

Ce chapitre est paru dans l'édition française de 1994 sous la référence « Quanjer P.H., Tammeling G.J., Cotes J.E., Pedersen O.F., Peslin R., Yernault J.C. : Lung volumes and forced ventilatory flows. Working Group on Standardization of Respiratory Functions Tests. European Community for Coal and Steel. Official position of the European Respiratory Society. *Rev Mal Respir* 1994;11 (suppl 3):5-40 ».

VOLUMES PULMONAIRES ET DÉBITS VENTILATOIRES FORCÉS

Groupe de travail sur la standardisation des épreuves fonctionnelles respiratoires Communauté européenne du charbon et de l'acier

Position officielle de l'European Respiratory Society

P.H. QUANJER, G.J. TAMMELING, J.E. COTES, O.F. PEDERSEN, R. PESLIN, J.C. YERNAULT
Lung volumes and forced ventilatory flows.
Eur Resp J 1993;6 suppl 16:15-40

PLAN DU CHAPITRE

1 Introduction	6S14	5 Valeurs théoriques	6S35
1.1 Volumes et capacités pulmonaires statiques	6S14	5.1 Adultes d'origine caucasienne	6S35
1.2 Volumes pulmonaires dynamiques et débits ventilatoires forcés	6S14	5.2 Autres groupes ethniques et autres facteurs	6S35
1.3 Indications des tests	6S16	5.3 Expression des résultats	6S37
2 Paramètres et définitions	6S16	6 Résumé des recommandations	6S37
2.1 Volumes statiques	6S17	6.1 Conditions de mesure	6S37
2.2 Expiration forcée	6S19	6.2 Grandeurs	6S38
2.3 Inspiration forcée	6S21	6.3 Valeurs théoriques	6S39
2.4 Ventilation maximale volontaire	6S21	6.4 Matériels	6S39
3 Méthodes	6S21	6.5 Hygiène	6S40
3.1 Introduction	6S21	Annexes	6S40
3.2 Variabilité des mesures	6S21	A Facteurs influant sur la mesure des débits gazeux par pneumotachographie	6S40
3.3 Correction aux conditions BTPS	6S22	A.1 Introduction	6S40
3.4 Organisation des mesures	6S23	A.2 Température, viscosité et volume	6S40
3.5 Spirométrie	6S25	A.3 Conclusions	6S41
3.6 Pneumotachographie	6S27	B Mesure du volume pulmonaire par la méthode de dilution de l'hélium	6S42
3.7 Techniques de dilution gazeuse	6S28	B.1 Causes d'erreur	6S42
3.8 Pléthysmographie corporelle totale	6S31	B.2 Analyseur à conductivité thermique	6S42
3.9 Détermination radiographique du volume thoracique	6S33	B.3 Solubilité de l'hélium	6S42
4 Réponse aux bronchodilatateurs et mesures itératives	6S34	B.4 Imperfection de l'apport d'oxygène	6S43
4.1 Étude de la réponse aux bronchodilatateurs	6S34	Références	6S43
4.2 Mesures itératives	6S34		

1 Introduction

On distingue les volumes pulmonaires statiques et dynamiques. Les premiers sont mesurés à l'aide de méthodes qui demandent des manœuvres respiratoires complètes, dont la vitesse doit être adaptée en conséquence. Les volumes dits dynamiques et les débits inspiratoires et expiratoires forcés sont mesurés pendant des manœuvres et mouvements respiratoires rapides.

1.1 VOLUMES ET CAPACITÉS PULMONAIRES STATIQUES

Le volume gazeux présent dans le poumon et les voies aériennes intrathoracique dépend des propriétés du parenchyme pulmonaire, des voies aériennes, et des organes et tissus environnants, de la tension superficielle ; il dépend également des forces exercées par les muscles ventilatoires, et des mécanismes impliqués dans le contrôle de la respiration dont les réflexes à points de départ pulmonaire et thoracique. Le volume gazeux pulmonaire est identique au volume gazeux thoracique sauf en cas de pneumothorax. La capacité pulmonaire totale est subdivisée fonctionnellement en plusieurs volumes : on appelle capacités les sommes de deux ou plusieurs de ces volumes élémentaires. Les volumes et capacités pulmonaires sont décrits plus en détail au paragraphe 2.

1.1.1 Déterminants

La taille du poumon normal est déterminée par la taille, l'âge, le sexe, la masse corporelle, la posture, la constitution, le groupe ethnique, des facteurs réflexes, et l'activité quotidienne. Le volume à l'inspiration maximale (capacité pulmonaire totale, CPT) dépend de la force des muscles inspiratoires (qui peut être altérée par diverses pathologies, par exemple dystrophie musculaire...), de la force de rétraction élastique du poumon (qui peut être modifiée par diverses pathologies, par exemple fibrose pulmonaire ou emphyseme), et des propriétés élastiques du thorax et des structures adjacentes (qui peuvent être modifiées par diverses pathologies, par exemple spondylarthrite ankylosante). Le volume en fin d'expiration maximale (volume résiduel, VR) est déterminé par la force des muscles expiratoires (qui peut être altérée par diverses pathologies, par exemple au cours d'atteintes paralytiques d'origine médullaire), par l'obstruction, la fermeture ou la compression des petites voies aériennes (par exemple emphyseme) et par les propriétés mécaniques du poumon et du thorax (qui se modifient par exemple dans la fibrose diffuse ou dans la cyphoscoliose).

La mesure de la capacité pulmonaire totale est indispensable pour pouvoir affirmer un trouble ventilatoire restrictif ou une distension pulmonaire anormale. La mesure des volumes pulmonaires est également essentielle pour pouvoir interpréter les pressions de rétraction élastique du poumon, les débits ventilatoires instantanés, la résistance des voies aériennes et le facteur de transfert du poumon, car tous ces paramètres sont fonction du volume.

1.1.2 Troubles ventilatoires restrictifs

Les pathologies qui limitent l'expansion du poumon (troubles ventilatoires restrictifs) réduisent les volumes pulmonai-

res statiques : pathologies neuro-musculaires, maladies de l'abdomen ou de la paroi thoracique, pathologies de l'espace pleural, augmentation de la rigidité pulmonaire, et diminution du nombre des unités alvéolaires (résection pulmonaire, atélectasie, cicatrices).

C'est la baisse de la CPT, et non celle de la capacité vitale, qui définit le syndrome restrictif. La capacité vitale (CV), différence entre la CPT et le VR, peut diminuer dans les syndromes ventilatoires obstructifs comme dans les troubles restrictifs ; dans le premier cas, la cause est une augmentation du volume résiduel consécutive à une fermeture (prématurée) des voies aériennes (piégeage gazeux) et à une limitation des débits aériens à bas volume pulmonaire [1, 2] empêchant la vidange pulmonaire complète. Cependant, dans la maladie des petites voies aériennes, il y a augmentation du VR sans variation de la CPT ; en conséquence, la CV s'abaisse, avec diminution proportionnelle du VEMS [3]. A elle seule, la capacité vitale n'a donc pas grand intérêt pour faire la distinction entre les syndromes ventilatoires obstructifs, restrictifs et mixtes. Dans la mucoviscidose, qui touche de façon prédominante les voies aériennes, on a décrit dans certains cas des diminutions transitoires de la CPT, peut-être dues à des atélectasies partielles [4].

1.1.3 Distension

La capacité pulmonaire totale peut être anormalement élevée dans l'acromégalie et en cas d'augmentation de la distensibilité pulmonaire. Dans ce dernier cas, il y a simultanément augmentation du VR et de la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), alors que la CV est plutôt abaissée. Le terme de distension a été proposé pour décrire l'augmentation de la CRF [5], mais on l'utilise souvent par ailleurs pour décrire les augmentations de la CPT ou du VR. En général, la distension est associée à un syndrome obstructif (voir 1.2.2), mais l'élévation de la CRF n'est que faiblement corrélée à l'abaissement du VEMS [6].

1.2 VOLUMES PULMONAIRES DYNAMIQUES ET DÉBITS VENTILATOIRES FORCÉS

1.2.1 Déterminants

La capacité à mobiliser rapidement l'air, à l'inspiration comme à l'expiration, est essentielle à une activité normale, et toute diminution autre que minime entraîne en général un essoufflement à l'effort et donc une réduction de la capacité d'exercice. Les troubles ventilatoires peuvent être dus à des perturbations du système nerveux, du système musculo-squelettique, de la peau et des tissus sous-cutanés, des poumons, ou aux caractéristiques des gaz inhalés. La cause la plus fréquente est cependant le rétrécissement des voies aériennes. Le trouble est mis en évidence par la spirométrie dynamique, première étape du bilan de la fonction respiratoire. Les étapes suivantes sont l'identification des mécanismes en cause, l'évaluation de la fonction restante, la détermination de l'étiologie du trouble et l'étude des moyens éventuels de correction.

Les volumes et débits dynamiques se mesurent au cours de manœuvres d'inspiration ou d'expiration forcées, ou d'une

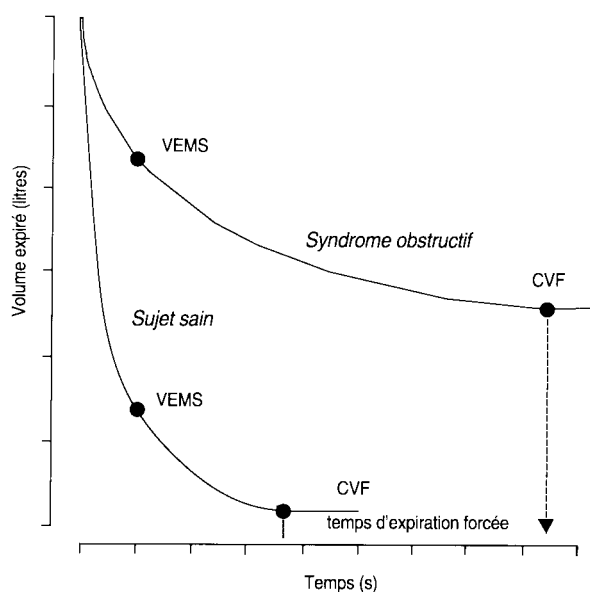


FIG. 1. — Tracés spiromographiques idéalisés (courbes volume-temps) correspondant à l'expiration forcée dans le syndrome obstructif et chez des sujets normaux, en respiration à l'air.

épreuve de ventilation forcée avec effort maximal constant tout au long du cycle ventilatoire. Ces conditions diffèrent donc de celles de la mesure des volumes statiques, où seuls le début et la fin de la manœuvre demandent un effort maximal. Les résultats des épreuves de spirométrie dynamique s'expriment en général par les relations entre le volume inspiré ou expiré et le temps, c'est-à-dire par des courbes volume-temps (spirogramme : fig. 1). Ils s'expriment également par la relation entre le débit maximal et le volume pulmonaire, décrite par la courbe débit-volume (fig. 2).

1.2.2 Trouble ventilatoire obstructif

Le trouble ventilatoire obstructif se définit par une diminution du VEMS (volume expiré en une seconde au cours d'une expiration forcée à partir de la CPT) proportionnellement plus importante que la baisse éventuelle de la CV, c'est-à-dire par une diminution du rapport VEMS/CV. Il y a par ailleurs une diminution des débits au cours de l'expiration forcée.

Les déterminants du débit expiratoire au cours de l'expiration forcée sont complexes. Pendant l'expiration forcée, les pressions pleurale et alvéolaire sont très supérieures à la pression à la bouche. Cependant, après une brève phase dépendante de l'effort, au cours de laquelle est atteint le débit expiratoire de pointe, la chute de pression entre les alvéoles et la bouche fait que la pression à l'intérieur des voies aériennes intrathoraciques devient inférieure à la pression pleurale environnante ; ces voies aériennes sont donc soumises à une compression dynamique et jouent le rôle de limiteurs de débit, ce qui rend les débits expiratoires forcés indépendants de l'effort. A ce stade, le débit expiratoire forcé est déterminé par l'interaction complexe entre la pression de

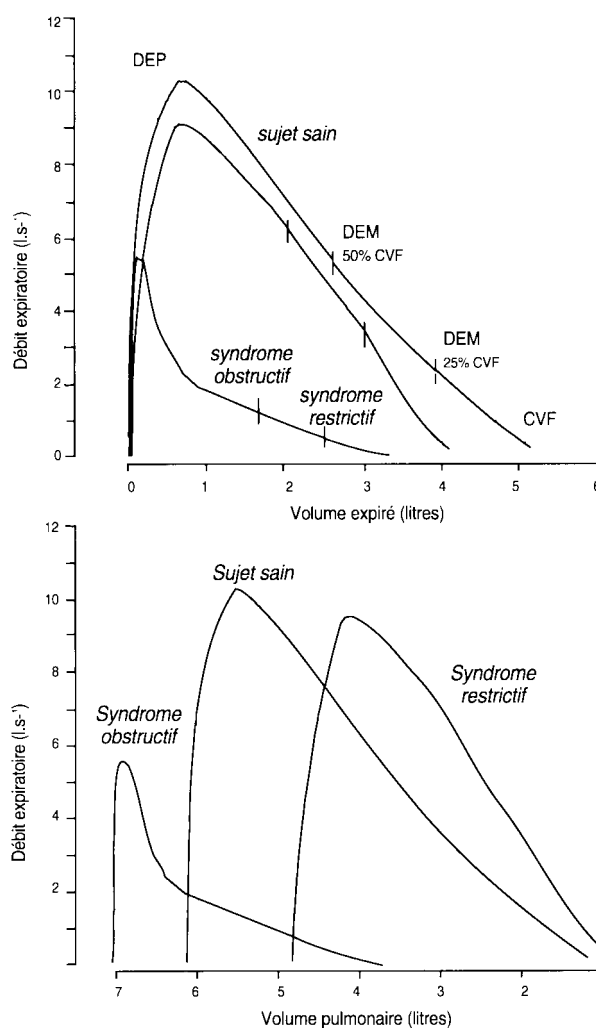


FIG. 2. — Courbes débit-volume en expiration forcée chez des sujets sains et en cas de déficit ventilatoire obstructif ou restrictif. En haut, les courbes sont superposées au niveau de la CPT ; en bas, les courbes illustrent les débits expiratoires maximaux en fonction du volume pulmonaire absolu.

rétraction élastique du poumon, la résistance des voies aériennes en amont du segment limiteur de débit, et les propriétés élastiques de la voie aérienne comprimée [7]. Chez les sujets jeunes en bonne santé, le maintien des hautes pressions intrathoraciques et donc la compression des voies aériennes peuvent devenir impossibles au voisinage du volume résiduel, et le débit expiratoire redevient alors dépendant de l'effort. Les propriétés élastiques des voies aériennes extrathoraciques varient en fonction de l'étirement auquel elles sont soumises, comme par exemple avec la flexion et l'extension du cou [8]. Chez un sujet donné, la pression de rétraction élastique du poumon varie avec le volume et donc avec le niveau d'inflation du poumon. Au cours de l'expiration forcée, les conséquences de la réduction du volume pulmonaire sous l'effet de la compression gazeuse sont plus marquées chez un sujet obstructif que chez

un sujet sain ; en effet, avec un volume absolu plus élevé, la diminution de volume due à la compression est plus importante et représente une plus grande part de la CV, laquelle est déjà limitée. Le poumon du patient se trouve donc situé plus bas sur sa courbe pression-volume, et sa pression de rétraction élastique est donc moindre. Elle serait plus forte si le sujet exerçait un effort expiratoire moins intense. Comme le débit expiratoire est fonction de la pression de rétraction, il peut augmenter si l'effort expiratoire est moindre : le volume expiré à la première seconde (VEMS) devient alors plus élevé qu'au cours d'un effort expiratoire maximal [9-12].

1.2.3 Site de la limitation du débit expiratoire

La capacité vitale et les débits instantanés en conditions forcées peuvent être obtenus à partir de la courbe volume-temps ou de la courbe débit-volume. Les débits moyens ou les temps d'expiration forcée se déterminent sur la courbe volume-temps. Chez les sujets sains, les débits maximaux à grand volume pulmonaire reflètent essentiellement les caractéristiques du débit à travers la trachée et les bronches centrales, et on considère en général qu'aux faibles volumes pulmonaires ces débits maximaux reflètent davantage les caractéristiques des petites voies aériennes intrapulmonaires [13, 14]. Le débit est laminaire dans ces dernières alors qu'il est au moins partiellement turbulent dans les grosses voies aériennes. La composante turbulente de la résistance des voies aériennes, à l'inverse de sa composante laminaire, diminue lorsqu'on remplace l'air par un gaz de faible densité, par exemple un mélange à 20 % d'oxygène dans l'hélium. Cependant, la diminution de la densité gazeuse a également d'autres effets qui rendent l'interprétation difficile, et cette technique n'est donc pas recommandée en routine [15, 16].

Dans les maladies, dont l'asthme, qui provoquent une modification aiguë des capacités ventilatoires, les voies aériennes intrathoraciques de gros calibre, dites « centrales », sont réputées site principal de la limitation réversible du débit. Les petites voies aériennes « périphériques » contribuent à la limitation des débits en cas de bronchiolite (certaines infections, asthme, exposition chronique à certaines vapeurs, fibrose bronchiolaire de l'asbestose), ou en cas de diminution de l'élasticité pulmonaire, comme dans l'emphysème. Dans l'emphysème, le site de la limitation du débit se déplace vers la périphérie [13, 14]. De même, chez le chien, l'administration intraveineuse d'histamine déplace le segment limiteur de débit vers la périphérie, mais ce phénomène est masqué par l'apparition d'une obstruction centrale [17]. En cas de bronchiolite oblitérante chez les receveurs de greffe cœur-poumons, la première anomalie physiologique est une diminution des débits à bas volume pulmonaire, la convexité de la courbe débit-volume vers l'axe des volumes se majorant progressivement dans la partie terminale de la courbe [18].

Des mesures longitudinales permettent de déceler un écart progressif par rapport aux capacités ventilatoires normales (§ 4.2) ; les principales contraintes sont alors la pertinence et la reproductibilité des tests. Pour les mesures à un moment

donné, une autre contrainte est de savoir quelle est la fonction normale pour l'individu en question. Les valeurs considérées comme normales sont appelées valeurs de référence ou théoriques (§ 5).

1.2.4 Obstruction extrathoracique

Au cours d'une expiration forcée, les voies aériennes extrathoraciques sont soumises à une pression transmurale positive, alors que pendant les manœuvres d'inspiration forcée leur calibre diminue du fait de leur pression transmurale négative. C'est donc l'inspiration forcée qui permet le mieux de détecter une obstruction extrathoracique (voir § 2.3).

1.3 INDICATIONS DES TESTS

Les volumes pulmonaires et débits ventilatoires forcés décrits dans cet article sont en général les premiers à être mesurés dans les travaux cliniques et non cliniques. Les indications de ces examens sont les suivantes :

1) Affirmation du diagnostic dans une pathologie pulmonaire connue ou suspectée : identifier par exemple une obstruction intra- ou extrathoracique ou un trouble ventilatoire restrictif.

2) Surveillance du traitement des malades atteints de ces pathologies, pour contrôler les effets de mesures préventives (par exemple l'éviction des allergènes) ou d'interventions thérapeutiques (traitements médicamenteux), ou examens à visée diagnostique (comme la mesure du VEMS dans des tests de provocation bronchique).

3) Evaluation du pronostic, en fonction de la sévérité et de l'étendue de la gêne respiratoire, de l'efficacité des interventions thérapeutiques ou de la vitesse d'aggravation sur une période de temps donnée.

4) Bilan préopératoire, pour estimer le risque de complications respiratoires et optimiser l'état du patient avant intervention.

5) Evaluation de l'incapacité respiratoire.

6) Surveillance de la santé respiratoire de populations dans le cadre d'études épidémiologiques et en médecine du travail.

7) Aide à l'interprétation d'autres épreuves fonctionnelles dont les résultats sont dépendants du volume, comme le facteur de transfert, etc.

Des résultats positifs traduisent des aspects fonctionnels et ne font pas le diagnostic de telle ou telle pathologie particulière. Ainsi, la CV et le VEMS peuvent être abaissés par un trouble ventilatoire obstructif aussi bien que restrictif, ces deux situations pouvant d'ailleurs être simultanées (voir § 2.1.10). Ces tests fournissent des informations qui peuvent compléter celles obtenues par d'autres moyens.

2 Paramètres et définitions

La *figure 3* présente un schéma des volumes pulmonaires statiques. Les définitions des volumes et capacités pulmonaires adoptées ici sont conformes à celles proposées par

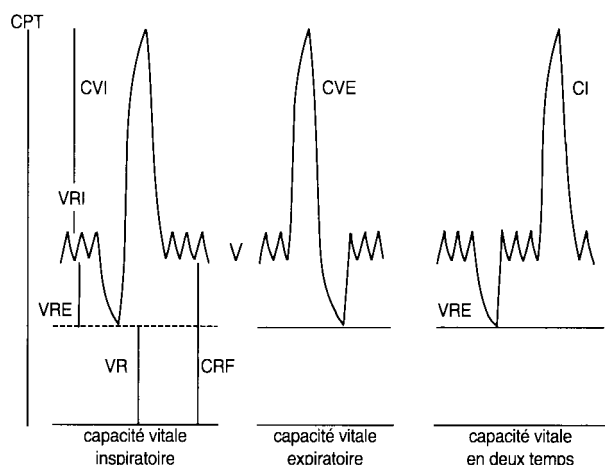


FIG. 3. — Schéma des volumes et capacité pulmonaires statiques. Modifié de [41], avec l'autorisation des auteurs. Se reporter au texte pour les définitions.

l'European Society for Clinical Respiratory Physiology et par la branche européenne de l'Organisation Mondiale de la Santé [5]. Sauf indication contraire, les volumes sont exprimés en l BTPS (voir § 3.3) et les débits en l BTPS. s^{-1} . Les unités sont celles du système international (SI) recommandées en physiologie respiratoire [19-32]. Les unités utilisées dans cet article, y compris celles qui n'appartiennent pas au système SI mais qui sont autorisées dans la Communauté européenne, sont présentées dans le *tableau I*, et le *tableau II* fournit les facteurs de conversion permettant de passer des unités conventionnelles aux unités SI et réciproquement. Conformément aux recommandations internationales en matière de physiologie respiratoire, les unités de pression et de volume sont respectivement le kPa et le litre. On trouvera en annexe une liste des abréviations, symboles et unités, avec traduction dans les différentes langues de la Communauté européenne.

2.1 VOLUMES STATIQUES

2.1.1 Capacité vitale

La capacité vitale (CV) est la variation de volume enregistrée à la bouche entre les positions d'inspiration complète et d'expiration complète. La mesure peut se faire de l'une des manières suivantes :

1) Capacité vitale inspiratoire (CVI) : le sujet effectue une inspiration tranquille, sans précipitation ni freinage, de la position d'expiration complète à celle d'inspiration complète.

2) Capacité vitale expiratoire (CVE) : la mesure s'effectue dans les mêmes conditions, de la position d'inspiration complète à celle d'expiration complète.

3) Capacité vitale en deux temps : la capacité vitale est mesurée en deux temps, comme la somme de la capacité inspiratoire (CI) et du volume de réserve expiratoire (VRE).

TABLEAU I. — Principales unités fondamentales et dérivées du système SI, et unités non SI admises.

Grandeur	Nom de l'unité	Symbole de l'unité	Définition de l'unité
longueur	mètre	m	
masse	kilogramme	kg	
temps	seconde	s	
température thermodynamique	kelvin	K	
quantité de matière	mole	mol	
fréquence	hertz	Hz	s^{-1}
force	newton	N	$m.kg.s^{-2}$
pression	pascal	Pa	$N.m^{-2}$
viscosité dynamique	poise	P	$10^{-1} Pa.s$
température Celsius	degré	°C	*
temps	minute	min	60 s
	heure	h	3 600 s
	jour	j	86 400 s
	année	a	365 j
volume	litre	l	$10^{-3} m^3$

* La température Celsius (t) est la différence $t = T - T_0$ entre la température thermodynamique T et $T_0 = 273,15$ K.

4) Capacité vitale forcée (CVF) : c'est le volume gazeux expiré au cours d'une expiration forcée de la position d'inspiration complète à celle d'expiration complète.

La capacité vitale se subdivise fonctionnellement en volume courant (tidal volume, V_T), volume de réserve inspiratoire (VRI) et volume de réserve expiratoire (VRE) ; la capacité inspiratoire (CI) est la somme du V_T et du VRI (*fig. 3*).

TABLEAU II. — Facteurs de conversion des unités conventionnelles en unités SI.

Grandeur	Conversion en unité SI	Conversion en unité conventionnelle
force	1 kgf = 9,807 N	1 N = 0,102 kgf
pression	1 cmH ₂ O = 0,098 kPa	1 kPa = 10,2 cmH ₂ O
tension	1 mmHg = 0,133 kPa	1 kPa = 7,50 mmHg
	1 bar = 100 kPa	1 kPa = 0,01 bar
	1 dyn.cm ⁻² = 10^{-4} kPa	1 kPa = 10^4 dyn.cm ⁻²
résistance	1 cmH ₂ O.l ⁻¹ .s = 0,098 kPa.l ⁻¹ .s	1 kPa.l ⁻¹ .s = 10,2 cmH ₂ O.l ⁻¹ .s
conductance	1 l.cmH ₂ O ⁻¹ .s ⁻¹ = 10,2 l.kPa ⁻¹ .s ⁻¹	1 l.kPa ⁻¹ .s ⁻¹ = 0,098 l.cmH ₂ O ⁻¹ .s ⁻¹
échanges gazeux*	1 ml/min = 0,045 mmol/min	1 mmol/min = 22,4 ml/min
facteur de transfert	1 ml.min ⁻¹ .mmHg ⁻¹ = 0,335 mmol.min ⁻¹ .kPa ⁻¹	1 mmol.min ⁻¹ .kPa ⁻¹ = 2,99 ml.min ⁻¹ .mmHg ⁻¹
concentration*	1 ml/100 ml = 0,45 mmol/l	1 mmol/l = 2,24 ml/100 ml

* De volume en moles ; volume aux conditions STDP (température standard = °C, pression = 101,3 kPa, gaz sec).

L'écart type de mesures répétées de la capacité vitale chez un même sujet est en moyenne de 90 à 200 ml, avec une moyenne pondérée de 148 ml (on trouvera une revue sur ce point à la référence [33]). La variabilité de la mesure s'exprime également sous la forme du coefficient de variation, qui est compris entre 0,3 et 11,4 % pour un même individu ; cet index suppose que la variabilité soit proportionnelle à la moyenne, ce qui est rarement le cas pour les paramètres ventilatoires. Chez les sujets sains, la différence entre la CVI et la CVF est minime. En cas de syndrome obstructif, la capacité vitale en expiration lente, et surtout la capacité vitale forcée [34] sont souvent considérablement inférieures à la CVI ; dans un tel cas, la somme du VR et de la CV sous-estime la capacité pulmonaire totale et il faut utiliser la capacité vitale inspiratoire : $CPT = VR + CVI$. De même, en cas de syndrome obstructif, le rapport de Tiffeneau (VEMS/CV) prend des valeurs anormalement élevées sauf si l'on utilise au dénominateur la CVI. Dans toute la mesure du possible, c'est donc la CVI qui sera préférée comme mesure de la CV ; sinon, la CV dite expiratoire lente reste une bonne solution. La technique de mesure de la capacité vitale en deux temps n'est pas recommandée en routine, mais peut se révéler utile chez des patients très dyspnéiques.

2.1.2 Volume de réserve expiratoire

Le volume de réserve expiratoire (VRE) est le volume maximal qu'il est possible d'expirer en partant de la capacité résiduelle fonctionnelle. Il est plus faible en position couchée qu'en position assise [33] et diminue dans l'obésité [35-40] ; le VRE est rarement utilisé seul.

2.1.3 Volume de réserve inspiratoire

Le volume de réserve inspiratoire (VRI) est le volume maximal qu'il est possible d'inspirer à partir du niveau moyen de fin d'inspiration. Il n'a qu'un intérêt théorique.

2.1.4 Capacité inspiratoire

La capacité inspiratoire (CI) est le volume maximal qu'il est possible d'inspirer à partir de la capacité résiduelle fonctionnelle ; c'est la somme du volume courant et du volume de réserve inspiratoire. Elle ne varie pas lors du passage de la position couchée à la position assise [42].

2.1.5 Volume courant

Le volume courant (tidal volume, V_T) est le volume gazeux inspiré ou expiré au cours du cycle ventilatoire ; bien que figurant dans la liste des volumes pulmonaires statiques, il s'agit d'un volume dynamique, variable avec le niveau d'activité physique. On le mesure en général à la bouche et il varie en fonction des conditions de mesure (repos, exercice, posture). On retiendra pour sa valeur la moyenne d'au moins six cycles ventilatoires.

2.1.6 Capacité résiduelle fonctionnelle

La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) est le volume gazeux présent dans le poumon et les voies aériennes au niveau moyen de la fin d'expiration. C'est la somme de la

réserve expiratoire et du volume résiduel, ce dernier n'étant accessible qu'à des mesures indirectes ; la technique de mesure et les conditions dans lesquelles on opère doivent être précisées.

