

Explorations fonctionnelles respiratoires de la capacité ventilatoire

B. Mahut, P. Bokov, N. Beydon, C. Delclaux

L'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR) réalisée au repos comprend l'évaluation de la capacité mécanique ventilatoire : mesure de spirométrie, de résistance des voies aériennes ou du système respiratoire et mesure des volumes pulmonaires. On peut y associer l'évaluation de la composante mécanique active, c'est-à-dire la mesure des pressions maximales statiques générées à la bouche, évaluant la force des muscles respiratoires (partie 1 : 6-000-A-71). Il est important d'avoir à l'esprit que cette évaluation est partielle, qu'il faut bien souvent y associer une évaluation de la demande ventilatoire (partie 2 : 6-000-A-72) : mesure de l'hématose de repos et mesure du coefficient de transfert du CO (permettant avec la mesure du volume alvéolaire de calculer la diffusion pulmonaire du monoxyde de carbone ou DLCO). L'ensemble de ces explorations fonctionnelles (hors évaluation musculaire) a fait l'objet d'une conférence de consensus européenne et américaine en 2005, dont la traduction française est parue en 2007. L'interprétation des EFR doit donc logiquement s'effectuer selon ces recommandations internationales et nécessite de se référer aux limites inférieures et parfois supérieures des valeurs théoriques. L'exploration fonctionnelle à l'exercice la plus simple est le test de marche de six minutes qui donne une idée de la performance à la marche, permet de rechercher une désaturation artérielle et de quantifier l'éventuelle plainte dyspnéique. Plus rarement, notamment en cas de dyspnée d'exercice restant inexplicée, une épreuve d'exercice avec mesure de $V'O_2/V'CO_2$ pourra apporter des éléments diagnostiques pour une pathologie vasculaire et/ou interstitielle débutante, une myopathie ou un syndrome d'hyperventilation alvéolaire chronique ou déclenché par l'effort (partie 2 : 6-000-A-72).

© 2013 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots-clés : Spirométrie ; Volumes ; Pléthysmographie ; Oscillations forcées ; Résistance des voies aériennes ; Diffusion ; Exercice ; Demande ventilatoire ; Réponse ventilatoire

Plan

■ Introduction	1
Rappels de physiologie respiratoire	2
Indications générales des explorations fonctionnelles respiratoires	2
■ Normes pour les explorations fonctionnelles respiratoires : équations de référence	3
■ Étude de la capacité ventilatoire	3
Voies aériennes : débits/résistances	3
Volumes pulmonaires statiques non mobilisables	6
Exploration de la fonction musculaire respiratoire par des tests volontaires : pressions statiques maximales inspiratoires et expiratoires	8

■ Introduction

La première mesure connue de volume mobilisable (capacité vitale) remonte au début du XVIII^e siècle (Jurin), et le premier spiromètre « moderne » est réalisé au milieu du XIX^e siècle

par un chirurgien, John Hutchinson, qui pensait déjà que la mesure de capacité vitale était un indicateur de longévité. Le véritable développement de l'exploration fonctionnelle respiratoire (EFR) date des années 50 lorsque les physiologistes étaient des physiciens, avec une contribution majeure d'un groupe américain comprenant Arthur Dubois. Dès les années 60, l'essentiel des EFR était disponible dans des laboratoires hospitaliers spécialisés, et le développement par les industriels d'appareils automatisés et informatisés a permis la diffusion des techniques jusque dans les cabinets des pneumologues extrahospitaliers.

Ce chapitre est destiné à ces praticiens afin de leur expliquer les bases physiologiques de l'EFR et la stratégie des mesures à utiliser. Il décrit les explorations les plus courantes et leurs caractéristiques majeures. Certains aspects méthodologiques ou métrologiques ne seront pas ici abordés. Il sera fait de très nombreuses fois référence à la conférence de consensus conjointe des European Respiratory Society (ERS) et American Thoracic Society (ATS) publiée en 2005 dont tout lecteur de ce chapitre devrait avoir une copie, dans la mesure où elle fixe les règles de pratique à l'échelle européenne et américaine (référence sur le plan juridique dans notre pratique quotidienne) et décrit de façon très précise certains des aspects

non développés ici [1-5]. Une traduction française a été réalisée par nos collègues physiologistes Christian Straus et Thomas Similowski pour la Société de pneumologie de langue française (SPLF).

La description des EFR sera volontairement abordée selon une logique physiologique (exploration du symptôme) et non selon l'ordre méthodologique souvent employé. Ce parti pris devrait mettre en avant le raisonnement que doit avoir tout praticien dans sa stratégie d'exploration, notamment devant la plainte respiratoire la plus fréquente, c'est-à-dire la dyspnée d'effort.

Rappels de physiologie respiratoire

Sont ici résumées quelques notions essentielles à l'abord des explorations fonctionnelles respiratoires, un chapitre détaillé étant consacré à la physiologie respiratoire. La fonction du système respiratoire est d'assurer l'hématose (apport de dioxygène O_2 , élimination du dioxyde de carbone CO_2). Cette fonction implique le transport (convection) de l'air ambiant jusqu'aux alvéoles, siège des échanges gazeux au travers de la membrane alvéolo-capillaire par diffusion pour partie (transfert alvéolo-capillaire). Le transport de l' O_2 jusqu'aux tissus se fait sous forme liée à l'hémoglobine principalement, la délivrance aux tissus se faisant par un nouveau processus de diffusion. Le métabolisme cellulaire implique la production d'énergie sous forme d'adénosine triphosphate (ATP), notamment en consommant de l' O_2 et en produisant du CO_2 (voie aérobie). Le CO_2 issu de la production d'énergie est principalement transformé en bicarbonate, permettant son transport sanguin avant retransformation en gaz et élimination par voie respiratoire sous l'effet du renouvellement du gaz alvéolaire (ventilation alvéolaire: $V'A$). C'est donc la consommation d' O_2 par les tissus ($V'O_2$) et la production associée de CO_2 ($V'CO_2$) qui dictent le fonctionnement des systèmes cardiovasculaire et respiratoire, le système ventilatoire s'adaptant pour garder constant un certain niveau de pression partielle artérielle en CO_2 ($PaCO_2$) aussi bien au repos qu'à l'effort (grandeur régulée à l'état normal). Ainsi, il existe une demande ventilatoire dictée par: 1) la $V'CO_2$ (qui augmente à l'exercice); 2) le niveau auquel est régulée la $PaCO_2$; 3) par la proportion de ventilation qui est «perdue» en termes d'échanges gazeux, c'est-à-dire l'espace mort physiologique rapporté au volume courant (volume inspiré et expiré à chaque cycle respiratoire). L'espace mort physiologique comprend l'espace mort anatomique (les voies aériennes ≈ 150 ml) et l'éventuel espace mort alvéolaire, c'est-à-dire les zones ventilées non perfusées (reflet de l'atteinte vasculaire pulmonaire).

Le phénomène mécanique de ventilation alvéolaire (part de la ventilation responsable du renouvellement du gaz alvéolaire donc des échanges gazeux) est assuré par un système mécanique actif (muscles) et passif («soufflet» thoracique caractérisé par son impédance). Il existe donc, en équilibre avec la demande ventilatoire, une réponse/capacité ventilatoire adaptée. Les situations pathologiques aboutissent à une altération de la capacité et/ou à une augmentation de la demande, notamment à l'effort, créant un déséquilibre, nécessitant une augmentation de la commande ventilatoire permettant d'obtenir un nouvel équilibre (maintien de l'homéostasie) au prix d'un travail respiratoire augmenté ou d'un travail «limité» avec homéostasie imparfaite (hypoxémie chronique et/ou hypoventilation alvéolaire) et d'une sensation désagréable, la dyspnée. Un travail doit être fourni par les muscles respiratoires pour vaincre des forces résistives liées notamment au calibre des voies aériennes (résistance du système respiratoire: R_{sr}) au travers duquel l'écoulement de gaz se fait selon un certain débit (V'), et aussi pour «gonfler» le poumon d'un certain volume (VT pour le volume courant) en fonction de la distensibilité ou compliance du système respiratoire (C_{sr}). Ce travail respiratoire est, de façon schématique, uniquement fourni à l'inspiration grâce aux muscles inspiratoires (diaphragme principalement), créant une modification de pression dans le système respiratoire (ΔP_{musc}), l'expiration étant passive (retour des structures à leur position d'équilibre). La Figure 1 schématise ces notions de demande et capacité ventilatoires sous

