
Procédure d'acquisition et d'analyse des paramètres respiratoires au cours d'un enregistrement de sommeil nocturne.

Rapporteur SFRMS :
Pr. J. Krieger

Définition : La polygraphie respiratoire est l'enregistrement simultané de plusieurs paramètres respiratoires permettant de caractériser la respiration au cours des différents stades de sommeil. L'idéal est de l'intégrer dans un enregistrement permettant d'analyser les stades de sommeil, mais une analyse isolée des variables respiratoires peut permettre de faire le diagnostic de syndrome d'apnées du sommeil. Son interprétation est beaucoup plus délicate lorsqu'elle est négative.

Remarque préalable : Les techniques d'enregistrement des variables respiratoires au cours du sommeil ont beaucoup évolué, en particulier au cours des dernières années, conduisant au développement de techniques moins contraignantes qui apportent des informations suffisamment précises pour répondre à des questions diagnostiques plus variées que la simple mise en évidence d'un SAOS sévère. L'ensemble des techniques d'analyse de la ventilation au cours du sommeil a été étudié par un groupe de travail connu sous le nom de conférence de Chicago, dont les conclusions ont été publiées (1). Les techniques qui servent actuellement de référence seront décrites dans ces recommandations et doivent remplacer les techniques plus anciennes qui ont servi en leurs temps de référence (2, 3).

A- But de l'examen

Il s'agit de caractériser :

- Le flux aérien, c'est à dire les débits ou les volumes d'air mobilisés par l'activité ventilatoire
 - L'«effort respiratoire», c'est à dire les forces ou mieux les pressions, à l'origine des débits d'air générés
 - Les conséquences de l'activité respiratoire sur les échanges gazeux tels qu'ils se reflètent dans les pressions partielles d'oxygène et de gaz carbonique dans le sang artériel.
- Les modifications de ces diverses variables permettent de définir les événements ventilatoires anormaux recherchés au cours du sommeil.

B- Conditions préalables

Les problèmes de définition :

- les apnées se définissent comme une interruption du flux aérien ; cependant en raison de l'existence d'un bruit de fond sur le signal obtenu, l'interruption du débit aérien n'est pas définie comme une valeur zéro, mais plus souvent comme une diminution de la valeur de ce signal en dessous d'un seuil généralement de 10 % de l'amplitude du signal antérieur, mais parfois ce seuil est placé à 30 % de l'amplitude du signal antérieur. L'unanimité se fait sur la durée requise de l'événement qui est de 10 secondes, bien que ce choix de 10 secondes soit purement arbitraire.
- Les hypopnées sont bien plus difficiles à définir. Théoriquement une hypopnée est une diminution du flux aérien, définition relativement simple lorsque l'information sur le flux aérien est quantitative. Comme le plus souvent l'information obtenue n'est pas quantitative, la définition de l'hypopnée repose sur une combinaison d'une modification du signal respiratoire associée à une modification de la SaO₂ (de seuil variable, entre 2 et 5 %) et/ou d'un micro-éveil selon les critères de l'ASDA (4). La conférence de Chicago propose de ne pas distinguer hypopnée et apnée en clinique, la définition commune aux deux événements

étant une diminution d'au moins 50 % de l'amplitude d'une mesure valide de la respiration au cours du sommeil en prenant pour référence soit la moyenne d'une ventilation stable dans les 2 minutes précédant le début de l'événement ou la moyenne des 3 respirations les plus amples dans les 2 minutes précédant l'événement, soit une diminution nette de l'amplitude d'une mesure valide de la respiration durant le sommeil qui n'atteint pas le critère précédent, mais est associée soit à une chute de SaO₂ d'au moins 3 %, soit un micro-éveil.

