chez les sujets avec un VD important et chez qui la fourchette recommandée de 0,75-1,0 L est inadaptée. Pour effectuer correctement ces ajustements, les courbes doivent représenter les concentrations gazeuses réelles au niveau de la bouche, synchronisées pour tenir compte des retards de transport du gaz et ajustées en fonction de la réponse de l'analyseur de gaz. Lors de ces ajustements, le début du Véch (fin du rinçage) doit clairement commencer à un moment où le gaz traceur a atteint un plateau après la baisse immédiate depuis sa concentration inspiratoire, et la courbe de CO a cessé sa chute immédiate et a commencé sa baisse progressive et régulière (*fig. 1*). De plus, les rapports doivent aussi indiquer que des ajustements manuels ont été utilisés pour sélectionner les volumes de rinçage et le Véch, afin que la personne interprétant les résultats puisse revoir et vérifier les ajustements.

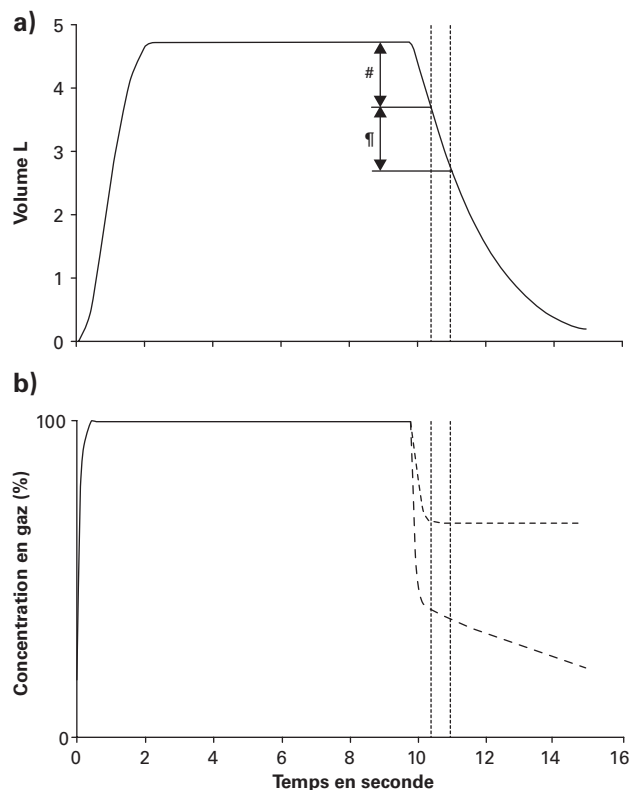
### **Composition du gaz inspiré**

Les gaz tests utilisés pour calculer la  $DL_{CO}$  contiennent un gaz traceur pour mesurer le VA, et le CO. Les autres gaz dans le mélange sont l'O<sub>2</sub> et le N<sub>2</sub>.

Le gaz traceur doit être relativement insoluble, ainsi que chimiquement et biologiquement inerte. Le gaz traceur étant utilisé pour déterminer la concentration alvéolaire initiale de CO, ainsi que le VA à partir duquel le CO diffuse, sa diffusivité gazeuse doit être similaire à celle du CO. Il ne doit pas influencer la mesure de la concentration de CO. Le gaz traceur ne doit pas être normalement présent dans le gaz alvéolaire, ou s'il est présent, il doit l'être à une concentration connue et fixe (par ex. argon).

Les gaz traceurs couramment utilisés sont l'hélium (He) et le méthane (CH<sub>4</sub>). Tandis que l'He remplit la plupart des critères précédents, sa diffusivité gazeuse est considérablement plus élevée que celle du CO. Le CH<sub>4</sub> est couramment utilisé comme gaz traceur pour les systèmes qui prélèvent en continu le gaz expiré. Sa diffusivité gazeuse est plus proche de celle du CO, mais sa solubilité dans les liquides est légèrement plus élevée que celle de l'He. Avec l'arrivée de nouveaux gaz traceurs, les fabricants doivent démontrer qu'ils produisent des valeurs de VA et de  $DL_{CO}$  équivalentes à celles mesurées avec l'He, car ce gaz traceur est utilisé pour la plupart des dérivations des formules de référence actuelles.

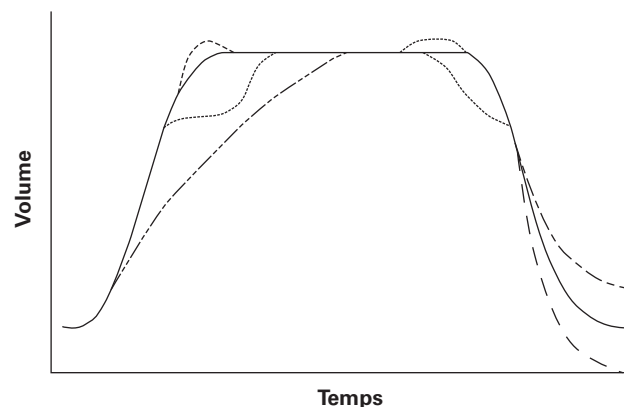
La concentration du CO inspiré doit normalement être égale à 0,3 %. Néanmoins, les rapports étant plus importants que les valeurs absolues, les concentrations exactes ne sont pas



**Fig. 1.** Représentation schématique du volume pulmonaire (a) et des concentrations de gaz (b) pendant une manœuvre de capacité de diffusion du monoxyde de carbone en apnée. La période de prélèvement des gaz se situe entre les deux lignes pointillées. --- : gaz traceur ; : monoxyde de carbone ; # : rinçage de l'espace mort ; ¶ : recueil des échantillons. Version modifiée de [1].

critiques. En calculant la capacité de diffusion du CO, on suppose que le sang capillaire ne contient pas de CO. Par conséquent, des corrections sont nécessaires chez les patients avec un taux de Hb<sub>CO</sub> significatif (voir section « Ajustements en fonction de la concentration de Hb<sub>CO</sub> et de la contrepression de CO »).

Étant donné que la Pa<sub>O2</sub> varie au cours du cycle respiratoire [72] et qu'elle peut influencer la capacité de diffusion du CO en modifiant la vitesse  $\theta$ , il paraît souhaitable d'avoir une Pa<sub>O2</sub> plus stable pendant la manœuvre de DL<sub>CO</sub>, ce qui est théoriquement réalisable avec une fraction d'oxygène inspiré (Fi<sub>O2</sub>) dans le gaz test de 0,17. La plupart des systèmes actuels utilisent soit une Fi<sub>O2</sub> de 0,21 (avec des concentrations fractionnelles de gaz traceurs tels que CH<sub>4</sub> < 0,01), ou des mélanges de gaz contenant du CO et 10 % d'He avec un air ayant une Fi<sub>O2</sub> effective de 0,19. Étant donné que la DL<sub>CO</sub> augmente de 0,31 à 0,35 % pour chaque baisse de 0,133 kPa (1 mmHg) de la Pa<sub>O2</sub> [73, 74], l'augmentation attendue de DL<sub>CO</sub> lorsque la Fi<sub>O2</sub> passe de 0,21 à 0,17 (baisse de la Pa<sub>O2</sub> de  $\approx$  3,7 kPa, soit  $\approx$  28 mmHg) est de 8-9 %. Il est recommandé aux laboratoires d'utiliser des



**Fig. 2.** Problèmes potentiels avec la manœuvre de la capacité de diffusion pulmonaire du monoxyde de carbone pouvant entraîner des erreurs de mesure ... : inspiration ou expiration progressive --- : fuite de gaz expiré ; - - - : inspiration trop lente ; - - - : volume expiré plus élevé que volume inspiré ; - - - : dépassements transitoires de débits élevés et changement de température du gaz. Adapté de [2].

mélanges de gaz avec des valeurs de pression partielle d'oxygène dans le gaz inspiré (Pi<sub>O2</sub>) similaires à la référence utilisée dans l'interprétation (tableau IV) [75-82], ou de faire les ajustements appropriés de la DL<sub>CO</sub> mesurée ou attendue en fonction de la Pi<sub>O2</sub>.

En mesurant la DL<sub>CO</sub> à différents niveaux de Pa<sub>O2</sub>, les deux composantes de la DL<sub>CO</sub> (Dm et Vc) peuvent être distinguées, en utilisant le modèle de Roughton et Forster noté plus haut (formule 2) et en variant  $\theta$  (vitesse de réaction d'O<sub>2</sub> et Hb) en modifiant la Pi<sub>O2</sub>. Ensuite, une courbe est tracée de 1/DL<sub>CO</sub> en fonction de 1/ $\theta$  aux différents niveaux de Pi<sub>O2</sub>. La pente de cette courbe est égale à 1/Vc et leur point de croisement correspond à 1/Dm.

### Intervalle entre les tests

Il faut attendre au moins 4 minutes entre les tests pour permettre une élimination adéquate du gaz test des poumons. Le sujet doit rester assis pendant cet intervalle. Chez les patients avec un syndrome obstructif, il faut parfois attendre plus longtemps (par ex. 10 minutes). Plusieurs inspirations profondes pendant cette période peuvent aider à éliminer les gaz tests plus efficacement. Si une surveillance continue des concentrations des gaz expirés est possible, le rinçage du gaz traceur du test précédent peut être confirmé en observant les concentrations de gaz en fin d'expiration avant de débiter le nouveau test.

### Facteurs divers

La DL<sub>CO</sub> peut varier selon un rythme diurne, car une étude a mis en évidence une baisse de la DL<sub>CO</sub> de 1,2 à 2,2 % par heure pendant la journée [83]. La raison de ces variations n'est pas claire et n'est pas expliquée par la contrepression de CO ni les variations de VA, VI ou la durée de l'apnée. Elles

pourraient être dues à un ensemble de modifications de la compression de CO associées à une variation diurne de la concentration de l'Hb [84]. Une modification de 13 % de la  $DL_{CO}$  pendant le cycle menstruel a été signalée [85]. La valeur la plus élevée a été observée juste avant les règles, et la valeur la plus faible le troisième jour des règles. Néanmoins, on ne sait pas s'il s'agit simplement d'un effet de l'Hb ou si ces différences correspondent à d'autres processus physiologiques (par ex. variations du tonus vasculaire au niveau des poumons dues aux hormones). Une baisse de la  $DL_{CO}$  a été associée à l'ingestion d'éthanol [86]. Les mécanismes en jeu ne sont pas élucidés, mais on sait que certains analyseurs de CO fonctionnant avec une pile à combustible sont sensibles à l'éthanol et aux cétones expirés. Chez les sujets avec un syndrome obstructif, après l'administration d'un bronchodilatateur, l'augmentation de la  $DL_{CO}$  peut aller jusqu'à 6% [87]. Les bronchodilatateurs peuvent modifier le VA, le tonus vasomoteur, etc., et leur utilisation avant un test peut théoriquement optimiser ces paramètres. L'utilisation d'un bronchodilatateur doit être notée dans l'interprétation [88].

## Calculs

Le facteur de transfert ou la capacité de diffusion d'un gaz dans les poumons (DL) est égal à la vitesse de l'échange à travers le poumon divisé par son gradient de transfert :

$$DL = \frac{\text{vitesse de diffusion du gaz}}{\text{gradient de pression de transfert}} \quad (3)$$

La vitesse de diffusion du gaz est exprimée en mL STPD.min<sup>-1</sup>, et le gradient de transfert (la différence entre les pressions capillaires alvéolaire et pulmonaire) en mmHg. Par conséquent, la  $DL_{CO}$  est traditionnellement exprimée en mL STPD.min<sup>-1</sup>.mmHg<sup>-1</sup> (unités SI = mmol.min<sup>-1</sup>.kPa<sup>-1</sup>). La pression capillaire pulmonaire de CO étant proche de zéro :

**Tableau IV.**

Mélanges de gaz inspirés utilisés pendant les mesures de la capacité de diffusion normale du monoxyde de carbone (CO) pour les formules de référence couramment utilisées.

Auteur [Réf.]	Mélange de gaz
Teculescu [75]	1,5 % He, (Fi,O <sub>2</sub> 0,20)
Van Ganse [76]	14-15 % He, (Fi,O <sub>2</sub> 0,18)
Frans [77]	10 % He, 18 % O <sub>2</sub>
Crapo [78]	10 % He, 25 % O <sub>2</sub> (comparable à 21 % au niveau de la mer)
Paoletti [79]	10 % He, 20 % O <sub>2</sub>
Knudson [80]	10 % He, 21 % O <sub>2</sub>
Roca [81]	13 % He, 18 % O <sub>2</sub>
Huang [25]	0,3 % CH <sub>4</sub> , 0,3 % C <sub>2</sub> H <sub>2</sub> , (Fi,O <sub>2</sub> 0,20)
Miller [82]	10 % He, 20 % O <sub>2</sub>

He : hélium ; Fi,O<sub>2</sub> : fraction d'oxygène dans le gaz inspiré ; CH<sub>4</sub> : méthane ; C<sub>2</sub>H<sub>2</sub> : acétylène, en plus de 0,3 % de CO.

$$DL_{CO} = \frac{\text{diffusion totale du CO au cours du temps}}{Pa_{CO}} \\ = \frac{(\Delta[CO] \times V_A / \Delta_t)}{Pa_{CO}} \quad (4)$$

La technique de détermination de la  $DL_{CO}$  en apnée suppose que le CO et le gaz traceur (Tr) sont dilués de manière comparable à l'inspiration. Par conséquent, la pression partielle alvéolaire initiale de CO ( $Pa_{CO,0}$ ) peut être calculée en connaissant la fraction inspirée du gaz traceur ( $Fi,Tr$ ) et la fraction alvéolaire du gaz traceur ( $Fa,Tr$ ) :

$$Fa_{CO,0} = Fi_{CO} \times Fa_{Tr} / Fi_{Tr} \quad (5)$$

$$Pa_{CO,0} = Pb \times Fa_{CO,0} \quad (6)$$

où  $Fa_{CO,0}$  est la fraction initiale alvéolaire du CO inspiré,  $Fi_{CO}$  est la fraction de CO,  $Pb$  est la pression barométrique, et  $Fa_{CO,0}$  est la fraction initiale alvéolaire de CO.

La dilution du gaz traceur est aussi utilisée pour déterminer le VA effectif selon la description ci-dessous. Ainsi, la résolution de la équation pour  $DL_{CO}$  donne la formule suivante :

$$DL_{CO} = \frac{VA / (t/60 \times (Pb - PH_2O))}{1 \times n [(Fa,Tr \times Fi_{CO}) / (Fi_{Tr} \times Fa_{CO})]} \quad (7)$$

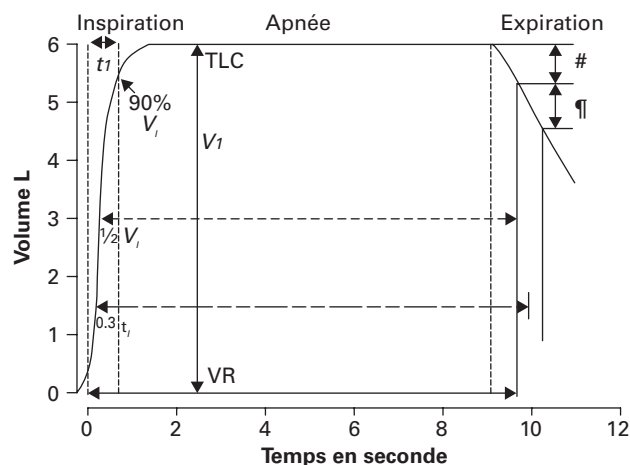
où VA est exprimé en mL STPD, t est la durée de l'apnée en secondes, et  $PH_2O$  est la pression de la vapeur d'eau.

## Calcul de la durée de l'apnée

La « durée de l'apnée » ou temps de transfert au cours duquel le CO passe de sa concentration initiale à sa concentration finale est le dénominateur de la formule de la  $DL_{CO}$  (formule 7). Comme décrit précédemment, la mesure de la capacité de diffusion du CO en apnée suppose que les processus de remplissage et de vidange des poumons soient « instantanés ». Cependant, l'inspiration et l'expiration durent en réalité jusqu'à plusieurs secondes, et les calculs doivent tenir compte de ces périodes de changement du volume de gaz dans les poumons. Pour les besoins de la standardisation, il est recommandé d'utiliser la méthode de Jones et Meade [68] (fig. 3), théoriquement séduisante car elle tient compte de manière empirique des effets des temps inspiratoire et expiratoire. Cette méthode convient aussi pour des débits inspiratoires aussi faibles que 1 L.s<sup>-1</sup>, des temps d'apnée aussi courts que 5 s, et des débits expiratoires aussi faibles que 0,5 L.s<sup>-1</sup> chez des sujets normaux [64].

Avec la méthode de Jones et Meade [68], la durée de l'apnée est égale à l'intervalle compris entre 30 et 50 % de la durée de l'inspiration après le début de l'inspiration et le milieu du temps de recueil de l'échantillon. Comme pour la spirométrie, la technique de rétro-extrapolation doit être utilisée pour établir le temps zéro [48, 49]. Le temps nécessaire pour inspirer 90 % du VI est un critère raisonnable pour définir la durée de l'inspiration (fig. 3).

Une méthode théoriquement plus exacte pour tenir compte des variations de volume au cours du temps pendant l'inspiration et l'expiration consiste à utiliser trois formules séparées pour la  $DL_{CO}$  pendant l'inspiration, l'apnée et l'expiration (technique des « trois formules ») [24, 64]. Cet algorithme est commercialisé et pourrait être particulièrement utile chez les sujets qui ne peuvent remplir ou vider leurs pou-



**Fig. 3.**

Illustration schématique de différentes méthodes de mesure de la durée de l'apnée pour la détermination de la capacité de diffusion pulmonaire du monoxyde de carbone en apnée. La méthode de Ogilvie (—) [48] mesure la durée de l'apnée depuis le début de l'inspiration jusqu'au début du recueil de l'échantillon alvéolaire. La méthode de Jones et Meade (- - -) [68] est composée d'une durée de l'inspiration de 0,70 seconde et d'un temps de recueil de l'échantillon égal à la moitié. Le *Projet de Standardisation Epidémiologique* (---) mesure la durée de l'apnée depuis le point de 50 % du volume inspiré ( $V_i$ ) jusqu'au début du recueil de l'échantillon alvéolaire.  $t_1$  : durée de l'inspiration (—) définie à partir du temps 0 rétro-extrapolé jusqu'au moment où 90 % du  $V_i$  a été inspiré; CPT : capacité pulmonaire totale; VR : volume résiduel. # : rinçage de l'espace mort; ¶ : recueil de l'échantillon. Adapté de [1].

mons rapidement. Néanmoins, l'expérience clinique avec cette méthode reste encore assez limitée.

D'autres algorithmes de détermination de la durée de l'apnée pourraient être utiles pour assurer la cohérence des résultats (par ex. études longitudinales), mais ces mesures doivent être considérées comme étant moins appropriées.

### Calcul du volume alvéolaire

Le VA représente une estimation du volume de gaz dans les poumons où le CO se distribue avant d'être transféré à travers la membrane capillaire alvéolaire [3, 4]. Par conséquent, c'est un paramètre critique dans la mesure de la  $DL_{CO}$ . Comme décrit précédemment, le VA est mesuré en même temps que la capacité de diffusion du CO en calculant la dilution d'un gaz traceur inerte. Chez les sujets normaux, le VA calculée en apnée ( $VA_{ap}$ ) additionné au VD estimé est très proche de la CPT déterminée par pléthysmographie [19, 70]. Néanmoins, un mauvais mélange gazeux chez les patients (par ex. obstruction des voies aériennes) peut réduire de manière importante la dilution du gaz traceur, et par conséquent produire des valeurs de  $VA_{ap}$  largement inférieures au VA déterminé à partir du volume gazeux thoracique réel (VGT). Dans ces conditions, la capacité de diffusion du CO

observée est aussi modifiée par un mauvais mélange des gaz, et elle reflétera principalement les propriétés de transfert du CO des zones dans lesquelles le gaz test se distribue effectivement. Certains auteurs ont suggéré que, dans ces cas, le VA pourrait être déterminé séparément à partir d'une technique plus exacte [par ex. réinspiration ( $VA_{mb}$ ) ou pléthysmographique ( $VA_{pléthys}$ )] au lieu du  $VA_{ap}$  afin de « corriger » les effets d'une mauvaise distribution des gaz. Cependant, le calcul de la  $DL_{CO}$  (formules 4 et 7) est basé sur le volume de gaz dans lequel se distribuent le  $Tr$  (et le CO), et pas sur le VGT. Par ailleurs, le remplacement par un  $VA_{mb}$  ou  $VA_{pléthys}$  plus élevé et déterminé séparément suppose que les propriétés de  $D_m$  et de  $V_c$  des zones pulmonaires non mesurées sont similaires à celles des zones pulmonaires mesurées, ce qui est difficile à justifier. Etant donné ces considérations, il ne faut pas remplacer le  $VA_{ap}$  par un  $VA_{mb}$  ou un  $VA_{pléthys}$  mesuré séparément. Au lieu de cela, lorsque le  $VA_{ap}$  est largement inférieur au  $VA_{mb}$  ou  $VA_{pléthys}$  déterminé séparément, il faut le signaler et le rapport de  $VA_{ap}$  sur  $VA_{mb}$  ou  $VA_{pléthys}$  doit être spécifié. Pour l'interprétation ultérieure de la  $DL_{CO}$ , il faut spécifier que la mauvaise distribution des gaz inspirés a probablement contribué à toute baisse observée de la  $DL_{CO}$  mesurée.

Le volume de distribution du gaz traceur peut être déterminé à partir des valeurs de  $V_i$ ,  $F_i$ ,  $Tr$  et  $FA$ ,  $Tr$ , et en connaissant les conditions des gaz inspirés et expirés. La quantité de gaz traceur dans les poumons (espace alvéolaire plus espace mort) étant égale à la quantité inspirée de gaz traceur, et la fraction du gaz traceur occupant l'espace mort étant la même que la fraction inspirée (toutes exprimées en conditions BTPS), on obtient les formules suivantes :

$$V_i \times F_{i,Tr} = VA \times F_{A,Tr} + VD \times F_{i,Tr} \quad (8)$$

$$VA = V_i - VD \times (F_{i,Tr}/F_{A,Tr}) \quad (9)$$

Bien que le VA soit généralement exprimé en conditions BTPS, il doit être converti en conditions STPD pour calculer la  $DL_{CO}$  dans la formule 7.

Il est essentiel de tenir compte du VD dans le calcul du VA. Le VD occupe deux espaces : le VD de l'appareil (soit le volume de l'embout buccal, des filtres et des connecteurs dans le système de valves) ; et le VD anatomique (soit le volume des voies aériennes qui ne participent pas aux échanges gazeux). Le VD de l'appareil doit être spécifié par le fabricant, mais il peut varier en fonction des modifications apportées au système par l'utilisateur (par ex. addition d'un filtre).

Il existe plusieurs méthodes pour estimer le VD anatomique. Parmi celles-ci, on peut utiliser une valeur fixe de 150 mL [1] (mais cela ne fonctionne pas toujours très bien avec les adultes de petite taille ou les enfants), ou une valeur de 2,2 mL x kg de poids corporel [47] (mais cela ne fonctionne pas toujours très bien avec les sujets très obèses). Dans les études ayant établi les formules de référence couramment utilisées (tableau IV), la technique la plus couramment utilisée est la formule 2,2 mL x kg de poids corporel. Néanmoins, certains investigateurs ont ignoré le VD anatomique [79, 80,

82], et l'un d'entre eux a utilisé la formule  $\text{âge} + 2,2 \text{ mL} \times \text{kg}$  de poids corporel [78]. Si l'indice de masse corporelle est  $< 30$ , les auteurs actuels recommandent d'utiliser une estimation du VD anatomique égale à  $2,2 \text{ mL} \times \text{kg}$  de poids corporel. Chez les sujets obèses ou si le poids n'est pas connu, le VD (mL) peut être estimé à l'aide de la formule suivante :

$$\text{VD} = 24 \times \text{taille} \times \text{taille}/4545 \quad (10)$$

où la taille est mesurée en cm, ou

$$\text{VD} = 24 \times \text{taille} \times \text{taille}/703 \quad (11)$$

où la taille est mesurée en pouces<sup>1</sup>.

Dans les systèmes à un seul échantillon, le volume résiduel dans le sac à échantillon (parfois appelé espace mort du sac à échantillon) dilue le gaz de l'échantillon et modifie les concentrations mesurées des gaz expirés. La taille et la direction de l'erreur dépendent du Véch, du volume résiduel du sac à échantillon et de ses connecteurs (VSRV), et du contenu en gaz dans le VSRV. Le VSRV doit contenir le gaz test, l'air ambiant ou le gaz expiré d'un sujet (après un test de DL<sub>CO</sub>). Lorsque le VSRV contient de l'air ambiant, il a pour effet de réduire les concentrations mesurées des gaz expirés. La formule ci-dessous permet de corriger cet effet :

$$\text{FA,Tr ajusté} = \text{FA,Tr mesuré} \times [\text{Véch}/(\text{Véch} - \text{VSRV})] \quad (12)$$

Les estimations de la modification potentielle de la DL<sub>CO</sub> dans les systèmes actuels lorsque aucun ajustement n'est effectué pour l'espace mort dans le sac à échantillon varient entre 0,3 et 8 %, en fonction de la taille du sac à échantillon et du VSRV [89].

Les fabricants doivent spécifier l'espace mort de l'appareil et du sac à échantillon. L'appareil et le sac à échantillon doivent être purgés avec de l'air ambiant (ou, si Dm et Vc doivent être calculés, avec des niveaux d'oxygène appropriés) avant la manœuvre en apnée, afin qu'il ne contienne pas les gaz expiratoires du sujet précédent. Le VSRV doit être  $< 2\%$  du Véch, ou 10 mL si cette valeur est plus élevée.

### Conditions des gaz inspirés

Bien que la mesure des gaz inspirés soit souvent considérée comme étant effectuée à des conditions de température et pression ambiante, avec un air saturé en vapeur d'eau, ceci n'est vrai que dans les systèmes où le gaz test est transféré dans un spiromètre étanche à l'eau avant qu'il soit inspiré. Dans la plupart des cas, le gaz test inspiré à partir d'un système de *bag-in-box*, à travers un pneumotachomètre à partir d'un sac, ou d'une bouteille de gaz comprimé munie d'une soupape à la demande, est un gaz sec ( $< 10 \text{ ppm H}_2\text{O}$ ) et par conséquent dans des conditions de température et pression ambiantes et d'air sec. Le volume inspiré doit être converti en conditions BTPS pour pouvoir utiliser les *formules 7, 8 et 9*. Il est recommandé de spécifier le VI (BTPS), et les fabricants doivent spé-

cifier et documenter les conditions des gaz inspirés pour chaque appareil.

### Ajustements en fonction du CO<sub>2</sub>, de l'H<sub>2</sub>O et de la température pour les calculs du VA

Les gaz expirés contiennent du CO<sub>2</sub> et de l'H<sub>2</sub>O, qui n'étaient pas présents dans le mélange de gaz test. Comme décrit précédemment, certains systèmes éliminent l'un ou les deux gaz si ces derniers modifient le fonctionnement de l'analyseur, et cela aura pour effet d'augmenter les concentrations à la fois du CO et du gaz traceur. Dans ces conditions, des ajustements doivent être effectués pour l'augmentation de la FA,Tr afin de calculer le VA (*tableau V*). Cependant, il ne faut effectuer aucun ajustement pour l'augmentation de la fraction alvéolaire du CO inspiré au temps t (FA,CO,t) et FA,Tr pour calculer la vitesse de diffusion du CO, car le facteur de concentration apparaît à la fois dans le numérateur et le dénominateur de la formule (FA,CO,t/FA,CO,i) et donc s'annule.