La capacité résiduelle fonctionnelle peut être évaluée par technique de « dilution gazeuse », par pléthysmographie corporelle ou par radiographie. Chez les sujets sains, les trois techniques donnent des résultats très voisins [43-50]. Chez un même sujet, le coefficient de variation de mesures répétées est en général inférieur à 10 % [51]. En cas de syndrome obstructif sévère ou d'emphysème, la technique de dilution sous-estime le volume pulmonaire réel, sauf si l'on prolonge le temps de contact jusqu'à 20 min au moins [44, 45, 52, 53]. La technique de dilution gazeuse est très utilisée parce qu'elle est simple et ne nécessite qu'un matériel relativement peu coûteux. La pléthysmographie est indispensable pour la mesure des volumes gazeux instantanés, dont la valeur doit être connue pour interpréter la résistance des voies aériennes et les débits expiratoires forcés. La technique pléthysmographique mesure tous les compartiments gazeux pulmonaires, ventilés ou non : en cas de piégeage gazeux ou de kystes ou bulles pulmonaires, elle donne donc pour la CRF une valeur supérieure à celle obtenue par dilution gazeuse ; la différence entre les deux valeurs renseigne sur les espaces gazeux intrathoraciques non ventilés. Les gaz intraabdominaux peuvent contribuer à majorer la mesure pléthysmographique du volume pulmonaire [54-56]. En cas de limitation sévère des débits, la technique pléthysmographique surestime systématiquement le volume pulmonaire [47, 57-69] si la mesure est effectuée à des fréquences ventilatoires supérieures à 1 s^{-1} . La CRF varie considérablement avec le niveau d'activité physique et avec la posture ; notamment, elle est plus faible en position couchée qu'en position assise ou debout. Elle est par ailleurs fortement influencée par la masse grasse, l'obésité importante abaisse la compliance totale et celle de la paroi thoracique [41, 70] et diminue le VRE et la CRF [35-70].

2.1.7 Volume résiduel

Le volume résiduel (VR) est le volume gazeux restant dans le poumon à la fin d'une expiration complète. C'est la différence entre la capacité résiduelle fonctionnelle et le volume de réserve expiratoire : $VR = CRF - VRE$, ou $VR = CPT - CVI$. Le coefficient de variation pour des mesures répétées chez un même sujet est d'environ 8 % [71].

2.1.8 Capacité pulmonaire totale

La capacité pulmonaire totale (CPT) est le volume gazeux présent dans le poumon à la fin d'une inspiration complète. C'est la somme $CPT = VR + CVI$ ou $CPT = CRF + CI$; la deuxième formule est celle que l'on applique en général quand on fait les mesures en pléthysmographie. Elle peut également se calculer directement par la technique radiographique. Il convient de préciser la méthode utilisée (dilution gazeuse, pléthysmographie, radiographie).

2.1.9 Volume gazeux thoracique

Le volume gazeux thoracique (VGT) est le volume gazeux présent dans le thorax, à tout moment et à tout niveau de compression thoracique. On le mesure en général par pléthysmographie [55] technique de choix en cas de syndrome obstructif où il existe souvent un piégeage gazeux derrière des voies aériennes fermées ; cependant, lorsque l'obstruction est sévère, la technique peut surestimer le volume gazeux thoracique (voir § 2.1.6) [47, 57-60, 64-68].

Le volume gazeux thoracique peut se mesurer à tout niveau de volume pulmonaire : ce niveau doit être précisé (par exemple, la CRF). Pour mesurer la CPT, une solution consiste à ajouter au VGT le volume à inspirer pour aboutir à la capacité pulmonaire totale ; de même, on peut mesurer le VR en soustrayant du VGT le volume à expirer pour atteindre le volume résiduel. Dans les deux cas, la manœuvre inspiratoire ou expiratoire doit être exécutée immédiatement après la mesure du VGT.

2.1.10 Intérêt clinique

L'intérêt de la CV est bien établi, aussi bien chez le sujet sain que chez le sujet malade. Cependant, les renseignements fournis par la CV sont parfois ambigus et il faut recourir à d'autres paramètres pour obtenir des données cliniques pertinentes. Ainsi, la seule spirométrie ne permet pas d'affirmer la coexistence de syndromes obstructif et restrictif ; le diagnostic de syndrome ventilatoire mixte ne peut se fonder que sur la diminution simultanée de la CPT et du rapport VEMS/CV. Cependant, en cas de limitation des débits et d'emphysème, la CPT n'est pas très sensible aux processus habituellement en cause dans les syndromes restrictifs, comme la lobectomie [72] ou une alvéolite fibrosante cryptogénétique [73].

La diminution du VR est souvent la seule anomalie physiologique [74] observée en cas de problèmes concernant la paroi thoracique (déformations squelettiques, fibrothorax) ou de maladies parenchymateuses (insuffisance cardiaque, sarcoïdose, infections). La mesure du VR est également utile pour l'étude des interactions entre tabagisme et pathologie pulmonaire interstitielle. Dans la sarcoïdose parenchymateuse, le VR et la CRF sont plus faibles chez les fumeurs et ex-fumeurs que chez les non-fumeurs [75], alors que dans la fibrose pulmonaire idiopathique le VR est plus élevé chez les fumeurs [76] ; dans ces études, il n'y avait pas de différences entre groupes en ce qui concerne la CV et le VEMS. On observe des augmentations du VR sans modification du VEMS et du rapport VEMS/CV chez des patients à risque de broncho-pneumopathie chronique obstructive, comme les femmes d'âge moyen et atteintes d'une forme hétérozygote de déficit en alpha1-antitrypsine [77]. Une légère augmentation du VR est l'anomalie fonctionnelle la plus fréquente après un épisode de pneumothorax spontané idiopathique chez le sujet jeune [78], chez qui la tomographie révèle un emphysème centrolobulaire des sommets [79]. Chez des fumeurs d'âge moyen exempts de pathologie respiratoire, des études longitudinales sur une durée moyenne de 3,5 ans ont montré que l'augmentation du VR et de la CPT étaient

des anomalies plus constantes que la diminution de la CV ou du VEMS [80].

La mesure de la CRF, sans données sur le VR et la CPT, est intéressante dans les pathologies pariétales. La CRF et le VRE sont très abaissés dans l'obésité pathologique, alors même que la CV et le VEMS sont encore dans les limites de la normale [40]. Dans le syndrome des apnées du sommeil, lorsque la CV, le VR et la CPT sont normaux, la variation de la CRF et du VR lors du passage de la position assise à la position couchée permet de prédire le niveau de l'hypoxémie nocturne [81]. Dans d'autres situations, la CRF et le VR sont normaux alors qu'il existe une diminution sévère de la CV et de la CPT, comme par exemple après correction chirurgicale d'un thorax en entonnoir [82]. Ces exemples illustrent la complexité des interactions entre poumon et paroi thoracique [83], et soulignent la nécessité de compléter les données spirométriques par la mesure de plusieurs autres paramètres.

Par ailleurs, la mesure de la CPT par plusieurs techniques chez le même patient donne accès à des informations utiles. Chez les sujets sains, la mesure par la technique de dilution de l'hélium en inspiration unique (voir § 3.7.2) donne pour la CPT une valeur sensiblement plus faible (environ 83 %) que par la technique de réinspiration [71, 84, 85]. La différence peut devenir plus importante dans l'asthme, même aux périodes où il n'est pas décelé de limitation du débit, ce qui témoigne d'une hétérogénéité anormale de la distribution de la ventilation. Par ailleurs, le volume gazeux piégé (§ 3.8.7) est un élément intéressant à connaître dans l'emphysème bulleux lorsqu'on envisage une correction chirurgicale [86, 87].

2.2 EXPIRATION FORCÉE

2.2.1 Capacité vitale forcée

La capacité vitale forcée (CVF) est le volume de gaz exhalé au cours d'une expiration effectuée aussi fort et aussi complètement que possible en partant de la position d'inspiration complète (fig. 1, 2 et 4). Il faut distinguer la CVF de la CV en expiration lente et de la CV inspiratoire, l'accent n'étant mis au cours de ces deux dernières mesures que sur le caractère complet de la manœuvre et non sur sa vitesse. On peut sous-estimer la CVF si on ne laisse pas au sujet un temps suffisant pour vider ses poumons à bas volume, c'est-à-dire au stade où le débit expiratoire est déterminé par le mécanisme limiteur de débit [1, 2].

2.2.2 Débits expiratoires maximaux moyens

Le volume expiratoire maximal à la première seconde (VEMS) (ou volume expiratoire forcé en 1 s, FEV1 des Anglo-saxons) est le volume expiré en une seconde à partir du début de la manœuvre de capacité vitale forcée. C'est une grandeur très largement utilisée et reproductible ; l'écart type de mesures répétées chez des sujets sains varie de 60 ml à 270 ml selon les études, la moyenne pondérée s'établissant à 183 ml (calcul effectué sur les données de la revue de la référence [33]). Le VEMS peut être normalisé en fonction de la capacité vitale, on le note alors VEMS % (VEMS % CV,

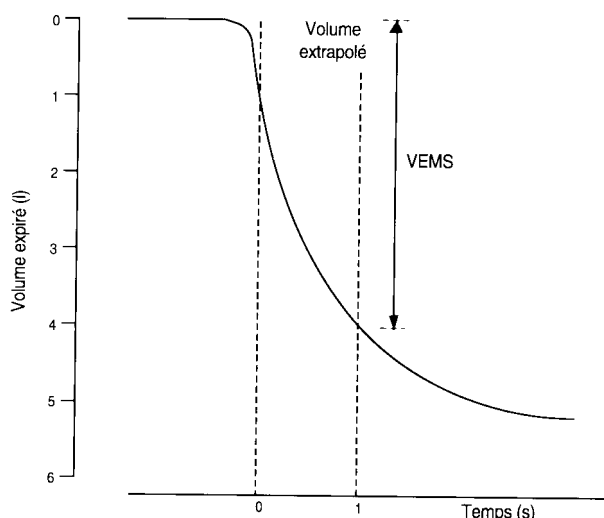


FIG. 4. — Détermination du débit de l'expiration forcée par extrapolation sur une courbe volume-temps.

préciser la CV utilisée). En utilisant au dénominateur la capacité vitale inspiratoire, expiratoire lente, ou en deux temps, on obtient un index plus sensible de l'obstruction : avec la CVI, le rapport est appelé rapport de Tiffeneau [88].

Le débit expiratoire maximal médian (DEMM, DEM_{25-75}), ou débit forcé moyen en milieu d'expiration est le débit moyen réalisé sur la moitié médiane de la CVF (de 25 à 75 %) pendant une manœuvre d'expiration forcée [89]. C'est une grandeur très utilisée, qui a une bonne sensibilité pour détecter les obstructions minimales, mais l'interprétation est difficile lorsque la capacité vitale est anormale. Ce n'est pas une mesure à effectuer pour évaluer les modifications de l'obstruction, par exemple après inhalation d'un bronchodilatateur (§ 4.1).

Le débit expiratoire forcé en fin d'expiration (DEF_{75-85}) est le débit moyen réalisé entre 75 % et 85 % de la CVF au cours d'une manœuvre d'expiration forcée. Cette grandeur est peu reproductible et peu utilisée. D'autres grandeurs ont été proposées ; ils sont peu reproductibles et ne paraissent pas apporter d'informations supplémentaires.

2.2.3 Débits expiratoires maximaux instantanés

Le débit expiratoire de pointe (DEP) est le débit instantané maximal réalisé au cours d'une manœuvre d'expiration forcée exécutée à partir de la position d'inspiration complète. Chez les sujets sains, cette grandeur reflète le calibre des voies aériennes « centrales » et la force exercée par les muscles expiratoires. Le DEP est très utilisé dans le suivi des syndromes obstructifs variables, où il est notablement influencé par le calibre des voies aériennes périphériques. Le DEP est dépendant de l'effort. Les résultats dépendent de la manière dont on définit le débit de pointe, et notamment de la durée pendant laquelle il doit persister ; en outre, les résultats obtenus avec des appareils différents ne sont pas toujours comparables. D'autres travaux sont donc nécessaires [90].

Un groupe de travail de l'EUROPEAN RESPIRATORY SOCIETY doit émettre d'ici peu des recommandations concernant le débit expiratoire de pointe, et le présent article n'en traitera donc pas en détail.

Le débit expiratoire maximal à un volume pulmonaire donné ($V'_{max, x \% CV}$, $DEM_{x \% V}$) est le débit expiratoire réalisé à ce volume au cours d'une manœuvre d'expiration forcée partant de la CPT [91]. Les variations du volume pulmonaire sont mesurées à la bouche ou en pléthysmographie corporelle totale (variation du volume gazeux thoracique). Les deux méthodes peuvent donner des résultats nettement différents, car la première ne tient pas compte de la réduction du volume pulmonaire due à la compression du gaz alvéolaire au cours de l'expiration forcée. Cette réduction du volume entraîne une diminution de la pression de rétraction élastique du poumon et donc du calibre des voies aériennes intrapulmonaires (§ 1.2.2). En pratique, le débit est mesuré à un volume défini de l'une des manières suivantes :

a) Celui obtenu lorsqu'il reste à expirer un pourcentage donné de la CVF (par exemple, $DEM_{25 \% CVF}$, $V'_{max, 25 \% CVF}$). Le débit a également été exprimé en fonction de la proportion expirée de la CVF (par exemple $DEF_{75 \% CVF}$). Ces grandeurs sont complémentaires, ce qui conduit à des confusions ; il est donc recommandé de n'utiliser que $DEM_{25 \% CVF}$.

b) Celui obtenu à un pourcentage donné de la capacité pulmonaire totale théorique ou réelle (par exemple $DEM_{60 \% CPT}$ ou $DEM_{60 \% CPT th}$).

On exprime le résultat soit sous forme d'un débit ($l \cdot s^{-1}$) à comparer à la valeur théorique, soit en le divisant par un volume pulmonaire réel ou théorique (CVF ou CPT). Il est recommandé d'utiliser la première solution.

Les débits expiratoires forcés à 50 % ou 25 % de la CVF sont très utilisés. Mais ces mesures ne sont qu'assez peu reproductibles [92] et sont souvent sujettes à des erreurs instrumentales, ce qui contribue aux différences entre valeurs absolues d'un laboratoire à l'autre. En outre, l'interprétation est difficile si la capacité vitale est anormale, et le $DEM_{25 \% CVF}$ peut être considérablement surestimé si l'effort expiratoire n'est pas mené à son terme. Dans des groupes de sujets sains, les résultats sont mal prédits par des équations de régression linéaire multiple prenant en compte la taille et l'âge. Ces grandeurs n'ont donc pas encore répondu aux espoirs qu'elles ont initialement suscités.

2.2.4 Temps d'expiration forcée

Le temps d'expiration forcée (TEF_b) est le temps nécessaire à l'expiration d'une fraction donnée b de la CVF ; par exemple, le $TEF_{95 \% CVF}$ est le temps nécessaire pour expirer les premiers 95 % de la CVF. Ce test est rarement utilisé.

La constante de temps du segment d'amont des voies aériennes intrathoraciques est l'inverse de la pente de la courbe débit-volume sur un intervalle donné [93]. On considère que cette grandeur reflète la compliance des voies aériennes au « point d'étranglement » (choke point) [94]. Cette grandeur est probablement d'un intérêt limité.

Le temps de transit moyen est le temps moyen qu'il faut aux molécules gazeuses pour quitter le poumon au cours de la manœuvre d'expiration forcée. On le détermine par analyse des moments de la courbe volume-temps, considérée comme une distribution cumulée de temps de transit ; cette analyse fournit également l'écart type des temps de transit et un index de distorsion de leur distribution (à partir des moments de deuxième et de troisième ordre, respectivement) [95]. Cette technique a l'intérêt d'avoir un haut rapport signal-bruit et d'être indépendante du volume pulmonaire ; mais la méthodologie n'est pas encore totalement standardisée [96, 97] et d'autres informations sont nécessaires pour juger pleinement de son utilité.

2.3 INSPIRATION FORCÉE

La manœuvre d'inspiration forcée est utilisée pour déceler une obstruction siégeant dans les voies aériennes extrathoraciques [98] par exemple au niveau du larynx ou de la trachée. Elle est souvent considérée comme désagréable et on ne la pratique donc que rarement dans d'autres circonstances. Cependant, elle peut être utile pour distinguer, parmi les limitations du débit expiratoire, celles qui sont dues à une obstruction des voies aériennes de celles attribuables uniquement à la faiblesse de la rétraction élastique du poumon emphysémateux ; dans ce dernier cas, les débits inspiratoires ne doivent pas être beaucoup affectés [99]. Les tests portant sur l'inspiration imposent des précautions d'hygiène plus strictes encore que celles qui n'impliquent que des manœuvres expiratoires.

Les débits inspiratoires sont également utiles pour distinguer entre les obstructions intrathoraciques et extrathoraciques ; ainsi, un rapport $DEM_{50\% CVF}/DIM_{50\% CVF} > 1$, mais également un rapport $VEMS (ml)/DEP (l \cdot min^{-1}) > 10,0$ et un rapport $VEMS/VEM_{0,5}$ au moins égal à 1,5 sont autant de signes compatibles avec une obstruction des voies aériennes hautes [100-103] ; ces valeurs doivent s'accompagner d'un plateau reproductible du débit inspiratoire.

2.3.1 Capacité vitale en inspiration forcée

La capacité vitale en inspiration forcée (CVIF) est le volume maximal d'air qu'il est possible d'inhaler au cours d'une inspiration forcée à partir de la position d'expiration complète [104].

2.3.2 Volume inspiratoire maximal à la première seconde

Le volume inspiratoire maximal à un temps donné est le volume d'air inhalé au bout de ce temps au cours d'une manœuvre d'inspiration forcée : au bout d'une seconde, c'est le VIMS. Cette grandeur a l'intérêt d'être relativement indépendante de la rétraction élastique du poumon, de sorte que l'association d'un VIMS normal et d'un VEMS abaissé peut être considérée comme témoignant d'une diminution de l'élasticité pulmonaire.

2.3.3 Débit inspiratoire maximal

Le débit inspiratoire maximal ($DIM_x \% CVIF$) est le débit maximal observé lorsque le sujet a inhalé $x \%$ de la CVIF.

2.3.4 Débit inspiratoire de pointe

Le débit inspiratoire de pointe (DIP) est le débit instantané maximal atteint au cours d'une manœuvre de CVIF.

2.4 VENTILATION MAXIMALE VOLONTAIRE

La capacité ventilatoire maximale (CVM) est le volume gazeux expiré par minute au cours d'une ventilation maximale ; la ventilation peut être volontaire ou provoquée par l'exercice ou par une stimulation par le gaz carbonique. La ventilation maximale volontaire (VMM_P) se mesure au cours d'une manœuvre de ventilation forcée volontaire. Le test se pratique en général sur une durée de 15 s, sauf dans l'étude de la ventilation maximale volontaire prolongée, où il peut se prolonger jusqu'à 4 minutes. Dans ce dernier cas, le gaz inspiré doit contenir du gaz carbonique de manière à éviter la survenue d'une hypocapnie. La fréquence ventilatoire (f) doit être précisée ; ainsi, la VMM_{30} est la VMM obtenue à une fréquence de 30 cycles par minute. L'examen peut provoquer une fatigue des muscles respiratoires, qui peut être prévenue dans certains cas par entraînement physique. La VMM est de plus en plus remplacée par le VEMS, car les deux mesures sont fortement corrélées sauf en cas de ventilation contre une résistance. La VMM représente toujours un aspect fonctionnel important du poumon, du fait de sa relation avec la ventilation maximale à l'exercice. En général, la ventilation maximale à l'exercice est inférieure à la VMM, mais elle peut lui être supérieure en cas d'obstruction sévère.

3 Méthodes

3.1 INTRODUCTION

Les variations du volume pulmonaire se mesurent en général à la bouche, de préférence à l'aide d'un spiromètre ou avec un pneumotachographe et un intégrateur, mais d'autres techniques (anémomètre à turbine, anémomètre à fil chaud) se répandent. Une autre solution consiste à mesurer les variations de volume à la surface du corps, au moyen d'un pléthysmographe corporel total, qui tient compte des variations de volume dues à la dilatation ou à la compression des gaz [105]. Ces méthodes conviennent à la mesure de la capacité vitale et de ses subdivisions. Pour les volumes pulmonaires incluant le volume résiduel, on dispose des méthodes de dilution gazeuse, de la pléthysmographie corporelle totale, et des méthodes radiographiques.

Pour assurer une bonne exactitude et permettre la comparaison des mesures d'un laboratoire à l'autre et dans les études longitudinales, il est impératif de normaliser les mesures et les techniques, et donc notamment d'étalonner souvent les matériels. Pour faciliter le contrôle de qualité, il est souhaitable que le tracé des manœuvres ventilatoires soit enregistré et/ou affiché.

3.2 VARIABILITÉ DES MESURES

Les instruments utilisés pour la mesure des grandeurs de la fonction ventilatoire doivent répondre aux critères d'exacti-

tude définis au § 6.4. Le personnel de laboratoire chargé des manipulations doit être formé à l'utilisation des matériels et familiarisé avec leur mise en œuvre, de manière à permettre une détection et une correction rapides des problèmes éventuels.

3.2.1 Exactitude et précision

Les mesures sont sujettes à deux types d'erreurs. L'erreur d'exactitude est l'écart entre la moyenne des mesures et la grandeur réelle. Par exemple, si l'on délivre exactement 3 litres à un spiromètre et que celui-ci mesure successivement des valeurs de 2,90, 2,834, 2,801, 2,874 et 2,890 (moyenne 2,860), le spiromètre est inexact parce que les valeurs qu'il fournit sont systématiquement trop faibles de près de 5%. L'erreur de précision, qui caractérise la reproductibilité, est la dispersion de mesures successives autour de la moyenne. Dans le cas de mesures multiples, cette quantité est représentée par l'écart type (ET), qui se calcule de la manière suivante. Soient $X_1 \dots X_n$ les valeurs de n mesures d'une même quantité. La moyenne (\bar{x}) est le quotient de la somme de toutes les valeurs (ΣX) par le nombre d'observations :

$$\bar{x} = \Sigma X/n$$

La différence entre la valeur de chaque observation et la valeur moyenne est l'écart à la moyenne. L'écart type est la racine carrée de la somme des carrés des écarts divisée par le nombre des observations, n (ou, pour les petits nombres, $n-1$) :

$$ET = \sqrt{\frac{\Sigma \text{écarts}^2}{(n-1)}}$$

Dans l'exemple ci-dessus, la moyenne est de 2,860 litres et l'écart type de 0,041 litre. Autrement dit, la mesure s'écarte en moyenne de 140 ml de la valeur réelle et l'écart type pour 5 mesures est de 41 ml. L'étalonnage de l'instrument, c'est-à-dire le contrôle des mesures qu'il fournit pour une grandeur connue, permet de corriger l'erreur d'exactitude. Dans l'exemple précédent, et à condition que l'inexactitude soit proportionnelle à la grandeur mesurée, on améliorerait considérablement l'exactitude des mesures en multipliant toutes les valeurs par $3/2,860 = 1,049$ (facteur d'étalonnage). Mais cela ne changerait rien à la précision, que l'on peut exprimer ici par le coefficient de variation ($100 \cdot ET / \bar{x}$). Si l'instrument n'est pas précis mais par ailleurs exact, on peut améliorer l'estimation de la valeur réelle en répétant les mesures et en prenant la moyenne des résultats obtenus. Cependant, dans les mesures de la CVF, du VEMS, de la CVI et du DEP, il est recommandé de retenir la plus élevée des valeurs obtenues et non la moyenne de plusieurs mesures. Cette contrainte impose à l'évidence de mettre tout en œuvre pour obtenir des résultats dont la précision soit la meilleure possible.

3.2.2 Causes de variabilité

Aux erreurs instrumentales précédentes viennent s'ajouter la variabilité biologique et les erreurs attribuables à l'observateur. La variabilité biologique est indépendante des erreurs dues à l'instrument ou à l'opérateur. Chez les sujets sains, cette variabilité peut être liée à l'heure du jour, et on parle alors souvent de variations diurnes, ou à l'exposition à la

fumée de tabac ou à d'autres stimulus chimiques ou physiques ; par ailleurs, le système ventilatoire peut être affecté par les manœuvres nécessaires à la mesure ; ainsi, l'inspiration profonde peut provoquer une bronchodilatation et modifier les propriétés élastiques du poumon. Chez un même sujet, les volumes pulmonaires et débits ventilatoires peuvent varier sous l'effet des variations de l'activité d'un processus pathologique (infection, exposition à des polluants ou allergènes professionnels), de tests de provocation, de l'exercice ou de l'exposition au brouillard, à l'air froid, à la fumée de tabac, ou à des polluants d'environnement en cas d'hyperréactivité bronchique ; bien évidemment, la fonction ventilatoire est également influencée par les médicaments agissant sur le calibre des voies respiratoires. Les erreurs dues à l'observateur peuvent être d'ordre technique, comme par exemple les différences de méthode de lecture des courbes, de méthode de calcul, de traitement ou de transfert des données, mais elles peuvent également tenir à des différences portant sur le contact avec les sujets et sur les instructions qui leur sont données.

3.2.3 Réduire la variabilité

Le contrôle de qualité a pour objectif d'assurer la meilleure exactitude et la meilleure précision possibles. Pour réduire la variabilité biologique, on accordera toute l'importance nécessaire à l'heure du test et aux conditions dans lesquelles il est effectué (par exemple en ce qui concerne l'environnement). En ce qui concerne la variabilité de la mesure, il faut étalonner l'instrument fréquemment, l'entretenir, l'utiliser correctement, mais aussi donner aux sujets testés les instructions nécessaires, et disposer d'un personnel bien formé et capable de conduire les opérations de manière professionnelle et conformément à un protocole standardisé.

3.3 CORRECTION AUX CONDITIONS BTPS

Tous les volumes gazeux doivent être mesurés dans les conditions qui règnent dans le poumon, où le gaz est à la température et à la pression corporelles et saturé de vapeur d'eau (ce sont les conditions dites BTPS, pour *body temperature and pressure, saturated*). Ils ne doivent pas être exprimés dans les conditions régnant dans l'appareillage (conditions dites ATP, pour *ambient temperature and pressure*, ou ATPS lorsque le gaz est saturé de vapeur d'eau). Nous allons voir ici les corrections nécessaires pour passer d'une situation à l'autre en spirométrie. En pneumotachographie, les corrections sont plus complexes : il est difficile de connaître l'état exact du gaz, qui dépend du chauffage de l'appareil, de son éloignement par rapport à la bouche, et de la phase du cycle (inspiration ou expiration) ; les choses se compliquent encore du fait que le gain de l'appareil varie avec la température du gaz. Les corrections nécessaires pour ce type de mesures sont traitées dans l'annexe A. Les valeurs spirométriques mesurées à des températures et pressions de vapeur d'eau différentes de celles régnant dans le poumon

TABLEAU III. — Relation entre la pression saturante de vapeur d'eau et la température Celsius, et facteur de correction aux conditions BTPS au niveau de la mer.

Température (°C)	Pression de vapeur d'eau (kPa)	Facteur de correction	
		gaz saturé	saturation 50 %
16	1,817	1,123	1,133
17	1,937	1,118	1,129
18	2,063	1,113	1,124
19	2,196	1,107	1,120
20	2,337	1,102	1,115
21	2,487	1,097	1,111
22	2,643	1,091	1,106
23	2,809	1,086	1,101
24	2,984	1,080	1,097
25	3,169	1,074	1,092
26	3,361	1,069	1,087
27	3,565	1,063	1,082
28	3,780	1,057	1,078
29	4,005	1,051	1,073
30	4,244	1,045	1,068
31	4,493	1,039	1,063
32	4,756	1,033	1,058
33	5,031	1,026	1,053
34	5,320	1,020	1,048
35	5,624	1,013	1,043
36	5,943	1,007	1,038
37	6,277	1,000	1,033

* Saturation du gaz « ambiant ».

seront converties en conditions BTPS par la formule suivante :

$$V_{\text{BTPS}} = V_{\text{ATP}} \cdot 310,2 \cdot (P_{\text{B}} - P_{\text{H}_2\text{O}}) / [(273,2 + t) \cdot (P_{\text{B}} - 6,3)]$$

où t = température ambiante (°C), P_{B} = pression barométrique (kPa) et $P_{\text{H}_2\text{O}}$ = pression ambiante de vapeur d'eau (kPa). Noter que le terme « ambiant » se rapporte à la température et à la saturation du gaz inspiré ou à celles atteintes par le gaz expiré dans un instrument ; il peut s'agir des conditions régnant dans la pièce, mais dans toutes les autres circonstances il s'agit de la température et de la saturation du gaz inhalé à partir d'un appareil (spiromètre, par exemple) ou exhalé dans celui-ci.

Le *tableau III* présente la relation entre la température et la pression de vapeur d'eau ($P_{\text{H}_2\text{O}}$) d'un gaz totalement saturé. Entre 16 et 37 °C, cette relation est donnée par la formule approchée suivante :

$$P_{\text{H}_2\text{O}} = 1,63 - 0,071 \cdot t + 0,0053 \cdot t^2 \text{ (kPa)}$$

Au niveau de la mer, on peut prendre pour la pression barométrique une valeur de 101,3 kPa, mais la valeur réelle peut s'écarter notablement de ce chiffre en cas de tempête. Lorsque les conditions atmosphériques sont stables, au

niveau de la mer, les facteurs de conversion permettant de passer aux conditions BTPS à partir d'un volume mesuré en conditions ATPS sont indiqués par le *tableau III*. Tout spiromètre devrait être équipé d'un thermomètre (voir § 3.5.1.6). Noter que si le gaz aux conditions « ambiantes » n'est pas totalement saturé de vapeur d'eau, c'est la $P_{\text{H}_2\text{O}}$ réelle et non celle du *tableau III* qui doit figurer dans l'équation ci-dessus. Il arrive que l'on ne puisse pas mesurer la pression de vapeur d'eau ambiante. En général, il est alors raisonnable de retenir une saturation de 50 % ; on trouvera dans le *tableau III* les facteurs de conversion à utiliser dans ce cas pour passer aux conditions BTPS.