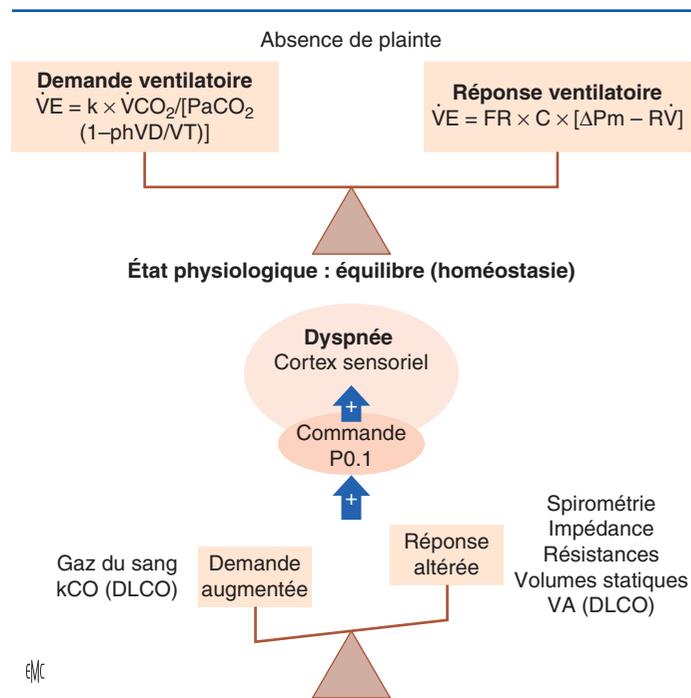


Figure 1. Physiologie de la ventilation. Physiopathologie de la dyspnée. Sur la partie haute de la figure est schématisé l'état physiologique, c'est-à-dire l'adéquation entre demande ventilatoire et réponse ventilatoire ($V'E$: ventilation minute, $phVD/VT$: espace mort physiologique, FR : fréquence respiratoire, C : compliance, R : résistance, ΔP_m : différence de pression liée à l'effort musculaire). Sur la partie basse de la figure: en présence d'une altération de la demande ou de la réponse ventilatoire au cours des pathologies respiratoires chroniques, la restauration de cette balance indispensable à l'homéostasie implique une augmentation de la commande ventilatoire permettant d'augmenter la ventilation (demande augmentée, augmentation secondaire de l'effort) ou l'effort respiratoire de façon primitive (réponse altérée). La balance est alors restaurée, mais ce au prix d'une sensation anormale, la dyspnée, présente dès le repos dans les situations les plus graves et le plus souvent uniquement à l'effort lorsque la demande ventilatoire augmente. Les explorations respiratoires de repos de la demande et de la réponse sont aussi précisées ($P_{0.1}$: pression d'occlusion à 100 ms). $DLCO$: capacité de diffusion du monoxyde de carbone; VA : volume alvéolaire.

la forme d'équations simples (modélisation physique) en fonction de la ventilation ($V'E$: ventilation expirée mesurée à la bouche). La pression artérielle en oxygène (PaO_2) est absente des équations car globalement seule l'hypoxémie aiguë stimule la ventilation.

Indications générales des explorations fonctionnelles respiratoires

Que le pneumologue soit confronté à l'exploration d'une plainte de dyspnée chronique, un bilan préopératoire de chirurgie de réduction pulmonaire ou à la nécessité de quantifier le retentissement fonctionnel d'une pathologie respiratoire affectant les voies aériennes (modifiant leur résistance), le parenchyme pulmonaire (modifiant la compliance), le secteur vasculaire pulmonaire (majoration de l'espace mort alvéolaire donc de la ventilation «perdue») ou encore l'hématose (insuffisance [du système] respiratoire), il devra garder à l'esprit ce schéma de fonctionnement lui dictant le type et l'ordre éventuel des investigations à réaliser. Le détail des indications des EFR a fait l'objet d'un document de synthèse par la SPLF. Nous aborderons donc la description des EFR selon cette logique de demande et réponse ventilatoires. Enfin, seront abordées les explorations d'autres aspects de la fonction respiratoire: la notion de réactivité bronchique (dont la fonction physiologique reste débattue) et la notion de production physiologique par le poumon d'un gaz, le monoxyde d'azote (NO), mesurable dans le gaz expiré (là encore

la fonction physiologique est mal établie). Chacun de ses actes doit faire l'objet d'explications par l'exécutant. Des documents d'information sont disponibles sur le site Internet de la SPLF.

■ Normes pour les explorations fonctionnelles respiratoires : équations de référence

Les résultats des EFR d'un patient s'interprètent par comparaison à des valeurs de référence obtenues chez des sujets normaux ou sains de mêmes caractéristiques anthropométriques (sexe, âge, taille) et ethniques. Les critères de définition des sujets normaux ou sains ont fait l'objet de recommandations internationales. Lors de l'EFR, le poids et la taille du sujet doivent être relevés (toise nécessaire). Le recueil du poids sera associé à un calcul de l'index de masse corporelle ($IMC = \text{poids (kg)} / \text{taille (m)}^2$) car la surcharge pondérale/l'obésité peut modifier les résultats des EFR. Le choix du jeu de valeurs de référence fait lui aussi l'objet de recommandations. En pratique, en France, les équations de la Communauté européenne du charbon et de l'acier sont le plus souvent utilisées chez l'adulte^[6,7] (débits, volumes et diffusion du monoxyde de carbone). Elles permettent de calculer les limites inférieures des normes (LIN) et limites supérieures des normes (LSN) correspondant au 5^e et 95^e percentile d'une population normale, en accord avec les recommandations internationales. Chez l'enfant, l'habitude en France est généralement d'utiliser les équations de Zapletal et al. Ces équations certes anciennes donnent des résultats voisins de ceux obtenus avec de nouvelles normes^[8,9]. Toutefois, il faudra être prudent dans l'interprétation du rapport volume expiratoire maximal seconde/capacité vitale (VEMS/CV) qui est mal décrit par ces normes anciennes^[10]. De nouvelles normes multiethniques de spirométrie sont disponibles depuis 2012 pour les sujets de 3 à 95 ans^[11]; leur implémentation dans les appareils reste à réaliser.

La possibilité de calculer les LIN et LSN n'est pas disponible pour l'ensemble des grandeurs fonctionnelles respiratoires (résistance des voies aériennes, pressions maximales, etc.), dans ce cas on exprimera la valeur mesurée en pourcentage de la norme seulement.

Pour les ethnies non caucasiennes, on peut soit utiliser des équations de référence du groupe ethnique (pas toujours disponibles), soit utiliser un facteur de correction (moins 12 % dans la population noire et moins 6 % pour la population asiatique), comme cela est précisé dans les recommandations internationales^[2]. Cela est parfois important, ainsi l'absence de correction peut faire conclure à tort à un léger trouble ventilatoire restrictif qui n'existerait pas. L'utilisation des nouvelles normes multiethniques permet de résoudre cette problématique^[11].

■ Étude de la capacité ventilatoire

Les trois déterminants de la capacité/réponse ventilatoire sont : 1) les voies aériennes qui vont opposer une résistance à l'écoulement (débit) de gaz ; 2) la distensibilité (compliance) du système respiratoire dont va dépendre le gain de volume du poumon lors de l'inspiration ; 3) l'effort musculaire réalisé pour assurer cette ventilation (mouvement respiratoire), quantifiable de façon simple par les pressions inspiratoires et expiratoires maximales mesurées à la bouche.

Voies aériennes : débits/résistances

Calibre et résistance des voies aériennes sont liés par des lois physiques (par exemple loi de Poiseuille en régime laminaire développé). Au cours d'une manœuvre d'expiration forcée, du fait de la non-linéarité de la relation liant résistance et débit (formule de Rohrer : $\Delta P = k_1 \times V' + k_2 \times (V')^2$), le système atteint un point de limitation de débit, indépendant de la pression alvéolaire, mais dont la valeur dépend notamment du calibre. L'expiration forcée permet donc de standardiser les conditions de mesure de débit,

Tableau 1.
Sites obstructifs et techniques d'exploration.