Les gaz expirés sont initialement à la température du corps. Certains systèmes refroidissent les gaz expirés (ce qui diminue le volume de gaz), tandis que d'autres les chauffent pour maintenir leur température. Il faut parfois effectuer des ajustements aux conditions BTPS en fonction de la conception du système (*tableau V*).

Le fabricant doit documenter tous ces ajustements pour chacun des systèmes.

Dans ces calculs, la température ambiante (T) est mesurée en degrés Celsius et les pressions de gaz sont mesurées en mmHg. Dans les quatre cas, le volume inspiré (VI) correspond au volume mesuré de gaz sec inspiré, et par conséquent, il est considéré comme étant à température ambiante, pression ambiante, et sec (conditions ATPD). La conversion aux conditions de température corporelle, pression ambiante, saturée en vapeur d'eau (BTPS), et aux conditions de température standard, pression standard et air sec (STPD) nécessite parfois l'utilisation de facteurs pour compenser les effets de dilution ou de concentration dus à l'addition ou l'élimination de H<sub>2</sub>O ou de CO<sub>2</sub> à un site de recueil d'un échantillon de gaz. Par conséquent, la formule de conversion aux conditions standards de gaz doit être ajustée comme décrit précédemment.

### Évaluer la mesure de la DL<sub>CO</sub>

#### Acceptabilité, répétabilité et nombre de tests

Les tests acceptables sont définis au *tableau VI*. La répétabilité décrit la variabilité sur les tests répétés lorsque les conditions du test sont inchangées [90, 91]. Dans une grande étude effectuée dans un laboratoire universitaire, le coefficient de variation des mesures répétées chez des sujets normaux était égal à 3,1 %, et il n'était que légèrement plus élevé (de 4,0 à 4,4 %) chez des patients avec des anomalies spirométriques [63]. Par contre, une variabilité de la DL<sub>CO</sub> d'une séance à l'autre allant jusqu'à 9 % (reproductibilité) a été

<sup>1</sup>NDT : cette formule comporte une valeur en pouce, elle n'est donc pas transposable au système métrique

**Tableau V.**

Corrections pour la pression barométrique (Pb), la pression de vapeur d'eau ambiante (PH<sub>2</sub>O), la pression partielle en CO<sub>2</sub> et la température.

**H<sub>2</sub>O éliminé de l'échantillon de gaz ; CO<sub>2</sub> n'influence pas les analyseurs**

$$VA, BTPS = (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times (Fi, Tr / F\acute{e}ch, Tr) \times [Pb / (Pb - 47)] \times [310 / (273 + T)]$$

$$VA, STPD = (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times (Fi, Tr / F\acute{e}ch, Tr) \times (Pb / 760) \times [273 / (273 + T)]$$

**H<sub>2</sub>O et CO<sub>2</sub> éliminés de l'échantillon de gaz**

$$VA, BTPS \times (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times [Fi, Tr(1 + FA, CO_2) / F\acute{e}ch, Tr] \times [Pb / (Pb - 47)] \times [310 / (273 + T)]$$

$$VA, STPD \times (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times [Fi, Tr(1 + FA, CO_2) / F\acute{e}ch, Tr] \times (Pb / 760) \times [273 / (273 + T)]$$

Si aucune mesure de FA, CO<sub>2</sub> n'est connue, elle sera considérée comme étant égale à 0,05

**H<sub>2</sub>O dans l'échantillon de gaz équilibré à l'air ambiant ; CO<sub>2</sub> n'influence pas les analyseurs. Si la Fi, Tr est lue par les analyseurs, les formules sont les mêmes que celles utilisées lorsque H<sub>2</sub>O est éliminé de l'échantillon de gaz.**

**Si la Fi, Tr est lue à partir de l'affichage figurant sur les bouteilles (soit les concentrations de gaz sec), alors les formules suivantes sont utilisées :**

$$VA, BTPS = (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times (Fi, Tr / F\acute{e}ch, Tr) \times [(Pb - PH_2O) / (Pb - 47)] \times [310 / (273 + T)]$$

$$VA, STPD = (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times (Fi, Tr / F\acute{e}ch, Tr) \times [(Pb - PH_2O) / 760] \times [273 / (273 + T)]$$

**Ni H<sub>2</sub>O ni CO<sub>2</sub> ne sont éliminés de l'échantillon de gaz, aucune interférence avec les analyseurs, tubes à échantillon chauffés pour éviter la condensation**

$$VA, BTPS = (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times (Fi, Tr / F\acute{e}ch, Tr) \times [310 / (273 + T)]$$

$$VA, STPD = (VI, ATPD - VD, INST - VD, anat) \times (Fi, Tr / F\acute{e}ch, Tr) \times [(Pb - 47) / 760] \times [273 / (273 + T)]$$

VA : volume alvéolaire ; VD, Inst : espace mort de l'instrument ; VD, anat : espace mort anatomique ; Fi, Tr : fraction de gaz traceur (Tr) dans le gaz test inspiré ; F<sub>éch</sub>, Tr : fraction du gaz Tr dans l'échantillon alvéolaire, qui peut être différente de la fraction de gaz traceur alvéolaire, en fonction des effets du CO<sub>2</sub> et de H<sub>2</sub>O ; FA, CO<sub>2</sub> : fraction de CO<sub>2</sub> dans l'échantillon alvéolaire

documentée chez les individus normaux lors de mesures répétées sur une période d'un an [92].

La variabilité au sein d'une même séance étant généralement d'ordre technique plutôt que psychologique, on peut raisonnablement retenir la moyenne des tests acceptables. Dans ce rapport, au moins deux tests acceptables doivent remplir les critères de répétabilité qui exigent qu'ils ne soient séparés au maximum que de 3 mL CO (STPD).min<sup>-1</sup>.mmHg<sup>-1</sup> (ou 1 mmol.min<sup>-1</sup>.kPa<sup>-1</sup>), ou au maximum à 10 % de la valeur la plus élevée. Dans une grande étude effectuée dans un laboratoire universitaire, > 95 % des patients pouvaient remplir ce critère [63].

La moyenne d'au moins deux tests acceptables remplissant ce critère de répétabilité doit être retenue (soit après exclusion des valeurs aberrantes). Bien que l'on recommande

d'effectuer au moins deux tests de la DL<sub>CO</sub>, il faudrait faire des études complémentaires pour déterminer le nombre de tests réellement nécessaires pour obtenir une estimation raisonnable de la valeur moyenne de la DL<sub>CO</sub> chez une personne donnée. Comme décrit plus loin, la réalisation de cinq tests aura pour effet d'augmenter la Hb<sub>CO</sub> de ≈ 3,5% [84], ce qui fera baisser la DL<sub>CO</sub> de ≈ 3-3,5 %. Par conséquent, on recommande actuellement de ne pas effectuer plus de cinq tests.

**Ajustements de la mesure de DL<sub>CO</sub> avant l'interprétation**

La DL<sub>CO</sub> dépend de plusieurs facteurs physiologiques. En plus de l'âge, du sexe, de la taille et peut être du groupe ethnique, l'Hb, le volume pulmonaire, la Hb<sub>CO</sub>, la PI, O<sub>2</sub> (par ex. l'altitude), l'effort et la position du corps peuvent aussi faire varier la DL<sub>CO</sub>. Bien que ces effets puissent provoquer des modifications de la DL<sub>CO</sub> dans des directions opposées [93], il faut tenir compte de tous ces facteurs lors de l'interprétation de la capacité de diffusion observée du CO. Par ailleurs, des ajustements spécifiques pour trois de ces facteurs (Hb, Hb<sub>CO</sub> et PI, O<sub>2</sub>) doivent toujours être effectués pour garantir une interprétation appropriée (*cf. infra*). On pourrait aussi effectuer un ajustement en cas d'inspiration sous-maximale responsable d'un VA plus petit que prévu.

**Ajustements en fonction de l'hémoglobine**

La fixation de la Hb<sub>CO</sub> étant un facteur tellement important dans le transfert de CO, la DL<sub>CO</sub> peut varier de façon importante en fonction de la concentration de Hb [93-97]. La variation empirique de DL<sub>CO</sub> en fonction des variations de Hb est proche de la valeur théorique obtenue par la *formule 2*, où θ est supposée être proportionnelle à Hb,

**Tableau VI.**

Critères de test acceptables pour la capacité de diffusion pulmonaire du monoxyde de carbone

Utilisation d'un matériel adéquat dont la qualité a été contrôlée

VI > 85 % de la CV la plus élevée en < 4 s #

Une apnée stable calculée pendant 10 ± 2 s. Aucune fuite, ni manœuvres de Valsalva ou de Mueller ne doivent être présentes.

Expiration en < 4 s (et temps du recueil de l'échantillon < 3 s) #, avec une élimination appropriée du VD et un prélèvement/analyse adéquat du gaz alvéolaire.

VI : volume ; CV : capacité vitale ; VD : volume de l'espace mort ; # les tests effectués en dehors des limites de temps peuvent néanmoins avoir une utilité clinique, mais ces écarts par rapport aux critères d'acceptabilité standards doivent être notés et leur impact/facteurs de correction possibles pris en compte.



$Dm/\theta Vc$  est supposé être égal à 0,7 [96], et la valeur « standard » de Hb est supposée être égale à  $14,6 \text{ g.dL}^{-1}$  ( $9 \text{ mmol.L}^{-1}$  SI) chez les hommes adultes et les adolescents, et  $13,4 \text{ g.dL}^{-1}$  ( $8,26 \text{ mmol.L}^{-1}$  SI) chez les femmes adultes et les enfants de < 15 ans. En utilisant ces données et en exprimant l'Hb en  $\text{g.dL}^{-1}$ , la formule pour ajuster la  $DL_{CO}$  attendue chez les adolescents et les hommes adultes devient :

$$DL_{CO}, \text{ attendue pour Hb} =$$

$$DL_{CO}, \text{ attendue} \times [1,7 \text{ Hb}/(10,22 + \text{Hb})] \quad (13)$$

La formule pour ajuster la  $DL_{CO}$  attendue chez les enfants < 15 ans et chez les femmes devient :

$$DL_{CO}, \text{ attendue pour Hb} = DL_{CO}, \text{ attendue} \times [1,7 \text{ Hb}/(9,38 + \text{Hb})] \quad (14)$$

Les résultats d'une étude plus récente menée chez des patients avec une large gamme d'anomalies de l'Hb [97] a mis en évidence un lien légèrement plus élevé et plus linéaire, mais les valeurs corrigées concordent généralement avec les valeurs obtenues avec les formules 13 et 14.

### Ajustements en fonction de la $PaO_2$

Comme décrit précédemment, la  $PaO_2$  influence la mesure de la  $DL_{CO}$ . Les variations de  $PaO_2$  sont provoquées par un apport supplémentaire en  $O_2$  ( $PaO_2$  plus élevée) ou par la mesure de la  $DL_{CO}$  en altitude ( $Pa, O_2$  plus faible). Comme décrit précédemment, la  $DL_{CO}$  varie de  $\approx 0,35\%$  par variation de 1 mmHg de la  $PaO_2$  [73, 74] ou de  $\approx 0,31\%$  par baisse de 1 mmHg de la  $Pa, O_2$ . Des ajustements de la  $DL_{CO}$  attendue chez un sujet recevant un apport supplémentaire de  $O_2$  peuvent être effectués à l'aide d'une  $Pa, O_2$  mesurée et en supposant que la  $Pa, O_2$  normale à l'air ambiant à un niveau de la mer est égale à 100 mmHg :

$$DL_{CO}, \text{ attendue pour une } PA, O_2 \text{ accrue} = DL_{CO}, \text{ attendue}/[1,0 + 0,0035 (PA, O_2 - 100)] \quad (15)$$

Si l'ajustement est effectué pour tenir compte de l'altitude, en supposant que la  $Pa, O_2$  est égale à 150 mmHg au niveau de la mer :

$$DL_{CO}, \text{ attendue pour l'altitude} = DL_{CO}, \text{ attendue}/[1,0 + 0,0031 (Pa, O_2 - 150)] \quad (16)$$

### Ajustements en fonction de la concentration de HbCO et de la contrepression de CO

La  $Hb_{CO}$  peut influencer la diffusion mesurée des deux manières suivantes [98-100]. D'abord, en occupant les sites de fixation de l'Hb, le CO produit un « effet d'anémie ». Deuxièmement, la pression partielle en CO dans le sang réduit la pression motrice pour le transport du CO depuis le gaz alvéolaire jusqu'au sang capillaire.

Le CO issu des concentrations habituellement présentes dans l'environnement et de la production endogène comme sous-produit du catabolisme de l'Hb représente habituellement 1-2 % des taux mesurés de  $Hb_{CO}$  [98]. Les taux de base de 1-2 % de  $Hb_{CO}$  pouvant être attribués à la production endogène de CO et à une exposition environnementale normale sont déjà intégrés dans les valeurs de référence basées sur des sujets en bonne santé et non fumeurs. La fumée de ciga-

rette et d'autres sources environnementales peuvent produire des taux mesurables de contrepression de CO et de  $Hb_{CO}$  dont il faut parfois tenir compte dans la mesure de la capacité de diffusion du CO [99]. De petites augmentations de  $Hb_{CO}$  apparaissent aussi lorsque le CO est inspiré pendant le test de  $DL_{CO}$ . Par exemple, Frey et coll. [84], ont constaté que la  $Hb_{CO}$  augmentait d'environ 0,7 % avec chaque test de  $DL_{CO}$  en apnée.

La contrepression de CO peut être mesurée dans les gaz expirés avant une manœuvre de  $DL_{CO}$  ou estimée à l'aide de plusieurs techniques [100-103]. Par exemple, la contrepression de CO peut être calculée à partir de la  $Hb_{CO}$  en utilisant la formule suivante :

$$[CO] \text{ alvéolaire} = (Hb_{CO}/O_2Hb) \times (\text{alvéolaire } [O_2])/210 \quad (17)$$

La  $DL_{CO}$  peut ensuite être recalculée après avoir soustrait la contrepression de CO estimée de la concentration alvéolaire initiale et finale de CO. Les unités doivent être cohérentes entre elles avant d'effectuer la soustraction. Néanmoins, cette méthode ne permet pas d'ajuster la  $DL_{CO}$  pour « l'effet d'anémie » de la  $Hb_{CO}$ .

Plusieurs études ont évalué à la fois les effets empiriques et théoriques de la  $Hb_{CO}$  sur la  $DL_{CO}$  et intégré les effets de contrepression et « d'anémie » de la  $Hb_{CO}$ . De manière générale, une augmentation de 1 % de la  $Hb_{CO}$  réduit la  $DL_{CO}$  mesurée de  $\approx 0,8-1\%$  par les deux mécanismes ci-dessus [13, 14]. Avec cette approche, la formule suivante réduit de manière empirique la  $DL_{CO}$  attendue de 1 % pour chaque pourcent de  $Hb_{CO} > 2\%$  :

$$DL_{CO}, \text{ attendue pour } Hb_{CO} = DL_{CO}, \text{ attendue} \times (102\% - Hb_{CO}\%) \quad (18)$$

Il n'est pas nécessaire d'effectuer un ajustement pour la  $Hb_{CO}$ , mais cet ajustement est recommandé pour les besoins de l'interprétation en cas d'augmentation de la  $Hb_{CO}$  avérée ou fortement suspectée. Aucun ajustement n'est nécessaire si la  $Hb_{CO}$  est < 2 %, car les formules de référence intègrent déjà cet effet.

### Ajustements en fonction du volume pulmonaire

Comme décrit précédemment, la  $DL_{CO}$  diminue au fur et à mesure que les poumons se vident en fonction des modifications au niveau de la membrane et des capillaires [17-24, 104-111]. Cependant, ce lien est complexe et probablement non linéaire [108, 110]. Chez les sujets normaux avec des réductions expérimentales du VI (et par conséquent du VA), les formules d'ajustement pour cet effet ont été dérivées [18, 19, 109, 111], dont voici un exemple représentatif récent :

$$DL_{CO} \text{ (au VAm)} = DL_{CO} \text{ (au VAa)} \times [0,58 + 0,42 (VAm/VAa)] \quad (19)$$

$$K_{CO} \text{ (au VAm)} = K_{CO} \text{ (au VAa)} \times [0,42 + 0,58/(VAm/VAa)] \quad (20)$$

où VAm est le VA mesuré et VAa correspond au VA attendu à la CPT normale.

Il faut noter que cet ajustement de la  $DL_{CO}$  pour un VI (et un VA) réduit à partir d'un effort sous-maximal est largement inférieur à un ajustement de 1 : 1  $DL_{CO}/VA$  (soit la réduction de  $DL_{CO}$  associée à la baisse du volume pulmonaire est beaucoup moins importante que la baisse de VA). Ainsi, le rapport  $DL_{CO}/VA$  augmente lorsque le VI est diminué à cause d'un effort sous-maximal. Par conséquent, l'utilisation de ce rapport pour ajuster (« corriger ») la  $DL_{CO}$  en fonction des effets d'un VA diminué à cause d'un VI sous-maximal entraînera une « surcorrection » importante.

Il est important de souligner que les effets du VA sur la  $DL_{CO}$  décrits plus haut sont issus d'études effectuées chez des sujets normaux avec un VI sous-maximal. Ces effets du VA (et les ajustements de la  $DL_{CO}$  qui en résultent) n'ont pas été validés pour les pathologies pulmonaires caractérisées par une diminution des propriétés de diffusion du CO, ainsi qu'une réduction du VI et du VA. Dans certaines de ces pathologies (par ex. après une pneumonectomie), la réduction de la  $DL_{CO}$  peut être inférieure à la réduction du VA (rapport  $DL_{CO}/VA$  élevé) ; dans d'autres pathologies (par ex. pathologie vasculaire pulmonaire), la réduction de  $DL_{CO}$  peut être plus élevée que la réduction du VA (rapport  $DL_{CO}/VA$  faible) [17]. Néanmoins, dans de nombreuses maladies, le rapport des réductions pathologiques de la  $DL_{CO}$  et du VA peut être très variable, et sa signification physiologique ou clinique n'est pas toujours clairement établie. Ainsi, bien que le lien entre la  $DL_{CO}$  et le VA puisse être utilisé pour décrire les réductions relatives des propriétés de diffusion du CO et les volumes de gaz alvéolaire dans les pathologies pulmonaires [17, 19, 107, 112], les conclusions cliniques ou anatomo-pathologiques basées sur des ajustements du VA (ou de tout autre volume) doivent être interprétées avec prudence. Ceci est surtout vrai si le résultat après ajustement indique que la capacité de diffusion du CO des poumons est normale. Il est évident qu'il faudrait effectuer des études complémentaires sur les interactions entre la diffusion du CO et le volume de gaz alvéolaire dans les pneumopathies avant de pouvoir faire des recommandations plus spécifiques sur les ajustements en fonction du volume.

### Valeurs retenues

Plusieurs valeurs sont mesurées lors de la détermination de la  $DL_{CO}$  en apnée, et de nombreux facteurs influencent cette  $DL_{CO}$ . Il est important que le rapport donne les résultats requis pour une interprétation optimale. La moyenne d'au moins deux tests acceptables doit être donnée (après exclusion des valeurs aberrantes).

Le rapport doit toujours donner la  $DL_{CO}$  mesurée sans aucun ajustement, la  $DL_{CO}$  attendue et la  $DL_{CO}$  attendue en pourcentage, ainsi que le rapport  $DL_{CO}/VA$  ( $K_{CO}$ ) attendu et attendu en pourcentage. Tout ajustement (par ex. en fonction de l'Hb, de la  $Hb_{CO}$ , de la  $PI_{O_2}$ , ou du volume pulmonaire) doit aussi être spécifié, ainsi que les données utilisées pour calculer les ajustements. Le VA moyen doit être donné, ainsi que le VA attendu (la CPT attendue moins le VD attendu), et le VA attendu en pourcentage. Le VI moyen doit

aussi être donné. Si une mesure séparée de la CV a été effectuée, elle doit être spécifiée afin de servir de référence pour définir la qualité du VI. Des commentaires sur la qualité des mesures doivent aussi être inclus.

### Abréviations

Le *tableau VII* contient une liste d'abréviations et leur signification qui sont utilisées dans cette série de rapports du groupe de travail.

**Tableau VII.**

Liste d'abréviations et leur signification.

°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 <sub>25-75</sub>	Débit expiratoire maximal moyen
DEM <sub>X%</sub>	Débit expiratoire maximal à X% de la CV
DEMM	Débit expiratoire maximal médian
DEM <sub>X%CV</sub>	Débit expiratoire instantané lorsque X% de la CV ont été expirés
DEP	Débit expiratoire de pointe
DIM	Débit inspiratoire maximal
DIM <sub>X%</sub>	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 <sub>2</sub> O	Eau

Hb	Hémoglobine
Hb <sub>CO</sub>	Carboxyhémoglobine
Hg	Mercure
Hz	Hertz ; cycles par seconde
K <sub>CO</sub>	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone (soit DL <sub>CO</sub> /VA)
kg	Kilogramme
kPa	Kilopascal
L	Litre
L.min <sup>-1</sup>	Litres par minute
L.s <sup>-1</sup>	Litres par seconde
lb	Livre
LDE	Limitation du débit expiratoire
mg	Milligramme
mL	Millilitre
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
PaO <sub>2</sub>	Pression partielle artérielle d'oxygène
P <sub>B</sub>	Pression barométrique
PH <sub>2</sub> O	Pression partielle de vapeur d'eau
PI <sub>O<sub>2</sub></sub>	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
T <sub>T</sub>	Temps total du cycle ventilatoire
VA	Volume alvéolaire
VA,eff	Volume alvéolaire utile
Vc	Volume capillaire pulmonaire
Véché	Volume de l'échantillon de gaz expiré
V <sub>D</sub>	Volume de l'espace mort
VEMS	Volume expiré maximal pendant la première seconde
VEM <sub>t</sub>	Volume expiré maximum en t secondes
VGT	Volume gazeux thoracique
V <sub>I</sub>	Volume inspiré
VMM	Ventilation maximale minute
VR	Volume résiduel
VRE	Volume de réserve expiratoire
VRI	Volume de réserve inspiratoire
V <sub>T</sub>	Volume courant
θ (theta)	Capture spécifique du CO par le sang

## Remerciements

N. MacIntyre : Duke University Medical Center, Durham, NC, USA ; R. Crapo and R. Jensen : LDS Hospital, Salt Lake City, UT, USA ; G. Viegi : CNR Institute of Clinical Physiology, Pise, Italie ; D.C. Johnson : Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MA, USA ; C.P.M. van der Grinten : Hôpital Universitaire de Maastricht, Maastricht, Pays-Bas ; V. Brusasco : Università degli Studi di Genova, Gênes, Italie ; F. Burgos : Hospital Clinic

Villarroel, Barcelone, Espagne ; R. Casaburi : Harbor UCLA Medical Center, Torrance, CA, USA ; A. Coates : Hospital for Sick Children, Toronto, ON, Canada ; P. Enright : 4460 E Ina Rd, Tucson, AZ, USA ; P. Gustafsson : Queen Silvias Children's Hospital, Gothenburg, Suède ; J. Hankinson : Hankinson Consulting, Inc., Valdosta, GA, USA ; R. McKay : Occupational Medicine, Cincinnati, OH, USA ; M.R. Miller : University Hospital Birmingham NHS Trust, Birmingham, UK ; D. Navajas : Lab Biofisica I Bioenginyeria, Barcelone, Espagne ; O.F. Pedersen : University of Aarhus, Aarhus, Danemark ; R. Pellegrino : Azienda Ospedaliera S. Croce e Carle, Cuneo, Italie ; J. Wagner : Pharmaceutical Research Associates, Inc., Lenexa, KS, USA.

## Références

- 1 American Thoracic Society. Single-breath carbon monoxide diffusing capacity (transfer factor). Recommendations for a standard technique : 1995 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 2185-98.
- 2 Cotes JE, Chinn DJ, Quanjer PH, Roca J, Yernault JC. Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : 41-52.
- 3 Krogh M. The diffusion of gases through the lungs of man. *J Physiol (Lond)* 1914 ; 49 : 271-300.
- 4 Forster RE. Exchange of gases between alveolar air and pulmonary capillary blood : pulmonary diffusing capacity. *Physiol Rev* 1957 ; 37 : 391
- 5 MacIntyre NR. Diffusing capacity of the lung for carbon monoxide. *Respir Care* 1989 ; 34 : 489-99.
- 6 Crapo RO, Forster RE. Carbon monoxide diffusing capacity. *Clin Chest Med* 1989 ; 10 : 187-98.
- 7 Wilson AF, Hearne J, Brennen M, Alfonso R. Measurement of transfer factor during constant exhalation. *Thorax* 1994 ; 49 : 1121-6.
- 8 Leathart GL. Steady-state diffusing capacity determined by a simplified method. *Thorax* 1962 ; 17 : 302-7.
- 9 Meyer M, Scheid P, Riepl G, Wagner H-J, Piiper J. Pulmonary diffusing capacities for CO<sub>2</sub> and CO measured by a rebreathing technique. *J Appl Physiol* 1981 ; 51 : 1643-50.
- 10 Weibel ER. Morphometric estimation of pulmonary diffusion capacity. I. Model and method. *Respir Physiol* 1971 ; 11 : 54-75.
- 11 Forster RE, Fowler WS, Bates DV, Van Lingen B. The absorption of carbon monoxide by the lungs during breath-holding. *J Clin Invest* 1954 ; 33 : 1135-45.
- 12 MacIntyre NR, Leatherman NE, Deitz JL, Wagner R, Friedman M. Distribution and uptake of helium, carbon monoxide and acetylene in the lungs during high frequency oscillatory ventilation. *Respir Physiol* 1986 ; 63 : 201-12.
- 13 Comroe JH Jr. Pulmonary diffusing capacity for carbon monoxide (DL<sub>CO</sub>). *Am Rev Respir Dis* 1975 ; 111 : 225-40.
- 14 Rough ton FJW, Forster RE. Relative importance of diffusion and chemical reaction rates in determining rate of exchange of gases in the human lung, with special reference to true diffusing capacity of pulmonary membrane and volume of blood in the lung capillaries. *J Appl Physiol* 1957 ; 11 : 290-302.