En pratique, le gaz délivré à un spiromètre à déplacement de volume et à ses tubes n'atteint pas immédiatement une température stable [106-108] ; lorsqu'on travaille à 3 °C, l'erreur sur le VEMS est comprise entre 7,7 et 14 % malgré la correction aux conditions BTPS. Il est recommandé de faire en sorte que la température dans le spiromètre ne soit pas inférieure à 17 °C et ne dépasse pas 40 °C [109].

3.4 ORGANISATION DES MESURES

3.4.1 Généralités

Le sujet doit être au repos depuis 15 minutes au moment du test. La manœuvre à effectuer doit lui être décrite avec soin, en insistant sur le fait qu'il est indispensable d'éviter les fuites autour de l'embout buccal et, lorsque c'est nécessaire pour l'examen, en lui expliquant qu'il faudra exécuter des efforts inspiratoires et expiratoires maximaux ; l'effort expiratoire doit être poursuivi jusqu'à expiration complète. Lorsque le sujet est inexpérimenté, l'opérateur, dont il est souhaitable d'avoir validé le savoir-faire face à un opérateur expérimenté, fera une démonstration de la manœuvre avec un embout buccal isolé, et demandera au sujet de faire deux essais, qui seront enregistrés.

Lorsqu'on utilise un spiromètre sans compensation gazeuse, un rinçage de l'appareil à l'air après deux manœuvres de capacité vitale permet d'éviter l'hypoxie et l'hypercapnie. Pendant ce rinçage, on libère le sujet de l'embout buccal.

Si le spiromètre est doté d'un système d'absorption du CO₂ mais sans apport d'oxygène, la mesure de la capacité vitale sera légèrement sous-estimée (d'environ 2 à 3 %).

Un pince-nez est indispensable pour toutes les mesures faites en ventilation normale et pendant l'épreuve de ventilation maximale volontaire. Bien qu'il soit difficile d'expirer (partiellement) par le nez au cours de la manœuvre d'expiration forcée, le pince-nez est néanmoins recommandé ; il est impératif si le temps d'expiration forcée est très long. Il doit également être utilisé chez les enfants et même en cas de « nez bouché ». Les dentiers, sauf s'ils sont très mal adaptés et risquent de se détacher et d'obstruer le passage de l'air, doivent être laissés en place ; sinon, les lèvres et les joues perdent leurs points d'appui, ce qui favorise les fuites. L'embout buccal doit être inséré entre les dents et maintenu par les lèvres. L'utilisation d'embouts jetables permet d'éviter des désinfections fastidieuses.

3.4.2 Position

Le sujet doit être assis, le dos droit. En effet, les subdivisions des volumes pulmonaires sont très sensibles à la position (plus faibles en position couchée qu'en position assise ou debout) [110-112]. La capacité vitale est en moyenne de 70 ml plus faible en position assise que debout chez les sujets d'âge moyen [113] mais pas chez les jeunes [114] ; en cas de paralysie diaphragmatique, elle peut chuter notablement lors du passage de la position assise à la position couché [115].

Pendant les manœuvres ventilatoires, le thorax doit avoir une complète liberté de mouvement et il faut donc desserrer les vêtements ajustés. La pratique consistant à se pencher en avant au fur et à mesure que l'on approche du volume résiduel en expiration forcée est à éviter, car elle entraîne une compression trachéale et favorise un passage de salive dans l'embout buccal. La meilleure position s'obtient avec un tabouret réglable et une pièce buccale rigide, ou en montant l'embout buccal sur un tube flexible que l'on réglera en fonction du sujet de manière à éviter que la tête se penche pendant les mesures.

3.4.3 Histoire du volume

Dans les épreuves où l'on mesure les débits expiratoires forcés et le VEMS, il est important de standardiser l'histoire volumique du poumon, c'est-à-dire d'assurer une transition en douceur entre l'inspiration jusqu'à la CPT et l'expiration forcée qui suit, de préférence en instaurant une pause d'environ 2 s à la CPT ou à son approche. Cela est nécessaire car les effets de la manœuvre inspiratoire sur l'hystérésis des bronches et du poumon sont différents ; en outre, la relaxation des éléments visco-élastiques du poumon est fonction du temps, de sorte que les débits expiratoires sont plus élevés si l'expiration forcée est pratiquée immédiatement après l'étirement du poumon que si l'on ménage une petite pause télé-inspiratoire [116, 117] ; cette dernière solution est d'ailleurs la plus facile à obtenir de la majorité des sujets. Ces phénomènes provoquent une bronchodilatation chez les sujets sains [118-123] sauf après administration d'un bronchodilatateur. Chez les asthmatiques, on a observé des effets bronchoconstricteurs [121, 124-131] aussi bien que bronchodilatateurs [127-132] ; après bronchoconstriction provoquée, l'inspiration profonde déclenche en général une réponse bronchodilatatrice chez les asthmatiques [125, 129, 131-138]. Ce type d'effets ne s'observe pas dans les bronchopneumopathies chroniques obstructives [119]. Pour éviter ces effets bronchoconstricteurs ou bronchodilatateurs, on peut travailler sur des courbes débit-volume expiratoires partielles (PEFV), où l'expiration forcée démarre à partir de la position de fin d'inspiration normale [121, 139].

3.4.4 Dépendance à l'effort des débits expiratoires maximaux

La manœuvre d'expiration forcée entraîne une compression du gaz alvéolaire ; de ce fait, il y a diminution du volume pulmonaire et par conséquent de la pression de rétraction élastique du poumon (laquelle est l'un des déterminants du débit expiratoire maximal). La compression est

TABLEAU IV. — Erreurs courantes au cours d'une manœuvre ventilatoire forcée.

-
- Inspiration incomplète
 - Connexion à l'embout buccal avant la fin de l'expiration
 - Fuite entre les lèvres et l'embout buccal
 - « Pursing » des lèvres
 - Serrement des dents
 - Expiration à effort non maximal et n'allant pas jusqu'au volume résiduel
 - Toux ou inspiration prématurée
-

donc responsable d'une diminution de la vitesse de vidange des poumons, le phénomène étant particulièrement marqué chez les sujets obstructifs (§ 1.2.2). En revanche, si l'effort n'est pas maximal, la compression du gaz alvéolaire est moindre et la plupart des grandeurs dérivées du débit expiratoire forcé peuvent alors prendre des valeurs anormalement élevées et non représentatives de la réalité. Les principales exceptions à ces anomalies sont le débit expiratoire de pointe et le $DEM_{75\% C_{VF}}$, qui sont dépendants de l'effort. Il est rare que les expirations forcées à effort inframaximal soient exactement reproductibles. C'est pour cette raison, et également pour réduire l'effet des variations d'une manœuvre à l'autre, que l'on demande en général au sujet trois expirations forcées bien réalisées à effort maximal (tableau IV).

3.4.5 Nombre nécessaire de manœuvres de capacité vitale forcée

Chaque sujet exécute au minimum trois expirations. Lorsqu'une manœuvre est mal exécutée, elle doit être répétée ; si l'on n'a pas obtenu un jeu d'expirations forcées satisfaisantes au bout de huit essais, il vaut mieux s'en tenir là car les résultats n'auront pas grande valeur [140]. L'incontinence d'effort chez les sujets âgés constitué probablement un problème sous-estimé, responsable de manœuvres inframaximales dans les manœuvres entraînant une augmentation de la pression intra-abdominale, comme celles nécessaires à la mesure du VEMS ou de la CVF.

3.4.6 Manœuvres de capacité vitale forcée acceptables

Pour obtenir des tracés acceptables, le sujet doit se conformer à toutes les instructions, les efforts inspiratoires doivent atteindre la capacité pulmonaire totale et les efforts expiratoires doivent être poursuivis jusqu'au volume résiduel. Les manœuvres d'inspiration et d'expiration forcées doivent être exécutées à effort maximal et sans hésitation, pour obtenir des tracés sans cassures. Les courbes irrégulières peuvent être dues à l'obstruction de l'embout buccal par la langue, à la toux, à des fuites, à des pauses, et à des dentiers mal assujettis (tableau IV).

3.4.7 Mesures itératives

La fonction ventilatoire subit des variations nyctémérales, et lorsqu'on prévoit des mesures itératives l'idéal serait

donc de les faire toujours à la même heure du jour. Idéalement, le sujet ne devrait pas avoir fumé dans l'heure précédant l'examen, et celui-ci ne devrait pas être effectué peu après un repas. Il faut noter la date, l'heure et la pression barométrique (en altitude) ; au niveau de la mer, la pression varie peu par rapport à la normale, sauf en cas de tempête. Il est également utile de noter le type des médicaments pris récemment, avec l'heure de la prise, et de mentionner la compréhension des instructions par le patient et sa coopération, sans oublier les réactions indésirables comme la toux.

Lorsqu'on effectue un suivi par des mesures itératives, il est souhaitable que l'examen soit pratiqué à chaque fois dans des circonstances similaires (heure, saison, appareillage) et toujours sous le contrôle d'un opérateur expérimenté.

3.4.8 Chronométrage de la manœuvre de capacité vitale forcée

Lorsqu'on mesure des volumes chronométrés, comme le VEMS ou le VIMS, l'instant de début de la manœuvre ventilatoire forcée s'obtient par rétropolation de la partie la plus pentue de la courbe volume-temps (dV/dt) jusqu'au niveau du volume de départ [141-143], comme indiqué par la *figure 4*. Pour qu'un tracé soit acceptable, l'extrapolation en volume ne doit pas dépasser 100 ml ou 5 % de la CVF (on retiendra la plus grande de ces deux valeurs) [109]. Dans ces manœuvres, et lorsqu'on mesure les temps d'inspiration ou d'expiration forcée, on peut également définir l'instant de début comme celui où le débit inspiratoire ou expiratoire atteint $0,5 \text{ l}\cdot\text{s}^{-1}$, et l'instant de fin comme celui où la variation de volume en 0,5 s devient inférieure à 25 ml.

3.4.9 Valeurs à retenir

On retiendra pour la capacité vitale (CVI, CVE ou CVF) la plus élevée des valeurs obtenues au cours des trois premières manœuvres techniquement satisfaisantes, et on fera de même pour le VEMS ; la valeur retenue ne doit pas dépasser la plus proche de plus de 5 % ou 0,1 l (la plus grande de ces deux valeurs). Cependant, la manœuvre déclenche chez certains patients une bronchoconstriction, de sorte que les valeurs successives vont en diminuant ; il faut noter cette évolution et retenir la plus forte valeur de la CV et du VEMS [124, 144]. Par ailleurs, la variabilité des paramètres de la fonction ventilatoire est plus grande chez les sujets obstruifs [145] que chez les sujets sains, de sorte que les critères de reproductibilité sont moins souvent remplis par ces malades. Ces critères ne doivent donc pas servir à rejeter les valeurs obtenues chez un patient donné, mais peuvent inciter à demander au patient d'effectuer plus que le minimum des trois manœuvres techniquement acceptables. Si les critères de reproductibilité ne sont malgré tout pas remplis, le compte-rendu devra rapporter les meilleurs résultats obtenus, accompagnés d'une note signalant le problème.

Pour les grandeurs mesurées sur la courbe débit-volume, les courbes retenues doivent être de formes similaires avec un pic représentatif et non aplati. Il faut donc que l'opérateur puisse inspecter les courbes au moment même de la mesure. Lorsque le choix des courbes est confié à un ordinateur, un

critère utile est d'exiger que le DEP s'écarte de moins de 10 % de sa valeur maximale. Pour obtenir les paramètres qui se mesurent sur la courbe débit-volume, il faut disposer de trois manœuvres de CVF satisfaisantes, et on peut procéder de deux manières différentes. La première (méthode de l'enveloppe, *fig. 5*) consiste à superposer les courbes en les faisant coïncider au niveau de la capacité pulmonaire totale et à obtenir une courbe maximale composite [146] pour les débits instantanés à volume pulmonaire donné, ces volumes seront déterminés à partir de la plus forte valeur de la CVF. La seconde méthode qui donne des résultats tout aussi reproductibles [146, 147], consiste à retenir les plus hauts débits obtenus sur trois courbes de CVF techniquement satisfaisantes ; pour chaque courbe débit-volume retenue pour une telle mesure, la CVF ne doit pas s'écarter de plus de 5 % de la CVF la plus élevée. Avec la seconde méthode, la reproductibilité est encore meilleure si l'on prend la moyenne de 2 ou 3 valeurs. La pratique consistant à travailler sur 5 manœuvres satisfaisantes au lieu de 3 améliore en général un peu la reproductibilité, mais d'une manière générale cette amélioration n'est pas rentable [147]. Le Groupe de travail s'est penché sur une méthode consistant à mesurer les débits expiratoires maximaux sur la « meilleure courbe », c'est-à-dire celle ayant la plus forte somme VEMS + CVF [109, 141]. En moyenne, cette technique donne des débits peu différents de ceux obtenus par les méthodes ci-dessus, mais la reproductibilité est moins bonne [146, 147] et la technique de la « meilleure courbe » n'est donc pas recommandée.

3.5 SPIROMÉTRIE

Le spiromètre est l'instrument de choix pour la mesure de la capacité vitale et de ses subdivisions. On distingue deux grandes familles de spiromètres, selon leur principe et leurs systèmes de mesure [148], ce sont a) les spiromètres dotés d'un système de conditionnement du gaz, c'est-à-dire essentiellement de contrôle des concentrations d'oxygène et de gaz carbonique, et de moyens d'assurer un débit unidirectionnel, et b) les spiromètres conçus pour avoir de bonnes propriétés dynamiques. Ces appareils sont dits humides (comme le spiromètre classique à cloche sur eau) ou secs (spiromètres à soufflet, à piston ...).

3.5.1 Spiromètres à conditionnement du gaz

Les spiromètres dotés d'un système de conditionnement du gaz conviennent aux explorations d'une durée de quelques minutes à plusieurs heures, selon le système. Dans un système fermé, le manque d'oxygène est le premier et principal danger, surtout si la concentration de gaz carbonique est maintenue très faible.

• 3.5.1.1 Capacité

Le spiromètre doit être capable d'enregistrer en fonction du temps la totalité de la capacité vitale (et donc pouvoir se déplacer d'au moins 8 l). Plus le volume du circuit est faible, plus il faut prêter attention au conditionnement du gaz. La circulation du gaz est assurée de préférence au moyen d'une

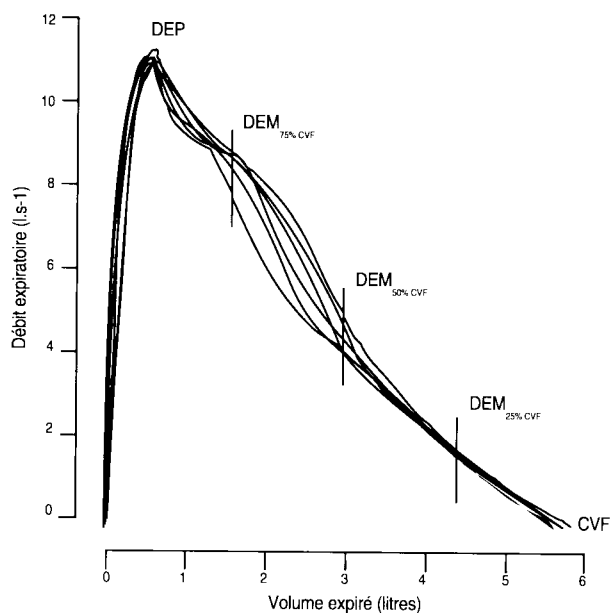


FIG. 5. — Dans la « méthode de l'enveloppe », on obtient une courbe composite en superposant à la capacité pulmonaire totale plusieurs courbes débit volume en expiration forcée. On retient à chaque pourcentage de la plus grande capacité vitale le débit le plus élevé. Noter que la variabilité des débits maximaux observée ici peut être due au fait que la flexion du cou n'était pas la même au cours de chaque manœuvre de CVF.

pompe de débit au moins égal à 10 fois le volume du spiromètre par minute ou éventuellement au moyen de valves unidirectionnelles à faible résistance. Le débit recommandé se justifie de la manière suivante. Dans un spiromètre sans soupape, un débit de 3 l.s^{-1} suffit à prévenir la réinspiration de gaz expiré sauf au cours des tests de ventilation maximale volontaire. En outre, ce débit assure un mélange gazeux rapide dans l'enceinte du spiromètre. Au temps t , la concentration c d'une substance que l'on fait se mélanger dans un volume gazeux est donnée approximativement par la formule

$$c_t = E \cdot (n \cdot V)^{-1} \cdot (1 - e^{-nt})$$

où E est la substance ajoutée en $1.\text{min}^{-1}$, V le volume (en litres) dans lequel la substance se mélange, la circulation gazeuse étant de n fois le volume V par minute. Si le volume du spiromètre est en moyenne de 6 litres, $n = 180/6 = 30$ fois par minute = $0,5$ fois par seconde. La constante de temps du mélange est $1/n = 1/30 = 2 \text{ s}$. On assure ainsi à la fois un mélange gazeux rapide et une constante de temps du même ordre de grandeur — voire meilleure — que le temps de réponse de la plupart des analyseurs d'hélium existant sur le marché.

• 3.5.1.2 Construction

Les spiromètres à cylindre allongé sont les plus simples et mécaniquement les moins vulnérables. Pour la mesure des volumes pulmonaires statiques, un bon compromis est un cylindre de 300 à 400 cm^2 de section et une masse mobile de

600 g au maximum. Les cloches à cylindre de grand diamètre (section de $2\,000$ à $3\,000 \text{ cm}^2$) ont des propriétés dynamiques considérablement meilleures à volume, poids et matériau donnés. Ce type de cloche nécessite une suspension spéciale et le signal de déplacement doit être amplifié. Certains spiromètres (« wedge spirometers ») permettent d'avoir une grande surface de section sans problèmes de suspension.

• 3.5.1.3 Connexions

Le spiromètre est relié à différentes voies :

- 1) Une arrivée d'oxygène, pour compensation de la consommation d' O_2 et stabilisation de la concentration d'oxygène dans la cloche ;
- 2) Une arrivée d'un gaz traceur (en général de l'hélium) pour mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle ;
- 3) Le sujet est en général relié à l'appareil par l'intermédiaire d'un robinet à deux voies ;
- 4) Une connexion avec le spiromètre doit être prévue pour permettre la mesure de la concentration du gaz traceur (hélium par exemple) dans la cloche.

Le gaz carbonique sera absorbé au moyen d'une cartouche de chaux sodée. La fraction de CO_2 dans le circuit doit être maintenue inférieure à $0,005$. Le tuyau reliant le patient au spiromètre doit être suffisamment rigide pour éviter des à-coups de variations de volume, comme cela peut se produire avec les tubes accordéon manipulés au cours des manœuvres ventilatoires.

• 3.5.1.4 Kymographe

La vitesse du papier doit être de 3 cm/min pour les manœuvres semi-statiques et d'au moins 120 cm/min pour la mesure des volumes et débits dynamiques.

• 3.5.1.5 Pression, fuites

La pression maximale à la bouche au cours d'une expiration forcée ne doit pas dépasser $0,6 \text{ kPa}$. La pression nécessaire pour provoquer une variation de volume ne doit pas dépasser $0,03 \text{ kPa}$. Le circuit doit être exempt de fuites. Pour contrôler l'absence de fuites, on place un poids sur la cloche de manière à faire augmenter la pression d'au moins $0,2 \text{ kPa}$: le tracé doit rester stable pendant au moins 1 minute. Cette recherche de fuites doit être effectuée au moins une fois par semaine.

• 3.5.1.6 Température

Le spiromètre doit être équipé d'un thermomètre, dont l'emplacement est important. Pour le calcul de la correction permettant de porter le gaz inspiré aux conditions BTPS, la température peut être mesurée sur la voie inspiratoire, près de l'embout buccal. Pour le gaz expiré, les choses sont plus complexes car la température peut augmenter considérablement au niveau de la chaux sodée qui absorbe du CO_2 . Dans un spiromètre à eau, on peut utiliser la température de l'eau pour corriger les volumes gazeux inspirés et expirés. Dans les spiromètres équipés d'une pompe pour circulation du gaz, un compromis acceptable consiste à mesurer la température à la sortie du spiromètre ou sous la cloche ; lorsque

l'entrée et la sortie de gaz se font au même point, c'est en ce point que la température doit être mesurée ; le site à retenir dans le spiromètre pour les corrections de température à l'expiration doit être choisi avec soin [106, 149].

• 3.5.1.7 Etalonnage

Le spiromètre et le système d'enregistrement doivent être étalonnés au moins une fois tous les trois mois, à l'aide d'une seringue étalonnée étanche de 3 litres, exacte à 25 ml près. Le déplacement doit être linéaire sur toute la gamme de volume, et l'enregistrement doit être précis à $\pm 3\%$ ou à ± 50 ml près (retenir la plus grande de ces deux valeurs) ; si l'on tient compte de l'erreur éventuelle due à la seringue étalonnée, une erreur de $\pm 3,5\%$ ou ± 70 ml (plus grande des deux valeurs) est acceptable. Une variation de volume de 25 ml doit être détectable. De même, la vitesse de l'enregistreur doit être vérifiée au moins une fois par trimestre à l'aide d'un chronomètre, et elle doit être exacte à 1 % près.

Dans les spiromètres où l'enregistrement se déclenche lorsque le gaz expiré atteint un certain volume, les caractéristiques d'accélération du moteur électrique sont essentielles. Il s'agit là d'une donnée difficile à vérifier, mais c'est possible à l'aide d'un système d'étalonnage utilisant une décompression explosive [150, 151] ou d'un appareil délivrant des débits connus avec précision [152].

3.5.2 Spiromètres pour enregistrement de manœuvres ventilatoires forcées

Pour l'enregistrement des variations rapides de volume et des débits (obtenus par dérivation analogique ou numérique du volume) au cours des manœuvres ventilatoires forcées, le spiromètre doit avoir de bonnes propriétés dynamiques. Ses caractéristiques doivent être similaires à celles des pneumotachographes décrits ci-après. Cependant, du fait que l'on utilise des dérivées, le rapport signal/bruit des spiromètres est plutôt inférieur à celui des pneumotachographes.

3.6 PNEUMOTACHOGRAPHIE

3.6.1 Appareils

Il existe de nombreux appareils de mesure des débits gazeux, dont les plus répandus sont les pneumotachographes de Lilly et de Fleisch (respectivement à grille et à tubes capillaires parallèles). Leur emploi exige un capteur de pression différentielle, un amplificateur et un intégrateur analogique ou numérique à courant continu. Les recommandations qui suivent ne concernent que ces deux types d'appareils. Dans le contexte de la mesure des volumes pulmonaires, l'accent sera mis sur les caractéristiques suivantes : linéarité, stabilité et étalonnage.

3.6.2 Linéarité

Le gain du système ne doit pas être variable en fonction du débit. Autrement dit, lorsqu'on délivre à différentes vitesses un même volume de gaz à partir d'une seringue étalonnée, le volume mesuré doit être le même. Une exactitude de 3 % ou 50 ml (plus grande des deux valeurs), soit 3, 5 % ou 70 ml

pour tenir compte de l'erreur éventuelle due à la seringue, est acceptable. Certains pneumotachographes ne sont pas linéaires et les valeurs doivent être corrigées par un système analogique ou numérique avant intégration.

3.6.3 Stabilité

Il est fréquent que la ligne de base du signal de volume soit affectée d'une « dérive ». La principale raison de ce phénomène est la dérive électrique du signal de débit, qui reste rarement constant sur une longue période de temps ; on parvient en général à remédier à ce problème en laissant chauffer l'électronique suffisamment longtemps et en assurant l'isolation thermique du capteur de pression. Par ailleurs, les gaz inspirés et expirés sont différents parce que le quotient respiratoire n'est pas égal à 1 et parce qu'en général ils n'ont ni la même température, ni la même humidité ni la même composition, tous facteurs qui influent sur la mesure du débit (voir annexe A). Enfin, il arrive que l'appareil ne donne pas le même signal pour un même débit selon qu'il passe dans un sens ou dans l'autre. La « dérive » de la ligne de base du volume est par conséquent inévitable. Si elle est faible ($< 100 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$) et constante, elle ne perturbe pas la mesure des volumes pulmonaires statiques à condition d'en tenir compte. Le chauffage du pneumotachographe réduit les variations de résistance à l'écoulement gazeux dues à la condensation et à l'évaporation de l'eau. Mais la température optimale varie en fonction du type et de la taille du pneumotachographe, du point où la température est mesurée, et de la température et de la composition des gaz inspirés et expirés (voir annexe A). Le capteur de pression doit être placé de telle manière que les sécrétions ou la condensation de vapeur d'eau dans les tubes n'en affectent pas le fonctionnement.

3.6.4 Etalonnage

L'appareil doit être étalonné en volume quotidiennement, à l'aide d'une seringue étalonnée étanche de 3 litres (voir § 3.5.1.7). Pour vérifier la linéarité, on fera passer le gaz rapidement et lentement : le volume mesuré doit être indépendant du débit. Dans les systèmes contrôlés par ordinateur, il est facile de déduire le débit de l'étalonnage en volume [153]. L'étalonnage électrique n'a pas de valeur réelle parce qu'il ne teste ni le pneumotachographe ni le capteur de pression, mais il est utile entre étalonnages physiques et en cas de panne. Un nouvel étalonnage est nécessaire après nettoyage de l'appareil. Il peut être nécessaire d'introduire un facteur de correction pour tenir compte des différences d'état physique du gaz entre le moment de l'étalonnage et celui de la mesure. Ce facteur peut être différent pour l'inspiration et pour l'expiration (voir annexe A).

Les problèmes posés par la mesure des débits et volumes à l'aide des pneumotachographes de Lilly et de Fleisch sont abordés à l'annexe A. Il est courant d'étalonner le pneumotachographe à l'air ambiant, et d'utiliser cet étalonnage sans autres corrections pour le gaz inspiré et pour le gaz expiré. Dans le cas du gaz expiré et d'un pneumotachographe chauffé à 30 °C, l'erreur peut théoriquement atteindre 5,7 % (pour plus de détails, se reporter à l'annexe A).

3.7 TECHNIQUES DE DILUTION GAZEUSE

Les techniques de dilution gazeuse servent à la mesure des volumes et capacités pulmonaires. Les techniques sont multiples, selon le traceur (un gaz inerte) utilisé, qui est soit de l'hélium inspiré soit l'azote expiré, selon que le système est fermé ou ouvert, et selon que le protocole porte sur un cycle ventilatoire unique ou sur plusieurs.

3.7.1 Technique d'équilibration à l'hélium sur cycles multiples

La plus courante des techniques de mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle, recommandée pour les mesures de routine, repose sur l'équilibration des concentrations entre le gaz pulmonaire et un volume connu d'un mélange gazeux contenant de l'hélium [148, 154, 155]. Le spiromètre doit être pourvu d'un système de circulation gazeuse, d'un système d'adsorption du gaz carbonique et de renouvellement de l'oxygène, et d'une voie de prélèvement et de réinjection du gaz à analyser. L'analyseur d'hélium est en général un appareil qui mesure la conductivité thermique. Son signal de sortie doit être linéaire jusqu'à une fraction d'hélium de 0,1, avec une résolution < 0,05 % et une exactitude de 0,1 % ; le débit gazeux à travers l'analyseur doit être constant et le plus souvent au moins égal à 200 ml.min⁻¹ pour que le temps de réponse soit satisfaisant. La réponse à 95 % (analyseur + spiromètre) à une variation en échelon de 2 % doit être obtenue en 15 s ou moins. Le circuit gazeux de l'analyseur doit contenir des absorbeurs pour dessécher le gaz et en éliminer toute trace de CO₂.

• 3.7.1.1 Procédure et calcul

Avant d'utiliser l'appareil, il convient de le laisser chauffer jusqu'à stabilité du signal de sortie ; le temps de chauffage doit être inférieur à 10 minutes. Avant toute mesure, il faut également vérifier l'activité de l'absorbeur de gaz carbonique du spiromètre et contrôler les absorbeurs de CO₂ et de vapeur d'eau du circuit de l'analyseur d'hélium : on changera les absorbeurs si nécessaire ; il faut par ailleurs contrôler le niveau d'eau dans les spiromètres à eau. La mesure du volume pulmonaire se déroule de la manière suivante :

1) Remplir un spiromètre à eau avec un peu d'oxygène, en partant du volume minimal, faire le zéro de l'analyseur d'hélium, puis ajouter de l'hélium ; dans le cas d'un spiromètre de type « rolling seal » vidé complètement, on commencera, avant ces opérations, par remplir l'instrument avec 1 litre d'air ambiant.

2) Lorsque l'indication de l'analyseur d'hélium est stable, ajouter 2 ou 3 litres d'air ambiant, de préférence avec une seringue étalonnée.

3) Lorsque l'indication de l'analyseur d'hélium s'est à nouveau stabilisée, commencer la mesure proprement dite.

Le volume minimal du circuit fermé est variable selon la quantité d'absorbeur de CO₂ et, dans un spiromètre à eau, avec le niveau d'eau ; mais la technique décrite tient compte de cette variabilité.