- L'effort respiratoire : son analyse permet de caractériser la nature, centrale ou obstructive, de l'événement, hypopnée ou apnée, identifié là encore de façon relativement simple lorsqu'il s'agit d'apnée : une apnée associée à une absence d'effort respiratoire se définit comme une apnée centrale ; une apnée associée à la persistance d'un effort respiratoire se définit comme une apnée obstructive. La définition de la nature des hypopnées est bien plus complexe puisqu'il s'agit de savoir si la diminution de la ventilation s'accompagne d'une diminution de l'effort respiratoire de même amplitude ; il s'agirait alors d'une hypopnée centrale. Si la diminution de l'effort respiratoire est moins importante ou si au contraire l'effort respiratoire augmente alors que la ventilation diminue, il s'agirait alors d'une hypopnée obstructive. La question est donc de faire le rapport entre ventilation et effort respiratoire qui ne peut se concevoir que si l'on dispose d'informations quantitatives à la fois sur la ventilation (le débit d'air) et l'effort respiratoire (la pression qui génère ce débit d'air). Ce rapport a la dimension d'une résistance, et c'est bien la question posée : pour pouvoir définir la nature centrale ou obstructive d'une hypopnée il faut avoir accès à une mesure ou un calcul de la résistance des voies aériennes (supérieures). Cette information est rarement disponible mais des approches indirectes permettent une évaluation qui semble satisfaisante.

C- Moyens de mesure des variables respiratoires

1- Le débit :

Sa mesure par un pneumotachographe constitue la technique de référence. Elle repose sur l'application de la loi de Poiseuille qui dit que le débit dans un tube (lorsque l'écoulement est laminaire) est proportionnel à la différence de pression aux extrémités du tube, et inversement proportionnel à la résistance à l'écoulement dans le tube. ($V = k P/R$).

Connaissant la résistance, il suffit de mesurer la différence de pression pour connaître le débit (sous réserve que la température du gaz et sa viscosité soient constantes). Le dispositif doit être fixé sur un masque naso-buccal, car la mesure quantitative des débits ventilés n'a de sens que si la totalité des débits passant par les orifices respiratoires est prise en compte par le capteur (5). Cette technique a bien sûr l'avantage de fournir une mesure quantitative des débits d'air ventilés, d'identifier et d'analyser la limitation inspiratoire de débit. Son inconvénient majeur est qu'elle impose l'utilisation d'un masque naso-buccal, et donc représente une contrainte relativement importante pour le sujet endormi.

Ces variations de débit et la limitation inspiratoire de débit peuvent également s'identifier sur les courbes de pression enregistrées au moyen d'une canule de pression nasale (6) (mais il faut se souvenir que la relation entre débit et pression nasale n'est pas linéaire). Elle constitue un indicateur sensible d'une augmentation de résistance des voies aériennes supérieures au cours de l'inspiration (7, 8) ou plus exactement d'un déséquilibre entre la compliance des voies aériennes supérieures et la pression de succion qui génère le débit inspiratoire.

L'utilisation d'une canule de pression nasale pose un problème lorsque la respiration est exclusivement buccale, puisqu'alors aucun signal de pression nasale ne peut être obtenu. Il a cependant été démontré qu'il suffisait que 30 % du débit d'air passe par le nez pour que l'identification de la limitation inspiratoire de débit reste possible. Ainsi l'utilisation d'une canule de pression nasale tend à devenir la technique de référence car elle est moins contraignante que le pneumotachographe et donne des informations beaucoup moins fallacieuses que les capteurs thermiques (cf. annexe).

2- L'effort :

Les techniques d'évaluation de l'effort respiratoire reposant sur l'analyse de la motilité thoraco-abdominale ont l'avantage d'être peu contraignantes, peu onéreuses pour les sangles à jauge de contrainte. Elles ont l'inconvénient de fournir une information sur l'expansion thoraco-abdominale qui n'est qu'un reflet imparfait, non quantitatif de l'effort respiratoire.

