



LA PLÉTHYSMOGRAPHIE RESPIRATOIRE PAR INDUCTANCE SANS ÉTALONNAGE. DÉVELOPPEMENTS EN EXPLORATION, SURVEILLANCE ET ASSISTANCE RESPIRATOIRES

Abdelkebir Sabil

► To cite this version:

Abdelkebir Sabil. LA PLÉTHYSMOGRAPHIE RESPIRATOIRE PAR INDUCTANCE SANS ÉTALONNAGE. DÉVELOPPEMENTS EN EXPLORATION, SURVEILLANCE ET ASSISTANCE RESPIRATOIRES. Ingénierie biomédicale. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2005. Français. <NNT : >. <tel-00011590>

HAL Id: tel-00011590

<https://theses.hal.science/tel-00011590v1>

Submitted on 13 Feb 2006

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER-GRENOBLE 1

THÈSE

Pour obtenir le titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ JOSEPH FOURIER

Spécialité : Modèles et Instruments en Médecine et Biologie

Présentée et soutenue publiquement

par

Abdelkebir SABIL

Le 20 décembre 2005

**LA PLÉTHYSMOGRAPHIE RESPIRATOIRE PAR INDUCTANCE SANS
ÉTALONNAGE. DÉVELOPPEMENTS EN EXPLORATION,
SURVEILLANCE ET ASSISTANCE RESPIRATOIRES**

COMPOSITION DU JURY :

Mme Gila BENCHETRIT	Directeur de thèse
M. Pierre BACONNIER	Examineur
M. Daniel ISABEY	Rapporteur
M. Frédéric LOFASO	Rapporteur
M. Jean-Louis PÉPIN	Examineur

À la mémoire de mon père

Je tiens à remercier :

***Madame le Docteur Gila Benchetrit** pour son accueil au sein du PRETA et pour m'avoir initié à la physiologie respiratoire et à la recherche scientifique. Son soutien, encadrement et sa disponibilité ces trois années m'ont été d'une aide précieuse. Qu'elle trouve ici l'expression de ma reconnaissance.*

***Monsieur le Professeur Pierre Baconnier** pour m'avoir soutenu, encouragé et encadré. Sa rigueur, sa disponibilité et ses conseils m'ont été très précieux pour la réalisation de ce travail.*

***Monsieur le Professeur Frédéric Lofaso** pour les enregistrements de patients qu'il a fournis au PRETA, pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail et pour avoir accepté de juger ce travail.*

***Monsieur le Docteur Daniel Isabey** pour m'avoir fait l'honneur de juger ce travail.*

***Monsieur le Professeur Jean-Louis Pépin** pour son soutien et pour avoir accepté d'être membre du jury.*

J'adresse ici mes plus vifs remerciements aux membres de PRETA et à toutes les autres personnes qui par leur aide, leur participation aux enregistrements, leurs encouragements, leur amitié, m'ont permis de réaliser cette thèse. Parmi eux, j'adresse des remerciements particuliers à Sam Bayat, à André Eberhard et à Alexandre Moreau-Gaudry.

Enfin, I would like to thank my dear wife for her support, support and support. Without you, I would not have been able to make it.

Table des Matières

Liste des abréviations.....	7
Chapitre I.....	8
La Pléthysmographie Respiratoire par Inductance (PRI)	8
1.1. Principe de mesure de la pléthysmographie respiratoire par inductance	9
1.1.1. Le principe physique	10
1.2. Les systèmes de pléthysmographie respiratoire par inductance	12
1.2.1. Le système Resptrace®	12
1.2.2. Le système Visuresp®.....	13
1.2.2.1 Le gilet.....	14
1.2.2.2. L'oscillateur	14
1.2.2.3. Le boîtier électronique	15
1.3. Etalonnage et calibration de la pléthysmographie par inductance	16
1.2.1. La méthode isovolume	16
1.2.2. La méthode utilisant un changement de posture	17
1.2.3. La méthode de régression linéaire.....	18
1.2.4. La méthode de calibrage diagnostique qualitatif (méthode de Sackner).....	18
1.2.5. La méthode de Banzett.....	19
1.2.6. Méthodes d'étalonnage disponibles dans le Visuresp® et logiciel d'exploitation	20
1.4. Evaluation de la PRI	23
1.4.1. Validation de la PRI	23
1.4.2. Limitations de la PRI.....	24
1.4.3. Le PRI non étalonné	25
Chapitre II	27
Détection de la Limitation de Débit Inspiratoire.....	27
2.1. Introduction	28
2.1.1. Les voies aériennes supérieures	28
2.1.2. La limitation de débit inspiratoire	29
2.1.2.1. Définition	29
2.1.2.2. Méthodes de détection de LDI	30
Méthode de référence	30
Méthodes non invasives	31
2.1.3. Objectif de cette étude.....	35
2.2. Validation du dispositif d'induction de limitation de débit inspiratoire.....	36
2.2.1. Description du dispositif	36
2.2.2. Enregistrements	37
2.2.3. Traitement des signaux.....	38
2.2.4. Analyse des données	39
2.2.5. Résultats de validation de l'induction de LDI.....	39
2.2.5.1. Validation par analyse des courbes pression-débit	40
2.2.5.2. Relation entre la pression et le rapport T_i / T_{tot}	42
2.2.5.3. Analyse des signaux acquis par la PRI.....	42

2.3. Méthode d'analyse et de détection de LDI par la PRI.....	44
2.3.1. Sujets	44
2.3.2. Protocoles expérimentaux	45
2.3.2.1. Protocole 1 : LDI.....	45
2.3.2.2. Protocole 2 : LDI et R	46
2.3.3. Traitement des signaux.....	47
2.3.3.1. Création de fichiers séparés pour chaque enregistrement	47
2.3.3.2. Critères de sélection des fichiers à étudier pour la limitation de débit	47
2.3.4. Analyse des données	48
2.3.4.1. Analyse des courbes pression-débit à l'inspiration cycle par cycle	48
2.3.4.2. Analyse des courbes RIPT-RIPA cycle par cycle	49
2.3.4.3. Analyse du signal RIPA	49
Mise en évidence de cassures sur les courbes Abd(i) cycle par cycle	50
Analyse des courbes Abd _n (i)-Abd _{n+3} (i).....	53
2.3.5. Calcul de sensibilité et spécificité des tests.....	59
2.4. Résultats	60
2.4.1. Analyse des courbes pression-débit cycle par cycle	60
Protocole 1.....	61
Protocole 2.....	61
2.4.2. Analyse des courbes Abd(i)-Tho(i) cycle par cycle.....	63
2.4.3. Analyse du signal RIPA cycle par cycle	65
2.4.3.1. Mise en évidence de cassures sur les courbes Abd(i) cycle par cycle	66
2.4.4. Détections des entrées et sorties d'épisode avec LDI sur les courbes Abd _n (i)-Abd _{n+3} (i).....	70
2.4. Discussion	75
2.4.1. Dispositif permettant d'induire une LDI	75
2.4.2. Méthodes de détection de la LDI	77
2.4.3. Conclusion et perspectives	83
Chapitre III.....	84
Évaluation des Fuites au Cours de Ventilation Assistée.....	84
3.1. Introduction	85
3.1.1. La ventilation non invasive	85
3.1.2. La ventilation invasive	85
3.1.3. Les fuites	86
3.1.4. Objectif de cette étude.....	89
3.2. Méthodes	90
3.2.1. Patients	90
3.2.2. Mesures	91
3.2.3. Traitement des signaux et analyse des données	92
3.2.3.1. Analyse des données ventilatoires:	92
3.2.3.2. Principe d'évaluation des variations des fuites	93
3.2.3.3. Echantillonnage des donnée ventilatoires pendant le sommeil	93
3. Résultats	97
3.1. Analyse polysomnographique	97
3.2. Evaluation des variations de fuites par la PRI.....	99
3.4. Discussion	117
Conclusion.....	122

Chapitre IV	123
Analyse et Détection de la Déglutition	123
4.1. Introduction	124
4.1.1. La déglutition	124
Le processus de la déglutition	124
4.1.2. Les troubles de la déglutition	125
Les troubles de déglutition chez les personnes âgées	125
4.1.3. Les méthodes d'études de la déglutition et de ses troubles	126
4.1.3.1. Les méthodes non instrumentales	126
4.1.3.2. Les méthodes instrumentales	127
4.1.4. Effet de la déglutition sur le rythme respiratoire	127
4.1.5. Proposition d'une méthode instrumentales non invasive pour l'utilisation en Gériatrie	129
Objectif de l'étude	130
4.2. Méthodes	131
4.2.1. Sujets	131
4.2.2. Système d'acquisition	132
4.2.3. Protocole expérimental	132
4.2.4. Traitement des signaux et analyse des données	133
4.2.4.1. Caractérisation de la déglutition	133
4.2.4.2. Détection automatique des déglutitions	133
Définition de la zone de débit nul et du seuil respiratoire	134
Découpage des cycles respiratoires	136
Principe de la méthode de détection	137
Définition des deux populations d'évènements	139
4.2.4.3. Evaluation du test de détection automatique	140
4.3. Résultats	141
4.3.1 Protocole	141
4.3.2. Caractérisation de la déglutition	142
4.3.4. Détection de la déglutition	144
4.4. Discussion	150
4.4.1. Protocole	150
4.4.2. Instrumentation	151
4.4.3. Caractérisation de la déglutition	151
4.4.4. Détection de la déglutition	152
4.4.5. Conclusion et perspectives	154
Conclusion	156
Annexe 1 : Article 1	160
Annexe 2 : Communication 1	168
Annexe 3 : Communication 2	170
Annexe 4 : Article 2	172
Annexe 5 : Information aux patients pour l'examen de la déglutition	186
Annexe 6 : Formulaire de consentement à l'examen de la déglutition	186
Références Bibliographiques	189

Liste des abréviations

AUC:	Area Under the ROC Curve
DRT :	Déglutitions Repérées dans le Temps
EV/ME :	Index d'Éveils et Micro-Éveils par heure de sommeil
LDI :	Limitation de Débit Inspiratoire
PaCO ₂ :	Pression Partielle en CO ₂ du Sang Artériel
PaO ₂ :	Pression Partielle en O ₂ du Sang Artériel
PLE :	Période de Latence d'Endormissement
PNT :	Pneumotachometre
PTS :	Période Totale de Sommeil
PRI :	Pléthysmographie Respiratoire par Inductance
RIPA :	Variation de Section Abdominale mesurée par le PRI
RIPT :	Variation de Section Thoracique mesurée par le PRI
ROC:	Receiver Operating Characteristic
SaO ₂ :	Saturation Artérielle en Oxygène
SAOS :	Syndrome d'Apnée/hypopnée Obstructive du Sommeil
SDV :	Signal de Débit Ventilatoire
SLP :	Sommeil Lent Profond
SP :	Sommeil Paradoxal
Te :	Temps Expiratoire
Ti :	Temps Inspiratoire
Ttot :	Durée Total d'un Cycle Respiratoire
TTS :	Temps Total de Sommeil
VAS :	Voies Aériennes Supérieures
VPN :	Valeur Prédictive Négative
VPP :	Valeur Prédictive Positive
VC :	Volume Contrôlé
VAC :	Volume Assisté Contrôlé
V _T :	Volume Courant
WCF:	Well Classified Frequencies

Chapitre I

La Pléthysmographie Respiratoire par Inductance

Konno et Mead (1967) ont montré que le thorax et l'abdomen se comportaient mécaniquement comme des éléments distincts, contribuant aux variations de volume du système respiratoire d'une façon indépendante. Ainsi, le volume ventilé peut être estimé comme une combinaison linéaire des variations de volumes thoracique et abdominal. Les variations du volume respiratoire mesurées à la bouche (système ouvert) sont égales à la somme des variations des volumes de la cage thoracique (V_{THO}) et de l'abdomen (V_{ABD}). La contribution fondamentale de ce travail a été d'étudier les relations entre le mouvement de la surface d'un compartiment et les variations de son volume. Ceci a été réalisé par une mesure indirecte du volume de chaque compartiment par des magnétomètres qui permettent de mesurer les variations de diamètre antéropostérieur liées aux mouvements des compartiments (Konno et Mead, 1967). C'est aussi sur ce travail fondamental que s'appuie l'utilisation de la pléthysmographie par inductance pour la mesure des variations de volume thoracique et abdominal.

1.1. Principe de mesure de la pléthysmographie respiratoire par inductance

La pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) est basée sur une mesure électromagnétique des variations de surface d'une section et fait appel aux propriétés des courants induits par un champ magnétique. En effet, le courant induit par un champ magnétique alternatif dans une bobine dépend de la surface encerclée par cette bobine. Les capteurs de la pléthysmographie sont deux spires d'inductance munies chacune d'un oscillateur. Ce sont des fils conducteurs, isolés, cousus en zigzag sur un tissu (souvent sous forme de bande) extensible, entourant le thorax à la hauteur des mamelons et l'abdomen à la

hauteur de l'ombilic. Ce montage assure l'étirement des spires lors des variations de section des compartiments dues aux variations des volumes thoracique et abdominal.

1.1.1. Le principe physique

La bobine encerclant une surface S est excitée par un courant alternatif i . Ce courant crée un champ magnétique alternatif B qui génère un flux électromagnétique Φ tel que :

$$\Phi = \iint_S B \cdot dS \quad (1.1)$$

Le champ B s'oppose au courant i par une force contre-électromotrice e telle que :

$$e = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{L \cdot di}{dt} \quad (1.2)$$

L est la self inductance propre du circuit ($L = \frac{\Phi}{i}$)

Si le champ magnétique B est uniforme sur la surface S , si les variations de S sont à une fréquence très inférieure à celles du champ B et si l'orientation géométrique de S par rapport à B est stable, alors la force contre-électromotrice e sera proportionnelle à la surface S et on aura :

$$\Phi = B \cdot S \quad (1.3)$$

$$\text{et} \quad L = \frac{B \cdot S}{i} \quad (1.4)$$

Une variation d'inductance de la bobine est donc liée à une variation de surface :

$$dL = \frac{B \cdot dS}{i} \quad (1.5)$$

De plus, la fréquence de résonance ω du circuit est fonction de l'inductance L et de la conductance C du circuit :

$$\omega = 2\pi \cdot f = \sqrt{\frac{1}{L \cdot C}} \quad (1.6)$$

D'après (1.5) et (1.6), la mesure d'une variation de la fréquence de résonance permet de déduire la variation de surface.

Cependant, la relation entre Φ et S n'est pas toujours linéaire. Martinot-Lagarde *et al.* (1988) ainsi que Watson *et al.* (1988) ont mis en évidence plusieurs facteurs responsables de cette non linéarité :

- i) Le champs n'est pas uniforme sur toute la section du thorax et celle de l'abdomen.
- ii) L'amplitude du champ magnétique B dépend de la forme du trajet des fils du capteur (forme triangulaire ou rectangulaire).
- iii) La déformation de la spire n'est pas homogène dans toutes les directions au cours du cycle respiratoire.

Martinot-Lagarde *et al.* (1988) ont aussi montré que le facteur d'erreur le plus important est la modification de la forme des compartiments thoraciques et abdominaux lorsque la section varie. Toutefois, au cours de la ventilation au repos associée à des faibles variations de surface, la relation entre Φ et S est quasiment linéaire et ainsi le signal issu de la pléthysmographie par inductance varie de façon approximativement linéaire avec les variations de sections.

1.2. Les systèmes de pléthysmographie respiratoire par inductance

La PRI est largement utilisé pour mesurer la ventilation en raison de son caractère non invasif. Le premier dispositif commercialisé a été le Resptrace® (Ambulatory Monitoring Inc, NewYork, USA).

1.2.1. Le système Resptrace®

Le Resptrace® est un système externe de mesure des paramètres ventilatoires. Ce système, basé sur le principe de la pléthysmographie par inductance, permet de mesurer les variations de volume du thorax et de l'abdomen dues aux mouvements respiratoires. Le sujet porte deux bandes élastiques (capteurs), une autour du thorax au niveau des mamelons et l'autre autour d'abdominal au niveau de l'ombilic. Un fil conducteur en téflon isolé est cousu sur chacune de ces bandes élastiques, qui forment ainsi des spires inductives. Les spires inductives des capteurs sont reliées à un oscillateur. Afin de traiter séparément les signaux issus des deux spires, deux circuits oscillants primaires et deux circuits oscillants secondaires sont nécessaires. Pour éviter les interférences d'un circuit sur l'autre, il est indispensable que les fréquences de résonance de chaque circuit primaire soient différentes (par exemple, 180 KHz et 280 KHz). Chaque circuit primaire est constitué d'une bobine sensiblement différente de celle de l'autre circuit. Chaque circuit primaire est constitué d'un tore isolant sur lequel est enroulé un fil conducteur dont une des spires est externe et correspond à une des bandes du capteur. L'ensemble des spires (y compris la spire du capteur) constitue un circuit oscillant, excité par un circuit oscillant secondaire dont quelques spires sont enroulées autour du tore. La fréquence de résonance du circuit primaire varie avec les variations de la surface entourée par la spire du capteur. Cette variation de fréquence est ensuite démodulée et convertie en signal analogique grâce à un oscillateur à verrouillage de phase (PLL: phase lock loop). Les deux circuits oscillants sont physiquement séparés et il n'y a donc aucune connexion électrique entre les spires du capteur et le reste du circuit.

À partir des mesures de variation des sections thoracique et abdominale, le Resptrace® estime le volume courant pendant la respiration. Cependant, s'il n'est pas calibré, ce système permet seulement des mesures relatives puisqu'il n'y a aucune manière fiable de

relier les variations de sections thoracique et abdominale aux sections absolues et donc aux volumes respiratoires absolus. Si une mesure absolue est nécessaire, une calibration du système doit être réalisée pour chaque patient. Les bandes du Resptrace® doivent être maintenues en place par de l'adhésif ou en utilisant des bandes élastique serrées. Malgré cela, il est possible que ces bandes se déplacent au cours de l'enregistrement et la reproductibilité du positionnement est mauvaise. Cependant, deux autres systèmes, développés depuis l'introduction de Resptrace®, ont tenté de résoudre ce problème en incorporant les spires dans un gilet. Ces systèmes, basés sur le même principe que le Resptrace®, sont :

- Visuresp® (RBI, France)
- LifeShirt® (Vivometrics, USA)

1.2.2. Le système Visuresp®

Pour mettre au point des méthodes reproductible d'évaluation d'événements respiratoires par pléthysmographie par inductance, nous avons utilisé le système Visuresp®, qui est un système de PRI permettant de mesurer le volume respiratoire aussi bien chez des sujets en respiration spontanée que chez des patients bénéficiant d'une assistance ventilatoire (à domicile ou dans un milieu hospitalier). Le sujet porte un gilet muni de spires placées sur le thorax et l'abdomen, mesurant les variations de surface de sections des compartiments thoracique et abdominal et un étalonnage approprié permet de mesurer les variations de volume du thorax et de l'abdomen. C'est une procédure brevetée par le laboratoire (Brevet européen : Procédé et dispositif de rééducation respiratoire n°0 615 425), et le système est fabriqué par la Société RBI (Meylan, France). Le capteur utilisé a pour principal avantage d'être non invasif, ambulatoire et personnalisé (possibilité de gilet sur mesure), permettant ainsi la surveillance en continu des caractéristiques ventilatoires. Les applications cliniques de ce système font l'objet de développements continus dont certains font partie du présent travail de thèse.

Le gilet et son oscillateur sont reliés à un boîtier de traitement des signaux. Ce boîtier est lui-même relié à un ordinateur PC à travers une carte CAN (Conversion Analogique Numérique), qui numérise et traite les signaux en temps réel grâce à un logiciel. La carte CAN est entièrement pilotée par le logiciel du Visuresp®. L'ensemble du système d'enregistrement est présenté sur la figure 1.1.

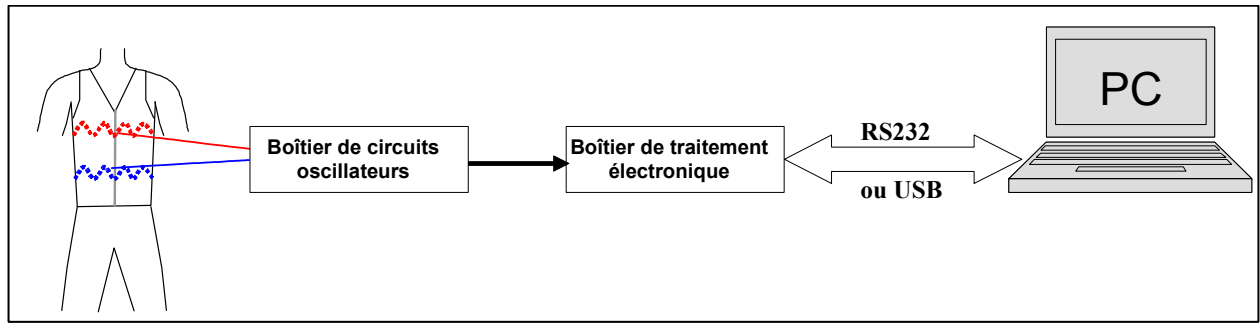


Figure 1.1. Système de mesure de la ventilation par le Visuresp®. Les capteurs du gilet sont reliés à un boîtier oscillateur qui contient 2 circuits oscillants primaires et 2 circuits oscillants secondaires. Les signaux passent ensuite dans un boîtier de traitement électronique dans lequel on trouve 2 convertisseurs fréquence/voltage (PLL : phase lock loop), 2 circuits de filtrage et 1 convertisseurs analogique/numérique (CAN). Un câble RS232 ou USB assure la connexion à un PC dans lequel est installé un logiciel qui permet de piloter le système.

1.2.2.1 Le gilet

Pour assurer la reproductibilité de la mesure, il est nécessaire que les spires inductives soient placées de manière identique d'un jour à l'autre et qu'elles ne puissent se déplacer l'une par rapport à l'autre. Le capteur du système Visuresp® est un gilet fabriqué en tissu élastique dont la particularité est d'être extensible uniquement dans le sens horizontal et sur lequel les spires inductives sont cousues au niveau du thorax et de l'abdomen. Un positionnement correct des spires est ainsi obtenu et ne se modifie pas d'un jour à l'autre. Deux sangles d'entrejambes permettent d'éviter tout déplacement vertical du gilet. Des essais ont été réalisés sur 5 jours consécutifs où l'habillement et la position de mesure étaient conservés. Chaque jour, 5 enregistrements ont été effectués. Les résultats de ces essais montrent que la variabilité des mesures prises le même jour et d'un jour à l'autre est toujours inférieure à 10 % (Blanc-Gras, 1993). Ce gilet permet donc d'obtenir des résultats reproductibles d'un jour à l'autre.

1.2.2.2. L'oscillateur

Les circuits oscillants passifs du Visuresp® sont incorporés dans un seul boîtier oscillateur de poids léger qui peut être connecté au gilet sans aucun moyen de suspension. Les deux spires du gilet sont reliées au boîtier oscillateur et ce dernier est connecté à un boîtier électronique de traitement de signal. Le sujet n'est pas en contact direct avec les circuits électriques du système et il n'y a aucun risque d'électrocution.

1.2.2.3. Le boîtier électronique

Le boîtier électronique assure l'excitation des circuits oscillateurs et transforme le signal fréquentiel issu de ces mêmes oscillateurs en signal tension compris entre 0 et 9 volts. Les signaux fréquents issus de chacun des oscillateurs sont traités séparément mais par des systèmes identiques. Le réglage de zéro se fait automatiquement et le réglage de l'amplitude est commun aux deux voies. Après le traitement, une sortie analogique et une sortie numérique sont disponibles au niveau du boîtier.

1.3. Etalonnage et calibration de la pléthysmographie par inductance

Afin de convertir les variations des sections thoracique et abdominale enregistrées par la PRI en variation de volume respiratoire, des processus de calibration et d'étalonnage sont nécessaires. La calibration consiste à déterminer les coefficients multiplicateurs (τ et α) des signaux thoraciques (Tho) et abdominaux (Abd) pour obtenir un signal Somme proportionnel aux variations de volume du système dans son ensemble. L'étalonnage permet de déterminer la proportionnalité (M) entre le signal Somme et le volume ventilé. Le volume ventilé est ainsi défini :

$$Vol = M.(\alpha .Abd + \tau .Tho) \quad (1.7)$$

Les coefficients α et τ expriment la proportion prise par chacun des signaux de la PRI et leur détermination permet une calibration propre à chaque sujet. De nombreuses méthodes de calibration et d'étalonnage ont été décrites depuis l'introduction de la méthode isovolume (Konno et Mead, 1967).

1.2.1. La méthode isovolume

Cette méthode, décrite initialement par Konno et Mead en 1967, demande une participation active du sujet afin de réaliser une manœuvre grâce à laquelle il déplace volontairement un volume d'air constant du thorax à l'abdomen en alternance, la glotte étant maintenue fermée. L'expression mathématique de la calibration par la méthode isovolume consiste en la résolution de l'équation :

$$(Tho + (\alpha/\tau).Abd) = 0 \quad (1.8)$$

Le rapport de proportionnalité (α/τ) des mouvements thoraciques et abdominaux est ainsi déterminé pour un volume courant nul. Le signal Somme calibré est ensuite étalonné en volume par mesure simultanée des volumes à l'ouverture des voies aériennes au moyen d'un spiromètre. Le facteur de proportionnalité M est ainsi déterminé. C'est la seule méthode qui détermine, d'une façon indépendante, les facteurs de calibration α et τ et le coefficient d'étalonnage M. Cette méthode n'est pas facile à réaliser pour des sujets non entraînés et peut même être désagréable. Cependant, c'est la méthode de référence la plus fiable chez le sujet couché (Chadha *et al.*, 1982).

1.2.2. La méthode utilisant un changement de posture

Cette méthode consiste à obtenir deux répartitions différentes du volume par changement de posture (assise et couchée). En effet, la contribution de l'abdomen prédomine en position couchée, alors que la contribution du thorax est importante en position debout (Sharp *et al.*, 1975). Si l'on suppose que les relations entre les variations de volume des compartiments et leurs sections respectives sont conservées dans les deux positions, la calibration consiste à résoudre un système de deux équations à deux inconnues, permettant de calculer les coefficients $X = M.\alpha$ et $Y = M.\tau$:

$$V_1 = X . Abd_1 + Y . Tho_1 \quad (1.9)$$

$$\text{et} \quad V_2 = X . Abd_2 + Y . Tho_2 \quad (1.10)$$

V_1 et V_2 sont les signaux de variation de volume mesurés à l'ouverture des voies aériennes en positions assise et couchée. Abd_1 , Tho_1 , Abd_2 et Tho_2 sont les variations de sections abdominale et thoracique en positions assise et couchée respectivement.

Ainsi :

$$X = \frac{Tho_1.V_2 - Tho_2.V_1}{Tho_1.Abd_2 - Tho_2.Abd_1} \quad (1.11)$$

et

$$Y = \frac{Abd_1.V_2 - Abd_2.V_1}{Tho_2.Abd_1 - Tho_1.Abd_2} \quad (1.12)$$

La résolution de ces deux équations peut être réalisée d'une manière graphique ou par calcul numérique. Sackner *et al.* (1980) ont proposé une résolution graphique du système d'équations. La droite moyenne représentant les variations du rapport Tho/Vol (contribution thoracique) en fonction de Abd/Vol (contribution abdominale), calculées pour chaque cycle, est tracée à partir des points expérimentaux. L'ordonnée à l'origine et l'intersection avec l'axe des abscisses permettent la détermination des coefficients volume-mouvement du thorax et de l'abdomen (Sackner *et al.*, 1980). Chadha et Sackner (1983) ont utilisé une autre méthode de résolution graphique par laquelle la droite passant par les points du graphe est calculée par la méthode des moindres carrés. Cohn *et al.* (1982) ont proposé une résolution algébrique du système sur 25 secondes d'enregistrement dans chaque position. Les coefficients sont calculés sur un point de chaque cycle. La moyenne des résultats obtenus est ensuite calculée. Cependant, ces méthodes utilisant les changements liés à la posture sont peu fiables car elles n'utilisent que deux positions, d'où une grande incertitude des coefficients. Zimmerman *et al.* (1983) ont comparé la méthode de changement de posture à celle de la manœuvre isovolume

décrite plus haut et ont montré que cette dernière est plus fiable que celle de changement de position dans l'estimation des volumes respiratoires.

1.2.3. La méthode de régression linéaire

Loveridge *et al.* (1983) ont proposé une méthode d'estimation des contributions abdominale et thoracique par régression linéaire multiple. Cette méthode permet la calibration de la PRI en position unique au cours d'une respiration spontanée. Le calcul des coefficients α et τ est basé sur le fait qu'il existe une variabilité naturelle des contributions du thorax et de l'abdomen à la respiration entre les cycles, mais également au cours des mêmes cycles. Le principe est de calculer les coefficients α et τ en minimisant l'écart entre un signal de volume mesuré à l'ouverture des voies aériennes et le signal de volume estimé à partir des mouvements du thorax et de l'abdomen. Ceci revient à minimiser la quantité suivante :

$$\sum_{i=1}^n (\alpha.Abd_i + \tau.Tho_i - V_i)^2 \quad (1.13)$$

où n est le nombre de points des phases inspiratoires et dépend de la fréquence d'échantillonnage et V_i est le signal volume calculé par intégration du signal du débit durant les phases inspiratoires.

Plusieurs auteurs ont évalué cette méthode de détermination des coefficients par régression linéaire multiple (RLM). Sackner *et al.* (1989) ont comparé les amplitudes maximales cycle à cycle du signal de la PRI et d'un pneumotachographe et ont conclu que la RLM est plus précise en position couchée qu'en position debout. Stradling *et al.* (1985) ont montré que la RLM est plus précise que la méthode isovolume, mais sur des enregistrements de 15 minutes, Verschakelen *et al.* (1989) ont montré que les deux méthodes étaient équivalentes.

1.2.4. La méthode de calibrage diagnostique qualitatif (méthode de Sackner)

Toutes les techniques de calibration disponibles pour la PRI exigent des mesures directes utilisant un débitmètre ou un spiromètre pour assurer un calibrage quantitatif. Si une calibration semi-quantitative est suffisante, elle peut être réalisée sans mesure directe, en calculant la constante de proportionnalité, $K = \alpha/\tau$, de Tho et Abd.

Si l'équation décrite par Konno et Mead ($Vol = M.(Tho + (\alpha/\tau).Abd)$) est vérifiée, les écart-types des différents termes de cette équation seront eux aussi égaux.

$$\sigma(Vol) = M.(\sigma(Tho) + K.\sigma(Abd)) \quad (1.14)$$

$\sigma(Vol)$, $\sigma(Tho)$ et $\sigma(Abd)$ étant les écart-types de Vol , Tho et Abd respectivement.

Si l'on suppose que le sujet respire à volume courant constant, l'écart-type de Vol étant nul (volume constant) et M arbitrairement rendu unitaire, on obtient :

$$K = -\frac{\sigma(Tho)}{\sigma(Abd)} \quad (1.15)$$

Le calibrage diagnostique qualitatif (ou QDC pour "qualitative diagnostic calibration") (Sackner *et al.*, 1989) peut être employé pour calculer K sans mesure directe de volume. Cette méthode dépend de la variation des signaux non calibrés du thorax et de l'abdomen de la PRI pendant la respiration normale pour déterminer K . Cette méthode de calibration a donné de bons résultats chez l'adulte et chez l'enfant (Sackner *et al.*, 1989). Cependant, la méthode n'est plus fiable si le sujet change de position et une calibration pour chaque position est nécessaire. Dans une étude de comparaison des méthodes de calibration chez le sujet sain, Sartene *et al.* (1993) ont montré que l'équation 1.15 est vraie au cours d'une respiration à volume courant constant si et seulement si le coefficient de corrélation entre Tho et Abd est égal à -1. Enfin, une critique a été présentée par Thompson (1999) sous forme de lettre à l'éditeur précisant les limites de la méthode.

1.2.5. La méthode de Banzett

Banzett *et al.* (1995) ont proposé une méthode simple de calibration de la PRI. Sachant que la surface du thorax est plus grande que celle de l'abdomen, une variation de section du thorax produira un changement de volume supérieur à celui d'une variation de section de l'abdomen. Basé sur ces faits physiologiques, un facteur de gain plus grand a été attribué aux variations de section thoracique par rapport à celui attribué aux variations de section abdominale. Le volume courant est alors calculé à partir des signaux obtenus par la PRI avec une proportionnalité standard de deux Tho pour un Abd . Les auteurs ont trouvé que chez le sujet adulte sain dans des conditions normales, cette calibration donne des résultats aussi exacts que ceux obtenues par la méthode isovolume ou la méthode de régression linéaire (Banzett *et al.*, 1995).

1.2.6. Méthodes d'étalonnage disponibles dans le Visuresp® et logiciel d'exploitation

Le logiciel du système Visuresp® permet de calculer le volume courant et d'en déduire une estimation du débit aérien instantané. Il est à noter que ce traitement peut être réalisé en temps réel. De plus, avec ce système, il est possible de fournir une délimitation des cycles respiratoires. Tous les signaux produits par le système de Visuresp® peuvent être sauvegardés dans un fichier texte afin d'être lisibles par d'autres logiciels d'analyse.

Le logiciel du Visuresp® permet de calculer un signal volume à partir des signaux Abdomen et Thorax. Pour cela, le système Visuresp® propose deux protocoles d'étalonnages : un protocole "Standard" (étalonnage volume avec une seringue) et un protocole "Pneumotachographe" (étalonnage débit avec un pneumotachographe). La procédure d'étalonnage permet d'exprimer le signal volume en litre (L) et le signal débit en litre par seconde (L/s).

L'étalonnage « Standard » consiste à faire inspirer au sujet un volume connu (volume étalon) tout en effectuant l'acquisition des signaux Thorax et Abdomen. L'utilisateur marque à vue les temps de début et fin d'inspiration. La détermination de la variation maximale du signal Volume entre ces deux marques permet alors de définir le coefficient de correction en amplitude (coefficient d'étalonnage M) du signal Volume qui est construit suivant la formule :

$$\text{Volume} = M.(2.\text{Tho} + \text{Abd}) \quad (1.17)$$

Le protocole d'étalonnage débit avec un pneumotachographe consiste à étalonner au préalable, le signal "Débit" issu d'un pneumotachographe, puis d'étalonner le signal Volume de la PRI à partir du pneumotachographe par la méthode de régression linéaire. On effectue l'acquisition du signal "Débit" correspondant au passage d'un volume étalon (seringue par exemple) au travers du pneumotachographe. Ensuite, on détermine par calculs le modèle linéaire de construction du signal "Volume" à partir des signaux "Thorax" et "Abdomen" en utilisant le signal "Débit" (étalonné).

Cependant, en l'absence d'un étalonnage, le volume est calculé comme suit :

$$V_{PRI} = 2.\text{Tho} + \text{Abd} \quad (1.18)$$

Le signal volume est ensuite dérivé et puis filtré pour fournir un signal débit (Eberhard *et al.*, 2001). La dérivée de V_{PRI} est calculée en utilisant la méthode de différence centrée (centered divided difference) :

$$V'_{RIP} = \frac{V_{RIP_{k+1}} - V_{RIP_{k-1}}}{2\Delta t} \quad (1.19)$$

V'_{RIP} est ensuite lissé par un filtre passe-bas pour éliminer les effets de la procédure de dérivation. Le signal débit obtenu est alors :

$$D_{RIP_k} = \sum_{r=-p}^{+p} \omega_r V'_{RIP_{k-r}} \quad (1.20)$$

Le signal débit ainsi calculé a été validé chez le sujet sain dans de nombreuses conditions (Eberhard *et al.*, 2001).

Le signal débit est ensuite utilisé pour effectuer un découpage des cycles respiratoires. Les passages à zéro du signal débit permettent de repérer le début de l'inspiration et de l'expiration. Cependant, le signal de débit peut croiser plusieurs fois le niveau zéro pendant la dernière partie de l'expiration, introduisant ainsi des oscillations qui peuvent être confondues avec des cycles respiratoires. Pour résoudre ce problème, il est nécessaire de définir un seuil réglable qui, une fois atteint, valide le dernier passage à zéro comme fin de cycle (Bachy *et al.*, 1986). La figure 1.2 est un exemple du traitement décrit ci-dessus. Ce traitement de signal permet une analyse cycle par cycle de la ventilation.

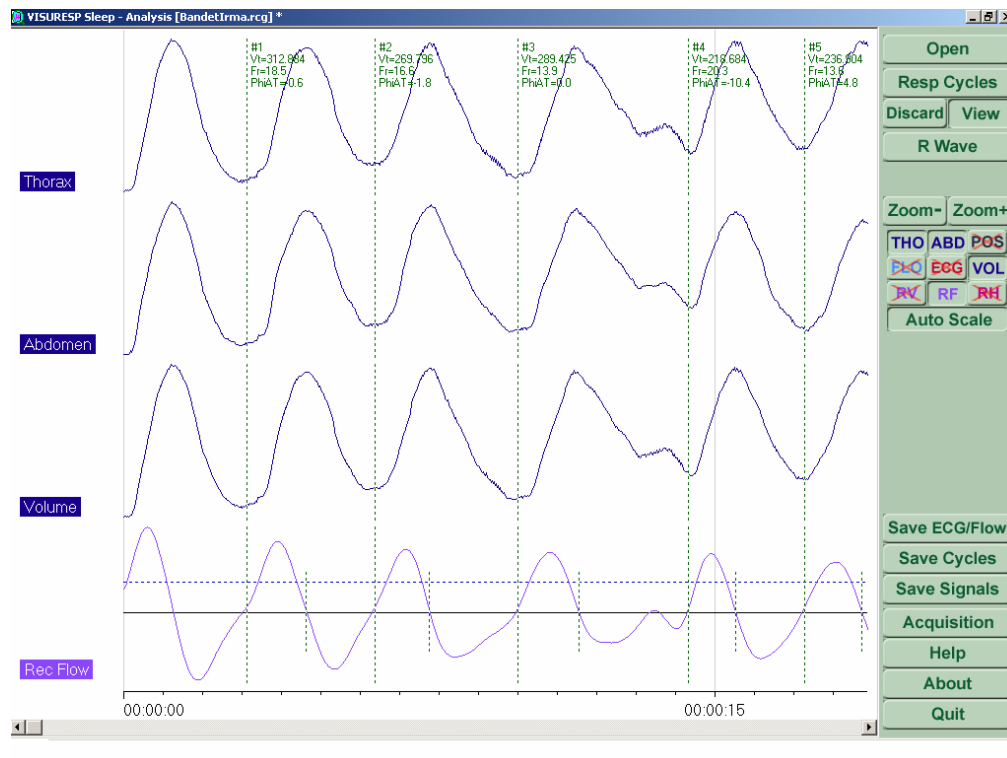


Figure 1.2. Signaux mesurés (Thorax et Abdomen) et calculés (Volume et Débit) avec délimitation des cycles réalisée par le logiciel d'exploitation du Visuresp®. Les données issues des cycles respiratoires découpés sont représentées en surimpression en haut de la fenêtre. Le début du cycle est représenté par une grande ligne verticale en pointillés, la fin de l'inspiration est représentée par une petite ligne de même type sur le signal débit "Rec Flow". Le coefficient de seuillage est représenté graphiquement par une ligne horizontale en pointillés au niveau du signal débit.

1.4. Evaluation de la PRI

1.4.1. Validation de la PRI

L'utilisation d'un système de PRI pour la mesure des variables respiratoires permet de supprimer l'effet du port du masque sur le mode ventilatoire (Askanazi *et al.*, 1980). Cependant, il était nécessaire de vérifier l'exactitude des valeurs des paramètres respiratoires obtenues par la PRI et de nombreuses études ont été consacrées à les comparer aux valeurs obtenues par pneumotachgraphie.