- 15 Michaelson ED, Sackner MA, Johnson RL. Vertical distribution of pulmonary diffusing capacity and capillary blood flow in man. *J Clin Invest* 1973 ; 52 : 359-65.
- 16 MacIntyre NR, Nadel JA. Regional diffusing capacity in normal lungs during a slow exhalation. *J Appl Physiol* 1982 ; 52 : 1487-92.
- 17 Hughes JMB, Pride NB. In defense of the carbon monoxide transfer coefficient  $K_{CO}$  (TL/VA). *Eur Respir J* 2001 ; 17 : 168-74.
- 18 Stam H, Versprille A, Bogaard JM. The components of the carbon monoxide diffusing capacity in man dependent on alveolar volume. *Bull Eur Physiopath Respir* 1983 ; 19 : 17-22.
- 19 Johnson DC. Importance of adjusting carbon monoxide diffusing capacity ( $DL_{CO}$ ) and carbon monoxide transfer coefficient ( $K_{CO}$ ) for alveolar volume. *Respir Med* 2000 ; 94 : 28-37.
- 20 Filley GF, MacIntosh DJ, Wright GW. Carbon monoxide uptake and pulmonary diffusing capacity in normal subjects at rest and during exercise. *J Clin Invest* 1954 ; 33 : 530-9.
- 21 Leech JA, Martz L, Liben A, Becklake MR. Diffusing capacity for carbon monoxide : the effects of different durations of breath-hold time and alveolar volume and of carbon monoxide back pressure on calculated results. *Am Rev Respir Dis* 1985 ; 132 : 1127-9.
- 22 McGrath MW, Thomson ML. The effect of age, body size and lung volume change on alveolar-capillary permeability and diffusing capacity in man. *J Physiol (Lond)* 1959 ; 146 : 572-82.
- 23 Newth CJL, Cotton DJ, Nadel JA. Pulmonary diffusing capacity measured at multiple intervals during a single exhalation in man. *J Appl Physiol* 1977 ; 43 : 617-23.
- 24 Graham BL, Dosman JA, Cotton DJ. A theoretical analysis of the single breath diffusing capacity for carbon monoxide. *IEEE Trans Biomed Eng* 1980 ; 27 : 221-7.
- 25 Huang YC, Helms MI, MacIntyre NR. Normal values for single exhalation diffusing capacity and pulmonary capillary blood flow in sitting, supine positions and during mild exercise. *Chest* 1994 ; 105 : 501-508.
- 26 Stam H, Kreuzer FJA, Versprille A. Effect of lung volume and positional changes on pulmonary diffusing capacity and its components. *J Appl Physiol* 1991 ; 71 : 1477-88.
- 27 Stokes DL, MacIntyre NR, Nadel JA. Non-linear increases in diffusing capacity during exercise by seated and supine subjects. *J Appl Physiol* 1981 ; 51 : 858-63.
- 28 Johnson RL, Spicer WS, Bishop JM, Forster RE. Pulmonary capillary blood volume, flow and diffusing capacity during exercise. *J Appl Physiol* 1960 ; 15 : 893-902.
- 29 Smith TC, Rankin J. Pulmonary diffusing capacity and the capillary bed during Valsalva and Muller maneuvers. *J Appl Physiol* 1969 ; 27 : 826-33.
- 30 Cotes JE, Snidal DP, Shepard RH. Effect of negative intra-alveolar pressure on pulmonary diffusing capacity. *J Appl Physiol* 1960 ; 15 : 372-6.
- 31 Cotton DJ, Mink JT, Graham BL. Effect of high negative inspiratory pressure on single breath CO diffusing capacity. *Respir Physiol* 1983 ; 54 : 19-29.
- 32 Cotton DJ, Prabhu MB, Mink JT, Graham BL. Effects of ventilation in homogeneity on  $DL_{CO}$  SB-3EQ in normal subjects. *J Appl Physiol* 1992 ; 73 : 2623-30.
- 33 Cotton DJ, Prabhu MB, Mink JT, Graham BL. Effect of ventilation in homogeneity on "intra-breath" measurements of diffusing capacity in normal subjects. *J Appl Physiol* 1993 ; 75 : 927-32.
- 34 Epler GR, Saber FA, Gaensler EA. Determination of severe impairment (disability) in interstitial lung disease. *Am Rev Respir Dis* 1980 ; 121 : 647-59.
- 35 Viegi G, Paoletti P, Prediletto R, Di Pede F, Corrozzini L, Carmignani G, Mammini U, Lebowitz MD, Giuntinni C. Carbon monoxide diffusing capacity, other indices of lung function and respiratory symptoms in a general population sample. *Am Rev Respir Dis* 1990 ; 141 : 1033-9.
- 36 Nordenfelt I, Svensson G. The transfer factor (diffusing capacity) as a predictor of hypoxemia during exercise in restrictive and chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Physiol* 1987 ; 7 : 423.
- 37 Gelb AF, Gold WM, Wright RR, Bruch HR, Nadel JA. Physiologic diagnosis of subclinical emphysema. *Am Rev Respir Dis* 1973 ; 107 : 50-63.
- 38 Rosenberg E, Young RC Jr. Potential value of diffusing capacity per liter of lung volume (DL/VA) for early detection of alveolar capillary defects. *Lung* 1979 ; 157 : 23-29.
- 39 Renzetti AD, Bleecker ER, Epler GR, et al. Evaluation of impairment/disability secondary to respiratory disorders. Statement of the American Thoracic Society. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 133 : 1205-9.
- 40 Owens GR, Rogers RM, Pennock BE, Levin D. The diffusing capacity as a predictor of arterial oxygen desaturation during exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *N Engl J Med* 1984 ; 310 : 1218-21.
- 41 Morrison NJ, Abboud RT, Ramadan F, Miller RR, Gibson NN, Evans KG, Nelems B, Muller NL. Comparison of single breath carbon monoxide diffusing capacity and pressure-volume curves in detecting emphysema. *Am Rev Respir Dis* 1989 ; 139 : 1179-87.
- 42 Gould GA, Redpath AT, Ryan M, et al. Lung CT density correlates with measurements of airflow limitation and the diffusing capacity. *Eur Respir J* 1991 ; 4 : 141-6.
- 43 Bates DV. Uptake of CO in health and emphysema. *Clin Sci* 1952 ; 11 : 21-32.
- 44 Clausen JL, Zarins LP. Pulmonary function testing guidelines and controversies : equipment, methods and normal values. New York, Academic Press, 1982.
- 45 Quanjer PH. Standardized lung function testing. *Bull Eur Physiopathol Respir (Clin Respir Physiol)* 1983 ; 19 : 39-44.
- 46 Morris AR, Kanner RE, Crapo RO, Gardner RM. Clinical pulmonary function testing : a manual of uniform laboratory procedures. 2nd Edn. Salt Lake City, Intermountain Thoracic Society, 1984.
- 47 Cotes JE. Lung function. 5th Edn. London, Blackwell Scientific Publications, 1993.
- 48 Ogilvie CM, Forster RE, Blakemore WS, Morton JW. A standardized breath-holding technique for the clinical measurement of the diffusing capacity of the lung for carbon monoxide. *J Clin Invest* 1957 ; 36 : 1-17.
- 49 Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, Borges 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.
- 50 Yeh MF, Adams TD, Gardner RM, Yanowitz FG. Effect of O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>, and CO<sub>2</sub> composition on the non-linearity of Fleisch pneumotachograph characteristics. *J Appl Physiol : Respir Environ Exercise Physiol* 1984 ; 56 : 1423-5.
- 51 Cotes JE. Effect of variability in gas analysis on the reproducibility of the pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *Thorax* 1963 ; 18 : 151-154.
- 52 Chinn DJ, Naruse Y, Cotes JE. Accuracy of gas analysis in lung function laboratories. *Thorax* 1986 ; 41 : 133-7.
- 53 Gardner RM, Clausen JL, Crapo RO, Epler GR, Hankinson JL Jr, Plummer AL. Quality assurance in pulmonary function laboratories. ATS position paper. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 134 : 625-7.

- 54 Glissmeyer EW, Jensen RL, Crapo RO, Greenway LW. Initial testing with a carbon monoxide diffusing capacity simulator. *J Invest Med* 1999 ; 47 : 37A.
- 55 Okubo T, Lenfant C. Calibration of gas chromatograph without standardized gas mixtures. *Respir Physiol* 1968 ; 4 : 255-9.
- 56 Miller RM, Crapo R, Hankinson J, Brusasco V, Borges F, Casaburi R, Coates A, Enright P, van der Grinten CP, Gustafssen 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 pulmonary function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 153-61.
- 57 Graham BL, Mink JT, Cotton DJ. Effects of increasing carboxyhemoglobin on the single breath carbon monoxide diffusing capacity. *Am J Respir Crit Care Med* 2002 ; 165 : 1504-10.
- 58 Sansores R, Pare PD, Abboud RT. Acute effect of cigarette smoking on the carbon monoxide diffusing capacity of the lung. *Am Rev Respir Dis* 1992 ; 146 : 951-8.
- 59 Knudson RJ, Kaltenborn WT, Burrows B. Effects of cigarette smoking and smoking cessation on the carbon monoxide diffusing capacity of the lung in asymptomatic patients. *Am Rev Respir Dis* 1989 ; 140 : 645-51.
- 60 Sansores R, Pare PD, Abboud RT. Effect of smoking cessation on pulmonary carbon monoxide diffusing capacity and capillary blood volume. *Am Rev Respir Dis* 1992 ; 146 : 959-64.
- 61 Prabhu MB, Mink JT, Graham BL, Cotton DJ. Effect of a deep breath on gas mixing and diffusion in the lung. *Respir Physiol* 1990 ; 79 : 195-204.
- 62 Welle I, Eide GE, Bakke P, Gulsvik A. Applicability of the single-breath carbon monoxide diffusing capacity in a Norwegian community study. *Am J Respir Crit Care Med* 1998 ; 158 : 1745-50.
- 63 Punjabi NM, Shade D, Patel AM, Wise RA. Measurement variability in single breath diffusing capacity of the lung. *Chest* 2003 ; 123 : 1082-9.
- 64 Graham BL, Mink JT, Cotton DJ. Improved accuracy and precision of single-breath CO diffusing capacity measurements. *J Appl Physiol* 1981 ; 51 : 1306-13.
- 65 Graham BL, Mink JT, Cotton DJ. Overestimation of the single-breath carbon monoxide diffusing capacity in patients with air-flow obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1984 ; 129 : 403-08.
- 66 Cotton DJ, Soparkar GR, Grahan BL. Diffusing capacity in the clinical assessment of chronic airflow limitation. *Med Clin North Am* 1996 ; 80 : 549-64.
- 67 Graham BL, Mink JT, Cotton DJ. Effect of breath-hold time on DL<sub>CO</sub> (SB) in patients with airway obstruction. *J Appl Physiol* 1985 ; 58 : 1319-25.
- 68 Jones RS, Meade F. A theoretical and experimental analysis of anomalies in the estimation of pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *Q J Exp Physiol Cogn Med Sci* 1961 ; 46 : 131-43.
- 69 Chinn DJ, Harkawat R, Cotes JE. Standardization of single-breath transfer factor (TLCO) ; derivation of breath-holding time. *Eur Respir J* 1992 ; 5 : 492-8.
- 70 Ferris BG. Epidemiology Standardization Project (American Thoracic Society). *Am Rev Respir Dis* 1978 ; 118 : 1-120.
- 71 Huang Y-C, MacIntyre NR. Real-time gas analysis improves the measurement of single-breath diffusing capacity. *Am Rev Respir Dis* 1992 ; 146 : 946-950.
- 72 Comroe J. Physiology of respiration. Chicago, Year Book Medical Publisher, 1974.
- 73 Kanner RE, Crapo RO. The relationship between alveolar oxygen tension and the single-breath carbon monoxide diffusing capacity. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 133 : 676-8.
- 74 Gray C, Zamel N, Crapo RO. Effect of a simulated 3,048 meter altitude on the single-breath transfer factor. *Bull Eur Physiopath Respir* 1986 ; 22 : 429-31.
- 75 Teculescu DB, Stanescu DC. Lung diffusing capacity. Normal values in male smokers and nonsmokers using the breath-holding technique. *Scand J Respir Dis* 1970 ; 51 : 137-149.
- 76 Van Ganse WF, Ferris BG Jr, Cotes JE. Cigarette smoking and pulmonary diffusing capacity. (Transfer factor). *Am Rev Respir Dis* 1972 ; 105 : 30-41.
- 77 Frans A, Stanescu DC, Veriter C, Clerbaux T, Brasseur L. Smoking and pulmonary diffusing capacity. *Scand J Respir Dis* 1975 ; 56 : 165-83.
- 78 Crapo RO, Morris AH. Standardized single breath normal values for carbon monoxide diffusing capacity. *Am Rev Respir Dis* 1981 ; 123 : 5-189.
- 79 Paoletti P, Viegi G, Pistelli G, Di Pede F, Fazzi P, Palate R, Sae Ha M, Zambon R, Carli G, Giuntini C. Reference equations for the single breath diffusing capacity : a cross-sectional analysis and effect of body size and age. *Am Rev Respir Dis* 1985 ; 132 : 806-13.
- 80 Knudson RJ, Kaltenborn WT, Knudson DE, Burrows B. The single-breath carbon monoxide diffusing capacity : reference equations derived from a healthy nonsmoking population and effects of hematocrit. *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 135 : 805-11.
- 81 Roca J, Rodriguez-Roisin R, Cobo E, Borges F, Perez J, Clousen JL. Single breath carbon monoxide diffusing capacity prediction equations from a Mediterranean population. *Am Rev Respir Dis* 1990 ; 141 : 1026-32.
- 82 Miller A, Thornton JC, Warshaw R, Anderson H, Teirstein AS, Selikoff U. Single breath diffusing capacity in a representative sample of the population of Michigan, a large industrial state. Predicted values, lower limits of normal, and frequencies of abnormality by smoking history. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 127 : 270-277.
- 83 Cinkotai FF, Thomson ML. Diurnal variation in pulmonary diffusing capacity for carbon monoxide. *J Appl Physiol* 1966 ; 21 : 539-42.
- 84 Frey TM, Crapo RO, Jensen RL, Elliott CG. Diurnal variation of the diffusing capacity of the lung : is it real? *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 136 : 1381-4.
- 85 Sansores RH, Abboud RT, Kennell C, Haynes N. The effect of menstruation on the pulmonary carbon monoxide diffusing capacity. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 151 : 381-4.
- 86 Peavy HH, Summer WR, Gurtner C. The effects of acute ethanol ingestion on pulmonary diffusing capacity. *Chest* 1980 ; 77 : 488-92.
- 87 Iversen ET, Sorensen T, Heckscher T, Jensen JI. Effect of terbutaline on exercise capacity and pulmonary function in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Lung* 1999 ; 177 : 263-71.
- 88 Chinn DJ, Askew J, Rowley L, Cotes JE. Measurement technique influences the response of transfer factor (TLCO) to salbutamol in patients with airflow obstruction. *Eur Respir J* 1988 ; 1 : 15-21.
- 89 Morris AH, Crapo RO. Standardization of computation of single-breath transfer factor. *Bull Eur Physiopath Respir* 1985 ; 21 : 183-9.
- 90 Wanger J, Irvin C. Comparability of pulmonary function results from 13 laboratories in a metropolitan area. *Respir Care* 1991 ; 36 : 1375-82.
- 91 Gaensler EA, Smith AA. Attachment for automated single breath diffusing capacity measurement. *Chest* 1973 ; 63 : 136-45.
- 92 Hathaway EH, Tashkin DP, Simmons MS. Intra-individual variability in serial measurements of DL<sub>CO</sub> and alveolar volume over one year in eight healthy subjects using three independent measuring systems. *Am Rev Respir Dis* 1989 ; 140 : 1818-22.
- 93 Viegi G, Baldi S, Begliomini E, Ferdeghini EM, Pistelli F. Single breath diffusing capacity for carbon monoxide : effects of adjustment

- for inspired volume dead space, carbon dioxide, hemoglobin and carboxyhemoglobin. *Respiration* 1998 ; 65 : 56-62.
- 94 Mohsenifar Z, Brown HV, Schnitzer B, Prause JA, Koerner SK. The effect of abnormal levels of hematocrit on the single breath diffusing capacity. *Lung* 1982 ; 160 : 325-30.
- 95 Clark EH, Woods RL, Hughes JMB. Effect of blood transfusion on the carbon monoxide transfer factor of the lung in man. *Clin Sci* 1978 ; 54 : 627-31.
- 96 Cotes JE, Dabbs JM, Elwood PC, Hall AM, McDonald A, Saunders MJ. Iron-deficiency anaemia : its effect on transfer factor for the lung (diffusing capacity) and ventilation and cardiac frequency during sub-maximal exercise. *Clin Sci* 1972 ; 42 : 325-35.
- 97 Marrades RM, Diaz O, Roca J, Campistol JM, Torregrosa JV, Borbera JA, Cobes A, Felez MA, Rodriguez-Roisin R. Adjustment of  $DL_{CO}$  for hemoglobin concentration. *Am J Respir Crit Care Med* 1997 ; 155 : 236-41.
- 98 Coburn RF, Forster RE, Kane PB. Considerations of the physiological variables that determine the blood carboxyhemoglobin concentration in man. *J Clin Invest* 1965 ; 44 : 1899-910.
- 99 Viegi G, Paoletti P, Carrozzi L, Baldacci S, Modena P, Pedreschi M, Di Pede F, Mammini U, Giuntini C. CO diffusing capacity in a general population sample : relationship with cigarette smoking and airflow obstruction. *Respiration* 1993 ; 60 : 155-61.
- 100 Mohsenifar Z, Tashkin DP. Effect of carboxyhemoglobin on the single breath diffusing capacity : derivation of an empirical correction factor. *Respiration* 1979 ; 37 : 185-91.
- 101 Gaensler EA, Cadigan JB, Ellicott MF, Jones RH, Marks A. A new method for rapid precise determination of carbon monoxide in blood. *J Lab Clin Med* 1957 ; 49 : 945-57.
- 102 Henderson M, Apthorp CH. Rapid method for estimation of carbon monoxide in blood. *Br Med J* 1960 ; 2 : 1853-4.
- 103 Jones RH, Ellicott MF, Cadigan JB, Gaensler EA. The relationship between alveolar and blood carbon monoxide concentrations during breath-holding. *J Lab Clin Med* 1958 ; 51 : 553-64.
- 104 Cassidy SS, Ramanathan M, Rose GL, Johnson RL Jr. Hysteresis in the relation between diffusing capacity of the lung and lung volume. *J Appl Physiol* 1980 ; 49 : 566-70.
- 105 Cotes JE, Meade F, Sanders MJ. Effect of volume inspired and manner of sampling the alveolar gas upon components of the transfer factor (diffusing capacity of the lung) by the single breath method. *J Physiol (Lond)* 1965 ; 181 : 73-5
- 106 Cadigan JB, Marks A, Ellicott MF, Jones RH, Gaensler EA. An analysis of factors affecting the measurement of pulmonary diffusing capacity by the single breath method. *J Clin Invest* 1961 ; 40 : 1495-514.
- 107 Chinn DJ, Cotes JE, Flowers R, Marks AM, Reed JW. Transfer factor (diffusing capacity) standardized for alveolar volume : validation, reference values and applications of a new linear model to replace  $K_{CO}$  (TLVA). *Eur Respir J* 1996 ; 9 : 1269-77.
- 108 Cotton DJ, Taher F, Mink JT, Graham BL. Effect of volume history on changes in  $DL_{CO}$  SB-3EQ with lung volume in normal subjects. *J Appl Physiol* 1992 ; 73 : 434-9.
- 109 Frans A, Nemery B, Veriter C, Lacquet L, Francis C. Effect of alveolar volume on the interpretation of single breath  $DL_{CO}$ . *Respir Med* 1997 ; 91 : 263-73.
- 110 Huang Y-C, O'Brien SR, MacIntyre NR. Intra-breath diffusing capacity of the lung in healthy individuals at rest and during exercise. *Chest* 2002 ; 122 : 177-85.
- 111 Stam H, Hrachovina V, Stijnen T, Versprille A. Diffusing capacity dependent on lung volume and age in normal subjects. *J Appl Physiol* 1994 ; 76 : 2356-63.
- 112 Stam H, Splinter TAW, Versprille A. Evaluation of diffusing capacity in patients with a restrictive lung disease. *Chest* 2000 ; 117 : 752-7.

# Stratégies d'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires

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

## Table des matières

<b>Généralités</b> .....	17S80	<b>Commentaires sur l'interprétation des anomalies fonctionnelles respiratoires</b> .....	17S89
<b>Équations de référence</b> .....	17S80	<b>Classification des degrés de gravité</b> .....	17S91
Généralités .....	17S80	<b>Réponse à un bronchodilatateur</b> .....	17S92
Spirométrie .....	17S81	<b>Obstruction des voies aériennes centrales et supérieures</b> .....	17S95
Volumes pulmonaires .....	17S83	<b>Interprétation des variations de la fonction respiratoire au cours du temps</b> .....	17S96
Capacité de diffusion du monoxyde de carbone .....	17S85	<b>Interprétation de la DL<sub>CO</sub></b> .....	17S98
<b>Les différents types d'anomalies respiratoires</b> .....	17S86	<b>Abréviations</b> .....	17S99
Généralités .....	17S86		
Syndromes obstructifs .....	17S86		
Syndromes restrictifs .....	17S88		
Syndromes mixtes .....	17S88		

**Ce document est la traduction de :** 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 : 948-968.

**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.

## Généralités

Cette section présente un ensemble de recommandations qui concernent l'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) et qui sont destinées aux responsables médicaux des laboratoires d'EFR et aux médecins chargés d'interpréter les résultats des explorations les plus couramment prescrites. Sont spécifiquement abordées, les interprétations de la spirométrie, de la réponse à un bronchodilatateur, de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone ( $DL_{CO}$ ) et de la mesure des volumes pulmonaires statiques.

L'analyse des sources de variation des résultats des explorations fonctionnelles respiratoires et l'exposé des aspects techniques sont développés dans les autres textes de cette série [1-4] ainsi que dans le document consacré aux stratégies d'interprétation publié par l'*American Thoracic Society* (ATS) [5].

Toute interprétation d'EFR doit débiter par des commentaires quant à la qualité d'exécution des tests. En effet, la première hypothèse à évoquer en présence d'anomalies fonctionnelles respiratoires doit systématiquement être celle d'un problème méthodologique, qu'il s'agisse d'un défaut technique ou, le plus souvent, d'une coopération insuffisante du patient, quel qu'en soit le mécanisme. Il faut néanmoins garder à l'esprit que des tests réalisés dans des conditions sub-optimales peuvent livrer des informations pertinentes, à condition que soient clairement identifiées et décrites les lacunes et difficultés de l'examen. Faire confiance aveuglément aux résultats chiffrés d'une exploration fonctionnelle respiratoire telle qu'ils sont fournis par un ordinateur, sans tenir compte d'éventuelles difficultés de réalisation, est une source fréquente d'utilisation erronée des résultats dans la prise de décision clinique.

Une fois évaluée la qualité des tests, l'interprétation d'explorations fonctionnelles respiratoires consiste en une série de comparaisons [6] :

- avec des valeurs de référence provenant d'une population adaptée de sujets sains [5] ;
- avec les valeurs caractéristiques des principales anomalies répertoriées au cours des affections respiratoires (par ex, syndromes obstructifs et restrictifs) ;
- enfin, avec les valeurs précédemment relevées chez le patient lui-même.

L'étape finale consiste à établir le compte-rendu de l'examen et à formuler la réponse à la question ayant motivé les explorations.

Toute erreur d'appréciation au cours de ces étapes augmente le risque de conclure de façon faussement négative ou positive quant à l'existence ou à l'évolutivité d'une anomalie fonctionnelle respiratoire. Les risques d'erreur sont d'autant plus grands que les résultats sont proches des seuils d'anomalie.

## Équations de référence

### Généralités

De manière générale, les résultats des EFR d'un patient donné s'interprètent sur la base d'une comparaison avec des

valeurs de référence relevées chez des sujets « normaux » ou « sains » qui doivent avoir les mêmes caractéristiques anthropométriques que le patient testé (par ex., sexe, âge et taille) et, le cas échéant, appartenir au même groupe ethnique. Idéalement, les valeurs de référence doivent être calculées au moyen d'équations dérivées de mesures effectuées au sein d'un échantillon représentatif de la population générale. Des équations dérivées d'études conduites sur de grands groupes de volontaires peuvent également être utilisées, à condition que les critères de sélection des participants et de répartition de leurs caractéristiques anthropométriques soient adéquats. Les critères de définition des sujets « normaux » ou sains ont fait l'objet de recommandations qui ont été publiées par l'*American Thoracic Society* (ATS) et l'*European Respiratory Society* (ERS) [5, 7, 8].

La taille et le poids doivent être relevés au moment des explorations fonctionnelles respiratoires, sans se fier aux valeurs déclarées par le patient lui-même. La taille doit être mesurée à l'aide d'une toise chez un patient déchaussé, se tenant droit, avec la tête positionnée dans le plan horizontal de Frankfort [9]. Si la taille ne peut être mesurée, on peut utiliser la taille déclarée ou bien estimer la taille à partir de l'envergure des membres supérieurs [1, 10, 11].

Des recommandations spécifiques ont également été formulées au sujet de la sélection des valeurs de référence qui doivent être utilisées par les laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires. [3]. Elles insistent sur les éléments suivants :

- les populations de référence doivent appartenir aux mêmes tranches d'âge que les patients adressés au laboratoire, et posséder les mêmes caractéristiques anthropométriques, ethniques, socio-économiques et environnementales ;
- les appareils et protocoles utilisés au laboratoire doivent correspondre à ceux qui ont été utilisés dans la population de référence ;
- les valeurs de référence utilisées doivent être issues de modèles statistiques biologiquement valides prenant en compte les variations de la fonction respiratoire en fonction de l'âge. Dans la mesure du possible, toutes les grandeurs mesurées doivent être évaluées par rapport au même jeu d'équations de référence ; cela est impératif pour la capacité vitale forcée (CVF), le volume expiratoire maximal en une seconde (VEMS) et le rapport VEMS/CVF.

Dans la mesure du possible, il faut utiliser les équations de référence correspondant au groupe ethnique auquel le patient dit appartenir. Si ces équations ne sont pas disponibles ou sont inapplicables dans le contexte particulier, il est possible d'utiliser un coefficient d'ajustement s'il en existe un pour le groupe ethnique correspondant. Toutefois, le recours à un coefficient d'ajustement n'est pas aussi performant que l'utilisation d'équations spécifiques [12]. Un exemple de biais qui peut être introduit par ces coefficients d'ajustement est celui des populations où l'on utilise la taille debout comme mesure de la taille. Dans les populations noires, ceci conduit à une surévaluation de la capacité pulmonaire totale (CPT), du VEMS et de la CVF d'environ 12 % et à une surévaluation de



la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) et du volume résiduel (VR) d'environ 7 % [5]. Deux publications récentes recommandent également un coefficient d'ajustement de 0,94 pour les populations asiatiques vivant aux États-Unis [13, 14]. Il importe de souligner qu'on ne doit pas appliquer de tels coefficients d'ajustement au rapport VEMS/CVF ni au rapport VEMS/capacité vitale (CV). Enfin, l'utilisation de la taille en position assise ne rend pas pleinement compte des variations dues aux différences ethniques dans les grandeurs fonctionnelles respiratoires [15]. En tout état de cause, si un coefficient d'ajustement en fonction du groupe ethnique est utilisé, sa valeur doit être mentionnée dans le rapport.

Le choix du jeu d'équations de référence peut influencer les résultats des explorations fonctionnelles respiratoires [16, 17]. À cet égard, il existe des recommandations, quant à la manière, pour un laboratoire, de choisir les équations de référence appropriées en les appliquant à des mesures effectuées « localement » au sein d'un échantillon représentatif de sujets sains.

La formule de référence qui convient le mieux pour un laboratoire donné est celle qui donne la somme des valeurs résiduelles la plus proche de zéro (c'est-à-dire, valeur observée – valeur prédite calculée pour chaque adulte, ou bien, valeur logarithmique observée – valeur logarithmique prédite pour chaque sujet dans la tranche d'âge pédiatrique) [7]. Toutefois, en ce qui concerne la spirométrie, un nombre de sujets relativement important ( $n = 100$ ) est nécessaire pour éliminer toute différence significative entre les formules de références publiées et les valeurs observées dans la population locale [18]. Ceci peut rendre cette recommandation difficilement applicable dans de nombreux laboratoires.