L'enregistrement électromyographique de l'activité du muscle inspiratoire principal qu'est le diaphragme donne une information sur l'importance de l'effort inspiratoire fournie. Cette technique a l'avantage d'une relative simplicité si l'activité électromyographique du diaphragme peut être enregistrée au moyen d'électrodes de surface positionnées en regard de l'insertion du diaphragme sur le grill costal. Cet enregistrement est en général obtenu assez facilement chez le nouveau-né et chez l'enfant ; beaucoup plus difficilement chez l'adulte.

La pression œsophagienne reflète la pression pleurale, (9,10) pression motrice des échanges d'air au cours de l'inspiration et de l'expiration. La pression œsophagienne constitue une mesure «absolue» de la pression pleurale chez le sujet assis. En position couchée, il est beaucoup plus difficile de déterminer un zéro de pression qui ne pourrait s'obtenir que chez un sujet ne faisant aucun effort respiratoire et gardant ses voies aériennes libres. En pratique, ce sont les différences de pression entre inspiration et expiration qui sont mesurées, ce qui permet de s'affranchir du difficile problème du zéro. L'avantage de la technique est qu'elle permet une mesure quantitative de l'effort respiratoire ; elle constitue la méthode de référence et reste le seul moyen de définir la nature des hypopnées, puisque jointe à une mesure de débit à l'aide d'un pneumotachographe, elle permet de calculer un rapport pression sur débit et donc une résistance.

La limite de la technique est bien sûr son caractère invasif, puisqu'elle nécessite la mise en place d'un capteur de pression dans l'œsophage.

Cette technique est la seule technique considérée comme valide par la conférence de Chicago.

Le temps de transit de pouls est le temps qui sépare l'ouverture de la valve aortique de l'arrivée de l'onde de pouls en périphérie. Il s'agit de la transmission d'une onde de pression par les parois artérielles (et non d'une vitesse circulatoire). Ce temps dépend de la pression dans les cavités cardiaques et des caractéristiques de la paroi artérielle. Si l'on considère que la pompe cardiaque fonctionne avec des pressions constantes et que les caractéristiques de la paroi artérielle ne varient pas durant la période de mesure, le temps de transit de pouls ne dépend que des modifications de pression intra-thoracique puisque la pompe cardiaque se trouve située dans la cage thoracique.

Au cours d'une apnée obstructive, le temps de transit de pouls augmente à mesure que diminuent les pressions dans la cage thoracique avec l'augmentation de l'effort respiratoire (11, 12). On peut noter que le temps de transit de pouls, puisqu'il est sensible aux modifications des caractéristiques de la paroi artérielle permet également d'obtenir un reflet de l'augmentation du tonus sympathique au moment du micro-éveil terminant l'apnée. Cette augmentation du tonus sympathique va entraîner une augmentation de la rigidité de la paroi artérielle, et donc un raccourcissement du temps de transit de pouls. Une étude récente a montré que cette technique offrait une sensibilité de 91 à 94 % et une spécificité de 95 à 97 % dans la classification d'événements respiratoires (hypopnées ou apnées) en comparaison de l'utilisation de la pression œsophagienne (13).

3- L'impédance des voies aériennes supérieures :

le principe de la mesure de l'impédance repose sur l'utilisation d'un générateur de pression sinusoïdale de relativement haute fréquence par rapport à la fréquence du signal respiratoire et de faible amplitude, superposée à la pression continue délivrée par un

générateur de pression positive continue. Le débit dans le système est modulé par l'onde de pression sinusoïdale. Le rapport de la pression du générateur de pression sinusoïdale sur la fraction de débit ainsi modulé calcule la résistance ou plus exactement l'impédance du système.

Cette technique a l'avantage de donner un accès direct à l'impédance des voies aériennes supérieures. Elle a pour limite de nécessiter une onde de pression porteuse de la pression sinusoïdale, et ne peut donc s'appliquer qu'au cours d'un traitement par la pression positive continue (14, 15, 16).

4- Les conséquences gazométriques des apnées

L'idéal pour évaluer les conséquences gazométriques des apnées est de pouvoir mesurer les pressions partielles d'oxygène et de gaz carbonique dans le sang artériel.