Volume courant : Les données expérimentales indiquent que l'évaluation du volume courant par les systèmes de PRI est suffisamment précise pour permettre une décision clinique dans des différentes conditions de repos (Sackner *et al.*, 1980 et Chapman *et al.*, 1985), de sommeil chez les nouveaux-nés (Adams *et al.*, 1993), les adultes (Sackner *et al.*, 1984 et Whyte *et al.*, 1991) et pendant l'exercice (Sackner *et al.*, 1980 et Chapman *et al.*, 1985). Le volume courant est également mesuré avec une précision satisfaisante chez les patients atteints de broncho-pneumopathies chroniques obstructives (Gonzalez *et al.*, 1984 et American Academy of Sleep Medicine Task Force, 1999). Carry *et al.* (1997) ont montré que la PRI est un outil précis pour l'analyse du signal respiratoire avec charges résistives. Dans cette étude, une comparaison des signaux de volume mesurés par la PRI, la pléthysmographie corporelle et la pneumotachographie (PNT) a montré que le signal de la PRI est plus proche de celui obtenu par pléthysmographie corporelle que de celui obtenu par PNT. Enfin, Eberhard *et al.* (2001) ont montré que la PRI mesure le volume courant avec une exactitude satisfaisante par rapport à celle du PNT. Cependant, des erreurs ont été observées pour des grandes valeurs du volume courant (supérieures à 1 litre). Ceci peut être expliqué par le fait que pour des volumes élevés, les variations de sections thoracique et abdominale ne sont pas les seuls éléments contribuant au changement de volume.

Débit ventilatoire : Eberhard *et al.* (2001) ont montré que la dérivée du volume courant issu d'un système de PRI permet un calcul précis du débit ventilatoire qui est équivalent au débit d'air mesuré à la bouche avec un pneumotachographe. Dans cette étude, le débit ventilatoire a été mesuré simultanément par un système de PRI et un PNT, chez des sujets sains dans trois positions différentes (assise, décubitus latéral et décubitus dorsal). Les enregistrements ont été réalisés en condition contrôle (respiration normale) et avec addition de résistances de 2

valeurs différentes ($R1 = 5 \text{ cm H}_2\text{O/l/s}$ et $R2 = 14 \text{ cm H}_2\text{O/l/s}$). La qualité d'ajustement du débit obtenu par la PRI (F_{PRI}) au débit obtenue par le PNT (F_{PNT}) était évalué par :

$$\rho = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (y_i^* - y_i)^2}{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2} \quad (1.21)$$

y_i et y_i^* sont respectivement les débit instantané F_{PNT} et F_{PRI} et $\bar{y}$ est la valeur moyenne des y_i sur tous l'enregistrement.

Le débit obtenu par la PRI était le plus proche de celui de PNT dans la condition de repos. Cependant, dans les conditions d'addition de résistances, La qualité d'ajustement (ρ) de F_{PRI} au F_{PNT} a été supérieure de 90 % pour R1 et inférieure à 90 % pour R2 (Eberhard *et al.*, 2001). Enfin, le débit ventilatoire mesuré par la PRI a été évalué pendant le sommeil. Bloch *et al.* (1997) ont montré qu'il est possible d'identifier les caractéristiques de la respiration au cours du ronflement. Kaplan *et al.* (2000) ont montré que la limitation de débit inspiratoire peut être évaluée à partir du signal de débit mesuré par la PRI.

La PRI permet d'exploiter séparément les signaux de variations de sections thoracique et abdominale pour analyser la contribution de ces compartiments à la ventilation chez les sujets sains ainsi que chez les patients. Cette méthode a permis de mettre en évidence la présence de désynchronisation entre le thorax et l'abdomen (Sivan *et al.* 2001). Dans cette étude, Sivan *et al.* ont montré que la PRI non calibrée permet de calculer l'angle de déphasage entre le thorax et l'abdomen chez des enfants avec des obstructions des voies aériennes supérieures.

1.4.2. Limitations de la PRI

L'analyse des différentes techniques d'étalonnage montre la difficulté d'avoir une procédure standard applicable dans toutes les conditions. En effet, de nombreux facteurs sont à prendre en compte pour une quantification correcte des paramètres respiratoires par la PRI :

1- Emplacement des spires :

Le maintien des spires au même niveau que pendant l'étalonnage est indispensable pour que la calibration soit applicable pendant toute la durée d'un enregistrement. À ce propos, le gilet Visuresp® présente l'avantage de maintenir les spires à la même place.

2- Position :

L'étalonnage dépend de la position dans laquelle il est effectué. Ceci pose un problème pour des enregistrements de longue durée et plus particulièrement pendant le sommeil (Gonzalez *et al.*, 1984; Sackner *et al.*, 1989 et Whyte *et al.*, 1991). Une solution serait de faire des étalonnages dans chaque position et d'enregistrer simultanément la position sur la PRI, et d'affecter a posteriori les coefficients correspondants à chaque position.

3- Stature des sujets :

La plus grande partie des études de validation de la PRI a été effectuée chez les sujets sains ou encore chez des sujets ne représentant pas de stature particulière (obèse par exemple). Il est à noter que dans certains cas pathologiques, tels que dans les maladies neuromusculaires ou les dysfonctionnements diaphragmatiques, il est extrêmement difficile de valider l'étalonnage.

4- Instabilité du signal :

Lors de mouvements, on peut observer une instabilité de l'un ou des deux signaux de la PRI; l'enregistrement ne peut alors être exploité sur cette période. Cependant, cet inconvénient peut être compensé par le fait qu'avec la PRI, des enregistrements de longues durées sont possibles, permettant ainsi de disposer de multiples périodes où les signaux peuvent être analysés.

1.4.3. Le PRI non étalonné

Malgré les limitations décrites ci-dessus, la PRI reste un système d'enregistrement de la respiration de plus en plus utilisé, son plus grand avantage étant la possibilité qu'il offre pour des enregistrements à longue durée sans interférence avec le confort du sujet.

Parmi les problèmes de l'utilisation de la PRI, l'étalonnage apparaît comme le facteur limitant le plus important.

Dans ce travail, nous avons développé des méthodes de la PRI pour lesquelles l'étalonnage n'est pas nécessaire. Ces méthodes ont été développées pour leur application clinique.

Dans la première étude est développée une méthode d'analyse de la forme du signal de variation de volume abdominal obtenu par la PRI. Cette analyse avait pour objectif de détecter les limitations inspiratoires du débit.

Dans la deuxième étude, à partir des variations de volume thoracique et abdominal enregistrées chez des patients ventilés au cours de la nuit, nous avons proposé une méthode d'évaluation relative du volume courant reçu par le patient. Ceci permet d'analyser en continu les variations des fuites d'air au cours de la ventilation nocturne.

Dans la troisième étude, nous avons utilisé le signal débit ventilatoire obtenu par la dérivation du signal volume calculé avec une proportionnalité ($2 \times V_{tho} + 1 \times V_{abd}$), en unité arbitraire. Ce signal a été utilisé pour détecter les déglutitions, qui correspondent à un débit nul. L'algorithme développé a été appliqué à des déglutitions provoquées par l'ingestion d'eau liquide et d'eau gélifiée chez des personnes âgées.

Chapitre II

Détection de la Limitation de Débit Inspiratoire

2.1. Introduction

2.1.1. Les voies aériennes supérieures

Les voies aériennes supérieures (figure 2.1), situées en dehors du thorax, comprennent: le nez, le pharynx et le larynx. Il s'agit d'un tube musculaire mou qui ne possède pas de structure osseuse ou cartilagineuse et qui est donc susceptible de se collaber, par exemple pendant des situations transitoires telles que la déglutition ou la parole. En dehors de ces situations, le pharynx reste ouvert pour assurer le passage de l'air vers les voies aériennes inférieures (Kuna et Remmers, 2000).

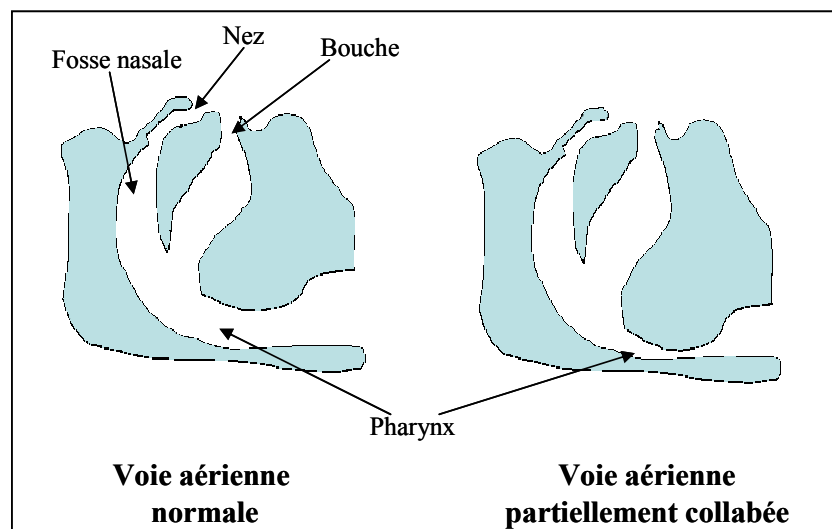


Figure 2.1. Les voies aériennes supérieures. À gauche, voie aérienne pharyngée non collabée et à droite, voie aérienne pharyngée partiellement collabée.

Le pharynx peut être comparé à un tube flaccide, connecté à deux segments rigides que sont le nez et le larynx, et pouvant donc, au même titre que d'autres conduits biologiques, être assimilé à une résistance de Starling (Permutt et Riley, 1963). La contraction des muscles inspiratoires thoraciques, en particulier le diaphragme, crée une pression négative dans les

voies aériennes supérieures (VAS), conduisant à un rétrécissement dynamique du tube pharyngé flasque. Pour contrarier le collapsus du pharynx, un mécanisme de protection (réflexe dilatateur du pharynx) est déclenché avant l'inspiration par la contraction des muscles dilatateurs du pharynx (Horner *et al.*, 1991). L'activité électromyographique phasique des muscles dilatateurs précède celle des autres muscles respiratoires (Remmers *et al.*, 1978 et Tantucci *et al.*, 1998). Ce mécanisme contribue à la stabilité des voies aériennes supérieures et permet au flux d'air de circuler dans un conduit de diamètre presque constant au cours de la ventilation normale. L'activité tonique des muscles dilatateurs est donc un élément important du maintien de la perméabilité des voies aériennes supérieures, une diminution de cette activité tonique s'accompagnant toujours d'une diminution de section des VAS.

Toute modification de l'activité des muscles dilatateurs du pharynx va modifier la collapsibilité des VAS. Or, les activités tonique et phasique des muscles des VAS diminuent avec le sommeil, de façon variable d'un muscle à l'autre et d'un stade de sommeil à l'autre et en conséquence, le diamètre du pharynx diminue (Remmers *et al.*, 1978 et Tangel *et al.*, 1991). Le pharynx est ainsi susceptible de se collaber pendant l'inspiration au cours du sommeil. Chez le sujet sain, cette diminution du tonus musculaire pharyngé pendant le sommeil conduit à une augmentation de la résistance des VAS et à une discrète hypoventilation, normalement contrebalancée par l'augmentation de l'activité du diaphragme et par le réflexe dilatateur du pharynx lors de l'inspiration (Phillipson *et al.*, 1986). Certains sujets ne parviennent pas à maintenir un calibre pharyngé adéquat pendant le sommeil, ce qui est à l'origine d'une limitation du débit inspiratoire au niveau des VAS.

2.1.2. La limitation de débit inspiratoire

2.1.2.1. Définition

La limitation de débit inspiratoire (LDI) est définie par la présence d'un plateau sur la courbe de relation pression intrathoracique-débit inspiratoire (Guilleminault *et al.*, 1993 et Hosselet *et al.*, 1998). Lorsque le plateau est présent sur au moins 3 cycles consécutifs, ou pendant au moins dix secondes, le débit inspiratoire est considéré comme limité. Dans la description initiale du syndrome, Guilleminault *et al.* (1993) insistaient sur le fait que les épisodes de LDI sont définis par une succession de plusieurs cycles respiratoires pathologiques avec une aggravation progressive. Les épisodes de LDI peuvent être à l'origine de micro-éveils, et il a été montré récemment que leur répétition au cours de la nuit pourrait

entraîner une hypersomnolence diurne et une élévation de la pression artérielle (Guilleminault *et al.*, 1992 et Hosselet *et al.*, 1998).

Une augmentation de la résistance pharyngée stabilise le débit inspiratoire à une valeur d'équilibre qui n'augmente plus, malgré l'augmentation de la pression intrathoracique. Si l'effort inspiratoire augmente pour compenser cette baisse de débit, la paroi du pharynx se déforme encore davantage. En réaction à cette limitation du débit inspiratoire, on observe une modification de la respiration et une répartition différente du volume entre le thorax et l'abdomen (Kaplan *et al.*, 2000). Le temps inspiratoire (T_i) augmente pour conserver le volume inspiré, et, par conséquent, le rapport de la durée de l'inspiration sur la durée totale du cycle respiratoire (T_i/T_{tot}) augmente. En effet, Stoohs et Guilleminault (1991) ainsi que Guilleminault et Poyares (2002) ont montré qu'une augmentation de pression œsophagienne au cours d'une LDI est souvent accompagnée d'une augmentation du rapport T_i / T_{tot} . Il faut cependant noter que pendant une LDI, on ne constate pas de diminution de la saturation artérielle en oxygène (SaO_2) ni d'hypercapnie.

2.1.2.2. Méthodes de détection de LDI

Méthode de référence

Pour déterminer si une limitation inspiratoire de débit est présente, il est nécessaire de mesurer simultanément le débit inspiratoire et la pression œsophagienne (Clark *et al.*, 1998 et American Academy of Sleep Medicine, 1999). En effet, c'est la présence d'un plateau de débit alors que la pression augmente, qui atteste de la présence d'une LDI. Cette méthode de détection nécessite la mesure de la pression œsophagienne, le débit étant habituellement mesuré à l'aide d'un pneumotachographe placé sur un masque facial. Cette méthode de référence présente cependant des inconvénients majeurs : délais et coût de l'examen qui doit être réalisé dans un laboratoire du sommeil, et utilisation d'une sonde de pression invasive et d'un masque qui perturbent le sommeil.

Méthodes non invasives

i) Méthode basée sur la modification de la forme du débit

Actuellement, les deux méthodes de mesure de débit préconisées par l'American Sleep Disorder Association (1999) sont la mesure de la pression nasale à l'aide d'une canule nasale et le débit à l'aide de la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI). Le système de PRI offre l'avantage de ne pas modifier la ventilation, d'être non invasif, et facile à mettre en œuvre.

À partir de ces mesures, plusieurs méthodes ont été proposées pour la détection des épisodes de LDI. L'évaluation de ces méthodes se fait par référence à la méthode de référence (American Academy of Sleep Medicine, 1999). La détection de LDI, en l'absence de mesure de la pression œsophagienne, est basée sur la détection de changements de la forme du débit respiratoire. La forme du débit inspiratoire, obtenue à partir d'un signal de canule nasale ou de la dérivée du volume respiratoire issu d'un signal de la PRI, a été analysée pour classer et identifier des événements de limitation de débit. Dans un travail d'Aittokallio et al. (2001), la forme du débit inspiratoire mesuré par canule nasale est classée en sept catégories allant de la forme normale à la forme la plus limitée. Dans une étude réalisée par Clark et al. (1998), la classification du débit respiratoire proposée comprenait quatre catégories. Dans cette étude, la méthode de référence de détection de LDI était comparée à trois méthodes non invasives: le débit mesuré par un pneumotachographe, le débit mesuré par la PRI et le débit dérivé de la mesure de la pression nasale. Les résultats de cette étude de classification du débit respiratoire en quatre catégories différentes ont montré qu'en termes de précision, les mesures du pneumotachographe sont les meilleures, suivies de celles de la pression nasale puis de celles de la PRI (Clark *et al.*, 1998).

ii) Méthode basée sur le rapport T_i/T_{tot} et des paramètres obtenus à partir de l'analyse du signal de PRI

La méthode de détection de la LDI par un système de PRI développée par Kaplan et al. (2000) représente l'état de l'art pour la détection non invasive de la LDI. Dans ce travail, un échantillon d'apprentissage était créé : 1) en provoquant des épisodes obstructifs (réduction du niveau de la pression positive chez des patients porteurs d'un Syndrome d'Apnée Obstructive de Sommeil (SAOS) sous pression positive continue) et 2) à partir des données d'enregistrements de sommeil avec événements obstructifs spontanés. Ces épisodes représentaient des séries de 5 à 7 cycles. Parallèlement, des séries de référence de 5 à 7 cycles

sans épisode obstructif étaient enregistrées pour chaque patient. Deux investigateurs classaient les événements de manière indépendante l'un de l'autre. Pour chaque série, des paramètres de trois catégories (temps, débit/volume, mouvements thoraco-abdominaux) étaient calculés pour chaque cycle et la moyenne des paramètres sur chaque série d'enregistrement était calculée. Pour chaque paramètre, une différence statistiquement significative était recherchée entre les cycles avec événements obstructifs et ceux sans événement obstructif. Dans chaque catégorie, le paramètre possédant la meilleure efficacité opérationnelle était sélectionné. Les trois paramètres utilisés étaient : (1) le rapport T_i/T_{tot} , (2) le rapport du débit inspiratoire maximum sur le débit inspiratoire moyen et (3) la contribution du thorax au volume courant. Les auteurs normalisaient ces paramètres par transformation linéaire, puis en effectuant le produit de ces trois paramètres, ils construisaient un index de LDI. Pour une valeur de rejet de cet index placée à un seuil de 0,48, cette classification donnait le meilleur résultat (par rapport à d'autres index de rejet) dans la détection de la limitation de débit par le RIP, avec une spécificité et une sensibilité de 80%.

D'une manière générale, les méthodes de détection de la LDI par la PRI ne s'attachent qu'à détecter la nature "limitée" ou non d'un seul cycle respiratoire et non pas à identifier le début et la fin des *épisodes* de LDI. Par ailleurs, elles se basent sur l'utilisation d'un index caractérisant la forme du signal de débit. Or une classification de débit inspiratoire basée sur la forme du signal est difficilement généralisable. En effet, les formes respiratoires de débit sont variables d'un individu à l'autre (Benchetrit *et al.*, 1989). Il est donc plus approprié d'évaluer les changements de la forme pour un individu donné, plutôt que de se baser sur une généralisation prédéterminée des formes de débit ventilatoire. Enfin, ces méthodes de détection sont lourdes comme en témoigne le fait qu'elles ne soient pas encore passées dans la pratique courante.

iii) Méthode basée sur l'analyse de la forme des signaux de PRI

Bloch et al. (1997) ont mis en évidence, au cours d'épisodes de LDI d'intensité importante, la présence d'une désynchronisation entre les mouvements du thorax et ceux de l'abdomen, bien visible sur les signaux de PRI représentés sur la figure 2.2.

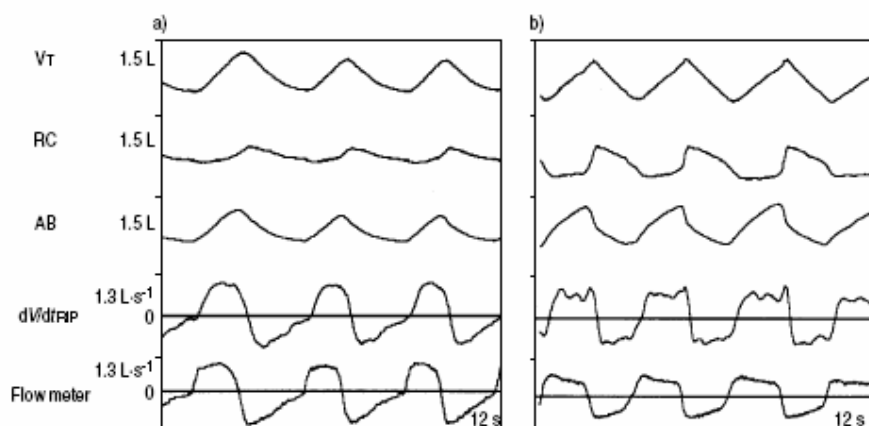


Figure 2.2. Effet de l'application d'une pression négative continue pharyngée (PNCP) sur la forme des signaux respiratoires. Les signaux présentés sont de haut en bas le V_T (volume courant à partir du RIP), RC (le volume de la cage thoracique), AB (le volume de l'abdomen), dV/dt_{RIP} (le débit obtenu par dérivation de V_T) et le débit obtenu directement par pneumotachographie. a) à la pression atmosphérique ($CNCP=0$) les tracés sont normaux; b) à une pression sous-atmosphérique ($CNCP = 14 \text{ cmH}_2\text{O}$) on observe une limitation inspiratoire du débit sur la forme "tronquée" des signaux débit ainsi que sur les mouvements asynchrones du thorax et de l'abdomen. Extrait de Bloch et al., 1997.

Dans une autre étude, Kaplan et al. (2000) ont constaté que le rapport du volume thoracique sur le volume courant (V_{THO}/V_T) pendant la limitation de débit inspiratoire était supérieur à 0,5, ce qui suggère que, pendant les épisodes de LDI, la contribution du thorax à l'inspiration est plus importante que celle de l'abdomen (figure 2.3).

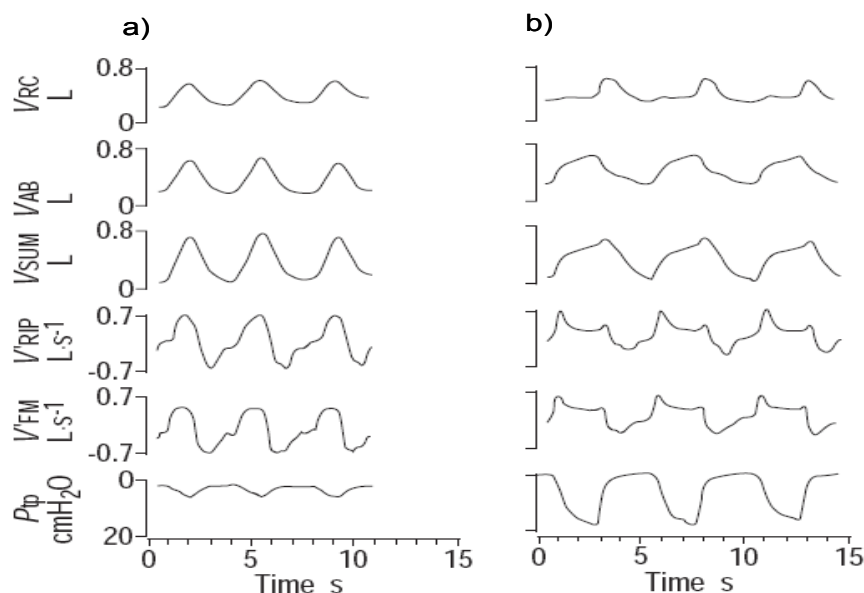


Figure 2.3. Signaux obtenus chez un patient a) sans LDI, b) au cours d'un épisode de LDI. V_{RC} , V_{AB} , V_{SUM} et V'_{RIP} représentent, respectivement, le volume de la cage thoracique, le volume de l'abdomen, le volume courant à partir de la PRI, et le débit obtenu par dérivation de V_{SUM} , la pression transpulmonaire (P_{tp}) venant s'ajouter en bas de la figure. En présence de la limitation de débit, surviennent des changements de forme du signal V_{SUM} ainsi qu'une désynchronisation des mouvements du thorax et abdomen. Extrait de Kaplan et al., 2000.

Enfin, dans une étude réalisée par Masa et al. (2003), les enregistrements des mouvements thoraciques et abdominaux par la PRI pendant le sommeil a mis en évidence une réduction d'amplitude et une altération de forme des signaux de la PRI avec un freinage (plateau) évident sur l'abdomen (figure 2.4).

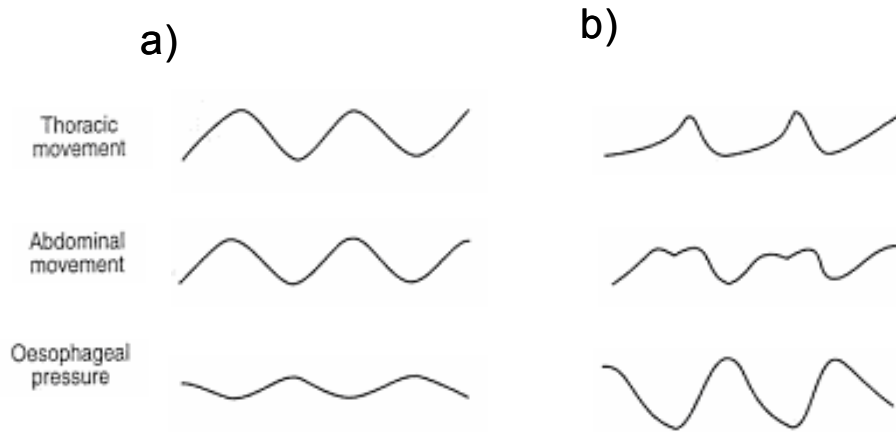


Figure 2.4. Signaux obtenus chez un patient a) en absence et b) lors d'un épisode de LDI. De haut en bas sont présentés les signaux de mouvement thoracique, de mouvement abdominal et de la pression œsophagienne. On retrouve la désynchronisation des mouvements abdominaux et thoraciques et les changements de forme du signal de volume abdominal. Extrait de Masa et al., 2003.

Dans ces trois études effectuées sur des patients atteints de SAOS, on retrouve un changement de forme des signaux de variation de sections thoracique et abdominale illustré dans les 3 figures ci-dessus. De plus, alors que la forme du volume thoracique est modifiée de façon très diverse d'une étude à l'autre, les trois études révèlent une "cassure" sur le signal de variation de section abdominale en cas de limitation de débit.

2.1.3. Objectif de cette étude

Notre objectif a été de mettre au point une méthode de détection de la limitation du débit inspiratoire à partir de l'analyse de la forme des signaux thorax et abdomen obtenus par un système de pléthysmographie par inductance. Pour disposer de cycles présentant une LDI, nous avons mis au point un dispositif permettant d'induire des LDI de diverses intensités. Ce travail a fait l'objet d'une publication (annexe #1) et d'une communication en congrès (annexe #2).

Chez des sujets sains éveillés, nous avons effectué des enregistrements avec ce dispositif. Nous avons mesuré simultanément le débit par un pneumotachographe et la pression buccale afin d'établir la courbe pression-débit à chaque LDI. Nous avons comparé ensuite ces résultats à ceux obtenus lors d'addition de résistance.

Nous avons ensuite élaboré une méthode de détection de LDI, ainsi qu'une méthode de détection "d'entrée" et de "sortie" d'épisode de LDI.

2.2. Validation du dispositif d'induction de limitation de débit inspiratoire

2.2.1. Description du dispositif

Le mécanisme d'obstruction des voies aériennes supérieures chez les patients avec SAOS est généralement interprété en termes de modèle de résistance de Starling (Gold et Schwartz, 1996; Farre *et al.*, 1997 et Farre *et al.*, 1998). On suppose que le pharynx est un conduit avec une paroi flexible, perméable seulement quand la pression transmurale est supérieure à la pression de fermeture. Pour simuler de façon non invasive, simple et instantanée une limitation de débit inspiratoire chez le sujet sain éveillé, nous avons créé un dispositif (figure 2.5). Basé sur le principe de la résistance de Starling, ce dispositif comprend un tube rigide (corps de seringue de 20 ml) dans lequel est placée une membrane cylindrique en latex flexible. Une ouverture sur le tube rigide (2 trous symétriques) du dispositif permet à la membrane flexible d'être en contact avec la pression atmosphérique. L'écoulement d'air dans la membrane flexible est associé à une différence de pression entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane. Pendant l'inspiration, la pression à l'intérieur de la membrane est négative, donc inférieure à celle de la pression atmosphérique. L'écoulement d'air pendant l'inspiration entraîne alors un collapsus partiel de la membrane flexible, introduisant ainsi une limitation de débit inspiratoire. L'importance de la limitation de débit induite est fonction de la longueur de la membrane: plus la membrane est étirée, moins la limitation de débit obtenue est importante. Trois niveaux d'étirement différents de la membrane ont été utilisés (L1, L2 et L3).

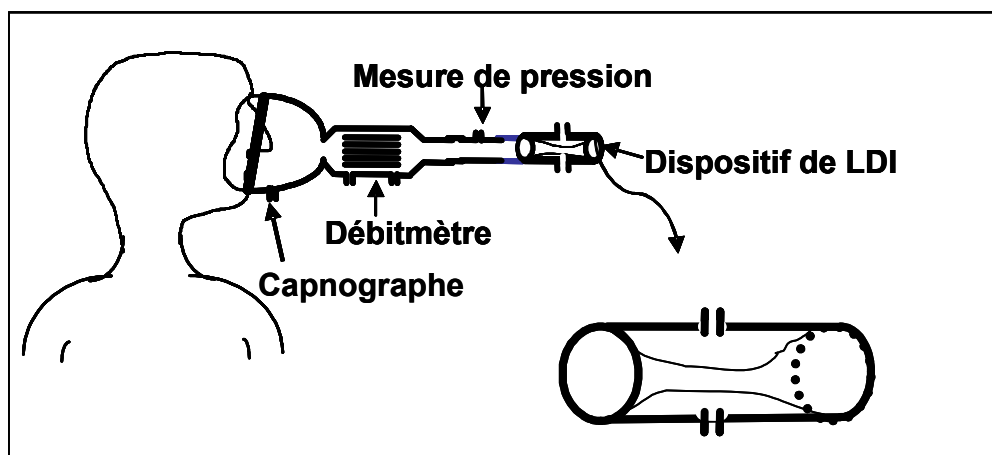


Figure 2.5. Dispositif permettant d'induire une limitation de débit inspiratoire

2.2.2. Enregistrements

Dans le but de valider la simulation de LDI par le dispositif proposé, des enregistrements ont été réalisés chez un groupe de 8 sujets volontaires sains dont les caractéristiques sont regroupées dans le tableau 2.1 (p.46). Les sujets éveillés et en position assise portaient un masque naso-buccal, maintenu par des sangles élastiques, relié à un pneumotachographe (Fleisch N°1) connecté à une jauge de contrainte (163PC01D36, Micro Switch, Etats-Unis), qui permet la mesure de débit ventilatoire. Une deuxième jauge de contrainte (142PC01D, Micro Switch, Etats-Unis) était utilisée pour mesurer la pression au niveau du raccord entre le débitmètre et le dispositif de simulation de LDI. Un cathéter de prélèvement de gaz à destination du capnographe (Engströme Elisa/Elisa MC, Gambro-Engströme, Suède) était utilisé pour la mesure de la teneur en CO₂ de l'air inspiré et expiré. Les variations de sections thoracique et abdominale par pléthysmographie respiratoire par d'inductance (PRI) ont été enregistrées avec le Visuresp® (RBI, France).

Le pneumotachographe était étalonné avec un débitmètre de référence (diaphragme mis au point au laboratoire) et le capteur de pression était étalonné à l'aide d'un manomètre à eau.

Le matériel utilisé pour l'acquisition des signaux était une interface de conversion analogique/numérique, PowerLab® (ADInstruments Pty Ltd, Castle Hill, AUSTRALIA) pilotée par un ordinateur personnel (Macintosh). Un logiciel (Chart version 4.0) permet de configurer cette acquisition (nombre de voies, unités, fréquence d'échantillonnage, gains, ...) ainsi que de définir des signaux calculés à partir des signaux bruts.

Les signaux analogiques de débit, pression au masque, teneur en CO₂ et de la PRI étaient échantillonnés à une fréquence (f_{ech}) de 40 Hz et enregistrés comme fichiers texte prêts à être utilisés par le logiciel Matlab (Version 6.5.0, The MathWorks Inc., Natick MA, USA).

Les enregistrements ont été réalisés après que les sujets se soient accoutumés à l'équipement. Après 10 cycles sans dispositif de LDI, nous avons mis en place le dispositif de LDI, avec le niveau d'étirement L1, et enregistré entre 10 et 15 cycles. Nous avons ensuite débranché le dispositif et continué l'enregistrement pendant quelques cycles, puis nous avons inséré le dispositif une deuxième fois avec le niveau L2, différent de L1 et enregistré entre 10 et 15 cycles. Nous avons de nouveau débranché le dispositif et enregistré quelques cycles sans

dispositif, puis réinséré le dispositif une troisième fois avec le niveau L3 et enregistré entre 10 et 15 cycles. Enfin, le dispositif a été débranché et au moins 10 cycles ont été enregistrés. Les niveaux L1, L2 et L3 ont été appliqués dans un ordre aléatoire chez les différents sujets.

2.2.3. Traitement des signaux

Afin d'automatiser tous les calculs nécessaires pour notre étude sur un seul logiciel, la délimitation des cycles respiratoires a été réalisée sur le logiciel Matlab (Version 6.5.0, The MathWorks Inc., Natick MA, USA) (Figure 2.6). Avant le découpage des cycles, toutes les données ont été filtrées par un filtre numérique de type passe bas. Ce filtre a pour effet de lisser le signal en atténuant les variations très brusques (hautes fréquences) du signal, fréquemment dues au bruit électronique du signal (artéfacts de mesure). Le filtrage permet, sans déformation du signal, de réduire les artéfacts de façon à ce qu'ils ne corrompent plus les calculs. Le début de l'inspiration est défini par le passage à zéro ascendant du signal de débit (d'une valeur négative à une valeur positive), et la fin de l'inspiration par le passage à zéro descendant du signal de débit (d'une valeur positive à une valeur négative) (Bachy *et al.*, 1986). L'inspiration est la partie du signal comprise entre le passage à zéro ascendant et le passage à zéro descendant. Ce découpage de cycles est utilisé sur tous les autres signaux enregistrés (Pression, section thoracique, section abdominale et teneur en CO₂).

Le logiciel Matlab a aussi été utilisé pour tous les programmes de calcul de notre étude. Une bibliothèque de routines développée au laboratoire (Eberhard *et al.*, 2001) a été utilisée pour la conception des programmes développés pour cette étude.

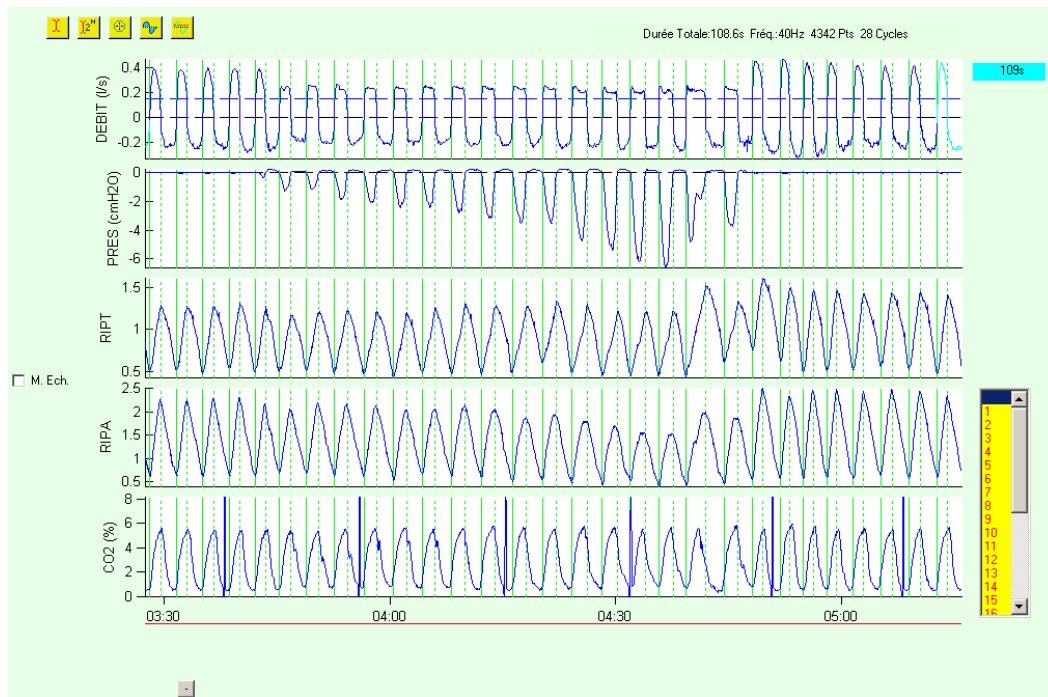


Figure 2.6. Délimitation cycle par cycle des enregistrements. Ceci est réalisé à l'aide d'un programme sur Matlab. La délimitation des cycles est effectuée sur le signal de débit et est prolongée sur l'ensemble des signaux enregistrés : Pression (PRES cmH₂O), section thoracique (RIPT), section abdominale (RIPA) et CO₂ du gaz expiré (%). L'exemple a été pris chez le sujet 4 du protocole 1.

2.2.4. Analyse des données

Nous avons présenté les courbes débit en fonction de la pression avant et après insertion du dispositif permettant d'induire une LDI. Ensuite, nous avons présenté les variations cycle à cycle de T_i/T_{tot} en fonction de la chute de pression maximale (P_{rmax}) mesurée au niveau du masque. Enfin, nous avons comparé les formes des signaux Tho et Abd après insertion du dispositif provoquant une LDI aux enregistrements présentés dans les figures 2.2, 2.3 et 2.4. L'analyse de ces courbes a été effectuée par examen visuel des tracés.

2.2.5. Résultats de validation de l'induction de LDI

La figure 2.7 reproduit les données brutes d'un enregistrement chez le sujet 4 avec un niveau de limitation L3. Cet enregistrement contient 26 cycles, délimités sur le signal de débit, dont 10 cycles normaux et 16 cycles avec LDI. L'entrée en limitation de débit était progressive alors que la sortie était plus brusque. De plus, on observe que le premier cycle limité en débit était le cycle 6, le débit ayant diminué et la pression étant devenue plus négative par rapport aux cycles précédents. Enfin, le dernier cycle limité en débit dans cet

enregistrement était le cycle 21, après lequel le débit et la pression retrouvent leur forme et leur niveau de départ.

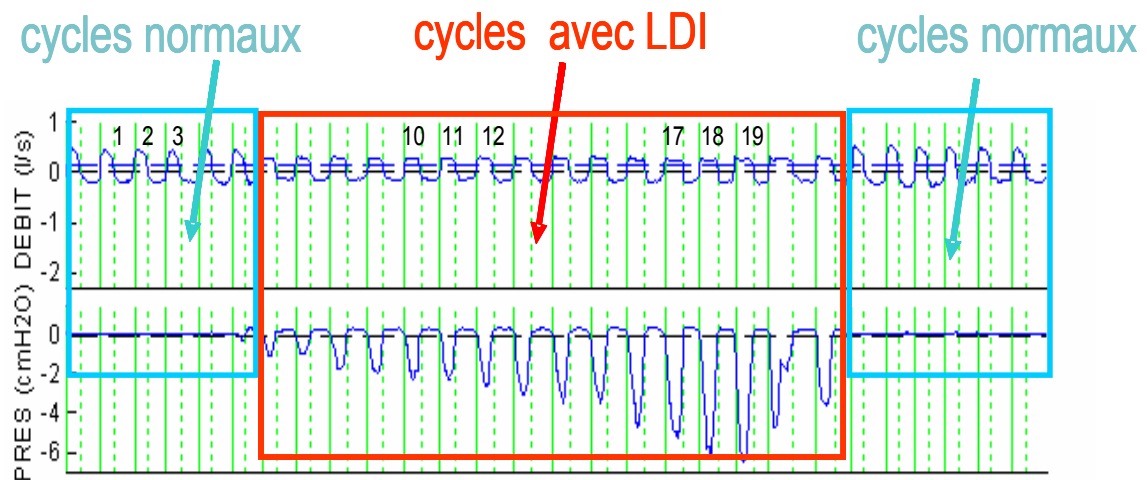


Figure 2.7. Agrandissement à partir de la figure précédente des signaux de débit et de pression. Enregistrement avec le dispositif de LDI (sujet 4, niveau L3). La délimitation des cycles est effectuée sur le signal de débit. L'enregistrement comporte un épisode de cycles avec LDI précédé et suivi de cycles sans LDI.