Sites obstructifs	Exploration fonctionnelle
Trachée	Rapport VIMS/VEMS – plateau inspiratoire – aspect de la sRaw rarement ^a
Voies aériennes centrales (générations 1 à 8)	Spirométrie, Raw, résistance du système respiratoire
Voies aériennes distales (après 8 ^e génération, voire après la 14 ^e génération selon les définitions)	Syndrome obstructif périphérique (VEMS bas, VEMS/CV et CPT normaux) Différence CPT et VA-DLCO apnée Volumes pléthysmographiques (distension dynamique) Éventuellement : – sRaw (aspect en raquette) – dépendance en fréquence de la résistance par oscillations forcées chez l'adulte

CPT : capacité pulmonaire totale ; CV : capacité vitale ; DLCO : capacité de diffusion du monoxyde de carbone ; VEMS : volume expiratoire maximal seconde ; Raw : résistance des voies aériennes ; sRaw : résistance spécifique des voies aériennes ; VIMS : volume inspiratoire maximal seconde ; VA : volume alvéolaire.
^a Pour l'aspect de la sRaw, voir le cas clinique : sténose trachéale.

débit qui est à une valeur maximale durant toute l'expiration (ou du moins à partir du débit expiratoire de pointe^[12]), représentative du calibre des voies aériennes.

Diverses méthodologies d'étude de la résistance des voies aériennes ou du système respiratoire ont été développées (pléthysmographie, oscillations forcées, interruptions). La question subsidiaire pour le pneumologue est de savoir quelle région des voies aériennes est explorée par les diverses méthodes. En effet, la plupart des pathologies des voies aériennes débutent au niveau des voies aériennes distales, il est donc important de connaître la sensibilité des diverses techniques pour l'exploration de ce secteur (Tableau 1).

Plusieurs résistances peuvent être décrites (voies aériennes, pulmonaires, thoraciques, système respiratoire), résumées dans la Figure 2.

Ne seront abordés ici que les principes très généraux de leurs mesures. Les notions de physique nécessaires à leur abord sont souvent rébarbatives pour les médecins, expliquant en partie leur sous-utilisation. Toutefois, nous pensons que leur interprétation peut être un complément utile dans certaines situations.

Globalement, ces mesures sont réalisées en ventilation courante et ne sont donc pas affectées par la compression des voies aériennes induite par la manœuvre d'expiration forcée. Cette compression peut créer de l'obstruction dynamique lorsque les voies aériennes ne sont plus maintenues ouvertes par le parenchyme (en cas d'emphysème). On peut donc tirer des renseignements de la comparaison de ces mesures (débits/résistance), dont les résultats peuvent parfois être dissociés (débits abaissés et résistance normale généralement), en apparente contradiction avec les notions de physique exposées.

Résistance des voies aériennes

Documents de référence

Voir infra les références relatives à la description initiale^[13] et description des méthodes de calcul de la sRaw^[14].

Introduction

La description de la mesure de la résistance des voies aériennes (Raw) est ancienne^[13] et disponible en routine dès lors que l'on réalise une mesure pléthysmographique des volumes statiques, mais absente de toutes les recommandations internationales chez l'adulte depuis bien longtemps. Dans les recommandations internationales de 2005, trois phrases lui étaient consacrées : « En pratique clinique, la mesure de la résistance au débit d'air est rarement utilisée pour identifier un syndrome obstructif. Elle est plus sensible dans la détection d'un rétrécissement des voies aériennes extrathoraciques ou des voies aériennes de gros calibre que dans

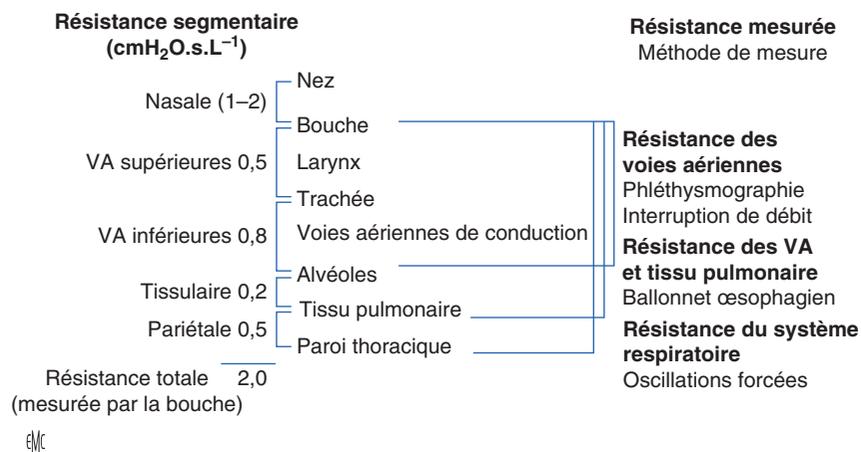


Figure 2. Les différentes résistances. La résistance est responsable d'une chute de pression, qui peut être mesurée entre la bouche (entrée des voies aériennes) et un point variable : alvéoles, espace pleural (sonde œsophagienne), extrapariétal (atmosphère). Dans ce schéma, la résistance par interruption est considérée comme une résistance des voies aériennes. Après interruption du débit, la pression mesurée devrait être effectivement la pression alvéolaire, mais on observe des modifications de pression qui feraient intervenir d'autres composantes résistives expliquant que la résistance par interruption est généralement plus élevée que la résistance des voies aériennes pléthysmographiques.

celle d'un rétrécissement des voies aériennes intrathoraciques plus périphériques. Elle peut cependant être utile chez les patients qui sont incapables d'exécuter une manœuvre expiratoire maximale forcée. Ces affirmations sont en partie discutables (2^e phrase), car reposant sur des notions de physique trop simples, battues en brèche par des constatations expérimentales anciennes^[15]. Nous pensons qu'il est dommage de se priver d'éventuelles informations supplémentaires apportées par cette mesure qui ne demande pas de temps exploratoire additionnel dès lors qu'on réalise une pléthysmographie.

Rationnel et réalisation pratique

La résistance des voies aériennes induit une perte de charge qui dépend du débit gazeux dans les voies aériennes. Pour avoir accès à cette perte de charge, il faut mesurer la pression d'entrée (bouche) et la pression de sortie (alvéoles) à l'inspiration ; la première est facilement mesurée, la seconde va pouvoir être calculée. Lorsqu'un sujet respire dans une enceinte close (pléthysmographie) à température constante, le produit de la pression (P) par le volume (V) est constant (loi de Boyle-Mariotte, cf. « Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle »). Le sujet respirant, du gaz entre et sort des poumons mais reste dans l'enceinte ; la pression devrait rester constante. Or, on observe de petites modifications de pression (ou volume) dans l'enceinte en phase avec la respiration. Ces modifications sont liées à des phénomènes de compression/décompression du gaz intrathoracique (s'accompagnant de modifications de pression/volume dans l'enceinte du pléthysmographe car $P \times V$ est constant), liés à obstacle à l'écoulement gazeux constitué par la résistance des voies aériennes. Ces modifications sont enregistrées lors de la ventilation courante (les appareils modernes permettent de corriger la mesure des effets de réchauffement du gaz ; on effectuait antérieurement une manœuvre de halètement, « panting » en anglais, pour la mesure, parfois encore réalisée chez l'enfant). Ce premier temps de mesure donne la « résistance » spécifique (sRaw). En fait, il ne s'agit pas à proprement parler d'une résistance (l'unité est celle d'une viscosité dynamique, kPa/s), et l'individualisation de la sRaw a été bien postérieure à la description de la mesure de Raw par Dubois et al.^[16]. Le second temps de la mesure de Raw consiste à mesurer le volume gazeux intrathoracique (VGT) permettant de calculer la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) lors du temps d'occlusion des voies aériennes soit en ventilation courante soit lors du halètement (cf. « Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle »). Ce second temps permet de rapporter le phénomène de compression/décompression observé au volume pulmonaire auquel il a été mesuré. On mesure donc la sRaw puis le VGT et on calcule la Raw (sRaw/VGT). Sur la base d'un modèle physique trop simple, il est toujours postulé que la résistance des voies aériennes est très proximale (section totale faible de la trachée et premières générations bronchiques). Des arguments à la fois théoriques et expérimentaux permettent de penser que la Raw explore plutôt les voies aériennes centrales^[17,18]. L'avantage théorique de la mesure de Raw est qu'elle est réalisée en ventilation courante et qu'elle pourrait mieux refléter l'obstruction bronchique à laquelle

le patient est confronté en situation normale que les mesures de débits lors d'une expiration forcée. Il existe différents moyens de calculer la Raw et la sRaw selon la sélection des points sur la boucle de sRaw (sRaw_{0,5}, sRaw_{peak}, sRaw_{eff}, sRaw_{tot}, sRaw_{MID}^[14]) qui ne seront pas détaillés ici. Idéalement, la méthode de calcul devrait être précisée. En pratique, dans notre laboratoire nous utilisons la résistance totale (sRaw_{tot}) qui prend en compte l'ensemble de l'aire décrite par la boucle sRaw (éventuel aspect en raquette), car elle est mieux corrélée à la plainte de dyspnée d'effort au cours de la bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) que la sRaw_{0,5}/Raw_{0,5} initialement utilisée par Dubois et al.^[13,19].