Cette mesure ne pourrait se faire de façon directe qu'au moyen de prélèvements artériels répétée, évidemment insuffisants pour analyser les variations rapides au cours du sommeil. Certaines techniques permettent cependant d'obtenir une image indirecte de ces pressions partielles.

PRESSIONS PARTIELLES TRANSCUTANÉES

Le principe de ces mesures est que l'oxygène et le gaz carbonique sont susceptibles de diffuser au travers de la peau. La mise en place d'électrodes de mesure de pression partielle d'oxygène ou de gaz carbonique à la surface de la peau permet d'isoler des chambres de mesure vers lesquelles diffuse le gaz à mesurer. Pour favoriser la diffusion, la peau est chauffée localement, de façon à artérioliser le débit capillaire.

L'avantage de ces techniques est qu'elles donnent un accès direct aux pressions partielles d'oxygène, et de gaz carbonique.

Leur limite est constituée par la capacité de diffusion trans-cutanée de l'oxygène et de gaz carbonique, relativement lente et variable d'un sujet à l'autre. Ces techniques sont couramment utilisées chez l'enfant, mais ne sont guère utilisées chez l'adulte.

La nécessité de chauffer la peau impose de déplacer régulièrement les électrodes de mesure, sous peine de voir apparaître des phlyctènes ou des brûlures plus sévères.

OXYMETRIE TRANSCUTANÉE

Elle repose sur le principe que le spectre d'absorption de l'hémoglobine oxydée et l'hémoglobine réduite sont différents dans le rouge et le proche infrarouge.

La composition spectrale d'un rayonnement qui a traversé un volume de tissu dépendra donc des proportions d'hémoglobine oxydée et d'hémoglobine réduite.

La technique a l'avantage de simplicité et de la fiabilité.

Il faut cependant savoir que la variable mesurée, saturation oxyhémoglobinée (SaO_2) est différente de la PaO_2 et que la relation qui lie l'une à l'autre n'est pas linéaire. De plus, elle dépend de la température et du pH. En particulier dans les zones d'oxygénation artérielle normales, avec une PaO_2 supérieure à 80 mm Hg des modifications relativement importantes de PaO_2 correspondent à de faibles modifications de SaO_2 .

D – Conditions de l'enregistrement polygraphique de sommeil

NUIT D'HABITUATION

Une nuit d'habitation sans enregistrement, mais permettant de placer le sujet dans les conditions dans lesquelles il sera enregistré, a souvent été proposée, afin d'assurer une meilleure qualité du sommeil.

Peu d'études ont cependant évalué l'intérêt d'une telle nuit d'habitation (17).

POSITION DU DORMEUR

Il est bien connu que les événements respiratoires sont souvent dépendants de la position dans laquelle se trouve le patient. Comme les conditions d'enregistrement polygraphique

forcent souvent le patient à adopter une position de décubitus dorsal, il a été suggéré que les conditions de l'enregistrement polysomnographique pouvaient surestimer la sévérité du syndrome d'apnées du sommeil, chez les patients dont la pathologie respiratoire au cours du sommeil est dépendante de la position (18).

POLYSOMNOGRAPHIE DE DEMI-NUIT

Afin d'économiser les ressources disponibles une approche utilisant la première partie de la nuit à des fins diagnostiques, et la deuxième partie de la nuit à des fins de titration de la pression positive continue, a été proposée. L'évaluation de cette approche a fourni des résultats variables, puisque 2 études suggèrent qu'elle pourrait être satisfaisante, et 2 autres suggèrent qu'elle n'est pas appropriée (19, 20, 21, 22).