La première étape consiste à rincer le spiromètre à l'air ambiant, à placer la cloche à son niveau le plus bas et à

fermer le circuit. Si l'on utilise un spiromètre de type « rolling seal », on ajoute environ 1 l d'air. On ajoute ensuite de l'oxygène, jusqu'à une concentration de 25 à 30 %, puis on fait le zéro de l'analyseur d'hélium lorsque celui-ci donne une lecture stable et on note le volume ajouté. On ajoute alors de l'hélium pratiquement jusqu'à déflexion pleine échelle de l'analyseur (soit une concentration d'environ 10 %). On note la concentration initiale d'hélium, $F_{sp, He, 1}$, où F désigne soit la fraction d'hélium soit l'indication fournie par l'analyseur. Puis on ajoute (avec une seringue étalonnée) 2 ou 3 litres d'air ambiant et lorsque l'analyseur s'est stabilisé on note sa nouvelle indication ($F_{sp, He, 2}$). Soit V_{sp} le volume du spiromètre avant l'addition d'air, et V_{air} le volume d'air ajouté à la dernière étape. Alors, V_{sp} est donné par la formule :

$$V_{sp} = V_{air} \cdot F_{sp, He, 2} / (F_{sp, He, 1} - F_{sp, He, 2}) \quad (1)$$

Dans la mesure de la CRF, il n'est pas nécessaire de calculer V_{sp} : dans les calculs, on remplace sa valeur par le membre de droite de l'équation (voir plus loin). Si on fait une mesure de la CVI immédiatement après celle du volume pulmonaire, c'est-à-dire avant de remettre le patient en ventilation à l'air ambiant, il faut ajouter environ 4 litres de gaz au spiromètre à sa position la plus basse pour permettre l'inspiration de la CRF à la CPT. Si la concentration initiale d'hélium est élevée, la valeur absolue du changement au cours de la mesure est elle aussi élevée et les erreurs aléatoires sont alors faibles par rapport au signal (voir annexe B) c'est pourquoi il est recommandé de commencer la mesure pratiquement au maximum de la zone de linéarité de la déflexion de l'analyseur.

Pendant les mesures, le sujet doit être assis et au repos, afin d'assurer la stabilité de la consommation d'oxygène et de la CRF. Il n'est pas nécessaire de retirer les dentiers, mais un pince-nez est indispensable. On met en place l'embout buccal et on demande au sujet de respirer calmement pendant 30 à 60 s, pour le laisser s'habituer à l'appareillage et atteindre un mode ventilatoire stable ; ensuite, on branche le sujet au circuit fermé à la fin d'une expiration normale (fig. 6). Pendant la mesure, on ajoute manuellement ou automatiquement de l'oxygène de manière à laisser constant le volume de l'ensemble spiromètre-poumon ; le débit d'oxygène est réglé au moyen d'un robinet à pointeau, à une valeur d'environ 250-300 ml.min⁻¹ chez l'adulte.

La concentration d'hélium évolue en deux phases (fig. 6) :

a) Une période de mélange, au cours de laquelle l'hélium se répartit uniformément dans le système spiromètre-poumon.

b) Une période de modification constante, au cours de laquelle la concentration d'hélium évolue lentement du fait de la dissolution du gaz dans les liquides et tissus corporels [60, 155, 156], ainsi qu'en raison de l'équilibre imparfait entre consommation et apport d'oxygène, de sorte que le volume de l'ensemble spiromètre-poumon se modifie progressivement.

En principe, il est possible de corriger graphiquement ou arithmétiquement ce dernier effet en extrapolant la courbe de concentration en fonction du temps jusqu'au début de la

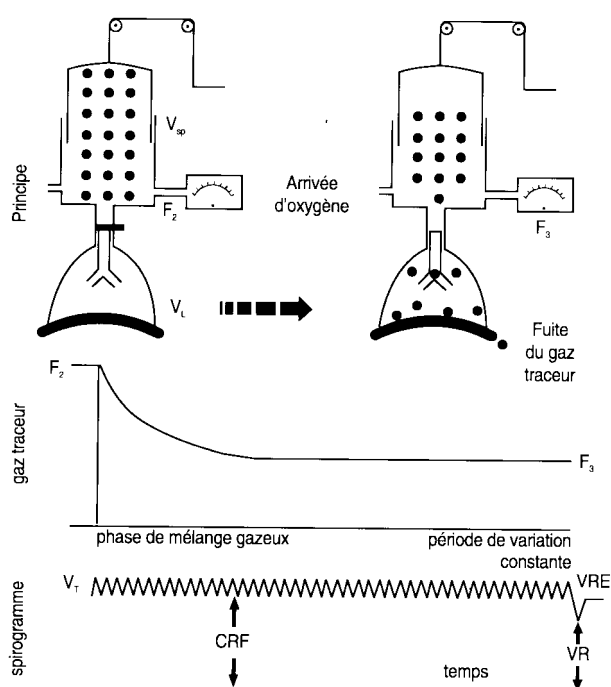


FIG. 6. — Principe de mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle par la méthode de dilution de l'hélium en circuit fermé. Modifié de [148] avec la permission des auteurs.

modification de la concentration gazeuse [19]. La méthode d'extrapolation est valide lorsqu'on ne suspecte pas d'anomalie du mélange gazeux ; dans ce type de cas, la variation sensiblement linéaire qui s'installe après la phase de mélange gazeux peut être attribué à la raréfaction de l'hélium due à l'imperfection de l'apport d'oxygène et à la dissolution de l'hélium dans les tissus, et l'extrapolation corrige le problème. De fait, on a montré expérimentalement que la technique d'extrapolation permettait de réduire efficacement l'erreur sur la mesure de la CRF lorsque l'apport (constant) d'oxygène était volontairement nettement insuffisant ou exagéré [155]. En revanche, en présence d'un syndrome obstructif, le mauvais mélange entre compartiments gazeux contribue à la variation de la concentration d'hélium en fonction du temps ; dans ces conditions, la procédure d'extrapolation conduit à sous-estimer le volume pulmonaire [19]. Pour cette raison, et contrairement à une recommandation antérieure [19], le Groupe de travail recommande d'abandonner la technique d'extrapolation.

La concentration d'hélium est notée toutes les 15 s et on considère le mélange comme complet soit lorsque la variation de la concentration est constante et très faible sur une période de 2 minutes, soit 10 minutes après le début de la mesure. Si la concentration d'hélium est lue directement, ou si elle est traitée par ordinateur, on peut considérer que l'équilibre est atteint lorsque la variation de la concentration l'hélium est inférieure à 0,02 % en 30 s. On fait alors trois mesures du volume de réserve expiratoire, puis on débranche le sujet du circuit fermé. On prépare ensuite le spiromètre

pour une mesure immédiate de la CVI et on note la température du spiromètre. Une autre solution possible consiste à mesurer le VRE, la CI et la CVI avant de débrancher le patient, mais il faut alors que le spiromètre ait été suffisamment rempli au départ pour permettre une inspiration de 4 litres ; or un grand volume du spiromètre influe défavorablement sur la précision de la mesure de la CRF (voir annexe B).

Le volume pulmonaire (V_L) lorsque le patient est connecté au spiromètre est donné par l'équation suivante :

$$V_L = V_{\text{air}} \cdot F_{\text{sp,He},1} \cdot (F_{\text{sp,He},2} - F_{\text{sp,He},3}) / \{F_{\text{sp,He},3} \cdot (F_{\text{sp,He},1} - F_{\text{sp,He},2})\} - V_{\text{ds}} \quad (2)$$

où $F_{\text{sp,He},3}$ est la concentration d'hélium à la fin de la mesure (voir fig. 6) et V_{ds} l'espace mort de l'appareillage. Pour convertir les résultats aux conditions BTSP, on part de la température et de la saturation en vapeur d'eau du gaz de la seringue d'étalonnage ; lorsqu'il s'agit d'air ambiant, la saturation est en moyenne de 50 %, et ce sont les facteurs de la dernière colonne du tableau III qui s'appliquent ; en revanche, pour le VRE, la CI et la CVI, les facteurs à utiliser sont ceux de la première colonne.

En pratique, la connexion du patient au circuit ne se fait pas toujours exactement au niveau téléexpiratoire moyen, et le V_L mesuré ne coïncide donc pas avec la CRF. La figure 7 illustre la correction nécessaire pour mesurer véritablement la CRF. En outre, le volume de l'ensemble poumon + spiromètre peut avoir varié au cours de l'examen. C'est possible si le patient n'était pas au repos au début de la mesure, ce qui est à l'origine d'une lente décroissance de la CRF ; si on joue sur l'arrivée d'oxygène pour maintenir constant le niveau téléexpiratoire pendant la mesure, le problème se trouve artificiellement masqué. Sur une période de 7 à 10 minutes, le niveau téléexpiratoire varie en moyenne de 110 ml chez les sujets non obstructifs (en position demi-assise) et de 376 ml en cas de syndrome obstructif (VEMS/CVI = 0,31) [155] ; par ailleurs, la CRF dérive progressivement au cours de cette période, de sorte qu'entre le début et la fin de la mesure le VRE diminue de 114 ml chez les sujets sains et de 240 ml chez les malades [155]. La seule façon de prévenir ce type d'erreur sur l'apport d'oxygène consiste à mesurer en continu la concentration d'oxygène, mais les laboratoires d'explorations fonctionnelles ne disposent pas toujours des matériels nécessaires et il n'est donc pas possible à ce stade de recommander cette solution comme technique de routine.

Il est recommandé de prendre pour CRF le niveau téléexpiratoire au cours des 2 à 3 premières minutes de la mesure. Le VR et la CPT se calculent de la manière suivante : on retiendra de préférence $VR = CRF - VRE$ (en prenant pour VRE la plus élevée des valeurs obtenues au cours de plusieurs efforts), et $CPT = VR + CVI$ (de préférence), mais on peut également accepter $CPT = CRF + CI$ et $VR = CPT - CVI$.

• 3.7.1.2 Linéarité

Pour vérifier la linéarité de l'analyseur d'hélium, on rince le spiromètre à l'air jusqu'à obtention d'une sortie stable.

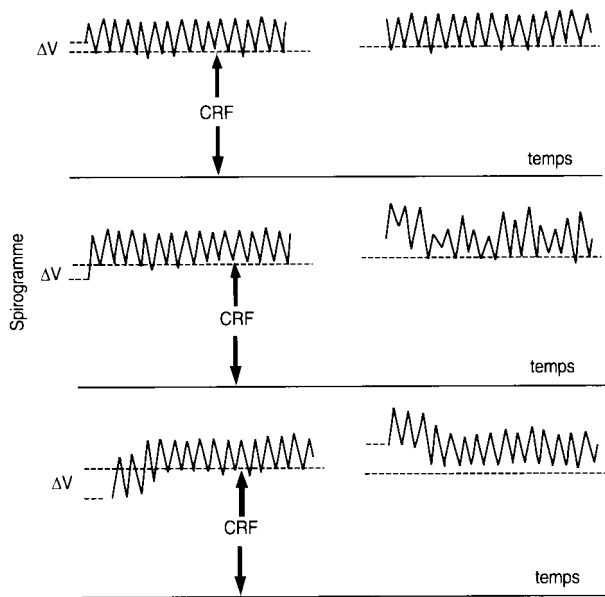


FIG. 7. — Le sujet n'a pas été connecté au spiromètre à son véritable volume de fin d'expiration. La CRF est le volume pulmonaire mesuré, auquel il faut ajouter la correction ΔV .

Lorsque le spiromètre est en position basse, on ajoute de l'hélium et on lit $F_{sp, He, 1}$ après mélange ; après addition d'un volume connu d'air à la seringue étalonnée, on calcule le volume du spiromètre à partir de la nouvelle concentration d'hélium, $F_{sp, He, 2}$, du volume d'air injecté et de $F_{sp, He, 1}$. Puis on ajoute des volumes successifs d'air à la seringue, en répétant les calculs après chaque injection, et cela jusqu'à ce que le spiromètre soit plein. Les volumes injectés et calculés ne doivent pas s'écarter de plus de 3 %, et le coefficient de corrélation linéaire entre ces deux grandeurs doit être égal à 1,00 [241].

• 3.7.1.3 Etalonnage et contrôle de qualité

Pour valider la mesure de la CRF, on remplace le patient (§ 3.7.1.1) par une seringue étalonnée, de préférence de 3 litres. On introduit 3 litres d'air ambiant dans le spiromètre rempli d'hélium, d'oxygène et d'air comme au paragraphe 3.7.1.1. Il faut veiller à ce que le gaz contenu dans le spiromètre ne se mélange pas à l'espace mort de la seringue après injection du volume de celle-ci. On note $F_{sp, He, 3}$ au bout de 30 s, lorsque l'analyseur est stable. Le volume (non corrigé aux conditions BTPS) est calculé selon l'équation [1] ci-dessus et le résultat ne doit pas s'écarter de plus de 50 ml du volume injecté [241] ; dans le cas contraire, il faut rechercher la cause du désaccord, la corriger et la noter, puis effectuer un nouvel essai jusqu'à réussite. Cet étalonnage doit être effectué une fois par semaine, et chaque fois que l'on change la chaux sodée ou le niveau d'eau du spiromètre.

3.7.2 Méthode de dilution à l'hélium en inspiration unique

La technique de mesure du volume pulmonaire par la technique d'inspiration unique avec l'hélium comme gaz

traceur se pratique presque exclusivement à l'occasion de la mesure du facteur de transfert pulmonaire du CO [158]. Cette méthode de détermination du volume alvéolaire sous-estime le volume pulmonaire réel en cas de syndrome obstructif. La sous-estimation est moins importante qu'avec le test à l'azote sur cycle unique, par exemple, peut-être en raison de la diffusion de l'hélium qui favorise le mélange pendant l'instant où le sujet retient sa respiration. La méthode n'est pas recommandée en routine, sauf lors de la mesure du facteur de transfert par la technique de l'inspiration unique ($T_{L, CO, sb}$) lorsqu'on examine de nombreux sujets.

3.7.3 Autres techniques de dilution gazeuse

• 3.7.3.1 Méthode de rinçage de l'azote sur plusieurs cycles

En circuit ouvert, la solution la plus courante consiste à éliminer l'azote du poumon en faisant respirer de l'oxygène pur par l'intermédiaire d'une valve et en recueillant le gaz expiré dans un sac de Douglas jusqu'à ce que la concentration d'azote chute au-dessous de 1 % [159]. On calcule le volume pulmonaire à partir du volume d'azote expiré, en considérant que la concentration alvéolaire initiale d'azote était de 80 %. Une autre solution consiste à calculer le volume total d'azote expiré en intégrant à chaque expiration le produit du débit expiratoire par la concentration d'azote et en faisant la somme des résultats obtenus aux cycles successifs. Cette méthode est techniquement exigeante : elle impose une synchronisation dynamique très précise entre les signaux de débit et de concentration, et une linéarisation de l'analyseur d'azote [160].

Avec les deux méthodes des erreurs sont possibles du fait de l'azote qui s'élimine des tissus et liquides de l'organisme. Il s'ensuit une surestimation considérable de la capacité résiduelle fonctionnelle chez les sujets sains, sauf si l'on effectue les corrections nécessaires.

• 3.7.3.2 Méthode à l'azote en cycle unique

On peut calculer le volume résiduel et la capacité pulmonaire totale à partir de la dilution de l'azote alvéolaire obtenue après inhalation d'une capacité vitale d'oxygène pur. La mesure peut se faire en circuit ouvert avec un pneumotachographe et un intégrateur. Mais cela pose des problèmes car la viscosité n'est pas la même pour les gaz inspiré et expiré (respectivement l'oxygène et un mélange d'oxygène et d'azote), et que les corrections ne sont pas simples (voir annexe A). En outre, il faut corriger l'alinéarité des signaux de débit et de concentration, et négliger la différence de phase entre ces deux signaux peut provoquer des erreurs importantes [160]. Il est donc plus pratique d'utiliser un système fermé ou semi-fermé (« bag-in-bottle »). Le rapport VR/CPT régional étant variable d'une région pulmonaire à l'autre, la concentration d'azote dans le gaz expiré total sous-estime la concentration alvéolaire d'azote. De ce fait, la technique sous-estime légèrement les volumes réels chez les sujets apparemment normaux ; chez les sujets sains, le coefficient de variation intra-individuelle

est d'environ 8 % [71]. En cas de syndrome obstructif, la sous-estimation du volume pulmonaire réel peut devenir très importante en raison de l'inégalité de distribution du gaz inhalé ; cependant, on peut corriger partiellement cette cause d'erreur si on enregistre simultanément la pente du plateau alvéolaire (phase III) [71, 84].

Il existe d'autres méthodes, aussi simples et mieux validées, pour la mesure du VR et de la CPT : ces techniques sur cycle unique ne sont donc pas recommandées pour les explorations de routine.

• 3.7.3.3 Méthode de réinspiration forcée

La technique de réinspiration forcée [51, 69, 71, 161-170] a plusieurs avantages par rapport aux techniques classiques de mesure par méthodes de dilution gazeuse :

- a) Elle donne accès aux compartiments mal ventilés et aux espaces aériens non ventilés à la capacité résiduelle fonctionnelle de repos [52].
- b) Le temps de mélange gazeux est réduit à 1 minute au maximum.

Cependant, la concentration instantanée du gaz traceur (en général l'azote présent dans le poumon au début de l'examen) reflète non seulement le mélange des gaz mais également le transfert du traceur entre le sang, les tissus et le gaz alvéolaire, et même le quotient respiratoire ; toute modification de ce paramètre au cours de la réinspiration affecte notablement le calcul du volume pulmonaire. Chez les sujets sains, la méthode donne des résultats valides [69, 71, 171] mais en cas d'obstruction les résultats sont équivalents à ceux obtenus avec la technique de dilution de l'hélium sur plusieurs cycles [69, 170, 171] et inférieurs à ceux obtenus en pléthysmographie corporelle [69]. L'analyse simultanée du « wash-in » et du « wash-out » de deux gaz traceurs inertes permet de corriger l'erreur due à la présence d'un échange gazeux continu [71, 172, 173]. Cette technique utilisant deux traceurs paraît prometteuse même en cas d'inhomogénéité de la ventilation, mais on n'en a qu'une expérience limitée et les matériels nécessaires ne sont pas très répandus dans les laboratoires d'explorations fonctionnelles respiratoires.

3.8 PLÉTHYSMOGRAPHIE CORPORELLE TOTALE

3.8.1 Principe

La pléthysmographie corporelle permet de déterminer le volume gazeux thoracique et d'estimer la résistance des voies aériennes à l'écoulement gazeux. Le présent paragraphe traite de la mesure pléthysmographique du volume gazeux thoracique [46, 51, 56, 105, 174-176].

La méthode se fonde sur la relation pression-volume d'une quantité fixe de gaz à température constante : $P \cdot V_g = \text{constante}$, où g varie entre 1,4 (compression parfaitement adiabatique, loi de Poisson) et 1,0 (compression parfaitement isotherme, loi de Boyle-Mariotte). La compression gazeuse n'obéit pas aux mêmes lois dans le poumon et dans le pléthysmographe ; nous exposerons ici la théorie pour la loi de Boyle-Mariotte, selon laquelle à température constante le

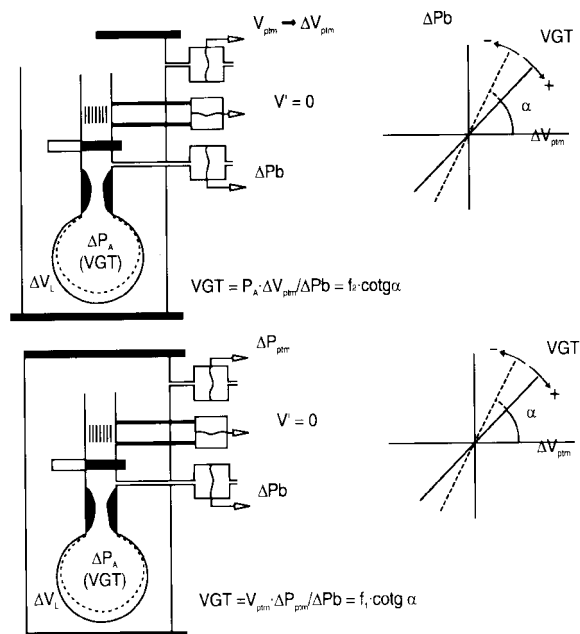


FIG. 8. — Schéma de la mesure du volume gazeux thoracique à l'aide d'un pléthysmographe (ptm) à déplacement de volume (en haut) et à volume constant (en bas). Modifié de [148] avec la permission des auteurs.

volume d'une quantité donnée de gaz varie en raison inverse de sa pression :

$$P \cdot V = (P + \Delta P) \cdot (V + \Delta V) \quad (3)$$

puis nous traiterons des conditions non isothermes.

Lorsque les variations de pression sont faibles, le produit $\Delta P \cdot \Delta V$ est négligeable. Appliquée au poumon, la loi de Boyle-Mariotte donne :

$$V_L = - P_A \cdot \Delta V_L / \Delta P_A \quad (4)$$

où V_L = volume pulmonaire et P_A = pression alvéolaire. La pression alvéolaire est prise égale à la pression barométrique diminuée de la pression de vapeur d'eau saturante à 37 °C, car on estime que lorsque le gaz est saturé de vapeur d'eau le volume de vapeur reste constant pendant les variations de pression. Si l'on obture les voies aériennes à la bouche et que la pression varie à une fréquence $< 1 \text{ s}^{-1}$, les variations de la pression alvéolaire sont égales à celles de la pression à la bouche : $\Delta P_A = \Delta P_b$.

La variation de volume pulmonaire (ΔV_L) provoquée par une variation de pression alvéolaire (ΔP_A) peut être mesurée au moyen d'un pléthysmographe à déplacement de volume, que ce soit par intégration du débit entrant et sortant du pléthysmographe (fig. 8) ou directement à l'aide d'un spiromètre ; la réponse en fréquence du système doit être linéaire jusqu'à 10 Hz [177, 178].

La variation de volume pulmonaire peut également se mesurer indirectement par l'intermédiaire de la variation de pression à l'intérieur d'un pléthysmographe à volume constant (fig. 8). Dans ce cas, c'est la variation de pression ΔP_{ptm} (ptm pour « pléthysmographe ») dans l'enceinte qui est

mesurée au lieu de ΔV_L . La compression dans l'enceinte étant en général parfaitement adiabatique à des fréquences supérieures à 0,2 Hz [46, 176, 179, 180] en raison de la faible valeur du rapport surface/volume, ΔV_{ptm} est lié à ΔP_{ptm} par la loi de Poisson :

$$P_{ptm} \cdot V_{ptm}^{1,4} = (P_{ptm} + \Delta P_{ptm}) \cdot (V_{ptm} + \Delta V_{ptm})^{1,4} \quad (5)$$

où P_{ptm} = pression barométrique. Lorsque les variations de pression sont faibles

$$\Delta V_{ptm} = -V_{ptm} \cdot \Delta P_{ptm} / 1,4 \cdot P_{ptm} \quad (6)$$

Comme ΔV_{ptm} et ΔV_L sont identiques, la combinaison des équations 4 et 6 donne

$$V_L = P_A \cdot V_{ptm} \cdot \Delta P_{ptm} / (1,4 \cdot P_{ptm} \cdot \Delta P_A) \quad (7)$$

En pratique, le terme $V_{ptm}/(1,4 \cdot P_{ptm})$ s'obtient en étalonnant ΔP_{ptm} par rapport à ΔV_{ptm} (éq. 6), les variations de volume étant obtenues à l'aide d'une pompe sinusoïdale et imposées à une fréquence proche de celle du halètement effectué au cours de la manœuvre.

Dans le pléthysmographe à déplacement de volume, l'étalonnage de ΔV se fait à l'aide d'une pompe à piston qui injecte et retire alternativement du pléthysmographe un petit volume connu. En général, ΔV se mesure par intégration du débit entrant et sortant du pléthysmographe, avec correction de ce signal par un terme proportionnel à ΔP_{ptm} [178, 180]. Cette fraction de ΔP_{ptm} augmente avec la résistance de la grille de faible inertance à travers laquelle est mesuré le débit, et également avec le volume du pléthysmographe qui joue le rôle d'une forte capacité, ces deux facteurs majorant la constante de temps du pléthysmographe.

La procédure d'étalonnage est la même pour le pléthysmographe à volume constant, mais ici ΔP_{ptm} est proportionnel à ΔV . Comme il n'y a ni entrée ni sortie d'air du pléthysmographe pendant l'action de la pompe, le signal de pression pour un ΔV donné est plus grand qu'avec le pléthysmographe à déplacement de volume. Le signal n'est pas sujet à la dérive d'un intégrateur, mais il dérive néanmoins du fait de la variation de température du pléthysmographe. Le système ne permet de mesurer que de petits ΔV , et le pléthysmographe à volume constant ne convient pas à la mesure de la compression du gaz thoracique au cours des manœuvres de capacité vitale forcée.

3.8.2 Considérations techniques

Les variations spontanées de la pression barométrique et celles dues à des artefacts (claquements de porte par exemple) étant beaucoup plus importantes que celles de la pression intrapléthysmographique, le mieux est de mesurer celle-ci par rapport à :

a) Un récipient relié à l'atmosphère par une petite ouverture, le pléthysmographe étant lui-même relié à l'atmosphère par une autre petite ouverture [51] : pour les mesures du volume gazeux thoracique, la constante de temps mécanique du pléthysmographe à volume constant et celle du récipient de référence doivent être au moins égales à 5 s.

b) Un récipient placé dans le pléthysmographe étanche [46]. Une petite ouverture reliant le récipient et le pléthysmographe doit protéger le capteur de pression différentielle

contre une montée de pression par augmentation de température dans le pléthysmographe ; pour les mesures du volume gazeux thoracique, la constante de temps du récipient de référence doit être au moins égale à 10 s.

Il est souhaitable d'obtenir pour les variations de ΔP_A en fonction de ΔP_{ptm} ou de ΔV_L un tracé à 45° environ, car cela réduit les erreurs au minimum.

Le pléthysmographe à volume constant doit pouvoir être relié à l'atmosphère pour contrôler l'augmentation de pression due à l'échauffement de l'air par le sujet. La constante de temps, y compris la constante de temps thermique dans les pléthysmographes à volume constant reliés ou non à l'atmosphère doit être > 5 s [178, 180] ; cependant, pour les mesures de la résistance des voies aériennes en respiration tranquille, cette constante de temps doit être > 15 s [19, 178, 180].

L'appareil doit être muni d'un interphone permettant la communication entre le patient et le technicien. L'un et l'autre types de pléthysmographe doivent par ailleurs être équipés d'une pompe à piston ou d'un haut-parleur permettant de délivrer un volume de 10 à 100 ml à des fréquences de 0,1 à 1 s⁻¹. L'ensemble pièce buccale-débitmètre doit être muni d'un obturateur fermant en moins de 0,1 s ; cet ensemble doit comporter une prise de pression qui permettra la mesure de la pression à la bouche avec une exactitude de 0,01 kPa.

Les variations de la pression à la bouche doivent être en phase avec celles de la pression ou du volume du pléthysmographe. La réponse en fréquence de tous les capteurs et enregistreurs doit être linéaire jusqu'à 10 Hz [177, 178].

3.8.3 Procédure

La mesure du volume gazeux thoracique commence lorsque la pression ou le volume du pléthysmographe sont stables. Le volume courant obtenu par intégration du débit à la bouche est enregistré, et de préférence affiché. On demande au sujet de se maintenir les joues pendant qu'il respire à travers l'embout buccal et le débitmètre ; le pincez est obligatoire. A la fin d'une expiration normale, on obture les voies aériennes pendant 2 à 3 secondes. Pendant ce délai, le sujet exécute contre l'obturateur de petits mouvements respiratoires à une fréquence < 1 s⁻¹ ; au-delà de cette fréquence, le volume gazeux thoracique risque d'être considérablement surestimé (*voir plus loin*) [63-65, 181-183]. Ensuite, on lève l'obturation et on demande au sujet d'effectuer une manœuvre de VRE ou de CI. La variation de la pression à la bouche pendant l'occlusion ne doit pas dépasser 1 kPa, soit une amplitude de variation de 2 kPa de pic à pic. Simultanément, on enregistre les variations de volume ou de pression du pléthysmographe en fonction de la pression à la bouche. Sauf si les données sont traitées numériquement avec correction de la dérive éventuelle du signal, les tracés ne peuvent être acceptés que si deux cycles ou plus se recouvrent (ce qui témoigne de l'absence de dérive) et si le tracé est rectiligne, témoignant de l'absence de différence de phase notable entre les deux signaux. Lorsque le tracé forme une boucle chez les sujets obstructifs, c'est en général dû à la mollesse des joues et des lèvres, parfois aussi du plancher de

la bouche ; c'est pourquoi le sujet doit toujours se maintenir fermement les joues et le plancher de la bouche avec les mains. Si le sujet porte un dentier, il n'est pas recommandé de le retirer car la mollesse des lèvres s'en trouve augmentée. Pour l'étalonnage du pneumotachographe (chauffé) et de l'intégrateur servant à l'enregistrement du volume courant on utilise une seringue étalonnée de 3 litres (voir annexe A).

3.8.4 Etalonnage des variations de volume pulmonaire

Après obtention d'au moins trois tracés satisfaisants, avec un angle reproductible et sans bouclage, on étalonne les variations de volume : on demande au sujet de retenir sa respiration en gardant la glotte ouverte pendant que l'on active la pompe ou le haut-parleur et que l'on enregistre le signal de volume ou de pression du pléthysmographe en fonction du temps. On peut également effectuer cet étalonnage sur le pléthysmographe vide et effectuer la correction nécessaire pour tenir compte du volume du sujet. Par ailleurs, les variations de pression à la bouche seront étalonnées de préférence après chaque série de mesures, et en tout cas au moins une fois par semaine. Il en va de même du signal de volume fourni par le pneumotachographe.