Il faut éviter d'extrapoler l'utilisation d'une équation de référence au-delà des limites de taille et d'âge de la population à partir de laquelle elle a été établie [7]. Si on y est obligé parce que l'âge ou la taille d'un patient est effectivement en dehors des limites relevées dans la population de référence, le compte rendu doit mentionner qu'une extrapolation a été faite.

Les publications concernant les équations de référence doivent définir explicitement les limites inférieures et supérieures de la gamme normale ou permettre à l'utilisateur de calculer une limite inférieure [5]. Pour chaque grandeur fonctionnelle respiratoire, les valeurs inférieures au 5<sup>e</sup> percentile de la distribution observée dans la population de référence sont considérées comme inférieures à la limite inférieure de la gamme normale [5]. Si les valeurs de référence obéissent à une distribution normale, le 5<sup>e</sup> percentile inférieur peut être considéré comme égal à l'intervalle de confiance à 95 %. Si la distribution est asymétrique, la limite inférieure doit être estimée à l'aide d'une technique non paramétrique. La pratique qui consiste à utiliser 80 % de la valeur prédite comme valeur fixe pour déterminer la limite inférieure de la normale peut être acceptable chez les enfants mais peut conduire, chez l'adulte, à d'importantes erreurs d'interprétation [5]. La pratique qui consiste à utiliser 0,70 comme limite inférieure de la gamme

normale du rapport VEMS/CVF conduit à un nombre significatif de faux-positifs chez les hommes > 40 ans et chez les femmes > 50 ans [12] ainsi qu'au risque de diagnostic par excès de bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) chez des personnes âgées asymptomatiques n'ayant jamais fumé [19]. Par ailleurs, il convient également d'envisager, dans les mêmes termes, la question de la limite supérieure de la gamme lorsque la grandeur considérée peut être pathologique si elle est trop élevée (et pas seulement trop basse). Parmi ces variables, on peut citer la CPT, le rapport VR/CPT et la  $DL_{CO}$ .

Les progrès technologiques des appareils d'exploration fonctionnelle respiratoire et de leurs corollaires électroniques et informatiques permettent de recourir à des modèles mathématiques de plus en plus sophistiqués pour décrire la fonction respiratoire. Par ailleurs, les caractéristiques des populations de sujets dits « normaux » évoluent en fonction des modifications de l'alimentation, de l'état de santé général, de l'environnement, et d'autres facteurs encore (« effet cohorte »). Pour ces raisons d'ordre très différent, il faut envisager d'actualiser régulièrement les équations de référence (tous les 10 ans par exemple).

Les fabricants d'appareils d'exploration fonctionnelle respiratoire doivent mettre à la disposition des utilisateurs des logiciels leur permettant de choisir parmi un ensemble de jeux d'équations de référence, conçus pour intégrer facilement d'éventuelles nouvelles équations. Chaque compte-rendu d'exploration fonctionnelle respiratoire doit mentionner les valeurs de référence utilisées, et préciser le nom du premier auteur (ou de l'organisation) ayant recueilli ces valeurs et la date de publication.

## Spirométrie

La Communauté Européenne du Charbon et de l'Acier (CECA) [8, 20] et l'ATS [5, 21] ont publié une liste très complète d'équations de référence disponibles pour la spirométrie. Au cours des dix dernières années, des études complémentaires ont établi des valeurs de référence pour divers groupes ethniques et différentes tranches d'âge [12, 14, 17, 22, 23].

Les équations de référence pour la spirométrie sont généralement issues d'enquêtes transversales et sont donc l'objet d'un « effet cohorte ». Rares sont les publications portant sur des études longitudinales, couvrant des tranches d'âges allant de l'enfance à la vieillesse [24-26]. De plus, il existe un nombre limité d'équations prédictives des volumes et débits sur des tranches d'âges étendues [27, 28]. Le *tableau I* donne une liste d'équations de référence publiées de 1995 à août 2004. Il a été constitué à partir des connaissances des participants au groupe de travail et d'une interrogation « Medline » utilisant les mots clés « formules de référence » et « spirométrie » (*tableau I*). L'objectif de son intégration à ce document est de valoriser les efforts consacrés, de par le monde, à l'établissement d'équations de référence pour les grandeurs fonctionnelles respiratoires.

**Tableau I.**

Résultats d'une recherche sur Medline en utilisant les mots clés « reference equations » et « spirometry ».

Premier auteur	Année	Pays/région/objet de l'étude	Revue
Kotaniemi	2004	Finlande : adultes	<i>Int J Circumpolar Health</i> 2004 ; 63 : 129-139.
Subbarao	2004	Canada : comparaison de références	<i>Pediatr Pulmonol</i> 2004 ; 37 : 515-22.
Falaschetti	2004	Angleterre : formules de prévision issues d'une enquête sanitaire	<i>Eur Respir J</i> 2004 ; 23 : 456-63.
Botsis	2003	Grèce : réseaux neuronaux pour la prévision de valeurs de référence spirométriques chez les personnes âgées.	<i>Med Inform Internet Med</i> 2003 ; 28 : 299-309.
Ben saad	2003	Tunisie : capacité vitale et débits expiratoires de pointe chez les personnes âgées.	<i>Rev Mal Respir</i> 2003 ; 20 : 521-30 (en français).
Mustajbegovic	2003	Croatie : comparaison avec les valeurs de référence européennes	<i>Croat Med J</i> 2003 ; 44 : 614-7.
Perez-padilla	2003	Mexique : comparaison avec les enfants américains d'origine mexicaine	<i>Pediatr Pulmonol</i> 2003 ; 35 : 177-83.
Torres	2003	Brésil : taille et envergure des bras chez les enfants	<i>Pediatr Pulmonol</i> 2003 ; 36 : 202-8.
Golshan	2003	Iran	<i>Eur Respir J</i> 2003 ; 22 : 529-34.
Mohamed	2002	Italie	<i>Lung</i> 2002 ; 180 : 149-59.
Boskabady	2002	Iran	<i>Respiration</i> 2002 ; 69 : 320-6.
Havryk	2002	Sherpas de l'Himalaya	<i>Respir Physiol Neurobiol</i> 2002 ; 132 : 223.
Dejsomritrutai	2002	Thaïlande	<i>Respirology</i> 2002 ; 7 : 123-7.
Langhammer	2001	Norvège	<i>Eur Respir J</i> 2001 ; 18 : 770-9.
Milivojevic-poleksic	2001	Iles Pacifiques	<i>Respirology</i> 2001 ; 6 : 247-53.
Marion	2001	États-Unis : amérindiens	<i>Chest</i> 2001 ; 120 : 489-95.
Kivastik	2001	Estonie : enfants d'âge scolaire	<i>Clin Physiol</i> 2001 ; 21 : 490-7.
Manzke	2001	Allemagne : enfants âgés entre 6 et 16 ans. Valeurs issues de « normes hospitalières »	<i>Eur J Pediatr</i> 2001 ; 160 : 300-6.
Perez-padilla	2001	Mexique : Travailleurs mexicains	<i>Salud Publica Mex</i> 2001 ; 43 : 113-21 (en espagnol).
Pistelli	2000	Italie	<i>Am J Respir Crit Care Med</i> 2000 ; 161 : 899-905.
Vijayan	2000	Inde : enfants d'Inde du Sud	<i>Indian J Chest Dis Allied Sci</i> 2000 ; 42 : 147-56.
Baltopoulos	2000	Grèce : personnes âgées en Grèce	<i>Lung</i> 2000 ; 178 : 201-12.
Ip	2000	Enfants et adolescents chinois à Hong Kong	<i>Am J Respir Crit Care Med</i> 2000 ; 162 : 424-9.
Dejsomritrutai	2000	Thaïlande	<i>J Med Assoc Thai</i> 2000 ; 83 : 457-66.
Quadrelli	1999	Italie	<i>Respir Med</i> 1999 ; 93 : 523-35.
Morato rodriguez	1999	Espagne : enfants de la Communauté autonome basque	<i>An Esp Pediatr</i> 1999 ; 51 : 17-21 (en espagnol).
Crapo	1999	Comparaison entre les populations mongoles et caucasiennes	<i>Eur Respir J</i> 1999 ; 13 : 606-9.
Hankinson	1999	États-Unis : échantillon de population âgée de 8 à 80 ans (NHANES III)	<i>Am J Respir Crit Care Med</i> 1999 ; 159 : 179-87.
Baur	1999	Allemagne : comparaison des valeurs de référence de la fonction respiratoire	<i>Int Arch Occup Environ Health</i> 1999 ; 72 : 69-83.
Mcdonnell	1998	États-Unis : personnes âgées	<i>Respir Med</i> 1998 ; 92 : 914-21.
Martin	1998	Canada : Québec	<i>Rev Mal Respir</i> 1998 ; 15 : 781-8 (en français).
Castellsague	1998	ECRHS : Populations européennes	<i>Respir Med</i> 1998 ; 92 : 401-7.
Roca	1998	ECRHS : validation	<i>Eur Respir J</i> 1998 ; 11 : 1354-62.
Pan	1997	Chine : Taiwan	<i>Chin J Physiol</i> 1997 ; 40 : 165-74.
Rajkappor	1997	Inde ; enfants d'âge scolaire	<i>Indian J Chest Dis Allied Sci</i> 1997 ; 39 : 97-105.
Luttmann	1997	Allemagne : proposants âgés entre 7 et 18 ans	<i>Pneumologie</i> 1997 ; 51 : 47-54 (en allemand).
Chin	1997	Singapour : adultes non fumeurs	<i>Respirology</i> 1997 ; 2 : 143-9
Oyarzun	1996	Chili	<i>Rev Med Chil</i> 1996 ; 124 : 1365-7 (en espagnol).
Gutierrez	1996	Populations chiliennes : enfants de > 5 ans	<i>Rev Med Chil</i> 1996 ; 124 : 1295-306 (en espagnol).
Enright	1996	États-Unis : personnes âgées de race noire	<i>Chest</i> 1996 ; 110 : 1416-24.

Premier auteur	Année	Pays/région/objet de l'étude	Revue
Diez-herranz	1996	Comparaison entre les valeurs de référence recommandées par les sociétés de pneumologie espagnoles et européennes	<i>Arch Bronconeumol</i> 1996 ; 32 : 459-62 (en espagnol).
Louw	1996	Sud-africains de sexe masculin (valeurs normatives)	<i>S Afr Med J</i> 1996 ; 86 : 814-9.
Parma	1996	Italiens de sexe masculin âgés entre 7 et 18 ans	<i>Eur J Epidemiol</i> 1996 ; 12 : 263-77.
Giri	1996	Bhoutan	<i>J Assoc Physicians India</i> 1996 ; 44 : 320-2.
Brandli	1996	Population adulte suisse	<i>Thorax</i> 1996 ; 51 : 277-83.
Sharp	1996	Américains d'origine japonaise de sexe masculin âgés entre 71 et 90 ans	<i>Am J Respir Crit Care Med</i> 1996 ; 153 : 805-11.
Quintero	1996	Travailleurs nicaraguayens de sexe masculin en bonne santé	<i>Am J Ind Med</i> 1996 ; 29 : 41-8.
Enright	1995	États-Unis : hommes et femmes du Minnesota âgés entre 65 et 85 ans , en bonne santé	<i>Chest</i> 1995 ; 108 : 663-9.
Sirotkovic	1995	Croatie : enfants dalmates d'âge scolaire	<i>Monaldi Arch Chest Dis</i> 1995 ; 50 : 258-63.
Gore	1995	Australie : adultes sains n'ayant jamais fumé	<i>Eur Respir J</i> 1995 ; 8 : 773-82.
Quanjer	1995	Enfants et adolescents européens de race blanche	<i>Pediatr Pulmonol</i> 1995 ; 19 : 135-42.
Dufetel	1995	Togo : enfants et adolescents sénégalais de race noire	<i>Rev Mal Respir</i> 1995 ; 12 : 135-43 (en français).
Fulton	1995	États-Unis : VMM chez les adolescentes afro-américaines	<i>Pediatr Pulmonol</i> 1995 ; 20 : 225-33.

NHANES : National Health and Nutrition Examination Survey ; ECRHS : European Community Respiratory Health Survey ; VMM : ventilation maximale minute.

Aux États-Unis, pour les patients âgés de 8 ans à 80 ans , il est recommandé d'utiliser les équations de référence développées par le National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES) III pour chaque groupe ethnique [12]. Pour les enfants de moins de 8 ans , il est recommandé d'utiliser les formules de Wang *et al.* [29]. D'autres formules de référence peuvent être utilisées s'il existe des raisons valables de le faire. En Europe, les équations de référence combinées publiées par la CECA en 1983 et actualisées dans les recommandations de l'ERS de 1993 [8] sont souvent utilisées pour les personnes âgées de 18 à 70 ans dont la taille est comprise entre 155 et 195 cm pour les hommes et 145 et 180 cm pour les femmes, et celles de Quanjer *et al.* [30] pour les enfants. À l'heure actuelle, le groupe de travail ne recommande pas un jeu particulier d'équations pour l'Europe mais encourage vivement la mise en place d'une nouvelle étude à l'échelon européen dans le but d'actualiser les équations de référence en vigueur.

### Volumes pulmonaires

Le volume pulmonaire dépend de la taille corporelle, qui, mesurée en position debout, contribue le plus fortement à sa variance.

La fonction respiratoire augmente linéairement avec l'âge jusqu'à environ 10 ans pour les filles et 12 ans pour les garçons. Au moment de la poussée de croissance, le développement du poumon accuse un retard par rapport à l'augmentation de la taille, et il existe un décalage dans la relation entre le volume pulmonaire et la taille pendant l'adolescence [31, 32]. Chez les garçons, entre l'âge de 12,5 et 18 ans , le pic

de croissance en taille est atteint environ un an avant le pic de croissance en poids et précède d'environ un an et demi le pic de croissance de la CVF et celui du DEM<sub>50% CV</sub>. Pour les filles, le rythme de croissance de tous les indices spirométriques diminue dans la même tranche d'âge. L'utilisation de simples relations allométriques entre la taille et le volume pulmonaire ne permet donc pas de décrire de façon fiable la croissance pendant une période aussi complexe que celle de l'adolescence. En effet, elle fait surestimer les volumes chez les sujets les plus jeunes de la tranche d'âge, et les fait sous-estimer chez les adolescents les plus âgés. De plus, pour une taille donnée, les garçons ont des valeurs spirométriques plus élevées que les filles et les personnes de race blanche ont des valeurs plus élevées que celles de race noire. Malgré ces restrictions, l'utilisation de courbes permettant de suivre le développement de la fonction respiratoire en fonction de l'évolution de la taille et tenant compte du groupe ethnique et du sexe facilite le suivi et l'évaluation de mesures répétées de la fonction respiratoire chez un enfant donné [29]. Les caractéristiques des populations de référence et des équations de régression utilisées pour les enfants et les adolescents ont été résumées par Quanjer *et al.* [30]. Les équations de référence pour les volumes pulmonaires sont, le plus souvent, dérivées d'échantillons de population relativement restreints (< 200 enfants) et concernent la tranche d'âge allant de 6 à 12 ans , à un moment où la croissance et les modifications dues au développement sont extrêmement rapides. Relativement peu d'études prennent en compte les modifications décrites ci-dessus lors de la puberté. La plupart des équations de références proposées pour les enfants ont été établies à partir de populations de race blanche.

Un atelier organisé par l'ATS sur la mesure des volumes pulmonaires [7] a examiné les valeurs de référence publiées pour les nourrissons, les enfants en âge pré-scolaire, scolaire, les adolescents et les adultes en formulant des recommandations pour la sélection de ces valeurs, le mode d'expression des résultats, la mesure des variables auxiliaires et l'organisation des études futures à envisager.

Les raisons des différences spirométriques liées à l'appartenance ethnique sont mal établies [33-36]. Elles peuvent tenir, au moins en partie, à une différence de longueur du tronc par rapport à la stature mais on peut aussi envisager le rôle de différences de masse maigre, de dimensions du thorax et de force des muscles respiratoires. Dans les populations noires, les valeurs de référence pour le VR, la CV et la CPT sont en moyenne 12 % inférieures à celles des populations blanches [35] ; cette différence pourrait être moins marquée chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes [6]. Les valeurs de référence des volumes pulmonaires absolus chez les adultes de race asiatique sont généralement inférieures à celles des adultes de race blanche, mais l'ampleur de ces différences est encore mal définie et cette différence peut se trouver atténuée chez les asiatiques ayant reçu une alimentation « occidentale » pendant l'enfance [37]. En l'absence de données plus précises, on peut envisager

d'utiliser les mêmes coefficients de correction pour les enfants de race noire et asiatique que ceux recommandés pour les adultes [7].

D'après le document publié par l'ATS en 1991 [5], aucun coefficient de correction en fonction du groupe ethnique n'est utilisé pour la CPT ou le VR pour les personnes d'origine hispanique vivant en Amérique du Nord ou pour les Amérindiens. En ce qui concerne les Afro-Américains, les Américains d'origine asiatique et du continent Indien, on utilise un coefficient de correction de 0,88 pour la CPT et la CRF, et de 0,93 pour le VR afin de tenir compte de l'origine ethnique. Aucun facteur de correction en fonction de l'origine ethnique ne doit être utilisé pour le rapport VR/CPT.

Le *tableau II* récapitule les études portant sur des équations de référence publiées de 1993 à août 2004. Il a été constitué à partir des connaissances des participants au groupe de travail et d'une interrogation « Medline » utilisant les mots clés « équations de référence » et « volumes pulmonaires ». L'objectif de son intégration à ce document est de valoriser les efforts consacrés, de par le monde, à l'établissement d'équations de référence pour les grandeurs fonctionnelles respiratoires.

Aux États-Unis et en Europe, un grand nombre de laboratoires utilisent les équations de référence qui ont été recomman-

**Tableau II.**

Résultats d'une recherche sur Medline en utilisant les mots clés « référence équations » et « longs volumes ».

Premier auteur	Année	Pays/région/objet de l'étude	Revue
Torres	2003	Brésil : taille et envergure des bras dans une population d'enfants	<i>Pediatr Pulmonol</i> 2003 ; 36 : 202-8.
Verma	2003	Inde : statistiques dimensionnelles pour l'estimation des volumes pulmonaires chez les enfants et les adolescents.	<i>Anthropol Anz</i> 2003 ; 61 : 79-84.
Neve	2002	France : puberté et indices de volume thoracique.	<i>Eur Respir J</i> 2002 ; 20 : 1292-8.
Zheng	2002	Chine : enquête sur l'application clinique	<i>Zhonghua Jie He He Hu Xi Za Zhi</i> 2002 ; 25 : 69-73 (en chinois).
Manzke	2001	Allemagne : enfants âgés entre 6 et 16 ans. Valeurs issues de « normes hospitalières »	<i>Eur J Pediatr</i> 2001 ; 160 : 300-6.
Cotes	2001	Travailleurs au Royaume Uni : IMC	<i>Thorax</i> 2001 ; 56 : 839-44.
Ip	2000	Enfants et adolescents chinois à Hong Kong	<i>Am J Respir Crit Care Med</i> 2000 ; 162 : 424-9.
Neder	1999	Brésil	<i>Braz J Med Biol Res</i> 1999 ; 32 : 729-37.
Baur	1999	Allemagne : comparaison des valeurs de référence de la fonction respiratoire	<i>Int Arch Occup Environ Health</i> 1999 ; 72 : 69-83.
Cordero	1999	Population latine de descendance espagnole	<i>Respiration</i> 1999 ; 66 : 242-50.
Roca	1998	Espagne	<i>Respir Med</i> 1998 ; 92 : 454-60.
Corzo-alvarez	1998	Hommes non fumeurs sains à Maracaibo, Venezuela	<i>Invest Clin</i> 1998 ; 39 : 3-17 (en espagnol).
Mahajan	1997	Femmes en bonne santé de l'état d'Haryana	<i>Indian J Chest Dis Allied Sci</i> 1997 ; 39 : 163-71.
Chin	1997	Singapour ; adultes non fumeurs	<i>Respirology</i> 1997 ; 2 : 143-9.
Mccoy	1995	États-Unis : nourrissons normaux	<i>Pediatr Pulmonol</i> 1995 ; 19 : 282-90.
Rosenthal	1993	Royaume Uni : volumes gazeux mesurés par pléthysmographie corporelle chez des enfants scolarisés pré-pubères et pubères à Londres	<i>Thorax</i> 1993 ; 48 : 803-8.

dées en 1995 par le groupe de travail conjoint de l'ATS/ERS [7] ou celles qui ont été recommandées par la CECA pour mesurer la CPT, la CRF et le VR [8, 20].

### Capacité de diffusion du monoxyde de carbone

Le choix des valeurs de référence pour la  $DL_{CO}$  pose davantage de problèmes que celui des valeurs de référence spirométriques parce que les différences entre les laboratoires sont beaucoup plus importantes [38, 39]. Certaines de ces différences peuvent être attribuées à la méthode de calcul de la  $DL_{CO}$  et à la méthode d'ajustement en fonction de la concentration d'hémoglobine, de la carboxyhémoglobémie et de l'altitude. Les responsables de laboratoires d'exploration fonctionnelle respiratoire doivent s'attacher à choisir des valeurs de référence qui correspondent aux valeurs relevées localement chez des sujets normaux. Idéalement, chaque laboratoire devrait mesurer la  $DL_{CO}$  au sein d'un échantillon de sujets sains et comparer ces résultats avec ceux fournis par différentes formules de référence. Au minimum, un responsable de laboratoire d'exploration fonctionnelle respiratoire doit se poser des questions en présence d'un nombre important de discordances entre les interprétations de la  $DL_{CO}$  rendues par son laboratoire et la réalité clinique. Ceci peut indiquer que les valeurs de référence utilisées sont inappropriées ou que les mesures de la  $DL_{CO}$  sont erronées.

Les valeurs de référence du volume alvéolaire (VA), du volume inspiré (VI), de la  $DL_{CO}$  et du coefficient de transfert

du monoxyde de carbone ( $K_{CO}$ ) doivent provenir de la même source. Étant donné que la  $DL_{CO}$  et le  $K_{CO}$  peuvent être diversement affectés par des facteurs décrits dans de précédents articles de cette série [4], il convient de mentionner les paramètres qui ont été éventuellement utilisés pour ajuster les valeurs de référence (par exemple : le VA, la concentration d'hémoglobine et de carboxyhémoglobine et l'altitude).

Le *tableau III* récapitule les études portant sur des équations de référence publiées de 1995 à août 2004. Il a été constitué à partir des connaissances des participants au groupe de travail et d'une interrogation « Medline » utilisant les mots clés « équations de référence » et « capacité de diffusion » ou « diffusion ». L'objectif de son intégration à ce document est de valoriser les efforts consacrés, de par le monde, à l'établissement d'équations de référence pour les grandeurs fonctionnelles respiratoires.

Une équation de référence « récapitulative » unique a été proposée par l'ERS [38] et l'ATS [39].

Pour le moment, il est toutefois impossible de recommander un jeu d'équations unique pour la détermination de la  $DL_{CO}$  à cause de la variabilité relativement importante observée entre les laboratoires. Les équations les plus fréquemment utilisées semblent être celles proposées dans le document publié par l'ERS en 1993 [38] ainsi que celles de Crapo et Morris [40]. En Europe, on utilise également les équations de Cotes et coll. [41], Paoletti et coll. [42] et de Roca et coll. [43].

**Tableau III.**

Résultat d'une recherche sur Medline en utilisant les mots clés « formules de référence » et « capacité de diffusion » ou « diffusion ».

Premier auteur	Année	Pays/région/objet de l'étude	Revue
Neve	2002	France : puberté et indice de volume thoracique	<i>Eur Respir J</i> 2002 ; 20 : 1292-8.
Zheng	2002	Chine : étude d'application clinique	<i>Zhonghua Jie He He Hu Xi Za Zhi</i> 2002 ; 25 : 69-73.
Zanen	2001	Pays Bas : capacité de diffusion de la membrane alvéolaire et volume de sang capillaire pulmonaire	<i>Eur Respir J</i> 2001 ; 18 : 764-9.
Cotes	2001	Travailleurs du Royaume Uni : IMC	<i>Thorax</i> 2001 ; 56 : 839-44.
Hughes	2001	Royaume Uni : $K_{CO}$ (TL/VA)	<i>Eur Respir J</i> 2001 ; 17 : 168-74.
Johnson	2000	États-Unis : correction du VA pour la $DL_{CO}$ et le $K_{CO}$	<i>Respir Med</i> 2000 ; 94 : 28-37.
Neder	1999	Brésil	<i>Braz J Med Biol Res</i> 1999 ; 32 : 729-37.
Baur	1999	Allemagne : comparaison de valeurs de référence de la fonction respiratoire	<i>Int Arch Occup Environ Health</i> 1999 ; 72 : 69-83.
Martin	1998	Canada/Québec	<i>Rev Mal Respir</i> 1998 ; 15 : 781-8 (French).
Mahajan	1997	Inde : femmes en bonne santé dans l'état d'Haryana	<i>Indian J Chest Dis Allied Sci</i> 1997 ; 39 : 163-71.
Chin	1997	Singapour : adultes non fumeurs	<i>Respirology</i> 1997 ; 2 : 143-9.
Guenard	1996	France : sujets âgés	<i>Eur Respir J</i> 1996 ; 9 : 2573-7.
Collard	1996	Belgique : apnée obstructive du sommeil et obésité	<i>Chest</i> 1996 ; 110 : 1189-93.
Chinn	1996	Royaume-Uni : travailleurs normalisés en fonction du volume alvéolaire	<i>Eur Respir J</i> 1996 ; 9 : 1269-77.
Stam	1996	Pays-Bas : réduction du volume alvéolaire chez des enfants	<i>Pediatr Pulmonol</i> 1996 ; 21 : 84-9.

$K_{CO}$  : coefficient de transfert du monoxyde de carbone ; TL : facteur de transfert du poumon ; VA : volume alvéolaire ;  $DL_{CO}$  : capacité de diffusion du monoxyde de carbone.

Le *tableau IV* présente un résumé des valeurs de référence utilisées de façon générale pour évaluer la spirométrie, les volumes pulmonaires et la capacité de diffusion.

## Les différents types d'anomalies respiratoires

### Généralités

L'interprétation des EFR doit être claire, concise et livrer des informations utiles. On ne peut se contenter d'une énumération des valeurs qui sont dans la gamme normale et de celles qui en sortent. Idéalement, il convient d'appliquer à l'interprétation des explorations fonctionnelles respiratoires les principes généraux de la prise de décision clinique [44], selon lesquels la probabilité post-test d'une maladie est estimée après avoir pris en considération sa probabilité pré-test, la qualité des résultats, l'impact délétère d'éventuels faux positifs ou faux négatifs et, enfin, les résultats eux-mêmes après les avoir comparés avec les valeurs de référence. Il est, cependant, souvent impossible d'appliquer ce principe car bon nombre de tests, sinon la plupart, sont interprétés sans tenir compte du contexte clinique. Afin de remédier à cette situation, il serait utile, à

chaque fois que cela est possible, de demander au médecin prescrivant les tests de formuler avec précision la question à laquelle il attend que les explorations fonctionnelles l'aident à répondre. En l'absence d'information médicale, il convient de demander au patient s'il connaît le motif des explorations, avant de procéder à celles-ci. Dans le même esprit, il est utile de noter la présence d'éventuels symptômes respiratoires (toux, expectoration, dyspnée, respiration sifflante...), le tabagisme, la nature du traitement en cours et, si celui-ci comporte des bronchodilatateurs, le moment précis de la dernière prise.

L'interprétation sera d'autant plus fiable que le médecin qui l'effectue pourra prendre en compte un diagnostic clinique, des documents d'imagerie thoracique, les dernières valeurs en date de l'hémoglobinemie, et toute indication d'une éventuelle pathologie sous-jacente, en particulier neuromusculaire ou des voies aériennes supérieures.