Notre expérience personnelle est que la procédure de titration, entre la mise en place du masque nasal et le dernier ajustement de pression au cours d'une nuit dure en moyenne 5 heures, avec des extrêmes pouvant aller à 8 heures (23). Il nous paraît clair dans ces conditions que la titration de la PPC au cours d'une nuit fendue ne peut être utilisée sans précaution. Les recommandations sont donc de n'appliquer la nuit fendue que si IHA est >40 durant les 2 premières heures, et de ne retenir la phase de titration que si elle a pu durer au moins 3 heures, et a comporté du sommeil lent et du sommeil paradoxal ainsi que des séquences en décubitus dorsal.

Si l'on admet que l'optimisation de la PPC est un des facteurs de l'observance, il est important de s'assurer qu'une telle approche ne compromet pas l'observance du traitement. Une étude rapporte des taux d'utilisation de la PPC de 6,7 heures après titration en nuit fendue, mais au prix de 13% d'échecs de titration, 19% de refus primaires de PPC, et 13% d'abandons précoces de PPC durant le premier mois (24). Une autre étude comparant 12 patients (sur les 72 initialement soumis au protocole de nuit fendue) à 12 patients appariés rapporte une observance de 3,8 h/nuit pour le groupe nuit fendue vs. 5,2 h/nuit pour le groupe nuit complète, différence "non significative", mais il faut noter que l'effectif était réduit (25). Une étude sur un effectif plus grand n'indique pas de différence d'acceptation et d'observance du traitement par PPC, mais les patients étaient sélectionnés, soit sur la base d'un tableau clinique très évocateur (sans argument en faveur d'un syndrome d'impatience des membres inférieurs ou d'une narcolepsie) ou d'un enregistrement ambulatoire préalable positif (26). Il semble donc que cette approche doive être réservée à des patients sélectionnés.

E - ANALYSE DES DONNEES

Les signaux respiratoires constituent des signaux relativement simples (par rapport à la complexité d'autres signaux analysés au cours du sommeil, tels que les signaux EEG par exemple) et se prêtent donc bien à l'analyse automatique par des systèmes informatiques.

De nombreux systèmes informatiques ont été développés, et certains d'entre eux ont été soumis à une validation formelle, souvent satisfaisante.

Il faut cependant se souvenir que l'analyse automatique du signal ne peut avoir au mieux que la qualité du signal proposé à l'analyse. Ainsi une analyse automatique utilisant un signal thermique et une sangle ne peut prétendre à faire plus qu'identifier les apnées ; l'identification des hypopnées ne peut être qu'incertaine ; leur caractérisation en centrale ou obstructive ne peut être que fallacieuse.

Les systèmes d'analyse automatique reposant sur l'identification d'une limitation inspiratoire de débit, marqueur sensible d'une augmentation de résistance des voies aériennes supérieures ou plus exactement du comportement des voies aériennes supérieures selon un modèle de tube collabable devraient permettre une analyse fine et sensible des modifications ventilatoires au cours du sommeil.

Référence :