2.2.5.1. Validation par analyse des courbes pression-débit

La figure 2.8 représente trois séries de cycles enregistrées chez le même sujet : a) cycles de référence sans LDI, b) cycles avec LDI modérée et c) cycles avec LDI élevée. Dans la figure 2.8a sont représentés, à gauche, le signal de débit respiratoire sur trois cycles enregistrés sans dispositif et donc sans limitation de débit inspiratoire, et à droite, la courbe de relation pression-débit correspondant au signal inspiratoire du deuxième cycle de l'enregistrement. Les variations très faibles de pression s'expliquent par le point de prise de cette pression (figure 2.5), entre le pneumotachographe et l'extérieur. Dans la figure 2.8b sont représentés, de la même manière que la figure 8a, les résultats d'un enregistrement effectué avec le dispositif de LDI connecté au masque. Dans cet enregistrement, il y a diminution de débit inspiratoire, et une chute de pression d'environ $-2,5 \text{ cmH}_2\text{O}$, qui apparaît sans augmentation parallèle du débit inspiratoire. Des observations semblables sont illustrées dans la figure 2.8c avec une chute de pression plus importante ($-5,5 \text{ cmH}_2\text{O}$) pour une limitation de débit inspiratoire plus importante, obtenue en relâchant davantage la membrane flexible du dispositif de LDI.

Sur les deux enregistrements avec LDI pour ce sujet, nous pouvons constater qu'au cours de chaque cycle limité, l'augmentation de pression est accompagnée d'une

augmentation de débit au début de l'inspiration, puis la pression continue à augmenter alors que le débit ne varie plus. Cette limitation du débit inspiratoire survient pour une pression inférieure ou égale à $-0,5 \text{ cmH}_2\text{O}$.

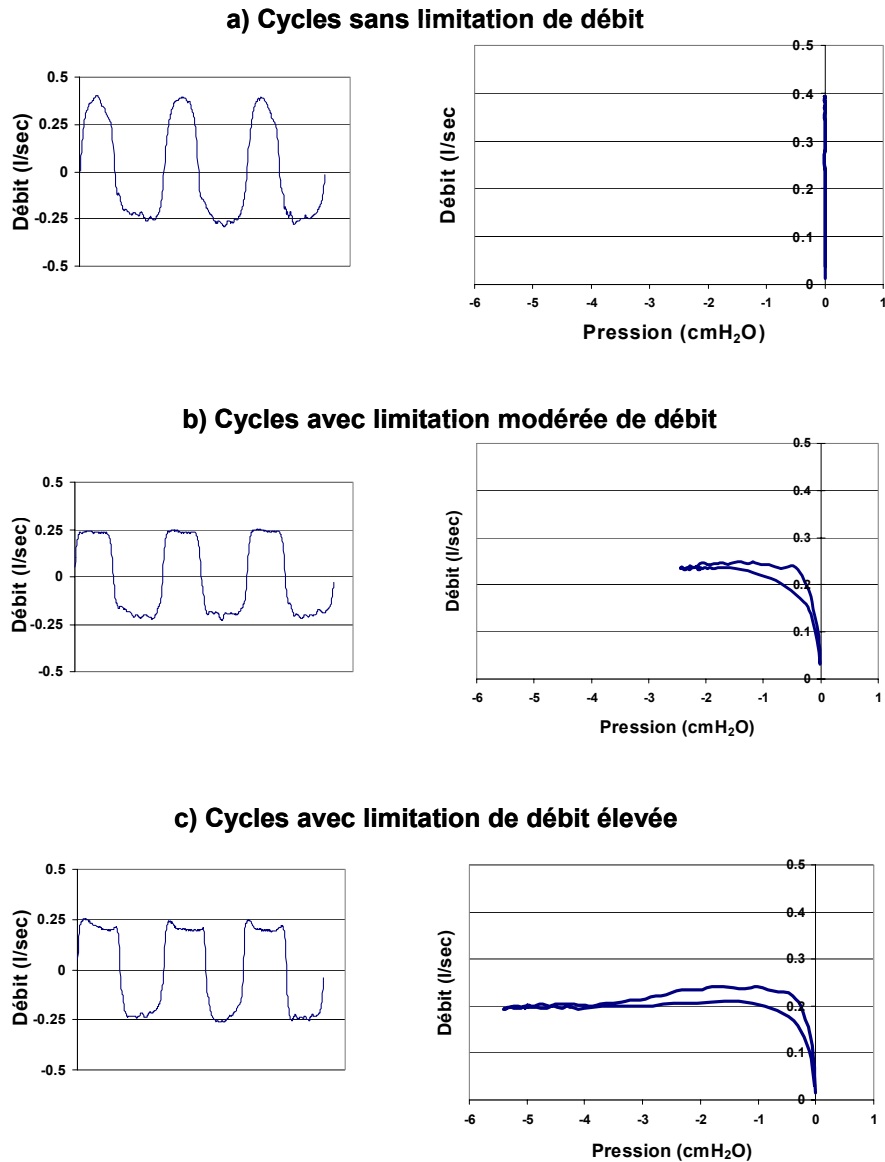


Figure 2.8. Tracés obtenus avec le dispositif d'induction de LDI avec courbes pression-débit correspondantes. De haut en bas : a) cycles sans LDI. b) cycles avec LDI d'intensité modérée et c) cycles avec LDI d'intensité élevée. Remarquer l'augmentation de la chute de pression de a) à c).

2.2.5.2. Relation entre la pression et le rapport T_i / T_{tot}

La figure 2.9a présente la relation entre la chute de pression (P_{rmax}) et le rapport T_i / T_{tot} pour tous les cycles de l'enregistrement illustré sur la figure 2.7. Chez ce sujet, l'entrée en phase de LDI était progressive. Au fur et à mesure que P_{rmax} diminue, T_i / T_{tot} augmente. Chez d'autres sujets, l'entrée en LDI est brutale comme cela est illustré dans la figure 2.9b où la pression diminue brutalement, entraînant une augmentation brusque de T_i / T_{tot} . Dans les 2 cas, la chute de pression s'accompagne d'une augmentation de T_i / T_{tot} .

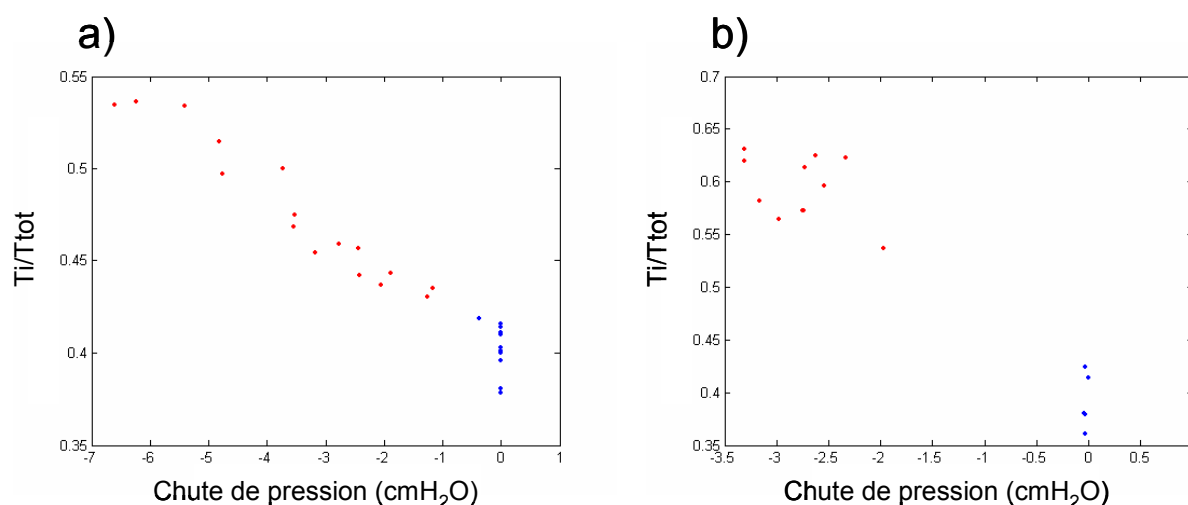


Figure 2.9. T_i / T_{tot} en fonction de la chute de pression lors de a) entrée progressive en LDI et b) entrée brusque en LDI. Les points bleus représentent les cycles non limités et les cycles limités sont représentés avec des points rouges. Remarquez en a) l'augmentation de T_i / T_{tot} avec le niveau de la chute de pression.

2.2.5.3. Analyse des signaux acquis par la PRI

La figure 2.10 présente un exemple d'enregistrement de cycles respiratoires sans le dispositif de LDI et deux exemples d'enregistrements avec le dispositif de LDI avec 2 niveaux différents de limitation de débit. Les cycles limités présentent des cassures sur la partie inspiratoire du signal RIPA. On retrouve alors un changement de forme du signal de variation de section abdominale similaire à celui observé chez les patients (figures 2.2, 2.3 et 2.4). En revanche, la forme du volume thoracique est modifiée de façon différente de celles observées chez les patients (figures 2.2, 2.3 et 2.4). Ceci confirme qu'au cours d'une LDI, la forme du volume thoracique est modifiée de façon très diverse d'une étude à l'autre, alors que la présence de "cassure" sur le signal de variation de section abdominale est commune à toutes les études.

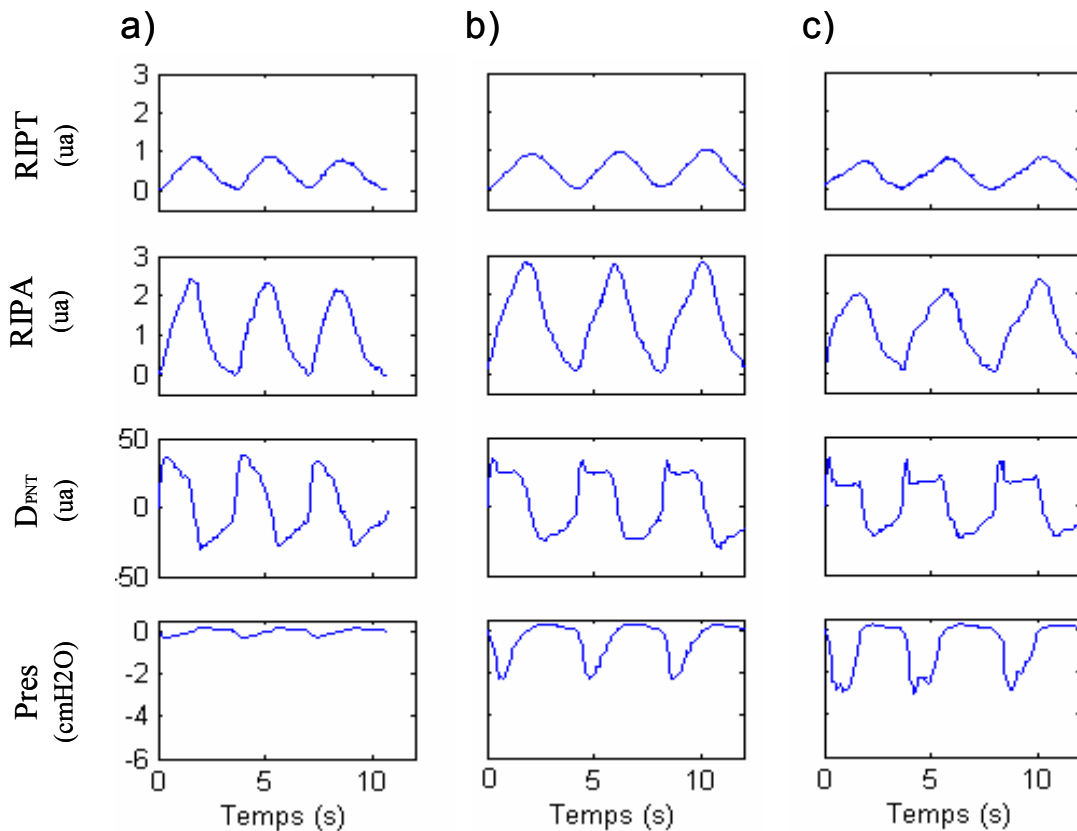


Figure 2.10. Signaux PRI, débit et pression buccale obtenus avec le dispositif en place. Les enregistrements ont été obtenus chez un sujet sain (sujet 19, enregistrements avec L2 et L3). a) cycles respiratoires normaux (sans limitation de débit), b) et c) cycles respiratoires avec LDI plus importante en c) qu'en b), comme en témoigne la chute de pression.

Au total, chez les 8 sujets, le dispositif induit bien une LDI dont l'intensité est liée à l'étirement de la membrane. Les caractéristiques notées dans les exemples individuels présentés ci-dessus ont été observées chez tous les autres sujets de l'étude.

2.3. Méthode d'analyse et de détection de LDI par la PRI

Après avoir validé le dispositif d'induction de LDI, nous l'avons utilisé pour effectuer les mêmes mesures (pression, débit et CO₂) chez deux groupes de sujets sains équipés du gilet Visuresp® et soumis à 2 protocoles expérimentaux différents.

2.3.1. Sujets

Deux séries d'enregistrements ont été effectuées au laboratoire chez 24 sujets (7 femmes) d'un âge moyen de $26,3 \pm 4,3$ ans, d'un poids moyen de $71,3 \pm 10,6$ kg et une taille moyenne de $176,5 \pm 7,1$ cm. Il s'agissait de sujets volontaires sains, connaissant ou non l'objectif de l'étude. Le tableau 2.1 regroupe les caractéristiques (sexe, âge, poids et taille) des sujets et le protocole auquel ils ont participé. On notera que les 8 premiers sujets ont participé au protocole de validation du dispositif ainsi qu'au premier protocole de détection de LDI. Les 16 sujets restants n'ont participé qu'au deuxième protocole de détection.

Les procédures étaient expliquées aux sujets avant le début de l'expérience. Cette étude expérimentale était non invasive et ne présentait aucun risque pour les participants. En revanche, les sujets étaient susceptibles d'être gênés par le port du masque ou lorsque la limitation de débit induite était importante. Nous avons encouragé les sujets à arrêter l'expérience dans cette situation et les sujets pouvaient décider à tout moment de ne pas poursuivre l'étude. Enfin, nous avons mesuré la teneur en CO₂ du gaz inspiré et expiré en continu afin de vérifier que les sujets ne présentaient pas d'hypercapnie.

Sujet	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Sexe	Protocole
1	26	184	80	M	LDI
2	23	179	65	M	LDI
3	24	176	60	F	LDI
4	23	174	63	F	LDI
5	42	167	65	F	LDI
6	36	178	80	M	LDI
7	27	180	84	F	LDI
8	27	178	81	M	LDI
9	24	180	98	M	LDI + R
10	23	184	74	M	LDI + R
11	32	178	80	M	LDI + R
12	23	181	70	M	LDI + R
13	26	167	65	F	LDI + R
14	24	165	55	M	LDI + R
15	34	178	70	M	LDI + R
16	22	181	67	M	LDI + R
17	27	183	80	M	LDI + R
18	29	185	83	M	LDI + R
19	25	177	75	M	LDI + R
20	23	165	60	F	LDI + R
21	24	181	75	M	LDI + R
22	23	165	53	F	LDI + R
23	26	178	68	M	LDI + R
24	25	185	75	M	LDI + R

Tableau 2.1 : Données morphométriques et protocoles d'enregistrements. *LDI* indique que les sujets ont participé au protocole de validation de LDI (mesure de pression et débit) et au premier protocole de détection de LDI (mesure de pression, débit et RIP). *LDI + R* indique que les sujets ont participé au deuxième protocole de détection de LDI (protocole 1 plus test de résistance et de posture).

2.3.2. Protocoles expérimentaux

2.3.2.1. Protocole 1 : LDI

Une première série d'enregistrement a été réalisée chez 8 sujets dans le but de simuler des épisodes de LDI et de les détecter avec la PRI. L'étude consistait à enregistrer des cycles respiratoires témoins sans dispositif de LDI et des cycles avec le dispositif de LDI. Pour chaque sujet, trois limitations de débit différentes (L1, L2, L3) étaient induites dans un ordre tiré au hasard et il y avait toujours un enregistrement témoin séparant deux enregistrements avec LDI. L'acquisition des données ne commençait qu'après une période d'adaptation du sujet aux conditions expérimentales.

Pour chaque sujet, la séquence suivante a été réalisée :

- 1- Respiration en situation de repos (10 cycles minimum)
- 2- Insertion du dispositif de LDI avec un niveau L1 (8 cycles minimum)
- 3- Situation de repos (10 cycles minimum)
- 4- Insertion du dispositif de LDI avec un niveau L2, différent du premier (8 cycles minimum)
- 5- Situation de repos (10 cycles minimum)
- 6- Insertion du dispositif de LDI avec un niveau L3, différent des deux premiers (8 cycles minimum)
- 7- Situation de repos (10 cycles minimum)

Pour certains sujets, le nombre de cycles enregistrés en LDI a été diminué en raison de l'inconfort du sujet. La durée totale de l'étude a été de quinze à vingt minutes par sujet.

2.3.2.2. Protocole 2 : LDI et R

Une deuxième série d'enregistrement a été effectuée chez les 16 sujets. Nous avons ajouté au protocole précédent l'addition d'une résistance respiratoire, dans 2 positions : assise et couchée. La résistance utilisée (empilement de rondelles de matériau poreux) a été conçue au laboratoire et présente une relation pression-débit quasi-linéaire (Calabrese, 1998). Ensuite, après avoir réalisé les mêmes étapes que celles du protocole 1, nous avons fait basculer le sujet de la position assise à la position couchée et continué l'enregistrement avec la séquence suivante :

- 1- Respiration en situation de repos (10 cycles minimum)
- 2- Insertion d'une résistance respiratoire (10 cycles minimum)
- 3- Suppression de la résistance et retour à la situation normale (10 cycles minimum)
- 4- Insertion du dispositif de LDI avec un niveau élevé L3 (10 cycles minimum)
- 5- Suppression du dispositif de LDI et retour à la situation normale (10 cycles minimum)

La durée totale de l'étude variait entre vingt et vingt-cinq minutes selon les sujets.

2.3.3. Traitement des signaux

Le traitement des signaux est similaire à celui utilisé précédemment. Nous avons créé des fichiers séparés pour chaque enregistrement et nous avons ensuite appliqué un critère de sélection des fichiers à étudier pour la limitation de débit.

2.3.3.1. Création de fichiers séparés pour chaque enregistrement

L'enregistrement obtenu pour chaque patient a été découpé en fichiers de la manière suivante :

- Pour le premier protocole, 3 fichiers, un pour chaque niveau de LDI, ont été obtenus à partir de l'enregistrement initial. Chaque fichier comprenait un enregistrement avec des cycles limités précédés et suivis de cycles normaux. Les fichiers étaient dénommés NomdusujetL1, NomdusujetL2 et NomdusujetL3.
- Pour le deuxième protocole, 6 fichiers ont été obtenus à partir de l'enregistrement initial :
 - 4 fichiers d'enregistrements avec des cycles limités précédés et suivis des cycles normaux ; 3 pour la position assise dénommés NomdusujetAsL1, NomdusujetAsL2 et NomdusujetAsL3 et 1 pour la position couchée dénommé NomdusujetCoL3.
 - 2 fichiers d'enregistrement avec des cycles avec résistance respiratoire précédés et suivis des cycles normaux; 1 pour la position assise dénommé NomdusujetAsR et 1 pour la position couchée dénommé NomdusujetCoR.

2.3.3.2. Critères de sélection des fichiers à étudier pour la limitation de débit

Nous avons considéré des contraintes de sélection en fonction de la nature de détection souhaitée. Pour détecter si un cycle respiratoire était limité en inspiration, nous nous sommes basés sur la présence de plateau sur les courbes de relation pression-débit et nous avons sélectionné les enregistrements sur lesquels il existait au moins un cycle limité avec une pression inférieure à - 2 cmH₂O. En revanche, pour détecter l'entrée ou la sortie d'épisodes de LDI, nous avons examiné le signal du débit mesuré par le PNT et vérifié que l'insertion du dispositif avait bien été réalisée en fin d'expiration. Enfin, pour les enregistrements dont l'entrée ou la sortie d'épisode de LDI était progressive, nous avons considéré comme "entrée",

le premier cycle limité dont la chute de pression était inférieure à $-0,5$ cmH₂O et comme "sortie", le dernier cycle limité dont la chute de pression était inférieure à $-0,5$ cmH₂O.

2.3.4. Analyse des données

Une analyse de l'inspiration cycle par cycle des signaux enregistrés (débit, pression, variation thoracique et variation abdominale) a été réalisée afin d'identifier :

- i) L'état (limité ou non) d'un cycle donné
- ii) L'entrée en épisode avec LDI
- iii) La sortie d'épisode avec LDI

2.3.4.1. Analyse des courbes pression-débit à l'inspiration cycle par cycle

Pour valider la présence de LDI et identifier les cycles limités dans un enregistrement, nous avons étudié les courbes de relation pression-débit sur chaque inspiration (figure 2.11). Avec le dispositif de LDI, une limitation de débit inspiratoire est induite et la pression chute d'une manière importante alors que le débit reste constant. Cela se traduit par la présence d'un plateau sur les courbes pression-débit qui permet alors de déterminer visuellement tous les cycles limités et donc le cycle de l'entrée et celui de la sortie d'un épisode de limitation de débit inspiratoire. En revanche, dans le cas de l'utilisation d'une résistance respiratoire, la chute de pression est toujours accompagnée d'une augmentation de débit inspiratoire (figure 2.11).

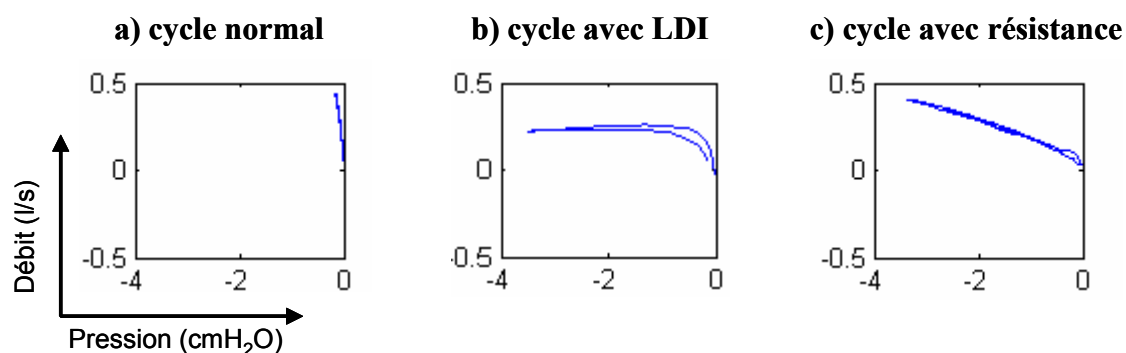


Figure 2.11. Courbes pression-débit : a) pour un cycle normal, b) un cycle avec LDI et c) un cycle avec addition de résistance.

2.3.4.2. Analyse des courbes RIPT-RIPA cycle par cycle

Cette analyse avait pour but d'évaluer la contribution de la cage thoracique et celle de l'abdomen à la respiration sur des cycles normaux et au cours d'épisodes de limitation de débit. Une différence de contribution entre les deux situations pourrait être utilisée comme indicateur de la présence de limitation de débit et donc comme un moyen de détection des cycles limités (Kaplan *et al.*, 2000). Une représentation graphique cycle par cycle des courbes RIPT-RIPA pendant l'inspiration a été effectuée sur tous les enregistrements du premier protocole. L'analyse de ces courbes a été effectuée par examen visuel des tracés.

2.3.4.3. Analyse du signal RIPA

Cette analyse avait pour but de mettre en évidence un changement de forme de l'inspiration sur le signal issu de la spire abdominale au cours de cycles consécutifs. Pour le reste de ce travail, nous allons utiliser les notations suivantes pour le signal RIPA en inspiration :

- $Abd(t)$: variation du signal RIPA en inspiration en fonction du temps.
- $Abd(i)$: les valeurs échantillonnées du signal RIPA en inspiration.
- $Abd_n(i)$: les valeurs échantillonnées du signal RIPA en inspiration avec indice représentant le numéro du cycle.

Une première étape de l'analyse des tracés obtenus a été effectuée visuellement pour examiner les formes des courbes du signal de l'abdomen en inspiration ($Abd(t)$) au cours de cycles normaux ou limités. L'étude de la forme des courbes $Abd(t)$ a montré qu'en général, les cycles limités étaient caractérisés par la présence d'une cassure (changement brutal de la pente de la courbe) sur ces courbes au cours de l'inspiration (figure 2.12).

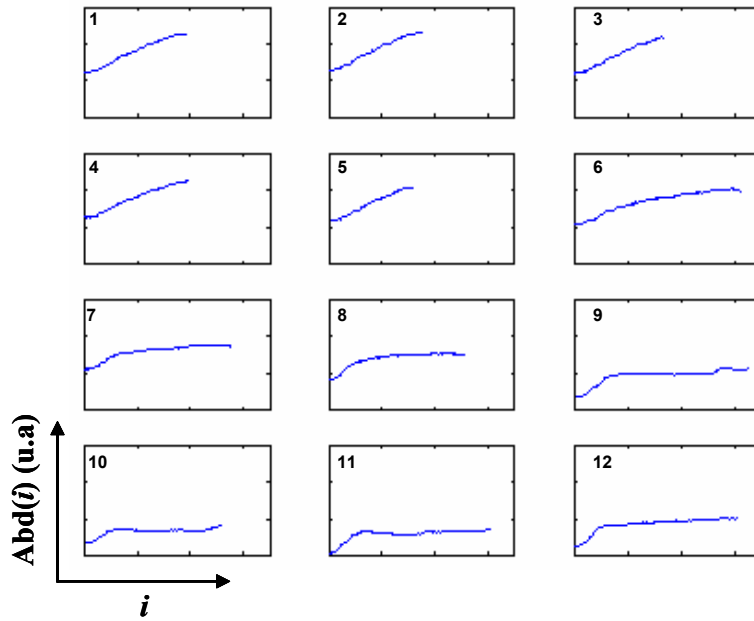


Figure 2.12. *Abd(i) (partie inspiratoire du signal RIPA) sur 12 cycles consécutifs. L'exemple a été pris chez le sujet 7 pendant le début d'un épisode de LDI. Abd(i) est mesurée en unité arbitraire(u.a) et i est le point échantillonnage..*

Le point de cassure était généralement situé entre 20% et 80% du temps inspiratoire. Pour valider cette observation, nous avons utilisé une méthode de détermination de « cassure » basée sur l'utilisation des moindres carrés.

Mise en évidence de cassures sur les courbes Abd(i) cycle par cycle

Ainsi qu'il a été dit dans l'introduction, nous avons observé fréquemment des "cassures" sur la partie inspiratoire du signal RIPA des cycles avec LDI. On peut penser que cette cassure se produit au moment où intervient la limitation, lorsque le débit a atteint la valeur limite, d'où l'intérêt d'inclure le début de la courbe dans l'intervalle d'étude. De plus, de fausses cassures ont été observées à la fin de l'inspiration (figure 2.13). Ces dernières sont dues au déphasage entre le signal de débit qui sert au découpage et le signal RIPA, déphasage observé sur les cycles limités mais aussi sur les cycles avec résistance respiratoire. Pour éviter de confondre ces cassures avec les cassures liées à la limitation de débit, nous avons rejeté la dernière partie (10 %) de l'inspiration. Nous avons donc utilisé un nuage de points $[1, N]$ tel que $N = \text{ent}(0,9 * N_n)$ où N_n est le nombre total de points de l'inspiration n .

Nous avons appliqué la méthode des moindres carrés pour déterminer le point de cassure sur ce nuage de points ainsi que les pentes des droites représentant les deux portions de la courbe.

Le principe de la méthode des moindres carrés que nous avons appliquée est le suivant : on considère le nuage des N points $P_i(x_i, y_i)$ sur lequel on cherche à déterminer l'existence d'une "cassure". On suppose que ce nuage se présente sous forme d'une courbe continue croissante. Une cassure, si elle existe, correspond à un changement brutal de la pente de la courbe entre deux portions à peu près rectilignes. On désire donc ajuster au mieux le nuage de points $P_i(x_i, y_i)$ par deux fonctions mathématiques :

$$f(x_i) = p_1 x_i + b \text{ avec } i = 1, 2, \dots, m$$

$$\text{et } g(x_j) = p_2 x_j + d \text{ avec } j = m+1, m+2, \dots, N.$$

On recherche d'abord les paramètres de f et g minimisant les sommes des carrés des distances entre y_i et $f(x_i)$ et entre y_j et $g(x_j)$. On cherche donc à minimiser la fonction $q(m)$ définie par :

$$q(m) = \sum_{i=1}^m ((p_1 x_i + b) - y_i)^2 + \sum_{j=m+1}^N ((p_2 x_j + d) - y_j)^2$$

Les valeurs recherchées des paramètres (p_1 , b , p_2 et d) sont celles qui annulent les dérivées partielles de cette fonction. La valeur minimale de $q(m)$ ainsi obtenue est notée $Q(m)$. On itère cette opération pour $m \in]p, N - q[$. Les valeurs p et q doivent être telles qu'il est toujours possible de trouver des droites d'ajustement pour les valeurs extrêmes de m . Le choix de p , q et N est aussi fonction du type de courbe sur laquelle est appliquée la méthode (signal $\text{Abd}(i)$ seul ou relation $\text{Abd}_{n+3}(i) - \text{Abd}_n(i)$). Une cassure, si elle existe, se situera en un point m_c tel que $Q(m_c)$ est la valeur minimale de $Q(m)$.

Cette méthode a été appliquée pour étudier la forme du signal $\text{Abd}(i)$ avec : $\begin{cases} x_i = i \\ y_i = \text{Abd}(i) \end{cases}$

Nous avons calculé la fonction $Q(m)$ pour $m \in]p, N - q[$ avec :

$$p = \frac{f_{ech}}{10} \text{ et } q = \frac{f_{ech}}{10} \text{ où } f_{ech} \text{ est la fréquence d'échantillonnage de } \text{Abd}(t).$$

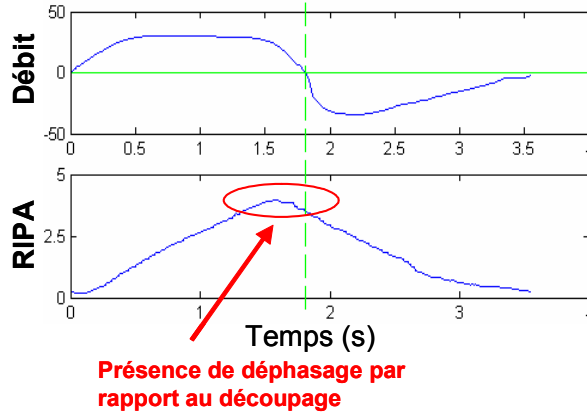


Figure 2.13. Déphasage débit-RIPA. Exemple de tracé sur lequel le découpage correspondant à la fin d'inspiration sur le signal de débit ne correspond pas à la fin d'inspiration sur le signal RIPA. Ce déphasage entraîne alors à une fausse cassure.

Nous cherchons à distinguer les « cassures » des autres situations : nuage de points en forme de droite unique, en forme de courbe à courbure plus ou moins constante, avec de nombreuses cassures, avec de nombreux artefacts... Ce qui caractérise une cassure est l'existence d'un minimum unique de $Q(m)$ avec une valeur nettement inférieure à la moyenne de $Q(m)$. Afin de caractériser la forme de la courbe étudiée par une grandeur susceptible de différencier une cassure des autres formes possibles, nous avons défini la variable Q_{test} par :

$$Q_{test}(m) = \frac{\overline{Q(m)} - \underline{Q(m_c)}}{\overline{Q(m)}}$$

$Q_{test}(m)$ quantifie l'écart relatif de $Q(m_c)$ à la moyenne de $Q(m)$.

Nous avons alors défini la règle suivante : "on dira qu'il y a cassure si $Q_{test}(m)$ est supérieure à un seuil ε à déterminer".

Nous avons recherché le seuil optimum à l'aide d'un critère basé seulement sur la présence ou l'absence de cassure et indépendant de la limitation de débit. Nous avons tiré au hasard 4 cycles sur chaque enregistrement utilisé pour cette étude. Nous avons ensuite classé visuellement, l'ensemble des cycles choisis en groupe de cycles avec cassure (G_{c+}) et groupe de cycles sans cassures (G_{c-}). Les cycles difficiles à classer visuellement ont été rejetés. Nous avons ensuite appliqué la méthode de meilleure fréquence de classification « Well Classified Frequencies curve » (courbe WCF) décrite par Vermont et al. (1991) pour trouver le seuil optimum.

La fréquence $p(\varepsilon)$ des cycles bien classifiés est donnée par :

$$p(\varepsilon) = \frac{VraisPositifs + VraisNégatifs}{VraisPositifs + FauxPositifs + VraisNégatifs + FauxNégatifs}$$

Cette méthode consiste alors à trouver le seuil ε_0 pour lequel $p(\varepsilon)$ est maximale. Nous avons pour cela construit la courbe WCF qui est une représentation graphique de $p(\varepsilon)$.

Nous avons alors comparé la portion de cycles LDI présentant une cassure (au "sens ε_0 ") avec celle des cycles non limités présentant aussi une cassure (toujours au "sens ε_0 ") sur l'ensemble de nos enregistrements, y compris ceux réalisés avec ajout d'une résistance.

Analyse des courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$

Nous avons observé sur nos enregistrements (figure 2.14), qu'au début de l'inspiration, les courbes de cycles limités évoluent de la même façon que celles des cycles non limités. Les cassures surviennent après cette partie commune aux deux types de cycles (limités et non limités), d'où la nécessité d'inclure le début des courbes dans l'intervalle de calcul.

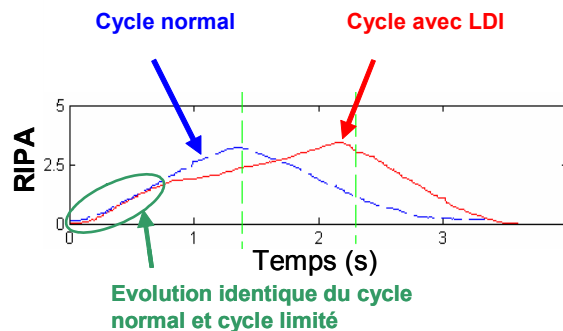


Figure 2.14. Superposition d'un cycle normal à un cycle avec LDI. On note le changement de pente pendant l'inspiration dans le cycle avec LDI..

Nous cherchons à déterminer l'entrée et la sortie d'épisodes de LDI par l'étude des courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$. Le principe est illustré sur la figure 2.15 : à l'entrée d'un épisode de LDI, si on compare une inspiration normale à une inspiration limitée, des points se situeront au dessous de la première diagonale, au moins pour ceux de la partie limitée de la deuxième inspiration. On peut penser, de plus, que si la limitation de débit s'installe de façon progressive, la comparaison entre inspirations sera plus démonstrative avec un ou deux cycles d'écart. Inversement, à la sortie d'épisode de LDI, sur le graphique représentant une inspiration limitée en fonction d'une inspiration normale, des points se situeront au dessus de

la première diagonale, au moins pour ceux de la partie limitée de la première inspiration. Il est à noter cependant que deux inspirations consécutives ayant la même forme donneront un ensemble de points sur la première diagonale, qu'il y ait limitation de débit ou non. Enfin, une telle représentation devrait permettre de mettre en évidence l'apparition (ou la disparition) d'une "cassure" sur une inspiration. Ceci permettra alors d'identifier le cycle d'entrée en épisode de LDI et celui de sortie d'épisode de LDI.

Dans cette analyse, nous avons utilisé le même principe de définition d'intervalle de calcul que celui utilisé pour la détection de cassure sur les courbe $Abd(i)$. De plus, puisque le temps inspiratoire varie légèrement d'un cycle à l'autre, pour tracer les courbes $Abd_{n+3}(i)$ - $Abd_n(i)$, nous avons utilisé un nombre de points égal au nombre de points de la plus courte des deux inspirations concernées. Le reste des points sur l'inspiration la plus longue n'a pas été utilisé. Autrement dit, quand une inspiration longue a été comparée à une inspiration courte, l'inspiration longue n'a pas été représentée en entier. Nous avons donc utilisé un nuage de N points tel que $N = \min(ent(0,9 * N_n), ent(0,9 * N_{n+3}))$ où N_n est le nombre total de points de l'inspiration n et N_{n+3} est le nombre total de points de l'inspiration $n+3$.

La méthode de détermination des points de cassure et des pentes p_1 et p_2 est celle des moindres carrés utilisée ci-dessus avec :
$$\begin{cases} x_i = Abd_n(i) \\ y_i = Abd_{n+3}(i) \end{cases}$$

Rappelons que p_1 et p_2 sont les pentes des deux droites rectilignes ajustant au mieux les deux portions de la courbe $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ (avant et après la cassure). En général, p_1 est proche de 1 et $p_2 \geq 0$. Une division par $\sup(p_1, p_2)$ permettrait de normaliser la différence $(p_1 - p_2)$ entre -1 et +1. Cette normalisation est nécessaire pour homogénéiser les valeurs de cette différence pour tous les sujets et ne pas affecter les seuils de détection.

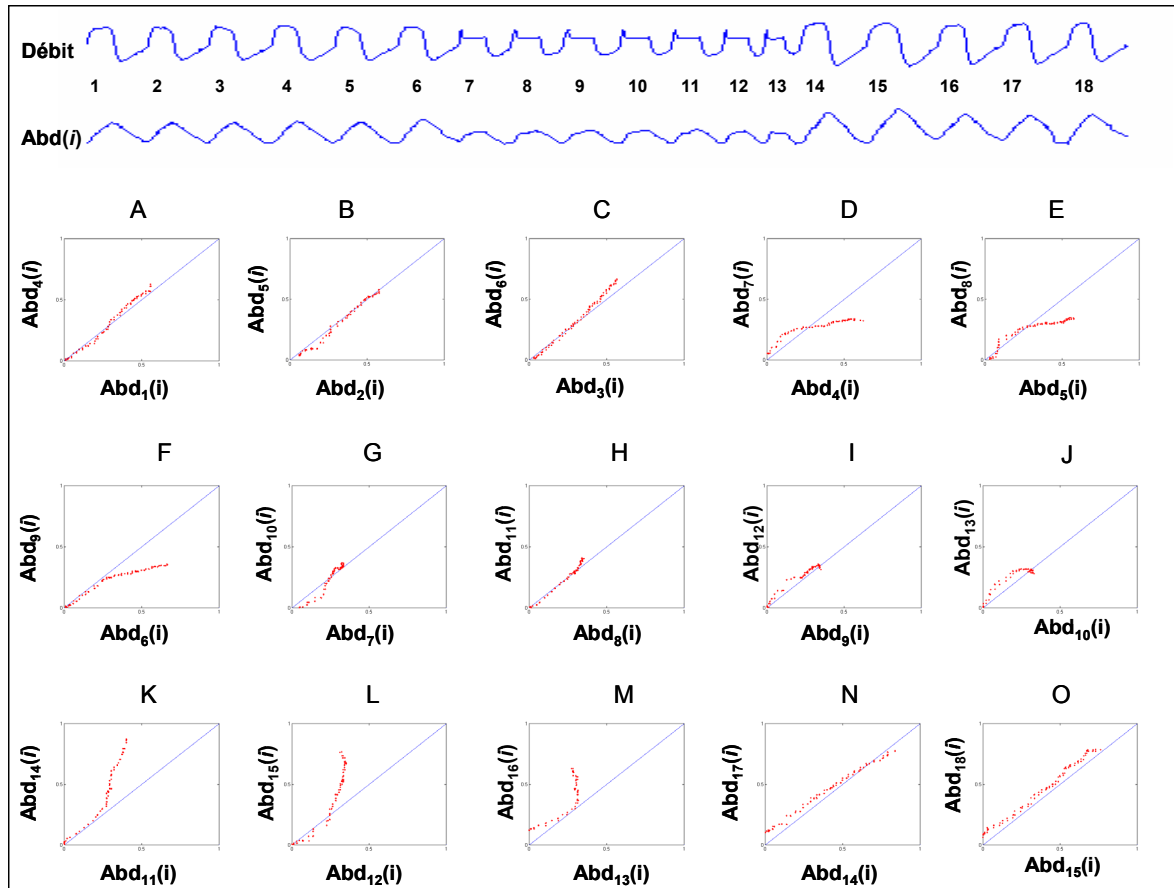


Figure 2.15. Les courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$. En haut sont représentés le signal du débit et le signal $Abd(i)$ de 20 cycles successifs et en bas les tracés de la courbe $Abd_{n+3}(i)-Abd_n(i)$. La courbe de débit témoigne de la présence de LDI à partir du cycle #6. Noter les cassures sur les courbes D, E et F (entrée en épisode de LDI) et sur les courbes K, L et M (et sortie d'épisode de LDI). On note aussi l'absence de cassure entre 2 cycles semblables (A, B, H, I, N et O).