3.8.5 Reproductibilité

Le coefficient de variation du volume gazeux thoracique mesuré au niveau de la capacité résiduelle fonctionnelle est d'environ 5 %, chez les sujets sains comme dans les syndromes obstructifs [51, 56]. Même ainsi, il est préférable d'enchaîner la mesure du VRE ou de la CI immédiatement après celle du VGT, de manière à réduire au minimum les sources d'erreur évitables [84]. Il est souhaitable de mesurer systématiquement la capacité vitale inspiratoire à la fin de la séquence, ce qui donne également accès au volume résiduel. Si l'obturation des voies aériennes n'a pas été faite vraiment à la position téléexpiratoire (cf *fig. 7*), une correction est nécessaire pour le calcul de la CRF et de la CI.

3.8.6 Résultats

Il est recommandé de donner pour CRF_{ptm} la moyenne de trois mesures ou plus s'écartant de moins de 5 % de la moyenne. Pour la CPT, on retiendra la somme de la CRF_{ptm} moyenne et de la plus grande des capacités inspiratoires (à condition qu'elles aient été mesurées à partir d'un VGT s'écartant de moins de 5 % de la moyenne). Le VR sera pris égal à la CPT moins la CVI [185].

3.8.7 Pléthysmographie corporelle contre dilution gazeuse

Les deux techniques, dilution gazeuse et pléthysmographie corporelle, sont acceptables. La méthode par dilution gazeuse sous estime le volume pulmonaire lorsqu'il existe des espaces aériens très peu ou pas ventilés. Les techniques radiographique et pléthysmographique prennent en compte ces volumes et la pléthysmographie est recommandée dans ce type de cas. C'est la technique de choix en cas de syndrome obstructif et de trappage aérien. En effet, les variations de volume pulmonaire liées aux variations de pression sont mesurées avec précision (en dehors de petites

erreurs dues au gaz intra-abdominal) quelle que soit la perméabilité des voies aériennes [186] et on considère que les variations de la pression à la bouche sont identiques à celles de la pression alvéolaire moyenne. Mais, si la résistance des voies aériennes est élevée, cela n'est vrai que lorsque la fréquence des efforts respiratoires contre l'obturateur est inférieure à 1 s^{-1} ; à fréquence supérieure, la pression à la bouche est en retard de phase par rapport à la pression alvéolaire. Cela est dû à la variation de volume des voies aériennes extrathoraciques compliantes (bouche, pharynx, trachée) [187], ce qui permet un petit déplacement d'air entre la bouche et les alvéoles ; en présence d'une résistance normale, la chute de pression due à ce débit est négligeable, mais en cas de syndrome obstructif sévère la chute de pression et le déphasage entre pression à la bouche et pression alvéolaire peuvent entraîner des erreurs très importantes dans la mesure du volume gazeux thoracique.

Pour minimiser cette erreur, les manœuvres respiratoires doivent se faire à une fréquence $< 1 \text{ s}^{-1}$ [47, 61, 62]. Chez le nourrisson, la grande compliance thoracique peut être responsable d'une inhomogénéité des variations de pression alvéolaire qui conduit à une surestimation du VGT [57, 58, 60], mais ce phénomène ne joue aucun rôle chez l'adulte [186]. En associant une technique de dilution gazeuse et la pléthysmographie, on obtient des renseignements sur le volume de gaz « piégé », ce qui peut avoir un intérêt clinique.

3.9 DÉTERMINATION RADIOGRAPHIQUE DU VOLUME THORACIQUE

Il est possible de calculer le volume pulmonaire à partir de clichés thoraciques de face et de profil en inflation maximale [48, 50, 52, 59, 188-196]. Les valeurs de la CPT obtenues par cette méthode ne diffèrent pas significativement des valeurs pléthysmographiques, même en cas de syndrome obstructif [43, 47, 49, 50]. Il reste à confirmer la précision de la mesure en cas de pathologie interstitielle.

Les clichés de face et de profil seront pris à la capacité pulmonaire totale, le film étant placé à 185 cm de l'ampoule. Le calcul doit introduire les corrections nécessaires pour les structures intrathoraciques non gazeuses [43, 48, 50]. Les mesures sont rapides et faciles [43, 197-199]. La variabilité pour un même observateur est $< 1 \%$, et elle est $< 5 \%$ d'un observateur à l'autre, l'exactitude de la méthode étant de 210 ml. Cette technique est donc recommandée chez les sujets sains, mais pas en première intention pour des raisons éthiques, du fait de l'exposition à des rayonnements ionisants. Si les clichés sont effectués en position debout, cela doit être précisé car les volumes n'ont pas la même valeur qu'en position assise [43].

D'autres travaux sont nécessaires pour préciser l'intérêt de la technique dans les cas de pathologie cardiaque ou pulmonaire. La technique n'est pas applicable en cas d'anomalies morphologiques du thorax et de la colonne vertébrale.

La tomодensitométrie, la tomographie par émission monophotonique et l'imagerie par résonance magnétique permettent d'obtenir des renseignements détaillés sur les

volumes pulmonaires (régionaux) et la densité pulmonaire [200-203], mais ces techniques en sont encore au stade expérimental pour la mesure des volumes pulmonaires.

4 Réponse aux bronchodilatateurs et mesures itératives

4.1 ETUDE DE LA RÉPONSE AUX BRONCHODILATATEURS

La réponse aux bronchodilatateurs se mesure en général sous la forme d'une variation du VEMS, de la capacité vitale ou de la résistance des voies aériennes. Pour normaliser cette dernière par rapport au volume pulmonaire, on exprime le résultat sous forme de la conductance spécifique. Chez certains asthmatiques, il arrive que la réponse aiguë à un bronchodilatateur ne se manifeste qu'après une brève corticothérapie (qui rétablit peut-être la réactivité β_2 chez les asthmatiques auparavant non répondeurs [204]), mais celle-ci peut par elle-même modifier la fonction pulmonaire de base et cela demande une étude plus approfondie. Les paramètres de l'expiration forcée peuvent être erronés si le volume pulmonaire change au cours de la mesure, et il ne faut donc pas utiliser le DEMM, le $DEM_{50\% CVF}$ et le $DEM_{25\% CVF}$. Cependant, on obtient des valeurs valides lorsque les débits après administration du produit sont rapportés au même volume que lors de la mesure initiale, comme par exemple $DEM_{50\% CVF}$ initiale, etc. [205].

La réponse à un bronchodilatateur dépend de sa classe pharmacologique, de la voie d'administration et, dans le cas des produits inhalés, de la technique d'inhalation et du système de délivrance par aérosol ; elle est fonction de la dose, du délai entre l'administration et la mesure, de la labilité bronchique au moment de l'examen, du niveau moyen de la fonction pulmonaire, de la reproductibilité du paramètre mesuré, et de la probabilité qu'un léger biais dans la mesure ne soit pas le même en deux occasions (d'où une régression à la moyenne, que l'on élimine en rapportant la variation à la valeur moyenne (en calculant $\Delta x/x$) [206, 207].

Pour que la réponse à un bronchodilatateur ne soit pas ambiguë, elle doit être supérieure à la variabilité spontanée et à la réponse observée chez les sujets sains. Chez ces derniers, les mesures répétées de la CVF et du VEMS donnent lieu à un écart type moyen de respectivement 148 et 183 ml (moyennes pondérées tirées de [33], ces données intègrent également la variabilité d'un jour à l'autre), et la limite supérieure de l'intervalle de confiance à 95 % de la réponse aux bronchodilatateurs est de 7,7 % à 10,5 % (220-315 ml) pour le VEMS [208, 211] et de 5,2 % à 10,7 % pour la CVF [208, 209].

La variabilité à long terme de la fonction ventilatoire est plus importante chez les sujets atteints d'une pathologie respiratoire que chez les sujets sains. Cependant, chez les patients en état stable, la variabilité à court terme du VEMS est très similaire (limite supérieure de l'intervalle de confiance à 95 %, 0,19 l) [210, 212]. La pratique courante qui consiste à rapporter la variation à la valeur initiale ($\Delta x/x_1$) a des inconvénients qui contribuent à nourrir les

controverses sur l'intérêt diagnostique et pronostique des réponses aux bronchodilatateurs [206, 212-216]. D'abord, il n'y a que peu ou pas de lien entre la variation et la valeur du VEMS [205, 212-214, 217-221], que celle-ci soit exprimée en valeur absolue ou en pourcentage de la théorique. La méthode donne donc des résultats élevés lorsque la valeur initiale est « médiocre », et plus faibles lorsque la valeur initiale est « bonne ». Dans les compte rendus, les variations doivent donc être rapportées en valeur absolue et, en les normalisant pour l'âge et la taille, en pourcentage de la valeur de référence. La réponse aux bronchodilatateurs est sans ambiguïté lorsque l'amélioration du VEMS ou de la CVF est supérieure à 12 % de la valeur théorique et dépasse 200 ml. Cette méthode permet une meilleure discrimination entre les réponses aux bronchodilatateurs dans l'asthme et dans les BPCO [213, 218]. Chez l'adulte, une augmentation du DEP de $60 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$ après administration d'un bronchodilatateur constitue un effet cliniquement significatif [222].

On ne sait pas encore si une réponse sans ambiguïté aux bronchodilatateurs correspond étroitement à un bénéfice clinique. Dans certains cas de BPCO avec réversibilité médiocre de la limitation du débit ($\Delta VEMS < 10\%$ de la valeur théorique après inhalation de 800 mg de terbutaline) les patients constatent néanmoins que le bronchodilatateur soulage leur essoufflement ; l'amélioration subjective était corrélée à la CVI, au $DIM_{50\% CV}$ et à la résistance spécifique des voies aériennes [223].

4.2 MESURES ITÉRATIVES

Pour de nombreuses applications, les épreuves fonctionnelles respiratoires doivent être répétées et l'interprétation se fait en fonction d'une valeur de référence qui est la valeur initiale ou finale. Des variations bien supérieures aux erreurs de mesure s'observent en clinique et sont faciles à détecter ; les variations annuelles dues au tabagisme ou à l'exposition professionnelle à des polluants respiratoires peuvent être très faibles, de l'ordre de 10 à 25 ml, et pourtant elles peuvent être importantes à long terme. Pour estimer avec précision les variations de ce type, il faut travailler sur des patients nombreux, suivis sur plusieurs années et en prêtant une attention méticuleuse aux modalités exactes de la mesure. Pour le VEMS, on a recommandé de travailler sur une population de 100 personnes, avec un suivi de 5 ans et des mesures effectuées en double à deux dates distinctes au début et à la fin de ce délai [224]. Une étude de moindre ampleur peut néanmoins convenir si les conditions sont optimales. Il faut alors que les mesures soient faites d'un bout à l'autre avec le même matériel et le même personnel, et toujours à la même heure du jour et à la même saison. Aucune mesure ne doit être effectuée moins de six semaines après une infection virale des voies respiratoires. En outre, il est souhaitable de répéter les mesures périodiquement pendant le suivi, car cela permet de repérer des écarts systématiques qui risqueraient autrement de passer inaperçus au cours de l'étude [225].

Dans les études où l'on s'intéresse particulièrement à l'effet d'une intervention thérapeutique, il est recommandé de procéder à une analyse de la puissance de l'étude avant la

TABLEAU V. — Valeurs de $f(a, b)$ à utiliser pour le calcul du nombre de patients nécessaire.

		bêta (erreur de type II)		
		0,05	0,1	0,2
alpha (erreur de type I)	0,1	10,8	8,6	6,2
	0,05	13,0	10,5	7,9
	0,02	15,8	13,0	10,0
	0,01	17,8	14,9	11,7

mise en route de celle-ci [226]. Un exemple illustrera ce point. Si le VEMS chute de 50 ml par an dans le groupe témoin (avec un écart type de 45 ml), et si l'on cherche à savoir si le traitement permet de ralentir ce déclin à 20 ml par an, l'effectif de la population à étudier s'estime à l'aide de la formule suivante :

$$n = 2 \cdot ET^2 \cdot (\bar{x}_1 - \bar{x}_2)^{-2} \cdot f(a, b)$$

où \bar{x}_1 et \bar{x}_2 sont les moyennes respectivement dans le groupe témoin et dans le groupe traité ; $f(a, b)$ est un facteur (voir *tableau V*) qui prend en compte le risque d'erreur sur l'acceptation ou le rejet d'une différence (a est l'erreur de type I, c'est-à-dire le risque de faux positif, souvent pris égal à 0,05 ; $1 - b$ est la puissance de détection d'une différence $x_1 - x_2$, et b est le risque de faux négatif, souvent pris égal à 0,05, 0,1, voire 0,2). Avec $a = 0,05$ et $b = 0,05$, $n = 2,45^2 \cdot 30^2 \cdot 13,0 = 58,5$. Il faut donc que le groupe traité et le groupe témoin comptent chacun au minimum 59 sujets. On trouvera d'autres exemples à la référence [226].

Les études transversales ne permettent pas de tirer de conclusions sur l'évolution longitudinale, car elles sont inévitablement biaisées par le décès sélectif des patients dont la fonction respiratoire est la moins bonne [227] et par des effets de cohorte qui conduisent à des différences systématiques de fonction respiratoire entre les personnes nées et élevées dans des conditions d'environnement et des contextes économiques différents [228-231]. De plus, on a désormais de solides arguments pour penser que, chez les hommes d'origine caucasienne, le déclin annuel de la fonction pulmonaire est lié au niveau moyen de celle-ci [232]. On ne dispose pas actuellement de renseignements similaires pour les femmes ou pour d'autres groupes ethniques. Des études longitudinales courtes (5 à 7 ans) peuvent fournir beaucoup d'informations utiles, et d'autres recherches sont nécessaires.

5 Valeurs théoriques

5.1 VALEURS THÉORIQUES POUR LES ADULTES D'ORIGINE CAUCASIENNE

Le *tableau VI* présente les valeurs théoriques des volumes pulmonaires et des débits ventilatoires forcés pour les adultes d'origine européenne. Ces valeurs sont tirées d'études portant sur des sujets non fumeurs et sans antécédents de pathologies interférant avec leur fonction ventilatoire ; de

plus, ces études étaient conduites avec des matériels et selon des méthodes qui paraissent compatibles avec les normes actuelles. Pour le DEP, le VR, la CRF et la CPT, la situation n'est pas satisfaisante : en effet, les fumeurs et ex-fumeurs n'ont pas été systématiquement exclus des études publiées ; celles-ci sont d'ailleurs peu nombreuses et leurs résultats sont disparates, particulièrement en ce qui concerne la CRF. Le précédent rapport de la CECA a expliqué en détail comment les équations ont été établies à partir des valeurs de référence publiées [233]. Ces équations s'appliquent aux hommes et femmes d'origine européenne, âgés de 18 à 70 ans ; lorsque le sujet a entre 18 et 25 ans, l'âge sera pris égal à 25 ans dans les différentes équations : en effet, les études transversales montrent que la fonction ventilatoire ne change que peu ou pas dans cette tranche d'âge. Les équations sont valables pour des tailles allant de 1,55 à 1,95 m chez les hommes et de 1,45 à 1,80 m chez les femmes. Depuis la publication de ce dernier rapport [19] il a été constaté que les valeurs théoriques pour le VEMS et la CVF [234-239] et pour la CPT [239] cadraient bien avec les valeurs observées dans diverses populations de non-fumeurs sans antécédents de symptômes respiratoires dans différents pays d'Europe. Les valeurs pour les nouveau-nés, les enfants et les adolescents ont fait l'objet d'une revue récente [240].

En ce qui concerne les informations tirées des courbes débit-volume (en respiration à l'air) pour les adultes d'origine européenne, les valeurs théoriques ne sont pas entièrement concordantes, mais l'accord est meilleur que précédemment [233]. Une part de la variation tient à l'utilisation d'instruments de caractéristiques physiques différentes, mais il est également possible que le traitement mathématique des résultats n'ait pas toujours été approprié. D'autres données sont donc nécessaires.

Il est recommandé de ne pas trop se fier aux résultats « normaux » ou « anormaux » des débits expiratoires forcés mesurés sur les courbes débit-volume ou au cours de la manœuvre de CVF, en particulier si le VEMS est dans les limites de la normale. Le DEM_x % CVF et le DEMM sont mesurés respectivement à une proportion donnée de la CVF et sur la moitié médiane de la CVF ; or, la CVF et le VR étant perturbés dans les syndromes restrictifs ou obstructifs, l'écart entre les débits et les valeurs théoriques peut être dû non seulement au processus pathologique sous-jacent mais également au fait que les mesures ne se font pas au même volume pulmonaire que chez les sujets sains. Inversement, le VEMS, qui intègre le débit sur la première seconde de l'expiration forcée, est moins sensible aux variations du niveau de volume pulmonaire ; sauf en cas d'anomalies importantes de la CPT, l'expiration du VEMS commence en général à un volume pulmonaire comparable à celui des sujets sains qui ont servi à établir les équations de prédiction.

5.2 AUTRES GROUPES ETHNIQUES ET AUTRES FACTEURS

Le volume relatif des poumons par rapport à la taille du sujet varie avec l'âge (par exemple chez les hommes jeunes à la fin de l'adolescence). Il varie également avec le groupe ethnique [241, 242]. La variabilité tient pour partie aux

TABLEAU VI. — Equations de calcul des volumes pulmonaires et des débits ventilatoires pour les adultes de 18 à 70 ans. Pour obtenir les valeurs correspondant au 5e ou au 95e centiles, soustraire ou ajouter au résultat le chiffre de la dernière colonne.

Paramètre	Unité	Equation de régression	ETR	1,64 RSD
Hommes				
CVI	l	6,10H – 0,028A – 4,65	0,56	0,92
CVF	l	5,76H – 0,026A – 4,34	0,61	1,00
CPT	l	7,99H – 7,08	0,70	1,15
VR	l	1,31H + 0,022A – 1,23	0,41	0,67
CRF	l	2,34H + 0,009A – 1,09	0,6	0,99
VR/CPT	%	0,39A + 13,96	5,46	9,0
CRF/CPT	%	0,21A + 43,8	6,74	11,1
VEMS	l	4,30H – 0,029A – 2,49	0,51	0,84
VEMS/CV	%	– 0,18A + 87,21	7,17	11,8
DEM ₂₅₋₇₅ %	l.s ⁻¹	1,94H – 0,043A + 2,70	1,04	1,71
DEP	l.s ⁻¹	6,14H – 0,043A + 0,15	1,21	1,99
DEM ₇₅	l.s ⁻¹	5,46H – 0,029A – 0,47	1,71	2,81
DEM ₅₀	l.s ⁻¹	3,79H – 0,031A – 0,35	1,32	2,17
DEM ₂₅	l.s ⁻¹	2,61H – 0,026A – 1,34	0,78	1,28
Femmes				
CVI	l	4,66H – 0,026A – 3,28	0,42	0,69
CVF	l	4,43H – 0,026A – 2,89	0,43	0,71
CPT	l	6,60H – 5,79	0,60	0,99
VR	l	1,81H + 0,016A – 2,00	0,35	0,58
CRF	l	2,24H + 0,001A – 1,00	0,50	0,82
VR/CPT	%	0,34A + 18,96	5,83	9,6
CRF/CPT	%	0,16A + 45,1	5,93	9,8
VEMS	l	3,95H – 0,025A – 2,60	0,38	0,62
VEMS/CV	%	– 0,19A + 89,10	6,51	10,7
DEM ₂₅₋₇₅ %	l.s ⁻¹	1,25H – 0,034A + 2,92	0,85	1,40
DEP	l.s ⁻¹	5,50H – 0,030A – 1,11	0,90	1,48
DEM ₇₅	l.s ⁻¹	3,22H – 0,025A + 1,60	1,35	2,22
DEM ₅₀	l.s ⁻¹	2,45H – 0,025A + 1,16	1,10	1,81
DEM ₂₅	l.s ⁻¹	1,05H – 0,025A + 1,11	0,69	1,13

H : taille (m) ; A : âge (ans) ; ETR : écart type résiduel. Entre 18 et 25 ans, prendre l'âge égal à 25 ans dans les équations. Résultats obtenus à la fois avec un débitmètre de pointe (mini)Wright et un pneumotachographe : d'autres travaux sont nécessaires.

différences ethniques concernant le rapport entre la longueur du tronc et la taille. Ce facteur explique en partie que les poumons soient de plus petite taille chez les Noirs, et que le VEMS et la CVF (mais, pas forcément le DEP et certains autres paramètres) soient plus faibles chez eux que chez les Blancs. Mais la longueur du tronc ne rend pas compte de toute la différence, et elle n'explique pas pourquoi les Indiens, les Polynésiens et les Mongoloïdes ont eux aussi des poumons relativement petits ; parmi les facteurs en jeu interviennent sans doute les différences concernant la masse grasse libre, les dimensions thoraciques, et la pression que

TABLEAU VII. — Facteurs de conversion approximatifs permettant d'adapter les valeurs de référence « européennes » aux hommes d'autres groupes ethniques.

Population	VEMS	CVF	Référence
Orientaux			
Chinois de Hong Kong	1,0	1,0	[247]
Américains d'origine japonaise	0,89	—	[248]
Polynésiens	0,9	0,9	[249]
Indiens du nord & Pakistanais	0,9	0,9	
Indiens du sud, voir Africains			[251]
Origine africaine	0,87	0,87	[252]
ou soustraire (l)	0,45* ou 0,70*		[241]

* Les volumes correspondants pour les femmes sont 0,4 l et 0,6 l.

les muscles respiratoires sont capables de produire, alors que des différences ethniques concernant la dimension des alvéoles [243] ou des voies aériennes [242] sont moins vraisemblables. Pour expliquer des différences, il faut tenir compte du groupe ethnique, et pour cela on peut soit se référer à des valeurs théoriques valables pour le groupe en question, soit appliquer un facteur correctif aux valeurs théoriques des Blancs. Le *tableau VII* présente quelques facteurs correctifs actuellement en usage.

Des difficultés peuvent survenir pour les raisons suivantes :

1) Différences de méthodologie : les études ne répondent pas toutes aux critères actuels.

2) Migrations. Les migrations ne modifient pas la fonction pulmonaire, et les valeurs de référence pour un sujet immigré ne sont pas forcément celles du pays de résidence.

3) Mariages interethniques. La taille du poumon d'une personne d'origines raciale mixtes est intermédiaire entre celles des parents [244]. Les immigrants ont des enfants avec des partenaires de leur pays d'adoption, de sorte que la proportion de mélange avec les Blancs peut être élevée. Pour les Noirs des Etats-Unis, ce taux de mélange dépasse actuellement 22 % [245] et paraît être en augmentation. La meilleure façon de déterminer le taux de mélange ethnique consiste à noter le groupe ethnique des grands-parents.

4) Nutrition. Une nutrition insuffisamment riche en protéines pendant l'enfance ralentit la croissance et le poumon n'atteint pas la taille optimale. L'alimentation traditionnelle contribuait à la petite taille des poumons chez les Japonais des générations précédentes. Ce facteur nutritionnel joue encore un rôle dans de nombreuses parties du monde, et notamment en Inde du sud, où les femmes paraissent plus touchées que les hommes.

5) Autres facteurs d'environnement. Un haut niveau d'activité au cours de l'enfance contribue à l'obtention d'une fonction pulmonaire supérieure à la moyenne, de même que la vie à haute altitude. L'exercice physique mettant en jeu les muscles de la ceinture scapulaire (aviron, plongée) peut avoir un effet similaire.

6) Les facteurs influant sur la fonction pulmonaire opèrent souvent ensemble, de sorte qu'en pratique il est impossible de se référer à un seul jeu de valeurs théoriques ou de facteurs correctifs. Les valeurs utilisées devront être appropriées aux circonstances.

L'influence des différents facteurs sur la variabilité de la CVF est de $\pm 30\%$ pour le sexe, 8% pour l'âge, 20% pour la taille, 10% pour le groupe ethnique, 2% pour le poids, 3% pour les facteurs techniques, et les 30% restants s'expliquent par le tabagisme, les antécédents de pathologie respiratoire, etc. [246].

5.3 EXPRESSION DES RÉSULTATS

Il est habituel d'exprimer les résultats en pourcentage de la théorique (100.valeur observée/valeur théorique), et de fixer pour limite inférieure de la normale un seuil égal à 80% de la théorique. Cependant, cette solution n'est valable que lorsque la dispersion des valeurs est proportionnelle au niveau de la fonction pulmonaire, comme chez les enfants [253, 254]. Ce n'est pas le cas chez l'adulte, où la dispersion est indépendante du niveau [255-260] : dans ce cas, l'écart type résiduel autour de la valeur prédite par l'équation est une constante et non un facteur proportionnel. Le fait d'admettre une proportionnalité alors qu'il n'en existe pas peut conduire à d'importantes erreurs d'interprétation. On risque également des erreurs lorsqu'on adopte une limite inférieure fixe sans tenir compte de l'âge ou de tel ou tel autre paramètre du sujet (comme la taille, le sexe ou le groupe ethnique). Ainsi, lorsque le VEMS se situe à un écart type résiduel au-dessous de la théorique chez un adulte âgé de petite taille et chez un jeune de grande taille, les deux VEMS sont comparables bien que numériquement différents ; avec une expression en pourcentage de la théorique, on pourrait considérer, à tort, que la fonction ventilatoire est moins bonne chez le sujet âgé.

Pour la comparaison des valeurs réelles aux valeurs théoriques, il est recommandé de calculer le « standardised residual » = (valeur observée – valeur théorique)/écart type résiduel [19, 254]. Cette grandeur est appelée, dans la suite de ce texte ; « valeur résiduelle ».

On obtient ainsi un index sans dimension, qui indique de combien la valeur observée s'éloigne de la théorique, et donc quelle est la probabilité de cette valeur dans une population de référence ; cette probabilité se calcule ou se trouve dans des tables (par exemple, p. 28-30 de la réf. 261 ou p. 44 de la réf. 262). A titre d'exemple, une « valeur résiduelle » égale à 0 signifie que la valeur observée est égale à la valeur de référence (se situant donc au 50^e centile). Une « valeur résiduelle » de $-1,64$ ou $1,96$ indique que la valeur observée se situe respectivement au 5^e et au 97^e centiles. Le *tableau VIII* illustre le lien entre diverses valeurs de la « valeur résiduelle » et l'intervalle de confiance.

6 Résumé des recommandations

6.1 CONDITIONS DE MESURE

Avant les mesures, la manœuvre doit être soigneusement expliquée au sujet, avec démonstration. Il est important

TABLEAU VIII. — Valeur de la « valeur résiduelle » en fonction de l'intervalle de confiance dans le cas de variables à distribution normale.

IC à 99 %	2,576	IC à 95 %	1,960	IC à 60 %	0,842
IC à 98 %	2,326	IC à 90 %	1,644	IC à 50 %	0,674
IC à 97 %	2,170	IC à 80 %	1,282	IC à 40 %	0,524
IC à 96 %	2,054	IC à 70 %	1,036	IC à 30 %	0,385

d'insister sur la nécessité d'inspirer et d'expirer complètement à fond dans les épreuves portant sur toute la capacité vitale, et d'exercer un effort maximal tout au long de l'expiration dans les épreuves portant sur les débits forcés.

Le sujet doit être au repos et confortablement installé : desserrer les vêtements ajustés, régler la hauteur de l'embout buccal. Pour les mesures, le sujet doit être en position assise, le dos droit. Si la position est différente, il faut le mentionner car cela influe sur les volumes pulmonaires.

Il n'est pas recommandé d'enlever les dentiers car cela favorise les fuites en raison de la mollesse des joues et des lèvres, et on risque d'obtenir des valeurs anormalement élevées du volume thoracique ; cependant, pour les manœuvres ventilatoires forcées, il peut être nécessaire d'ôter un dentier mal ajusté. Le pince-nez est indispensable pour les mesures à faibles débits, comme dans la ventilation normale de repos, et il est conseillé pour les mesures des débits forcés. L'embout buccal doit être placé entre les dents et maintenu par les lèvres.

Autant que possible, pour faciliter le contrôle de qualité, les tracés seront visibles et enregistrés. Avant la mesure des volumes pulmonaires ou des débits ventilatoires forcés, on pourra autoriser deux essais pour permettre au sujet de se familiariser avec la manœuvre. Si l'on ne parvient pas à obtenir des résultats reproductibles, il faudra s'efforcer de recueillir plus que le nombre minimum d'épreuves techniquement acceptables. Si les critères de reproductibilité ne sont pas remplis même dans ce cas, cela devra être signalé dans le compte-rendu accompagnant les meilleurs résultats. Chez certains patients, la manœuvre de capacité vitale provoque une bronchoconstriction, de sorte que les mesures successives de la CV et des débits ventilatoires forcés vont en décroissant ; cette tendance doit être notée.

Les mesures doivent en principe être exécutées pendant les heures normales de travail, par un opérateur expérimenté. Idéalement, le sujet doit être au repos depuis 15 minutes, et ne pas avoir fumé depuis au moins une heure au moment de la mesure ; les mesures ne doivent pas être faites peu après un repas. Il convient de noter l'heure et la saison, car en cas de pathologie respiratoire les variations diurnes sont plus importantes que chez les sujets normaux. C'est pourquoi, lorsqu'on doit effectuer des mesures itératives, il est souhaitable de les réaliser à la même heure du jour. Il est également utile de noter l'heure de la dernière cigarette et de la dernière prise médicamenteuse, la qualité de la coopération du sujet et les éventuelles réactions indésirables (toux, par exemple).

Les volumes et débits ventilatoires sont corrigés aux conditions BTPS. Il faut donc noter la température de l'appa-

reil, ainsi que la pression barométrique et la pression de vapeur d'eau.