### Syndromes obstructifs

Un syndrome obstructif est une réduction disproportionnée du débit expiratoire maximal par rapport au volume maximum (soit la CV) qui peut être mobilisé [45-47]. Ce phénomène procède d'une réduction anormale du calibre de la lumière des voies aériennes lors d'une expiration forcée, et

**Tableau IV.**

Résumé des méthodes d'utilisation des valeurs de référence.

<b>Valeurs de référence</b>	
<b>Généralités</b>	Les valeurs de référence doivent être issues de sujets « sains » ou « normaux » ayant les mêmes caractéristiques anthropométriques (sexe, âge et taille) et ethniques que le patient testé. La taille et le poids doivent être mesurés pour chaque patient au moment des tests. Dans la mesure du possible, tous les paramètres doivent provenir de la même source de référence. Lors de la comparaison des formules de référence choisies avec les mesures effectuées sur un échantillon de sujets sains dans un laboratoire, il est conseillé de choisir l'équation de référence qui donne la somme des valeurs résiduelles la plus proche de zéro (c'est-à-dire, valeur observée – valeur prédite calculée pour chaque adulte ou valeur logarithmique observée – valeur logarithmique prédite pour chaque sujet dans la tranche d'âge pédiatrique). Lorsqu'on utilise un jeu d'équations de référence, on doit éviter toute extrapolation de la taille et de l'âge des sujets étudiés. Pour chaque grandeur fonctionnelle respiratoire, les valeurs inférieures au 5 <sup>e</sup> percentile de la distribution de fréquence des valeurs mesurées dans la population de référence sont considérées comme étant situées au-dessous de la limite inférieure de la gamme normale attendue.
<b>Spirométrie</b>	Aux États-Unis, pour les patients âgés entre 8 ans et 80 ans, il est recommandé d'utiliser les formules de référence NHANES III de 1999 développées pour chaque groupe ethnique et les formules de WANG <i>et al</i> [29] pour les enfants de moins de 8 ans. En Europe, les formules de référence combinées de la CECA publiées en 1993 [8] sont souvent utilisées pour les personnes âgées de 18 à 70 ans et celles de Quanjer <i>et al.</i> [30] pour les enfants. À l'heure actuelle, aucune recommandation n'est formulée quant à un jeu particulier d'équations en Europe. La mise en place d'une nouvelle étude ayant pour but d'actualiser les formules de référence de la fonction respiratoire devrait être envisagée à l'échelon Européen. Le <i>tableau I</i> récapitule les études concernant des équations de référence publiées entre 1995 et août 2004.
<b>Volumes pulmonaires</b>	Aucune recommandation n'est formulée quant au choix d'un jeu particulier d'équations. Dans la pratique aux États-Unis et en Europe, un grand nombre de laboratoires utilisent pour la CPT, la CRF et le VR les équations recommandées par l'atelier ATS/ERS de 1995 [7] ou celles recommandées par la CECA et actualisées en 1993 [8]. Le <i>tableau II</i> récapitule les études concernant des équations de référence publiées entre 1993 et août 2004.
<b>Capacité de diffusion</b>	Aucune recommandation n'est formulée quant au choix d'un jeu particulier d'équations. Les équations les plus fréquemment utilisées semblent être celles établies par la CECA en 1993 [38] ainsi que celles de Crapo et Morris [40]. En Europe, les équations de Cotes <i>et al.</i> [41], Paoletti <i>et al.</i> [42] et de Roca <i>et al.</i> sont également utilisées. Le <i>tableau III</i> récapitule les études concernant des équations de référence publiées entre 1995 et août 2004.

NHANES : National Health and Nutrition Examination Survey ; CECA : Communauté Européenne du Charbon et de l'Acier ; CPT : Capacité pulmonaire totale ; CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle ; VR : Volume résiduel ; ATS : American Thoracic Society ; ERS : European Respiratory Society.

sa présence est attestée par une valeur du VEMS/CV inférieure au 5<sup>e</sup> percentile de la valeur de référence. La *figure 1a* en montre un exemple typique.

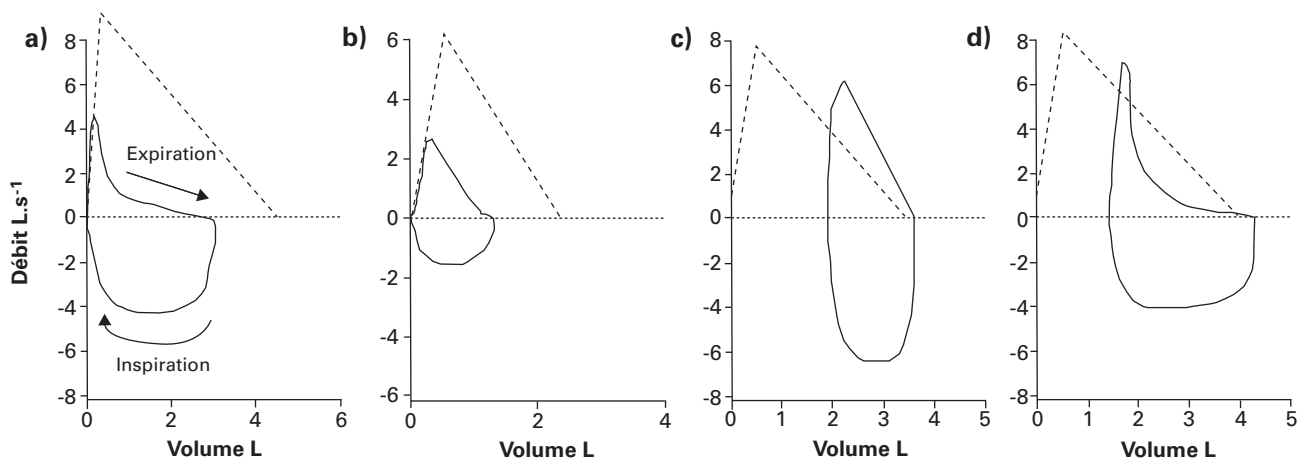
On considère que le signe le plus précoce d'une obstruction de l'écoulement de l'air dans les voies aériennes de petit calibre est une diminution du débit expiratoire au niveau de la partie terminale du spirogramme, alors même que sa partie initiale est non ou très peu modifiée [45-47]. Ceci est particulièrement visible sur la courbe débit-volume qui devient concave vers le haut. Quantitativement, cette obstruction distale se traduit par une réduction disproportionnée (par rapport à la réduction du VEMS) du débit instantané mesuré après 75 % de la CVF a été expiré ( $DEM_{75\%CV}$ ) ou du débit expiratoire moyen entre 25 et 75 % de la CV. Toutefois, chez un patient donné, la réduction des débits moyens n'est pas en soi pathognomonique d'une maladie des voies aériennes de petit calibre [48].

Au fur et à mesure de l'aggravation de la maladie obstructive (et/ou de l'atteinte progressive des voies aériennes centrales) la réduction des débits expiratoires porte sur les segments de plus en plus proximaux du spirogramme, jusqu'à amputer le VEMS.

En présence d'un rapport VEMS/CVF normal ou quasi normal, on doit être particulièrement vigilant si l'on constate une diminution concomitante du VEMS et de la CVF. Cette situation témoigne fréquemment de l'impossibilité du patient à effectuer une inspiration ou une expiration complète. Ce phénomène peut aussi s'observer lorsque le débit est

si faible que le sujet ne peut expirer pendant suffisamment longtemps pour vider son poumon jusqu'au VR. Dans ce cas, la courbe débit-volume adopte en général une forme concave vers la fin de la manœuvre. La CPT sera normale et le  $DEM_{75}$  sera bas. Une estimation plus correcte du rapport VEMS/CV pourra alors être obtenue par une mesure de la CV lente (inspiratoire et expiratoire). Une autre raison pouvant expliquer ce phénomène est le collapsus des voies aériennes de petit calibre de façon hétérogène dans certains territoires, dès la phase précoce de l'expiration [8, 49-52]. Dans ces conditions, la CPT peut être normale, mais le VR est habituellement augmenté. Un exemple de ce phénomène est donné par la *figure 1b*. Lorsque ces caractéristiques sont observées chez un patient effectuant un effort maximal soutenu, il peut être utile de répéter la spirométrie après inhalation d'un bronchodilatateur. Une amélioration significative du VEMS, de la CVF ou des deux, suggère alors la présence d'une obstruction réversible.

Sauf dans ces circonstances inhabituelles, il n'est pas obligatoire de mesurer le volume pulmonaire pour identifier un syndrome obstructif. Cependant, cette mesure peut s'avérer utile pour déceler une maladie sous-jacente et en évaluer les conséquences sur le plan fonctionnel. Une augmentation de la CPT ou du rapport VR/CPT jusqu'à des valeurs dépassant les limites supérieures de la variabilité naturelle, par exemple, peut évoquer un emphysème, un asthme bronchique ou d'autres types de syndromes obstructifs [47] et donner aussi une indication du degré de distension pulmonaire.



**Fig. 1.**

a, b) Exemples d'anomalies obstructives respiratoires avec a) un rapport VEMS/CV faible où VEMS (volume expiré maximal pendant la première seconde) = 38 % ; VEMS/CV (capacité vitale) = 46 % ; DEP (débit expiratoire de pointe) = 48 % ; CPT (capacité pulmonaire totale) = 101 % ou b) un rapport VEMS/CV normal (VEMS = 57 % ; VEMS/CV = 73 % ; DEP = 43 % ; CPT = 96 %). Dans les deux cas, la CPT est normale et les débits sont au-dessous des valeurs attendues sur toute la gamme du volume. c) Exemple d'une anomalie restrictive typique (VEMS = 66 % ; VEMS/CV = 80 % ; DEP = 79 % ; CPT = 62 %). La CPT est faible et le débit est supérieur à la valeur attendue à un volume donné. d) Exemple d'une anomalie mixte typique caractérisée par une CPT faible et un rapport VEMS/CV faible (VEMS = 64 % ; VEMS /CV = 64 % ; DEP = 82 % ; CPT = 72 %).

----- : courbes débit-volume de référence ; \_\_\_\_\_ : courbes de débit-volume inspiratoires et expiratoires observées (comme indiqué dans la figure a)).

En pratique clinique, la mesure de la résistance au débit d'air est rarement utilisée pour identifier un syndrome obstructif. Elle est plus sensible dans la détection d'un rétrécissement des voies aériennes extrathoraciques ou des voies aériennes de gros calibre que dans celle d'un rétrécissement des voies aériennes intrathoraciques plus périphériques [47]. Elle peut cependant être utile chez les patients qui sont incapables d'exécuter une manœuvre expiratoire maximale forcée.

### Syndromes restrictifs

Un syndrome restrictif est caractérisé par une réduction de la CPT au dessous du 5<sup>e</sup> percentile de la valeur de référence, d'une part, avec un rapport VEMS/CV normal, d'autre part. La *figure 1c* en donne un exemple. On peut suspecter un syndrome restrictif si la CV est diminuée, le rapport VEMS/CV augmenté (> 85-90 %) et si la courbe débit-volume est de forme convexe. Là encore, la présence d'une CV réduite et d'un rapport VEMS/CV normal ou même légèrement augmenté est souvent due à des efforts inspiratoires ou expiratoires sous-maximaux et/ou à une obstruction parcellaire des voies aériennes périphériques et la seule présence d'une CV diminuée ne prouve pas l'existence d'un syndrome restrictif. Celui-ci ne s'accompagne d'une diminution de la CPT que dans la moitié des cas environ [53, 54].

Le pneumothorax et l'emphysème bulleux non communicant sont des cas particuliers caractérisés par un rapport VEMS/CV et une CPT mesurés par pléthysmographie corporelle normaux mais de faibles valeurs de VEMS et de CV. Dans ces conditions, la CPT évaluée par des techniques de dilution gazeuse sera faible.

Un test en apnée (comme celui réalisé pour la mesure du volume alvéolaire lors d'une de la DL<sub>CO</sub>) ne permet pas d'affirmer un syndrome restrictif car ces mesures sous-esti-

ment systématiquement la CPT [55]. La sous-estimation est d'autant plus importante en présence d'une obstruction des voies aériennes supérieures et lorsque celle-ci s'aggrave. En présence d'une obstruction sévère, la CPT peut être sous-estimée d'une valeur pouvant atteindre 3 L [55, 56]. Une méthode qui permet d'ajuster le VA mesuré par la technique en apnée en fonction de l'obstruction des voies aériennes a fait l'objet d'une publication mais n'a pas encore été complètement validée [57].

### Syndromes mixtes

Un syndrome mixte est caractérisé par l'existence concomitante d'un syndrome obstructif et d'un syndrome restrictif et se définit physiologiquement par un VEMS/CV et une CPT situés au-dessous du 5<sup>e</sup> percentile de leurs valeurs de référence respectives. Étant donné que la CV peut être réduite dans des proportions comparables au cours du syndrome obstructif et du syndrome restrictif, il n'est pas possible de conclure à la présence d'une composante restrictive chez un patient atteint d'un syndrome obstructif sur la seule foi des mesures du VEMS et de la CV. Un exemple typique de cette situation est illustré par la *figure 1d*. Si le rapport VEMS/CV est faible et si la CV mesurée la plus élevée (CV mesurée avant ou après l'administration de broncho-dilatateurs ou VA mesuré au cours d'un test de DL<sub>CO</sub>) est au-dessous de la limite inférieure de la normale et qu'on ne dispose pas de mesure de la CPT par pléthysmographie corporelle, on pourra conclure que la CV est également réduite, probablement à cause de la distension, mais on ne pourra pas exclure la présence d'une restriction associée [58]. Par contre, si le rapport VEMS/CV est bas et que la CV est normale, on peut alors exclure la présence concomitante d'une restriction [53, 54].

Le *tableau V* résume les différents types de syndromes respiratoires et leur diagnostic.

**Tableau V.**  
Diagnostic des différents types d'anomalies fonctionnelles respiratoires.

Anomalie	Diagnostic
<b>Syndrome obstructif</b>	Rapport VEMS/CV < 5 <sup>e</sup> percentile de la valeur prédite. Si le volume pulmonaire est faible, une diminution du débit n'est pas pathognomonique d'une pathologie des voies aériennes de petit calibre chez un patient donné. Une diminution concomitante du VEMS et de la CV provient la plupart du temps d'un effort sub-optimal et n'est que rarement la résultante d'une obstruction des voies aériennes. La confirmation d'une obstruction peut être apportée par la mesure du volume pulmonaire. La mesure des volumes pulmonaires absolus peut aider à diagnostiquer un emphysème, un asthme bronchique ou une bronchite chronique. Elle peut aussi être utile pour évaluer la distension pulmonaire. Les mesures de la résistance à l'écoulement de l'air peuvent s'avérer utiles chez les patients qui ne peuvent réaliser les manœuvres de spirométrie.
<b>Syndrome restrictif</b>	CPT < 5 <sup>e</sup> percentile de la valeur prédite. Une CV réduite n'apporte pas la preuve de l'existence d'un syndrome restrictif. Elle peut cependant suggérer une atteinte restrictive si le rapport VEMS/CV est normal ou augmenté. Une CPT basse mesurée par un test en apnée ne doit pas être considérée comme la preuve d'un syndrome restrictif.
<b>Syndrome mixte</b>	VEMS/CV et CPT < 5 <sup>e</sup> percentile de la valeur prédite.

VEMS = volume expiré maximum pendant la première seconde ; CV = capacité vitale ; CPT = capacité pulmonaire totale.



## Commentaires sur l'interprétation des anomalies fonctionnelles respiratoires

La définition du syndrome obstructif donnée dans ce document est en accord avec la définition proposée en 1991 par l'ATS dans ses recommandations concernant l'interprétation des EFR [5] mais n'est pas conforme aux définitions suggérées par la Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD) [59] ni aux recommandations conjointes de l'ATS et de l'ERS concernant la BPCO [60]. En effet le VEMS est considéré, ici, en fonction de la CV et non pas seulement en fonction de la CVF et la valeur limite pour parler d'anomalie du rapport VEMS/CV est considérée comme étant la valeur qui correspond au 5<sup>e</sup> percentile de la distribution normale et non pas une valeur fixe de 0,7. Le groupe de travail auteur du présent document est d'avis qu'il est préférable d'utiliser la CV plutôt que la CVF car le rapport VEMS/CV permet d'identifier avec précision un plus grand nombre de variantes du syndrome obstructif que ne permet le rapport VEMS/CVF. Ceci est dû au fait que la CVF est susceptible d'être influencée par les historiques du débit et du volume pulmonaire<sup>1</sup> [61]. Contrairement à ce qui se produit, si on utilise une valeur fixe de 0,7, l'utilisation du 5<sup>e</sup> percentile de la distribution normale comme limite inférieure de la normale du rapport VEMS/CV n'induit pas de surestimation de la fréquence de l'obstruction chez les personnes âgées n'ayant pas d'antécédents d'exposition à des particules ou des gaz nocifs [62].

En pratique clinique, une méthode simple et efficace consiste à considérer qu'une diminution des principales grandeurs spirométriques (VEMS, CV, VEMS/CV, CPT) au-dessous du 5<sup>e</sup> percentile est le signe d'une anomalie respiratoire. Toutefois, l'interprétation devient difficile lorsque tout ou partie des valeurs sont proches des limites supérieures ou inférieures de la normale. Dans ces cas, une interprétation trop littérale des résultats fonctionnels peut conduire à des conclusions erronées. Dans de telles circonstances, les auteurs du présent document recommandent de pratiquer des examens complémentaires si la situation clinique le justifie. Ces examens peuvent inclure un test de réponse à l'administration d'un bronchodilatateur, une mesure de la DL<sub>CO</sub>, une évaluation de l'échange gazeux, une mesure de la force des muscles respiratoires ou une épreuve d'effort.

La prudence est aussi de mise lorsqu'en présence d'une pathologie susceptible de conduire à un syndrome restrictif, la CPT est à la limite inférieure de la normale. Un exemple d'une telle situation est la résection chirurgicale pulmonaire.

Dans ce contexte, la présence du syndrome restrictif reste difficile à prouver uniquement sur la base d'une CPT exprimée en pourcentage de la valeur prédite si celle-ci reste au-dessus du 5<sup>e</sup> percentile de la valeur prédite, soit à cause d'une expansion pulmonaire postérieure à la chirurgie soit en raison d'une CPT élevée antérieurement à celle-ci. La même prudence s'impose lorsque des pathologies exerçant des effets opposés sur la CPT sont associées comme, par exemple, une atteinte pulmonaire interstitielle et un emphysème.

Bien que de nombreuses affections respiratoires soient associées à des profils fonctionnels particuliers, et que, réciproquement, certains profils fonctionnels puissent être évocateurs d'entités pathologiques, les explorations fonctionnelles respiratoires ne permettent pas, généralement, de porter un diagnostic de façon ferme et définitive. Quelle que soit l'exhaustivité des tests fonctionnels respiratoires réalisés chez un patient donné, l'interprétation doit rester prudente et factuelle, en évitant de formuler un diagnostic morbide.

La CV, le VEMS, le rapport VEMS/CV et la CPT sont les grandeurs qui doivent fonder toute interprétation correcte de la fonction respiratoire (fig. 2). Malgré un usage répandu, il est préférable d'utiliser, plutôt que la CVF, la valeur de CV disponible la plus élevée, quel qu'ait été son mode d'obtention (au cours d'une inspiration – CVI –, d'une expiration lente – CVL – ou d'une manœuvre d'expiration forcée – soit la CVF-). En effet, il est courant, en cas d'obstruction bronchique, que la CVF diminue davantage que la CVI ou la CVL [61]. Le VEM6 peut remplacer la CV à condition d'utiliser lors de l'interprétation une valeur adéquate pour la limite inférieure de la normale (cf. : équations de NHANES III) [12, 63]. Limiter l'interprétation initiale des spiogrammes à l'étude de la CV, du VEMS et du rapport VEMS/CV permet d'éviter de devoir analyser une multitude de mesures simultanément pour détecter d'éventuelles anomalies – une approche qui a pour effet de conduire à un nombre démesuré de résultats « anormaux », mêmes parmi les sujets les plus sains d'une population [64, 65]. À cet égard, une étude a démontré que lorsqu'un test donné est anormal dans 5 % des cas au sein d'une population réputée normale, le risque de rencontrer au moins un test anormal chez 251 sujets en bonne santé est de 10 % lorsque seuls le VEMS, la CVF et le rapport VEMS/CVF sont examinés et que ce risque passe à 24 % dès lors qu'on analyse 14 mesures spirométriques différentes [23]. Malgré cette réserve, il convient de noter que des grandeurs supplémentaires, comme le débit expiratoire de pointe (DEP) et les débits inspiratoires maximaux, peuvent aider au diagnostic d'obstructions des voies aériennes extrathoraciques.

La variable la plus importante pour identifier un syndrome obstructif est le rapport VEMS/CV. Chez des patients souffrant d'affections respiratoires, un rapport VEMS/CV abaissé est prédictif de la morbidité et de la mortalité, même en l'absence de diminution du VEMS en deçà de la limite

<sup>1</sup> NDLR : La CVF peut être inférieure à la CVL en cas de maladie obstructive sévère du fait de phénomènes de compression dynamique lors de l'expiration forcée ; dans ce cas, l'utilisation de la CVF dans le rapport dit « de Tiffeneau » entraîne une sous-estimation de l'obstruction bronchique par ce dernier.

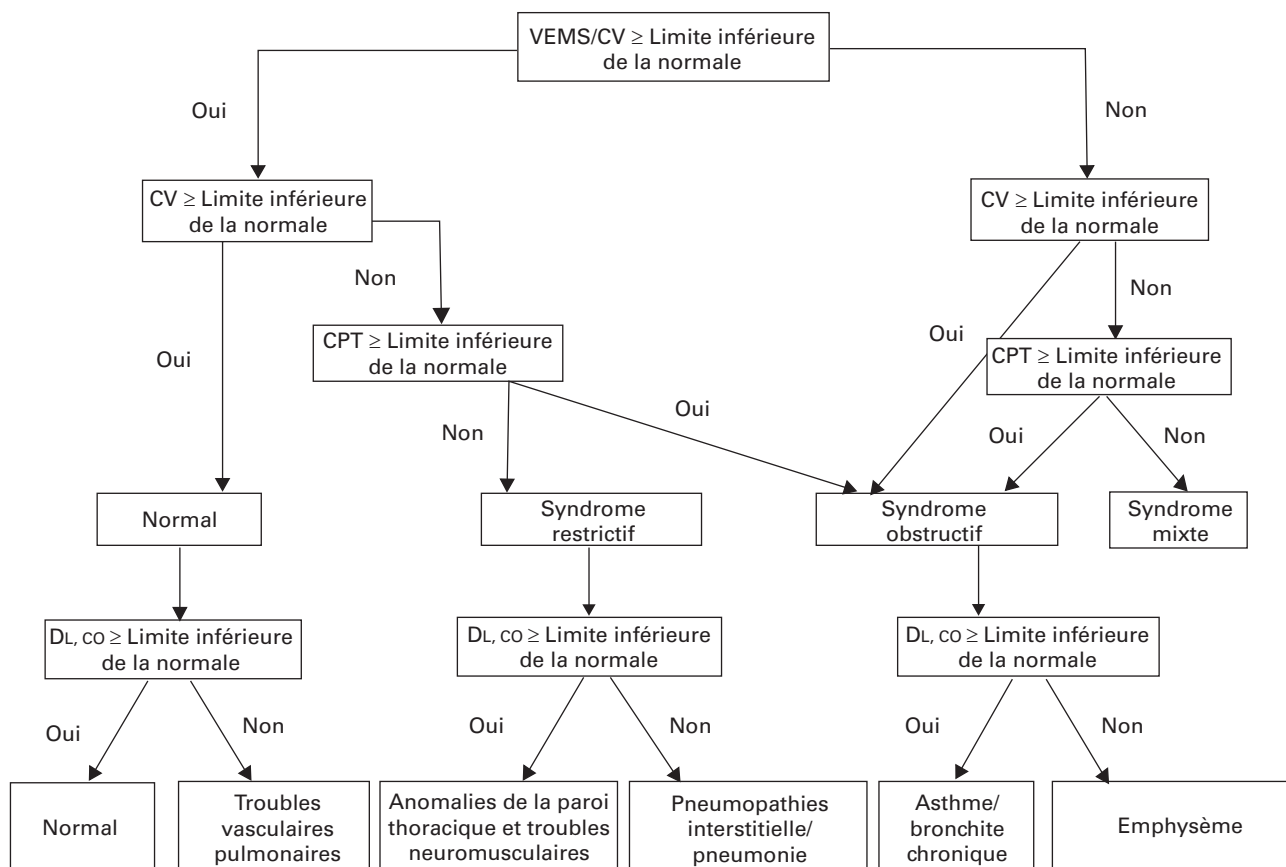


Fig. 2.

Algorithme simplifié permettant d'évaluer la fonction respiratoire en pratique clinique. Cet algorithme reprend les profils fonctionnels classiques décrits au cours de différentes pathologies respiratoires. Comme pour tout diagramme de ce type, les patients peuvent ne pas présenter la totalité des éléments correspondant à la pathologie dont ils souffrent. Ceci dépend de la pathologie, de sa gravité et de la fonction respiratoire avant le début de la maladie (par exemple : la capacité vitale (CV) de départ était-elle proche de la limite supérieure ou inférieure de la normale ?). Le degré d'adhésion à cet algorithme dépend de l'intégration clinique d'informations diverses et des questions posées. Le rapport entre le volume expiré maximal pendant la première seconde et la CV (VEMS/CV) sont les deux premières informations à traiter. Si la CV est en dessous de la limite inférieure de la normale, la mesure de la capacité pulmonaire totale (CPT) est nécessaire pour confirmer ou exclure l'existence d'un syndrome restrictif. Cet algorithme prévoit également la mesure de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone ( $DL_{CO}$ ) dont la valeur de référence est ajustée en fonction de la concentration d'hémoglobine. En cas de syndrome mixte, les profils de modification de la  $DL_{CO}$  sont les mêmes qu'en cas de syndrome restrictif ou obstructif. Cet algorithme ne permet pas, toutefois, d'évaluer la gravité de l'obstruction des voies aériennes.

inférieure de la normale [66]. Certains individus sains peuvent présenter une diminution du rapport VEMS/CVF alors même que leur VEMS s'inscrit dans la gamme normale. Ce profil n'a pas de signification claire et résulte probablement d'une croissance dysapnatique des voies aériennes et du parenchyme pulmonaire [67], les premières étant proportionnellement plus développées que le second (ceci correspond à la notion de « variante physiologique possible » apparaissant dans un texte de l'ATS pour décrire les situations où le VEMS est  $\geq 100\%$  de la valeur prédite [5]). Retenir le diagnostic de syndrome obstructif dans ce type de situation passe par une évaluation de la probabilité *a priori* d'un syndrome obstructif et, le cas échéant, par l'analyse des résultats d'examen complémentaires comme la réponse à l'administration d'un bron-

chodilatateur, la mesure de la  $DL_{CO}$ , l'évaluation de l'échange gazeux, la mesure de la force des muscles respiratoires ou une épreuve d'effort.