Détections des débuts ou fins de LDI par étude des séquences de différences des pentes

Cette approche permet de détecter l'entrée ou la sortie d'un épisode de LDI. Le principe est basé sur un seuil de détection appliqué à la différence entre les deux pentes p_1 et p_2 au point de cassure de la courbe $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$. Nous avons d'abord cherché le point m_c pour lequel la fonction $Q(m)$ est minimum, point synonyme d'une cassure (entrée ou sortie).

Nous avons ensuite calculé le rapport ΔP tel que :
$$\Delta P = \frac{p_1 - p_2}{\sup(p_1, p_2)}$$

où $\sup(p_1, p_2)$ est la valeur maximale entre p_1 et p_2 .

Nous sommes partis de l'hypothèse que deux inspirations normales séparées par deux inspirations normales consécutives ont des ΔP semblables et relativement faibles et qu'il en est de même pour deux inspirations limitées séparées par deux inspirations limitées consécutives. En revanche, lorsqu'on passe d'une situation sans LDI à une situation de LDI, les ΔP sont importantes. La figure 2.16 représente cette situation de manière schématique:

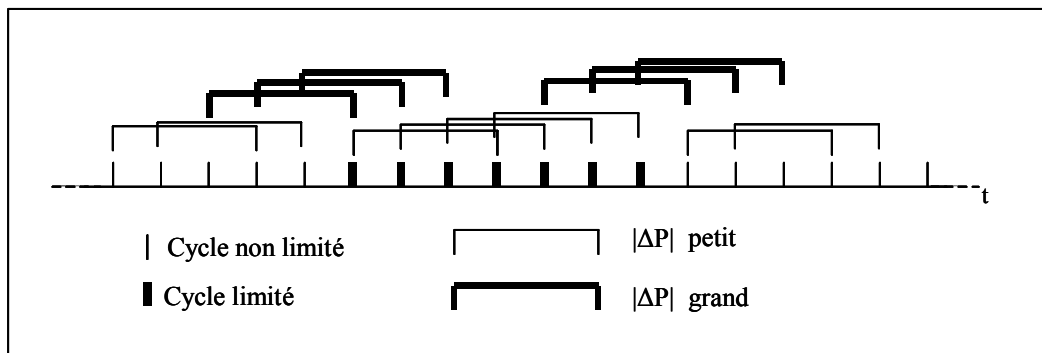


Figure 2.16. Principe de détection des entrées et sorties d'épisodes de LDI. Sur la ligne horizontale, les traits verticaux représentent la succession des cycles (en gras, les cycles avec LDI). les crochets "┌───┐" représentent les ΔP calculées ($\Delta P = \frac{p_1 - p_2}{\sup(p_1, p_2)}$) pour les courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$ successifs (en gras, les ΔP identifiant les cycles limités). 3 crochets successifs gras indiquent l'existence d'événement caractérisant les épisodes de LDI.

On considère un vecteur $\Delta P(n)$ comme étant l'ensemble des ΔP pour chaque enregistrement. Cette méthode se traduit mathématiquement par :

si $\Delta P(n) \geq \delta_E$ et $\Delta P(n+1) \geq \delta_E$ et $\Delta P(n+2) \geq \delta_E$ alors il y a entrée en épisode de LDI au cycle $n_E = n+3$

et

si $\Delta P(n) \leq \delta_S$ et $\Delta P(n+1) \leq \delta_S$ et $\Delta P(n+2) \leq \delta_S$ alors il y a sortie d'épisode de LDI au cycle $n_S = n+3$. Le dernier cycle limité étant le cycle $n+2$.

δ_E et δ_S sont les seuils optimums de détection d'entrée et de sortie de LDI respectivement.

Pour trouver les seuils optimums δ_E et δ_S , nous avons appliqué la méthode de meilleure fréquence de classification (WCF, Vermont *et al.*, 1991) aux courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$. Nous avons tiré au hasard 4 courbes sur chaque enregistrement et nous avons ensuite classé, d'une manière visuelle, l'ensemble des courbes choisies au hasard en un groupe de courbes avec cassure vers le haut (G_E), un groupe de courbes avec cassure vers le bas (G_S) et un groupe de courbes sans cassures (G_N). Les courbes difficilement classées par examen visuel ont été rejetées. Le seuil optimum δ_E a été choisi comme étant celui dont $p(\delta_E)$ est maximale sur la courbe WCF (Vermont *et al.*, 1991) construite pour l'ensemble des courbes de G_E et G_N . Le seuil optimum δ_S a été choisi comme étant celui dont $p(\delta_S)$ est maximale sur la courbe WCF construite pour l'ensemble des courbes de G_S et G_N .

Compte tenu de la présence d'entrées et de sorties progressives d'épisodes de LDI sur nos enregistrements, les entrées détectées avec un ou deux cycles de retard, par rapport à l'entrée définie par la méthode de référence, sont considérées comme des détections vraies positives (VP). D'une manière symétrique, les sorties détectées avec un ou deux cycles d'avance, par rapport à la référence, sont considérées comme des détections VP. On définit alors la marge de détection des VP pour l'entrée comme l'intervalle $I_E = [n_E, n_E+2]$ et la marge de détection des VP pour la sortie comme l'intervalle $I_S = [n_S-2, n_S]$.

Si pour un épisode de LDI, on détecte un, deux ou trois cycles d'entrée qui sont tous inclus dans l'intervalle I_E , la détection correspond alors à une entrée VP mais non à deux ou trois, puisqu'il n'y a qu'une seule entrée possible. Si, de plus, on détecte une quatrième entrée immédiatement à n_E+3 après avoir détecté des entrées à n_E , n_E+1 , et n_E+2 , l'intervalle I_E dans ce cas particulier est étendu à n_E+3 , mais la détection correspond toujours à une entrée. Cette situation est possible quand la limitation de débit s'installe de façon progressive. Le même

principe a été appliqué pour la sortie d'épisode de LDI dans le cas où la sortie s'effectue d'une façon progressive.

Enfin, les possibilités de faux positifs (FP) sont tous les intervalles contigus de 3 cycles en dehors des intervalles I_E et I_S . Les nombres de FP possible en entrée (eFP_p) et le nombre de FP possible en sortie (sFP_p) sont donnés par:

$$eFP_p = \text{entier}\left(\frac{n_E - 1}{3}\right) + \text{entier}\left(\frac{n_T - \text{borne sup}(I_E) - 3}{3}\right)$$

et

$$sFP_p = \text{entier}\left(\frac{\text{borne inf}(I_S) - 1}{3}\right) + \text{entier}\left(\frac{n_T - n_S - 3}{3}\right)$$

où n_T est le nombre total de cycles par enregistrement.

La figure 2.17 illustre un exemple sur lequel on observe une entrée VP au cycle $n = 6$, une entrée FP au cycle $n = 10$, une sortie VP au cycle $n = 18$ et trois sorties FP aux cycles $n = 14$, $n = 20$ et $n = 21$. De plus, pour cet exemple, nous avons alors : $eFP_p = 4$ et $sFP_p = 5$.

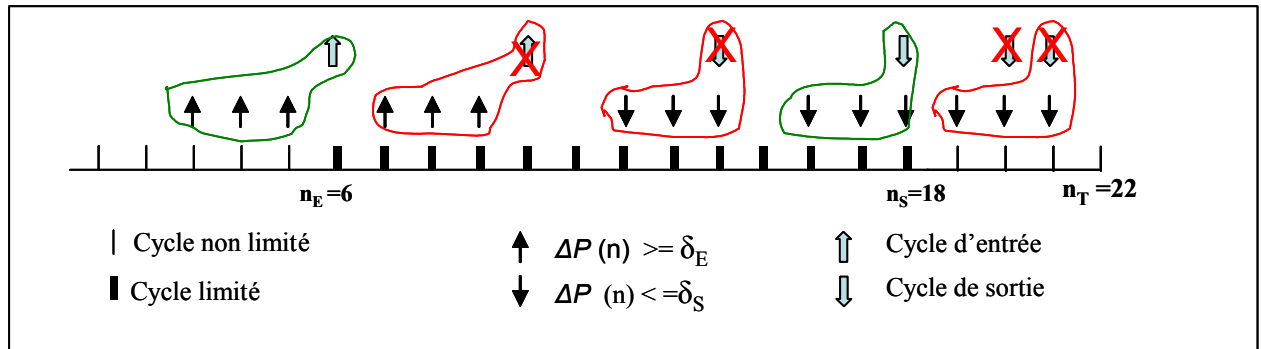


Figure 2.17. Exemple de détection d'épisode de LDI. Dans cet exemple, la méthode détecte une entrée au cycle #6 et une sortie au cycle #18, ce sont des vrais positifs (VP); et aussi des fausses détections d'entrée au cycle #10 et de sortie aux cycles # 14, 20 et 21).

Détermination des épisodes de LDI pour une utilisation en temps réel

Pour une utilisation en temps réel de cette méthode, on peut limiter les recherches d'événements : une entrée quelle que soit sa position indique le démarrage d'une épisode de LDI et on ne cherche alors qu'une fin de cette épisode de LDI. Dans ce type de recherche, il ne peut donc y avoir plusieurs entrées successives.

Si l'on applique l'évaluation quantitative des tests à ce type de détection, le nombre de faux positifs possible est de 2 par enregistrements pour les entrées en épisodes de LDI. Il en est de même pour le nombre de faux positifs pour les sorties.

Cette détection se limitant à indiquer un début d'épisode de LDI permet éventuellement une action destinée à entraîner la fin de cet épisode, et une détection de sortie valide l'effet de cette action.

2.3.5. Calcul de sensibilité et spécificité des tests

Une fois les définitions des méthodes établies, l'évaluation quantitative des tests a été obtenue par calcul de la sensibilité (Se) et de la spécificité (Sp) des différents tests. Par définition, la sensibilité est la probabilité d'avoir un test positif lorsque le cycle correspond réellement à une entrée ou sortie d'épisode de LDI. La sensibilité du test décrit sa capacité à détecter les entrées ou sortie d'épisode de LDI, et plus elle est proche de 100 %, meilleur est le test. La sensibilité (Se) est calculée comme suit :

$$Se = VP / (VP + FN)$$

La spécificité du test décrit sa capacité à ne détecter que les entrées ou sorties d'épisode de LDI, et plus elle est proche de 100 %, meilleur est le test. La spécificité (Sp) est calculée comme suit :

$$Sp = VN / (VN + FP)$$

2.4. Résultats

2.4.1. Analyse des courbes pression-débit cycle par cycle

La première analyse effectuée chez tous les sujets et sur tous les enregistrements était celle des courbes pression-débit, cycle par cycle. Cette analyse est nécessaire pour la validation de la présence ou l'absence de limitation de débit sur un cycle.

Les résultats de cette analyse ont été utilisés comme référence pour toutes les autres analyses effectuées dans cette étude. Cette analyse nous a aussi servi de critère de sélection des enregistrements à étudier.

La figure 2.18 présente les tracés des courbes pression-débit pour tous les cycles de l'enregistrement illustré sur la figure 2.7. On note la présence d'un plateau sur ces courbes à partir du 6^{ème} cycle et jusqu'au 21^{ème} cycle montrant la présence de limitation de débit inspiratoire induite par le dispositif du cycle 6 du cycle 21.

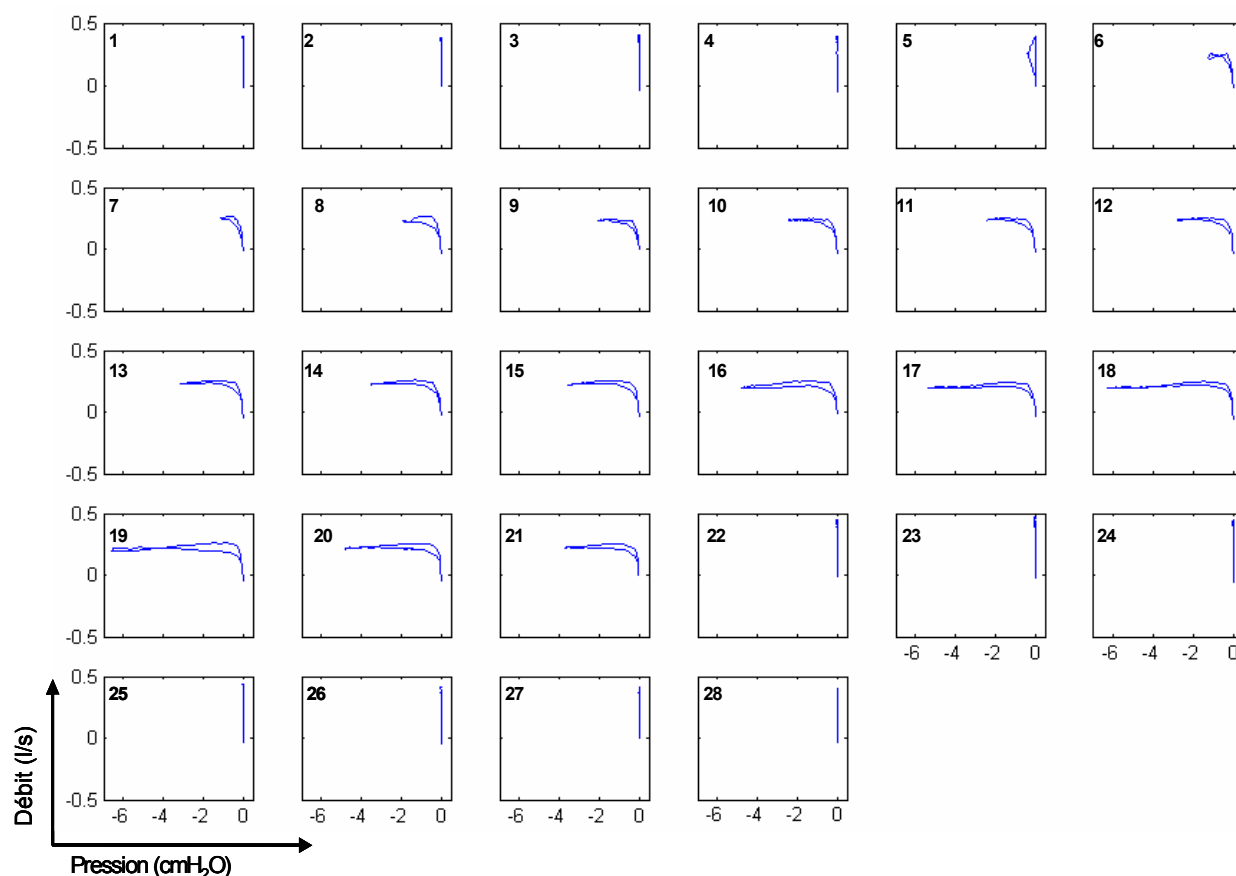


Figure 2.18. Courbes pression-débit cycle par cycle sur la totalité de l'enregistrement de la figure 2.7. On note que le début et la fin de l'épisode de LDI sont respectivement en cycles 6 et 21.

Protocole 1

Cette analyse a été réalisée sur les enregistrements du premier protocole avec 8 sujets. La chute de pression enregistrée pendant l'utilisation de dispositif de LDI était faible, inférieure à 0,5 cmH₂O, sur 8 enregistrements. Nous avons considéré que la LDI n'avait pas été correctement induite par le dispositif au cours de ces 8 enregistrements et donc seuls 16 enregistrements ont été retenus pour le reste de l'analyse. Les tracés des courbes pression-débit pour tous les cycles analysés ont été utilisés pour identifier tous les cycles limités de chaque enregistrement. À partir de ces résultats et en se basant sur la définition de la LDI, nous avons aussi identifié les cycles d'entrées et de sortie de LDI pour tous les enregistrements analysés. Sur ces enregistrements, il y avait 329 cycles, dont 169 cycles limités et 160 cycles normaux.

Protocole 2

Détection de la LDI. L'analyse des courbes pression-débit a été réalisée sur les enregistrements avec induction de LDI obtenus lors du deuxième protocole. Les enregistrements de 4 sujets ont été rejetés car la limitation de débit inspiratoire induite par le dispositif était faible et la chute de pression maximale était inférieure à 0,5 cmH₂O. 48 enregistrements ont donc été utilisés pour le reste de l'analyse. Nous avons identifié tous les cycles limités de chaque enregistrement à partir des tracés des courbes pression-débit. De la même manière que pour le protocole 1, nous avons aussi identifié le cycle d'entrée et celui de sortie d'épisodes de LDI pour tous les enregistrements analysés. Sur ces enregistrements, il y avait 1632 cycles, dont 584 cycles limités et 1048 cycles normaux.

Effets de la position. L'analyse visuelle des courbes pression-débit a montré que la position des sujets n'avait aucun effet sur l'induction de LDI. Nous avons alors traité tous les enregistrements sans prendre en considération la position des sujets.

Effets de l'addition de la résistance. L'analyse a été réalisée de la même façon sur les 32 enregistrements avec résistance respiratoire du protocole 2 et seuls 28 enregistrements ont été retenus pour le reste de l'analyse (4 enregistrements ont été rejetés à cause d'une mauvaise qualité des signaux). La figure 2.20 présente les tracés des courbes pression-débit pour tous les cycles de l'enregistrement illustré sur la figure 2.19. Une diminution de pression était toujours associée à une augmentation de débit ventilatoire. Sur tous les enregistrements avec résistance, nous avons constaté une absence du plateau caractéristique des cycles limités sur les courbes pression-débit pour tous les cycles analysés, avec ou sans résistance respiratoire.

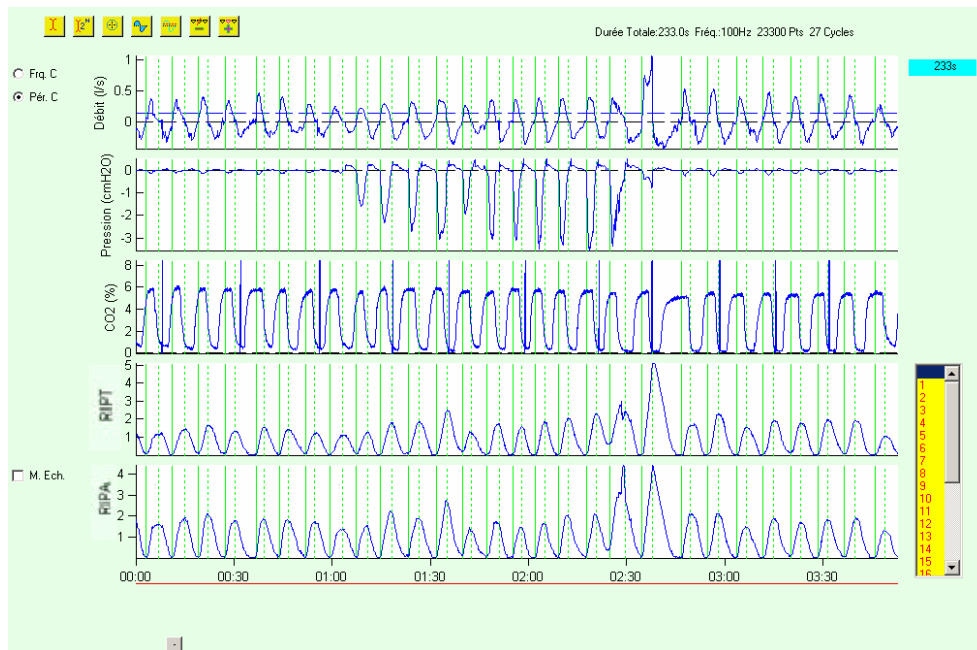


Figure 2.19. Tracé avec une addition de résistance respiratoire. Le début et la fin de la mise en place de la résistance sont respectivement en cycles 9 et 19.

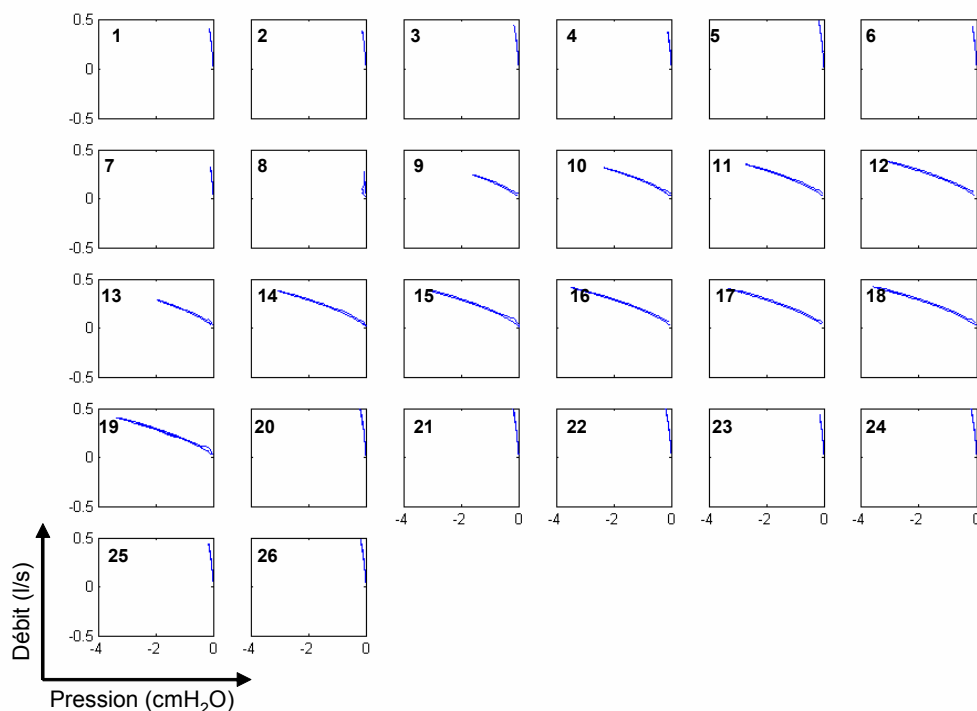


Figure 2.20. Courbes débit versus pression cycle par cycle de l'enregistrement présenté sur la figure 2.19. On peut comparer ces courbes à celles de la figure 2.18 pour observer la différence entre induction de LDI et addition de résistance. La courbe pression-débit permet de déterminer que la résistance a été ajoutée du cycle 9 au cycle 19.

2.4.2. Analyse des courbes Abd(i)-Tho(i) cycle par cycle

La figure 2.21 reproduit les données brutes d'un enregistrement chez le sujet 7. Cet enregistrement contient 21 cycles, découpés sur le signal débit. Il y avait 11 cycles normaux et 10 cycles avec une LDI. L'entrée et la sortie d'épisode de LDI étaient brusques. De plus, il est possible de voir que le premier cycle limité en débit était le cycle 6. Enfin, le dernier cycle limité en débit dans cet enregistrement était le cycle 15, après le sujet avait retrouvé sa forme de respiration normale.

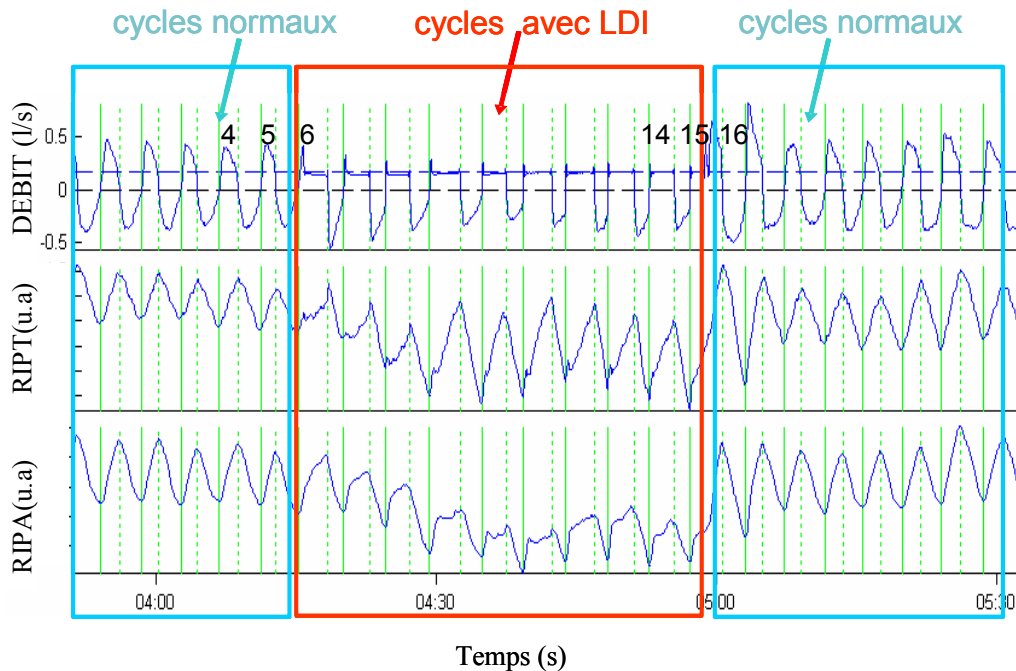


Figure 2.21. Enregistrement obtenu avec le dispositif de LDI. La délimitation des cycles est effectuée sur le signal de débit (en l/s) mesuré par le PNT et est propagée sur le reste des signaux enregistrés. L'enregistrement comporte une période de cycles avec LDI précédée et suivie de période de cycles sans LDI. L'exemple a été pris chez le sujet 7 (L3).

Malgré les hypothèses que nous avons avancées en introduction sur les courbes Abd(i)-Tho(i), nous avons réalisé une analyse visuelle pour montrer que cette analyse pouvait donner des résultats très dispersés. Cette analyse n'a été réalisée que sur les enregistrements du premier protocole, avec 8 sujets. Les tracés des courbes Abd(i)-Tho(i) pour tous les cycles analysés ont montré la présence d'un changement de forme sur la plupart des cycles limités, tandis que l'on observait une absence de ce changement sur la majorité des cycles non limités. Cependant, ces changements de forme variaient d'un sujet à l'autre. Nous présentons deux exemples illustrant la diversité de ces changements de forme des courbes Abd(i)-Tho(i) au cours d'une épisode de LDI.

La figure 2.22 présente les courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ des cycles de l'enregistrement utilisé dans la figure 2.6. Rappelons que pour ce sujet, l'entrée en période de cycles avec LDI était progressive à partir du 6^{ème} cycle et que la sortie de la période de LDI était au 21^{ème} cycle. Une analyse visuelle des courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ de cette figure a montré qu'entre le 6^{ème} et le 21^{ème} cycle, le signal du thorax continuait à augmenter avec le temps, alors que le signal de l'abdomen se stabilisait avant la fin de l'inspiration. Cette observation est moins évidente dans les premiers cycles limités qu'elle ne l'est dans les cycles qui suivent.

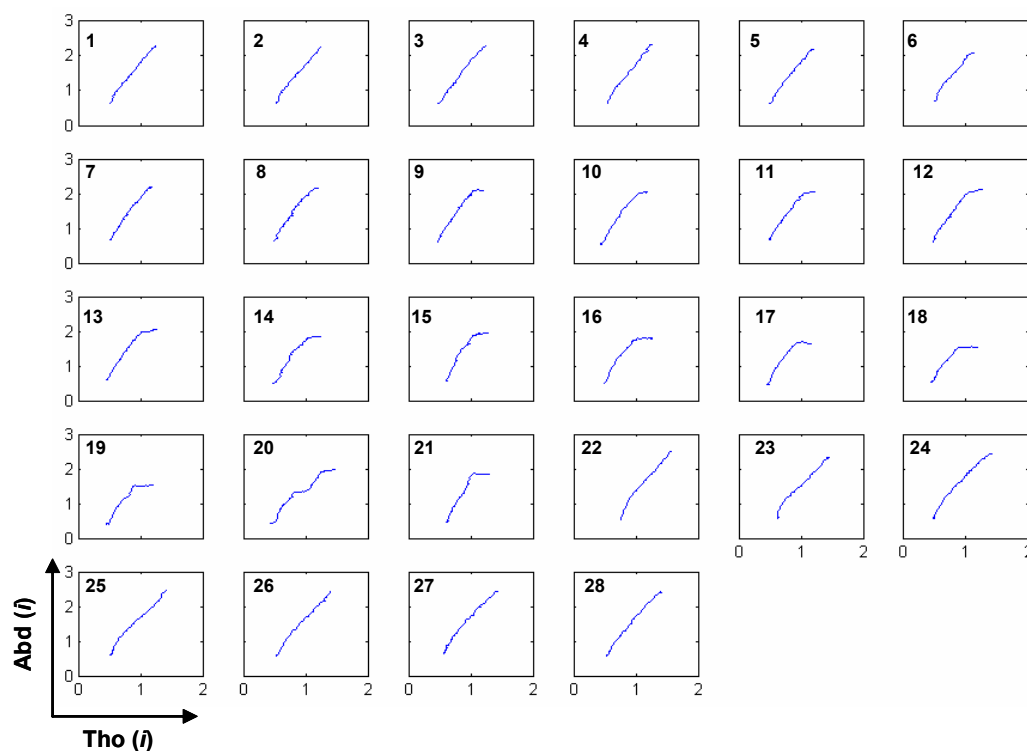


Figure 2.22. Courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ cycle par cycle effectuée sur l'enregistrement de la figure 2.7

La figure 2.23 présente les courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ pour les cycles présentés dans la figure 2.21. L'entrée en période de cycles avec LDI s'est faite à partir du 6^{ème} cycle et la sortie de la période de LDI au 15^{ème} cycle. Une analyse visuelle de cette figure a montré que le changement de forme, pendant la période de LDI, des courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ est différent de celui observé dans l'enregistrement précédent.

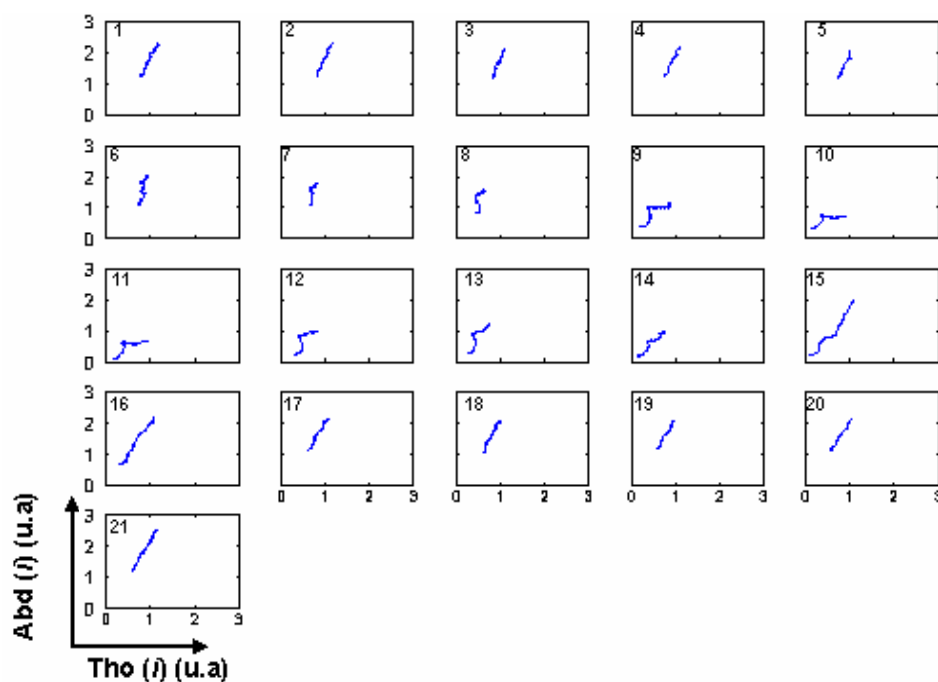


Figure 2.23. Courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ cycle par cycle effectuée sur l'enregistrement présenté sur la figure 2.21

Les deux exemples présentés ci-dessus illustrent notre observation générale que le changement de la forme des courbes $Abd(i)$ - $Tho(i)$ lors d'un épisode de LDI varie de façon importante d'un sujet à l'autre.

2.4.3. Analyse du signal RIPA cycle par cycle

Cette analyse avait pour but de mettre en évidence un changement de la forme de l'inspiration sur le signal issu de la spire abdominale (RIPA) entre cycles consécutifs. Après avoir effectué une sélection des enregistrements avec les critères décrits précédemment, nous avons appliqué la méthode des moindres carrées, dans un premier temps, pour analyser les courbes $Abd(i)$ cycle par cycle afin de mettre en évidence la présence de cassure sur les cycles limités, et dans un deuxième temps, pour analyser les courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ cycle par cycle afin de déterminer le début et la fin d'épisodes de LDI.

Après avoir appliqué les critères de sélection sur les enregistrements retenus pour la détection des cassures et la détection des entrées et des sorties d'épisodes de LDI, nous avons gardé 34 enregistrements avec 31 entrées et 25 sorties d'épisodes de LDI. Un total de 829 cycles a été utilisé dans notre étude, avec 285 cycles limités et 548 cycles normaux. Pour les enregistrements avec résistance, nous avons retenu 25 enregistrements avec 25 entrées et 25

sorties d'épisodes avec résistance. Un total de 744 cycles complets a été utilisé dans notre étude, avec 253 cycles avec résistance et 491 cycles normaux.

2.4.3.1. Mise en évidence de cassures sur les courbes $Abd(i)$ cycle par cycle

La figure 2.24 présente les tracés des courbes $Abd(i)$ pour le sujet 7 (L3). Pour cet exemple, le début d'épisode de limitation de débit s'effectue au 6^{ème} cycle, et la fin d'épisode de limitation de débit s'effectue au 15^{ème} cycle. Parmi les 21 cycles de cet enregistrement, il y avait des cassures sur les courbes $Abd(i)$ à partir du 6^{ème} cycle et jusqu'au 16^{ème} cycle. Pour la mise en évidence automatique de ces cassures, nous avons utilisé la méthode des moindres carrés détaillée dans le chapitre précédent.

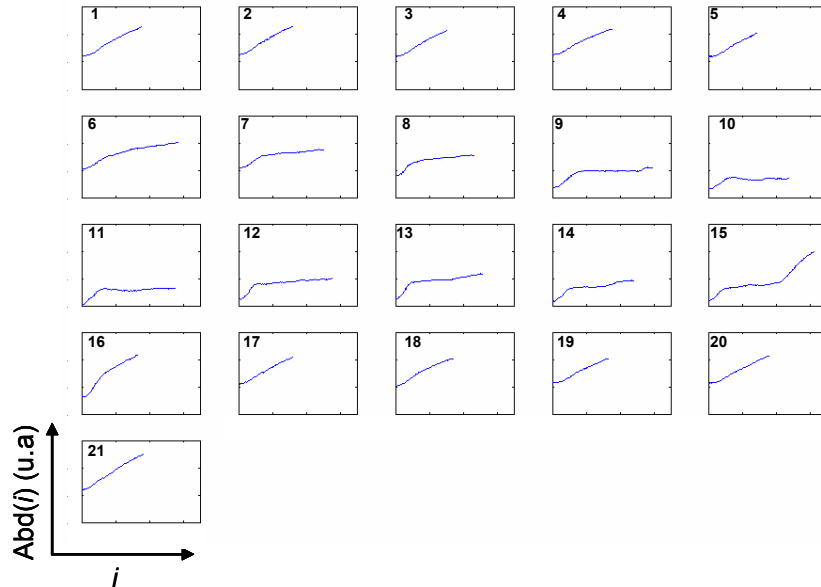


Figure 2.24. Courbes $Abd(i)$ cycle par cycle avec et sans LDI. i est le numéro d'ordre d'échantillonnage. L'exemple a été pris chez le sujet 7 dont l'enregistrement entier est présenté sur la figure 21. On note la présence de cassure sur les cycles 6 à 16.

Les figures 2.25 et 2.26 présentent les résultats de la méthode de détection de cassure sur les courbes $Abd(i)$ de l'exemple présenté sur la figure 2.24. La figure 2.25 représente le calcul (basé sur la méthode des moindres carrés) de $Q(m)$. L'existence d'un minimum sur la courbe $Q(m)$ suggère la présence de cassure. La figure 2.26 représente les Q_{test}

$$(Q_{test}(m) = \frac{\overline{Q(m)} - Q(m_c)}{\overline{Q(m)}})$$

calculé sur les résultats de la figure 2.25. Le calcul de Q_{test} présenté

sur la figure 2.26 montre que les valeurs de Q_{test} des cycles limités sont supérieures à celles des

autres cycles. Cependant, le choix d'un seuil est important afin d'optimiser les résultats de la méthode.