Dans notre expérience, la Raw_{tot} donne les mêmes renseignements que la Raw_{eff}^[19], la meilleure mesure en théorie pour certains auteurs.

Indications

La mesure de Raw sert à explorer toute pathologie respiratoire responsable d'une obstruction bronchique. La mesure de sRaw obtenue dans le premier temps de la mesure et n'impliquant pas la phase de respiration avec les voies aériennes obturées est très utilisée en pédiatrie (Tableau 2). Cette mesure combine l'exploration de l'obstruction bronchique (augmentation de Raw) mais aussi la distension associée (augmentation de CRF), et a l'avantage d'être à peu près constante chez l'enfant au cours de la croissance, favorisant le suivi évolutif.

Interprétation

Il existe malheureusement peu de normes publiées de Raw et sRaw, toutefois des normes de sRaw récentes existent pour l'enfant^[20]. Du fait d'un coefficient de variation des mesures plus important que pour d'autres index, une augmentation de sRaw ou Raw est définie en pratique par des valeurs supérieures à 150 % de la norme. Chez l'adulte, la Raw ne dépend pas ou très peu des données anthropométriques, ce qui est bien expliqué par le fait que la section des voies aériennes est très variable d'un sujet à l'autre (même pour sexe, taille et âge identiques). La sRaw dépend via la CRF des données anthropométriques. La sRaw, de par l'intégration de la notion de distension, est un paramètre assez sensible à l'obstruction bronchique distale (distension dynamique).

L'aspect de la boucle permettant de calculer la sRaw peut aussi être analysé, et nous le faisons figurer systématiquement sur nos comptes-rendus d'EFR dans notre laboratoire. Au cours de la BPCO, la partie expiratoire de la boucle est souvent marquée par un aspect « en raquette » qui traduit l'absence de débit alors qu'il existe des modifications de pressions dans le système respiratoire. Cet aspect pourrait traduire un collapsus bronchique transitoire expiratoire (favorisé par l'emphysème centrolobulaire) lié à l'obstruction bronchique distale (limitation du débit expiratoire de repos).

Ces mesures peuvent être utilisées pour tester la réversibilité de l'obstruction bronchique ou l'hyperréactivité bronchique, notamment en pédiatrie^[21].

Tableau 2.

Explorations pédiatriques de routine. Le tableau résume les explorations réalisables chez l'enfant en fonction de l'âge. Les âges sont donnés à titre indicatif et sujets à grande variation (dans les deux sens) en fonction de la maturité de l'enfant. Il est à noter que les indications et la réalisation des explorations fonctionnelles respiratoires chez les nourrissons relèvent de la sur-spécialité, ils ne seront pas abordés ici.

Exploration fonctionnelle respiratoire en fonction de l'âge		
	2/3-6 ans	> 6 ans
Gaz du sang, SpO ₂ , TcPO ₂ , TcPCO ₂	+	+
Volumes	CRF (dilution)	CRF (pléthysmographie) CV, VR, CPT, VR/CPT
Résistance	Système respiratoire Voies aériennes spécifiques	Voies aériennes (spécifiques) Système respiratoire
Débits volumes forcés	± DEP, VEMS ou VE _{0,5} ou VE _{temps} ± CVF, débits distaux instantanés et moyens	DEP, volumes forcés (VEMS, CVF) et débits distaux instantanés et moyens
Diffusion du CO	+ (équilibre ou réinspiration)	+ (apnée)
Épreuve d'effort	0	+ (8 ans)
NO expiré	±	+
Pressions maximales	± (inspiratoire nasale)	+ (8 ans)

CRF: capacité résiduelle fonctionnelle; CO: monoxyde de carbone; CPT: capacité pulmonaire totale; CV: capacité vitale; CVF: capacité vitale forcée; DEP: débit expiratoire de pointe; NO: monoxyde d'azote; VEMS: volume expiratoire maximal seconde; VR: volume résiduel.

Résistance du système respiratoire : techniques des oscillations forcées (ROF) et de l'interruption du débit (Rint)

Rationnel général

La mesure de la résistance respiratoire s'effectue à l'aide d'un matériel facile à manier, voire ambulatoire, elle est totalement non invasive et donc particulièrement adaptée au sujet peu coopérant (jeune enfant, personne âgée, déficient mental). Une pince obstrue le nez, et le sujet respire normalement à travers un embout buccal et un filtre antibactérien reliés à un pneumotachographe et un capteur de pression (et pour les résistances par oscillations forcées à un haut-parleur). Il est entendu que la résistance du système respiratoire comprend la résistance des voies aériennes ainsi qu'un composant résistif pulmonaire et de paroi thoracique. Tout comme la résistance des voies aériennes, sa valeur diminue avec la taille (l'âge).

Technique des oscillations forcées

Documents de référence. Voir références du paragraphe « Résistance des voies aériennes » et recommandations établies par l'ERS [22].

Principe. La méthode est ancienne [23,24] mais fait l'objet d'un regain d'intérêt. Il s'agit de l'étude de la relation pression-débit engendrée par l'application d'ondes de pression oscillantes à la bouche. Des ondes de pression à une fréquence donnée ou des fréquences multiples sont générées par le haut-parleur et se propagent dans le système respiratoire. De leur réflexion par le système respiratoire en phase et déphasée vont être déduites les propriétés mécaniques de ce système. Cette relation est étudiée en termes d'impédance du système respiratoire qui recouvre des phénomènes de pertes par friction, de charge déterminés par l'élastance et l'inertie du système respiratoire. Dans ce texte, nous ne nous intéresserons qu'à la composante de l'impédance qui reflète les pertes résistives qui correspondent aux variations de pression en phase avec celles du débit. Les variations de pression en décalage de phase avec le débit sont en rapport avec la

compliance et l'inertance du système respiratoire, combinées sous l'appellation réactance. Il est habituel de privilégier les mesures réalisées à des fréquences d'ondes moyennes (entre 4 et 12 Hz) censées explorer les voies aériennes centrales et plus distales.

Réalisation pratique. La mesure est très facile et rapide puisqu'une mesure dure 10 à 20 secondes pendant lesquelles le sujet respire en ventilation courante. En général, plusieurs mesures sont réalisées (3-5), et la moyenne entre les résultats est rapportée, son coefficient de variation calculé, en général inférieur à 10%. Il est souhaitable que le logiciel fournisse une estimation de la pertinence des mesures par le calcul d'un coefficient de cohérence qui reflète la linéarité de la relation pression-débit (validité du modèle). Les mesures doivent être comparées à des normes utilisant la même technique et en particulier la (les) même(s) fréquence(s) de mesure [22].

Technique de l'interruption du débit

Document de référence. Les recommandations des sociétés européenne et américaine décrivent l'ensemble des explorations chez l'enfant d'âge préscolaire [25].