Ce n'est qu'après avoir établi la présence d'un syndrome obstructif et déterminé sa gravité clinique en utilisant les valeurs de base déjà mentionnées que l'on doit envisager de mesurer des débits expiratoires autres que le VEMS et le rapport VEMS/CV. Si ces derniers s'inscrivent dans la gamme normale, d'éventuelles anomalies tardives sur la courbe débit-volume expiratoire maximale ont une signification clinique limitée<sup>2</sup>. Toutefois, si le rapport VEMS/CV est « limite », la mesure des débits expiratoires « distaux » peut renforcer la suspicion de maladie obstructive. C'est le cas également pour les débits « moyens » comme, par exemple, le débit expiratoire

maximal moyen (DEM<sub>25-75</sub>), en particulier chez les enfants atteints de mucoviscidose [68, 69]. Il faut toujours garder à l'esprit la grande variabilité des résultats obtenus quant aux débits expiratoires distaux chez les sujets sains.

La ventilation maximale minute (VMM), bien prédite par le VEMS [70], ne fait généralement pas partie des variables respiratoires nécessaires au diagnostic ou au suivi des affections respiratoires. Toutefois, cette valeur peut s'avérer utile en pratique clinique. Par exemple, une diminution disproportionnée de la VMM par rapport au VEMS a été décrite dans le contexte de pathologies neuromusculaires [71, 72] et des pathologies obstructives des voies aériennes supérieures [73]. De plus, la VMM, bien qu'elle soit d'un intérêt limité dans les BPCO légères à modérées [75, 76], peut-être utilisée pour estimer la réserve respiratoire pendant un effort maximum [74]. C'est pour cette raison que les auteurs du présent document suggèrent de mesurer la VMM plutôt que de l'estimer en multipliant le VEMS par une valeur constante, comme cela se pratique couramment.

## Classification des degrés de gravité

Le *tableau VI* propose une méthode de stratification de la sévérité des anomalies spirométriques en fonction du degré de réduction du VEMS exprimé en pourcentage de sa valeur de référence. Ce classement ne s'écarte pas de celui qui a été proposé par de précédentes publications, notamment celles de l'initiative GOLD [59], celle de l'ATS en 1986 [77] puis en 1991 [5] et celle de l'*American Medical Association* (AMA) [78]. Le nombre de catégories et les valeurs seuil sont arbitraires.

Les échelles de gravité les plus pertinentes sont celles qui ont été développées à partir d'études cherchant à établir une relation entre les grandeurs fonctionnelles respiratoires et certains indices de performance comme la capacité à travailler et à exercer les activités de la vie quotidienne ou la morbidité et le pronostic [79-82]. En général, la capacité à travailler et à effectuer les activités de la vie courante dépendent de la fonction respiratoire, et la fonction respiratoire est prise en

**Tableau VI.**

Gravité des anomalies de la spirométrie en fonction du volume expiratoire maximal pendant la première seconde (VEMS).

Degré de gravité	VEMS % v. réf
Léger	> 70
Modéré	60-69
Assez grave	50-59
Grave	35-49
Très grave	< 35

% v. réf. = en % de la valeur de référence.

compte dans certaines modalités d'évaluation de l'incapacité fonctionnelle [77-79, 83]. Le degré d'altération de la fonction respiratoire est également associé à la morbidité, les patients présentant les plus faibles valeurs fonctionnelles respiratoires étant généralement ceux qui souffrent le plus de symptômes respiratoires [82].

Le degré d'altération de la fonction respiratoire a également une valeur pronostique, y compris au regard du risque de décès par maladie cardiovasculaire ou respiratoire [84, 85], et ce y compris chez les patients qui n'ont jamais fumé [86]. Dans l'étude de Framingham, la CV est un facteur prédictif indépendant majeur de morbidité et de mortalité par maladie cardiovasculaire [84, 85]. Dans certaines cohortes de patients atteints de maladies professionnelles, le VEMS et le rapport VEMS/CVF sont des facteurs prédictifs indépendants de mortalité toutes causes confondues ou par maladie respiratoire [87-89]. De plus, une méta-analyse des causes de mortalité effectuée à partir de six études menées dans différentes populations ouvrières au Royaume-Uni a montré que le risque de mourir de BPCO était corrélé au VEMS. Ainsi, par comparaison aux malades dont le VEMS à l'examen initial était dans les limites de 1 écart-type de la moyenne, les patients dont le VEMS était situé à plus de 2 écarts-type au-dessous de la moyenne avaient 12 fois plus de risque de mourir de BPCO, 10 fois plus de risque de mourir d'une maladie respiratoire non néoplasique et plus de deux fois plus de risque de mourir d'une maladie vasculaire au cours d'un suivi de 20 ans [90]. Bien qu'il existe des indices convergents suggérant que le VEMS est, le plus souvent, corrélé à la gravité des symptômes et au pronostic [79, 82, 90], la valeur du VEMS n'a pas de valeur prédictive individuelle des symptômes ou du pronostic.

La DL<sub>CO</sub> est aussi un facteur prédictif important de mortalité, à la fois dans la population générale [91] et chez les patients ayant subi une résection chirurgicale du poumon [92].

Bien que le VEMS exprimé en pourcentage de la valeur de référence soit habituellement utilisé pour caractériser le degré de gravité d'un trouble obstructif, restrictif ou mixte, il a peu d'utilité pronostique chez les patients atteints d'une pathologie obstructive des voies aériennes supérieures, comme par exemple une sténose trachéale (qui peut engager le pronostic vital bien que déterminant une obstruction

<sup>2</sup> NDLR : Par certains aspects, les recommandations énoncées par ce chapitre de la série peuvent être considérées comme réductrices. La stratégie d'analyse des explorations fonctionnelles respiratoires qui est décrite ici, si elle est parfaitement pertinente, n'est pas la seule possible. Il peut en particulier s'avérer extrêmement productif d'examiner l'allure générale de la courbe débit-volume avant de se pencher en détail sur les chiffres. Souvent, cela peut orienter « d'un coup d'œil » le diagnostic fonctionnel, et y compris fournir certaines informations quant à la qualité des manœuvres expiratoires forcées exécutées par le patient. Concernant la réduction des débits expiratoires aux bas volumes pulmonaires chez les sujets ayant un VEMS et un VEMS/CV dans la gamme normale, on peut remettre en question la notion de « une signification clinique limitée » qui apparaît ici. Ce type de constatation peut, par exemple, s'avérer particulièrement utile pour mettre en évidence, auprès d'un patient fumeur, le début du retentissement de son tabagisme sur sa fonction respiratoire et ainsi illustrer « visuellement » la pertinence des incitations au sevrage.

modérée) La valeur d'autres indices fonctionnels, tels que la CRF au cours des syndromes obstructifs, ou la CPT au cours des syndromes restrictifs, n'est pas encore bien documentée.

Dans un grand nombre de maladies respiratoires non obstructives, la diminution de la CV est proportionnelle à la perte de parenchyme pulmonaire fonctionnel. La CV est également utile pour évaluer l'atteinte des muscles respiratoires dans certaines pathologies neuromusculaires. La CV peut n'être que légèrement diminuée dans des pathologies interstitielles diffuses qui sont cependant suffisamment sévères pour entraîner une diminution significative de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone ainsi que de graves anomalies des gaz du sang [63]. Une diminution de la CV, même limitée, peut être le signe annonciateur du début de problèmes respiratoires graves chez des patients atteints d'une maladie neuromusculaire à évolution rapide [47, 93].

Parfois, pour des raisons multiples, le VEMS et la CVF ne permettent pas d'évaluer correctement la gravité des affections respiratoires, particulièrement aux stades très sévères. Parmi ces raisons, on peut citer les effets de l'historique des volumes de l'inspiration profonde qui précède la manœuvre d'expiration forcée sur le tonus des bronches, et donc sur leur calibre [94-98], et l'incapacité de ces grandeurs à détecter l'existence d'une limitation du débit lors de la ventilation de repos [99-102]. En l'état actuel des connaissances, le rapport VEMS/CV ne doit pas être utilisé pour déterminer la gravité d'une maladie obstructive. En effet, le VEMS et la CV peuvent diminuer à des rythmes identiques ou différents au fur et à mesure de la progression d'une maladie. À l'évidence, un rapport VEMS/CV de 50 % ne correspond pas à la même gravité si le VEMS est de 500 ml et la CV de 1 L ou si le VEMS est de 1 L et la CV de 2 L. Même si l'on recommande de ne pas utiliser le rapport VEMS/CV de manière systématique pour déterminer la gravité d'une maladie obstructive, ce rapport peut s'avérer intéressant lorsque des patients qui génétiquement ont de gros poumons développent une maladie obstructive. Dans ce cas, le rapport VEMS/CV pourra être très bas (60 %) alors que le VEMS, considéré isolément, place l'affection dans la catégorie des obstructions légères.

Des études récentes ont souligné l'importance d'effectuer des mesures complémentaires pour évaluer la gravité de certaines pathologies. Par exemple, lorsque l'obstruction bronchique devient sévère, la CRF, le VR, la CPT et le rapport VR/CPT ont tendance à augmenter en raison de la diminution de l'élasticité pulmonaire et/ou de la présence de mécanismes dynamiques [47, 103, 104]. La distension est proportionnelle à la gravité de l'obstruction des voies aériennes [58]. Elle peut être vue comme adaptative car elle compense partiellement l'obstruction bronchique via un rappel élastique pulmonaire augmenté (haut volume pulmonaire), mais elle est également mal adaptative, car elle induit une charge élastique « à seuil » pour les muscles inspiratoires [47]. Dans une étude récente, la distension pulmonaire au repos mesurée par le rapport capacité inspiratoire (CI)/capacité pulmonaire totale (CPT) s'est révélé être un facteur prédictif

indépendant de mortalité par maladie respiratoire ou par toutes autres causes chez les patients souffrant de BPCO [105]. Par ailleurs, dans les formes avancées des pathologies obstructives ou restrictives, le débit expiratoire normal au repos est souvent égal au débit expiratoire forcé, voire supérieur [98, 99, 102]. Ce phénomène, appelé « limitation de débit » ou « limitation expiratoire de débit », est relativement facile à mesurer dans la pratique en comparant les courbes débit-volume obtenues au repos et en expiration forcée. La limitation expiratoire de débit promeut la dyspnée au travers de la distension qui en est le corollaire obligatoire, ce qui en fait la pertinence clinique [100]. Elle place les muscles inspiratoires dans une situation défavorable sur le plan mécanique [43], et a des répercussions négatives sur le plan cardiovasculaire [106]. À l'heure actuelle, il n'y a pas de raison suffisante pour recommander la mesure systématique de la distension ou la mise en évidence de la limitation expiratoire de débit dans le but d'évaluer la gravité d'une atteinte respiratoire. Ces mesures peuvent par contre être particulièrement utiles en présence de discordances entre dyspnée et altérations spirométriques.

Enfin, l'augmentation du VR observée au cours des syndromes obstructifs est considérée comme un marqueur de la fermeture des voies aériennes [47, 103]. Bien que sa signification clinique soit incertaine, en particulier, au regard de l'évaluation de la gravité, sa mesure peut être utile, notamment pour prévoir les chances d'amélioration de la fonction respiratoire après une chirurgie de réduction de volume pulmonaire [104].

Le *tableau VII* récapitule les éléments à prendre en compte dans l'évaluation de la gravité d'une atteinte respiratoire.

## Réponse à un bronchodilatateur

La réponse des bronches à l'administration d'un bronchodilatateur est une réponse physiologique intégrée qui fait intervenir l'épithélium des voies aériennes, les nerfs, des médiateurs et les muscles lisses bronchiques. Étant donné que la réponse à un bronchodilatateur chez un même individu est variable, supposer qu'un seul test de réponse à un bronchodilatateur suffit pour évaluer à la fois la réponse des voies aériennes et les bénéfices potentiels qu'ont peut attendre du traitement bronchodilatateur est trop simpliste [107]. Pour cette raison, les auteurs de ce rapport sont d'avis que la réponse à un bronchodilatateur peut être testée, soit après l'administration d'une dose unique de bronchodilatateur dans un laboratoire d'EFR, soit à l'issue d'une administration prolongée sur 2 à 8 semaines<sup>3</sup>. La corrélation entre bronchoconstriction et réponse à un bronchodilatateur est imparfaite et il n'est pas possible de déduire avec certitude l'existence de l'une en présence de l'autre.

<sup>3</sup> NDLR : Ce passage reprend fidèlement la structure du document original.

**Tableau VII.**

Récapitulatif des éléments permettant d'évaluer le degré de gravité d'une atteinte respiratoire.

- La gravité des anomalies de la fonction respiratoire s'apprécie, principalement, au travers du VEMS exprimé en pourcentage de sa valeur de référence. Cependant, cette variable n'a pas de valeur pronostique en cas d'obstruction des voies aériennes supérieures. De plus, elle peut s'avérer inadaptée pour comparer différentes anomalies ou pathologies respiratoires.
- Le VEMS, dans certains cas, ne permet pas d'identifier correctement la gravité d'une anomalie, en particulier, aux stades très sévères de la pathologie.
- Le VEMS exprimé en pourcentage de sa valeur prédite est mal corrélé avec les symptômes et peut, s'il est considéré isolément, évaluer incorrectement la gravité clinique de l'atteinte chez un patient donné.
- La distension pulmonaire et la présence d'une limitation expiratoire de débit peuvent être utiles pour évaluer la sévérité de la dégradation de la fonction respiratoire.

VEMS = volume expiré maximal pendant la première seconde.

Il n'existe de consensus ni sur la nature du bronchodilatateur à utiliser pour évaluer la réversibilité d'une obstruction bronchique, ni sur la dose à administrer, ni sur le mode d'administration. Toutefois, lorsque l'on utilise un inhalateur-doseur, il est suggéré d'adopter le schéma suivant afin de réduire les différences dans un même laboratoire et entre différents laboratoires. On recommande d'utiliser des bêta2-agonistes de courte durée d'action comme le salbutamol. Si l'on utilise un inhalateur-doseur avec chambre d'inhalation, il est recommandé d'administrer séparément quatre doses de 100 µg. Les tests sont répétés à intervalles de 15 minutes. Si le test de réponse à un bronchodilatateur est réalisé afin d'évaluer le bénéfice thérapeutique potentiel d'un médicament spécifique, ce dernier doit être administré aux mêmes doses et par la même voie d'administration que ce qui est utilisé en pratique clinique et le délai entre l'administration et la reprise des mesures spirométriques doit prendre en considération le délai d'action du médicament utilisé.

La première étape dans l'interprétation d'un test de réponse à un bronchodilatateur consiste à évaluer si une modification supérieure à la variabilité intrinsèque de la mesure a été obtenue. Le *tableau VIII* présente les variations relevées après inhalation d'un bronchodilatateur obtenues au cours d'études dans la population générale [108-110] et dans des populations de malades [101, 111-113] ; ces variations sont exprimées en pourcentage de la CVF et du VEMS. Ces études font ressortir une tendance selon laquelle la réponse calculée à un bronchodilatateur est d'autant plus élevée que les valeurs de départ de la CV ou du VEMS sont faibles, et ce indépendamment du mode d'expression de la réponse (en variation absolue ou en pourcentage de la valeur de départ). Par conséquent, les réponses à un bronchodilatateur sont généralement légèrement plus importantes dans les études portant sur des populations de patients que dans les études effectuées au sein de la population générale.

Il n'existe pas non plus de consensus quant à la définition de la réversibilité de l'obstruction bronchique [111, 114]. Outre l'absence de standardisation mentionnée plus haut, ceci provient partiellement de l'absence de consensus quant à la façon dont la réponse à un bronchodilatateur doit être exprimée, et aux variables à utiliser. Les trois modes d'expression les plus fréquemment utilisés pour décrire la réponse à un bron-

chodilatateur consistent à exprimer la différence observée entre après et avant l'administration du bronchodilatateur en pourcentage de la valeur spirométrique initiale, en pourcentage de la valeur de référence et en valeur absolue.

Certains considèrent préférable d'exprimer la variation du VEMS et/ou de la CVF en pourcentage des valeurs de référence plutôt qu'en pourcentage de variation par rapport à la valeur initiale [115]. Si l'on utilise le pourcentage de variation par rapport à la valeur initiale comme critère d'évaluation, la plupart des experts considèrent qu'une augmentation du VEMS et/ou de la CVF de 12 à 15 % est nécessaire pour définir une réponse significative. Des augmentations < 8 % (soit < 150 mL) ont une forte probabilité de n'être pas différentes de la variabilité intrinsèque de la mesure [107, 115]. Pour identifier une réponse positive à un bronchodilatateur chez un patient particulier, les auteurs de ce rapport recommandent d'utiliser le pourcentage de variation du VEMS et/ou de la CVF par rapport à la valeur initiale ainsi que leurs variations en valeurs absolues. Une augmentation > 12 % et > 200 mL par rapport à la valeur initiale est considérée comme témoin d'une bronchodilatation « significative »<sup>4</sup>. Si la modification du VEMS n'est pas significative, une diminution de la distension pulmonaire pourra être considérée comme l'indice d'une réponse significative [101]<sup>5</sup>. L'absence de réponse à un test réalisé dans un laboratoire n'exclut pas l'obtention d'une réponse clinique lors de l'administration d'un traitement bronchodilatateur.

<sup>4</sup> NDLR : Ces recommandations reprennent celles publiées par l'ATS en 1991. Elles diffèrent de celles publiées en 1993 par l'ERS selon lesquelles une réponse aux bronchodilatateurs était considérée comme positive si le VEMS ou la CVF s'amélioraient de plus de 12 % par rapport à leur valeur théorique, et de plus de 200 mL.

<sup>5</sup> NDLR : En écrivant cette phrase, les auteurs de ce chapitre prennent le risque d'induire une confusion ; les déterminants de la réversibilité de la distension lors de l'administration aiguë d'un bronchodilatateur au cours d'une BPCO sévère sont inconnus, et probablement très différents des déterminants de la diminution de l'obstruction bronchique telle que l'on peut l'observer en présence d'un asthme par exemple. Il serait plus logique et plus prudent de distinguer clairement la réversibilité de l'obstruction bronchique, évaluée sur le VEMS, d'une part, et la réversibilité de la distension, évaluée sur la capacité inspiratoire ou la mesure de la CRF, d'autre part.

**Tableau VIII.**

Sélection d'études sur la réponse fonctionnelle à l'administration d'un bronchodilatateur.

Population	Agent/mode d'administration	CVF	VEMS	DEM <sub>25-75</sub> ou DEM <sub>50</sub>	Commentaires
<b>Études de populations sélectionnées</b>					
1 093 sujets âgés de 8 à 75 ans ; Population générale [108]	IP 2 bouffées par ID	10,7 % (0,40L)	7,7 % (0,31 L)	20 %	v. au 95 <sup>e</sup> percentile (% de variation par rapport à la valeur initiale)
2 609 sujets ; échantillon aléatoire de 3 régions de l'Alberta, Canada [109]	TB 500 µg par chambre d'inhalation		Hommes 9 % (0,34 L) Femmes 9 % (0,22 L)		v. au 95 <sup>e</sup> percentile (% de variation par rapport à la valeur initiale) chez les sujets asymptomatiques n'ayant jamais fumé et avec un VEMS > 80 % de la valeur de référence
75 sujets normaux sélectionnés [110]	IP 2 bouffées par ID	5,1 % (0,23 L)	10,1 % (0,36 L)	48,3 %	LC bilatérale supérieure à 95 % (% de variation par rapport à la valeur initiale)
<b>Études de patients sélectionnés</b>					
40 patients adressés à un laboratoire d'EFR [112]	Placebo	14,9 % (0,34 L)	12,3 % (0,18 L)	45,1 %	IC supérieur à 95 % (% de variation après placebo).
985 patients BPCO dans une étude VPPI [111]	IP 250 µg par nébuliseur		15 %		% de variation par rapport à la valeur initiale.
150 patients avec syndrome obstructif [113]	SB 250 µg ou TB 500 µg par ID	15 % (0,33 L)	10 % (0,16 L)		IC à 95 % (variation absolue)
78 patients avec BPCO/asthme [101]	SB 200 µg par ID	14 % (0,51 L)	15 % (0,25 L)		LC à 95 % (% de variation par rapport à la valeur initiale).

CVF : capacité vitale forcée ; VEMS : volume expiratoire maximum à la première seconde ; DEM<sub>25-75</sub> : débit expiratoire médian compris entre 25 et 75 % de la CV ; DEM<sub>50%CV</sub> : débit expiratoire maximal à 50 % de la CV ; IP : isoproterenol ; ID : inhalateur-doseur ; TB : terbutaline ; SB : salbutamol ; LC : limites de confiance ; EFR : explorations fonctionnelles respiratoires ; IC : intervalle de confiance ; BPCO : bronchopneumopathie obstructive chronique ; VPPI : ventilation en pression positive intermittente ; les autres variables sont conformes au *tableau VI*.

Il est difficile d'utiliser le DEM<sub>25-75</sub> comme indice de réversibilité d'une obstruction bronchique. En effet, la variabilité de cette grandeur spirométrique est très importante. Si l'administration d'un bronchodilatateur a pour résultat d'augmenter la CVF, le DEM<sub>25-75</sub> après bronchodilatateur ne correspondra plus à la même « proportion » de l'expiration qu'avant bronchodilatateur. Pour pallier cette difficulté, il a été suggéré d'ajuster le DEM<sub>25-75</sub> en fonction du volume expiré [116, 117]. Les résultats des rares études ayant évalué l'utilité du DEM<sub>25-75</sub> pour documenter la réversibilité d'une obstruction sont décevants : selon ce seul critère, seuls 8 % des asthmatiques [117] et 7 % des patients atteints de BPCO présentaient des valeurs hors de la gamme normale. L'utilisation du rapport VEMS/CV ou des débits instantanés à partir d'une fraction déterminée de la CV peut également s'avérer trompeuse au regard de l'évaluation de la réponse à un bronchodilatateur si les variations de la durée de l'expiration ne sont pas prises en compte et si les débits ne sont pas mesurés au même volume en dessous de la CPT.

Si la modification d'une grandeur spirométrique par l'administration d'un bronchodilatateur dépasse le seuil de la variabilité intrinsèque de cette grandeur, la question suivante porte sur la signification clinique de ce résultat. Cet aspect de l'interprétation est plus difficile et dépend des raisons qui ont conduit à pratiquer le test. Par exemple, même si les asthmatiques ont tendance à présenter une augmentation plus importante du débit et du volume après inhalation d'un bronchodilatateur comparés aux patients atteints de BPCO, il n'a jamais été démontré que cette réponse permet de distinguer clairement les deux catégories de patients [101, 109, 111, 114]. De plus, des réponses bien en dessous des seuils significatifs peuvent correspondre à un soulagement des symptômes et à une amélioration de l'état du patient [118]. Les raisons en sont évoquées plus loin.

Très souvent, chez les sujets sains comme chez les patients obstructifs [8, 101, 102, 119-122], le VEMS et/ou la CVF sous-estiment les réponses au traitement bronchodilatateur par rapport à la mesure de la résistance des voies aériennes ou aux

mesures de débit au cours de manœuvres d'expiration forcées débutées à un volume inférieur à la CPT (courbes débit-volume expiratoires partielles). Ceci provient probablement de l'effet bronchoconstricteur d'inspirations profondes, en particulier après l'administration d'un bronchodilatateur [101, 120]. Une amélioration fonctionnelle respiratoire dans les conditions de la respiration courante pourrait ainsi expliquer l'existence, dans certains cas, de bénéfices cliniques induits par les bronchodilatateurs en l'absence de modifications notables du VEMS et de la CVF. Par ailleurs, chez les patients présentant un syndrome obstructif, l'administration d'un bronchodilatateur est souvent associée à une diminution de la CRF ou à une augmentation de la CI, au repos et pendant l'exercice [101, 123], sans que le VEMS ne soit augmenté significativement. Par conséquent, l'absence d'augmentation du VEMS et/ou de la CVF après l'administration d'un bronchodilatateur lors d'épreuves fonctionnelles respiratoires n'est pas une raison suffisante pour récuser la prescription de ce type de traitement, et il peut être justifié d'entreprendre une évaluation prolongée (1 à 8 semaines) de l'effet d'un bronchodilatateur.

Il convient de noter qu'une importante variabilité intra-individuelle à court terme a été décrite pour les débits partiels et pour la CI [101].

Une augmentation isolée de la CVF (> 12 % de la valeur témoin et > 200 mL) qui n'est pas due à une augmentation de la durée de l'expiration après l'inhalation de salbutamol permet de parler de réponse positive à l'administration d'un bronchodilatateur [124]. Ce phénomène peut être en partie dû au fait que des inhalations profondes ont tendance à réduire le calibre des voies aériennes et/ou la rigidité des parois des voies aériennes, spécialement après l'administration d'un bronchodilatateur [101, 120].

Le *tableau IX* présente un récapitulatif des procédures suggérées aux laboratoires pour l'évaluation de la réponse à un bronchodilatateur.

#### Tableau IX.

Récapitulatif des procédures d'évaluation de la réponse à un bronchodilatateur.

---

Procédures suggérées pour réduire les différences au sein d'un même laboratoire et entre les laboratoires :

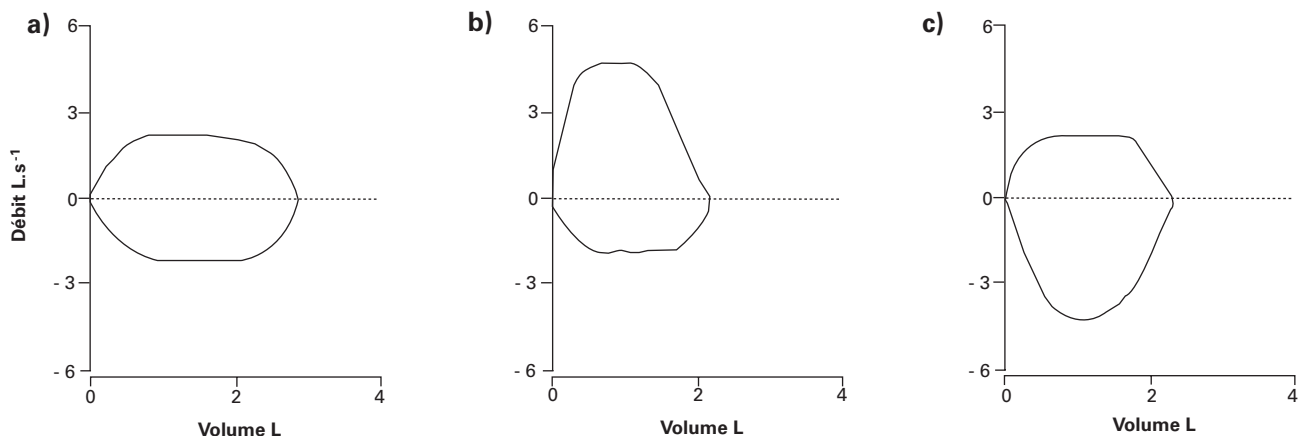
- Évaluer la fonction respiratoire à l'état de base.
  - Administrer du salbutamol sous la forme de quatre doses individuelles de 100 µg chacune au moyen d'un dispositif muni d'une chambre d'inhalation.
  - Réévaluer la fonction respiratoire après 15 min.
  - Si l'on souhaite évaluer le bénéfice potentiel d'un autre bronchodilatateur, utiliser la même dose et la même voie d'administration que celle qui est utilisée en pratique clinique. Pour certains bronchodilatateurs, le temps d'attente doit être augmenté.
  - Une augmentation du VEMS et/ou de la CVF  $\geq 12\%$  par rapport à la valeur de base et  $\geq 200$  mL fait parler de réponse positive à un bronchodilatateur.
  - En l'absence d'une augmentation significative du VEMS et/ou de la CVF, une amélioration fonctionnelle respiratoire dans les conditions de respiration courante peut expliquer une diminution de la dyspnée, par exemple au travers d'une réduction de la distension.
  - L'absence de réponse à un bronchodilatateur lors d'un test « à court terme » en laboratoire n'exclue pas l'obtention d'une réponse clinique avec un traitement bronchodilatateur prolongé.
- 

VEMS : volume expiratoire maximal à la première seconde ; CVF : capacité vitale forcée.