- 1 American Academy of Sleep Medicine Task Force. Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. *Sleep* 1999; 22:667-689.
- 2 Dement WC, Martin RJ. Indications and standards for cardiopulmonary sleep studies: a preamble. *Sleep* 1985; 8:369-370.
- 3 Martin RJ, Block AJ, Cohn MA, Conway WA, Hudgel DW, Powles ACP, et al. Indications and standards for cardiopulmonary sleep studies. *Sleep* 1985; 8:371-379.
- 4 ASDA report. *Sleep*. EEG arousals: scoring rules and examples 1992,15: 173-184
- 5 Krieger J, Grunenwald JL, Kurtz D. Enregistrement de la ventilation au cours du sommeil par pneumotachographie. Inconvénients et avantages. *Rev EEG Neurophysiol Clin* 1983; 13:193-198.
- 6 Norman RG, Ahmed MM, Walsleben JA, Rapoport DM. Detection of respiratory events during NPSG: Nasal cannula pressure sensor versus thermistor. *Sleep* 1997; 20:1175-1184.
- 7 Hosselet JJ, Norman RG, Ayappa I, Rapoport DM. Detection of flow limitation with a nasal cannula/pressure transducer system. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157:1461-1467.
- 8 Ballester E, Badia JR, Hernandez L, Farre R, Navajas D, Montserrat JM. Nasal prongs in the detection of sleep-related disordered breathing in the sleep apnoea/hypopnoea syndrome. *European Respiratory Journal* 1998; 11:880-883.
- 9 Milic-Emili J. Measurement of Pressures in Respiratory Physiology. 1984; P412-3-P412-16. County Clare: Elsevier Ireland.
- 10 Milic-Emili J, Mead J, Turner JM, Glauser EM. Improved technique for estimating pleural pressure from oesophageal balloons. *J Appl Physiol* 1964; 19:207-211.
- 11 Pitson DJ, Sandell A, vandenHout R, Stradling JR. Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea. *European Respiratory Journal* 1995; 8:1669-1674.
- 12 Pitson DJ, Stradling JR. Value of beat-to-beat blood pressure changes, detected by pulse transit time, in the management of the obstructive sleep apnoea/hypopnoea syndrome. *European Respiratory Journal* 1998; 12:685-692.
- 13 Argod J, Pepin JL, Levy P. Differentiating obstructive and central sleep respiratory events through pulse transit time. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158:1778-1783.
- 14 Badia JR, Farre R, Montserrat JM, Ballester E, Hernandez L, Rotger M, et al. Forced oscillation technique for the evaluation of severe sleep apnoea/hypopnoea syndrome: a pilot study. *European Respiratory Journal* 1998; 11:1128-1134.
- 15 Navajas D, Farre R, Rotger M, Badia R, Puigdemorales M, Montserrat JM. Assessment of airflow obstruction during CPAP by means of forced oscillation in patients with sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157:1526-1530.
- 16 Reisch S, Schneider M, Timmer J, Geiger K, Guttman J. Evaluation of forced oscillation technique for early detection of airway obstruction in sleep apnea: a model study. *Technology and Health Care* 1998; 6:245-57.
- 17 Allen M, Prowse K. Is an acclimatisation night necessary in the investigation of sleep apnea. *Thorax* 1989; 44:354
- 18 Metersky ML, Castriotta RJ. The effect of polysomnography on sleep position: Possible implications on the diagnosis of positional obstructive sleep apnea. *Respiration* 1996; 63:283-287.
- 19 Chung KF. Half-night polysomnography: how is it compared to full-night polysomnography? *European Respiratory Journal* 1998; 12:748-749.
- 20 Fanfulla F, Patruno V, Bruschi C, Rampulla C. Obstructive sleep apnoea syndrome: is the "half-night polysomnography" an adequate method for evaluating sleep profile and respiratory events? *European Respiratory Journal* 1997; 10:1725-1729.
- 21 Sanders MH, Kern NB, Costantino JP, Stiller RA, Studnicki K, Coates J, et al. Prescription of positive airway pressure for sleep apnea on the basis of a partial-night trial. *Sleep* 1993; 16:S106-S107

- 22 Yamashiro Y, Kryger MH. CPAP titration for sleep apnea using a split-night protocol. *Chest* 1995; 107:62-66.
- 23 Krieger, J., Bonigen, C. - Split-night studies for CPAP titration in obstructive sleep apnea? *J Sleep Res*, 1, Suppl 1, 121, 1992.
- 24 Fleury, B., Rakotonanahary, D., Tehindrazanarivelo, A. D., Hausserhauw, C., Lebeau, B. - Long-term compliance to continuous positive airway pressure therapy (nCPAP) set up during a split-night polysomnography. *Sleep*, 17, 512-515, 1994.
- 25 Strollo, P. J., Sanders, M. H., Costantino, J. P., Walsh, S. K., Stiller, R. A., Atwood, C. W. - Split-night studies for the diagnosis and treatment of sleep-disordered breathing. *Sleep*, 19, S255-S259, 1996.
- 26 McArdle N, Grove A, Devereux G, Mackay-Brown L, Mackay T, and Douglas NJ.. Split-night versus full-night studies for sleep apnoea/hypopnoea syndrome. *Eur Respir J*, 15, 670-675, 2000.