Principe. Dans cette technique, une interruption de manière brutale (< 10 ms) et de durée brève (≤ 100 ms) du débit respiratoire permet la mesure de la variation de pression à la bouche dont il est fait l'hypothèse qu'elle reflète celle qui existe entre la pression atmosphérique et l'alvéole au moment de l'interruption. Cette différence de pression est rapportée au débit mesuré juste avant l'interruption pour calculer une résistance du système respiratoire qui comprend les voies aériennes, le tissu pulmonaire et la paroi thoracique [25]. La pression mesurée présente quelques oscillations initiales dues au caractère de fluide visqueux newtonien de l'air et tend asymptotiquement vers un plateau. La valeur de ce plateau extrapolée au moment de l'interruption donne la pression « alvéolaire ». La différence de pression est obtenue par la différence entre la pression initiale mesurée et cette valeur extrapolée, puis divisée par le débit pour obtenir la résistance par interruption.

Réalisation pratique. La mesure s'effectue facilement chez un sujet respirant en ventilation courante, et en général dix interruptions (séparées par des intervalles de temps aléatoires) sont effectuées en deux minutes environ pour être certain d'obtenir au moins cinq tracés corrects dont la moyenne et le coefficient de variation (≈ 12%) sont calculés. Les valeurs doivent être comparées aux valeurs de référence obtenues chez les sujets sains de même âge et taille [26].

Interprétation des deux méthodes

La résistance du système respiratoire bien que ne reflétant pas de façon exclusive la résistance des voies aériennes est souvent utilisée pour juger d'un trouble obstructif et d'une réactivité bronchique (au bronchodilatateur et/ou lors de test de provocation bronchique [25,27-29]). De fait, ces techniques sont assez sensibles pour détecter la bronchodilatation. Par contre, lors de la bronchoconstriction, des discordances dans les deux sens avec des mesures de référence peuvent exister (exemple: faux positif par réaction laryngée, faux négatif lors d'une bronchoconstriction importante responsable d'un shunt des voies aériennes). La résistance par interruption de débit est peu sensible pour détecter l'obstruction sur une seule mesure de base du fait de la grande variabilité inter-individuelle des valeurs de référence. Certains index issus de la mesure de la résistance par oscillations (dépendance de la résistance à la fréquence des oscillations: différence entre la résistance à 5 et 15 Hz par exemple, ou pente de cette différence) pourraient explorer les voies aériennes périphériques [19,30] ou refléter la limitation expiratoire de débit au repos, notamment au cours de la BPCO [31].



Spirométrie : débits et volumes mobilisables

Rationnel

La spirométrie est une mesure physiologique de la façon dont un sujet inspire ou expire des volumes de gaz au cours du temps. Elle mesure donc des volumes mobilisables.

Réalisation pratique

La capacité vitale forcée (CVF) correspond au volume maximum de gaz expiré au cours d'un effort maximum effectué à partir

d'une inspiration maximale, exprimée en litres à la température corporelle et à pression ambiante saturée en vapeur d'eau (condition BTPS : *body temperature and pressure saturated*). Le VEMS est le volume expiratoire maximal en une seconde lors d'une expiration forcée à partir d'une inspiration maximale (en litre, BTPS). Le VEMS a été développé initialement pour chiffrer la capacité ventilatoire ($VEMS = CV \text{ [nombre d'unités contributives]} \times VEMS/CV \text{ [efficacité à se vider]}$), il est effectivement très lié à la ventilation minute maximale (= 35 ou 40 × VEMS). L'ordre donné est donc de gonfler les poumons au maximum et de souffler tout de suite le plus fort et le plus longtemps possible. Les autres paramètres issus de la manœuvre expiratoire forcée sont le débit expiratoire de pointe (DEP : débit maximum), le débit expiratoire maximal (instantané) à 75 % de la CVF (DEM_{75%}), le débit expiratoire maximal à 50 % de la CVF (DEM_{50%}), le débit expiratoire maximal à 25 % de la CVF (DEM_{25%}) et le débit expiratoire maximal entre 25 et 75 % de la CVF ou débit maximal médian (DEMM_{25-75%} ou DEM_{25-75%}), débits exprimés en litre par seconde.

On pourra réaliser des manœuvres de capacité vitale lente (inspiration et expiration complètes lentes) pour calcul de la capacité vitale (le plus grand volume gazeux mobilisable par le système respiratoire) et pour définir la capacité inspiratoire : volume mobilisé par une inspiration lente et complète (jusqu'à la capacité pulmonaire totale, CPT) à partir de la fin d'une expiration calme (CRF). La capacité inspiratoire (CI) peut donner une estimation indirecte du degré de distension thoracique au repos. Enfin, l'expiration lente et forcée à partir de la fin d'une expiration calme jusqu'au volume résiduel (VR) permet de mesurer le volume de réserve expiratoire (VRE).



Interprétation, définitions



Un syndrome obstructif est une réduction disproportionnée du débit expiratoire maximal par rapport au volume maximum : valeur de VEMS/CV (maximale ≈ lente habituellement) inférieure au cinquième percentile de la valeur de référence ($VEMS/CV < LIN$).



Une obstruction bronchique débutante ou minime se traduit par la seule réduction du débit médian (VEMS normal) : aspect de concavité vers le haut de la partie expiratoire de la boucle volume-débit. Il est important de préciser que l'habitude d'attribuer cette réduction de débit médian ou des débits instantanés (DEM_{50%}, DEM_{25%}) à une atteinte périphérique ou des petites voies aériennes doit être abandonnée, car ce type d'atteinte ne présage nullement du caractère effectivement périphérique de l'atteinte^[2]. De même, l'utilisation du terme « rapport de Tiffeneau » est purement française et doit être abandonnée. Pour les jeunes enfants dont la durée d'expiration est inférieure à une seconde, l'interprétation doit se référer aux recommandations internationales^[25].

La sévérité de l'atteinte obstructive est définie par le degré de diminution du VEMS exprimé en pourcentage de valeur de référence, comme pour l'ensemble des syndromes ou troubles ventilatoires (Tableau 3).

Le test de réversibilité de l'obstruction bronchique est quantifié lors de nouvelles expirations forcées, 15 minutes minimum après inhalation d'un β-agoniste de courte durée d'action (400 µg de salbutamol) ou 30 minutes après inhalation d'un parasympatholytique de courte durée d'action. Une réversibilité significative est définie par une augmentation de VEMS et/ou de CVF supérieure ou égale à 12 % par rapport à la valeur de base et supérieure ou égale à 200 ml^[2].



Il est précisé dans les recommandations internationales que « si la modification du VEMS n'est pas significative, une diminution de la distension pulmonaire pourra être considérée comme l'indice d'une réponse significative »^[2]. En pratique, c'est bien souvent le cas au cours de la BPCO (diminution de la distension dynamique liée à l'obstruction bronchique périphérique).



Dans notre laboratoire, la réponse aux bronchodilatateurs est systématiquement évaluée sur le VEMS et la CI (Tableau 3).



Cas particulier : obstruction bronchique avec rapport VEMS/CVL normal ou syndrome obstructif périphérique

Ce type de profil fonctionnel est parfois observé, décrit de longue date (parfois dénommé : syndrome pseudo-restrictif), il

Tableau 3.

Récapitulatif des principales définitions fonctionnelles respiratoires.

	Définitions fonctionnelles
Syndrome :	
– obstructif	VEMS/CV < LIN
– restrictif	CPT < LIN
– mixte	VEMS/CV < LIN et CPT < LIN
Degré de gravité des syndromes :	Chiffrés sur le VEMS en pourcentage de la valeur de référence :
– léger	> 70
– modéré	60–69
– assez sévère	50–59
– sévère	35–49
– très sévère	< 35
Distension thoracique ^a :	Volumes « statiques » pléthysmographiques ^a :
– légère	VR > LSN
– modérée	VR et CRF > LSN
– sévère	VR et CRF et CPT > LSN
Test de réversibilité	VEMS et ou CVF ≥ 12 % base et ≥ 200 ml CI ≥ 10 % base et ≥ 200 ml ^a
Variation significative intermesures (années) des tests :	En pourcentage de modification (valeur de référence)
– débits	≥ 15 %
– volumes	≥ 15 %

CI : capacité inspiratoire ; CRF : capacité résiduelle fonctionnelle ; CPT : capacité pulmonaire totale ; CVF : capacité vitale forcée ; LIN : limites inférieures des normes ; LSN : limites supérieures des normes ; VEMS : volume expiratoire maximal seconde ; VR : volume résiduel.