Pour les mesures itératives, les circonstances du test doivent être similaires à chaque occasion (heure, saison, appareillage et opérateur). L'opérateur doit être bien formé et il est souhaitable d'avoir validé la qualité de son travail en présence d'un opérateur expérimenté. Les volumes pulmonaires absolus (c'est-à-dire ceux qui incluent le volume résiduel) peuvent se mesurer par techniques de dilution gazeuse (de préférence à l'hélium) ou par pléthysmographie corporelle totale. Cette dernière technique est la méthode de choix en cas de syndrome obstructif, mais la fréquence des mouvements respiratoires contre l'obturateur fermé doit être inférieure à 1 s^{-1} ; à fréquence plus élevée, on risque de surestimer les volumes. Le diagnostic de trouble ventilatoire restrictif doit se fonder sur la mesure de la CPT, ou de la compliance pulmonaire statique [19]. Ces mesures sont également recommandées pour l'interprétation des paramètres dépendants du volume, comme les débits instantanés, le recul élastique du poumon, et la résistance des voies aériennes.

Pour la capacité vitale, on mesurera de préférence la CVI; si l'on ne dispose pas de moyens de mesure de la CVI, la CV expiratoire lente constitue une solution acceptable. De même, lorsqu'on rapporte le VEMS à la capacité vitale pour obtenir un index de la limitation des débits (rapport de Tiffeneau), c'est de préférence la CVI ou la CVE qui doivent figurer au dénominateur. Chez l'adulte, la différence entre valeur réelle et valeur théorique doit être exprimée en « valeur résiduelle » ([valeur réelle – valeur théorique]/écart type résiduel), qui indiquent de combien la valeur s'écarte de la théorique.

Lorsqu'on s'intéresse aux modifications des débits induites par un bronchodilatateur ou un bronchoconstricteur, le DEMM et les débits maximaux à un pourcentage donné de la CVF ne sont pas de bons témoins; en effet, ils risquent de n'être pas mesurés au même volume pulmonaire avant et après la bronchodilatation en raison de la variation de la CVF. Pour être considérée comme non ambiguë, la réponse en VEMS ou en CVF à un bronchodilatateur doit être supérieure à 12 % de la valeur théorique et dépasser 200 ml.

6.2 GRANDEURS

Les grandeurs majeures sont, pour les capacités ventilatoires, le VEMS et la CVF, et pour les volumes pulmonaires la CVI, la CRF, la CPT et le VR. Si l'on ne dispose que d'un spiromètre, on se passera des trois derniers paramètres. Le DEMM est également recommandé, de même que les courbes débit-volumes, à partir desquelles, outre la CVF et le VEMS, on peut obtenir les débits expiratoires forcés à différents volumes pulmonaires. Un prolongement logique consiste à compléter la spirométrie par une mesure de la CRF, du VR et de la CPT, par dilution gazeuse (de préférence à l'hélium) ou par pléthysmographie corporelle. En cas de syndrome obstructif, la pléthysmographie avec halètement à une fréquence inférieure à 1 s^{-1} est la meilleure solution pour la mesure de la CRF; dans ce cas, le pléthysmographe

permet également de mesurer la CVI et la CI par intégration du débit à la bouche, mesuré simultanément par le pneumotachographe associé.

- CVI *Capacité vitale inspiratoire.* On retiendra la plus forte des trois premières valeurs obtenues à l'issue de manœuvres techniquement satisfaisantes. La valeur choisie ne doit pas dépasser la suivante de plus de 5 % ou 100 ml (on prendra le plus important de ces deux écarts). Si la différence dépasse cette limite, on effectuera jusqu'à 8 mesures et on retiendra la valeur la plus élevée, en signalant si nécessaire qu'il n'a pas été possible d'obtenir des mesures reproductibles.
- CVF *Capacité vitale (expiratoire) forcée.* Les critères sont les mêmes que pour la CVI.
- CP *Capacité pulmonaire totale.* Par la méthode de dilution à l'hélium, $CPT = CRF + CI$ ou $CPT = VR + CVI$. En pléthysmographie corporelle totale, $CPT = CRF + CI$, où CRF est la moyenne d'au moins trois mesures s'écartant de moins de 10 % de la plus élevée, et où CI désigne la plus élevée des valeurs mesurées à la suite de l'une quelconque des mesures correctes de la CRF. Idéalement, il faudrait prendre la moyenne de deux mesures ou plus, mais en pratique cela se fait rarement lorsqu'on utilise la méthode de dilution, de sorte qu'il suffit d'une seule mesure de la CRF; en pléthysmographie, il convient de faire au moins trois mesures (préciser ce nombre).
- VR *Volume résiduel.* Avec la méthode de dilution à l'hélium, $VR = CRF - VRE$, où VRE est la plus élevée de trois mesures, mais on peut également utiliser la formule $VR = CPT - CVI$. En pléthysmographie corporelle, $VR = CPT - CVI$.
- VEMS *Volume expiratoire forcé à la première seconde.* On retiendra la plus élevée des trois premières mesures techniquement satisfaisantes. L'instant de début de l'expiration forcée est déterminé par extrapolation linéaire de la partie la plus pentue de la courbe volume-temps du spirogramme; l'extrapolation en volume ne doit pas dépasser 5 % de la CVF ou 100 ml (la plus grande de ces deux valeurs). Le VEMS retenu ne doit pas dépasser le suivant de plus de 5 % ou 100 ml (la plus grande de ces deux valeurs). Si la différence dépasse cette limite, on pourra effectuer jusqu'à 8 mesures et on retiendra la plus élevée, en signalant si nécessaire qu'il n'a pas été possible d'obtenir des résultats reproductibles.

DEMM	<i>Débit expiratoire maximal médian.</i> On retiendra la plus élevée des trois mesures effectuées au cours des trois premières expirations forcées satisfaisantes ; la valeur retenue doit provenir d'une manœuvre où la capacité vitale s'écarte de moins de 5 % de la plus forte CVF.
DEP	<i>Débit expiratoire de pointe.</i> On retiendra la plus forte des valeurs obtenues à partir des trois premières expirations techniquement satisfaisantes.
DEM _{x %CVF}	Débit expiratoire maximal lorsqu'il reste x % de la CVF dans le poumon. La valeur retenue est déterminée à partir de l'enveloppe d'au moins trois courbes débit-volume techniquement satisfaisantes, superposées en les faisant coïncider à la CPT. On peut également retenir la plus élevée des valeurs obtenues à partir de trois courbes ; la CVF de la courbe utilisée doit différer de moins de 5 % de la plus forte CVF. Les trois courbes débit-volume doivent être de forme similaire, et comporter un pic franc et non aplati, le débit de pointe de chaque courbe ne devant pas s'écarter de plus de 10 % de la valeur la plus élevée.

6.3 VALEURS THÉORIQUES

Les valeurs théoriques du *tableau VI* (§ 5.1) sont recommandées pour les hommes et femmes d'origine caucasienne. Les équations sont valables pour les âges de 18 à 70 ans, et pour des tailles de 1,55 à 1,95 m chez les hommes et de 1,45 à 1,80 m chez les femmes ; pour les sujets de 18 à 25 ans, les valeurs théoriques sont les mêmes que pour un sujet de 25 ans, et l'âge sera donc pris égal à 25 ans dans les équations.

Pour obtenir les limites supérieures (95^e centile) et inférieure (5^e centile) de la normale, on soustrait 1.64.ETR (écart type résiduel) de la moyenne calculée par l'équation *tableau VI*. Cette méthode est la meilleure car les limites ainsi obtenues sont indépendantes de l'âge, contrairement à celles exprimées en pourcentage de la valeur théorique.

6.4 MATÉRIELS

Les *tableaux IX, X et XI* présentent un résumé des recommandations. L'appareillage doit fournir une mesure précise du volume en fonction du temps, et du débit en fonction du temps et du volume. Il est souhaitable que l'opérateur puisse inspecter ces variables au moment de la mesure (affichage graphique précis et de préférence également affichage numérique). Le spiromètre doit avoir une capacité d'au moins 8 l ; le déplacement du spiromètre ou le signal de sortie de l'ensemble pneumotachographe-intégrateur doivent être linéaires, avec une précision de $\pm 3\%$ ou ± 150 ml (plus grande de ces deux valeurs). L'étalonnage en volume doit se faire à l'aide d'une seringue étalonnée de 3 litres, exacte à 25 ml près ; l'erreur sur le calibrage en volume peut donc aller

TABLEAU IX. — *Spécifications concernant les spiromètres utilisés pour la mesure des volumes pulmonaires statiques et dynamiques.*

Spécification	
Volume	déplacement d'au moins 8 l
exactitude	$\pm 3\%$ ou ± 50 ml (plus grande de ces deux valeurs)
résolution ¹	25 ml
Débit de gaz ²	au moins 180 l.min ⁻¹
Précision des temps	$\pm 1\%$
Pression à la bouche	< 0,6 kPa
Taux de CO ₂ ²	inférieur à 0,5 %
Branchements	arrivée d'oxygène arrivée de gaz traceur connexions pour l'analyseur de gaz
Pression motrice ³	inférieure à 0,03 kPa
Température	mesurée dans le spiromètre
Étalonnage	seringue étalonnée (3 litres)

¹ Variation minimale détectable.

² Pour la mesure de la CRF et les manœuvres inspiratoires.

³ Pression au niveau de l'embout buccal au-dessous de laquelle il n'y a plus de mouvement du spiromètre.

jusqu'à 3,5 % ou 70 ml. La mesure du temps doit être exacte à 1 % près ; pour les mesures impliquant une manœuvre de capacité vitale forcée, l'appareil doit pouvoir enregistrer pendant une durée de 15 s au minimum. Il doit être capable de détecter une variation de volume de 25 ml.

Les capteurs de température doivent être contrôlés une fois par semaine. Ils doivent avoir une précision de 0,5 °C, que l'on peut contrôler en les comparant à un thermomètre à mercure de précision connue égale à 0,1 °C.

Pour les sujets sains respirant de l'air, l'appareil doit pouvoir mesurer des débits de 0 à 15 l.s⁻¹ avec une précision de $\pm 3,5\%$ ou 0,007 l.s⁻¹ (on retiendra la valeur la plus élevée). La résistance dynamique doit être inférieure à 0,05 kPa.l⁻¹.s, et l'inertie inférieure à 0,001 kPa.l⁻¹.s². La

TABLEAU X. — *Spécifications des appareils utilisés pour la mesure pléthysmographique du volume pulmonaire.*

Spécification	
Pression à la bouche	- 2 à + 2 kPa
sensibilité*	$\pm 0,01$ kPa
Pléthysmographe	
gamme de pressions	au moins $\pm 2.10^{-2}$ kPa
sensibilité*	$\pm 5.10^{-5}$ kPa
Variation de volume	- 200 à + 200 ml (due à la compression gazeuse)
sensibilité*	$\pm 0,5$ ml
ΔP et ΔV	en phase jusqu'à 10 Hz

* Variation minimale détectable.

TABLEAU XI. — *Spécifications concernant les analyseurs d'hélium utilisés pour la mesure de la capacité résiduelle fonctionnelle.*

	Spécification
Linéarité	0-10 % d'hélium
Exactitude	± 1 % de la déflexion initiale
Résolution	< 0,05 % He
Débit de gaz	constant, > 200 ml.min ⁻¹ , gaz exempt de CO ₂ et de H ₂ O
Temps de réponse	réponse à 95 % en moins de 15 s (analyseur + spiromètre)

réponse dynamique doit être linéaire à 5 % près jusqu'à une fréquence de 3 Hz au moins pour la mesure du VEMS, du DEMM et du DEM₂₅, de 5 Hz pour le DEM₅₀ et de 20 Hz pour le DEP et le DEM₇₅ [263-268]. Ces recommandations sont résumées dans les *tableau IX, X et XI*. Elles sont à certains égards différentes de celles provenant d'autres sources [109, 141, 269]. L'étalonnage des débitmètres de pointe, qui peuvent ne pas répondre à tous les critères ci-dessus, est à l'étude.

L'étalonnage en volume doit se faire à l'aide d'une seringue à gaz ou par déplacement d'eau en maintenant le gaz à pression, température et humidité constantes. Pour l'étalonnage en temps, on peut utiliser un moteur électrique ou un oscillateur à cristal. De façon à pouvoir évaluer la réponse en fréquence, l'étalonnage en débit sera effectué de préférence en conditions de débit variable, par exemple au moyen d'une pompe sinusoïdale ou d'une servopompe contrôlée par ordinateur [109, 152]. Il sera également effectué en conditions de débit constant, à l'aide d'un rotamètre ou d'un piston, lui-même étalonné pour les conditions de la mesure. Pour étalonner un intégrateur et l'enregistreur auquel il est couplé, on peut soit utiliser une seringue à gaz, soit délivrer des débits constants connus pendant une durée mesurée avec précision, soit encore recourir à un générateur de débits et volumes, qui devra être capable de délivrer une gamme de volumes et de profils de débit couvrant les valeurs physiolo-

giques [150, 151]. L'étalonnage doit être contrôlé au début et à la fin de chaque séance de mesures.

6.5 HYGIÈNE

Le groupe de travail n'a pas connaissance de cas où des maladies auraient été transmises par l'intermédiaire de matériels d'exploration fonctionnelle respiratoire. Cependant, les mesures d'hygiène doivent faire partie de la routine quotidienne des laboratoires d'EFR. Il est impossible d'édicter à cet égard des recommandations valables dans tous les cas, en raison de la grande diversité des appareils utilisés ainsi que des pièces et matériaux mis en œuvre, dont chacun peut souffrir de telle ou telle technique de nettoyage ou de désinfection. Dans la Communauté européenne, les fabricants ont l'obligation de fournir les recommandations relatives au nettoyage et à la désinfection de leurs appareils.

D'une manière générale, les milieux humides sont favorables à la croissance des bactéries et des champignons : les matériels, tuyaux et connexions doivent donc être maintenus secs. Les sécrétions doivent être recueillies dans des pièges appropriés et jetées. Après le passage d'un patient, le circuit respiratoire sera ouvert à l'air libre et on fera circuler de l'air pendant dix minutes pour éliminer la condensation. Le robinet respiratoire sera nettoyé mécaniquement et désinfecté à l'aide d'un désinfectant adapté. A la fin de la journée, les spiromètres doivent être ouverts, nettoyés mécaniquement, désinfectés au moyen d'un désinfectant adapté, et séchés. De même, les tuyaux seront nettoyés et désinfectés ou stérilisés, puis secoués et suspendus pour séchage ; ils doivent avoir une surface intérieure lisse. Autant que possible, on utilisera des dispositifs jetables (par exemple pour l'embout buccal, qui peut être équipé d'un filtre antibactérien [270] ; le pince-nez sera mis en place avec une compresse. Embouts buccaux et pince-nez en caoutchouc seront nettoyés avec un détergent, mis à tremper dans un désinfectant, rincés et mis à sécher ; pendant le nettoyage, le technicien portera des gants de caoutchouc. A la fin de la semaine, on videra l'eau des spiromètres à eau et on les laissera sécher. On peut également les stériliser avec du glutaraldéhyde à 2 % [270].

ANNEXE

A Facteurs influant sur la mesure des débits gazeux par pneumotachographe¹

A.1 INTRODUCTION

Cette annexe a pour objectif d'illustrer les complexités de la mesure des débits gazeux par pneumotachographie. Les calculs présentés ne doivent pas être utilisés sans discernement pour corriger les étalonnages ou les mesures de débit, car ils se fondent pour la plupart sur les lois des gaz et non sur des données expérimentales. Par exemple, les transferts

de chaleur ne sont pas les mêmes dans les pneumotachographes de Fleisch et de Lilly, et l'hypothèse d'un équilibre thermique immédiat est simpliste. D'autres études s'imposent.

A.2 TEMPÉRATURE, VISCOSITÉ ET VOLUME

Le pneumotachographe est très utilisé dans l'exploration de la fonction ventilatoire et des échanges gazeux. Pourtant, il s'agit d'un instrument complexe si l'on veut tenir compte de tous les facteurs qui influent sur la mesure [271-279]. Nous abordons dans ce qui suit quelques uns des problèmes qui se posent.

¹ Cette section doit essentiellement à la contribution du Dr M. R. MILLER.

TABLEAU XII. — Viscosité (en kPa.s) de l'air ambiant et du gaz expiré à différentes températures.

	Air inspiré	Gaz expiré
20 °C	181,50	177,62
30 °C	185,43	180,73
34 °C	186,83	181,68
37 °C	187,81	182,24

La température influe doublement sur les propriétés d'un gaz à pression constante, avec des effets sur son volume et sur sa viscosité.

Le volume (V) d'une quantité de gaz est fonction de la température thermodynamique (T) et de la pression (P) :

$$P \cdot V = n \cdot R \cdot T$$

où n = nombre de moles et R = constante des gaz. Lorsque la quantité de gaz est constante, cette formule se réduit à

$$P \cdot V/T = C$$

où C = n.R = constante. Lorsque le gaz est saturé de vapeur d'eau, de sorte que la quantité de gaz varie avec la température (nombre variable de moles d'eau en phase gazeuse), la loi des gaz ne s'applique qu'au gaz sec :

$$V_1 \cdot V_2^{-1} = (P_2 - P_{T_2, H_2O}) \cdot T_1 \cdot (P_1 - P_{T_1, H_2O})^{-1} \cdot T_2^{-1}$$

où P_{T, H_2O} désigne la pression partielle de vapeur d'eau à la température T. Si le gaz se refroidit avant les mesures, le volume initial sera sous-estimé.

La viscosité du gaz augmente avec la température, mais l'influence de la température n'est pas la même pour tous les gaz [274]. Plus le gaz est visqueux, plus la chute de pression à travers un pneumotachographe ou une résistance est importante. La viscosité à différentes températures se calcule pour l'air ambiant par la formule de Sutherland [280, 281] et pour un mélange gazeux par les équations de Wilke [282] ou de Turner [283].

Nous présentons ci-après un exemple d'application de ces calculs à des données tirées de la référence [279] (voir *tableau XII*), données reproduites avec l'autorisation des auteurs). Dans cet exemple, les concentrations gazeuses sont les suivantes : dans l'air, N₂ 78,09 %, O₂ 20,95 %, CO₂ 0,03 %, Ar 0,93 %, H₂O saturation de 50 % ; dans le gaz expiré, N₂ 78,49 %, O₂ 16,52 %, CO₂ 4,06 %, Ar 0,93 %, H₂O saturation de 100 % ; la pression barométrique est de 101,3 kPa.

Le gaz inhalé et exhalé traverse un pneumotachographe et ses connexions, tous éléments qui agissent sur la température du gaz. La température du gaz exhalé à la bouche est d'environ 33-35 °C [284-286] ; elle a toutes chances de diminuer au cours de l'écoulement vers le pneumotachographe, sauf si les tuyaux de raccordement sont chauffés, ce qui est rarement le cas. On a recommandé [278, 279] de chauffer le pneumotachographe à 30 °C ; cela suffit à prévenir la condensation de vapeur d'eau. On peut calculer comment les changements de température et de viscosité jouent sur l'étalonnage en volume et sur les mesures du débit, selon que le

pneumotachographe est chauffé à 30 °C, ou non chauffé, à 20 °C.

A.2.1 Pneumotachographe non chauffé

L'étalonnage avec 1 litre d'air ambiant à 20 °C (viscosité 181,5 kPa.s, cf *tableau XII*) donne une mesure de 1 litre. Pour 1 litre de gaz expiré des poumons à 37 °C, se refroidissant à 20 °C, la mesure donnée par l'appareil serait alors de $1/1,102 = 0,9074$ l (cf *tableau III*), et la viscosité serait réduite d'un facteur $177,62/181,50 = 0,9786$ (cf *tableau XII*). Globalement pour 1 l de gaz expiré, la mesure est de $0,9074 \cdot 0,9786 = 0,9990$ l. Si l'on applique le facteur de correction nécessaire pour faire passer le gaz de 20 °C aux conditions BTPS (37 °C), le volume mesuré devient égal à 0,9786 l, de sorte que la variation réelle de volume est sous-estimée de 2,1 %. Le facteur de correction total devrait être de 1,125 et non de 1,102, chiffre fondé sur la seule correction BTPS. Dans les mêmes conditions, les débits et volumes inspiratoires seraient mesurés correctement, puisque les paramètres du gaz sont les mêmes à l'inspiration et lors de l'étalonnage.

A.2.2 Pneumotachographe chauffé

Dans le cas d'un pneumotachographe chauffé à 30 °C, et en supposant (ce qui n'est pas exact) que le gaz qui le traverse s'équilibre immédiatement et complètement à cette température, le volume de 1 litre d'air ambiant à 20 °C délivré lors de l'étalonnage se dilate d'un facteur $(273 + 30)/(273 + 20) = 1,034$, car la pression de vapeur d'eau ne varie pas. On considère néanmoins ce volume comme égal à 1,0 l, de sorte que pour 1 l à 30 °C on mesurerait $1/1,034 = 0,9671$ l. Un litre exhalé des poumons à 37 °C devient $1/1,044 = 0,9579$ l à 30 °C (cf *tableau III*) et la mesure est de $0,9579 \cdot 180,73/185,43 = 0,9336$ l (cf *tableau XII*), sous l'effet combiné du refroidissement et de la variation de la viscosité. Un volume réel de 1 l à 30 °C donnant une mesure de 0,9671 l, la mesure nette serait de $0,9336 \cdot 0,9671 = 0,9029$ l, soit un volume de $0,9029 \cdot 1,044 = 0,9426$ l après correction par le seul facteur BTPS, ce qui représente une sous-estimation de 5,7 %. Le bon facteur de correction devrait être de $1/0,9029 = 1,108$.

Si l'air inspiré est à 20 °C avec une saturation de vapeur d'eau égale à 50 %, l'application de la loi des gaz donne un facteur de correction de 1,115, comme l'indique le *tableau III*. La température du pneumotachographe n'intervient pas dans le calcul.

A.3 CONCLUSIONS

Le pneumotachographe non chauffé serait la meilleure solution s'il n'y avait pas les changements de température au cours de l'inspiration et de l'expiration, et la condensation de vapeur d'eau qui modifie la résistance de l'appareil et donc la mesure qu'il fournit. En pratique, un bon compromis consiste à chauffer l'appareil à 30 °C avec un système thermostatique [278, 279] : à cet égard, le pneumotachographe de Fleisch est meilleur que celui de Lilly car le transfert de chaleur y est meilleur. Idéalement, il faudrait effectuer l'étalonnage avec de l'air ambiant à 30 °C et saturé de vapeur d'eau (viscosité 185,43 kPa.s), de sorte qu'il ne reste qu'à corriger pour la viscosité du gaz expiré (180,73 kPa.s à 30 °C) : facteur de correction 0,975. Les calculs ci-dessus, dans le cas d'un pneumotachographe chauffé, supposent tous

une équilibration thermique instantanée, ce qui n'est pas réaliste. D'autres travaux expérimentaux sont donc nécessaires pour déterminer les corrections à apporter aux différents types de pneumotachographes. Pour les tests qui n'impliquent pas une mesure continue du débit ventilatoire, on peut accepter un pneumotachographe non chauffé, ventilé par un débit d'air ambiant entre les mesures [278, 279]. Il faut alors majorer de 2 % les mesures faites sur le gaz expiré si la température ambiante est de 20 °C, et corriger de manière appropriée les mesures à l'inspiration et à l'expiration si la température est différente. Cependant, ces suggestions doivent encore être contrôlées expérimentalement sur différents types et tailles de pneumotachographes.

B. Mesure du volume pulmonaire par la méthode de dilution de l'hélium

B.1 CAUSES D'ERREUR

Les calculs subissent l'effet des erreurs aléatoires et systématiques associées aux mesures de concentration; ces erreurs devraient être faibles par rapport à la variation de la concentration d'hélium consécutive au mélange gazeux. D'autres sources d'erreur sont la dissolution de l'hélium dans les liquides et tissus corporels et les imperfections de l'apport d'oxygène. L'erreur absolue sur la mesure du volume pulmonaire est fonction de la somme de toutes les erreurs individuelles.

B.2 ANALYSEUR À CONDUCTIVITÉ THERMIQUE

Les différents gaz ont des conductivités thermiques différentes (cf référence 287); dans le *tableau XIII*, elles sont exprimées par rapport à celle du CO₂. On peut estimer de quelle manière la sensibilité de l'analyseur d'hélium à divers gaz se manifeste dans un mélange He-O₂-N₂ (l'air est un mélange de 21 % d'O₂ et de 79 % de N₂); mais il ne s'agit là que d'une approximation car la conductivité thermique des mélanges de gaz est sensiblement différente de celle calculée algébriquement à partir des propriétés des gaz composants [288]. Commençons avec, dans le spiromètre, un mélange de 3 à 10 % d'He et 30 % d'oxygène dans de l'azote. On calcule *tableau XIII* les concentrations moyennes de N₂ et de O₂ atteintes après mélange des gaz alvéolaire et du spiromètre ($V_L = 3$ l, $V_{sp} = 5$ l, en supposant que les fractions alvéolaires de N₂, CO₂ et O₂ sont respectivement de 80 %, 5 % et 15 %); on maintient d'abord constante la concentration d'hélium dans le spiromètre, puis on calcule la concentration moyenne de chacun des trois gaz après le mélange entre spiromètre et alvéoles, en maintenant la concentration de CO₂ dans le poumon égale à 5 %.

Le *tableau XIV* montre que les variations du rapport O₂-N₂ pendant que [He] est maintenue constante n'ont qu'un effet très minime sur l'indication du cataphéromètre. A la suite du mélange entre le gaz du spiromètre et celui des alvéoles, la variation relative de la conductivité thermique par rapport à l'air est de 5,3 % lorsque la concentration initiale d'hélium est de 3 %, et de 12,9 % lorsqu'elle est de 10 %. Dans ce dernier cas, les erreurs de lecture auront un effet moindre, c'est-à-dire que le rapport signal/bruit sera plus favorable.

On peut approcher de la manière suivante l'influence des erreurs concernant la concentration des gaz, qu'elles soient dues à l'instrument de mesure lui-même (alinéarité, ou inter-

TABLEAU XIII. — Conductivité thermique de différents gaz par rapport au CO₂.

Gaz	Conductivité par rapport au CO ₂
CO ₂	1,00
Ar	1,27
N ₂	1,71
O ₂	1,83
He	11,04

action entre l'hélium et l'oxygène, l'azote et la vapeur d'eau) ou qu'il s'agisse d'erreurs de lecture. Soient V_L le volume pulmonaire, V_{sp} celui du spiromètre, $F_{sp, He, 1}$ et $F_{sp, He, 2}$ les concentrations fractionnelles d'hélium respectivement au début et à la fin de la phase de mélange. En l'absence d'erreurs de mesure,

$$V_L = V_{sp} \cdot (F_{sp, He, 1} / F_{sp, He, 2} - 1)$$

L'exactitude de la mesure est définie par une fraction p de la concentration initiale d'hélium (voir les recommandations), de sorte que dans le moins bon cas la première mesure est $F_{sp, He, 1} + p$ et la seconde $F_{sp, He, 2} - p$. L'équation devient alors

$$V_L = V_{sp} \cdot [(F_{sp, He, 1} \pm p) / (F_{sp, He, 2} \pm p) - 1]$$

On en déduit l'erreur relative E_{vol} sur la mesure du volume pulmonaire

$$E_{vol} = [(F_{sp, He, 1} \pm p) / (F_{sp, He, 2} \pm p) - 1] / (F_{sp, He, 1} / F_{sp, He, 2} - 1)$$

Dans le plus mauvais cas, l'erreur due aux erreurs d'exactitude évolue comme indiqué en *figure 9*, où p varie entre 0,5 et 3 % de la concentration initiale d'hélium. Noter que plus V_L est faible par rapport à V_{sp} plus l'erreur augmente; arbitrairement, il convient que le rapport soit $> 0,3$, car l'erreur sur le volume pulmonaire augmente rapidement lorsque le rapport est inférieur à cette limite (*fig. 9*).

B.3 SOLUBILITÉ DE L'HÉLIUM

Si la période de mélange gazeux se poursuit assez longtemps, l'hélium ne se répartit pas seulement entre le spiromètre et le poumon: il s'équilibre également avec le sang puis avec l'eau corporelle et la graisse. La dissolution de l'hélium est estimée à 0,3 ml.min⁻¹ par fraction de 1 % d'hélium dans le gaz alvéolaire [155], soit 0,5 ml.s⁻¹ par 1 %

TABLEAU XIV. — Conductivité thermique calculée de mélanges gazeux par rapport à celle de l'air sec (79 % N₂ et 21 % O₂).