Annexe

1- Principe de mesure de débit par la cannule nasale

La notion de limitation inspiratoire de débit repose sur un modèle de comportement de la voie aérienne supérieure, qui ne se comporte pas comme un tube rigide dont la résistance est fixe (et où pourrait s'appliquer la loi de Poiseuille), mais comme un tube collabable, dont la résistance varie au cours du cycle inspiratoire.

Dans un tube collabable, la résistance au passage de l'air augmente avec la pression qui génère ce débit ; le débit augmentera donc moins vite que n'augmente la pression jusqu'au moment où le débit n'augmente plus malgré l'augmentation de la pression. Ce plateau sur la partie inspiratoire de la courbe de débit traduit la limitation inspiratoire de débit, conséquence du comportement de tube collabable des voies aériennes supérieures.

L'identification d'un plateau durant la partie inspiratoire de la courbe de débit permet donc d'affirmer que la voie aérienne supérieure a un comportement de tube collabable (sous réserve que la courbe de pression qui génère ce débit ait une forme sinusoïdale ; une courbe de pression qui comporterait un plateau dans sa phase inspiratoire générerait une courbe de débit comportant un plateau qui n'aurait pas la signification d'une limitation inspiratoire de débit).

2- Limitation des capteurs thermiques pour l'analyse du flux aérien :

Le principe de l'utilisation du thermocouple est simple : l'air expiré est plus chaud que l'air inspiré. Un capteur thermique placé devant les orifices respiratoires (les 2 narines et la bouche) permet donc d'affirmer l'existence d'un flux aérien expiratoire. Il faut noter qu'un thermocouple ne détecte pas l'inspiration puisque l'air inspiré est à la température ambiante, température de repos du capteur en l'absence de respiration.

Cette technique a bien sûr l'avantage de la simplicité, puisque les capteurs thermiques sont peu onéreux, et peu encombrants. Elle a cependant des limitations importantes puisqu'elle ne permet pas de mesurer le flux aérien, mais seulement de détecter, de manière non quantitative, l'existence d'une expiration. La technique n'est donc pas adaptée à la détection d'hypopnées, imposant le recours à d'autres indices de modification de la ventilation, telle qu'une baisse de l'oxygénation artérielle ou un micro-éveil faisant suite à une modification d'amplitude du signal pour affirmer l'existence d'un événement anormal.

Il faut noter également que l'amplitude du signal est susceptible de se modifier en raison inverse de l'amplitude du flux aérien : une ventilation très ralentie, avec des débits et donc des volumes faibles, peut s'accompagner d'une augmentation de la température de l'air expiré et donc d'une augmentation de l'amplitude du signal de thermocouple.

Enfin le fait que le thermocouple réponde uniquement à l'expiration explique que cette technique ne permet pas d'identifier des apnées au cours desquelles se produisent de faibles débits expiratoires sans débit inspiratoire (phénomène de valve au cours d'une apnée).

3 - Les sons trachéaux

L'enregistrement des bruits respiratoires et notamment du ronflement au moyen d'un microphone placé en regard du larynx et/ou de la trachée a été proposé pour identifier les anomalies respiratoires au cours du sommeil. Un tel dispositif ne peut fournir qu'une information qualitative sur la présence ou l'absence de bruit respiratoire, et une information quantitative sur l'intensité des bruits produits. La relation entre intensité des bruits produits et qualité de la ventilation est cependant complexe. L'analyse des bruits respiratoires est le plus souvent intégrée dans des dispositifs ambulatoires, non polysomnographiques, mais a également été proposée pour des dispositifs de polysomnographie de laboratoire. La conférence de Chicago n'a pas évalué ces techniques.