## Obstruction des voies aériennes centrales et supérieures

L'obstruction des voies aériennes centrales et supérieures peut être due à un obstacle siégeant au niveau des voies aériennes extrathoraciques (pharynx, larynx, et partie extrathoracique de la trachée) ou intrathoraciques (trachée intrathoracique et bronches souches). Habituellement, une telle obstruction ne provoque ni la diminution du VEMS ni celle de la CV, mais elle peut affecter sévèrement le DEP. Une augmentation du rapport VEMS/DEP ( $\text{mL.L}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) est évocatrice d'une obstruction des voies aériennes centrales ou supérieures, et doit inciter à établir une courbe débit-volume inspiratoire et expiratoire [125] en particulier lorsque ce rapport est supérieur à 8 [126]. Un effort expiratoire initial insuffisant peut aussi être une cause de diminution du rapport VEMS/DEP.

Trois courbes débit-volume inspiratoires et expiratoires maximales forcées répondant aux critères de répétabilité décrits ailleurs sont nécessaires pour évaluer la présence ou non d'une obstruction des voies aériennes centrales ou supérieures. Il est essentiel d'obtenir de la part du patient des efforts inspiratoires et expiratoires qui soient réellement maximaux, et ceci doit être mentionné précisément dans le compte rendu. En présence d'un effort suffisant, une obstruction « variable » de voies aériennes extrathoraciques centrales ou supérieures se traduit par l'apparition d'un plateau dans le tracé du débit inspiratoire maximal, avec ou sans plateau expiratoire associé (*fig. 3*). Par contre, la présence d'un plateau expiratoire sans plateau inspiratoire indique une obstruction « variable » de voies aériennes intrathoraciques centrales ou supérieures. La présence d'un plateau inspiratoire et expiratoire maximal à un débit similaire indique une obstruction « fixe » des voies aériennes centrales ou supérieures (*fig. 3*).



**Fig. 3.**

Exemples schématisés a) d'une obstruction fixe des voies aériennes extrathoraciques ; b) d'une obstruction variable des voies aériennes extrathoraciques ; c) d'une obstruction variable des voies aériennes intrathoraciques.

En général, au cours d'une obstruction des voies aériennes extrathoraciques, le débit inspiratoire maximal est fortement diminué parce que la pression qui entoure les voies aériennes (qui est pratiquement égale à la pression atmosphérique) ne peut pas compenser la pression intraluminale négative produite par l'effort inspiratoire. Par contre, ce débit est peu affecté par une obstruction des voies aériennes intrathoraciques car la pression qui entoure les voies aériennes intrathoraciques (qui est proche de la pression pleurale) s'oppose fortement à la pression intraluminale négative produite à l'inspiration, limitant ainsi l'effet de l'obstruction sur le flux. Dans l'obstruction unilatérale d'une bronche souche – un cas rare – le débit inspiratoire maximal a tendance à être plus élevé au début que vers la fin de l'inspiration maximale à cause du retard de remplissage du gaz (*figure 4*).

Dans les lésions intra – et extrathoraciques, le débit expiratoire maximum (en particulier le débit de pointe) à partir d'un volume pulmonaire élevé est généralement diminué [126-129]. Par contre, les débits maximaux peuvent être normaux dans le cas d'une lésion variable, comme par ex., la paralysie des cordes vocales. Des débits oscillants (profils en dents de scie) s'observent parfois pendant la phase inspiratoire ou expiratoire et sont probablement le résultat d'une instabilité des parois des voies aériennes.

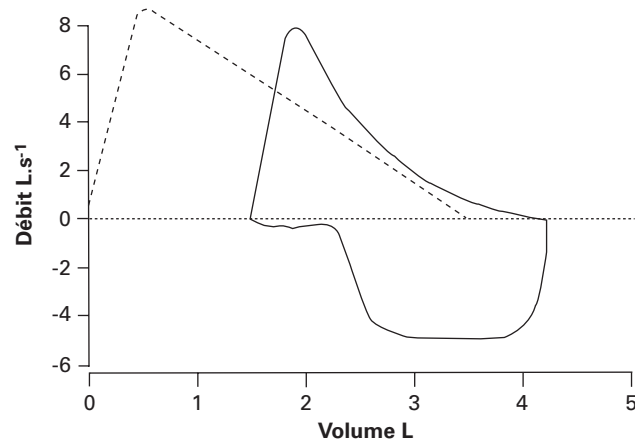
Les effets des lésions anatomiques ou fonctionnelles sur les débits maximum dépendent de la localisation de l'obstruction, de la nature de la lésion (variable ou fixe) et de l'étendue de l'obstruction anatomique [61, 127, 130]. Des exemples types d'obstruction de voies aériennes centrales et supérieures sont illustrés par les *figures 3* et *4*.

L'absence des signes spirométriques caractéristiques de l'obstruction des voies aériennes centrales ne permet pas toutefois d'exclure cette pathologie avec certitude. Par conséquent, les cliniciens doivent rester particulièrement vigilants

à l'égard de ce problème et prescrire un examen endoscopique des voies respiratoires dans les cas où ils suspectent la présence de ce type d'atteinte.

Les paramètres indiqués dans le *tableau X* fournissent une aide au diagnostic différentiel des obstructions des voies aériennes intrathoraciques et extrathoraciques.

Le *tableau XI* résume les problèmes concernant le diagnostic d'une obstruction des voies aériennes supérieures.



**Fig. 4.**

Exemple d'obstruction unilatérale d'une bronche souche due à un mécanisme de type « à soupape » fermant la bronche souche gauche, créé par une cicatrice chirurgicale et se produisant au moment de l'inspiration. On observe un retard du remplissage du gaz vers la fin de l'inspiration complète, signe d'une obstruction unilatérale variable d'une bronche souche (Volume expiratoire maximal pendant la première seconde (VEMS) : 76 % ; VEMS/capacité vitale : 70 % ; Débit expiratoire de pointe : 93 % ; Capacité pulmonaire totale : 80 %) ;----- : courbe débit-volume attendue ;\_\_\_\_\_ : courbes débit-volume inspiratoire et expiratoire maximales enregistrées.



**Tableau X.**

Paramètres de la fonction respiratoire permettant de différencier une obstruction extrathoracique d'une obstruction intrathoracique.

	Obstruction extrathoracique		Obstruction intrathoracique
	Obstruction fixe	Obstruction variable	
DEP	Diminué	Normal ou diminué	Diminué
DIM <sub>50</sub>	Diminué	Diminué	Normal ou diminué
DIM <sub>50</sub> /DEM <sub>50</sub>	≈ 1	< 1	> 1

DEP : débit expiratoire de pointe ; DIM50 % : débit inspiratoire maximal à 50 % de la CVF ; DEM50 % : débit expiratoire maximal à 50 % de la CVF.

**Tableau XI.**

Recommandations concernant le diagnostic d'une obstruction des voies aériennes centrales ou supérieures.

- Si l'examen clinique ou les résultats de la spirométrie font soupçonner une obstruction des voies aériennes supérieures, le technicien doit, tout particulièrement, veiller à obtenir des DEP et des manœuvres inspiratoires forcées maximaux et répétables.
- Il est important de savoir différencier une obstruction de voies aériennes intrathoraciques d'une obstruction des voies aériennes extrathoraciques (*tableau X*).
- Il est nécessaire de confirmer la présence d'une obstruction des voies aériennes centrales ou supérieures par imagerie et/ou endoscopie.

DEP : Débit expiratoire de pointe.

## Interprétation des variations de la fonction respiratoire au cours du temps

L'évaluation de la variation de la fonction respiratoire d'un individu à la suite d'une intervention ou au cours du temps est souvent plus révélatrice sur le plan clinique qu'une

comparaison « statique » avec des valeurs de références. Cependant, il peut être mal aisé de déterminer si la variation d'une valeur est le résultat d'un véritable changement de l'état respiratoire ou si elle n'est que le reflet de la variabilité intrinsèque du test. Toutes les grandeurs fonctionnelles respiratoires ont tendance à présenter une plus grande variabilité « inter-sessions » (sur plusieurs semaines ou plusieurs mois) que « intra-session » (mesures à plusieurs reprises au cours d'une même séance d'examen, ou de plusieurs séances le même jour) [25, 131]. La répétabilité à court terme des paramètres suivis doit être mesurée à l'aide de témoins biologiques. Ceci est particulièrement important pour la DL<sub>CO</sub> [132,133] car des erreurs minimales dans la mesure des débits inspiratoires ou dans la concentration des gaz expirés se traduisent par des erreurs importantes dans la mesure de la DL<sub>CO</sub>. La variabilité de la mesure des volumes pulmonaires a récemment fait l'objet d'une étude [134].

La meilleure méthode pour exprimer la variabilité à court terme des grandeurs fonctionnelles respiratoires consiste à calculer le coefficient de répétabilité (CR) de préférence au coefficient de variation [135]. Chez un patient donné, on considère comme significative toute variation d'une grandeur fonctionnelle respiratoire qui excède le coefficient de répétabilité (en d'autres termes, supérieure au « bruit de fond »). Le CR peut être exprimé en valeur absolue (soit, par ex., 0.33 L pour le VEMS ou 5 unités pour la DL<sub>CO</sub>) [36] ou en pourcentage de la valeur moyenne (soit, par ex., 11 % du VEMS) [137].

La réalité d'une variation fonctionnelle respiratoire est d'autant plus vraisemblable qu'elle est évaluée à partir de plus de deux mesures dans le temps. Comme le montre le *tableau XII*, les seuils retenus pour parler de variation significative, que ce soit en termes statistiques ou biologiques, dépendent de la grandeur mesurée, de la période de suivi et du type de patient. Lorsque seulement deux tests sont disponibles, l'écart doit être relativement important pour considérer une

**Tableau XII.**

Seuils de variation (en %, sauf mention contraire) permettant de considérer significatifs des changements au cours du temps de la capacité vitale forcée (CVF), du volume expiré maximal pendant la première seconde (VEMS), du débit expiratoire maximal médian (DEM<sub>25-75</sub>) et de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone (DL<sub>CO</sub>).

	CVF	VEMS	DEM <sub>25-75</sub>	DL <sub>CO</sub>
<b>Dans la même journée</b>				
- sujets normaux	≥ 5	≥ 5	≥ 13	> 7
- patients BPCO	≥ 11	≥ 13	≥ 23	
<b>D'une semaine à l'autre</b>				
- sujets normaux	≥ 11	≥ 12	≥ 21	> 6 unités
- patients BPCO	≥ 20	≥ 20	≥ 30	> 4 unité
<b>D'une année à l'autre</b>				
	≥ 15	≥ 15		> 10 %

Les variables sont les mêmes que dans les *tableaux VI et VIII*. Les résultats de la spirométrie sont arrondis au nombre entier le plus proche [25, 128]. La variabilité de la DL<sub>CO</sub> au cours de la même journée provient d'une étude de la variation diurne observée chez des sujets sains non-fumeurs [133]. Le coefficient de répétabilité (CR) d'une semaine à l'autre est donné pour une DL<sub>CO</sub> exprimée en unités correspondant à des mL.min<sup>-1</sup>.mmHg<sup>-1</sup>, et converties à partir de CRs initialement exprimés en mmol.min<sup>-1</sup>.kPa<sup>-1</sup> [138]. La variabilité d'une année à l'autre chez les adultes sains est exprimée en utilisant un intervalle de confiance à 95 % [139]. Les CR dérivés des tests de répétabilité réalisés dans votre propre laboratoire doivent être remplacés par les valeurs indiquées dans ce tableau. BPCO : bronchopneumopathie chronique obstructive.

variation significative. Ainsi, pour des sujets présentant des indices fonctionnels respiratoires relativement « normaux », les variations d'une année à l'autre doivent être supérieures à 15 % pour être considérées comme significatives [5].

Pour suivre l'évolution de la fonction respiratoire, le VEMS présente l'avantage d'être à la fois l'indice le plus répétable et celui qui rend compte de changements aussi bien dans le contexte d'un trouble obstructif que d'un trouble restrictif. Des variations à court terme du VEMS > 12 % et > 0,2 L d'une mesure à une autre sont généralement statistiquement significatives et peuvent être importantes sur le plan clinique. Des variations légèrement inférieures peuvent cependant être tout aussi significatives, en particulier si la reproductibilité des résultats obtenus avant et après l'administration d'un bronchodilatateur est élevée. D'autres variables comme la CV, la CI, la CPT et la DL<sub>CO</sub> peuvent aussi être suivies chez des patients souffrant de pathologies interstitielles ou de BPCO sévères [138, 140-142]. Les mesures de la CV et de la CVF peuvent être pertinentes dans la BPCO car leur valeur peut augmenter indépendamment du VEMS, de même que des variations de la DL<sub>CO</sub> peuvent avoir une signification clinique en l'absence de toute modification des paramètres de la spirométrie. Comme toujours, lorsqu'on suit simultanément un nombre trop important de grands paramètres fonctionnels respiratoires, le risque de faux positifs augmente.

Le clinicien qui suit le patient est souvent capable d'interpréter les résultats d'une série de tests de manière plus pertinente que par le biais d'un algorithme. En fonction de la situation clinique, des tendances évolutives qui sont statistiquement non significatives peuvent revêtir une importance individuelle. Par exemple, des résultats apparemment stables peuvent avoir un caractère rassurant chez un patient traité pour une maladie à évolution rapide en l'absence de tout traitement. Le même résultat peut être très décevant dans le cas d'une pathologie qui doit normalement s'améliorer de façon spectaculaire avec le traitement prescrit. Inversement, une variation statistiquement significative peut n'avoir aucune signification clinique pour le patient en question. Les plus grosses erreurs surviennent lorsqu'on tente d'interpréter des variations successives chez des sujets sains car, le plus souvent, la variabilité des résultats dépasse de beaucoup la valeur réelle du déclin annuel et parce que, sans un suivi prolongé, on ne peut calculer des taux de variation fiables chez un individu particulier [143].

Il est possible de réduire la variabilité des tests en respectant scrupuleusement les recommandations concernant la réalisation des épreuves fonctionnelles respiratoires. De simples courbes reflétant la tendance des variations de la fonction respiratoire en fonction du temps peuvent fournir des informations supplémentaires pour différencier une variation réelle des indices respiratoires du bruit de fond. Il a été suggéré de mesurer la dégradation de la fonction respiratoire (chez les fumeurs, par exemple) afin d'identifier les personnes chez qui cette dégradation se produit à un rythme excessif. Toutefois, il est très difficile de définir ce qu'est un rythme accéléré de

dégradation de la fonction respiratoire chez un individu particulier ; ceci nécessite un grand nombre de relevés effectués sur plusieurs années et le respect de protocoles de contrôle qualité rigoureux.

Le *tableau XIII* résume les recommandations pour l'interprétation des variations de la fonction respiratoire.

## Interprétation de la DL<sub>CO</sub>

La valeur de la limite inférieure de la normale qui doit être utilisée pour la capacité de diffusion du monoxyde ou DL<sub>CO</sub> ou le coefficient de transfert du monoxyde carbone ou K<sub>CO</sub>, si celui-ci est utilisé, est celle qui correspond au 5<sup>e</sup> percentile inférieur de population de référence.

Le *tableau XIV* propose une méthode d'évaluation de la gravité des diminutions de la DL<sub>CO</sub>.

L'importance de ce test du point de vue physiopathologique a fait récemment l'objet d'une revue générale [144, 145].

L'interprétation de la DL<sub>CO</sub>, associée à la spirométrie et l'évaluation des volumes pulmonaires peut aider à diagnostiquer la pathologie sous-jacente (*fig. 2*). Par exemple, une spirométrie et des volumes pulmonaires normaux associés à une diminution de la DL<sub>CO</sub> peuvent faire suspecter une anémie, des troubles vasculaires pulmonaires, une pathologie interstitielle ou un emphysème débutants. En présence d'un syndrome restrictif, la DL<sub>CO</sub> pourra être normale malgré des anomalies de la paroi thoracique ou des troubles neuromuscu-

**Tableau XIII.**

Résumé des recommandations à observer pour l'interprétation des modifications de la fonction respiratoire.

- Tenir compte de la possibilité de variations significatives des paramètres de la fonction respiratoire dans le temps (*tableau XII*).
- Plusieurs mesures espacées dans le temps sont plus efficaces que deux mesures pour identifier une véritable modification de la fonction respiratoire.
- Le suivi simultané d'un trop grand nombre de paramètres de la fonction respiratoire accroît le risque de faux positifs.
- L'interprétation clinique d'une batterie de tests ne doit pas être basée uniquement sur le coefficient de répétibilité mais également sur les observations cliniques.

**Tableau XIV.**

Niveaux de gravité de la diminution de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone (DL<sub>CO</sub>).

Niveau de gravité	DL <sub>CO</sub> % valeur de référence
Léger	> 60 % et < LIN
Modéré	40-60 %
Sévère	< 40 %

LIN : limite inférieure de la normale.

laïres, mais une diminution suggèrera une pathologie pulmonaire interstitielle. Une diminution de la  $DL_{CO}$  en présence d'une obstruction suggère un emphysème [146], mais un syndrome obstructif ainsi qu'une diminution de la  $DL_{CO}$  peuvent aussi s'observer dans la lymphangioloïomyomatose [147]. Les patients atteints de pathologie interstitielle, de sarcoïdose ou de fibrose pulmonaire ont généralement une  $DL_{CO}$  diminuée [135-137, 140]. Une faible  $DL_{CO}$  est aussi observée chez les patients atteints d'embolie pulmonaire chronique, d'hypertension pulmonaire primitive [148] et d'autres pathologies pulmonaires vasculaires. Ces patients peuvent également présenter ou non une restriction du volume pulmonaire [149].

Une  $DL_{CO}$  élevée est associée à l'asthme [150], à l'obésité [151] et à l'hémorragie intrapulmonaire [152].

Les ajustements de la  $DL_{CO}$  en fonction des variations de la concentration d'hémoglobine et de carboxyhémoglobine sont des facteurs importants, en particulier quand les patients font l'objet d'un suivi pour détecter une éventuelle toxicité pharmacologique et lorsque la concentration d'hémoglobine subit des variations importantes comme, par ex., dans le cas d'une chimiothérapie anticancéreuse.

L'ajustement de la  $DL_{CO}$  en fonction du volume pulmonaire en utilisant le rapport  $DL_{CO}/V_A$  ou  $DL_{CO}/CPT$  est un sujet de controverse [153, 154]. Théoriquement, une baisse de la  $DL_{CO}$  très inférieure à la perte du volume pulmonaire ( $DL_{CO}$  faible mais rapport  $DL_{CO}/V_A$  élevé) peut suggérer une anomalie extraparenchymateuse du type de celles résultant d'une pneumonectomie ou bien une restriction de la paroi thoracique, tandis qu'une diminution de la  $DL_{CO}$  très supérieure à la perte du volume pulmonaire ( $DL_{CO}$  faible et rapport  $DL_{CO}/V_A$  faible) peut indiquer des anomalies du parenchyme. Toutefois, la relation entre la  $DL_{CO}$  et le volume pulmonaire n'est pas linéaire et est bien inférieure à 1:1 ; par conséquent, ces simples rapports tels qu'ils sont traditionnellement décrits ne constituent pas une méthode appropriée pour normaliser la  $DL_{CO}$  en fonction du volume pulmonaire. [154-159].

Des ajustements non linéaires peuvent être envisagés mais leur utilité clinique devra être confirmée avant de pouvoir les recommander. Dans l'attente d'une telle confirmation, il est recommandé de continuer à examiner séparément le rapport  $DL_{CO}/V_A$  et le VA [153], dans la mesure où ces éléments peuvent fournir des renseignements sur la physiopathologie de la maladie qui ne peuvent être obtenus de leur produit : la  $DL_{CO}$ .

Le *tableau XV* résume les recommandations pour l'interprétation de la  $DL_{CO}$ .

## Abréviations

Le *tableau XVI* contient une liste d'abréviations utilisées dans la série de rapports rédigés par le groupe de travail, avec mention de leur signification.

### Tableau XV.

Recommandations concernant l'interprétation de la capacité de diffusion du monoxyde de carbone  $DL_{CO}$ .

- Utiliser une échelle d'évaluation de la gravité de la réduction de la  $DL_{CO}$  (*tableau XIV*).
- L'interprétation de la  $DL_{CO}$  conjointement à la spirométrie et les mesures du volume pulmonaire, peut être utile pour diagnostiquer la pathologie sous-jacente (*figure 2*).
- Il est important d'ajuster la  $DL_{CO}$  en fonction des variations de concentration d'hémoglobine et de carboxyhémoglobine.
- La relation entre la  $DL_{CO}$  et le volume pulmonaire n'est pas linéaire, aussi les rapports  $DL_{CO}/V_A$  ou  $DL_{CO}/CPT$  ne constituent pas de bons outils de normalisation de la  $DL_{CO}$  en fonction du volume pulmonaire.
- Des ajustements non linéaires peuvent être envisagés mais leur utilité clinique doit être confirmée avant de pouvoir les recommander formellement.

VA : volume alvéolaire ; CPT : capacité pulmonaire totale.

### Tableau XVI.

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 <sub>25-75</sub>	Débit expiratoire maximal moyen
DEM <sub>X%</sub>	Débit expiratoire maximal à X % de la CV
DEMM	Débit expiratoire maximal médian
DEM <sub>X%CV</sub>	Débit expiratoire instantané lorsque X % de la CV ont été expirés
DEP	Débit expiratoire de pointe
DIM	Débit inspiratoire maximal
DIM <sub>X%</sub>	Débit inspiratoire maximal à X % de la CV
$DL_{CO}$	Capacité de diffusion du monoxyde de carbone, ou facteur de transfert
$DL_{CO}/V_A$	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone, aussi appelé $K_{CO}$
DM	Conductance membranaire
DT	Temps de maintien du débit >90 % du DEP
$F_{A,X}$	Fraction du gaz X dans le gaz alvéolaire

$F_{A_i}X_t$	Fraction alvéolaire du gaz X au temps t
$F_{E_i}X$	Fraction du gaz X dans le gaz expiré
$F_iX$	Fraction du gaz X dans le gaz inspiré
$H_2O$	Eau
Hb	Hémoglobine
Hb <sub>CO</sub>	Carboxyhémoglobine
Hg	Mercure
Hz	Hertz ; cycles par seconde
$K_{CO}$	Coefficient de transfert du monoxyde de carbone (soit $DL_{CO}/V_A$ )
kg	Kilogramme
kPa	Kilopascal
L	Litre
$L \cdot \text{min}^{-1}$	Litres par minute
$L \cdot \text{s}^{-1}$	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
$PH_2O$	Pression partielle de vapeur d'eau
$P_iO_2$	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
$T_i$	Durée de l'inspiration
$T_r$	Gaz traceur
$T_T$	Temps total du cycle ventilatoire
$V_A$	Volume alvéolaire
$V_{A,eff}$	Volume alvéolaire utile
$V_c$	Volume capillaire pulmonaire
$V_{éch}$	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
$\theta$ (theta)	Capture spécifique du CO par le sang

## Remerciements

R. Pellegrino : Azienda Ospedaliera S. Croce e Carle, Cuneo, Italy ; G. Viegi : CNR Institute of Clinical Physiology, Pisa, Italy ; V. Brusasco : Università degli Studi di Genova, Genova, Italy ; R.O. Crapo and R. Jensen : LDS Hospital, Salt Lake City, UT, USA ; F. Burgos : Hospital Clinic Villaruel, Barcelona, Spain ; R. Casaburi : Harbor UCLA Medical Center, Torrance, CA, USA ; A. Coates : Hospital for Sick Children, Toronto, ON, Canada ; C.P.M. van der Grinten : University Hospital of Maastricht, Maastricht, the Netherlands ; P. Gustafsson : Queen Silvia's Children's Hospital, Gothenburg, Sweden ; 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, UK ; D. Navajas : Lab Biofisica I Bioingeniería, Barcelona, Spain ; O.F. Pedersen : University of Aarhus, Aarhus, Denmark ; J. Wanger : Pharmaceutical Research Associates, Inc., Lenexa, KS, USA.

## Références

- 1 Miller MR, Crapo R, Hankinson J, *et al.* : General considerations for lung function testing. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 153-61.
- 2 Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, *et al.* : Standardisation of spirometry. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 319-38.
- 3 Wanger J, Clausen JL, Coates A, *et al.* : Standardisation of the measurement of lung volumes. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 511-22.
- 4 MacIntyre N, Crapo RO, Viegi G, *et al.* : Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur Respir J* 2005 ; 26 : 720-35.
- 5 American Thoracic Society : Lung Function Testing : Selection of Reference Values and Interpretative Strategies. *Am Rev Respir Dis* 1991 ; 144 : 1202-18.
- 6 Solberg HE, Grasbeck R : Reference values. *Adv Clin Chem* 1989 ; 27 : 1-79.
- 7 Stocks J, Quanjer PH : Reference values for residual volume, functional residual capacity and total lung capacity. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 492-506.
- 8 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. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, 5-40.
- 9 Lohman TG, Roche AF, Martorell R, eds : Anthropometric standardization reference manual. Human Kinetics Books 1988 ; pp. 1-55.
- 10 Aggarwal AN, Gupta D, Jindal SK : Interpreting spirometric data : impact of substitution of arm span for standing height in adults from North India. *Chest* 1999 ; 115 : 557-62.
- 11 Parker JM, Dillard TA, Phillips YY : Arm span-height relationships in patients referred for spirometry. *Am J Respir Crit Care Med* 1996 ; 154 : 533-6.