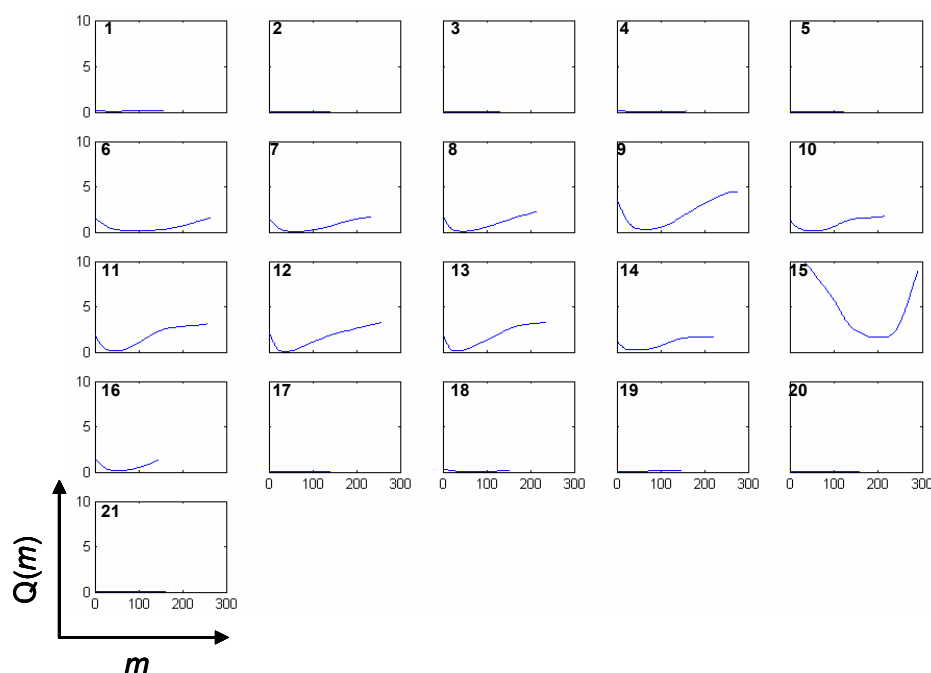


Figure 2.25. Résultats de la méthode des moindres carrés appliquée aux courbes $Abd(i)$ d'un enregistrement. m est le numéro d'ordre d'échantillonnage de la cassure et $Q(m)$ est la fonction somme de deux portions rectilignes qui ajustent au à la courbe $Abd(i)$. (Enregistrement chez le sujet 7)

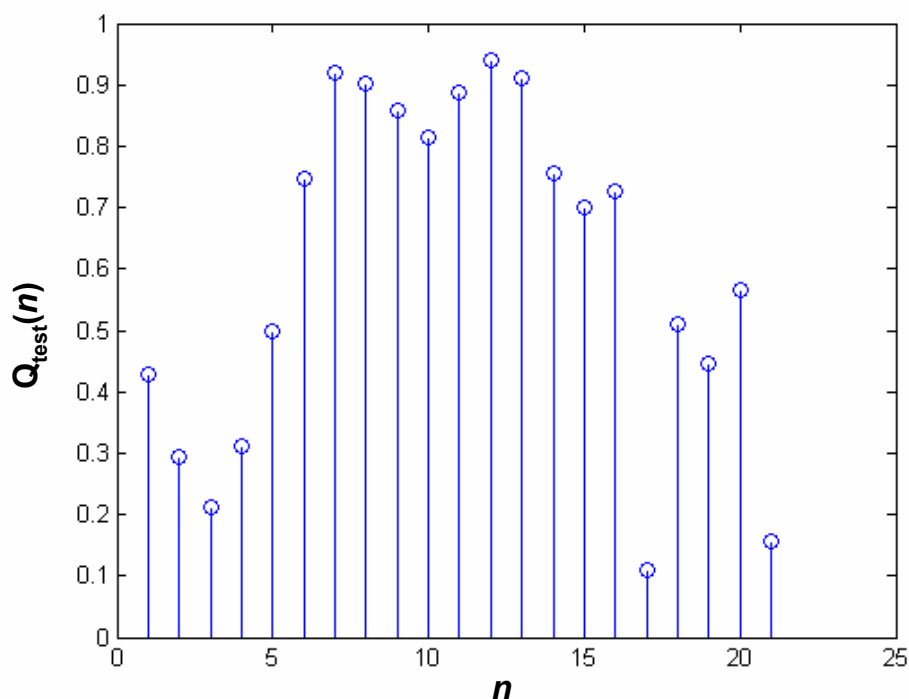


Figure 2.26. Evaluation des cassures de l'enregistrement traité ci-dessus. Le Q_{test} permet de normaliser les valeurs de point de cassure et de chercher ensuite un seuil de définition de cassure pour l'ensemble des enregistrements.

Pour trouver le seuil optimum, nous avons tiré au hasard 4 cycles sur chaque enregistrement utilisé pour cette étude. Après rejet des cycles difficilement classifiables par test visuel, nous avons gardé 110 cycles dont 64 cycles avec cassure (G_{c+}) et 46 sans cassures (G_{c-}). Nous avons ensuite construit la courbe WCF en utilisant 101 valeurs de ε avec $\varepsilon \in [0,1]$. Rappelons que le calcul de la valeur Q_{test} de chaque courbe $Abd_n(i)$ a été effectué sur un intervalle $I = \left[\frac{f_{ech}}{10}, ent(0,9 * N_n) - \frac{f_{ech}}{10} \right]$. Les résultats sont présentés sur la figure 2.27. Le seuil optimum permettant de trouver le plus grand nombre de cassures sur les courbes $Abd(i)$ des cycles limités et le plus petit nombre de cassures sur les courbes $Abd(i)$ des cycles non limités est alors $\varepsilon = 0,65$.

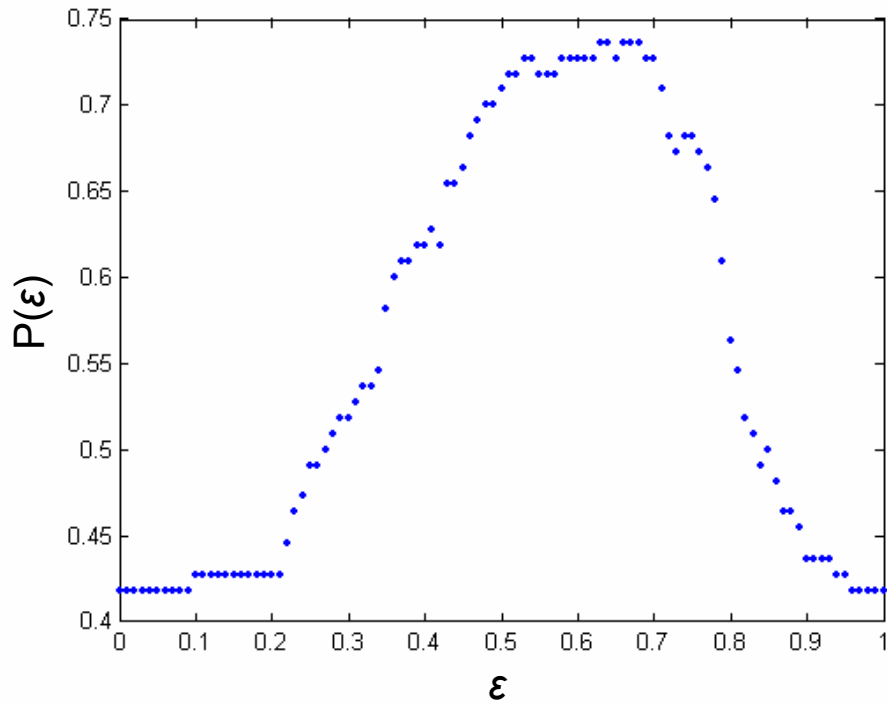


Figure 2.27. Détermination de seuil optimum de détection de cassure sur les courbes $Abd(i)$. ε représente un seuil de détection de cassure choisi entre 0 et 1 et $p(\varepsilon) = \frac{VraisPositifs + VraisNégatifs}{VraisPositifs + FauxPositifs + VraisNégatifs + FauxNégatifs}$. Le seuil optimum est obtenu quand $p(\varepsilon)$ maximum et correspond à $\varepsilon = 0,65$

Nous avons ensuite utilisé ce seuil pour évaluer chaque courbe $Abd(i)$ sur tous les enregistrements. Les résultats sont présentés sur le tableau 2.2. Sur l'ensemble des enregistrements, notre méthode montre que pour tous les cycles avec LDI que nous avons étudiés, 55,4 % (158/285) présentaient une cassure sur les courbes $Abd(i)$ et que sur l'ensemble

des cycles sans LDI étudiés, seulement 17,6 % (227/1292) présentent une cassure sur les courbes $Abd(i)$.

	Nombre total de cycles	Cycles avec cassure	%age de cycles avec cassure
Cycles avec LDI	285	158	55.44%
Cycles sans LDI	1292	227	17,57%
Cycles avec résistance fixe	253	42	16,60%

Tableau 2.2. Résultat de détection de cassures sur les courbe $Abd(i)$. Le nombre de cycles sans LDI inclut en plus des cycles normaux, les cycles avec résistance fixe.

Nous avons aussi comparé la distribution des cycles avec LDI en terme de l'amplitude de chute maximale de pression (P_{rmax}) avec celles des cycles avec cassure. La figure 2.28 représente les résultats de cette comparaison. La P_{rmax} moyenne enregistrée sur tous les cycles limités était de $-3,3 \pm 1,7$ cmH₂O avec une P_{rmax} minimale de -0,5 cmH₂O et une P_{rmax} maximale de -7,2 cmH₂O. Les cycles avec LDI qui présentaient une cassure en inspiration avaient une P_{rmax} moyenne de $-3,7 \pm 1,8$ cmH₂O avec une P_{rmax} minimale de -0,6 cmH₂O et une P_{rmax} maximale de -7,2 cmH₂O. Le pourcentage de présence de cassures sur des cycles avec LDI était fonction de l'amplitude de la chute de pression. Ce pourcentage était meilleur pour les cycles avec des chutes de pression élevées. Il y avait des cassures, par exemple, dans 44,3 % (27/61) des cycles avec LDI dont P_{rmax} ne dépassait pas -2 cmH₂O, alors qu'il y avait des cassures dans 64,1 % (41/64) des cycles limités dont P_{rmax} était supérieure à -4 cmH₂O.

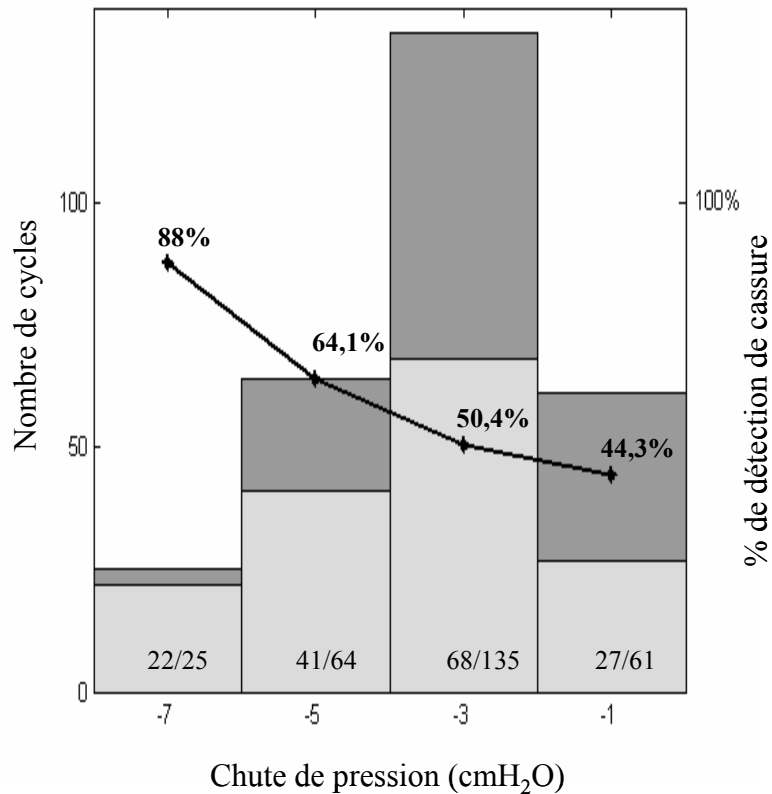


Figure 2.28. Distribution des cycles en fonction des chutes de pression. En gris clair est représenté le nombre de cycles détectés. Les nombres dans chaque colonne représentent le nombre de cycles détectés par rapport au nombre total de cycle dans cette tranche de chute de pression. On peut remarquer que le pourcentage de cycles détectés (courbe en gars) augmente avec la chute de pression.

2.4.4. Détections des entrées et sorties d'épisode avec LDI sur les courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$

La figure 2.29 représente les tracés des courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ pour le sujet 19 (niveau L3). Nous avons analysé ces courbes cycle par cycle afin de déterminer le début et la fin d'épisodes de LDI. Un examen visuel des courbes montre la présence de 2 sortes de cassures : des cassures vers le bas (cassure synonymes d'une entrée en épisode de LDI) sur les cycles 12, 13 et 14 et des cassures vers le haut (cassure synonymes d'une sortie d'épisode de LDI) sur les cycles 17, 18 et 19. Cette figure illustre la méthode de détection proposée dans cette étude, puisque l'entrée en LDI est caractérisée par 3 courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ avec cassure vers le bas et la sortie par 3 courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ avec cassure vers le haut. Pour cet exemple, l'intervalle de détection des VP pour l'entrée a été d'abord défini à partir de la méthode de références (courbes pression-débit) comme $I_E = [15, 17]$ et de même, l'intervalle de détection des VP pour la sortie comme $I_S = [17, 19]$.

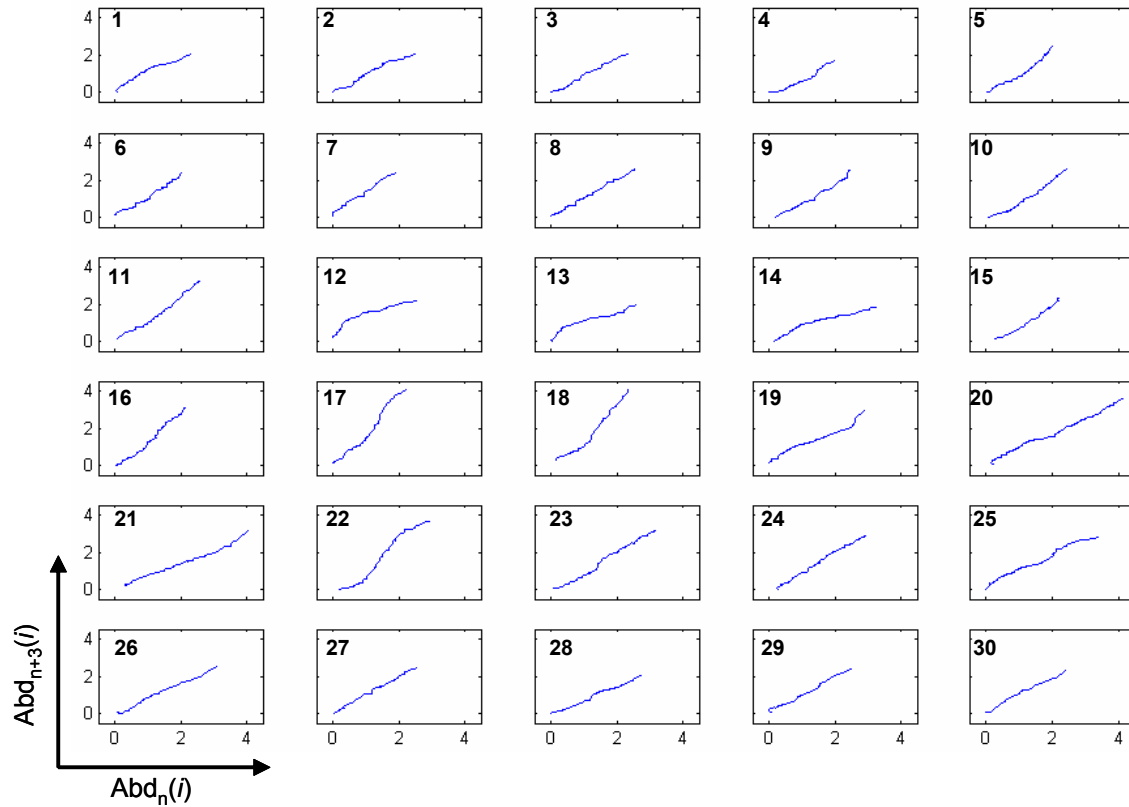


Figure 2.29. Courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$. Les courbes pression-débit pour ce sujet (#19) indiquent une entrée en LDI au cycle 15 et une sortie au cycle 19.

Pour trouver les seuils optimum δ_E et δ_S , nous avons tiré au hasard 4 courbes sur chaque enregistrement utilisé pour cette étude. Après rejet des cycles difficilement classifiables par test visuel, nous avons gardé 125 courbes dont 32 avec cassure vers le haut (G_E), 28 avec cassure vers le bas (G_S) et 65 sans cassures (G_N). Nous avons ensuite construit 2 courbes WCF : 1) pour l'ensemble des points de G_E et G_N en utilisant 181 valeurs de ε avec $\varepsilon \in [\min(G_E \cup G_N), \max(G_E \cup G_N)]$, 2) pour l'ensemble des points de G_S et G_N en utilisant 181 valeurs de ε avec $\varepsilon \in [\min(G_S \cup G_N), \max(G_S \cup G_N)]$. Le calcul de la variable ΔP des courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$ a été effectué sur un intervalle

$$I = \left[\frac{f_{ech}}{10}, \min(ent(0,9 * N_n), ent(0,9 * N_{n+3})) - \frac{f_{ech}}{10} \right].$$

Les résultats sont présentés sur la figure 2.30. Nous avons alors déterminé que le seuil optimum de détection d'entrée en LDI était $\delta_E = 0,38$ (figure 2.30a) et celui de détection de sortie d'épisode de LDI était $\delta_S = -0,46$ (figure 2.30b).

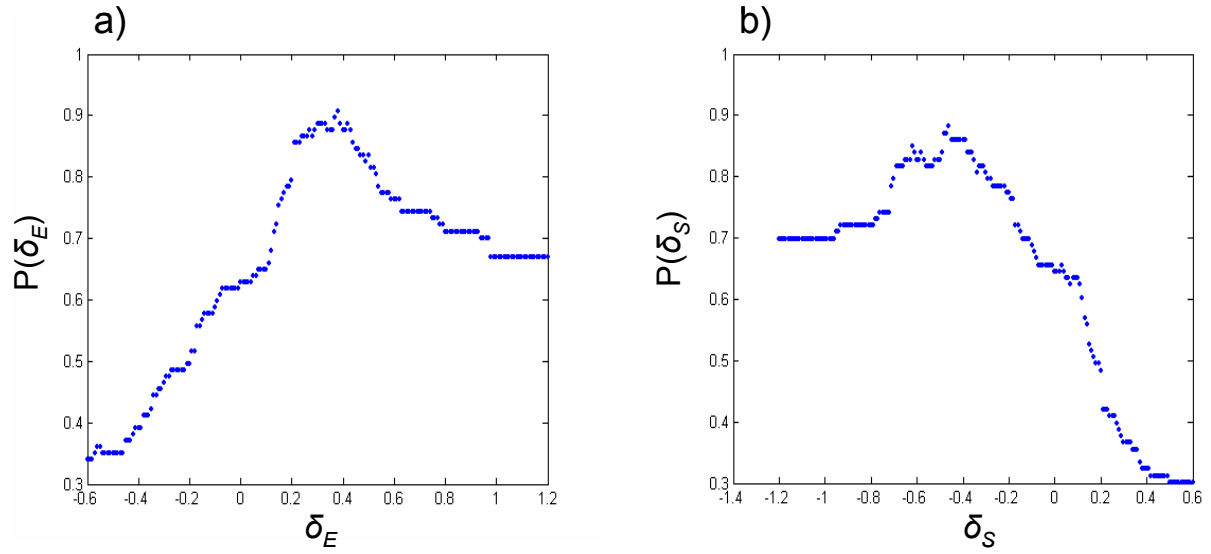


Figure 2.30. Détermination de seuil optimum de détection de cassure sur les courbes $Abd_{n+3}(i)$ - $Abd_n(i)$. δ_E et δ_S représentent les seuils de détection d'entrée et de sortie de LDI. Les seuils optimaux sont de $\delta_E=0,38$ et $\delta_S=-0,46$

La figure 2.31 montre les résultats de la méthode des moindres carrés appliquée aux courbes $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ du sujet 19 (L3). Sur la partie supérieure de la figure sont présentés les résultats de calcul du vecteur $\Delta P(n)$ ($\Delta P(n)$ étant l'ensemble des différences ΔP pour chaque courbe $Abd_n(i)$ - $Abd_{n+3}(i)$ ($n \in [1, n_T - 3]$, où n_T est le nombre total de cycles de chaque enregistrement). Si $\Delta(n) \geq \delta_E$, $\Delta(n+1) \geq \delta_E$ et $\Delta(n+2) \geq \delta_E$, on peut conclure qu'il y a entrée en épisode de LDI au cycle $n+3$ et si $\Delta(n) \leq \delta_S$, $\Delta(n+1) \leq \delta_S$ et $\Delta(n+2) \leq \delta_S$, on peut conclure qu'il y a sortie d'épisode de LDI au cycle $n+3$. Nous pouvons conclure que, sur cet enregistrement, notre méthode a détecté une entrée en épisode de LDI au cycle 15 et une sortie d'épisode de LDI aux cycles 19. Il y a une entrée possible dans l'intervalle $I_E = [15, 17]$ et donc la détection d'entrée par notre méthode a donné 1 vrai positif. Il y a aussi une sortie possible dans l'intervalle $I_S = [17, 19]$ et donc la détection de sortie par notre méthode a donné 1 vrai positif. De plus, le nombre de faux positifs possibles pour cet enregistrement est calculé à partir des équations suivantes:

$$eFP_p = \text{entier}\left(\frac{n_E - 1}{3}\right) + \text{entier}\left(\frac{n_T - \text{bornesup}(I_E) - 3}{3}\right)$$

et

$$sFP_p = \text{entier}\left(\frac{\text{borneinf}(I_S) - 1}{3}\right) + \text{entier}\left(\frac{n_T - n_S - 3}{3}\right)$$

Nous avons alors : $eFP_p = 7$ et $sFP_p = 7$ et notre méthode ne trouve aucun faux positif (que ce soit en entrée ou en sortie de LDI).

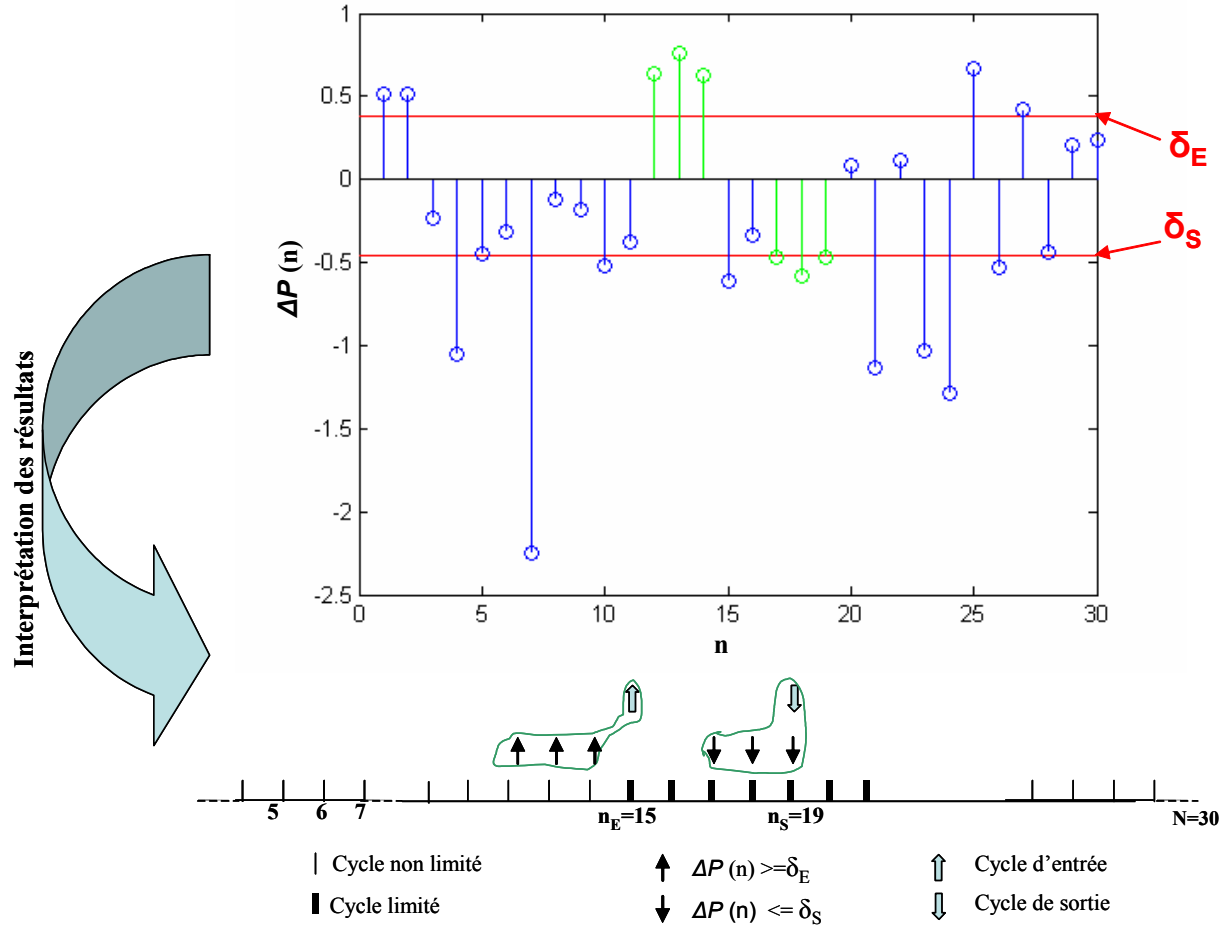


Figure 2.31. Résultats de la détection d'entrée et de sortie de LDI dans un enregistrement. En haut est représenté le vecteur $\Delta P(n)$ représentant l'ensemble des différences ΔP pour chaque courbe $Abd_n(i) - Abd_{n+3}(i)$. En bas est représentée une interprétation des résultats de la détection. Pour les courbes $n=12, 13$ et 14 , ΔP est supérieur au seuil optimum $\delta_E = 0,38$ et pour les courbes $n=17, 18$ et 19 , ΔP est inférieure au seuil optimum $\delta_S = -0,46$. Ceci indique qu'avec notre méthode, on détecte bien une entrée en LDI au cycle 15 et une sortie de LDI au cycle 19.

Les résultats de cette analyse pour le reste des enregistrements sont présentés sur les tableaux 2.3 et 2.4. Avec un seuil optimum ($\delta_E = 0,38$) de détection d'entrée en LDI, nous concluons que sur tous les enregistrements, notre méthode a détecté 19 vrais positifs sur les 31 entrées possibles et 23 faux positifs sur 470 faux positifs possibles y compris ceux des enregistrements avec résistance fixe. Nous avons donc, pour la détection d'entrée en épisode de LDI, une sensibilité $Se = 61,3 \%$ et une spécificité $Sp = 95,1 \%$. Avec un seuil optimum ($\delta_S = -$

0,46) de détection de sortie d'épisodes de LDI, sur tous les enregistrements, notre méthode a détecté 13 vrais positifs sur les 25 sorties possibles et 13 faux positifs sur 482 faux positifs possibles y compris ceux des enregistrements avec résistance fixe. Pour la détection de sortie d'épisodes de LDI, la sensibilité Se est donc égale à 52 % et la spécificité Sp est de 97,3 %.

	Nombre total	Courbes avec cassure vers le bas	%age de détection
Entrées en épisode de LDI	31	19	61,3%
eFPp	470	23	4,9%

Tableau 2.3. Résultat de détection des entrées en épisodes de LDI sur les courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$.

	Nombre total	Courbes avec cassure vers le haut	%age de detection
Sorties d'épisode de LDI	25	13	52,0%
sFPp	482	13	2,7%

Tableau 2.4. Résultat de détection des sorties d'épisodes de LDI sur les courbes $Abd_n(i)-Abd_{n+3}(i)$.

Dans le cas où l'on sélectionnerait une utilisation en temps réel et où l'on se limiterait à la recherche d'un épisode de LDI, les résultats seraient :

Nature des cycles	Nombre total de cycles	Cycles avec cassure vers le bas	%age de détection
Entrées en épisode de LDI	31	19	61.3%
Normal	62	3	4.8%

Tableau 2.5. Résultat de détection des entrées

Nature des cycles	Nombre total de cycles	Cycles avec cassure vers le haut	%age de detection
Sorties d'épisode de LDI	25	14	56.0%
Normal	50	3	6.0%

Tableau 2.6. Résultat de détection des sorties

2.4. Discussion

Dans ce travail, nous avons, en premier lieu, validé un dispositif permettant d'induire une limitation de débit inspiratoire chez le sujet éveillé et ensuite, proposé une méthode, basée sur l'analyse du signal de l'abdomen obtenu par pléthysmographie par inductance, qui permet la détection des entrées et sorties d'épisodes de LDI.

2.4.1. Dispositif permettant d'induire une LDI

Le premier objectif de notre travail était de valider un modèle physique permettant d'induire une limitation de débit inspiratoire (LDI). Nous avons testé ce dispositif chez des sujets sains et éveillés. Le dispositif que nous avons conçu crée une résistance inspiratoire dynamique et entraîne une LDI, comme en témoigne l'analyse des courbes pression-débit (figure 2.8). En effet, lorsque le dispositif était en place, la pression devenait de plus en plus négative, tandis que le débit inspiratoire restait constant (figure 2.8). De plus, le débit n'était limité qu'à l'inspiration. Les courbes pression-débit observées chez nos sujets sont similaires à celles observées au cours d'études polysomnographique chez des patients présentant une LDI au cours du sommeil (Guilleminault *et al.*, 1993 ; Hosselet *et al.*, 1998; Clark *et al.*, 1998 et Kaplan *et al.*, 2000). Nous avons comparé nos courbes pression-débit au cours des LDI à celles obtenus lors d'addition de résistance. Dans ce dernier cas, la pression et le débit augmentent parallèlement au cours de cycle respiratoire et la résistance induite est à la fois inspiratoire et expiratoire.

Au cours de la LDI, les courbes pression-débit ne sont pas le seul paramètre ventilatoire à être modifié. Nous avons examiné la relation entre le rapport T_i/T_{tot} et la chute de pression maximale sur chaque enregistrement. Les résultats montrent que chez nos sujets, l'effort inspiratoire est accompagné d'une augmentation du rapport T_i/T_{tot} qui tend à compenser la limitation de débit inspiratoire.

Enfin, avec notre dispositif, nous avons observé des changements de forme des signaux de variation de section thoracique et abdominale (figure 2.10) associés à la limitation de débit semblables à ceux observés chez des patients. Les formes des signaux RIPT et RIPA pendant l'inspiration sont similaires à celles trouvées dans la littérature (cf. figures 2.2, 2.3 et 2.4) pour des patients présentant des épisodes de LDI.

L'ensemble de ces observations montre que le dispositif mis au point permet d'induire des LDI ayant les caractéristiques de celles retrouvées chez les patients. Les enregistrements obtenus chez les sujets sains pouvaient donc être utilisés pour mettre au point une méthode de détection de LDI.

A notre connaissance, le dispositif que nous avons construit pour ce travail est le premier à pouvoir simuler, chez l'Homme éveillé, des épisodes de LDI. Dans un travail récent, Farré *et al.* (2003) ont provoqué des LDI chez le rat anesthésié et trachéotomisé avec un dispositif semblable au nôtre. Sur le tube de trachéostomie est placé un segment collabable composé d'une résistance de Starling (membrane en latex soumise à une pression externe). De plus, la pression externe est appliquée par une source de pression dont le niveau peut être modifié, permettant ainsi de moduler le niveau de LDI. Le système a été testé chez 8 rats respirant spontanément sous anesthésie générale. Ce système a permis d'induire des LDI, ainsi que des apnées et hypopnées obstructives, semblables à celles observées chez les patients. Un tel système est donc satisfaisant pour mimer les événements obstructifs et a permis des études expérimentales chez le rat anesthésié.

Chez l'Homme, l'obstruction partielle ou complète répétée des VAS chez le sujet éveillé peut être obtenue par la manœuvre de Müller qui consiste à réaliser un effort inspiratoire avec la bouche fermée et le nez bloqué (Sanner *et al.*, 2002). Cependant, l'occlusion des VAS induite par la manœuvre de Müller peut facilement être complète et ne pas mimer une LDI. Une autre méthode d'induction de LDI consiste à appliquer une pression sous-atmosphérique chez le sujet éveillé ou endormi munis d'un masque naso-facial (Suratt *et al.*, 1984). L'étude de Suratt *et al.* (1984) réalisée chez 24 sujets éveillés (12 avec SAOS et 12 sujets de témoins sans SAOS), a montré que l'occlusion est obtenue chez 10 sujets avec SAOS, alors qu'elle n'est observée que chez 2 sujets témoins.

La simulation de LDI par notre méthode a pu être aisément réalisée chez tous les sujets et aucun sujet n'a interrompu l'enregistrement ou ressenti d'inconfort. Cependant, le dispositif que nous avons mis au point présente des limitations. En effet, il est difficile de moduler le niveau de LDI car l'étirement de la membrane n'est pas quantifiable, ce qui ne permet pas de contrôler l'intensité de la LDI induite, contrairement au dispositif de Farre *et al.* chez le rat. Par ailleurs, la validation de notre dispositif n'a été réalisée, dans ce travail, que chez des sujets sains éveillés. La tolérance reste à confirmer chez le sujet sain au cours du sommeil.

Nous avons réussi à induire des épisodes de LDI et validé leur présence par l'analyse des courbes pression-débit cycle par cycle sur 49 enregistrements. La simulation des entrées et des sorties d'épisodes de LDI a été plus difficile à réaliser car il fallait introduire et retirer le dispositif de LDI très exactement en fin d'expiration pour induire des épisodes de LDI débutant et se terminant brutalement.

2.4.2. Méthodes de détection de la LDI

Les épisodes de limitation de débit inspiratoire (LDI) sont des événements respiratoires obstructifs plus difficiles à détecter que les apnées et les hypopnées. La méthode de référence pour les détecter consiste à enregistrer simultanément débit aérien et pression œsophagienne (Clark *et al.*, 1998 et American Academy of Sleep Medicine, 1999).

La pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) a été utilisée dans de nombreuses études pour détecter la LDI. Elle présente l'avantage de ne pas nécessiter le port d'un masque qui, en lui même, est susceptible de modifier le sommeil (Askanazi *et al.*, 1980 et Massie et Hart 2003).

Clark et al. (1998) ont comparé la méthode de référence, basée sur la mesure de la pression œsophagienne et du débit mesuré par un PNT, à 3 méthodes de détection de la LDI basées sur des changements de la forme de débit ventilatoire. Ces débits étaient obtenus à partir de 1) débit estimé par la PRI, 2) débit estimé par la pression nasale et 3) débit mesuré par un PNT. Cette étude consiste à détecter 4 catégories de limitation de débit inspiratoire du niveau 1: absence de LDI au niveau 4: LDI avec intensité croissante. Les auteurs ont choisi comme variable de détection un index basé uniquement sur la forme du débit. Pour construire cet index, ils ont réalisé une mesure de débit de référence chez chaque sujet, moyennée sur plusieurs cycles en conditions de repos éveillé, représentant un modèle de débit inspiratoire idéal. L'index était défini comme la différence d'aire entre le modèle idéal et le cycle à évaluer, comprise entre 25 % et 75 % du temps inspiratoire. Cette différence est ensuite représentée en pourcentage de l'aire totale du cycle évalué. Dans cette étude, la détection des LDI était donc basée sur un critère de distance moyenne du débit d'un cycle évalué à un modèle idéal de débit, les débits étant dérivés du signal de PRI, du signal de pression nasale ou de la mesure par un PNT. Des seuils différents de détection ont été déterminés pour chacune des méthodes de mesure de débit. De plus, un premier seuil permettant de séparer le niveau 1 des niveaux 2, 3 et 4, a donné des sensibilités et spécificités de 72 %, 64 % et 62 % pour la PRI, pression nasale et PNT respectivement. Le

deuxième seuil permettant de séparer les niveaux 1 et 2 des niveaux 3 et 4, a donné des sensibilités et spécificités de 82 %, 76 % et 71 %. Enfin, le troisième seuil permettant de séparer les niveaux 1, 2 et 3 du niveau 4, a donné des sensibilités et spécificités de 84 %, 81 % et 73 %. La performance de la PRI était donc la moins sensible des 3 méthodes de mesure de débit évaluées (Clark *et al.*, 1998).

L'équipe de Loube *et al.* (1999) a utilisé la PRI pour identifier des épisodes de LDI chez 14 patients présentant des symptômes évocateurs de syndrome d'apnées du sommeil, mais dont l'index d'apnées/hypopnées était inférieur à 10/h, suggérant la présence d'un syndrome de haute résistance. Les auteurs ont choisi comme variable de détection un index basé sur la relation entre le débit de pointe inspiratoire et le débit à 50% de l'inspiration avant la survenue d'un micro-éveil. Dans cette étude, la sensibilité et la spécificité de la PRI pour la détection des LDI immédiatement avant l'éveil étaient de 100%. En revanche, lorsque les auteurs ont tenté de détecter les LDI sans prendre en considération les micro-éveils, la sensibilité et la spécificité de la PRI n'étaient, respectivement, que de 67% et 80%.

Plus récemment, Masa *et al.* (2003) ont utilisé la PRI pour identifier, parmi les micro-éveils présents sur une polysomnographie, ceux qui étaient liés à des efforts respiratoires (ou Respiratory Effort Related Arousals, RERAs), sans mesurer la pression œsophagienne. Le but de cette étude était d'évaluer l'utilisation de la forme et de l'amplitude des signaux du thorax et de l'abdomen issus du RIP pour détecter les RERAs. Cette étude portait sur 94 sujets présentant des symptômes évocateurs de SAOS, ayant bénéficié d'une étude polysomnographique complète avec mesure de la pression œsophagienne et dont l'index d'apnées/hypopnées était inférieur à 10/h. Les tracés polysomnographiques étaient d'abord analysés selon les critères standard établis par la "Task Force of the American Sleep Disorder Association" (American Sleep Disorder Association, 1992). Les tracés étaient ensuite analysés de nouveau de manière aléatoire pour déterminer, parmi près de 15 000 micro-éveils, ceux qui étaient liés à des efforts respiratoires, en analysant soit le tracé de pression œsophagienne (méthode de référence), soit le tracé de la PRI. La sensibilité et la spécificité de la PRI pour détecter les micro-éveils respiratoires étaient de 94%. L'index des micro-éveils avec la PRI était bien corrélé ($r = 0,98$) avec un index obtenu à partir de la pression oesophagienne. Cependant, ce dernier index avait une détection supérieure de 0,6/heure. Ces auteurs concluaient donc que la PRI, en association avec un signal de thermistance ou de pression nasale, peut être utilisé avec succès pour détecter les micro-éveils

liés à des efforts respiratoires et par conséquent, pour détecter des épisodes de LDI (Masa *et al.*, 2003).

Enfin, c'est la méthode proposée par Kaplan *et al.* (2000) qui semble la plus efficace pour la détection de la LDI par un système de PRI. Ces auteurs ont utilisé un ensemble de trois variables qui offrent une bonne sensibilité et spécificité: 1) la durée relative d'inspiration (T_I/T_{TOT}); 2) le rapport du débit inspiratoire maximum sur le débit inspiratoire moyen ($PTIF/MTIF$) et 3) la contribution du thorax au volume courant V_{RC}/V_T , la PRI étant calibré par la méthode QDC (Sackner *et al.*, 1989). Les auteurs normalisent ces variables entre 0,5 et 1,5 afin de fournir le même poids pour chaque variable malgré la différence d'amplitude de leurs valeurs brutes. Pour une valeur de rejet fixée à 0,48, une validation prospective fournit une sensibilité et une spécificité atteignant 80 %.

Cette étude possède des limites: Les paramètres calculés utilisent les moyennes de séries de cycles respiratoires (5 à 7 cycles) et l'index de LDI est calculé pour une série de cycles au lieu d'être calculé pour chaque cycle séparément. Pour être appliquée de manière courante, cette méthode nécessite la connaissance a priori des cycles limités afin de construire un échantillon d'apprentissage. Ceci n'est réalisable que si l'on dispose d'une mesure de pression. De plus, la méthode exige une calibration du système de PRI avant l'enregistrement et une validation de cette calibration à la fin de l'enregistrement. Enfin, dans la partie « prospective » de leur protocole, les auteurs n'ont appliqué leur index de calcul de LDI qu'à des séries de cycles choisis au préalable et n'ont donc pas réellement comparé, sur un enregistrement de longue durée, d'une part la méthode de référence (relation pression/débit) et d'autre part, leur index de calcul de LDI.