^a Ces définitions ne font pas partie de celles recommandées par l'ERS/ATS^[2].



est maintenant clairement identifié dans les recommandations internationales^[2]. Il s'agit là d'un « piège » classique de l'EFR. La capacité vitale est abaissée dans les mêmes proportions que le VEMS du fait d'une fermeture expiratoire des petites voies aériennes à bas volume pulmonaire. Il est donc bien question d'une obstruction bronchique périphérique. Dans notre expérience, il se rencontre notamment chez certains asthmatiques, chez certains patients atteints de BPCO et aussi souvent chez les greffés bipulmonaires.



En pratique, lorsque sur la base de l'interrogatoire clinique on recherche un trouble ventilatoire obstructif et que cet aspect est mis en évidence, il est nécessaire de réaliser une mesure des volumes statiques par pléthysmographie qui montre alors une CPT normale (ou augmentée) et une distension au minimum sur le VR. La mesure des volumes par dilution montrerait un syndrome restrictif. La réversibilité de cette obstruction bronchique doit être testée (réouverture des voies aériennes distales).

Volumes pulmonaires statiques non mobilisables

La Figure 2 représente les forces du système respiratoire à l'équilibre (volumes statiques) pour les trois volumes que sont la CPT, la CRF et le VR. La CRF correspond au volume de gaz présent dans les poumons à la fin d'une expiration normale au repos (position d'équilibre du système respiratoire) et reflète donc directement la pression de rétraction élastique pulmonaire si la paroi est normale. La détermination de la CRF est la composante clé dans la mesure des volumes pulmonaires, et peut être évaluée par les méthodes de pléthysmographie corporelle, par des méthodes de dilution/rinçage gazeux, ou par radiographie. La CRF pléthysmographique tient compte de tous les compartiments pulmonaires ventilés et non ventilés, et par conséquent produit des résultats plus élevés que les méthodes de dilution/rinçage gazeux. Classiquement, chez les patients avec une obstruction sévère, ou un emphysème, les méthodes de dilution/rinçage gazeux sous-estiment la valeur réelle de la CRF. Toutefois, une étude récente suggère que lorsque la mesure par dilution est prolongée, elle pourrait donner des résultats plus proches de la valeur

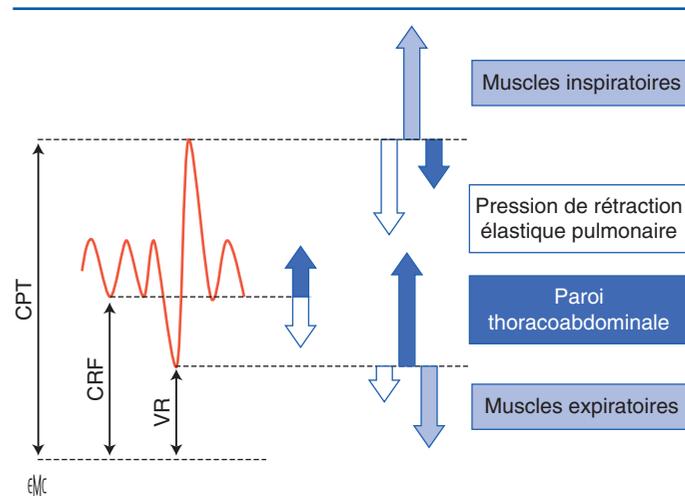


Figure 3. Volumes non mobilisables dits statiques. Ces trois volumes sont la capacité pulmonaire totale (CPT), la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) et le volume résiduel (VR). Ces volumes sont non mobilisables car ils comprennent tous le VR, volume gazeux présent dans les poumons à la fin d'une expiration forcée et donc non mesurable par « mobilisation ». Ces volumes sont aussi dits statiques car ils sont situés à un moment du cycle respiratoire où le débit est nul (théoriquement). Dans cette situation, le système respiratoire est à l'équilibre. Sont donc schématisées les trois forces intervenant à ces trois positions d'équilibre : la pression de rétraction élastique du poumon qui tend à ramener le poumon à son volume de relaxation (nul), la pression de rétraction de la paroi thoracoabdominale qui tend à ramener le poumon à son volume de relaxation ($\approx 75\%$ de la CPT) et les forces liées aux efforts musculaires inspiratoires et expiratoires. Ce schéma illustre bien les trois types de pathologies pouvant donner un syndrome restrictif (diminution de CPT) : augmentation de la pression de rétraction élastique pulmonaire (fibrose), diminution de l'effort inspiratoire (myopathie) et augmentation de la pression de rétraction élastique pariétale (obésité morbide, affection rhumatologique rarement).

de volume mesuré par scanner thoracique que la méthode pléthysmographique qui tend à l'inverse à surestimer les volumes^[32]. Après mesure de la CRF, la CPT est calculée par addition de CI à la CRF ou de la CV inspiratoire au VR, le VR est calculé par soustraction du VRE à la CRF (Fig. 3).

Mesure de la CRF par pléthysmographie corporelle

Rationnel

La pléthysmographie corporelle se fonde sur la loi de Boyle selon laquelle, dans des conditions isothermes, lorsqu'une masse constante de gaz est comprimée ou décomprimée, le volume du gaz diminue ou augmente, et la pression du gaz varie de façon à ce que le produit du volume et de la pression reste constant à tout moment.

Réalisation pratique

Les modifications du volume thoracique qui accompagnent une compression ou une décompression du gaz dans le poumon pendant les manœuvres ventilatoires peuvent être mesurées avec le pléthysmographe corporel, en mesurant les grandeurs suivantes : 1) pression à l'intérieur d'une chambre à volume constant (pléthysmographie à pression variable) ; 2) volume à l'intérieur d'une chambre à pression constante (pléthysmographie à déplacement de volume) ; ou 3) débit entrant et sortant d'une chambre à pression constante (pléthysmographe « de débit »). Quelle que soit la méthode, le principe consiste à faire respirer normalement ou faire haleter le sujet pendant quelques secondes, les voies aériennes étant occluses par un clapet. Les variations de pression/volume/débit dans le pléthysmographe permettent de calculer le volume gazeux thoracique (VGT) (voir équations dans^[1]) qui est ensuite éventuellement corrigé pour obtention de la CRF pléthysmographique.

Mesure de la CRF par dilution de l'hélium

Cette méthode est basée sur le principe de l'équilibration des gaz dans le poumon en utilisant un volume de gaz connu contenant de l'hélium, ne traversant pas la barrière alvéolo-capillaire. La mesure est réalisée en ventilation courante jusqu'à équilibration de la concentration d'hélium qui prend souvent plusieurs minutes (on ne fait en règle générale qu'une seule mesure [ou plutôt deux mesures chez l'enfant] qui doit être interprétée avec prudence^[1]).

Dans notre pratique, cette méthode est à réserver en cas d'échec/impossibilité de la mesure pléthysmographique ou en complément (mesure du volume piégé). Les équations utilisées sont détaillées dans les recommandations internationales^[1]. Le principe est le suivant : le patient est relié à un circuit fermé (spiromètre volumétrique) de volume V contenant une fraction connue d'hélium FHe . Il va alors respirer, à partir de la CRF, un gaz dont la composition est connue. À l'équilibre, la fraction d'hélium est équilibrée dans l'ensemble du volume composé du circuit et des poumons du sujet. La fraction d'hélium initiale aura donc diminué jusqu'à sa valeur d'équilibre FHe_{eq} . L'hélium étant un gaz qui ne franchit pas la barrière alvéolaire, la CRF peut alors être calculée à partir de la loi de conservation des masses.

$$V \times FHe = (V + CRF) \times FHe_{eq} \text{ et } CRF = V \times (FHe - FHe_{eq}) / FHe_{eq}$$

Mesure de la CRF par rinçage à l'azote

Bien que le principe du rinçage soit différent de celui de la dilution à l'hélium, le N_2 peut ici être qualifié de « gaz traceur » étant donné que c'est sa quantification qui permet la mesure de la CRF. Le patient est relié à un circuit ouvert où le gaz inspiré n'est plus l'air ambiant mais de l'oxygène pur. Au cours du rinçage, qui fait passer la concentration d'azote FN_2 de 79 % à moins de 1,5 %, le gaz expiré est analysé et le volume d'azote expiré est donné par l'équation suivante :

$$FN_2 + FO_2 + FCO_2 = 100\% \text{ et } CRF \times 0,79 = FN_2$$

En d'autres termes, le volume d'azote rincé est égal à 79 % de la CRF, d'où :

$$CRF = [100\% - (FO_2 + FCO_2)] / 0,79$$

Interprétation des volumes statiques

La mesure des volumes statiques permet de définir leur diminution (valeur mesurée < LIN) ou leur augmentation (valeur mesurée > LSN) (Tableau 3). Dans le compte-rendu, la valeur de la CRF doit apparaître et non la valeur de VGT qui n'est pas un volume standardisé^[1].