- 12 Hankinson JL, Odencrutz JR, Fedan KB : Spirometric reference values from a sample of the general US population. *Am J Respir Crit Care Med* 1999 ; 159 : 179-87.
- 13 Korotzer B, Ong S, Hansen JE : Ethnic differences in pulmonary function in healthy nonsmoking Asian-Americans and European-Americans. *Am J Respir Crit Care Med* 2000 ; 161 : 1101-8.
- 14 Sharp DS, Enright PL, Chiu D, Burchfiel CM, Rodriguez BL, Curb JD : Reference values for pulmonary function tests of Japanese-American men aged 71-90 years. *Am J Respir Crit Care Med* 1996 ; 153 : 805-11.
- 15 Harik-Khan RI, Fleg JL, Muller DC, Wise RA : The effect of anthropometric and socioeconomic factors on the racial difference in lung function. *Am J Respir Crit Care Med* 2002 ; 164 : 1647-54.
- 16 Roca J, Burgos F, Sunyer J, et al. : Reference values for forced spirometry. Group of the European Community Respiratory Health Survey. *Eur Respir J* 1998 ; 11 : 1354-62.
- 17 Langhammer A, Johnsen R, Gulsvik A, Holmen TL, Bjerner L : Forced spirometry reference values for Norwegian adults: the Bronchial Obstruction in Nord-Trøndelag study. *Eur Respir J* 2001 ; 18 : 770-9.
- 18 Jensen RL, Crapo RO, Flint AK, Howell HM : Problems in selecting representative reference values for spirometry. *Am J Respir Crit Care Med* 2002 ; 165 : A200.
- 19 Hardie JA, Buist AS, Vollmer WM, Ellingsen I, Bakke PS, Morkve O : Risk of over-diagnosis of COPD in asymptomatic elderly never-smokers. *Eur Respir J* 2002 ; 20 : 1117-22.
- 20 Quanjer PH : Standardized Lung Function Testing. *Bull Eur Physiopathol* 1983 ; 19 : Suppl. 5, 22-27.
- 21 American Thoracic Society : Standardization of Spirometry: 1994 update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 1107-36.
- 22 Enright PL, Kronmal RA, Higgins M, Schenker M, Haponik EF : Spirometry reference values for women and men 65 to 85 years of age. Cardiovascular health study. *Am Rev Respir Dis* 1993 ; 147 : 125-33.
- 23 Glindmeyer HW, Lefante JJ, McColloster C, Jones RN, Weill H : Blue-collar normative spirometric values for Caucasian and African-American men and women aged 18 to 65. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 151 : 412-22.
- 24 Sherrill DL, Lebowitz MD, Knudson RJ, Burrows B : Methodology for generating continuous prediction equations for pulmonary function measures. *Comput Biomed Res* 1991 ; 24 : 249-60.
- 25 Burrows B, Lebowitz MD, Camilli AE, Knudson RJ : Longitudinal changes in forced expiratory volume in one second in adults. Methodologic considerations and findings in healthy nonsmokers. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 133 : 974-80.
- 26 Ware JH, Dockery DW, Louis TA, Xu XP, Ferris BG Jr, Speizer FE : Longitudinal and cross-sectional estimates of pulmonary function decline in never-smoking adults. *Am J Epidemiol* 1990 ; 132 : 685-700.
- 27 Sherrill DL, Lebowitz MD, Knudson RJ, Burrows B : Continuous longitudinal regression equations for pulmonary function measures. *Eur Respir J* 1992 ; 5.
- 28 Pistelli F, Bottai M, Viegi G, et al. Smooth reference equations for slow vital capacity and flow-volume curve indexes. *Am J Respir Crit Care Med* 2000 ; 161 : 899-905.
- 29 Wang X, Dockery DW, Wypij D, Fay ME, Ferris BG Jr : Pulmonary function between 6 and 18 years of age. *Pediatr Pulmonol* 1993 ; 15 : 75-88.
- 30 Quanjer PH, Stocks J, Polgar G, Wise M, Karlberg J, Borsboom G : Compilation of reference values for lungfunction measurements in children. *Eur Respir J* 1989 ; 1 : Suppl. 4, 184S-261S.
- 31 Degroot EG, Quanjer PH, Wise ME, Van Zomeren BC : Changing relationships between stature and lung volumes during puberty. *Respir Physiol* 1986 ; 65 : 139-53.
- 32 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.
- 33 Cotes JE. Lung Function : In: Cotes JE, ed. Differences between Ethnic Groups: Assessment and Application in Medicine. 5th Edn. Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1993 ; 474-82.
- 34 Yang TS, Peat J, Keena V, Donnelly PM, Unger W, Woolcock A : A review of the racial differences in the lung function of normal Caucasian, Chinese and Indian subjects. *Eur Respir J* 1991 ; 4 : 872-80.
- 35 Lapp NL, Amandus HE, Hall R, Morgan WK : Lung volumes and flow rates in black and white subjects. *Thorax* 1974 ; 29 : 185-8.
- 36 Lanese RR, Keller MD, Foley MF, Underwood EH : Differences in pulmonary function tests among whites, blacks, and American Indians in a textile company. *J Occup Med* 1978 ; 20 : 39-44.
- 37 Gaultier C, Crapo RO : Effects of nutrition, growth hormone disturbances, training, altitude, and sleep on lung volumes. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 2913-9.
- 38 Cotes JE, Chinn DJ, Quanjer PH, Roca J, Yernault JC : Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993 ; 6 : Suppl. 16, 41-52.
- 39 American Thoracic Society : Single breath carbon monoxide diffusing capacity (transfer factor). Recommendations for a standard technique - 1995 Update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 152 : 2185-98.
- 40 Crapo RO, Morris AH : Standardized single-breath normal values for carbon monoxide diffusing capacity. *Am Rev Respir Dis* 1981 ; 123 : 185-9.
- 41 Cotes JE, Hall AM : The transfer factor for the lung: normal values in adults. In: Arcangeli P, Cotes JE, Cournand A, eds. Introduction to the definition of normal values for respiratory function in man. Panminerva Medica, Torino, 1970 ; pp. 327-343.
- 42 Paoletti P, Viegi G, Pistelli G, et al. : Reference equations for the single-breath diffusing capacity. A cross-sectional analysis and effect of body size and age. *Am Rev Respir Dis* 1985 ; 132 : 806-13.
- 43 Roca J, Rodriguez-Roisin R, Cobo E, Burgos F, Perez J, Clausen JL : Single-breath carbon monoxide diffusing capacity prediction equations from a Mediterranean population. *Am Rev Respir Dis* 1990 ; 141 : 1026-32.
- 44 Griner PF, Mayewsky RJ, Mushlin AI, Greenland P : Selection and interpretation of diagnostic tests and procedures: principles and applications. *Ann Intern Med* 1981 ; 94 (part 2) : 557-92.
- 45 Bates DV : Respiratory Function in Disease. 3rd edn. Philadelphia, WB Saunders, 1989.
- 46 Wilson AF, ed : Pulmonary Function Testing, Indications and Interpretations. Orlando, Grune & Stratton, 1985.
- 47 Pride NB, Macklem PT : Lung mechanics in disease. In: Macklem PT, Mead J, eds. Handbook of Physiology. The Respiratory System. Mechanics of Breathing. Section 3, Vol. III, part 2. Bethesda, American Physiological Society, 1986 ; pp 659-92.
- 48 Flenley DC : Chronic obstructive pulmonary disease. *Dis Mon* 1988 ; 34 : 537-99.
- 49 Olive JT, Hyatt RE : Maximal expiratory flow and total respiratory resistance during induced bronchoconstriction in asthmatic subjects. *Am Rev Respir Dis* 1972 ; 106 : 366-76.

- 50 Hyatt RE, Okeson GC, Rodarte JR : Influence of expiratory flow limitation on the pattern of lung emptying in man. *J Appl Physiol* 1973 ; 35 : 411-19.
- 51 Rodarte JR, Hyatt RE, Cortese DA : Influence of expiratory flow on closing capacity at low expiratory flow rates. *J Appl Physiol* 1975 ; 39 : 60-65.
- 52 Guerry-Force ML, Miiller NL, Wright JL, Wiggs B, Coppin C, Pare PD, Hogg JC : A comparison of bronchitis obliterans with organizing pneumonia, usual interstitial pneumonia, and small airways disease. *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 135 : 705-12.
- 53 Aaron SD, Dales RE, Cardinal P : How accurate is spirometry at predicting restrictive impairment. *Chest* 1999 ; 115 : 869-73.
- 54 Gladly CA, Aaron SD, Lunau M, Clinch J, Dales RE : Spirometry-based algorithm to direct lung function testing in the pulmonary function laboratory. *Chest* 2003 ; 123 : 1939-46.
- 55 Rodenstein DO, Stanescu DC : Reassessment of lung volume measurement by helium dilution and bodyplethysmography in COPD. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 128 : 54-59.
- 56 Ferris BG : Epidemiology standardization project (American Thoracic Society). *Am Rev Respir Dis* 1978 ; 118 : 1-120.
- 57 Punjabi NM, Shade D, Wise RA : Correction of single-breath helium lung volumes in patients with airflow obstruction. *Chest* 1998 ; 114 : 907-918.
- 58 Dykstra BJ, Scanlon PD, Kester MM, Beck KC, Enright PL : Lung volumes in 4774 patients with obstructive lung disease. *Chest* 1999 ; 115 : 68-74.
- 59 Pauwels RA, Buist AS, Calverley PM, Jenkins CR, Hurd SS, GOLD Scientific Committee : Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease. NHLBI/WHO Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD) Workshop summary. *Am J Respir Crit Care Med* 2001 ; 163 : 1256-1276.
- 60 Celli BR, MacNee W, and committee members : Standard for the diagnosis and treatment of patients with COPD: a summary of the ATS/ERS position paper. *Eur Respir J* 2004 ; 23 : 932-46.
- 61 Brusasco V, Pellegrino R, Rodarte JR. Vital capacities in acute and chronic airway obstruction. Dependence on flow and volume histories. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 1316-20.
- 62 Celli BR, Halbert RJ, Isonaka S, Schau B : Population impact of different definition of airway obstruction. *Eur Respir J* 2003 ; 22 : 268-73.
- 63 American Thoracic Society : Idiopathic pulmonary fibrosis: diagnosis and treatment. International consensus statement. *Am J Respir Crit Care Med* 2000 ; 161 : 646-64.
- 64 Vedal S, Crapo RO : False positive rates of multiple pulmonary function tests in healthy subjects. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1983 ; 19 : 263-66.
- 65 Knudson RJ, Burrows B, Lebowitz MD : The maximal expiratory flow-volume curve: its use in the detection of ventilatory abnormalities in a population study. *Am Rev Respir Dis* 1976 ; 114 : 871-9.
- 66 Mannino DM, Buist AS, Petty TL, Enright PL, Redd SC : Lung function and mortality in the United States: data from the first National Health and Nutrition Examination Survey follow-up. *Thorax* 2003 ; 58 : 388-393.
- 67 Hyatt RE : Forced expiration. In: Macklem PT, Mead J, eds. Handbook of Physiology. The Respiratory System. Mechanics of breathing. Section 3, Vol. in, part 2. Bethesda, American Physiological Society, 1986 ; pp. 295-314.
- 68 Coates AL, Boyce P, Shaw DG, Godfrey S, Mearns M : The relationship between the chest radiograph, regional lung function studies, exercise tolerance, and clinical condition in children with cystic fibrosis. *Arch Dis Child* 1981 ; 56 : 106-11.
- 69 Kerem E, Reisman JJ, Corey ML, Canny GJ, Levison H : Prediction of mortality in patients with cystic fibrosis. *N Engl J Med* 1992 ; 326 : 1187-91.
- 70 Anthonisen NR : Tests of mechanical function. In: Macklem PT, Mead J, eds. Handbook of Physiology. The Respiratory System. Mechanics of breathing. Section 3, Vol. III, part 2. Bethesda, American Physiological Society, 1986 ; pp. 753-84.
- 71 Braun NMT, Arora NS, Rochester DF : Respiratory muscle and pulmonary function in polymyositis and other proximal myopathies. *Thorax* 1983 ; 38 : 616-23.
- 72 Serisier DE, Mastaglia FL, Gibson GJ : Respiratory muscle function and ventilatory control, I in patients with motor neurone disease, II in patients with myotonic dystrophy. *Q J Med* 1982 ; 51 : 205-26.
- 73 Engstrom H, Grimby G, Soderholm B : Dynamic spirometry in patients with tracheal stenosis. *Acta Med Scand* 1964 ; 176 : 329-34.
- 74 Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Whipp BJ : Principles of Exercise Testing and Interpretation. Philadelphia, Lea & Febiger, 1987 ; pp. 72-86.
- 75 Babb TG, Viggiano R, Hurley B, Staats B, Rodarte JR : Effect of mild-to-moderate airflow limitation on exercise capacity. *J Appl Physiol* 1991 ; 70 : 223-30.
- 76 Pellegrino R, Villosio C, Milanese U, Garelli G, Rodarte JR, Brusasco V : Breathing during exercise in subjects with mild to moderate airflow obstruction. *J Appl Physiol* 1999 ; 87 : 1697-704.
- 77 American Thoracic Society : Evaluation of impairment/disability secondary to respiratory disorders. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 133 : 1205-09.
- 78 American Medical Association : Guides to the Evaluation of Permanent Impairment. Edn 4. Chicago (IL), USA, American Medical Association, 1995.
- 79 Becklake MR, Kalica AR : NHLBI workshop summary. Scientific issues in the assessment of respiratory impairment. *Am Rev Respir Dis* 1988 ; 137 : 1505-10.
- 80 Kanner RE, Renzetti AD, Stanish WM, Barkman HW, Klauber MR : Predictors of survival in subjects with chronic airflow limitation. *Am J Med* 1983 ; 74 : 249-55.
- 81 Traver GA, Cline MG, Burrows B : Predictors of mortality in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1979 ; 119 : 895-902.
- 82 Anthonisen NR, Wright EC, Hodgkin JE : Prognosis in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 133 : 14-20.
- 83 American Thoracic Society : Guidelines for the evaluation of impairment/disability in patients with asthma. *Am Rev Respir Dis* 1993 ; 147 : 1056-61.
- 84 Kannel WB, Lew EA : Vital capacity as a predictor of cardiovascular disease : the Framingham study. *Am Heart J* 1983 ; 105 : 311-15.
- 85 Kannel WB, Lew EA, Hubert HB, Castelli WP : The value of measuring vital capacity for prognostic purposes. *Trans Assoc Life Insur Med Dir Am* 1981 ; 64 : 66-83.
- 86 Tockman MS, Comstock GW : Respiratory risk factors and mortality : longitudinal studies in Washington county, Maryland. *Am Rev Respir Dis* 1989 ; 140 : S56-S63.
- 87 Foxman B, Higgins ITT, Oh MS : The effects of occupation and smoking on respiratory disease mortality. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 134 : 649-52.
- 88 Annesi I, Kauffmann F : Is respiratory mucus hypersecretion really an innocent disorder? *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 134 : 688-93.
- 89 Ortmeyer CE, Costello J, Morgan WKC, Swecker S, Peterson M : The mortality of Appalachian coal miners 1963 to 1971. *Arch Environ Health* 1974 ; 29 : 67-72.

- 90 Peto R, Speizer FE, Cochrane AL, *et al.* : The relevance in adults of air-flow obstruction, but not of mucus hypersecretion, to mortality from chronic lung disease; results from 20 years of prospective observation. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 128 : 491-500.
- 91 Neas LM, Schwartz J : Pulmonary function levels as predictors of mortality in a national sample of US adults. *Am J Epidemiol* 1998 ; 147 : 1011-18.
- 92 Ferguson MK, Little L, Rizzo L, *et al.* : Diffusing capacity predicts morbidity and mortality after pulmonary resection. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1988 ; 96 : 894-900.
- 93 Black LF, Hyatt RE : Maximal static respiratory pressures in generalized neuromuscular disease. *Am Rev Respir Dis* 1971 ; 103 : 641-50.
- 94 Fairshter RD : Airway hysteresis in normal subjects and individuals with chronic airflow obstruction. *J Appl Physiol* 1985 ; 58 : 1505-10.
- 95 Zamel N, Hughes D, Levison H, Fairshter RD, Gelb AF : Partial and complete maximum expiratory flow-volume curves in asthmatic patients with spontaneous bronchospasm. *Chest* 1983 ; 83 : 35-9.
- 96 Burns CB, Taylor WR, Ingram RH Jr : Effects of deep inhalation in asthma : relative airway and parenchymal hysteresis. *J Appl Physiol* 1985 ; 59 : 1590-96.
- 97 Brusasco V, Pellegrino R, Violante B, Crimi E : Relationship between quasi-static pulmonary hysteresis and maximal airway narrowing in humans. *J Appl Physiol* 1992 ; 72 : 2075-80.
- 98 Pellegrino R, Wilson O, Jenouri G, Rodarte JR : Lung mechanics during bronchoconstriction. *J Appl Physiol* 1996 ; 81 : 964-975.
- 99 Koulouris NG, Valta P, Lavoie A, Corbeil C, Chasse M, Braidy J, Milic-Emili J : A simple method to detect expiratory flow limitation during spontaneous breathing. *Eur Respir J* 1995 ; 8 : 306-13.
- 100 Eltayara L, Becklake MR, Volta CA, Milic-Emili J : Relationship between chronic dyspnea and expiratory flow limitation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1996 ; 154 : 1726-34.
- 101 Pellegrino R, Rodarte JR, Brusasco V : Assessing the reversibility of airway obstruction. *Chest* 1998 ; 114 : 1607-12.
- 102 Pellegrino R, Brusasco V : Lung hyperinflation and flow limitation in chronic airway obstruction. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 543-9.
- 103 Pellegrino R, Brusasco V : On the causes of lung hyperinflation during bronchoconstriction. Review. *Eur Respir J* 1997 ; 10 : 468-75.
- 104 Fessler HE, Scharf SM, Permutt S : Improvement in spirometry following lung volume reduction surgery. Application of a physiological model. *Am J Respir Crit Care Med* 2002 ; 165 : 34-40.
- 105 Casanova C, Cote C, de Torres JP, *et al.* : Inspiratory-to-total lung capacity ratio predicts mortality in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 2005 ; 171 : 591-7.
- 106 Stark-Leyva KN, Beck KC, Johnson BD : Influence of expiratory loading and hyperinflation on cardiac output during exercise. *J Appl Physiol* 2004 ; 96 : 1920-7.
- 107 Guyatt GH, Townsend M, Nogradi S, Pugsley SO, Keller JL, Newhouse MT : Acute response to bronchodilator, an imperfect guide for bronchodilator therapy in chronic airflow limitation. *Arch Intern Med* 1988 ; 148 : 1949-52.
- 108 Lorber DB, Kaltenborn W, Burrows B : Responses to isoproterenol in a general population sample. *Am Rev Respir Dis* 1978 ; 118 : 855-61.
- 109 Dales RE, Spitzer WO, Tousignant P, Schechter M, Suissa S : Clinical interpretation of airway response to a bronchodilator : epidemiologic considerations. *Am Rev Respir Dis* 1988 ; 138 : 317-20.
- 110 Watanabe S, Renzetti AD Jr, Begin R, Bigler AH : Airway responsiveness to a bronchodilator aerosol. *Am Rev Respir Dis* 1974 ; 109 : 530-7.
- 111 Anthonisen NR, Wright EC, the IPPB Trial group : Bronchodilator response in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1986 ; 133 : 814-819.
- 112 Sourk RL, Nugent KM : Bronchodilator testing: confidence intervals derived from placebo inhalations. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 128 : 153-7.
- 113 Tweddale PM, Alexander F, McHardy GJR : Short term variability in VEMS and bronchodilator responsiveness in patients with obstructive ventilatory defects. *Thorax* 1987 ; 42 : 487-90.
- 114 Eliasson O, Degraff AC Jr : The use of criteria for reversibility and obstruction to define patient groups for bronchodilator trials: influence of clinical diagnosis, spirometric and anthropometric values. *Am Rev Respir Dis* 1985 ; 132 : 858-64.
- 115 Brand PL, Quanjer PhH, Postma DS, *et al.* : Interpretation of bronchodilator response in patients with obstructive airways disease. *Thorax* 1992 ; 47 : 429-36.
- 116 Olsen CR, Hale FC : A method for interpreting acute response to bronchodilators from the spirogram. *Am Rev Respir Dis* 1968 ; 98 : 301-2.
- 117 Boggs PB, Bhat KD, Velovius WA, Debo MS : The clinical significance of volume adjusted maximal mid expiratory flow (iso-volume FEF25-75 %) in assessing airway responsiveness to inhaled bronchodilator in asthmatics. *Ann Allergy* 1982 ; 48 : 139-42.
- 118 Redelmeier DA, Goldstein RS, Min ST, Hyland RH : Spirometry and dyspnea in patients with COPD. When small differences mean little. *Chest* 1996 ; 109 : 1163-8.
- 119 Barnes PJ, Gribbin HR, Osmanliev D, Pride NB : Partial flow-volume curves to measure bronchodilator dose-response curves in normal humans. *J Appl Physiol* 1981 ; 50 : 1193-7.
- 120 Wang JW, McFadden ER, Ingram RH Jr : Effects of increasing doses of b-agonists on airway and parenchymal hysteresis. *J Appl Physiol* 1990 ; 68 : 363-8.
- 121 Berry RB, Fairshter RD : Partial and maximal expiratory flow-volume curves in normal and asthmatic subjects before and after inhalation of metaproterenol. *Chest* 1985 ; 88 : 697-702.
- 122 O'Donnell DE : Assessment of bronchodilator efficacy in symptomatic COPD. Is spirometry useful? *Chest* 2000 ; 117 : 42S-47S.
- 123 O'Donnell DE, Lam M, Webb KA : Spirometric correlates of improvement in exercise performance after cholinergic therapy in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1999 ; 160 : 542-9.
- 124 Cerveri I, Pellegrino R, Dore R, *et al.* : Mechanisms for isolated volume response to a bronchodilator in patients with COPD. *J Appl Physiol* 2000 ; 88 : 1989-95.
- 125 Empey DW : Assessment of upper airways obstruction. *BMJ* 1972 ; 3 : 503-5.
- 126 Miller MR, Pincock AC, Oates GD, Wilkinson R, Skene-Smith H : Upper airway obstruction due to goitre: detection, prevalence and results of surgical management. *QJ Med* 1990 ; 74 : 177-88.
- 127 Miller RD, Hyatt RE : Obstructing lesions of the larynx and trachea. *Mayo Clin Proc* 1969 ; 44 : 145-61.
- 128 Pedersen OF, Ingram RH Jr : Configuration of maximum expiratory flow-volume curve : model experiments with physiological implications. *J Appl Physiol* 1985 ; 58 : 1305-13.
- 129 Miller MR, Pedersen OF : Peak flow meter resistancedecreases peak expiratory flow in subjects with COPD. *J Appl Physiol* 2000 ; 89 : 283-90.
- 130 Gibson GJ : Central airway obstruction. In: Clinical Tests of Respiratory Function. 2nd edn. London, Chapman&Hall, 1996 ; pp. 194-202.
- 131 Lebowitz MD, Quackenboss J, Camilli AE, Bronnimann D, Holberg CJ, Boyer B : The epidemiological importance of intraindividual changes in objective pulmonary responses. *Eur J Epidemiol* 1987 ; 3 : 390-8.

- 132 Kangalee KM, Abboud RT : Interlaboratory and intra-laboratory variability in pulmonary function testing : a 13 year study using a normal biologic control. *Chest* 1992 ; 101 : 88-92.
- 133 Frey TM, Crapo RO, Jensen RL, Elliott CG : Diurnal variation of the diffusing capacity of the lung: is it real? *Am Rev Respir Dis* 1987 ; 136 : 1381-4.
- 134 Hankinson JL, Stocks J, Peslin R : Reproducibility of lung volume measurements. *Eur Respir J* 1998 ; 11 : 787-90.
- 135 Bland M : Repeatability and precision in measurement. An Introduction to Medical Statistics, Oxford Medical Publications, 1987 ; pp. 276-8.
- 136 Robson AG, Innes JA : Short-term variability of single-breath carbon monoxide transfer factor. *Thorax* 2001 ; 56 : 358-61.
- 137 Spencer DA, Marshall T, Weller PH, Williams J : A superior method of assessing the reproducibility of pulmonary function measurements. *Am Rev Respir Dis* 1992 ; 145 : A253.
- 138 Collard HR, King TE Jr, Bartelson BB, Vourlekis JS, Schwarz MI, Brown KR : Changes in clinical and physiological variables predict survival in pulmonary fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med* 2003 ; 168 : 538-42.
- 139 Hathaway EH, Tashkin DP, Simmons MS : Intra individual variability in serial measurements of DL<sub>CO</sub> and alveolar volume over one year in eight healthy subjects using three independent measuring systems. *Am Rev Respir Med* 1989 ; 140 : 1818-22.
- 140 Wells AU, Desai SR, Rubens MB, et al. : Idiopathic Pulmonary Fibrosis. A composite physiologic index derived from disease extent observed by computed tomography. *Am J Respir Crit Care Med* 2003 ; 167 : 962-9.
- 141 Gibson GJ, Prescott RJ, Muers MF, et al. : British Thoracic Society sarcoidosis study : effects of long-term cortico-steroid therapy. *Thorax* 1996 ; 51 : 238-47.
- 142 King TE Jr, Toozee JA, Schwarz MI, Brown KR, Cherniack RM : Predicting survival in Idiopathic Pulmonary Fibrosis. Scoring system and survival model. *Am J Respir Crit Care Med* 2001 ; 164 : 1171-81.
- 143 ACOEM Position Statement : Spirometry in the Occupational Setting. *J Occup Environ Med* 2000 ; 42 : 228-45.
- 144 Hughes JM, Bates DV : Historical review : the carbonmonoxide diffusing capacity (DL<sub>CO</sub>) and its membrane (DM) and red cell (Theta.Vc) components. *Respir Physiol Neurobiol* 2003 ; 138 : 115-42.
- 145 Hughes JM : The single breath transfer factor (TL,CO) and the transfer coefficient (K<sub>CO</sub>): a window onto the pulmonary microcirculation. *Clin Physiol Funct Imaging* 2003 ; 23 : 63-71.
- 146 McLean A, Warren PM, Gillooly M, MacNee W, Lamb D : Microscopic and macroscopic measurements of emphysema: relation to carbon monoxide gas transfer. *Thorax* ; 1992 ; 47 : 144-9.
- 147 Kitaichi M, Nishimura K, Itoh H, Izumi T : Pulmonary lymphangioliomyomatosis: a report of 46 patients including a clinicopathologic study of prognostic factors. *Am J Respir Crit Care Med* 1995 ; 151 : 527-33.
- 148 Bernstein RJ, Ford RL, Clausen JL, Moser KM : Membrane diffusion and capillary blood volume in chronic thromboembolic pulmonary hypertension. *Chest* 1996 ; 110 : 1430-36.
- 149 Horn M, Ries A, Neveu C, Moser K : Restrictive ventilatory pattern in precapillary pulmonary hypertension. *Am Rev Respir Dis* 1983 ; 128 : 163-5.
- 150 Collard P, Njinou B, Nejadnik B, Keyeux A, Frans A : DL<sub>CO</sub> in stable asthma. *Chest* 1994 ; 105 : 1426-29.
- 151 Collard P, Wilputte JY, Aubert G, Rodenstein DO, Frans A : The DL<sub>CO</sub> in obstructive sleep apnea and obesity. *Chest* 1996 ; 110 : 1189-93.
- 152 Greening AP, Hughes JMB : Serial estimations of DL<sub>CO</sub> in intrapulmonary hemorrhage. *Clin Sci* 1981 ; 60 : 507-512.
- 153 Hughes JM, Pride NB : In defence of the carbon monoxide transfer coefficient K<sub>CO</sub> (TL/VA). *Eur Respir J* 2001 ; 17 : 168-74.
- 154 Kanengiser LC, Rapoport DM, Epstein H, Goldring RM : Volume adjustment of mechanics and diffusion in interstitial lung disease : lack of clinical relevance. *Chest* 1989 ; 96 : 1036-42.
- 155 Stam H, Splinter TAW, Versprille A : Evaluation of diffusing capacity in patients with a restrictive lung disease. *Chest* 2000 ; 117 : 752-57.
- 156 Frans A, Nemery B, Veriter C, Lacquet L, Francis C : Effect of alveolar volume on the interpretation of single-breath DL<sub>CO</sub>. *Respir Med* 1997 ; 91 : 263-73.
- 157 Chinet T, Jaubert F, Dusser D, Danel C, Chretien J, Huchon GJ : Effects of inflammation and fibrosis on pulmonary function in diffuse lung fibrosis. *Thorax* 1990 ; 45 : 675-8.
- 158 Johnson DC : Importance of adjusting DL<sub>CO</sub> and K<sub>CO</sub> for alveolar volume. *Respir Med* 2000 ; 94 : 28-37.
- 159 Chinn DJ, Cotes JE, Flowers R, Marks AM, Reed JW : Transfer factor (diffusing capacity) standardized for alveolar volume: validation, reference values and applications of a new linear model to replace K<sub>CO</sub> (TL/VA). *Eur Respir J* 1996 ; 9 : 1269-77.