L'ensemble de ces études montre qu'il est possible de détecter la LDI en utilisant la PRI. En effet, à partir de la forme du signal dérivé de PRI (Clark *et al.*, 1998 et Loube *et al.*, 1999) ou de la forme et l'amplitude des signaux Thorax et Abdomen (Masa *et al.*, 2003) ou encore de la combinaison de forme de débit et d'amplitude de signaux PRI (Kaplan *et al.*, 2000), diverses méthodes ont données des résultats satisfaisantes.

Cependant, comme nous l'avons montré dans l'introduction, bien que plusieurs auteurs aient remarqué des changements de pente dans le signal Abdomen de la PRI, ce paramètre n'a jamais été exploité.

La figure 2.32 récapitule les signaux du PRI (volume thoracique (V_{THO}) et volume abdominal (V_{ABD})) enregistrés au cours de trois études différentes (A, B et C) chez des patients atteints de SAOS (Bloch *et al.*, 1997; Kaplan *et al.*, 2000 et Masa *et al.*, 2003) et au cours de notre étude chez des sujets sains. Sur ces séries d'enregistrement pendant des épisodes de LDI chez des patients, la présence d'une désynchronisation entre les mouvements du thorax et ceux de l'abdomen est visible sur les signaux de RIPT et RIPA. Pendant un épisode de LDI, au début de l'inspiration, RIPA augmente alors que RIPT reste stable et au moment où RIPT commence à augmenter, RIPA commence à diminuer. Ce signe semble spécifique d'une obstruction des VAS et a été observé chez des patients avec SAOS pendant des périodes de ronflement stables (Bloch *et al.*, 1997). Enfin, en effectuant des mesures des mouvements thoraciques et abdominaux pendant le sommeil par un système du PRI, Masa *et al.* (2003) ont mis en évidence une réduction d'amplitude et une altération de forme des signaux du PRI avec une présence de freinage (plateau) évidente sur l'abdomen (figure 2.32 C). Nos sujets fournissent des courbes comparables à celles des patients atteints de troubles respiratoires nocturnes. Cependant, si la modification de la forme du signal RIPT varie de façon très diverse d'un patient à l'autre, toutes les études révèlent une "cassure" sur le signal de variation RIPA en cas de limitation de débit inspiratoire. La seule étude ayant pris cette donnée en compte est celle de Masa *et al.* (2003), qui ne l'ont pourtant pas utilisée pour détecter les épisodes de LDI. En revanche, ces auteurs ont utilisé le changement de forme et d'amplitude des signaux du thorax et de l'abdomen issus de la PRI pour détecter les RERAs grâce à une détection uniquement visuelle de ces changements.

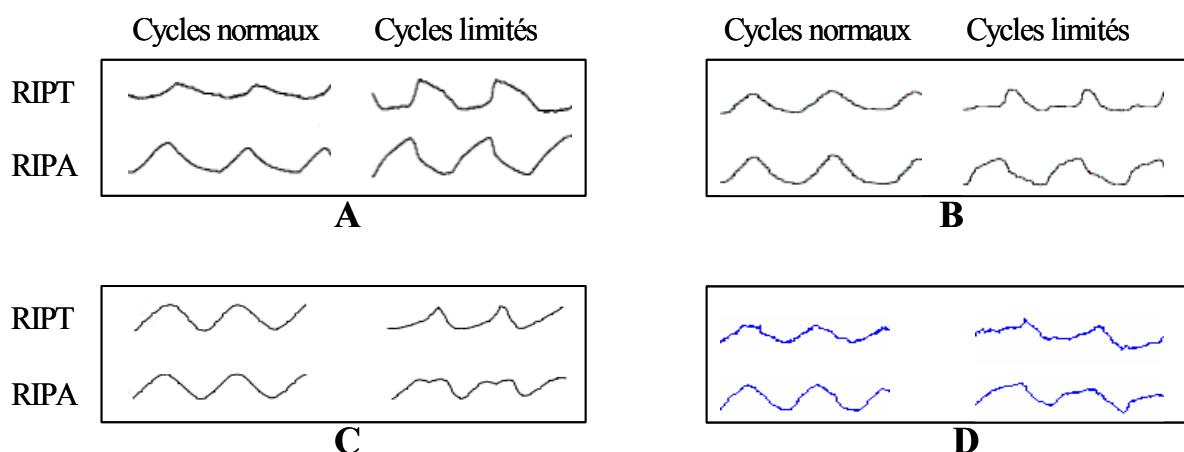


Figure 2.32. Représentation des signaux dérivés de la PRI (volume thoracique (RIPT) et volume abdominal (RIPA)). Les signaux ont été enregistrés au cours d'études différentes chez des patients atteints de SAOS (résultats issus de travaux publiés: l'étude de Bloch *et al.* (A), l'étude de Kaplan *et al.* (B) et l'étude de Masa *et al.* (C)) et chez des sujets sains (résultats issus de notre étude (D)). Deux séries d'enregistrements sont présentées pour chaque étude: 2 cycles sans LDI (cycles normaux) et 2 cycles avec des LDI d'intensité importante (cycles limités).

Notre travail a consisté dans un premier temps à détecter l'existence d'un changement de pente dans la partie inspiratoire du signal Abdomen. Une méthode de moindres carrés était utilisée pour détecter l'existence de cassure, et un seuil était choisi pour valider que la cassure correspondait bien à une LDI. Nous avons recherché le seuil optimum de validation qui permet la détection de présence de cassure sur les cycles avec LDI. Ce seuil a été calculé à l'aide d'un critère basé uniquement sur la présence ou l'absence de cassure et indépendant de la limitation de débit. Nous avons choisis d'utiliser la méthode de meilleure fréquence de classification "Well Classified Frequencies Curve" (courbe WCF) décrite par Vermont *et al.* (Vermont *et al.*, 1991) pour trouver le seuil optimum. Le choix de cette méthode de classification est justifié par le fait que toutes les fausses détections sont importantes, qu'elles soient des détections fausses positives ou des détections fausses négatives et que le seuil optimum calculé par cette méthode est plus stable qu'avec d'autres méthodes de classification (Robert *et al.*, 1991 et Vermont *et al.*, 1991).

Avec le seuil optimum, sur l'ensemble des cycles avec LDI ($n = 285$), 55,4 % présentaient une cassure sur le signal de l'abdomen (RIPA). Cependant, il convient de noter que dans nos expériences qui étaient effectuées chez des sujets sains et éveillés, les chutes de pression obtenues avec le dispositif n'étaient pas très élevées. En effet, dans plus que 50 % des cycles avec LDI, cette chute de pression est inférieure à $-3\text{cmH}_2\text{O}$. La figure 2.28 (cf. Résultats) montre que plus la chute de pression est importante, plus il y a des courbes RIPA qui présentent des cassures sur la partie inspiratoire. En revanche, si l'on considère les cycles sans LDI, seuls 17,6 % présentaient des cassures sur la partie inspiratoire du signal RIPA. De même pour les cycles avec addition de résistance, seuls 16,6 % ont été détectés comme présentant des cassure avec le même niveau de seuil.

On peut donc penser, que chez des patients susceptibles d'avoir des chutes de pression plus importantes que nos sujets, notre méthode permettrait de détecter les LDI de manière plus sensible que dans cette étude. Il faut envisager par ailleurs qu'un niveau de seuil différent serait à déterminer chez les patients.

Une fois les cycles avec LDI identifiés, nous avons mis au point et testé une méthode de détection d'entrée et de sortie d'épisode de LDI. Si on applique la définition de la LDI (Guilleminault *et al.*, 1993), avec 3 cycles consécutifs limités, soit dans notre cas, 3 cycles consécutifs avec cassure, on trouve que pour l'ensemble de nos enregistrements, seuls 55% des épisodes de LDI auraient été détectés.

La méthode de comparaison de forme des cycles successifs repose sur deux hypothèses :

- i) La première est qu'il existe une diversité de la forme chez le sujet (Wuyam, 1992) et que la comparaison des cycles successifs d'un enregistrement serait plus à même de montrer le changement de formes, dans notre cas, la cassure due à la LDI.
- ii) La deuxième hypothèse repose sur l'observation que l'épisode de LDI s'installe souvent progressivement, c'est-à-dire que la chute de pression est de plus en plus importante dans les cycles successifs. Ainsi on pourra détecter plus facilement l'existence d'un épisode de LDI, en comparant un cycle $n+3$ à un cycle n et $n+4$ à $n+1$ et ainsi de suite. De plus, cette méthode peut s'appliquer à la détection de la fin d'un épisode de LDI.

Pour cela, nous avons tracé la courbe $Abd_{n+3}(i)$ en fonction de $Abd_n(i)$, et nous avons cherché à détecter l'existence d'un changement de pente sur cette courbe. Nous avons recherché le seuil optimum, pour la détection des entrées et des sorties d'épisodes de LDI. Pour ceci, nous avons utilisé la méthode de meilleure fréquence de classification. Les courbes WCF tracées pour chacune des détections ont données un seuil optimum de 0,38 pour l'entrée et de -0,46 en sortie. La différence en valeur absolue de ces deux seuils pourrait être expliquée par le fait que, dans nos données, l'entrée en épisode de LDI est progressive alors que la sortie est brusque. Le changement de pente, des courbes $Abd_{n+3}(i)-Abd_n(i)$, est alors plus raide en sortie qu'en entrée d'épisode de LDI.

Avec cette méthode, nous avons obtenu une sensibilité de 61 % et une spécificité de 95 % pour la détection d'entrées en épisode de LDI et pour la détection de sortie d'épisode de LDI, la sensibilité était de 52 % et la spécificité était de 97 %. Quand la méthode a été appliquée sur des enregistrements avec addition de résistance, seules 2 fausses entrées (sur 28) et 1 fausse sortie (sur 28) ont été détectées. Nous pouvons conclure que la présence de cassure synonyme d'entrée en LDI et de cassure synonyme de sortie de LDI est plus fréquente sur les épisodes de LDI que sur les autres conditions étudiés (respiration normale et respiration avec addition de résistance). Ces cassures sont peut être spécifiques aux conditions d'entrée et de sortie d'épisodes de la limitation de débit inspiratoire. Il reste alors à vérifier cette hypothèse sur des enregistrements de patients chez lesquels des épisodes de LDI ont déjà été identifiés.

2.4.3. Conclusion et perspectives

En conclusion, le dispositif que nous avons conçu permet d'induire des épisodes de limitation de débit inspiratoire. Les enregistrements ont servi à mettre au point des méthodes de détection de LDI. Les méthodes sont basées sur l'étude de la forme du signal de la pléthysmographie respiratoire par inductance. Elles sont donc non invasives, et de plus, n'exigent pas une calibration de la PRI.

La méthode de détection d'épisode de LDI mise au point sur nos enregistrements, nécessite d'être évalué et validé chez les patients. Si cette méthode s'avérait performante chez les patients, elle pourrait être incorporée à l'ensemble des méthodes de détection des événements respiratoires au cours du sommeil, utilisant l'analyse de la PRI.

Un avantage non négligeable de cette méthode réside dans le fait qu'elle permet de détecter l'entrée et la sortie d'épisodes de LDI. Ceci permettrait de suivre l'évolution temporelle de la LDI indiquant ainsi le moment où il serait nécessaire d'intervenir (par application de pression positive par exemple) pour faire cesser la LDI. La nature délétère des épisodes de LDI est liée à leur durée (Guilleminault *et al.*, 1993). On pourrait envisager une automatisation de détection de LDI et mise en place de système de pression positive.

Ce travail a bénéficié d'une bourse de la fédération ANTADIR

Chapitre III

Évaluation des Fuites au Cours de Ventilation Assistée

3.1. Introduction

Le succès de la ventilation mécanique dépend de son adaptation aux besoins du patient et à son confort. Ceci est crucial chez les patients présentant une insuffisance respiratoire chronique car, d'une part, ils nécessitent généralement une assistance ventilatoire à long terme et que, d'autre part, ils sont conscients. Le problème principal de la ventilation assistée à long terme est l'existence de fuites d'air aussi bien chez les patients recevant une ventilation non invasive que chez ceux recevant une ventilation invasive.

3.1.1. La ventilation non invasive

La ventilation non invasive est souvent la forme initiale d'assistance ventilatoire proposée. Sa mise en place est plus facile que la ventilation invasive, elle permet de préserver les fonctions des voies aériennes supérieures, elle nécessite moins souvent l'intervention de soins intensifs et enfin, elle est plus économique.

L'air insufflé par le ventilateur peut suivre plusieurs itinéraires pendant la ventilation assistée. Dans le cas d'une ventilation non invasive, il peut 1) fuir entre la peau du visage et le masque; 2) se diriger vers le vélopharynx, puis fuir par la bouche (dans le cas d'un masque nasal); 3) poursuivre son trajet vers l'oropharynx et atteindre le conduit œsophagien si le sphincter supérieur de l'œsophage fonctionne mal; et enfin, 4) traverser la glotte pour atteindre les voies aériennes inférieures, seul itinéraire utile. D'une manière générale, seules les fuites buccales et autour du masque sont importantes.

3.1.2. La ventilation invasive

Dans certaines conditions ou lorsque la ventilation non invasive est insuffisante, on propose au patient une ventilation invasive (Raphaël, 1999; Consensus Conference Report, 1999

et Hill, 2002). La ventilation assistée invasive est réalisée le plus souvent par l'intermédiaire d'une trachéostomie, avec ou sans un ballonnet gonflable. La ventilation mécanique par l'intermédiaire d'une trachéostomie avec ballonnet gonflé paraît être le meilleur moyen d'éviter les fuites. Elle n'est cependant pas sans complications. En effet, l'utilisation d'un ballonnet trachéal trop gonflé (pression > 25 mmHg) peut entraîner des lésions de la muqueuse trachéale, voire des anneaux cartilagineux, avec, au pire, une rupture trachéale (Nordin, 1977 et Seegobin et van Hasselt, 1984). Pour éviter la survenue de ces complications, les patients traités à domicile sont souvent ventilés avec un tube sans ballonnet, ce qui donne lieu à des fuites. En effet, dans ce cas, l'air insufflé peut 1) se diriger vers la bifurcation trachéale et l'arbre bronchique, seul itinéraire utile ou 2) suivre un trajet rétrograde vers la glotte et les voies aériennes supérieures, et fuir par la bouche ou vers l'œsophage.

3.1.3. Les fuites

De nombreuses études ont été consacrées à l'évaluation des conséquences des fuites. Dans une récente étude réalisée chez des patients neuromusculaires, Gonzalez, *et al.* (2003) concluent que les fuites d'air sont une cause d'hypercapnie persistante chez ces patients, que la ventilation assistée soit invasive ou non invasive. Dans cette même étude, Gonzales *et al.* mesurent le volume des fuites et la pression partielle en CO₂ du sang artériel pendant la ventilation mécanique. Le volume des fuites, exprimé en pourcentage du volume courant, était plus élevé chez les patients hypercapniques ($32 \pm 14\%$, $n = 20$) que chez les patients sans hypercapnie ($20 \pm 14\%$). Enfin, l'hypercapnie persistait pendant la ventilation spontanée et la PaCO₂ au cours de la ventilation spontanée était corrélée uniquement avec les volumes des fuites pendant la ventilation assistée (Gonzalez *et al.*, 2003).

Cependant, le problème le plus important lié aux fuites est leur augmentation au cours du sommeil (Rodenstein et Levy, 1999), qui entraîne une mauvaise qualité de sommeil, même en l'absence d'hypoxémie marquée. Ceci a été rapporté par de nombreux auteurs, quel que soit le mode de la ventilation, invasive (Bach et Alba, 1990) ou non invasive (Meyer *et al.*, 1997 et Teschler *et al.*, 1999), et quelle que soit l'étiologie de l'insuffisance respiratoire. Des troubles du sommeil induits par des fuites ont été observés chez les patients ventilés présentant une broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO) (Teschler *et al.*, 1999) ou une maladie neuromusculaire (Bach et Alba, 1990 et Meyer *et al.*, 1997).

Un des mécanismes potentiellement responsables de l'augmentation des fuites pendant le sommeil pourrait être des modifications d'ouverture de la glotte. Au cours du sommeil chez des sujets sains, Jounieaux et Rodenstein (2004) ont mis en évidence un rétrécissement de la glotte et même une fermeture complète au cours de la ventilation non invasive passive à pression positive, avec une augmentation de la résistance inspiratoire et une réduction progressive du volume courant. Une conclusion semblable a été tirée par Parreira *et al.* (1997) au terme d'une étude sur des patients présentant un syndrome ventilatoire restrictif.

Un autre mécanisme responsable est l'hypotonie musculaire au cours du sommeil et, plus particulièrement, du sommeil paradoxal. Cette hypotonie musculaire n'épargne pas les muscles du visage et une hypotonie des joues et des muscles de la mâchoire peut ainsi faciliter la survenue de fuites lors de la ventilation assistée (Bach et Alba, 1990; Meyer *et al.*, 1997 et Bourke et Gibson, 2002).

Cette augmentation des fuites entraîne, outre une hypoventilation alvéolaire, une perturbation du sommeil. Ces troubles du sommeil consistent en une fragmentation du sommeil due aux micro-éveils ainsi qu'une diminution du temps de sommeil total (Gonzalez *et al.*, 2002). Le mécanisme par lequel les fuites entraînent des micro-éveils et une déstructuration du sommeil n'est pas clairement identifié. Pour certains auteurs (Bach et Alba, 1990), l'augmentation des fuites entraîne une diminution de SaO_2 qui provoque l'éveil du sujet ; pour d'autres, la fragmentation du sommeil existe en l'absence d'anomalies de SaO_2 (Meyer *et al.*, 1997). L'augmentation modérée de PaCO_2 pourrait aussi être responsable de l'éveil. D'autres facteurs non respiratoires peuvent aussi être responsables des éveils : le bruit, l'assèchement des muqueuses, l'irritation des yeux (Meyer *et al.*, 1997 et Hill, 2002).

Par ailleurs, Richards *et al.* (1996) ont montré que les fuites augmentent la résistance nasale pendant l'application d'une pression positive continue des voies aériennes mais que l'humidification de l'air insufflé peut prévenir ce phénomène.

La réduction des fuites d'air est considérée comme le principal moyen d'améliorer non seulement l'efficacité de la ventilation assistée (Elliott, 2004 et Gonzalez *et al.*, 2003) mais aussi la qualité du sommeil chez les patients ventilés. Il a été montré que les variations du volume courant délivré par le ventilateur, du débit inspiratoire et de la fréquence ventilatoire, ou encore la pression positive ou le mode ventilatoire peuvent influencer le comportement de la glotte et améliorer le volume d'air atteignant effectivement les poumons (Parreira *et al.*, 1997a et Parreira *et al.*, 1997b).

En utilisant un modèle de poumon, Mehta *et al.* (2001) ont examiné les capacités de compensation des fuites de différents ventilateurs à pression positive pour la ventilation non invasive. Ils ont constaté que le volume courant délivré au cours d'une assistance ventilatoire variait d'un ventilateur à l'autre, même en l'absence de fuites, et que, de plus, la capacité de compensation des fuites variait sensiblement d'un ventilateur à l'autre (Mehta *et al.*, 2001).

D'une manière générale, la compensation des fuites se fait grâce à une hyperventilation, qui elle-même peut avoir des effets néfastes. Cependant, un moyen d'améliorer les fuites serait de mesurer les volumes atteignant réellement les poumons et de modifier les paramètres de la ventilation assistée pour avoir le moins de fuites possibles.

Peu d'études ont été consacrées aux mesures des fuites au cours de la ventilation assistée. Gonzalez *et al.* (2003) ont mesuré les fuites en utilisant deux pneumotachographes, l'un mesurant l'air insufflé et l'autre l'air expiré. Meyer *et al.* (1997) ont mesuré les fuites d'air chez des patients présentant des symptômes d'hypoventilation chronique en soustrayant le volume courant obtenu par la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) du volume d'air délivré par le ventilateur à l'aide d'un masque nasal. La calibration du système de PRI était nécessaire pour la réalisation de cette étude (Meyer *et al.*, 1997).

Le contrôle optimal des fuites pendant la ventilation assistée nocturne au long cours, qu'elle soit non invasive par l'intermédiaire d'un masque ou invasive avec une trachéostomie sans ballonnet, passe d'abord par une évaluation du volume de ces fuites.

3.1.4. Objectif de cette étude

L'objectif de ce travail a été de proposer une évaluation des volumes courants atteignant réellement les poumons au cours de la ventilation assistée nocturne. À partir de données recueillies chez des patients atteints d'affections neuromusculaires sous ventilation assistée nocturne, invasive ou non invasive, nous avons tenté de mettre au point une méthode d'évaluation des fuites au cours du sommeil en prenant comme référence la ventilation pendant le temps de latence du sommeil. Cette méthode non invasive peut être réalisée aisément au lit du patient en centre de soins ou à domicile. Ce travail fait l'objet d'une communication en congrès (annexe #3) et d'un manuscrit soumis pour publication.

3.2. Méthodes

3.2.1. Patients

L'étude a été réalisée sur des enregistrements effectués dans le service de Réanimation à l'Hôpital Raymond Poincaré à Garches chez quatorze patients (âge moyen: 49 ± 17 ans, 3 femmes) porteurs de maladies neuromusculaires sévères (tableau 1), nécessitant une ventilation assistée et admis à l'hôpital pour une évaluation de routine. Huit patients étaient ventilés de manière invasive par une trachéostomie sans ballonnet. Les six autres patients étaient ventilés de façon non invasive par un masque nasal. Les caractéristiques principales des patients sont présentées sur le tableau 3.1 ci-dessous.

Patients	Age (années)	Sexe	Poids (kg)	Taille (cm)	Pathologie	CV (% théo)	PiMax (% théo)
#1	21	M	50	160	Dystrophie myotonique de Steinert	43	14
#2 <i>T</i>	54	M	87	175	Dystrophie myotonique de Steinert	12	25
#3 <i>T</i>	69	M	65	170	Déficit en Maltase Acide	51	17
#4	53	M	75,8	168	Déficit en Maltase Acide	50	36
#5 <i>T</i>	52	M	65	170	Poliomyélite	NA	NA
#6	65	M	43	165	Poliomyélite	36	32
#7	38	M	30	170	Myopathies des Ceintures	12	16
#8 <i>T</i>	68	M	60	191	Sclérose Latérale Amyotrophique	49	32
#9	53	F	62	162	Myasténie	40	30
#10 <i>T</i>	31	M	43	163	Dystrophie myotonique de Duchenne	9	20
#11	19	M	24	164	Dystrophie myotonique de Duchenne	8	11
#12 <i>T</i>	71	M	42,5	156	Poliomyélite	28	40
#13 <i>T</i>	47	F	59	162	Myopathie à Bâtonnets	16	19
#14 <i>T</i>	41	M	80	180	Myopathie Lipidique	34	20

Tableau 3.1: caractéristiques des patients. *T* : patients avec trachéostomie; *CV* : capacité vitale; *PiMax*: pression inspiratoire maximale exprimée en pourcentage de la valeur théorique.

Cinq patients (1, 2, 3, 5 et 11) étaient ventilés avec un mode de ventilation « volume contrôlé » (VC), mode fournissant un volume courant constant. Les neuf autres patients étaient ventilés avec un mode de ventilation « volume assisté contrôlé » (VAC). Le ventilateur utilisé pour douze des patients était l'EOLE 3 (EOLE®, Saime, Savigny Le Temple, France) et pour les deux autres, le ventilateur AIROX HOME (AIROX®, Pau, France).

3.2.2. Mesures

Les patients ont bénéficié d'un enregistrement polysomnographique sous ventilation dans le Service de Réanimation Médicale. La durée de cet enregistrement a varié entre 6 et 9 heures selon les patients. Les paramètres enregistrés ont été :

- l'électroencéphalogramme
- l'électrooculogramme
- l'électromyogramme mentonnier
- le débit ventilatoire instantané mesuré à l'aide d'un pneumotachographe (PNT) branché entre le ventilateur et le dispositif utilisé pour la ventilation (canule trachéale ou masque nasal).
- les variations de section thoracique et abdominale par pléthysmographie respiratoire par d'inductance (PRI) avec le système Visuresp® (RBI, France).
- la saturation artérielle en oxygène (SaO_2)
- la pression partielle transcutanée en CO_2

Le signal de débit ventilatoire mesuré par le PNT était également enregistré par le système Visuresp®. La figure 3.1 est un exemple des signaux acquis par ce système.

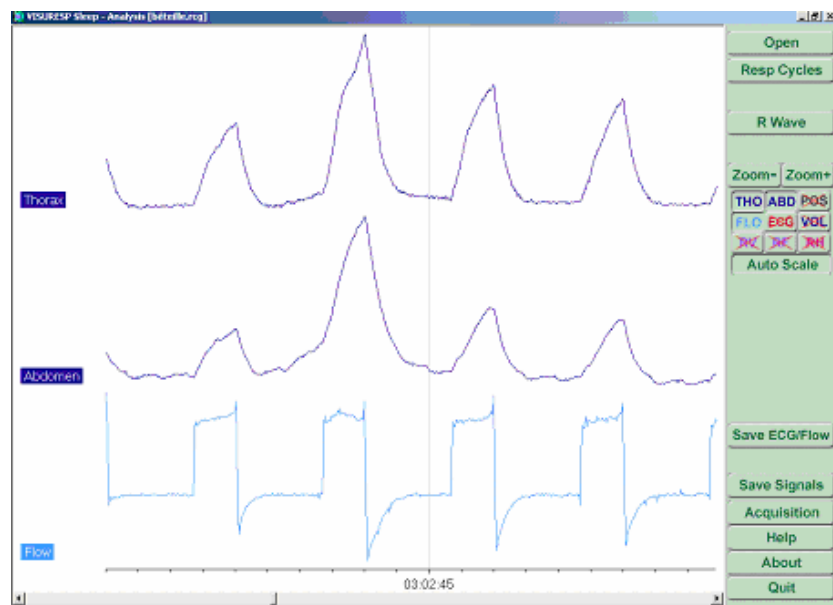


Figure 3.1. Signaux acquis par le Visuresp®. Thorax : variations de section thoracique, Abdomen : variations de section abdominale et Flow : débit mesuré par PNT

3.2.3. Traitement des signaux et analyse des données

3.2.3.1. Analyse des données ventilatoires:

Cette analyse a été réalisée a posteriori au laboratoire TIMC-PRETA sur les signaux de PRI et le signal de débit ventilatoire mesuré par le PNT acquis par le système Visuresp®.

Ces signaux ont été découpés cycle par cycle en utilisant un programme développé au laboratoire PRETA avec le logiciel Matlab (Version 6.5.0, The MathWorks Inc., Natick MA, USA). Le découpage des cycles a été effectué sur le signal débit mesuré par un PNT. Le début de l'inspiration est défini par le passage à zéro ascendant du signal d'une valeur négative à une valeur positive et la fin de l'inspiration par le passage à zéro descendant du signal d'une valeur positive à une valeur négative (Figure 3.2).

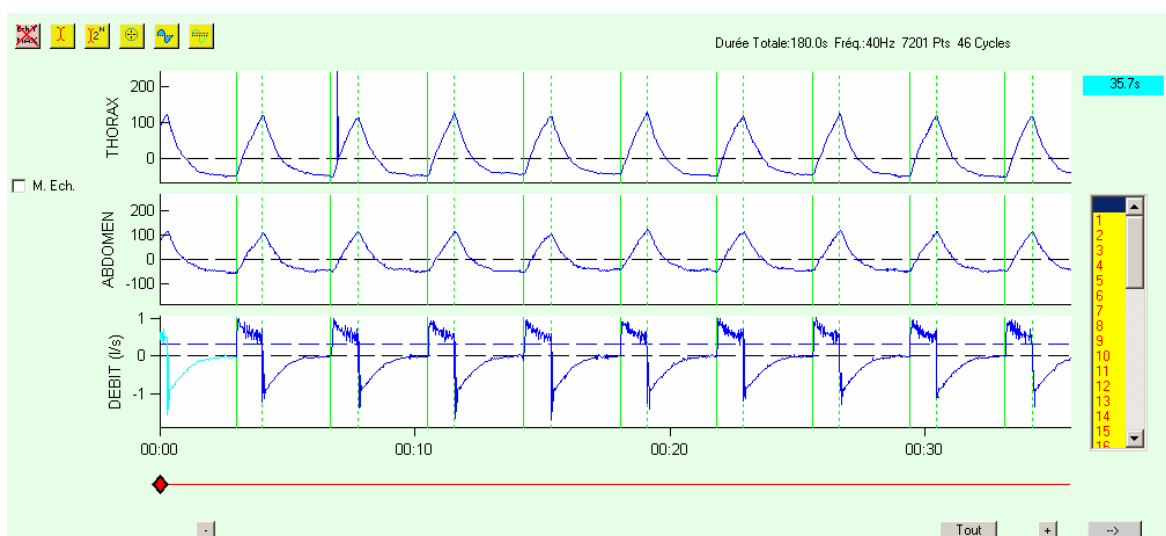


Figure 3.2. Découpage des cycles. La délimitation des cycles est effectuée sur le signal de débit (Débit) et est utilisée pour l'ensemble des signaux enregistré : section thoracique (THORAX), section abdominale (ABDOMEN).

Cette analyse a permis d'obtenir, pour chaque cycle, les variables suivantes:

- volume insufflé (V_{in}), par intégration de la partie positive du signal de débit
 - volume expiré (V_{ex}), par intégration de la partie négative du signal de débit
- V_{in} et V_{ex} sont exprimés en litre.
- volume thoracique (V_{tho}) par la différence entre la valeur minimum et la valeur maximum de la partie inspiratoire du signal PRI du thorax
 - volume abdominal (V_{abd}) par la différence entre la valeur minimum et la valeur maximum de la partie inspiratoire du signal PRI de l'abdomen.
- V_{tho} et V_{abd} sont exprimés en unité arbitraire.

3.2.3.2. Principe d'évaluation des variations des fuites

Au cours de l'insufflation, le volume courant (V_T) reçu par le sujet est distribué entre le thorax (V_{tho}) et l'abdomen (V_{abd}) et peut être exprimé de la manière suivante:

$$V_T = (\text{facteur de gain}) \times [\alpha V_{tho} + (1-\alpha) V_{abd}] \text{ avec } 0 \leq \alpha \leq 1$$

Le facteur de gain et α peuvent être déterminés par un étalonnage.

À partir de l'observation que les fuites augmentent pendant le sommeil, nous avons fait l'hypothèse que les valeurs de V_{abd} et V_{tho} de la période de latence d'endormissement (PLE) pourraient être considérées comme des valeurs maximales; toutes les valeurs mesurées après cette période ont été exprimées en pourcentage de cette valeur de maximale. Les valeurs de V_{abd} et V_{tho} exprimées relativement à celles de PLE ont été notées V_{abd_r} et V_{tho_r} . Ainsi, un cycle enregistré au cours du sommeil dont la valeur de V_{abd_r} est 65% de celle de PLE et la valeur de V_{tho_r} est 40% de celle de PLE, indiqueraient que V_T , reçu par le patient, distribué entre ces 2 compartiments, est compris entre 65 % et 40 % du V_T de la PLE. Ou encore, que les fuites pour ce cycle seraient au minimum 35 % et au maximum 60 % du V_T de la PLE. On peut ainsi faire l'évaluation cycle par cycle des variations des fuites sans qu'il soit nécessaire de connaître α et d'effectuer un étalonnage de la PRI. Pour le traitement de l'ensemble de l'enregistrement, nous avons calculé les moyennes de V_{abd} et V_{tho} sur des échantillons de 20 à 30 cycles et exprimé ces valeurs moyennes en pourcentage de celles de la PLE.

3.2.3.3. Echantillonnage des données ventilatoires pendant le sommeil

Des échantillons de 20 à 30 cycles ont été sélectionnés à intervalles réguliers, environ toutes les 15 minutes. Nous avons sélectionné des parties de l'enregistrement où les signaux Abdomen et Thorax ne présentaient pas de grandes variations des lignes de base. Ceci permet de calculer des valeurs moyennes significatives des échantillons.

La figure 3.3 est un exemple de données obtenues pour un enregistrement d'une durée de 6,5 heures.

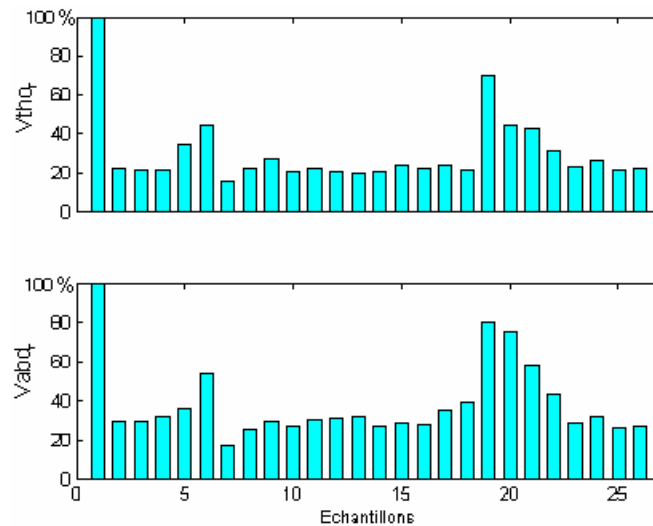


Figure 3.3. Echantillons obtenus au cours d'un enregistrement (patient #1). Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Elle est exprimée en pourcentage de la valeur moyenne de l'échantillon de PLE (première colonne) qui sert de référence (100%).

À partir de ces données, nous avons tracé les courbes des maxima et minima de fuites pour chaque échantillon, c'est-à-dire $100 - V_{thor}$ et $100 - V_{abd}$ (figure 3.4). Comme nous l'avons fait pour un cycle, on peut dire que, pour un échantillon, la fuite est au maximum la plus grande des 2 valeurs de $100 - V_{thor}$ et $100 - V_{abd}$ et au minimum la plus petite de ces 2 mêmes valeurs. Ainsi, les 2 courbes délimitent la zone de variation des fuites au cours de l'enregistrement. La figure 3.4 montre 2 exemples de délimitation des zones de fuites.

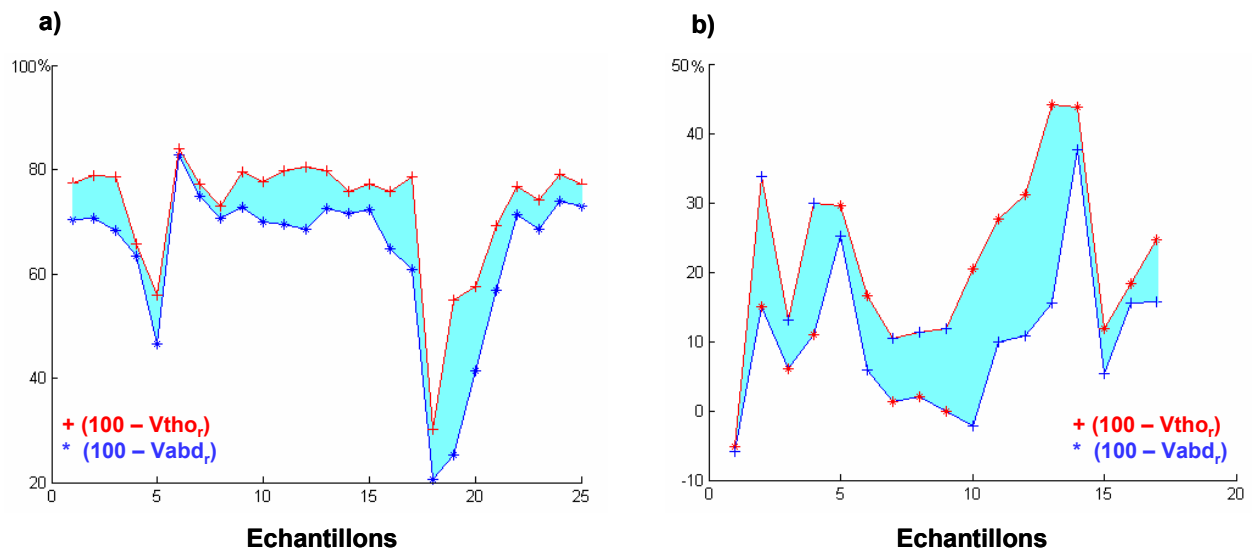


Figure 3.4. Zones de variation des fuites à l'insufflation. a) correspond à l'enregistrement présenté sur la figure 3.3 et b) correspond à un autre sujet.

Nous avons grisé la zone comprise entre les 2 courbes pour illustrer la zone de variation des fuites. Dans l'exemple représenté dans la partie gauche (a), les valeurs de $100 - V_{thor}$ sont

toujours supérieures à celles de $100 - V_{abd_r}$. Nous avons aussi représenté à droite (b), un exemple où cela n'est pas le cas, la zone des fuites est dans ce cas délimitée par les maxima et les minima de ces valeurs.

Nous avons aussi calculé la valeur moyenne du volume insufflé (V_{in}) et du volume expiré (V_{ex}) pour chacun des échantillons. Nous avons exprimé V_{in} et V_{ex} en pourcentage de la valeur de V_{in} au cours de la PLE (figure 3.5) et ces variables ont été notées V_{in_r} et V_{ex_r} . Dans le cas d'une latence d'endormissement prolongée, où plusieurs échantillons ont été analysés, nous avons pris comme valeurs de référence, celles de l'échantillon avec V_{ex_r} le plus élevé, c'est-à-dire ($V_{in_r} - V_{ex_r}$) le plus petit.

En effet, les fuites peuvent avoir lieu pendant l'insufflation (Fuites insufflation), pendant l'expiration (Fuites expiration) ou encore dans les deux phases.

Quelle que soit la situation, on peut écrire :

$$Vol_{insufflé} = Vol_{expiré} + \text{Fuites insufflation} + \text{Fuites expiration}$$

Ainsi la différence ($Vol_{insufflé} - Vol_{expiré}$) représente la totalité des fuites.

Notre hypothèse que la PLE représente la période de fuites minimales comparativement au reste de la période de sommeil implique le choix de l'échantillon de la PLE avec le plus petit ($V_{in_r} - V_{ex_r}$) comme référence.

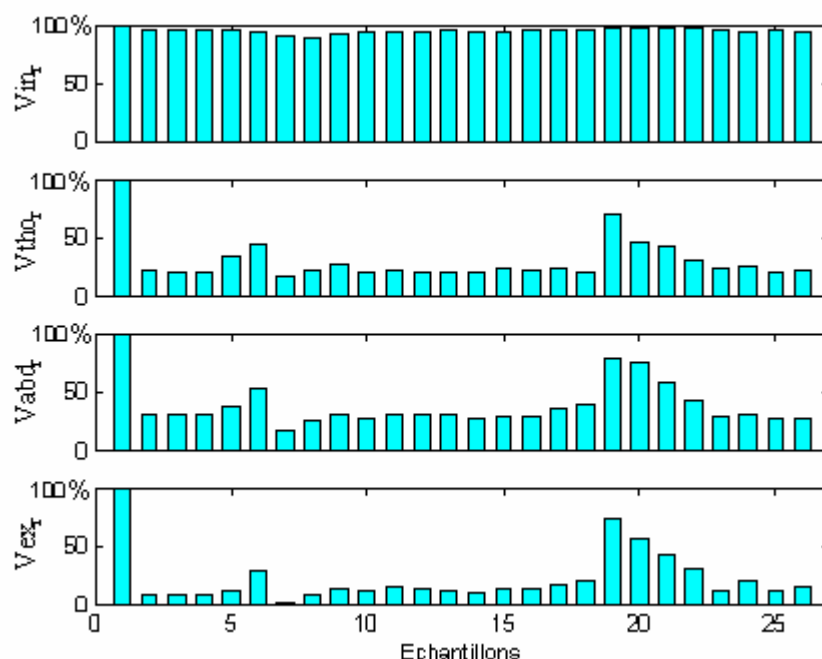


Figure 3.5. Echantillons obtenus au cours d'un enregistrement (patient #1). Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne, a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Les variations de fuites estimées par V_{tho_r} et V_{abd_r} correspondent aux fuites pendant l'insufflation. Afin de comparer ces fuites à l'insufflation à la totalité des fuites, dans la figure 3.6, nous avons représenté en trait gras, la différence $(V_{in_r} - V_{ex_r})$ en pourcentage de sa valeur de PLE pour chacun des échantillons.