O ₂	Concentrations gazeuses (%)			conductivité/air
	He	N ₂		
30	3	67		1,1675
24,56	3	72,44		1,1638
24,84	1,91	73,25		1,1054
30	10	60		1,5439
23,88	10	66,12		1,5397
24,84	6,37	68,79		1,3452

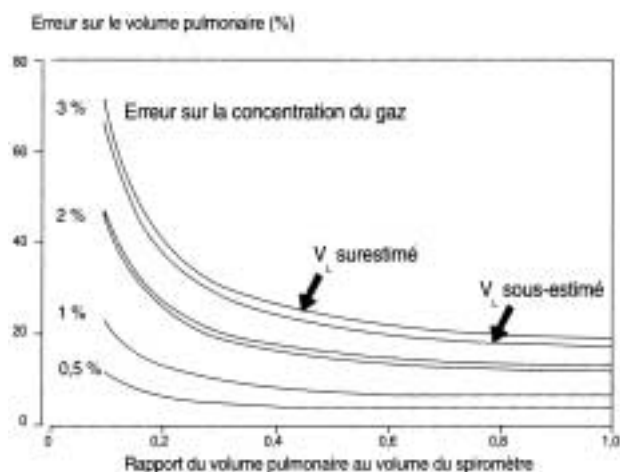


FIG. 9. — Erreur maximale sur la mesure du volume pulmonaire si les concentrations d'hélium au début et à la fin de la mesure de la CRF diffèrent de x % de la concentration initiale d'hélium (modifié de la réf. [290]).

de concentration fractionnelle. Ce chiffre ne tient pas compte du fait que l'eau et la graisse corporelles finissent par se saturer d'hélium de sorte qu'à terme la dissolution diminue. Pour obtenir une approximation de l'erreur, on procède comme suit. Supposons que $V_L = 0,043.W$, où V_L est en litres et $W =$ masse corporelle en kg ; prenons par ailleurs pour l'eau corporelle une masse de $0,6 W$ et pour la graisse $0,1 W$; pour une personne de 70 kg, $V_L = 3$ litres. Les coefficients de partage de l'hélium sont de $0,0088$ (sang/gaz) et $1,7$ (huile/eau) [289]. L'ensemble des liquides et graisses corporelles est donc équivalent à un compartiment gazeux de

$$(0,6 + 0,1 \cdot 1,7) \cdot W \cdot 0,0088 = 0,006776 \cdot W \text{ litres}$$

Dans cet exemple, si la période de mélange gazeux se poursuit assez longtemps pour que soit atteint l'équilibre entre le gaz, l'eau et les tissus corporels, V_L sera surestimé de

$$(0,043 + 0,006776) / 0,043 - 1 = 0,1576$$

soit pratiquement 16 %. La surestimation de V_L serait encore plus nette avec des gaz traceurs plus solubles comme N_2 . En cas d'augmentation de la CRF par obstruction des voies aériennes ou par emphysème, l'erreur relative due aux compartiments liquides et tissulaires est moindre, alors qu'elle est plus importante en cas de syndrome restrictif.

B.4 IMPERFECTIONS DE L'APPORT D'OXYGÈNE

Les concentrations gazeuses ne dépendent pas seulement du processus de mélange et de la dissolution de l'hélium, mais également du bilan entre consommation et apport d'oxygène. A partir de V_L , V_{sp} , $F_{sp, He, 1}$, et $F_{sp, He, 2}$, définis plus haut, on obtient :

$$V_{sp} \cdot F_{sp, He, 1} = (V_{sp} + V_L) \cdot F_{sp, He, 2}$$

Si l'on ne tient pas compte de l'influence des variations des concentrations d'oxygène et d'azote sur l'appareil de mesure, on peut calculer une approximation de l'erreur de la manière suivante. A tout instant t , l'erreur volumétrique V_{err} sur l'apport d'oxygène est

$$V_{t, err} = \text{apport d'oxygène} - \text{consommation d'oxygène}$$

et l'équation ci-dessus devient

$$V_{sp} \cdot F_{sp, He, 1} = (V_{sp} + V_L + V_{t, err}) \cdot F_{sp, He, 2}$$

et l'erreur relative sur le volume pulmonaire devient

$$(V_L + V_{t, err}) / V_L - 1$$

On notera qu'une erreur volumétrique sur l'apport d'oxygène faible par rapport au volume du spiromètre protège contre une chute dangereuse de la concentration inspirée d'oxygène en cas de mesures prolongées.

Références

1. HYATT RF, OKESON GC, RODARTE JR : Influence of expiratory flow limitation on the pattern of lung emptying in man. *J Appl Physiol* 1973;35:411-9.
2. RODARTE JR, HYATT RE, CORTESE DA : Influence of expiratory flow on closing capacity at low expiratory flow rates. *J Appl Physiol* 1975;39:60-5.
3. GUERRY-FORCE ML, MALLER NL, WRIGHT JL, WIGGS B, COPPIN C, PARÉ 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.
4. RIES AL, SOSA G, PREWITT L, FRIEDMAN PJ, HARWOOD IR : Restricted pulmonary function in cystic fibrosis. *Chest* 1988; 94:575-9.
5. DENOLIN H, ARHIRI M : Nomenclature and definitions in respiratory physiology and clinical aspects of chronic lung diseases. *Bull Physiopath Respir* 1975;11:937-59.
6. BÉGIN P, GRASSINO A : Inspiratory muscle dysfunction and chronic hypercapnia in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1991;143:905-12.
7. DAWSON SV, ELLIOTT EA : Wave-speed limitation on expiratory flow - a unifying concept. *J Appl Physiol* 1977;43:498-515.
8. MELISSINOS CG, MEAD J : Maximum expiratory flow changes induced by longitudinal tension on trachea in normal subjects. *J Appl Physiol* 1977;43:537-44.
9. INGRAM RH, SCHILDER DP : Effect of thoracic gas compression on the flow-volume curve of the forced vital capacity. *Am Rev Respir Dis* 1966;94:56-63.
10. SADOUL P : Mesure de la capacité vitale et des débits maximaux. In : Denolin H, Sadoul P, Orié NGM eds. L'exploration fonctionnelle pulmonaire, 2me partie. Flammarion, Paris 1971.
11. VAN DE WOESTIJNE KP, AFSCHRIFT M : Airway dynamics during forced expiration in patients with chronic obstructive lung disease. In : Orié NGM, Van der Lende R eds. Bronchitis m. Royal Van Gorcum, Assen 1970 ; pp. 195-206.
12. KROWKA MJ, ENRIGHT PL, RODARTE JR, HYATT RE : Effect of effort on measurement of forced expiratory volume in one second. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:829-33.
13. MACKLEM PT, WILSON NJ : Measurement of intrabronchial pressure in man. *J Appl Physiol* 1965;20:653-63.
14. MACKLEM PT, FRASER RG, BATES DV : Bronchial pressures and dimensions in health and obstructive airway disease. *J Appl Physiol* 1963;18:699-706.

15. TECULESCU DB : Density dependence of forced expiratory flows. Methodological aspects. *Bull Europ Physiopath Respir* 1985;21:193-204.
16. TECULESCU DB, PRÉFAUT C : Why did density dependence of maximal expiratory flows not become a useful epidemiological tool ? *Bull Europ Physiopath Respir* 1987;23:639-48.
17. CASTILE RG, PEDERSEN OF, DRAZEN JM, INGRAM JH Jr : Density dependence of maximal flow in dogs with central and peripheral obstruction. *J Appl Physiol* 1983;55:717-25.
18. ESTENNE E, KETELBANT P, PRIMO G, YERNAULT JC : Human heart-lung transplantation : physiologic aspects of the denervated lung and post-transplant obliterative bronchiolitis. *Am Rev Respir Dis* 1987;135:976-8.
19. QUANJER PHH (ed) : Standardized lung function testing. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Coal and Steel. *Bull Europ Physiopath Respir* 1983;19, suppl 5:1-95.
20. Council directive of 20 December 1979 on the approximation of the laws of the Member States relating to units of measurement and on the repeal of Directive 71/354/EEC ; 80/181/EEC. Official Journal of the European Communities L39,1980;23:40-50.
21. MATTHYS H : Clinical Respiratory Physiology, Abbreviations, symbols and units, definitions. Working document of the European Society for Clinical Respiratory Physiology, *Literae Medicinales Thomae* 1978.
22. Kommission der Deutschen Gesellschaft für Innere Medizin zur Nonnung der Nomenklatur und der Symbole von Atmungsgrößen : Kongresszentralblatt Ges. *Innere Medizin* 1958;192:1-6.
23. Units, symbols and abbreviations : A guide for biological and medical editors and authors. The Royal Society for Medicine, 1977.
24. VAN ASSENDELFT OW, MOOK GA, ZIJLSTRA WG : International System of units (SI) in physiology. *Pfluegers Arch* 1973;339:265-72.
25. SI units and recommendations for the use of their multiples and certain other units : International Standard ISO 1000. International Organization for Standardization, 1973.
26. Symbols, units and nomenclature in physics : International Union of Pure and Applied Physics, document UIP 11 (SUN 65-3), 1965.
27. The SI for the health professions : World Health Organization, Geneva, 1977.
28. COTES JE : SI units in respiratory medicine. *Am Rev Respir Dis* 1975;112:753-5.
29. DOUMA JH, JACQUEMIN C, KAMBUROFF PL, PESLIN R, VISSEER BF : Quantifies and units in respiratory mechanics. *Bull Physiopath Respir* 1973;9:1242-3.
30. KAMBUROFF PL : Standardization of units and nomenclature in lung mechanics. *Bull Physiopath Respir* 1972;8:873.
31. PESLIN R : Units, symbols, abbreviations. Report presented at the WHO-SEPCR meeting in Sirmione, 1975.
32. VISSER BF : Quantities and units in respiratory physiology. *Bull Physiopath Respir* 1973;9:513-4.
33. BECKLAKE MR, PERMUTT S : Evaluation of tests of lung function for « screening » for early detection of chronic obstructive lung disease. In : The lung in the transition between health and disease, Macklem PT and Permutt S (ed.). Marcel Dekker, New York, 1979, pp. 345-387.
34. HANSEN LM, PEDERSEN OF, LYAGER S, NAERAA N : Differences in vital capacity due to the methods employed (in Danish). *Ugerkr Laeger* 1983;145:2752-6.
35. BEDELL GN, WILSON WR, SEEBOHM DM : Pulmonary function in obese persons. *J Clin Invest* 1958;37:1049-60.
36. BARRERA F, REIDENBERG MM, WINTERS WL : Pulmonary function in the obese patient. *Am J Med Sci* 1967;785-96.
37. GILBERT R, SIPPLE JH, AUCHINCLOSS JH : Respiratory work and control of breathing in obese subjects. *J Appl Physiol* 1961;16:21-6.
38. EMIRGIL C, SOBOL BJ : The effects of weight reduction on pulmonary function and the sensitivity of the respiratory center in obesity. *Am Rev Respir Dis* 1973;108:831-42.
39. RAY CS, SUE DY, BRAY G, HANSEN JE, WASSERMAN K : Effects of obesity on respiratory function. *Am Rev Respir Dis* 1983;128:501-6.
40. THOMAS PS, OWEN ERTC, HULANDS G, MILLEDGE JS : Respiratory function in the morbidly obese before and after weight loss. *Thorax* 1989;44:382-6.
41. NAIMARK A, CHEMIACK RM : Compliance of the respiratory system and its components in health and obesity. *J Appl Physiol* 1960;15:377-82.
42. BRULOT N, KADAS V, GRASSINO A, MILIC-EMILI J : Positional variation in lung volumes in COPD. *Am Rev Respir Dis* 1992;145:A764.
43. PIERCE RJ, BROWN DJ, HOLMES M, CUMMING G, DENISON DM : Estimation of lung volumes from chest radiographs using shape information. *Thorax* 1979;34:726-34.
44. ROSS JC, COPHER DE, TEAYS JD, LORD TJ : Functional residual capacity in patients with pulmonary emphysema. *Ann Int Med* 1962;57:18-28.
45. TIERNEY DF, NADEL JA : Concurrent measurements of functional residual capacity by three methods. *J Appl Physiol* 1962;17:871-3.
46. WOITOWITZ HJ, BUCHHEIM FW, WOITOWITZ R : Zur Theorie und Praxis der Ganzkörperplethysmographie in der Lungenfunktionsanalyse. *Prax Pneumol* 1967;8:449-71.
47. PARÉ PD, WIGGS BJ, COPPIN CA : Errors in the measurement of total lung capacity in chronic obstructive lung disease. *Thorax* 1983;38:468-71.
48. BUSH A, DENISON DM : Use of different magnification factors to calculate radiological lung volumes. *Thorax* 1986;41:158-9.
49. RODENSTEIN DO, SOPWITH TA, STANESCU DC, DENISON DM : Re-evaluation of the radiographic method for measurement of total lung capacity. *Bull Europ Physiopath Respir* 1985;21:521-5.
50. PIERCE RJ, BROWN DJ, DENISON DM : Radiographic, scintigraphic and gas dilution estimates of individual lung and blood volumes in man. *Thorax* 1980;35:777-80.

51. QUANJER PhH, DE PATER L, TAMMELING GJ : Plethysmographic evaluation of airway obstruction. Netherlands Asthma Foundation, Leusden, 1971.
52. CORBEEL LJ : Comparison of measurements of functional residual capacity and thoracic gas volume in chronic obstructive pulmonary disease. In : Prog Resp Res, vol 4 (Body plethysmography), DuBois AB and Van de Woestijne KP eds., pp. 199-204. Karger, Basel/New York, 1969.
53. LABADIE H, VAN EENIGE MJ : The routine assessment of residual volume by body plethysmography (in Dutch). *Ned Tijdschr Geneesk* 1968;115:938-40.
54. BEDELL GN, MARSHALL R, DUBOIS AB, HARRIS JH : Measurement of the volume of gas in the gastro-intestinal tract. Values in normal subjects and ambulatory patients. *J Clin Invest* 1956;35:336-45.
55. BROWN R, HOPPIN FG Jr, INGRAM JH Jr, SAUNDERS NA, MCFADDEN E Jr : Influence of abdominal gas on the Boyle's law determination of thoracic gas volume. *J Appl Physiol* 1978;44:469-73.
56. DUBOIS AB, BOTELHO SY, BEDELL GN, MARSHALL R, COMROE JH Jr : A rapid plethysmographic method for measuring thoracic gas volume ; a comparison with a nitrogen wash-out method for measuring functional residual capacity. *J Clin Invest* 1956;35:322-6.
57. BROWN R, INGRAM JH Jr, MCFADDEN ER Jr : Problems in the plethysmographic assessment of changes in total lung capacity in asthma. *Am Rev Respir Dis* 1978;118:685-92.
58. BROWN R, SCHARF S, INGRAM JH Jr : Nonhomogeneous alveolar pressure swings in the presence of airway closure. *J Appl Physiol* 1980;49:398-402.
59. DEMEDTS M, VAN DE WOESTIJNE KP : Which technique for total lung capacity measurement ? *Bull Europ Physiopath Respir* 1980;16:705-9.
60. HABIB MP, ENGEL LA : Influence of panting technique on the plethysmographic measurement of thoracic gas volume. *Am Rev Respir Dis* 1978;117:265-71.
61. RODENSTEIN DO, STANESCU DC : Reassessment of lung volume measurement by helium dilution and body plethysmography in chronic airflow obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:1040-4.
62. SHORE S, MILIC-EMILI J, MARTIN JG : Reassessment of body plethysmographic technique for the measurement of thoracic gas volume in asthmatics. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:515-20.
63. 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.
64. RODENSTEIN DO, STANESCU DC : Demonstration of failure of body plethysmography in airway obstruction. *J Appl Physiol* 1982;52:949-54.
65. RODENSTEIN DO, STANESCU DC : Frequency dependence of plethysmographic volume in healthy and asthmatic subjects. *J Appl Physiol* 1982;52:159-65.
66. BEARDSMORE CS, STOCKS J, SILVERMAN M : Problems in measurement of thoracic gas volume in infancy. *J Appl Physiol* 1982;52:995-9.
67. HELMS P : Problems with plethysmographic estimation of lung volume in infants and small children. *J Appl Physiol* 1982;52:698-702.
68. STANESCU DC, RODENSTEIN D, CAUBERGHES M, VAN DE WOESTIJNE KP : Failure of body plethysmography in bronchial asthma. *J Appl Physiol* 1982;52:939-48.
69. MASHALLA YJS : Measurement of lung volumes in healthy subjects and in subjects with airflow limitation. Emphasis on patients with airways obstruction resulting in gas mixing disorders. PhD Thesis, Dar-Es-Salaam, Tanzania, 1987.
70. SHARP JT, HENRY JP, SWEANY SK, MEADOWS WR, PIETRAS RJ : Effects of mass loading the respiratory system in man. *J Appl Physiol* 1964;19:959-66.
71. STERK PJ, QUANJFF PhH, VAN DER MAAS LLJ, WISE ME, VAN DER LENDE R : The validity of the single breath nitrogen determination of residual volume. *Bull Europ Physiopath Respir* 1980;16:195-213.
72. LANIER RC, OLSEN GN : Can concomitant restriction be detected in adult men with airflow obstruction ? *Chest* 1991;99:826-30.
73. WIGGINS J, STRICKLAND B, TURNER-WARWICK M : Combined cryptogenic fibrosing alveolitis and emphysema : the value of high resolution computed tomography in assessment. *Respir Med* 1990;84:365-9.
74. OWENS MW, KINASEWITZ GT, ANDERSEN WM : Clinical significance of an isolated reduction in residual volume. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:1377-80.
75. BRADWIK I, WOLLMER P, SIMONSSON B, ALBRECHTSSON U, LYTTKENS K, JONSON B : Lung mechanics and their relationship to lung volumes in pulmonary sarcoidosis. *Eur Respir J* 1989;2:643-51.
76. SCHWARTZ DA, MERCHANT RK, HELRNEERS RA, GILBERT SR, DAYTON CS, HUNMNGHAKE GW : The influence of cigarette smoking on lung function in patients with idiopathic pulmonary fibrosis. *Am Rev Respir Dis* 1991;144:504-6.
77. LINDMARK BE, ARBORELIUS M Jr, ERIKSSON SG : Pulmonary function in middle-aged women with heterozygous deficiency of the serine protease inhibitor alpha-1-antichymotrypsin. *Am Rev Respir Dis* 1990;141:884-8.
78. DE TROYER A, YERNAULT JC, RODENSTEIN D, ENGLERT M, DE COSTER A : Pulmonary function in patients with primary spontaneous pneumothorax. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1978;14:31-9.
79. LESUR O, DELORME N, FROMAGET JM, BEMADAC P, POLU JM : Computed tomography in the etiologic assessment of idiopathic spontaneous pneumothorax. *Chest* 1990;98:341-7.
80. COLEBATCH HJH, NG CKY : Rate of increase in pulmonary distensibility in a longitudinal study of smokers. *Thorax* 1988;43:175-82.
81. SÉRIÈS F, CORMIER Y, LA FORGE J : Role of lung volumes in sleep apnoea-related oxygen desaturation. *Eur Respir J* 1989;2:26-30.
82. DERVEAUX L, IVANOFF I, ROCHETTE F, DEMEDTS M : Mechanism of pulmonary function changes after surgical correction for funnel chest. *Eur Respir J* 1988;1:823-5.
83. YERNAULT JC, GIBSON GJ : Interactions between lung and chest wall in restrictive ventilatory defects. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1982;18:395-401.

84. LOISEAU A, LOISEAU P, SAUMON G : A simple method for correcting single breath total lung capacity for underestimation. *Thorax* 1990;45:873-7.
85. ROBERTS CM, MACRAE KD, SEED WA : Multi-breath and single breath helium dilution lung volumes as a test of airway obstruction. *Eur Respir J* 1990;3:515-20.
86. WADE JF, MORTENSON R, KWIN CG : Physiologic evaluation of bullous emphysema. *Chest* 1991;100:1151-4.
87. NICKOLADZE GD : Functional results of surgery for bullous emphysema. *Chest* 1992;101:119-22.
88. TIFFENEAU R, PINELLI A : Régulation bronchique de la ventilation pulmonaire. *J Fr Méd Chir Thorac* 1948;2:221-44.
89. LEUALLEN EC, FOWLER WS : Maximal mid-expiratory flow. *Am Rev Tuberc Pulm Dis* 1953;72:783-800.
90. FISHER J, SHAW J : Calibration of some Wright peak flow meters. *Br J Anaesth* 1980;52:461-4.
91. FRY DL, HYATT RE : Pulmonary mechanics : a unified analysis of the relationship between pressure, volume and gas flow in the lungs of normal and diseased human subjects. *Am J Med* 1960;29:672-89.
92. McDONALD JB, COLE TJ : The flow-volume loop : reproducibility of air and helium-based tests in normal subjects. *Thorax* 1980;35:6-69.
93. LAPP NL, HYATT RE : Some factors affecting the relationship of maximal expiratory flow to lung volume in health and in disease. *Dis Chest* 1967;51:475-81.
94. PEDERSEN OF, INGRAM RH Jr : Configuration of maximum expiratory flow-volume curve : model experiments with physiological implications. *J Appl Physiol* 1985;58:1305-13.
95. NEUBURGER N, LEVISON H, KRUGER K : Transit time analysis of the forced expiratory vital capacity in cystic fibrosis. *Am Rev Respir Dis* 1976;114:753-9.
96. MILLER MR, PINCOCK AC : Repetability of the moments of the truncated forced expiratory spiogram. *Thorax* 1982;37:205-11.
97. CHINN DJ, COTES JE : Transit time analysis of spiograms : which blow is best ? *Bull Europ Physiopath Respir* 1986;22:461-6.
98. HARRISON BDW : Upper airway obstruction - a report on sixteen patients. *Quart J Med* 1976;45:625-45.
99. LABADIE H : Proc Europ Acad Allergy, Barcelona 1960, pp. 83-112. Stenfert Kroese, Leiden 1960.
100. JONES JSR, RENAETTI AD Jr, MITCHELL MM : The maximal breathing capacity in extrathoracic airway obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1972;106:925-7.
101. MILLER RD, HYATT RE : Evaluation of obstructing lesions of the trachea and larynx by flow-volume loops. *Am Rev Respir Dis* 1973;108:475-81.
102. ROTMAN HH, LISS HP, WEG JG : Diagnosis of upper airway obstruction by pulmonary function testing. *Chest* 1975;68:796-9.
103. KRYGER M, BODE F, ANTIC R, ANTHONISEN N : Diagnosis of obstruction of the upper and central airways. *Am J Med* 1976;61:85-93.
104. FLETCHER C, PETO R, TINKER C, SPEIZER FE : The natural history of chronic bronchitis and emphysema. Oxford University Press, Oxford, 1976.
105. MEAD J : Volume displacement body plethysmograph for measurements on human subjects. *J Appl Physiol* 1960;15:736-40.
106. PINCOCK AC, MILLER MR : The effect of temperature on recording spiograms. *Am Rev Respir Dis* 1983;128:894-8.
107. HANKINSON JL, VIOLA DO : BTPS correction factors for spirometric data. *J Appl Physiol* 1983;44:1354.
108. HANKINSON JL, CASTELLAN RM, KINSLEY KB, KEIMIG DG : Effects of spirometer temperature on FEV, shift changes. *J Occup Med* 1986;28:1ae2-1225.
109. ATS Statement : Standardization of spirometry - 1987 update. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:1285-98.
110. LAVAL P, FELICIANO JM, FONDARAI J, KLEISBAUER JP, POIRIER R : Variations de la capacité respiratoire fonctionnelle et des résistances des voies aériennes chez des sujets normaux en position assise puis couché. *Bull Physiopath Respir* 1971;7:743-64.
111. BURKI NK : The effects of changes-in functional residual capacity with posture on mouth occlusion pressure and ventilatory pattern. *Am Rev Respir Dis* 1977;116:895-900.
112. PAROT S, CHAUDUN E, JACQUEMIN E : The origin of postural variations of human lung volumes as explained by the effects of age. *Respiration* 1970;27:254-60.
113. TOWNSEND MC : Spirometric forced expiratory volumes measured in standing versus the sitting posture. *Am Rev Respir Dis* 1984;130:123-4.
114. PIERSON DJ, DICK NP, PETTY TL : A comparison of spirometric values with subjects in standing and sitting positions. *Chest* 1976;70:17-20.
115. BATES DV, MACKLEM PT, CHRISTIE RV : Respiratory function in disease. 2nd ed. WB Saunders, Philadelphia, 1971.
116. D'ANGELO E, ROBATTO FM, CALDERINI E, TAVOLA M, BONO D, TORRI G, MILIC-EMILI E : Pulmonary and chest wall mechanics in anesthetized paralyzed humans. *J Appl Physiol* 1991;70:2602-10.
117. D'ANGELO E, PRANDI E, MILIC-EMILI J : Dependence of maximal flow-volume curves on time-course of preceding inspiration (abstract). *Am Rev Respir Dis* 1992;145:A28.
118. NADEL JA, TIERNEY DF : Effect of previous deep inspiration on airway resistance in man. *J Appl Physiol* 1961;16:717-9.
119. FAIRSHTER RD : Effect of deep inspiration on expiratory flow in normals and patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1986;22:119-25.
120. FAIRSHTER RD : Airway hysteresis in normal subjects and individuals with chronic airflow obstruction. *J Appl Physiol* 1985;58:1505-10.
121. ZAMEL N : Partial flow-volume curves. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1984;20:471-5.
122. MIALON P, BARTHÉLÉMY L, SÉBERT P : Effects of maximal breath holding on maximal expiratory flows. *Eur Respir J* 1989;2:340-3.
123. DUGGAN CJ, CHAN J, WHELAN AJ, BEREND N : Bronchodilation induced by deep breaths in relation to transpulmonary pressure and lung volume. *Thorax* 1990;45:930-4.

124. GAYRARD P, OREHEK J, GRIMAUD C, CHARPIN J : Mechanism of the bronchoconstrictor effects of deep inspiration in asthmatic patients. *Thorax* 1979;34:234-40.
125. FISH JE, PETERMAN VI, CUGELL DW : Effect of deep inspiration on airway conduction in subjects with allergic rhinitis and allergic asthma. *J Allergy Clinical Immunol* 1977;60:41-6.
126. FISH JE, ANKIN MG, KELLY JF, PETERMAN VL : Regulation of bronchomotor tone by lung inflation in asthmatic and non-asthmatic subjects. *J Appl Physiol* 1981;50:1079-86.
127. 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.
128. 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.
129. GAYRARD P, OREHEK J, GRIMAUD C, CHARPIN J : Bronchoconstrictor effect of a deep inspiration in patients with asthma. *Am Rev Respir Dis* 1975;111:443-9.
130. OREHEK J, CHARPIN J, VELARDOCCIO JM, GRIMAUD C : Bronchomotor effect of bronchoconstriction-induced deep inspirations in asthmatics. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:297-305.
131. LIM TK, PRIDE MB, INGRAM JH Jr : Effects of volume history during spontaneous and acutely induced airway obstruction in asthma. *Am Rev Respir Dis* 1987;135:591-6.
132. BEAUPRÉ A, OREHEK J : Factors influencing the bronchodilator effect of a deep inspiration in asthmatic patients with provoked bronchoconstriction. *Thorax* 1982;37:124-8.
133. BURNS CB, TAYLOR WR, INGRAM RH : Effects of deep inhalation in asthma : relative airway and parenchymal hysteresis. *J Appl Physiol* 1985;59:1590-6.
134. HIDA W, ARAI M, SHINDOH C, LIU YN, SASAKI H, TAKISHIMA T : Effect of inspiratory flow rate on bronchomotor tone in normal and asthmatic subjects. *Thorax* 1984;39:86-92.
135. OREHEK J, NICOLI MM, DELPIERRE S, BEAUPRÉ A : Influence of the previous deep inspiration on the spirometric measurement of provoked bronchoconstriction in asthma. *Am Rev Respir Dis* 1981;123:269-72.
136. PICHURKO BM, INGRAM RH : Effects of airway tone and volume history on maximal expiratory flow in asthma. *J Appl Physiol* 1987;62:1133-40.
137. MALO J, L'ARCHEVÈQUE J, CARTIER A : Comparative effects of volume history on bronchoconstriction induced by hyperventilation and methacholine in asthmatic subjects. *Eur Respir J* 1990;3:639-43.
138. WHEATLEY JR, PARÉ PD, ENGEL LA : Reversibility of induced bronchoconstriction by deep inspiration in asthmatic and normal subjects. *Eur Respir J* 1989;2:331-9.
139. STERK PJ, DANIEL EE, ZAMEL N, HARGREAVE FE : Limited bronchoconstriction to methacholine using partial flow-volume curves in non-asthmatic subjects. *Am Rev Respir Dis* 1985;132:272-7.
140. FELLIS BG Jr, SPEIZER FE, BISHOP Y, PRANG G, WEENER J : Spirometry for an epidemiologic study : deriving optimum summary statistics for each subject. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1978;14:145-66.
141. ATS Statement : Snowbird workshop on standardization of spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:831-8.
142. KNUDSON RJ, LEBOWITZ MD, SLATIN RC : The timing of the forced vital capacity. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:315-8.
143. KORY RC, CALLAHAN R, BOREN HG, SYNER HC : The Veterans Administration - Army co-operative study of pulmonary function. 1. Clinical spirometry in normal men. *Am J Med* 1961;30:243-58.
144. GIMENO F, BERG WC, SLUITER HJ, TAMMELING GJ : Spirometry-induced bronchial obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1972;105:68-74.
145. PENNOCK BE, ROGERS RM, MCCAFFEE DR : Changes in measured spirometric indices - what is significant. *Chest* 1981;80:97-9.
146. PESLIN R, BOHADANA A, HANNHART B, JARDIN P : Comparison of various methods for reading maximal expiratory flow-volume curves. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:271-8.
147. SCHRADER PC, QUANJER PhH, VAN ZORNEREN BC, DE-GROODT EG, WEVER AMJ, WISE ME : Selection of variables from maximum expiratory flow-volume curves. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1978;14:43-9.
148. TAMMELING GJ, QUANJER PhH : Contours of breathing 1. CH Bøhringer Sohn, Ingelheim am Rhein, 1979.
149. PERKS WH, SOPWITH T, BROVN D, JONES CH, GREEN M : Effects of temperature on Vitalograph spirometer readings. *Thorax* 1983;58:592-4.
150. PEDERSEN OF, NAERAA N, LYAGER S, HILBERG C, LARSEN L : A device for evaluation of flow recording equipment. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1983;19:515-20.
151. PETUSEVSKY ML, LYONS LD, SMITH AA, EPLER GR, GAENSLER EA : Calibration of time derivatives of forced vital capacity by explosive decompression. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:343-50.
152. HANKINSON JL, GARDNER RM : Standard wave forms for spirometer testing. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:362-4.
153. VARÈNE P, VIEILLEFOND H, SAUMON G, LAFOSSE JE : Étalonnage des pneumotachographes par méthode intégrale. *Bull Physiopathol Respir* 1974;10:340-60.
154. HATHIRAT S, RENAETTI AD Jr, MITCHELL M : Measurement of the total lung capacity by helium dilution in a constant volume system. *Am Rev Respir Dis* 1970;102:760-70.
155. TAMMELING GJ : Residual volume and the functional residual capacity (in Dutch). -PhD Thesis, Groningen, 1958.
156. BIRATH G, SWENSON EW : A correction factor for helium absorption in lung volume determinations. *Scand J Clin Lab Invest* 1956;8:155-8.
157. FERRIS BG (principal investigator) : Epidemiology standardization project. *Am Rev Respir Dis* 1978;118 (vol 6, part 2):55-8.
158. COTES JE : Transfer factor (diffusing capacity). In : Standardized lung function testing, PhH Quanjer, ed. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1983;19 (suppl. 5):39-44.