La diminution de CPT définit le syndrome restrictif, si cette diminution est en rapport avec une augmentation de pression rétraction élastique pulmonaire (diminution de compliance, fibrose), on observe généralement une diminution homogène en pourcentage des autres volumes statiques avec un rapport VR/CPT normal.

L'obésité conduit rarement ($\approx 12\%$ des obèses sévères^[33]) à un syndrome restrictif, en revanche une diminution de CRF est fréquente, toujours associée à une diminution de VRE (anomalie la plus constante), le VR restant donc normal. Une diminution isolée de VR est rare, et pourrait témoigner dans notre expérience d'une « alvéolite » débutante (altération isolée du surfactant ?). Un syndrome restrictif peut être associé à une pathologie musculaire (myopathie), la CRF devrait être normale et le VR augmenté.

Il n'existe pas de définition consensuelle de la distension thoracique. Nous proposons une définition dans le Tableau 3. Lors d'une distension dynamique (emphysème centrolobulaire surtout), celle-ci est plus nette à bas volume pulmonaire (VR en % \gg % CRF > % CPT) du fait de la réduction de calibre supplémentaire des voies aériennes (la CRF n'est plus alors une position statique stricto sensu ; elle est alors dénommée *end expiratory lung*

volume par les Anglo-Saxons). C'est cette distension dynamique qui est sensible à l'administration des bronchodilatateurs au cours de la BPCO entraînant logiquement une augmentation de CI (réduction de CRF).



Lorsque la distension est surtout statique (emphysème panlobulaire), l'augmentation des différents volumes statiques est beaucoup plus homogène en pourcentage.



Une augmentation « isolée » de CRF est parfois constatée, associée à une augmentation de VRE, elle traduit seulement l'absence de relâchement musculaire du patient lors de l'exploration et ne doit donc pas être interprétée comme pathologique (dire au patient de se relâcher, de baisser les épaules, etc.).



Exploration de la fonction musculaire respiratoire par des tests volontaires : pressions statiques maximales inspiratoires et expiratoires

Document de référence

Voir les recommandations communes de l'ERS et ATS [34].

Rationnel

La mesure de la pression statique inspiratoire maximale qu'un sujet peut générer à la bouche (P_Imax) ou de la pression statique expiratoire maximale (P_Emax) est une manière simple d'apprécier la pression développée par les muscles respiratoires additionnée de la pression de rétraction élastique pulmonaire et thoracique. Cette pression de rétraction élastique peut contribuer de façon significative (≈ 30 %) aux pressions statiques maximales. La force maximale d'un muscle squelettique est la force maximale développée en condition isométrique à la longueur optimale du muscle. La relation tension (force)–longueur des muscles respiratoires est complexe, mais globalement on considère que ces mesures de pressions maximales sont des index cliniquement pertinents de la force respiratoire. Ainsi, lorsqu'une faiblesse de ces muscles survient, la diminution de P_Imax est plus sensible que la modification de capacité vitale.

Réalisation pratique

En routine, l'utilisation d'un embout buccal « habituel » (avec collerette) est le plus simple. Le système doit avoir une petite fuite et les pressions maximales doivent être maintenues idéalement pendant au moins 1,5 seconde afin de recueillir la mesure sur une seconde. Il faut obtenir une parfaite coopération du sujet car la manœuvre n'est pas familière, la valeur maximale de trois mesures reproductibles (variabilité < 20 %) est recueillie.

Interprétation

Les valeurs normales de P_Imax et P_Emax ont été rapportées pour les enfants, adultes et sujets âgés. Il existe d'importantes variations des normes selon les auteurs, qui dépendent notamment de la méthodologie utilisée (type d'embout buccal). Dans la mesure où nous utilisons une pièce buccale avec collerette nous utilisons les normes de Wilson et al. [35]. On considère qu'une P_Imax inférieure à –80 cmH₂O élimine une faiblesse musculaire respiratoire importante. Une P_Emax normale avec une P_Imax diminuée évoque une atteinte isolée du diaphragme. Globalement, ces mesures de pressions maximales servent plutôt à éliminer une atteinte musculaire respiratoire importante ou au suivi simple d'affections musculaires respiratoires. Les autres méthodes d'exploration de la fonction musculaire respiratoire relèvent en règle générale de laboratoires spécialisés, le lecteur intéressé pourra se référer à la conférence de consensus ERS/ATS [34].

Remerciements : les auteurs remercient l'ensemble des médecins de l'Unité de physiologie respiratoire de l'hôpital Pitié-Salpêtrière (Dr Etienne Callens, Dr Mohamed Essalhi, Dr Sémia Graba, Dr Karine Gillet-Juvin), ainsi que les techniciens (M. Marien Bokouabassa, Mme Françoise Genisty, Mme Mireille Morot, Mme Martine Riquelme) pour leurs discussions sur les sujets développés ici.



Références

- [1] Wanger J, Clausen JL, Coates A, Pedersen OF, Brusasco V, Burgos F, et al. Standardisation of the measurement of lung volumes. *Eur Respir J* 2005;26:511–22.
- [2] Pellegrino R, Viegi G, Brusasco V, Crapo RO, Burgos F, Casaburi R, et al. Interpretative strategies for lung function tests. *Eur Respir J* 2005;26:948–68.
- [3] Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, et al. Standardisation of spirometry. *Eur Respir J* 2005;26:319–38.
- [4] Miller MR, Crapo R, Hankinson J, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, et al. General considerations for lung function testing. *Eur Respir J* 2005;26:153–61.
- [5] Macintyre N, Crapo RO, Viegi G, Johnson DC, van der Grinten CP, Brusasco V, et al. Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. *Eur Respir J* 2005;26:720–35.
- [6] Quanjer PH, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault JC. Lung volumes and forced ventilatory flows. Work Group on Standardization of Respiratory Function Tests. European Community for Coal and Steel. Official position of the European Respiratory Society. *Rev Mal Respir* 1994;11(Suppl. 3):5–40.
- [7] Cotes JE, Chinn DJ, Quanjer PH, Roca J, Yernault JC. Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). Work Group on Standardization of Respiratory Function Tests. European Community for Coal and Steel. Official position of the European Respiratory Society. *Rev Mal Respir* 1994;11(Suppl. 3):41–52.
- [8] Stanojevic S, Wade A, Cole TJ, Lum S, Custovic A, Silverman M, et al. Spirometry centile charts for young Caucasian children: the Asthma UK Collaborative Initiative. *Am J Respir Crit Care Med* 2009;180:547–52.
- [9] Stanojevic S, Wade A, Stocks J, Hankinson J, Coates AL, Pan H, et al. Reference ranges for spirometry across all ages: a new approach. *Am J Respir Crit Care Med* 2008;177:253–60.
- [10] Quanjer PH, Stanojevic S, Stocks J, Hall GL, Prasad KV, Cole TJ, et al. Changes in the FEV(1)/FVC ratio during childhood and adolescence: an intercontinental study. *Eur Respir J* 2010;36:1391–9.
- [11] Quanjer PH, Stanojevic S, Cole TJ, Baur X, Hall GL, Culver BH, et al. Multi-ethnic reference values for spirometry for the 3–95-yr age range: the global lung function 2012 equations. *Eur Respir J* 2012;40:1324–43.
- [12] Tantucci C, Duguet A, Giampiccolo P, Similowski T, Zelter M, Derenne JP. The best peak expiratory flow is flow-limited and effort-independent in normal subjects. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;165:1304–8.
- [13] Dubois AB, Botelho SY, Comroe Jr JH. A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: values in normal subjects and in patients with respiratory disease. *J Clin Invest* 1956;35:327–35.
- [14] Bisgaard H, Nielsen KG. Plethysmographic measurements of specific airway resistance in young children. *Chest* 2005;128:355–62.
- [15] Hogg JC, Macklem PT, Thurlbeck WM. Site and nature of airway obstruction in chronic obstructive lung disease. *N Engl J Med* 1968;278:1355–60.
- [16] Dab I, Alexander F. A simplified approach to the measurement of specific airway resistance. *Pediatr Res* 1976;10:998–9.
- [17] Bokov P, Mauroy B, Revel MP, Brun PA, Peiffer C, Daniel C, et al. Lumen areas and homothety factor influence airway resistance in COPD. *Respir Physiol Neurobiol* 2010;173:1–10.
- [18] Mahut B, Trinquart L, Bokov P, Le Bourgeois M, Waernessyckle S, Peiffer C, et al. Relationships between specific airway resistance and forced expiratory flows in asthmatic children. *PLoS One* 2009;4:e5270.
- [19] Mahut B, Caumont-Prim A, Plantier L, Gillet-Juvin K, Callens E, Sanchez O, et al. Relationships between respiratory and airway resistances and activity-related dyspnea in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis* 2012;7:165–71.
- [20] Kirkby J, Stanojevic S, Welsh L, Lum S, Badier M, Beardsmore C, et al. Reference equations for specific airway resistance in children: the Asthma UK initiative. *Eur Respir J* 2010;36:622–9.
- [21] Mahut B, Peiffer C, Bokov P, Delclaux C, Beydon N. Use of specific airway resistance to assess bronchodilator response in children. *Respirology* 2011;16:666–71.
- [22] Oostveen E, MacLeod D, Lorino H, Farre R, Hantos Z, Desager K, et al. The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. *Eur Respir J* 2003;22:1026–41.
- [23] Dubois AB, Brody AW, Lewis DH, Burgess Jr BF. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J Appl Physiol* 1956;8:587–94.