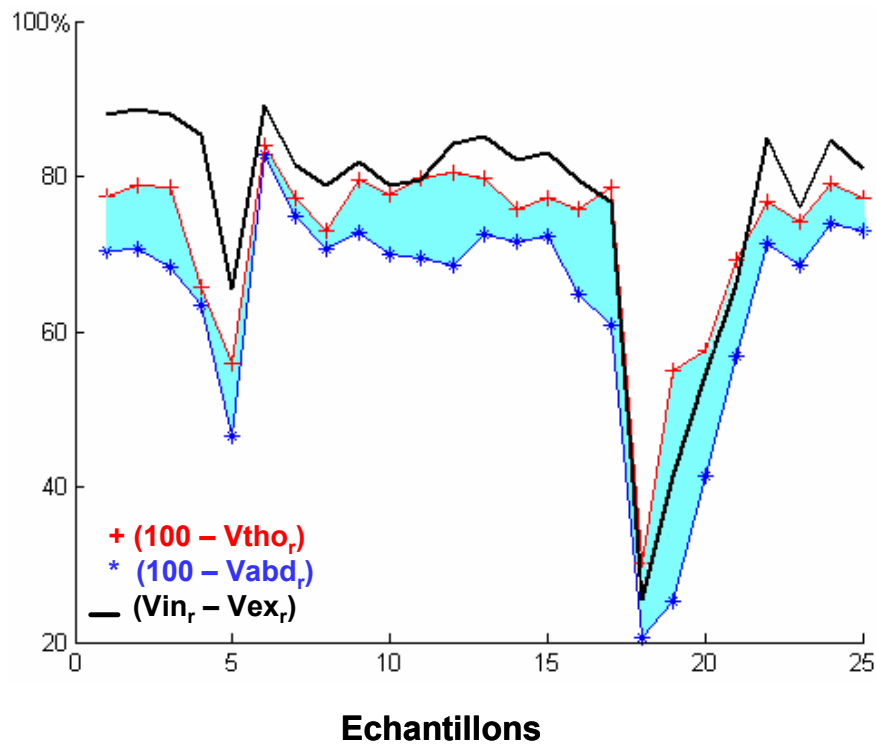


Figure 3.6. Zone de variation des fuites à l'insufflation et fuites totales. Toutes les valeurs sont exprimées relativement aux valeurs de PLE

3. Résultats

3.1. Analyse polysomnographique

L'analyse de l'enregistrement polysomnographique a été réalisée à l'Hôpital Raymond Pointcarré par l'équipe du Professeur F. Lofaso. Nous disposons des données suivantes : temps total de sommeil (TTS), période totale de sommeil (PTS), durée de sommeil lent profond (Stade 3 et Stade 4), durée de sommeil paradoxal (SP), durée de veille intra-sommeil, fragmentation du sommeil (nombre de micro-éveils/heure de sommeil).

Le tableau 3.2 présente les valeurs des paramètres permettant d'évaluer la qualité du sommeil pour chaque patient. Celle-ci était mauvaise, avec une efficacité de sommeil ne dépassant pas 83 % et un index d'éveils et de micro-éveils supérieur à 20/heure chez la moitié des patients.

Patients	Latence (mn)	TTS (mn)	PTS (mn)	Effi Som (%)	EV/ME (h ⁻¹)	Stade 1 (%)	stade 2 (%)	Stade 3 (%)	Stade 4 (%)	SP (%)
#1	8	330	471	69	12	18,3	39,2	23,4	9,4	9,7
#2 <i>T</i>	68	273	398	59	22	22,4	47,4	13,6	7,8	8,8
#3 <i>T</i>	21	354	407	83	15	30,4	58	3,6	0	8
#4	10	250	370	66	33	45,6	27,4	26,5	0	0,5
#5 <i>T</i>	65	191	429	39	14	33,8	56	9,6	0	0,6
#6	14	283	413	66	27	32,2	39,5	13,1	1,1	14,1
#7	47	229	364	56	24	27,9	50,6	19,9	0	1,6
#8 <i>T</i>	34	331	434	71	6	16,1	54	19,2	0	10,7
#9	16	268	440	59	78	48,9	46,1	2,7	1,7	0,6
#10 <i>T</i>	43	341	484	65	15	27	31,7	7,6	17,9	25,8
#11	36	288	381	69	12	8,8	59,2	8,5	11,1	12,4
#12 <i>T</i>	17	254	421	58	43	17,4	49,7	15,8	3,9	13,2
#13 <i>T</i>	38	405	452	83	51	39	55,7	0	0	5,3
#14 <i>T</i>	17	245	309	75	10	20	62,6	7,9	0	9,5

Tableau 3.2. Paramètre d'évaluation de la qualité de sommeil. *T* : patients avec trachéostomie; Latence : période entre le début de l'enregistrement et le début du sommeil ; **TTS** : temps total du sommeil (endormissement → réveil final, veille intra sommeil exclue) ; **PTS** : période total du sommeil (endormissement → réveil final, veille intra sommeil incluse) ; **Effi Som** : efficacité du sommeil (TTS/(PTS + Latence)) ; **EV/ME** : index d'éveils et micro-éveils par heure de sommeil ; **SP** : sommeil paradoxal.

Nous disposons aussi de l'analyse de la SaO₂ : la valeur moyenne sur toute la durée de l'enregistrement (SaO₂ moyenne), la valeur la plus basse (SaO₂ minimum) et le pourcentage de TTS pendant lequel la valeur a été inférieure à 90% (durée de SaO₂ < 90%). Par ailleurs, chez le sujet éveillé, un échantillon de sang artériel a été prélevé après le réglage des paramètres de ventilation assistée permettant de mesurer la PaO₂ et la PaCO₂ à l'éveil.

Le tableau 3.3 présente les valeurs de volume courant (V_T) et fréquence (F) de la ventilation assistée pour chaque patient. Les valeurs de PaO₂, PaCO₂, pH et HCO₃⁻ sont celles de la gazométrie artérielle prélevée sous ventilation assistée à l'éveil. Chez deux patients (#6 et #9), les valeurs de PaO₂ étaient faibles (respectivement de 9,5 kPa et 9,1 kPa) alors que celles de PaCO₂ étaient élevées (respectivement de 6,1 kPa et 5,6 kPa), suggérant que ces patients sont en hypoventilation malgré la ventilation assistée. De plus, dans ce tableau sont présentées les valeurs des paramètres de SaO₂ mesurées au cours du sommeil. Le compte rendu d'interprétation des résultats de SaO₂ (SaO₂ minimum et pourcentage de TTS avec SaO₂ inférieur à 90 %) a conclu à l'existence de fuites chez les patients # 1, 2, 4, 5, 6, 7, 9, 13 et 14.

Patients	V _T (ml)	F (min-1)	PaO ₂ (kPa)	PaCO ₂ (kPa)	pH	HCO ₃ ⁻ (mEq/l)	SaO ₂		
							moyenne (%)	minimum (%)	<90% (%TTS)
#1	1100	15	14,6	4,3	7,47	20,1	94,1	83	3,2
#2 <i>T</i>	700	18	15,4	3,7	7,47	23,3	94,7	78,3	11
#3 <i>T</i>	560	20	11,3	3,9	7,49	23,1	96,5	96	0
#4	800	16	11,1	4,8	7,45	26,1	91,2	85	35,6
#5 <i>T</i>	700	15	13,1	2,8	7,49	16,3	95,4	NA	1
#6	800	16	9,5	6,1	7,46	33	94	84	5
#7	750	17	14,3	3,3	7,53	21,6	96	85	<1
#8 <i>T</i>	700	18	16,2	3,9	7,45	22,7	96,1	NA	0
#9	780	15	9,1	5,6	7,42	26,6	87,9	71	49,9
#10 <i>T</i>	420	17	12,5	5,1	7,41	24,7	95,3	NA	0
#11	530	15	14,5	4,3	7,39	20,2	95,2	NA	0
#12 <i>T</i>	550	20	12,1	3,6	5,53	23,5	97,3	NA	0
#13 <i>T</i>	600	17	13	3,7	7,43	18,6	93,3	86	4,6
#14 <i>T</i>	440	22	11,6	3,4	7,5	19,7	93,9	89	1

Tableau 3.3. Paramètres de ventilation assistée, gaz du sang chez le sujet éveillé et saturation d'oxygène au cours du sommeil. *T* : patients avec trachéostomie; *VT* : Volume courant livré par le ventilateur; *F* : Fréquence de ventilation

3.2. Evaluation des variations de fuites par la PRI

Chez les 14 patients étudiés, le nombre d'échantillons sélectionnés a varié de 14 pour le patient #4 à 32 pour le patient #5. Les figures 3.7 à 3.20, semblables à la figure 3.5 ont été tracées pour chaque patient. Chaque figure est suivie de commentaires constituant ainsi une fiche par patient.

Sur l'ensemble des enregistrements nous avons observé que :

- Les valeurs de V_{in_r} sont restées quasiment inchangées tout au long de la nuit pour la plupart des patients. De légères variations peuvent s'expliquer lorsque le mode de ventilation utilisé était le mode « volume contrôlé assisté », car ce mode peut induire des changements de volume insufflé.
- Les valeurs de V_{ex_r} de PLE sont inférieures à 100% chez tous les sujets à l'exception du sujet #1, traduisant des fuites systématiques.
- Les valeurs de V_{tho_r} n'ont pas dépassé la valeur de référence sur 89,5 % des échantillons.
- Les valeurs de V_{abd_r} n'ont pas dépassé la valeur de référence sur 93,7 % des échantillons.
- V_{tho_r} et V_{abd_r} ont varié de façon simultanée sur 96,6 % des échantillons.
- V_{ex_r} était inférieure à V_{tho_r} et à V_{abd_r} sur 95,45 % des échantillons.

Patient #1

21 ans, homme, 50 kg, 160 cm

Masque nasal

AIROX HOME1, mode VAC, 1100ml x 15/min

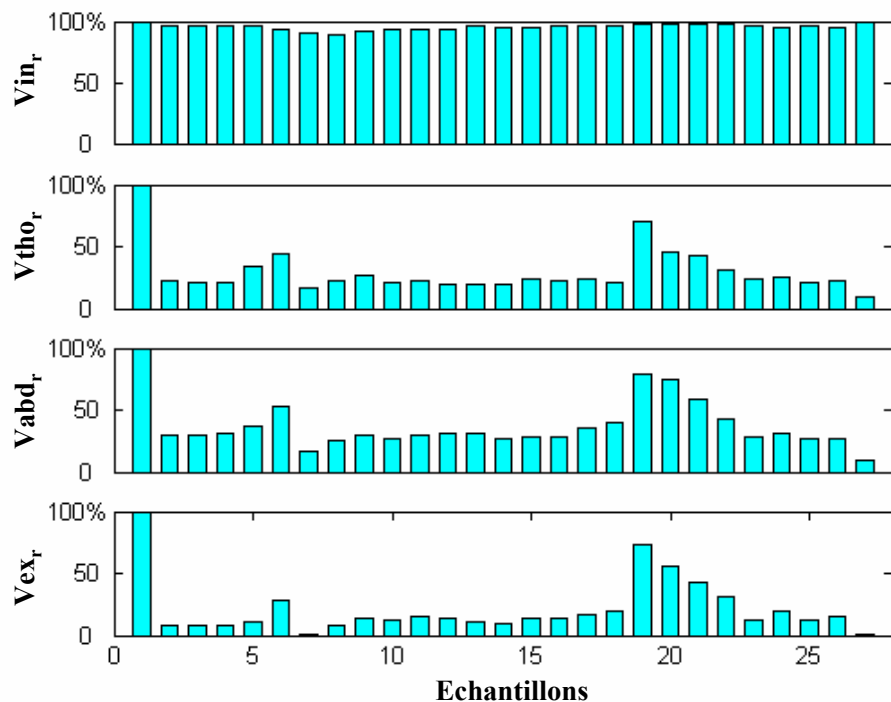


Figure 3.7. Traitement de l'enregistrement du patient #1. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour $V_{in,r}$, $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$, la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. $V_{ex,r}$ est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- Les valeurs de références (temps de latence d'endormissement) restent supérieures à toutes les autres valeurs.
- $V_{tho,r}$, $V_{abd,r}$ varient de façon parallèle.
- Les échantillons N° 6 et 19 montrent des augmentations de $V_{tho,r}$ et de $V_{abd,r}$ faisant suite à des valeurs basses sur les échantillons précédents. Cette observation peut être interprétée comme un réveil du sujet et une diminution des fuites consécutifs à une fuite importante.
- Pour ces deux échantillons, on observe aussi une augmentation de $V_{ex,r}$: le sujet ayant un plus grand volume courant, le volume expiré est aussi augmenté.
- $V_{ex,r}$ est toujours inférieur à $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$ signifiant une présence continue des fuites à l'expiration pendant le sommeil.

Patient #2

54 ans, homme, 87 kg, 175 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VC, 700 ml x 18/min

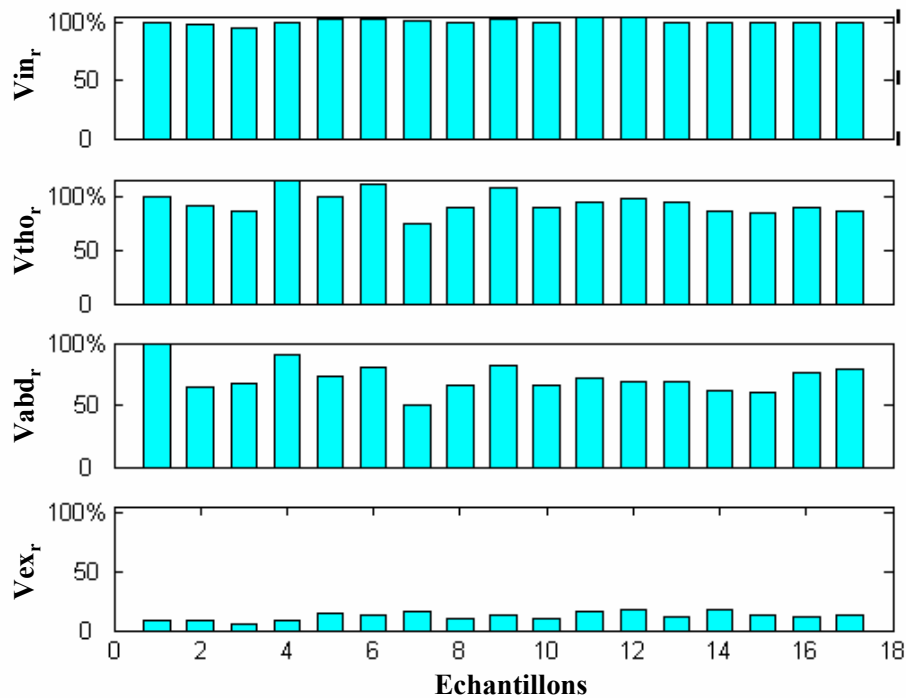


Figure 3.8. Traitement de l'enregistrement du patient #2. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient d'une façon parallèle.
- Les valeurs de références (temps de latence d'endormissement) restent supérieures à toutes les autres valeurs à l'exception des échantillons 4, 6 et 9 pour V_{tho_r} .
- V_{ex_r} de l'échantillon 1 mesuré pendant le temps de latence était déjà très faible. Ceci indique qu'il y avait déjà des fuites expiratoires pendant cette période.
- Sur tous les échantillons, la valeur de V_{ex_r} était inférieure à celle de V_{tho_r} et de V_{abd_r} , signifiant la présence des fuites plus importantes à l'expiration qu'à l'inspiration.

Patient #3

69 ans, homme, 65 kg, 170 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VC, 560ml x 20/min

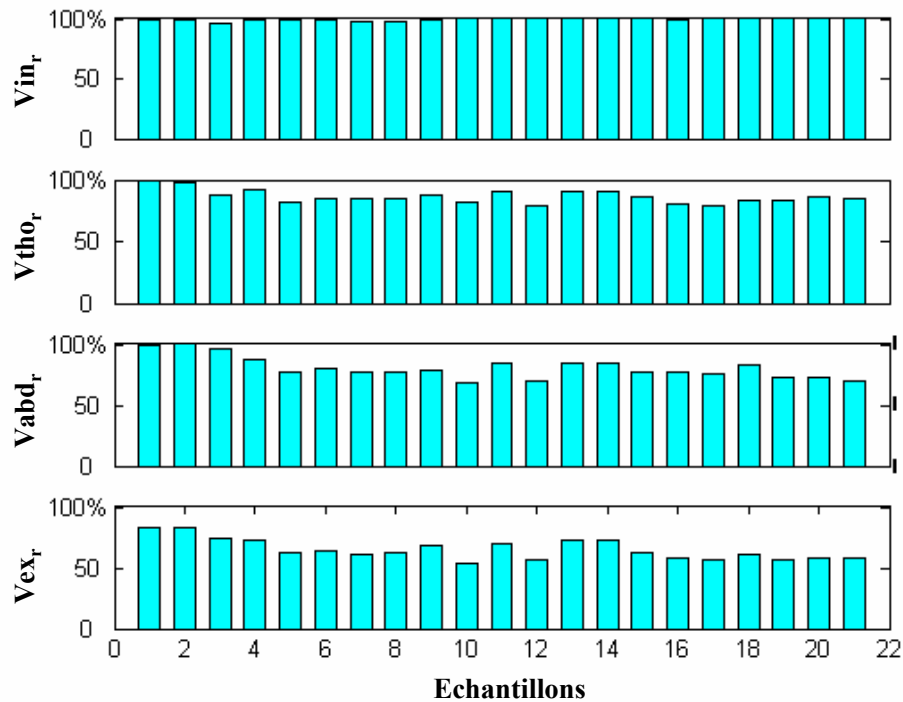


Figure 3.9. Traitement de l'enregistrement du patient #3. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- Toutes les valeurs des volumes mesurées au cours de la nuit sont inférieures à celles des volumes de référence.
- V_{ex_r} mesuré pendant le temps de latence est inférieur à la référence.
- La valeur de V_{ex_r} est toujours inférieure à celles de V_{tho_r} et de V_{abd_r} signifiant la présence des fuites à l'expiration.

Patient #4

53 ans, homme, 75.8 kg, 168 cm

Masque nasal

AIROX HOME 23, mode VAC, 800ml x 16/min

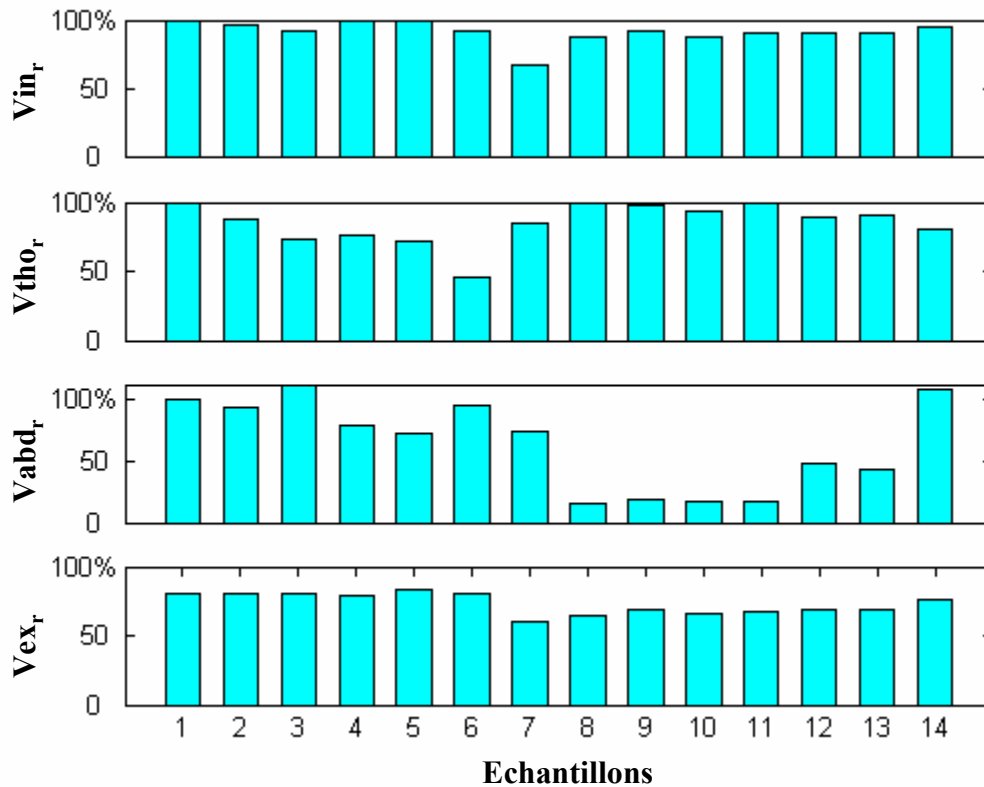


Figure 3.10. Traitement de l'enregistrement du patient #4. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour $V_{in,r}$, $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$, la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. $V_{ex,r}$ est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- La valeur de $V_{in,r}$ pour l'échantillon #7 est inférieure à celle de la référence. Le mode de ventilation, volume contrôlé assisté, utilisé pour ce patient pourrait être responsable des petites variations de V_{in} .
- Les variations de $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$ ne sont pas parallèles et pour les échantillons 8 à 11, la diminution de $V_{abd,r}$ est plus importante que celle de $V_{tho,r}$. Cette différence de variation peut être causée par un changement de position du patient au cours de la nuit.
- Chez ce patient, l'enregistrement présentait beaucoup d'irrégularités (changements fréquents de position), ceci explique le petit nombre d'échantillons analysés.
- $V_{ex,r}$ mesuré pendant le temps de latence est inférieure à celle de la référence.

Patient #5

52 ans, homme, 65 kg, 170 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3. mode VC. 700ml x 15/min

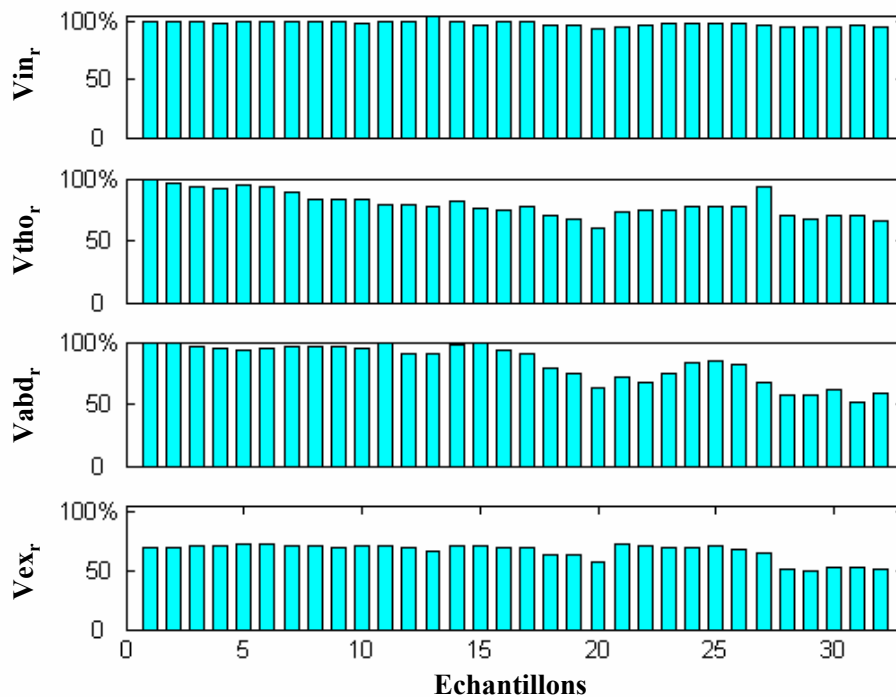


Figure 3.11. Traitement de l'enregistrement du patient #5. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour $V_{in,r}$, $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$, la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. $V_{ex,r}$ est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$ varient de façon parallèle.
- Toutes les valeurs des volumes mesurées au cours de la nuit sont inférieures ou égales à celles des volumes de références.
- La valeur de $V_{ex,r}$ mesurée pendant le temps de latence était inférieure à celle de la référence.
- La valeur de $V_{ex,r}$ était toujours inférieure à celles de $V_{tho,r}$ et de $V_{abd,r}$ signifiant la présence des fuites à l'expiration.

Patient #6

65 ans, homme, 43 kg, 165 cm

Masque nasal

EOLE 3, mode VAC, 800ml x 16/min

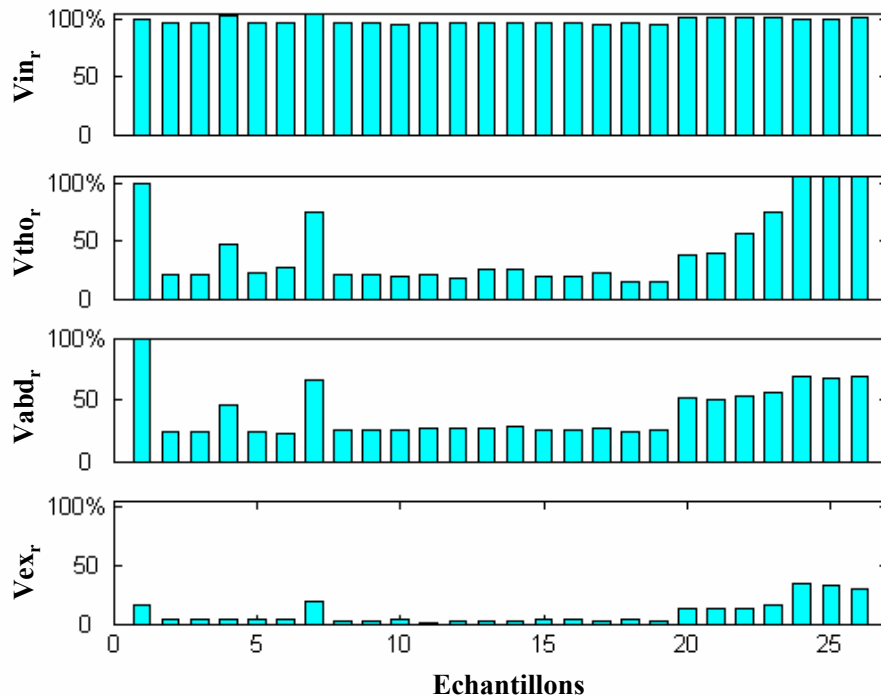


Figure 3.12. Traitement de l'enregistrement du patient #6. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour $V_{in,r}$, $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$, la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. $V_{ex,r}$ est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$ varient de façon parallèle.
- Sur les trois derniers échantillons, les valeurs de $V_{tho,r}$ étaient légèrement supérieures à la référence. Toutes les autres valeurs des volumes mesurés au cours de la nuit sont inférieures à celles des volumes de référence.
- La valeur de $V_{ex,r}$ mesurée pendant le temps de latence était très petite. Ceci indique qu'il y avait déjà des fuites expiratoires pendant cette période. Les variations de $V_{ex,r}$ sont parallèles à celles de $V_{tho,r}$ et $V_{abd,r}$.

Patient #7

38 ans, homme, 30 kg, 170 cm

Masque nasal

EOLE 3XL, mode VAC, 750ml x 17/min

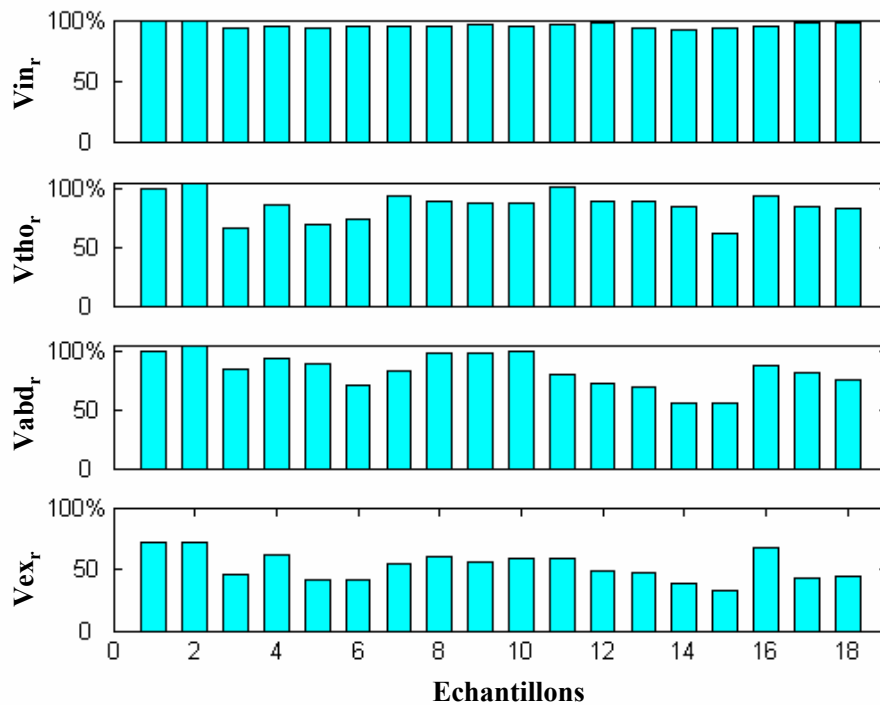


Figure 3.13. Traitement de l'enregistrement du patient #7. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- Hormis l'échantillon 2, toutes les valeurs des volumes mesurées au cours de la nuit sont inférieures ou égales à celles des volumes de référence.
- La valeur de V_{ex_r} mesurée pendant le temps de latence est inférieure à celle de la référence.
- La valeur de V_{ex_r} était toujours inférieure à celles de V_{tho_r} et V_{abd_r} .

Patient #8

68 ans, homme, 60 kg, 191 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VAC, 700ml x 18/min

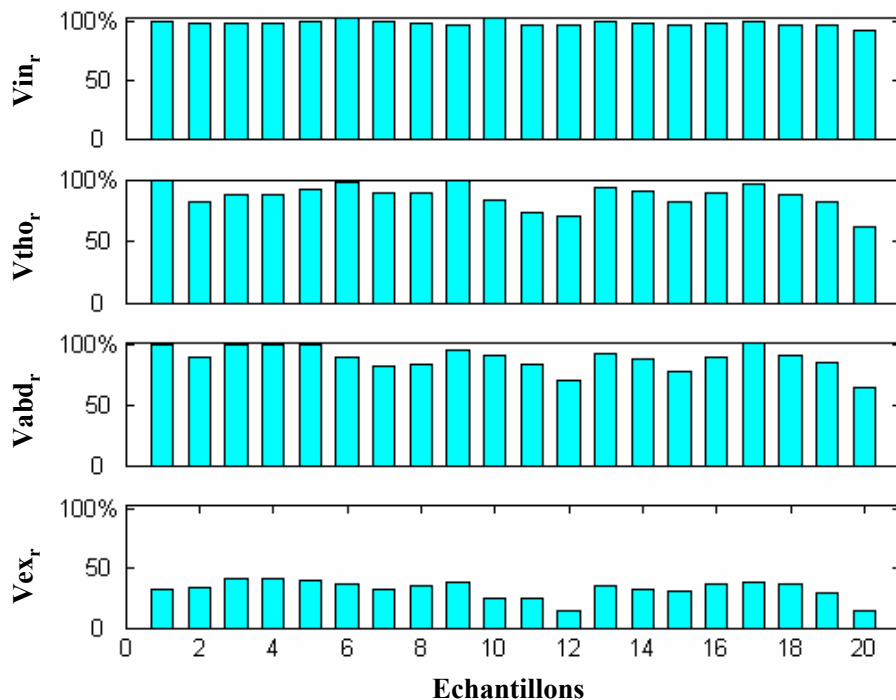


Figure 3.14. Traitement de l'enregistrement du patient #8. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- Toutes les valeurs des volumes sont inférieures ou égales à celles des volumes de référence.
- La valeur de V_{ex_r} mesurée pendant le temps de latence est très basse.
- V_{ex_r} varie parallèlement à V_{tho_r} et V_{abd_r} , cependant les valeurs de V_{ex_r} sont très basses.

Patient #9

53 ans, femme, 62 kg, 162 cm

Masque nasal

EOLE 3, mode VAC, 780ml x 15/min

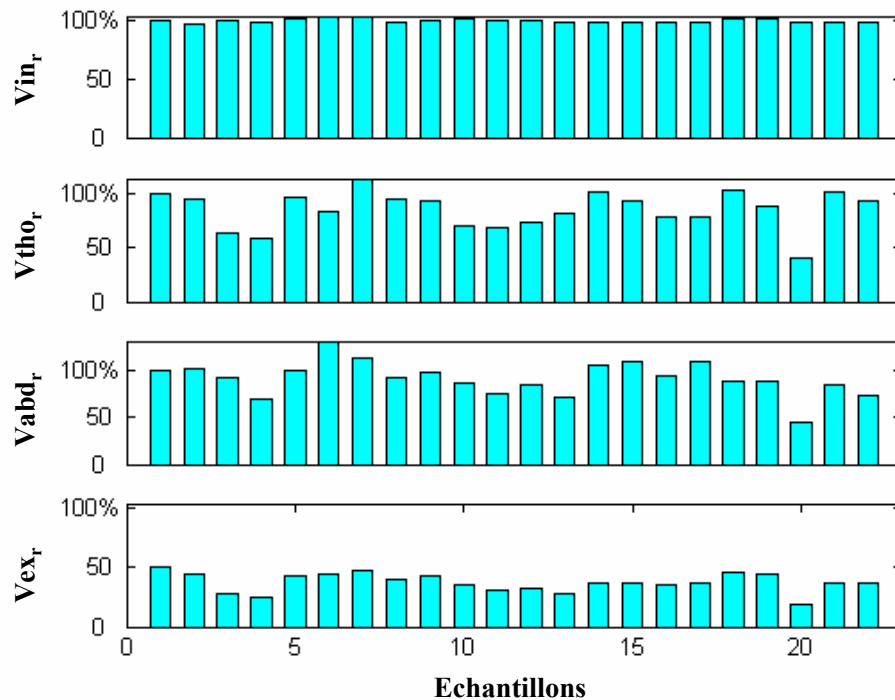


Figure 3.15. Traitement de l'enregistrement du patient #9. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle
- Toutes les valeurs des volumes restent inférieures ou égales à leurs références.
- Lorsque V_{tho_r} et V_{abd_r} augmentaient, comme l'indique l'échantillon # 21, V_{ex_r} augmentait également, indiquant que lorsqu'un volume insufflé plus élevé est reçu par le patient, un volume plus élevé est également expiré par le patient.
- La valeur de V_{ex_r} mesuré pendant le temps de latence est très basse.
- V_{ex_r} varie parallèlement à V_{tho_r} et V_{abd_r} , cependant les valeurs de V_{ex_r} sont très basses.

Patient #10

31 ans, homme, 43 kg, 164 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VAC, 420ml x 17/min

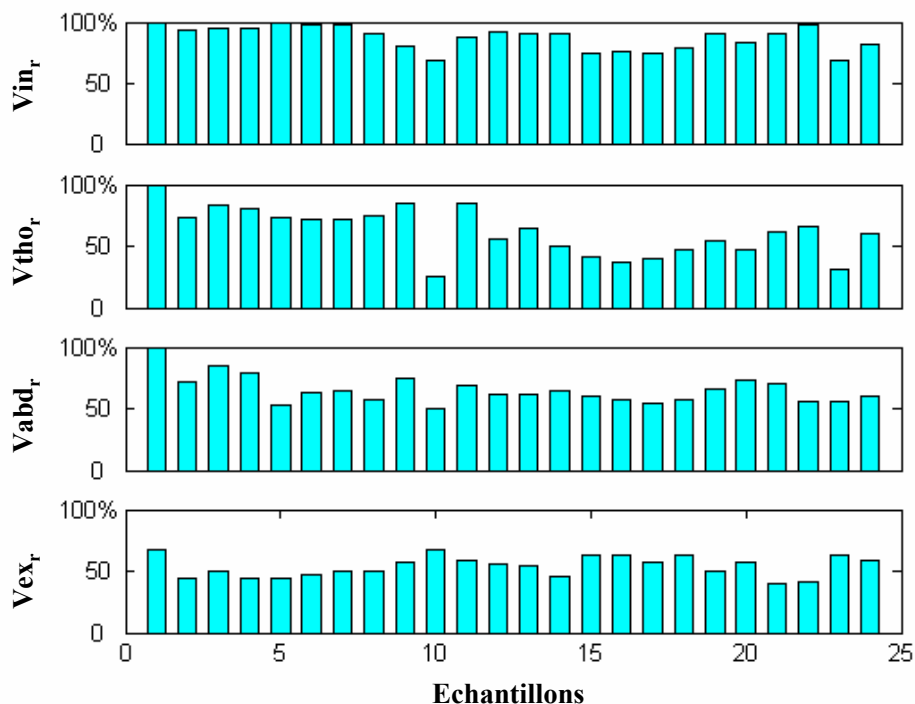


Figure 3.16. Traitement de l'enregistrement du patient #10. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- La valeur de V_{in_r} pour quelques échantillons était inférieure à la référence. Le mode ventilatoire « volume contrôlé assisté » pourrait être responsable de cette variation.
- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- Toutes les valeurs des volumes mesurés au cours de la nuit sont inférieures à leurs références.
- La valeur de V_{ex_r} pendant le temps de latence est inférieure à celle de la référence.