4 - Limitation de l'analyse de la motilité thoraco-abdominale pour l'évaluation de l'effort respiratoire.

L'enregistrement de la motilité thoraco-abdominale pour évaluer l'effort respiratoire repose sur le principe que l'expansion du volume thoraco-abdominal, sous l'effet de l'abaissement du diaphragme lors de sa contraction et de l'expansion de la cage thoracique lors la contraction des muscles intercostaux, reflète l'activité des muscles inspiratoires et donc l'intensité de l'effort respiratoire. Ce principe souffre des limites : une même activation musculaire, qui va générer une certaine force, n'aura pas le même pouvoir d'expansion thoraco-abdominale suivant le niveau de résistance qui s'oppose à cette expansion. Or la résistance des voies aériennes supérieures au passage de l'air est éminemment variable, notamment au cours des événements respiratoires que l'on cherche à analyser.

Diverses techniques ont été utilisées pour évaluer la motilité thoraco-abdominale :

1° Les sangles thoraciques ou abdominales: qu'elles soient à jauge de contrainte au mercure ou à jauge de contrainte à quartz piézo électrique, elles ont en commun que l'étirement de la sangle entraîne une modification de résistance d'un conducteur électrique qui, placé dans un circuit électrique, modifie l'intensité du courant qui traverse le circuit.

2° La pléthysmographie d'inductance repose sur un principe similaire, mais ici ce sont les courants induits par le déplacement d'un conducteur électrique dans un champ magnétique qui permettent d'évaluer le déplacement. Ce principe utilise la loi de Gauss qui dit qu'un conducteur électrique qui se déplace dans un champ magnétique est le siège d'une différence de potentiel (ou d'un courant électrique, si le conducteur électrique est placé dans un circuit fermé) dont l'intensité est proportionnelle à l'amplitude du déplacement.

Nous avons souligné plus haut que les relations entre déplacement du mobile thoraco-abdominal et les forces qui l'ont généré étaient complexes et variables notamment avec la résistance des voies aériennes supérieures. L'évaluation de l'effort respiratoire par le déplacement du mobile thoraco-abdominal ne peut être qu'imparfaite. Au cours d'une apnée obstructive, lorsque la voie aérienne supérieure est fermée, l'expansion de l'abdomen ne peut se faire qu'aux dépens d'une diminution de volume thoracique. Cette opposition de phase entre la motilité thoracique et la motilité abdominale a été utilisée comme indicateur d'obstruction des voies aériennes supérieures. Elle est certainement plus facile à identifier chez le nourrisson et l'enfant où la cage thoracique reste souple, mais peut également être utilisée chez l'adulte. Il a également été proposé qu'un décalage de phase puisse être le témoin d'une obstruction partielle, autorisant ainsi la caractérisation des hypopnées. Cette approche est cependant beaucoup moins fiable.

En revanche, on peut considérer que le déplacement du volume thoraco-abdominal reflète nécessairement la quantité d'air entrée dans les poumons. C'est sur ce principe que repose l'utilisation de la pléthysmographie d'inductance pour mesurer les volumes d'air mobilisés au cours d'un cycle respiratoire. Deux capteurs, un thoracique et un abdominal sont utilisés et leurs déplacements sont additionnés pour aboutir à une estimation du volume courant. Cette mesure nécessite une calibration, longue et laborieuse, qui n'est en outre valable que pour une position donnée du dormeur. Elle n'est donc utilisable au cours du sommeil que sous réserve de contraindre le dormeur à ne pas changer de position, ce qui est bien sûr une contrainte difficilement acceptable.

Les techniques d'évaluation de l'effort respiratoire reposant sur l'analyse de la motilité thoraco-abdominale ont l'avantage d'être peu contraignantes, peu onéreuses pour les sangles à jauge de contrainte. Elles ont l'inconvénient de fournir une information sur l'expansion thoraco-abdominale qui n'est qu'un reflet imparfait, non quantitatif de l'effort respiratoire.