159. DARLING RC, COURNAND A, RICHARDS DW Jr : Studies on intrapulmonary mixture of gases. m. Open circuit methods for measuring residual air. *J Clin Invest* 1940;19:609-18.
160. BRUNNER IX, WOLFF G, CUMMING G, LANGENSTEIN H : Accurate measurement of N₂ volumes during N₂ washout requires dynamic adjustment of delay time. *J Appl Physiol* 1985;59:1008-12.
161. KOWALSKI J, QUANJER PhH, LAROS CD, FOEST KA, VISSER BF : Resultate einer Methode zur schnellen Bestimmung des Residualvolumens. *Pneumologie* 1973;149:199-204.
162. VISSER BF, KOWALSKI N : Helium rebreathing method for the determination of functional residual capacity and residual volume. *Bull Physiopath Respir* 1972;8:132-4.
163. DEGROODT EG, QUANJER PhH, WISE ME : Short and long term variability of indices from the single and multibreath nitrogen test. *Bull Europ Physiopath Respir* 1984;20:217-77.
164. DEGROODT EG, QUANJER PhH, WISE ME : Influence of external resistance and minor flow variations in single breath nitrogen test and residual volume. *Bull Europ Physiopath Respir* 1983;19:267-72.
165. RODARTE JR, HYATT RE, WESTBROK PR : Determination of lung volume by single and multiple breath nitrogen washout. *Am Rev Respir Dis* 1976;114:131-6.
166. BRUNDLER JP, LEWIS CM : Estimation of lung volume from nitrogen washout curves. *Bull Europ Physiopath Respir* 1982;18:281-9.
167. LUNDSGAARD C, VAN SLYKE DD : Studies of lung volumes : 1. Relation between thorax size and lung volume in normal adults. *J Exp Med* 1918;27:65-86.
168. RAHN H, FENN O, OTIS AB : Daily variations of vital capacity, residual air and expiratory reserve including a study of the residual a study of the method. *J Appl Physiol* 1949;1:725-36.
169. WILMORE JH : A simplified method for determination of residual lung volume. *J Appl Physiol* 1969;27:96-100.
170. DEMEDTS M, SNIDERMAN A, UTZ G, PALMER WH, BECKLAKE MR : Lung volumes including closing volume, and arterial blood gas measurements in acute ischaemic left heart failure. *Bull Europ Physiopath Respir* 1974;10:11-25.
171. MERKUS PJFM, VERVER S, VAN ESSEN-ZANDVLIET EEM, DUIVERMAN EJ, KENEBIJN KF, QUANJER PhH : Lung volumes measured by the forced rebreathing technique in children with airways obstruction. *Eur Respir J* 1992;5:879-86.
172. NUNNELEY SA, FLYNN ET Jr, CAMPORESI EM : Two tracer method for rapid determination of residual volume. *J Appl Physiol* 1974;37:286-9.
173. JONES HA, DAVIES EE, HUGHES JM : A rapid rebreathing method for measurement of pulmonary gas volume in humans. *J Appl Physiol* 1986;60:311-6.
174. MATTHYS H : Lungenfunktionsdiagnostik mittels Ganzkörperplethysmographie. Schattauer Verlag, Stuttgart/New York, 1972.
175. NOLTE D, REIF E, ULMER WT : Die Ganzkörperplethysmographie. Methodische Probleme und Praxis der Bestimmung des intrathorakalen Gasvolumens und der Resistance-Messung bei Spontanatmung. *Respiration* 1968;25:14-34.
176. SMIDT U, MUYERS K : Kritische Betrachtungen zu den methodischen Grundlagen der Ganzkörperplethysmographie. *Respiration* 1968;25:116-39.
177. BEMSTEIN L, SHEPHARD RH Jr : High resolution display for variables in volume-displacement body plethysmography. *J Appl Physiol* 1966;21:721-4.
178. VAN DE WOESTIJNE KP, BOUHUYS A : Spirometer response and pressure correction in body plethysmography. In : *Prog Resp Res*, vol 4 (Body plethysmography), DuBois AB and Van de Woestijne KP eds., pp. 64-74. Karger, Base/New York, 1969.
179. NOLTE D : Experimental studies on the existence of isothermal conditions in the human lung. In : *Body Plethysmography*, pp. 102-108, DuBois AB and Van de Woestijne KP eds. S Karger, Base/New York, 1969.
180. BARGETON D, BARRÈS G : Time characteristics and frequency response of body plethysmograph. In : *Prog Resp Res*, vol 4 (Body plethysmography), DuBois AB and Van de Woestijne KP eds., pp. 2-23. Karger, Base/New York, 1969.
181. BOHADANA AB, PESLIN R, HANNHART B, TECULESCU D : Influence of panting frequency on plethysmographic measurement of thoracic gas volume. *J Appl Physiol* 1982;52:739-47.
182. BROWN R, SLUTSKY AS : Frequency dependence of plethysmographic measurement of thoracic gas volume. *J Appl Physiol* 1984;57:1865-71.
183. BÉGIN P, PESLIN R : Influence of panting frequency on thoracic gas volume measurements in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1984;130:121-3.
184. WILLIAMS JH Jr, BENCOWITZ HZ : Differences in plethysmographic lung volumes. Effects of linked vs unlinked spirometry. *Chest* 1989;95:117-23.
185. BOHADANA AB, TECULESCU D, PESLIN R, JANSEN DA SILVA JM, PINO J : Comparison of four methods for calculating the total lung capacity measured by body plethysmography. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1980;16:769-76.
186. RODENSTEIN DO, FRANCIS C, STANESCU DC : Airway closure in humans does not result in overestimation of plethysmographic lung volume. *J Appl Physiol* 1983;55:1784-9.
187. RODENSTEIN DO, GONCETTE L, STANESCU DC : Extrathoracic airway changes during plethysmographic measurements of lung volume. *Respir Physiol* 1983;52:217-22.
188. BAMHARD HJ, PIERCE JA, JOYCE JW, BATES JH : Roentgenographic determination of total lung capacity. *Am J Med* 1960;28:51-60.
189. DULL WL, BONNASSIS JB, TECULESCU D, SADOUL P : Place de la radiographie thoracique dans l'estimation de la capacité pulmonaire totale. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1980;16:777-84.
190. LOYD HM, STRING TI, DUBOIS AB : Radiographic and plethysmographic determination of total lung capacity. *Radiology* 1966;86:7-14.
191. NICKLAUS TM, WATANABE S, MITCHELL MM, RENZETTI AD Jr : Roentgenologic, physiologic and structural estimations of the total lung capacity in normal and emphysematous subjects. *Am J Med* 1967;12:547-53.

192. RIES AL, CLAUSEN JL, FRIEDMAN PJ : Measurement of lung volumes from supine portable chest radiographs. *J Appl Physiol* 1979;47:1332-5.
193. O'SHEA NC, LAPP AD, ROSSAKOFF R, MORGAN WKC : Determination of lung volumes from chest films. *Thorax* 1970;25:544-9.
194. REGER RB, YOUNG A, MORGAN WKC : An accurate and rapid radiographic method for determining total lung capacity. *Thorax* 1972;27:163-8.
195. PRATT PC, KLUGH GH : A method for the determination of total lung capacity from postero-anterior and lateral chest roentgenograms. *Am Rev Respir Dis* 1967;96:548-52.
196. HARRIS TR, PRATT PC, KILBURN KH : Total lung capacity measured by roentgenogram. *Am J Med* 1971;50:756-63.
197. BARRETT WA, CLAYTON WD, LAMBSON CR, MORRIS AH : Computerized roentgenographic determination of total lung capacity. *Am Rev Respir Dis* 1976;113:239-44.
198. GLENN WV Jr, GREENE R : Rapid computer-aided radiographic calculation of total lung capacity (TLC). *Radiology* 1975;117:269-73.
199. PAUL JL, LEVINE MD, FRASER RG, LASZLO CA : The measurement of total lung capacity based on a computer analysis of anterior and lateral radiographic chest images. *IEEE Trans Biomed Eng* 1974;21:444-51.
200. MILLAR AB, FROMSON B, STRICKLAND BA, DENISON DM : Computed tomography based estimates of regional gas and tissue volume of the lung in supine subjects with chronic airflow limitation or fibrosing alveolitis. *Thorax* 1986;41:932-9.
201. DENISON DM, MORGAN MD, MILLAR AB : Estimation of regional gas and tissue volumes of the lung in supine man using computed tomography. *Thorax* 1986;41:620-8.
202. CHAPMAN B, O'CALLAGHAN C, COXON R, GLOVER PJ, JATOSZKIEWICZ G, HOWSEMAN A, MANSFIELD P, SMALL P, MIHLER AD, COUPLAND RE : Estimation of lung volume in infants by echo planar imaging and total body plethysmography. *Arch Dis Child* 1990;65:168-70.
203. ZWIJENBURG A, KLUMPER A, ROOS CM, JANSEN HM, VAN DER SCHOOT JB, VAN ZANDWIJK N, MARCUSE HR : Lung volume calculations from 81Krm SPECT for the quantitation of regional ventilation. *Clin Physiol Meas* 1988;9:147-54.
204. ELLUL-MICALLEF R, FENECH FF : Effects of intravenous prednisolone in asthmatics with diminished adrenergic responses. *Lancet* 1975;ii:1269-71.
205. AFSCHRIFT M, CLÉMENT J, PEETERS R, VAN DE WOESTIJNE KP : Maximal expiratory and inspiratory flows in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Influence of bronchodilation. *Am Rev Respir Dis* 1969;100:147-52.
206. DEMEDTS M : The assessment of reversibility : what physiological test ? *Eur Respir J* 1990;3:1084-7.
207. OLDHAM PD : A note on the analysis of repeated measurements of the same subjects. *J Chron Dis* 1962;15:969-77.
208. WATANABE S, RENZETTI AD, BEGIN R, BIGLER AH : Airway responsiveness to a bronchodilator aerosol. *Am Rev Respir Dis* 1974;109:530-7.
209. LORBER DB, KALTENBORN W, BURROWS B : Responses to isoproterenol in a general population sample. *Am Rev Respir Dis* 1978;118:855-61.
210. SOURK RL, NUGENT KM : Bronchodilator testing : confidence intervals derived from placebo inhalations. *Am Rev Respir Dis* 1983;128:153-7.
211. 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.
212. TWEEDDALE PM, ALEXANDER F, MCHARDY GJR : Short term variability in FEV1 and bronchodilator responsiveness in patients with obstructive ventilatory defects. *Thorax* 1987;42:487-90.
213. ELIASSON O, DEGRAFF AC : The use of criteria for reversibility and obstruction to define patient groups for bronchodilator trials. Influence of clinical diagnosis, spirometric, and anthropometric variables. *Am Rev Respir Dis* 1985;132:858-64.
214. KABONDO P, OREHEK J : Réversibilité de l'obstruction bronchique dans l'asthme et la bronchite chronique. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1977;13:826-36.
215. ROSSITER C : Contribution to discussion. *Scand J Respir Dis* 1976;57:315-6.
216. BRAND PLP, QUANJER PhH, POSTMA DS, KERSTJENS HAM, KOËTER GH, DEKHUYZEN PNR *et al.* : Interpretation of bronchodilator response in patients with obstructive airways disease. *Thorax* 1992;47:429-36.
217. TWEEDDALE PM, ALEXANDER F, MCHARDY GJR : Short term variability in FEV₁ : relation to pretest activity, level of FEV₁ and smoking habits. *Thorax* 1984;39:928-32.
218. MESLIER N, RACINEUX JL : Tests of reversibility of airflow obstruction. *Eur Respir Rev* 1991;1:34-40.
219. WEIR DC : Measures of reversibility in response to bronchodilators in chronic airflow obstruction : relation to airway calibre. *Thorax* 1991;46:43-5.
220. HARF A : How to express the reversibility of bronchial obstruction ? Editorial. *Eur Respir J* 1992;5:919-20.
221. DOMPELING E, VAN SCHAYCK CP, MOLEMA J, AKKERMANS R, FOLGERING H, VAN GRUNSVEN PM, VAN WEEL C : A comparison of six different ways of expressing bronchodilating response in asthma and COPD ; reproducibility and dependence of prebronchodilator FEV₁. *Eur Respir J* 1992;5:975-81.
222. DEKKER FW, SCHRIER AC, STERK PJ, DIJKMAN JH : Validity of peak expiratory flow measurement in assessing reversibility of airflow obstruction. *Thorax* 1992;47:162-6.
223. NOSEDA A, SCHRNERBER J, PRIGOGINE T, YERNAULT JC : Perceived effect on shortness of breath of an acute inhalation of saline or terbutaline : variability and sensitivity of a visual analogue scale in patients with asthma or COPD. *Eur Respir J* 1992;5:1043-53.
224. BERRY G : Longitudinal observations, their usefulness and limitations with special reference to the forced expiratory volume. *Bull Physiopathol Respir* 1974;10:643-55.
225. DIEM JE, JONES RN, HENDRICK DJ *et al.* : Five-year longitudinal study of workers employed in new toluene diisocyanate manufacturing plant. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:420-8.

226. POCKOCK S : Clinical trials. A practical approach. 266 pages. John Wiley and Sons, Chichester, 1983.
227. CARPENTER L, BERAL V, STRACHAN D, EBI-KRYSTON KL, INSKIP H : Respiratory symptoms as predictors of 27 year mortality in a representative sample of British adults. *Brit Med J* 1989;299:357-61.
228. 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.
229. LOUIS TA, ROBINS J, DOCKERY DW, SPIRO AM, WARE JH : Explaining discrepancies between longitudinal and cross-sectional models. *J Chronic Dis* 1986;39:831-9.
230. VOLLMER WM, JOHNSON LR, MCCAMANT LE, BUIST AS : Longitudinal versus cross-sectional estimation of lung function decline : further insights. *Stat Med* 1988;7:685-96.
231. VAN PELT W, QUANJER PhH, BORSBOOM GJJM, RIJCKEN B, SCHOUTEN J : Cohort effects in ventilatory function and chronic respiratory symptoms in a 12-year follow-up study (abstract). *Am Rev Respir Dis* 1990;141:A326.
232. COLE TJ : Linear and proportional regression models in the prediction of ventilatory function. *J Roy Stat Soc A* 1975;138:297-328.
233. QUANJER PhH, DALHUIJSEN A, VAN ZOMEREN BC : Summary equations of reference values. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1983;19 (suppl.5):45-51.
234. QUANJER PhH : Interpretation of tests of ventilatory function. In : The ECSC in technological and social research, p. 407-425, Gijon, 1989.
235. SMOLEJ-NARANCIC N, PAVLOVIC M, RUDAN P : Ventilatory parameters in healthy nonsmoking adults of Adriatic island (Yugoslavia). *Eur Respir J* 1991;4:955-64.
236. VAN PELT W, QUANJER PhH, BORSBOOM G, PAOLETTI P, DI PEDE F, VIEGI G, RIJCKEN B, SCHOUTEN J : Comparability of reference populations from Holland and Italy (abstract). *Eur Respir J* 1990;3 :P485.
237. ROCA J, SANCHIS J, AGUSTI-VIDAL A, SEGARRA F, NAVAJAS D, RODRIGUEZ-ROISIN R, CASAN P, SANS S : Spirometric reference values from a Mediterranean population. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1986;22:217-24.
238. PAOLETTI P, PISTELLI G, VIEGI G *et al.* : Reference values for vital capacity and flow-volume curves from a general population study. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1986;22:451-9.
239. ROBERTS CM, MACRAE KD, WINNING AJ, ADAMS L, SEED WA : Reference values and prediction equations for normal lung function in a non-smoking white urban population. *Thorax* 1991;46:643-50.
240. QUANJER PhH, HELMS P, BJURE J, GAULTIER Cl eds. : Standardization of lung function tests in paediatrics. *Eur Respir J* 1989;2 (suppl.4):121s-264s.
241. COTES JE : Lung function : Assessment and application in medicine, 5th edition, Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1993.
242. YANG TS, PEAT J, KEENA V, DONNELLY P, 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.
243. DONNELLY PM, YANG TS, PEAT JK, WOOLCOCK AJ : What factors explain racial differences in lung volumes ? *Eur Respir J* 1991;4:829-38.
244. MILLER GJ, SAUNDERS LT, GILSON RJC, ASHCROFT MT : Lung function of healthy boys and girls in Jamaica in relation to ethnic composition and habitual physical activity. *Thorax* 1977;32:486-96.
245. REED TE : Caucasian genes in American negroes. *Science* 1969;165:762-8.
246. BECKLAKE MR : Concepts of normality applied to the measurement of lung function. *Am J Med* 1986;80:1158-64.
247. LAM KK, PANG SC, ALLAN WGL *et al.* : A survey of ventilatory capacity in Chinese subjects in Hong Kong. *Ann Hum Biol* 1982;9:459-72.
248. MARCUS BE, MACLEAN CJ, CURB JD *et al.* : Reference values for FEV₁ in Japanese-American men from 45 to 68 years of age. *Am Rev Respir Dis* 1988;138:1393-7.
249. DE HAMEL FA, WELFORD B : Lung function in Maoris and Samoans working in New Zealand. *NZ Med J* 1983;96:560-2.
250. MALIK MA, MOSS E, LEE WR : Prediction values for the ventilatory capacity in male West Pakistani workers in the United Kingdom. *Thorax* 1972;27:611-9.
251. KAMAT SR, TYAHI NK, RASHID SSA : Lung function in Indian adult subjects. *Lung India* 1982;11-21.
252. ROSSITER CE, WEILL H : Ethnic difference in lung function ; evidence for proportional differences. *Internat J Epidemiol* 1974;3:55-61.
253. QUANJER PhH : Predicted values : how should we use them (letter). *Thorax* 1988;43:663-4.
254. QUANJER PhH, STOCKS J, POLGAR G, WISE M, KARLBERG J, BORSBOOM G : Compilation of reference values for lung function measurements in children. *Eur Respir J* 1989;2, Suppl. 4:184s-261s.
255. MILLER MR, PINCOCK AC : Predicted values : how should we use them ? *Thorax* 1988;43:265-7.
256. SOBOL BJ, WEINHEIMER B : Assessment of ventilatory abnormality in the asymptomatic subject an exercise in futility. *Thorax* 1966;21:445-9.
257. OLDHAM PD : Percent of predicted as the limit of normal in pulmonary function testing : a statistically valid approach. *Thorax* 1979;34:569.
258. CRAPO RO, MORRIS AH, GARDNER RM : Reference spirometric values using techniques and equipment that meet ATS recommendations. *Am Rev Respir Dis* 1981;123:659-64.
259. MILLER A : Prediction equations and « normal values ». In : Miller A, ed. Pulmonary function tests in clinical and occupational lung disease. New York, Grune & Stratton, 1986;197-213.
260. ATS Statement : Lung function testing : selection of reference values and interpretative strategies. *Am Rev Respir Dis* 1991;144:1202-18.
261. Documenta Geigy : Wissenschaftliche Tabellen, 7th ed. Diem K, Lentner C, eds. JR Geigy AG, Basel, 1968.
262. FISHER KA, YATES F : Statistical tables for biological, agricultural and medical research, 6th ed. Oliver and Boyd, Edinburgh, 1963.

263. PESLIN R : Frequency response of pneumotachographs. *Bull Physiopathol Respir* 1972;8:1363-76.
264. LEMEN RJ, GERDES CB, WEGMANN MJ, PERRIN KJ : Frequency spectra of flow and volume events for forced vital capacity. *J Appl Physiol* 1982;53:977-84.
265. PESLIN R, JARDIN P, BOHADANA A, HANNHART B : Harmonic content of the flow signal during forced expiration in normal man. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1982;18:491-500.
266. VAN HARTEVELT JH, KRUYT EW, VAN ZOMEREN BC : On-line assessment of flow-volume curves (in Dutch). Proceedings Medisch Informatica Congres 79, pp. 229-232. J.L. Willems, Antwerpen 1979.
267. PESLIN R, JARDIN P : Influence of second-order data filtering on common forced expiration indices. *Clinical Physiology* 1983;3:123-30.
268. KRUYT EW, VAN HARTEVELT JH, QUANJER PhH, DOUMA JH : Frequency requirements for pneumotachometers for recording maximum expiratory flow-volume curves. *Bull Europ Physiopathol Respir* 1982;18:42-3.
269. GARDNER R (chairman) : Report of Snowbird workshop on standardization of spirometry. *ATS News* 1977;3:20-5.
270. MITCHELL DM, FLEMING J, PINCHING AJ, HARRIS JRW, MOSS FM, VEALE D, SHAW RJ : Pulmonary function in human immunodeficiency virus infection. A prospective 18-month study of serial lung function in 474 patients. *Am Rev Respir Dis* 1992;146:745-51.
271. BLUMENFELD W, TURNEY S, COWLEY RA : Mathematical model for flow on the heated Fleisch pneumotachometer. *Med Biol Eng* 1973;11:546-51.
272. DOUMA JH : Reynolds similarity law applied to airway resistance. *Bull Physiopathol Respir* 1969;5:385-95.
273. FINUCANE KE, EGAN BA, DAWSON SV : Linearity and frequency response of pneumotachographs. *J Appl Physiol* 1972;32:121-6.
274. HODGEMAN CD, WEST RC, SHANLDAND RS, SELBY SM eds : Handbook of Chemistry and Physics, 44th ed. Chemical Rubber Co., Cleveland, Ohio 1962.
275. MCCALL ChB, HYATT RE, NOBLE FW, FRY DL : Harmonic content of certain respiratory flow phenomena of normal individuals. *J Appl Physiol* 1957;10:215-8.
276. STERK W : Respiratory mechanics of diver and diving apparatus. PhD Thesis, Utrecht, 1973.
277. TURNEY SZ, BLUMENFELD W : Heated Fleisch pneumotachometer a calibration procedure. *J Appl Physiol* 1973;34:117-21.
278. MILLER MR, PINCOCK AC : Linearity and temperature control of the Fleisch pneumotachograph. *J Appl Physiol* 1986;60:710-5.
279. MILLER MR, PEDERSEN OF : The characteristics and calibration of devices for recording peak expiratory flow. *Eur Respir J Suppl* 1997;24:175-225.
280. SUTHERLAND W : The viscosity of gases and molecular force. *Philos Mag* 1893;36:507-31.
281. KAYE GWC, LABY TH (editors) : Physical and chemical constants, 9th ed. Longmans Green, London 1941.
282. WILKE CR : Viscosity equation for gas mixtures. *J Chem Phys* 1950;18:517-9.
283. TURNER MJ, MACLEOD IM, ROTHBERG AD : Effects of temperature and composition on the viscosity of respiratory gases. *J Appl Physiol* 1989;67:472-7.
284. LIESE W, WARWICK WJ, CUMMING G : Water vapour pressure in expired air. *Respiration* 1974;31:252-61.
285. COLE P : Recordings of respiratory air temperature. *J Laryngol* 1954;68:295-307.
286. MADAN I, BRIGHT P, MILLER MR : Expired air temperature during a maximal forced expiratory manoeuvre. *Eur Respir J* 1997;82:1053-7.
287. HODGEMAN CD : Handbook of Chemistry and Physics, ed. 33. Chemical Rubber Publ Comp, 1951-1952.
288. VISSER BF : Clinical gas analysis based on thermal conductivity. Thesis, Utrecht, 1957.
289. Biological Handbooks : Respiration and Circulation, pp. 19 and 20. Ed. PL Altman and DS Dittmer. Federation of American Societies for Experimental Biology, Bethesda, Md, 1971.
290. MERTH IT, VERSCHRAGEN GJ, OLIEVIER ICW, DE WINTER PJ, QUANJER PhH : Water-sealed spirometer for measurements in newborns and infants. *J Appl Physiol* 1993;74:470-5.

NOTE DE L'ÉDITEUR

Le chapitre 1 des recommandations européennes sur les explorations fonctionnelles respiratoires a suscité quelques remarques et restrictions, peu nombreuses et ne remettant pas en cause le fond du document ni sa valeur pratique. Certaines [1] semblent devoir être mentionnées dans cette version française. Ces remarques sont présentées ici sous forme résumée dans une section indépendante. Le lecteur intéressé en trouvera le détail dans un article récemment publié dans l'*European Respiratory Journal* [1].

Il faut souligner que ces éléments, aussi pertinents soient-ils, ne peuvent, ni ne doivent être considérés au même niveau que les recommandations dans leur ensemble.

Spiromètre et température

Au § 3.5.1.6., l'importance d'une mesure correcte de la température dans le spiromètre est soulignée. Il faut cependant insister sur la nécessaire stabilité de cette température. En effet, quand un patient respire dans un spiromètre, une certaine quantité de chaleur est dissipée, par diverses sources dont la plus importante est la réaction dans le système d'absorption du gaz carbonique. La température dans le spiromètre tend à s'élever, d'où une augmentation de son volume gazeux, et le risque d'erreurs notables dans la détermination de la CRF. Ceci est particulièrement net pour les spiromètres secs de type « rolling seal ».

Analyseurs à conductivité thermique

Ces analyseurs posent le problème, connu, d'une sensibilité croisée Helium Oxygène. Ce point est abordé en détail dans l'annexe B.2. Cependant, la sensibilité croisée ne relève pas que de la conductivité thermique des gaz, mais aussi du débit dans l'analyseur, de la température... L'évaluation de la sensibilité croisée Helium Oxygène semble donc délicate à partir d'un calcul simple, probablement plus que ce qui est indiqué dans le texte. Les fabricants devraient au moins expliciter comment les valeurs fournies par leur analyseur doivent être corrigées pour des concentrations variées d'oxygène. La première étape dans cette optique serait que les appareils commercialisés n'affichent pas seulement le résultat final (CRF), mais aussi la concentration gazeuse lue au moment de la détermination.

Pression de vapeur d'eau et température

Au § 3.3, une approximation est fournie pour décrire la relation entre la pression de vapeur d'eau et la température. Il faut souligner que cette approximation n'est valide qu'en cas de pression de vapeur d'eau SATURANTE. Si cette condition n'est pas remplie, ladite relation ne repose pas sur les lois de la physique, et il faut utiliser l'équation de Young [2] :

$$\ln P = -\frac{A}{T} + B$$

dans laquelle B représente la pression de vapeur d'eau, T la température absolue. A et B sont des constantes, à déterminer de façon empirique selon la gamme de température. Dans la gamme physiologique (16-37 °C) cette équation devient

$$\ln P = -\frac{5290,81}{t + 273,15} + 18,8974$$

avec P en kPa et t en °C. Cette équation est considérablement plus précise que celle donnée au § 3.3.

Pneumotachographe chauffé

Dans l'annexe A.2.2. les effets du réchauffage des pneumotachographies sont discutés. Un pneumotachographe de Fleisch peut parfaitement réchauffer 1 litre d'air ambiant à 33 °C en peu de temps ; ceci n'influence pas la calibration. En effet, les pneumotachographes mesurent une quantité de gaz par unité de temps, pas un volume par unité de temps : cette quantité de gaz ne varie pas selon qu'elle est réchauffée ou refroidie. De ce fait, les facteurs de correction de 0,9671 et 0,9579 pour l'inspiration et l'expiration ne doivent pas être appliqués. La seule correction à prendre en compte est la modification de la viscosité, et encore ceci ne s'applique-t-il qu'aux pneumotachographes de Fleisch où le débit est artificiellement « laminarisé ». Pour les pneumotachographes de type Lilly, une approche différente doit être utilisée, du fait que la densité du gaz joue un rôle important et que les caractéristiques de dissipation de chaleur sont différentes.

Analyse de l'erreur

Note de l'éditeur : Les définitions données dans les recommandations au § 3.2.1. de la version originale ne sont pas habituelles [1] ; pour éviter toute source de confusion, il a semblé pertinent d'utiliser directement dans le texte français les définitions conventionnelles. Le commentaire de T. Van de Warke ne s'applique donc pas au texte français ; il est néanmoins clair et intéressant, et mérite que l'on s'y réfère.

(1) T. Van de Warke. *Lung volumes and ventilatory flows : Report of Working Party* ; Eur Resp J, 1994 ; 7 : 1997-1198.

(2) Handbook of Physics and Chemistry. In : Weast RC, Selby, SM eds., 48th ed., Cleveland, The Chemical Rubber Company, 1968 ; D_106.