- [24] Fisher AB, DuBois AB, Hyde RW. Evaluation of the forced oscillation technique for the determination of resistance to breathing. *J Clin Invest* 1968;**47**:2045–57.
- [25] Beydon N, Davis SD, Lombardi E, Allen JL, Arets HG, Aurora P, et al. An official American Thoracic Society/European Respiratory Society statement: pulmonary function testing in preschool children. *Am J Respir Crit Care Med* 2007;**175**:1304–45.
- [26] Merkus PJ, Stocks J, Beydon N, Lombardi E, Jones M, McKenzie SA, et al. Reference ranges for interrupter resistance technique: the Asthma UK Initiative. *Eur Respir J* 2010;**36**:157–63.
- [27] Beydon N, Amsallem F, Bellet M, Boule M, Chaussain M, Denjean A, et al. Pre/postbronchodilator interrupter resistance values in healthy young children. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;**165**:1388–94.
- [28] Beydon N, Mahut B, Maingot L, Guillo H, La Rocca MC, Medjahdi N, et al. Baseline and post-bronchodilator interrupter resistance and spirometry in asthmatic children. *Pediatr Pulmonol* 2012;**47**:987–93.
- [29] Zerah F, Lorino AM, Lorino H, Harf A, Macquin-Mavier I. Forced oscillation technique vs spirometry to assess bronchodilatation in patients with asthma and COPD. *Chest* 1995;**108**:41–7.
- [30] Brochard L, Pelle G, de Palmas J, Brochard P, Carre A, Lorino H, et al. Density and frequency dependence of resistance in early airway obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1987;**135**:579–84.
- [31] Dellaca RL, Santus P, Aliverti A, Stevenson N, Centanni S, Macklem PT, et al. Detection of expiratory flow limitation in COPD using the forced oscillation technique. *Eur Respir J* 2004;**23**:232–40.
- [32] O'Donnell CR, Bankier AA, Stiebellehner L, Reilly JJ, Brown R, Loring SH. Comparison of plethysmographic and helium dilution lung volumes: which is best for COPD? *Chest* 2010;**137**:1108–15.
- [33] Collet F, Mallart A, Bervar JF, Bautin N, Matran R, Pattou F, et al. Physiologic correlates of dyspnea in patients with morbid obesity. *Int J Obes* 2007;**31**:700–6.
- [34] ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;**166**:518–624.
- [35] Wilson SH, Cooke NT, Edwards RH, Spiro SG. Predicted normal values for maximal respiratory pressures in caucasian adults and children. *Thorax* 1984;**39**:535–8.

Pour en savoir plus

Hughes JM, Pride NB. *Lung function tests. Physiological principles and clinical applications*. Philadelphia: WB Saunders; 1999.

Gosselink R, Stam H. Monographie de l'ERS, chapitres sur les résistances détaillées: European respiratory monograph. London: European Respiratory Society journals; 2005.

Revue des Maladies Respiratoires. www.em-premium.com/revue/rmr/24/3-c2

Site Internet SpirXpert. www.spirxpert.com/
SPLF. www.splf.org/s/spip.php?article937.

B. Mahut.

Unité de physiologie respiratoire – clinique de la dyspnée, service de physiologie, Hôpital européen Georges-Pompidou, 20-40, rue Leblanc, 75908 Paris cedex 15, France.

Cabinet La Berma, 4, avenue de la Providence, 92160 Antony, France.

P. Bokov.

Unité de physiologie respiratoire – clinique de la dyspnée, service de physiologie, Hôpital européen Georges-Pompidou, 20-40, rue Leblanc, 75908 Paris cedex 15, France.

N. Beydon.

Unité fonctionnelle d'explorations fonctionnelles respiratoires, Hôpital Armand-Trousseau, 26, avenue du Docteur Arnold-Netter, 75012 Paris, France.

C. Delclaux (christophe.delclaux@egp.aphp.fr).

Unité de physiologie respiratoire – clinique de la dyspnée, service de physiologie, Hôpital européen Georges-Pompidou, 20-40, rue Leblanc, 75908 Paris cedex 15, France.

Université Paris-Descartes, Sorbonne Paris Cité, Faculté de médecine, 75006 Paris, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Mahut B, Bokov P, Beydon N, Delclaux C. Explorations fonctionnelles respiratoires de la capacité ventilatoire. *EMC - Pneumologie* 2013;10(4):1-9 [Article 6-000-A-71].

Disponibles sur www.em-consulte.com



Arbres
décisionnels



Iconographies
supplémentaires



Vidéos/
Animations



Documents
légaux



Information
au patient



Informations
supplémentaires



Auto-
évaluations



Cas
clinique

Cet article comporte également le contenu multimédia suivant, accessible en ligne sur em-consulte.com et em-premium.com :

1 autoévaluation

[Cliquez ici](#)

24 cas clinique

Clinique 1

Modèle de compte-rendu 1 : bronchopneumopathie chronique obstructive.

[Cliquez ici](#)

Clinique 10

Syndrome obstructif périphérique 1.

[Cliquez ici](#)

Clinique 11

Syndrome obstructif périphérique 2.

[Cliquez ici](#)

Clinique 12

Bronchopneumopathie chronique obstructive : volumes statiques par deux méthodes.

[Cliquez ici](#)

Clinique 13

Pneumopathie interstitielle.

[Cliquez ici](#)

Clinique 14

Myopathie.

[Cliquez ici](#)

Clinique 15

Bronchopneumopathie chronique obstructive : réponse sur la capacité inspiratoire et la capacité résiduelle fonctionnelle.

[Cliquez ici](#)

Clinique 16

Emphysème - shunt.

[Cliquez ici](#)

Clinique 2

Modèle de compte-rendu 2 : fibrose pulmonaire idiopathique.

[Cliquez ici](#)

Clinique 3

Sténose trachéale.

[Cliquez ici](#)

Clinique 4

Insuffisance respiratoire chronique d'origine obstructive - réversibilité distale.

[Cliquez ici](#)

Clinique 5

Emphysème 1.

[Cliquez ici](#)

Clinique 6

Bronchopneumopathie chronique obstructive : limitation du débit expiratoire.

[Cliquez ici](#)

Clinique 7

Bronchopneumopathie chronique obstructive : limitation du débit expiratoire 2.

[Cliquez ici](#)

Clinique 8

Syndrome obstructif non réversible.

[Cliquez ici](#)

Clinique 9

Syndrome obstructif : asthme.

[Cliquez ici](#)