Patient #11

19 ans, homme, 24 kg, 164 cm

Masque nasal

EOLE 3, mode VC, 530ml x 15/min

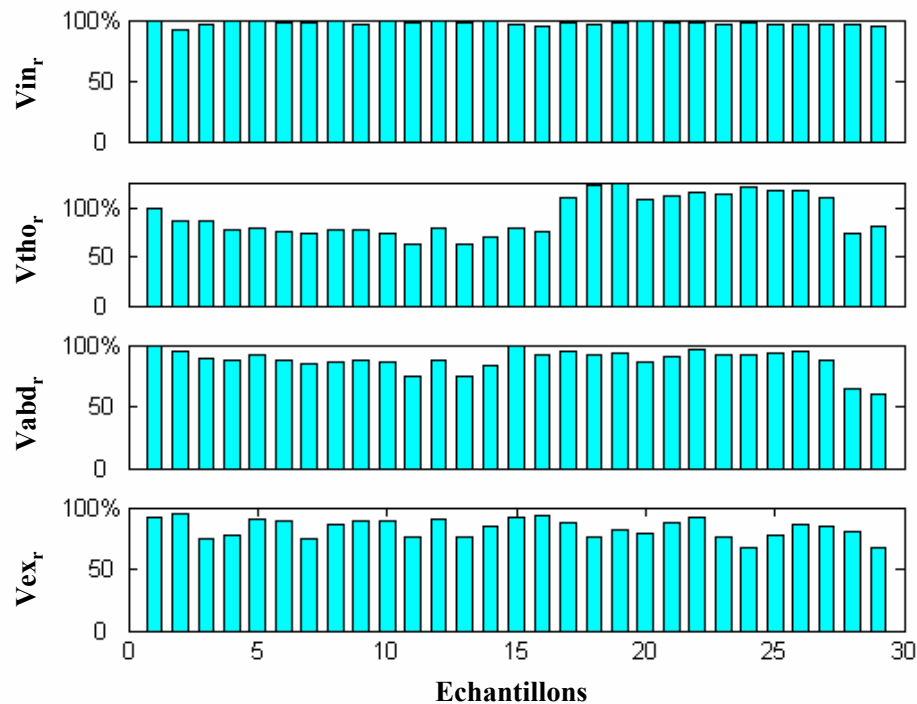


Figure 3.17. Traitement de l'enregistrement du patient #11. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle
- Toutes les valeurs des volumes mesurés entre les échantillons 2 et 16 sont inférieures à leurs références. En revanche, entre les échantillons 17 et 27, les valeurs de V_{tho_r} sont supérieures à la référence. Cette différence de variation peut être due au changement de position du patient ou du capteur au cours de la nuit.
- Les variations de V_{ex_r} sont souvent dans le même sens que celles de V_{tho_r} et V_{abd_r}

Patient #12

71 ans, homme, 42,5 kg, 156 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VAC, 550ml x 20/min

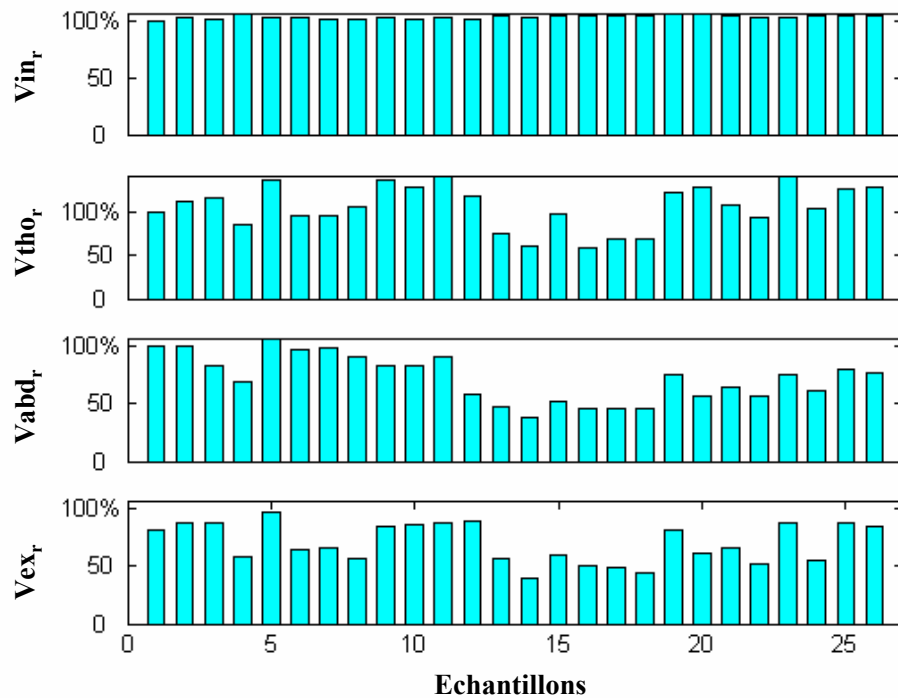


Figure 3.18. Traitement de l'enregistrement du patient #12. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- La valeur de V_{tho_r} mesuré au cours de la nuit était supérieure à la référence sur 50% des échantillons. En revanche, toutes les valeurs de V_{abd_r} de la nuit étaient inférieures à la référence.
- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- V_{ex_r} varie parallèlement à V_{tho_r} et V_{abd_r} .

Patient #13

47 ans, femme, 59 kg, 162 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VAC, 600ml x 17/min

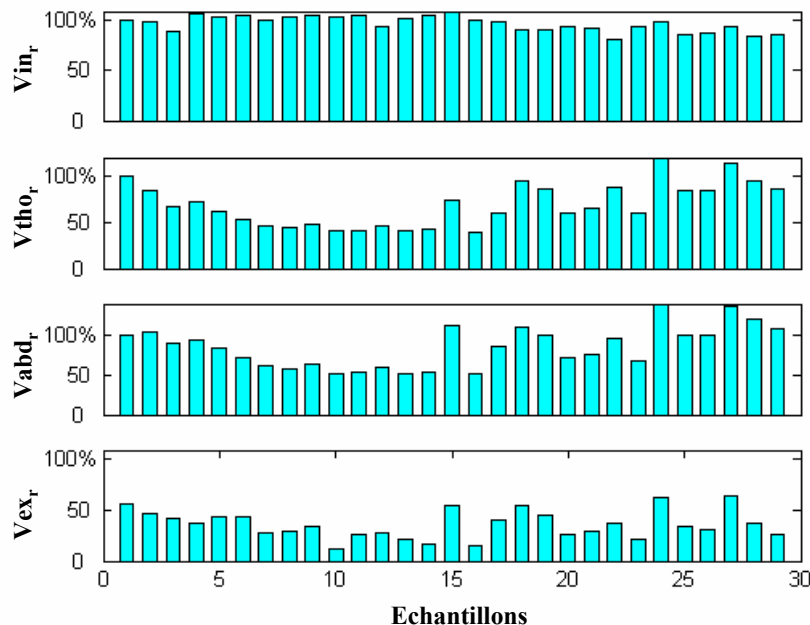


Figure 3.19. Traitement de l'enregistrement du patient #13. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- Certaines valeurs de V_{tho_r} et V_{abd_r} (échantillons # 24 et 27) dépassent les valeurs de référence (latence d'endormissement). Ceci pourrait s'expliquer par un réveil du sujet avec des volumes courants plus grands que pendant la latence.
- Toutes les valeurs des volumes mesurés au cours de la nuit sont inférieures à leurs références, à l'exception des augmentations de V_{tho_r} et V_{abd_r} (échantillons 24 et 27 pour V_{tho_r} et échantillons 15, 24, 27, 28 et 29 pour V_{abd_r}). Lorsque V_{tho_r} et V_{abd_r} augmentaient, comme l'indique l'échantillon #15, V_{ex_r} augmentait également, indiquant que quand un volume insufflé plus élevé est reçu par le patient, un volume plus élevé est également expiré par le patient.
- La valeur de V_{ex_r} mesurée pendant le temps de latence était faible. Ceci indique qu'il y avait des fuites expiratoires pendant cette période.

Patient #14

41 ans, homme, 80 kg, 180 cm

Trachéostomie sans ballonnet

EOLE 3, mode VAC, 440ml x 22/min

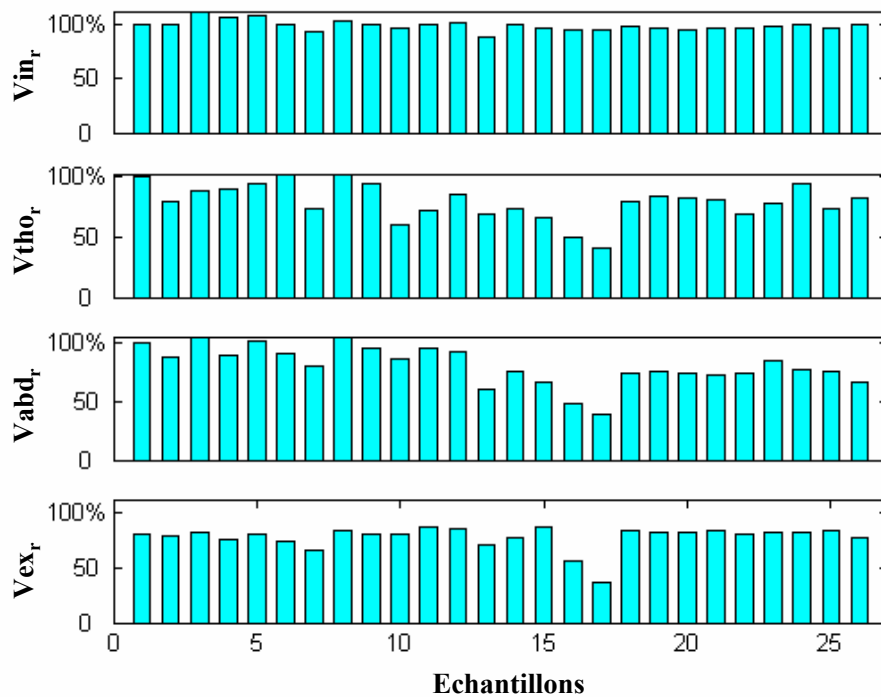


Figure 3.20. Traitement de l'enregistrement du patient #14. Chaque colonne est une valeur moyenne calculée sur 25 à 30 cycles. Pour V_{in_r} , V_{tho_r} et V_{abd_r} , la première colonne, a pour valeur 100%, correspondant à la valeur de l'échantillon enregistré en PLE. V_{ex_r} est toujours exprimé en pourcentage de V_{in} en PLE.

Commentaires :

- V_{tho_r} et V_{abd_r} varient de façon parallèle.
- Toutes les valeurs des volumes mesurés au cours de la nuit sont inférieures ou égales à leurs références.
- Les variations de V_{ex_r} sont parallèles à celles de V_{tho_r} et V_{abd_r} .

À partir de données des figures 3.7 à 3.20, nous avons établi la figure 3.21 sur le même principe que la figure 3.6 où la zone grisée représente la zone des variations de fuites à l'insufflation et la courbe en trait gras, la totalité des fuite. Les 4 divisions de la figure 3.21 indiquent sur le côté gauche le mode ventilatoire (VC et VAC) et en haut l'interface de ventilation utilisé (trachéostomie ou masque).

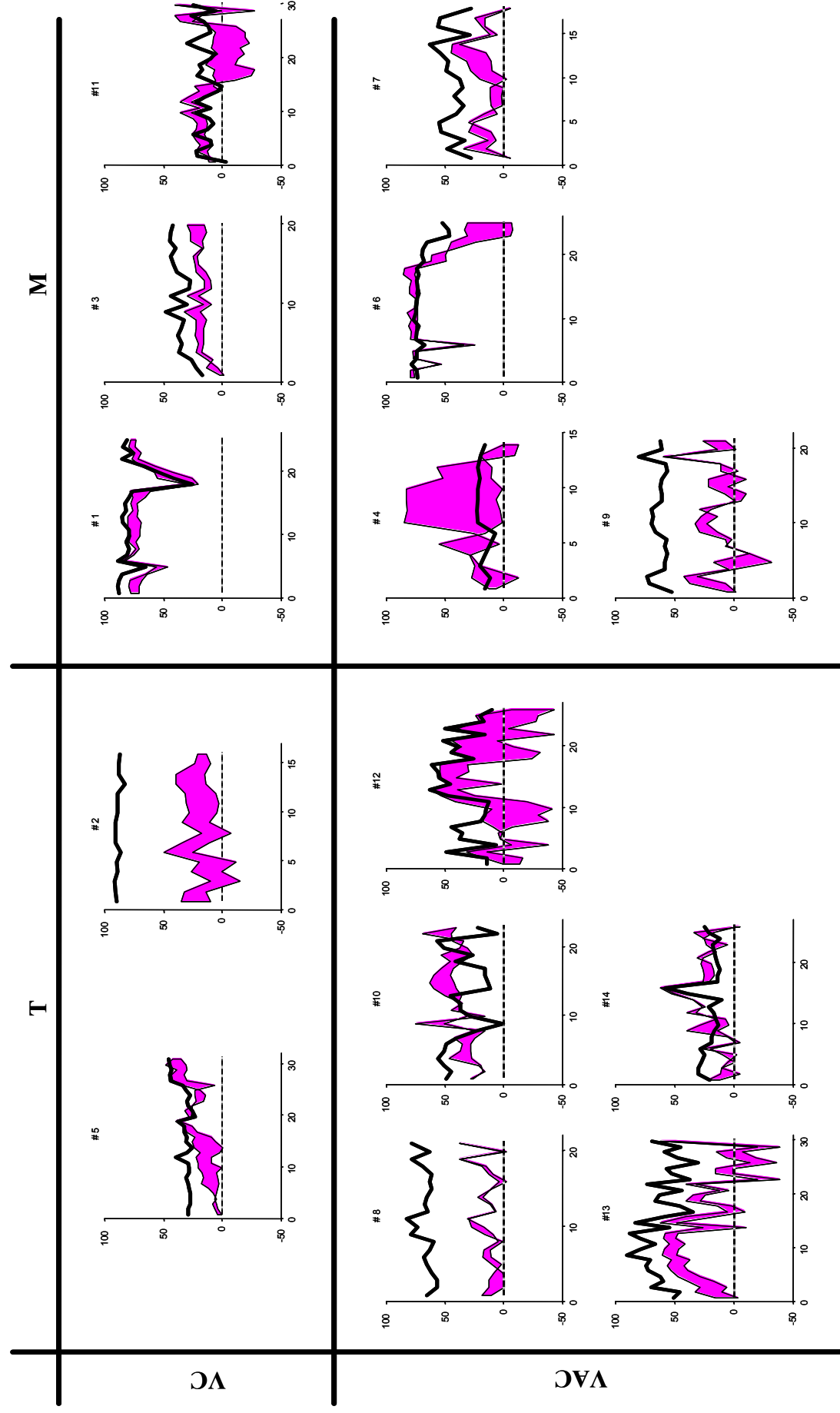


Figure 3.21. Zone de variation des fuites à l'insufflation et fuites totales pour l'ensemble des sujets. La zone grisée a été établie entre les minimum et maximum de $100 - V_{tho}$, et $100 - V_{abd_r}$ pour chaque échantillon. Le trait noir indique la différence ($V_{in} - V_{ex}$) de chaque échantillon exprimée en pourcentage de la valeur de PLE. T : ventilation par trachéostomie, M : ventilation par masque, VC : volume contrôlé et VAC : volume assisté contrôlé.

Dans cette figure, les parties grisées indiquent l'évolution de la fuite au cours de la nuit pour chacun des sujets. On peut remarquer que:

- Il n'apparaît pas y avoir d'influence particulière ni du mode ventilatoire ni de l'interface de ventilation (canule ou masque).
- Les zones de fuites à l'insufflation sont étroites pour les sujets 1, 3, 6, 7, 8, 9, 13 et 14, ceci correspond à des variations de même ordre de grandeur pour V_{tho_r} et V_{abd_r} .
- Les zones de fuites à l'insufflation indiquent aussi des variations parallèles de V_{tho_r} et V_{abd_r} pour les sujets 1, 2, 3, 6, 7, 8, 9, 13 et 14 et en grande partie pour le sujet #10.
- Les zones de fuites larges, comme pour les sujets 2, 5 et 12, indiquent des ordres de valeurs différents. Ceci peut être dû à une inégalité de l'amplitude des mouvements de l'abdomen et du thorax chez ces patients.
- Lorsque ces zones ne s'élargissent qu'à un moment particulier de la nuit, comme pour les sujet 4, 11 et 12, cela peut suggérer des mouvements des sujets entraînant un changement de position transitoire du capteur.

Enfin, ces zones indiquent la présence de fuites durant l'insufflation chez tous les sujets. Si l'on compare ces fuites à la totalité des fuites, représentée par la différence $V_{in_r} - V_{ex_r}$ (courbe noire), on remarque que :

- Chez la plupart des sujets (sauf le sujet #10), la courbe noire est au dessus de la zone grisée. Ceci suggère qu'il existe chez tous les sujets des fuites au cours de l'expiration.
- Chez plusieurs sujets, les variations de la courbe noire et de la zone grisée sont parallèles. Ceci est nettement observé chez les sujets 1, 3, 7, 8, 9 et 13. On peut penser qu'une augmentation du tonus musculaire est à l'origine des diminutions de fuites et que ceci se produit aussi bien à l'insufflation qu'à l'expiration. Ce phénomène pourrait être dû à des épisodes d'éveil au cours de l'enregistrement. Inversement, l'augmentation simultanée des fuites à l'insufflation et à l'expiration, pourrait être due à une diminution de tonus et donc à du sommeil paradoxal.

3.4. Discussion

L'étude a été réalisée sur des données de patients atteints d'affections neuromusculaires. Ces données ont été obtenues au cours d'enregistrements polysomnographiques réalisés dans un centre hospitalier pour une évaluation de la ventilation assistée prescrite à long terme et à domicile.

Les affections neuromusculaires impliquent souvent les muscles respiratoires, et l'insuffisance respiratoire est, chez ces patients, la cause principale de morbidité et de mortalité (Stauffer, 1982; Raphael *et al.*, 1994; Raphael, 1998 et Hill 2002). Ainsi, l'aide ventilatoire constitue une partie importante de la prise en charge thérapeutique de la maladie. Ces patients sont le plus souvent traités à domicile car la ventilation assistée est en général définitive et les coûts du traitement hospitalier sont élevés. Un traitement à domicile offre aussi l'avantage d'améliorer la qualité de la vie des patients. Les patients ne sont plus contraints à une mobilité limitée, ils peuvent reprendre certaines activités normales et leur stabilité psychologique et sociale est améliorée par une participation dans la vie quotidienne de la société (American College of Chest Physicians, 1998). La ventilation non invasive par un masque nasal représente le traitement le plus approprié et elle est proposée aux patients présentant des maladies neuromusculaires stables ou qui évoluent lentement (Stauffer, 1982). Cependant, les fuites d'air par la bouche sont communes dans ce type de ventilation, particulièrement pendant le sommeil. Si la ventilation non invasive est insuffisante, une ventilation invasive est proposée au patient (Raphael, 1998). La ventilation mécanique invasive est réalisée le plus souvent par l'intermédiaire d'une trachéostomie et d'un tube endotrachéal, avec ou sans ballonnet gonflable. Pour éviter les complications trachéales liées au gonflement du ballonnet (Nordin, 1977; Stauffer, 1982 et Seegobin et van Hasselt, 1984), les patients traités à domicile sont ventilés avec un tube sans ballonnet, ce qui entraîne fréquemment des fuites substantielles autour du tube trachéal, en particulier pendant le sommeil.

Les patients dont les données ont été analysées dans cette étude relèvent tous d'une ventilation de "nécessité" (Raphael, 1998). En effet, leur capacité vitale est inférieure à 55%, (tableau 3.1), valeur considérée comme critère de d'indication de ventilation assistée (Braun *et al.*, 1983). De plus, la PiMax chez la plupart des patients est inférieure à 30%, autre seuil considéré comme critère de prescription de la ventilation de nécessité (Smith, 1987). Le

tableau 3.3 montre que les valeurs de ventilation établies pour les patients éveillés sont largement supérieures aux normes de 8 à 12 ml/kg de volume courant (American College of Chest Physicians, 1998), suggérant que l'existence de fuites même à l'éveil impose une augmentation du volume insufflé. Chez deux patients (#6 et 9), la PaO₂ n'est pas corrigée par la ventilation assistée et les valeurs de SaO₂ pendant la nuit confirment l'insuffisance de la ventilation.

Pour les autres patients, les paramètres de ventilation assistée paraissent satisfaisants si l'on considère les valeurs de la gazométrie artérielle. Cependant, au cours de la nuit, en plus des 2 patients ci-dessus, 7 autres patients présentent des épisodes de désaturation témoignant de l'augmentation des fuites pendant le sommeil. De plus, l'analyse des tracés de sommeil (tableau 3.2) montre que, globalement, la qualité de sommeil était mauvaise pour l'ensemble des patients étudiés, avec une efficacité de sommeil basse et un faible pourcentage de temps passé en sommeil lent profond et surtout en sommeil paradoxal, vraisemblablement en rapport avec la fragmentation du sommeil. Plusieurs études ont mis en évidence une corrélation entre les fuites et les micro-éveils ou une réduction du pourcentage de sommeil lent profond et de sommeil paradoxal (Bach *et al.*, 1995; Meyer *et al.*, 1997 et Teschler *et al.*, 1999). Divers mécanismes ont été proposés pour expliquer le retentissement des fuites d'air sur la qualité du sommeil. L'hypoxémie et l'hypercapnie liées à l'hypoventilation alvéolaire sont des stimuli éveillants (Phillipson, 1986) et peuvent expliquer en partie la fragmentation du sommeil (Bach et Alba 1990). Le bruit et la sensation d'air sont aussi susceptibles de provoquer des micro-éveils (Meyer *et al.*, 1997).

Toutes ces données montrent donc l'accroissement des fuites au cours de la nuit.

Les fuites d'air sont généralement mesurées à l'aide d'un débitmètre calibré placé entre le ventilateur et le patient, de sorte que le volume insufflé par le ventilateur (V_{in}) et le volume expiré par le patient (V_{ex}) peuvent être quantifiés. Des fuites sont considérées comme présentes si V_{ex} est inférieur à V_{in} (Teschler *et al.*, 1999). Si l'on considère que le volume des fuites pendant l'expiration est négligeable, la différence entre V_{in} et V_{ex} est une bonne estimation des fuites pendant l'insufflation. S'il est vrai que les fuites pendant l'expiration ont peu d'importance du point de vue respiratoire, il n'est cependant pas évident qu'elles soient négligeables, en particulier dans le cas d'une ventilation invasive sans ballonnet. Par ailleurs, cette méthode d'estimation des fuites n'est pas appropriée dans le cas où une pression

expiratoire positive est appliquée, car on observe alors une augmentation considérable des fuites d'air expiratoires (Parreira *et al.*, 1997b et Gonzalez *et al.*, 2003).

Meyer *et al.* (1997) ont montré que le volume des fuites d'air peut être estimé en soustrayant du volume insufflé par le ventilateur (mesuré par un débitmètre) le volume courant obtenu à partir d'un signal de PRI étalonné. Cependant, la calibration de la PRI n'est pas sans problème ainsi que nous l'avons développé dans le chapitre 1. De plus, cet étalonnage peut être particulièrement incertain pendant le sommeil et au cours des enregistrements de longue durée, le sujet étant susceptible de bouger et le capteur de se déplacer (Gonzalez *et al.*, 1984 et Whyte *et al.*, 1991).

La méthode que nous avons employée consiste, comme la méthode proposée par Meyer *et al.* (1997), à évaluer le volume d'air entrant dans les poumons à chaque cycle respiratoire. Cependant, la méthode proposée ici ne nécessite pas de calibrer la PRI, ce qui présente de nombreux avantages, en particulier celui d'éviter l'utilisation du matériel nécessaire pour l'étalonnage ainsi que le recours à du personnel qualifié.

Notre méthode présente deux particularités :

1/ les valeurs des volumes des compartiments thoraciques et abdominaux sont exprimées en pourcentage de leur valeur pendant le temps de latence du sommeil. Si les fuites augmentent pendant le sommeil (Bach et Alba 1990; Meyer *et al.*, 1997; Teschler *et al.*, 1999; Rodenstein et Levy 1999 et Bourke et Gibson 2002), les volumes thoraciques et abdominaux au cours du sommeil seront donc diminués. Les résultats des figures 3.7 à 3.20 montrent que les volumes abdominaux et thoraciques pendant la latence d'endormissement ont presque toujours les valeurs maximales. Sur les 331 échantillons analysés sur les 14 sujets, seules 10,5% des valeurs du volume thoracique sont supérieures à celle de la latence d'endormissement et 6,3% pour l'abdomen. Ce phénomène est souvent observé sur des échantillons successifs, suggérant qu'il est peut être du aux changements de position corporelle ou encore aux déplacements du capteur au cours de la nuit. Une évolution ultérieure de la méthode pourrait inclure un enregistrement simultané de la position corporelle pour la prendre en considération dans l'analyse.

2/ les signaux Abdomen et Thorax sont traités séparément. Les volumes pulmonaires se répartissent entre ces deux compartiments. Ainsi, pour chaque échantillon, la diminution du volume pulmonaire sera comprise entre les diminutions des volumes de ces deux compartiments. Elle sera égale au maximum à la valeur la plus élevée des ces diminutions et

au minimum à la valeur la plus basse. Cette expression des variations de volume présente l'avantage de n'utiliser que les seuls signaux thorax et abdomen obtenus par PRI pour évaluer les variations des fuites sur les échantillons consécutifs.

Il faut cependant remarquer que cette évaluation des variations de volumes pulmonaires peut être erronée s'il existe une différence de phase entre le thorax et l'abdomen. Chez les patients étudiés dans ce travail, il n'y a pas d'évènement respiratoire obstructif et la méthode peut donc être appliquée. De plus, nous avons vérifié visuellement qu'il n'y avait pas de différence de phase entre ces deux signaux.

La figure 3.21 qui résume l'ensemble de nos résultats indique l'existence de fuites au cours de la nuit chez tous les sujets. Cette figure montre aussi que la différence $V_{in_r} - V_{ex_r}$ qui serait obtenue par deux débitmètres placés sur les voies d'entrée et de sorties du ventilateur surestimerait les fuites à l'insufflation, ne conviendrait donc pas pour une compensation des fuites et risquerait d'entraîner une hyperventilation. Cette figure illustre aussi les variations des quantités de fuites au cours de la nuit. En effet, les fuites n'étaient pas stables au cours de la nuit. Ces fluctuations d'amplitude des fuites ont été observées par Meyer *et al.* (1997) et par Bach et Alba (1990) et peuvent être attribuées aux changements de stade de sommeil ainsi qu'aux micro-éveils ou aux épisodes d'éveil intra-sommeil. Par ailleurs, les variations souvent parallèles de V_{tho_r} , V_{abd_r} et même de V_{ex_r} , montrent la validité de la méthode d'évaluation des variations des volumes pulmonaires par V_{tho_r} et V_{abd_r} . Cependant, des changements de position du patient ou du capteur au cours de la nuit peuvent avoir des effets différents sur le signal thoracique et le signal abdominal, ce qui justifie la nécessité d'analyser les variations des deux signaux.

En examinant les résultats de l'analyse pour tous les sujets, il apparaît que la méthode développée dans cette étude détecte les fuites au cours d'une ventilation invasive avec trachéostomie sans ballonnet aussi bien qu'au cours d'une ventilation non invasive avec masque nasal. Les valeurs de la ventilation minute présentées dans les fiches individuelles sont très élevées. Ceci peut expliquer le fait que, malgré des fuites, la quantité d'air insufflée permet de maintenir une ventilation alvéolaire satisfaisante comme en témoignent les valeurs de SaO_2 (tableau 3.3). Des études ont d'ailleurs montré qu'il est possible de maintenir une bonne oxygénation malgré la présence de fuites (Meyer *et al.*, 1997; Teschler *et al.*, 1999 et Bourke et Gibson 2002).

Chez le patient # 9, les valeurs de PaO_2 et de PaCO_2 à l'éveil suggèrent la présence de fuites à l'éveil. Cependant, les fuites s'aggravent au cours de la nuit, comme le montre la figure 3.15. Une telle situation a été observée par Gonzalez *et al.* (2003) chez des patients neuromusculaires sous ventilation assistée invasive.

Conclusion

L'analyse proposée dans ce travail permet d'évaluer les fuites chez des patients ventilés à partir des seuls signaux Abd et Tho obtenus par pléthysmographie par inductance et sans qu'il soit nécessaire d'étalonner la PRI.

Le matériel PRI utilisé était le système Visuresp®, d'utilisation facile : le gilet avec les capteurs de la PRI peut être facilement installé par le patient lui-même ou par un membre de sa famille et l'enregistrement des signaux peut être répété aussi souvent que nécessaire chez les patients ventilés en particulier à domicile. Dans un environnement de soins, une analyse en temps réel est également possible et pourrait permettre un ajustement du ventilateur. Il a, en effet, été montré qu'une diminution des fuites peut être obtenue en modifiant le réglage des différents paramètres de la ventilation assistée (Parreira *et al.*, 1997a et Mehta *et al.*, 2001). Le fait de pouvoir mesurer en temps réel et en continu les variations de fuites permet d'ajuster le ventilateur, d'évaluer les effets de ces ajustements et de rechercher les conditions optimales de ventilation. Il est même possible d'imaginer que les valeurs obtenues à partir d'une mesure continue des fuites d'air basées sur l'enregistrement et l'analyse de la PRI puissent servir de signal de retour dans un système de commande qui réglerait la ventilation afin de réduire au minimum les fuites et d'améliorer ainsi les paramètres respiratoires pendant le sommeil.

Ce travail a été réalisé chez des patients atteints de maladies neuromusculaires, mais la méthode d'analyse pourrait s'appliquer à toutes les situations de ventilation assistée où il peut y avoir des fuites, y compris en pédiatrie. Il faudrait cependant éliminer de l'analyse les plages comportant des événements obstructifs. Le logiciel d'exploitation du Visuresp® fournit un calcul de la différence de phase entre Tho et Abd et permet ainsi de sélectionner les échantillons de signaux pour l'évaluation des fuites.

Ce travail a bénéficié d'une bourse de l'Association Française Contre les Myopathies

Chapitre IV

Analyse et Détection de la Déglutition

4.1. Introduction

4.1.1. La déglutition

La déglutition est une fonction fondamentale de l'organisme qui débute avant la naissance (11^{ème} semaine de gestation) (Reix *et al.*, 2004). Elle met en jeu un ensemble de structures situées au niveau du carrefour aéro-digestif qui permettent l'alimentation de l'individu tout en assurant la protection des voies respiratoires (Gross *et al.*, 2003 et Preiksaitis et Mills, 1996). Les mécanismes réflexes du carrefour aéro-digestif permettent de réaliser plusieurs types de tâches successivement (respirer, parler, avaler sa salive, boire et manger). Des incidents liés à la réalisation simultanée de ces tâches sont symptomatiques d'un trouble de la déglutition. Parmi ces symptômes, on note, par exemple, les fausses routes, situation dans laquelle le bol alimentaire est régurgité par voie nasale ou dévié vers le larynx et les voies aériennes (Nishino *et al.*, 1985 et Domenech et Kelly, 1999).

Le processus de la déglutition

Trois phases successives caractérisent les étapes initiales de l'alimentation avant la digestion (figure 4.1): 1) une phase orale, volontaire, qui consiste à préparer le bol alimentaire dans la cavité buccale (temps antérieur à la déglutition), 2) une phase pharyngée, involontaire, qui consiste à propulser le bol alimentaire du pharynx à l'œsophage (la déglutition) et 3) une phase œsophagienne, elle aussi involontaire, qui consiste à transporter le bol alimentaire vers l'estomac par l'œsophage (temps postérieur à la déglutition) (Domenech et Kelly, 1999).

La phase pharyngée est la phase la plus critique puisque le bol alimentaire va traverser le carrefour aérodigestif. La pression du bol alimentaire fait basculer l'épiglotte en arrière, par un mouvement résultant de la rétraction de la langue et de la fermeture du larynx. Cette bascule de l'épiglotte permet au bol alimentaire de descendre de la partie inférieure du pharynx vers l'œsophage supérieur tout en protégeant les voies respiratoires inférieures (Davenport, 1968). Cette fermeture du larynx entraîne une interruption de la respiration au

cours de la déglutition et la phase pharyngée est donc caractérisée par une courte apnée. La durée de cette apnée est d'environ 1 seconde, mais varie en fonction de l'aliment avalé (Paydarfar *et al.*, 1995). Cet événement respiratoire associé à la déglutition sera exploré dans ce travail.

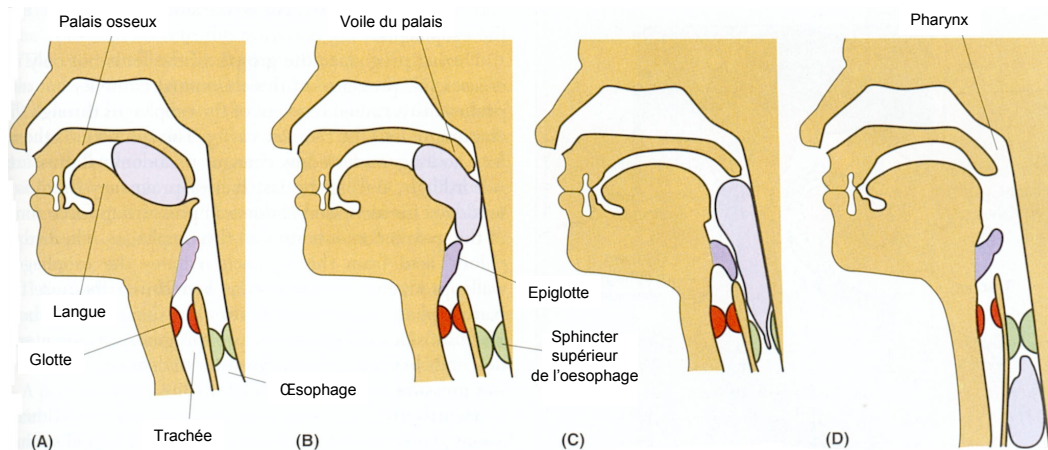


Figure 4.1. Les 3 phases de l'ingestion : la phase orale (A), la phase pharyngée (B et C) et la phase œsophagienne (D). (Vander *et al.*, 1994)

4.1.2. Les troubles de la déglutition

Qu'elles soient responsables d'une gêne pour porter les aliments en bouche ou qu'elles affectent directement les possibilités d'avaler, un certain nombre de pathologies responsables de handicap moteur entraînent des troubles de la déglutition et toutes les étapes décrites ci-dessus peuvent être concernées (Domenech et Kelly, 1999 et Leslie *et al.*, 2003).

Les troubles de déglutition chez les personnes âgées

Les troubles de déglutition chez les personnes âgées constituent un véritable problème clinique (Castell, 1986 et Domenech et Kelly, 1999). Une étude portant sur une population de 240 patients d'un âge moyen de 82 ± 10 ans, en institution gériatrique, a montré que 20 % des patients autonomes et 39 % des patients dépendants pour la prise des repas présentaient des signes cliniques évocateurs de troubles de la déglutition (Siebens *et al.*, 1986). Dans une autre étude (Lin *et al.*, 2002), chez 1221 sujets d'une unité de soins de long séjour, d'un âge moyen de 77 ± 11 ans, 51 % présentaient des troubles de déglutition. Les principales conséquences des troubles de la déglutition chez les personnes âgées sont les pneumopathies d'inhalation (Miyazaki *et al.*, 2002 et Marik et Kaplan, 2003), la malnutrition (Hudson *et al.*, 2000), les conséquences psychologiques et sociales (Tibbling et Gustafsson, 1991 et Hudson

et al., 2000), l'augmentation de la mortalité (Tack et Vantrappen, 1997 et Hudson *et al.*, 2000), l'augmentation du coût des soins (Langmore *et al.*, 1998) et les pathologies pulmonaires chroniques.

4.1.3. Les méthodes d'études de la déglutition et de ses troubles

L'étude de la déglutition et de ses troubles est assurée par deux types de méthodes: les méthodes non instrumentales (interrogatoires et examen clinique), qui ont pour but le dépistage des patients et les méthodes instrumentales (parfois invasives), qui ont pour but d'affirmer et/ou de préciser les troubles de la déglutition (Domenech et Kelly 1999; Leslie *et al.*, 2003 et Mathers-Schmidt et Kurlinski, 2003).

4.1.3.1. Les méthodes non instrumentales

Tout patient susceptible de présenter des troubles de déglutition bénéficie d'un examen clinique, associant, classiquement, un interrogatoire et un examen physique. L'interrogatoire, souvent aidé par l'entourage du patient, est essentiel et permet une évaluation clinique de la capacité des patients à ingérer de la nourriture. L'examen clinique permet d'explorer l'espace compris entre la bouche et les cordes vocales par l'analyse de la cavité buccale, de l'état dentaire, des réflexes et de la sensibilité du carrefour oropharyngé. On procède ensuite à un test de déglutition, patient assis, avec un aliment solide (morceau de pain), semi-liquide (crème), puis avec une petite quantité d'eau. On observe la posture de la tête (Langmore, 1998 et Wu *et al.*, 2004), la durée de la déglutition (Miyazaki *et al.*, 2002 et Wu *et al.*, 2004), la survenue éventuelle de toux (Wu *et al.*, 2004 et Mathers-Schmidt et Kurlinski 2003), les mouvements de langue et la vidange buccale (Mathers-Schmidt et Kurlinski 2003).

Dans les cas les plus simples, un interrogatoire et un examen physique permettent d'évaluer les principaux troubles de déglutition, sans avoir recours aux méthodes instrumentales, souvent invasives. Si une exploration complète de la déglutition est envisagée, celle-ci fait appel à des méthodes instrumentales, qui sont parfois difficiles à appliquer, en particulier chez des sujets âgés.

4.1.3.2. Les méthodes instrumentales

Pour affirmer et/ou préciser les troubles de la déglutition, les méthodes instrumentales utilisées sont pluridisciplinaire et comprennent: l'examen du voile du palais, des cordes vocales et enfin, de la langue. Les examens les plus répandus sont l'endoscopie et la radiovidéoscopie :

i) L'endoscopie est réalisée à l'aide d'un naso-fibroscope introduit par voie nasale après anesthésie locale. L'examen de la base de la langue, du pharynx et du larynx est alors possible. Les mouvements anormaux, la phonation et la déglutition d'aliments et de liquides sont observés. Une caméra fixée au fibroscope et un magnétoscope permettent d'enregistrer les images. Cette méthode est réalisable au lit du malade mais elle est invasive (Jafari *et al.*, 2003; Madden *et al.*, 2000 et Lim *et al.*, 2001).

ii) L'examen radiovidéoscopique, ou vidéofluorographie, est un enregistrement vidéographique, de profil et de face, de déglutitions d'un liquide, d'une pâte et d'un solide contenant un produit fluorescent. Cet examen permet d'explorer le passage des aliments de la bouche vers l'estomac et de détecter une éventuelle fausse route nasale ou trachéale. C'est la méthode de référence pour l'évaluation du processus de déglutition. Cette méthode est invasive en raison de l'exposition aux rayons X et elle n'est pas réalisable au lit du malade (Jafari *et al.*, 2003; Wu *et al.*, 2004 et Tohara *et al.*, 2003).

D'autres méthodes sont utilisées pour l'étude de la déglutition : la manométrie (Higo *et al.*, 2002), l'électromyographie, l'oxymétrie de pouls (Higo *et al.*, 2003 et Smith *et al.*, 2000), la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) (Preiksaitis et Mills, 1996 et Jafari *et al.*, 2003), l'échographie cervicale et œsophagienne et la scintigraphie pulmonaire (Shaw *et al.*, 2004). La combinaison de plusieurs méthodes est aussi une approche adoptée par certains investigateurs (Chong *et al.*, 2003; Tohara *et al.*, 2003 et Jafari *et al.*, 2003). Parmi toutes ces méthodes, certaines ne sont pas réalisables au lit du malade et la plupart sont trop contraignantes pour être utilisées en pratique quotidienne chez des personnes âgées.

4.1.4. Effet de la déglutition sur le rythme respiratoire

Rappelons que la déglutition est caractérisée par la fermeture du larynx entraînant une interruption de la respiration. Les rapports entre respiration et déglutition ont été étudiés chez des sujets jeunes et sains (Nishino *et al.*, 1985; Smith *et al.*, 1989; Selley *et al.*, 1989 et

Paydarfar *et al.*, 1995) et chez des personnes âgées (Selley *et al.*, 1989; Preiksaitis et Mills 1996 et Hirst *et al.*, 2002), en utilisant différentes méthodes rapportées ci-dessous. Cependant, peu d'études ont exploité les modifications du rythme respiratoire chez des sujets présentant des troubles de la déglutition pour détecter la présence de déglutition ou analyser des troubles de la déglutition.

Nishino *et al.* (1985) ont étudié les effets de la déglutition spontanée et de la déglutition contrôlée d'eau sur le rythme respiratoire chez 8 adultes sains. La ventilation était enregistrée par un débitmètre et la déglutition était identifiée par électromyographie et observation visuelle des mouvements laryngés. Dans cette étude, 80% des déglutitions avaient lieu au cours de la phase expiratoire et il n'y avait pas de différence entre le retentissement de la déglutition spontanée et de la déglutition imposée sur la respiration. De plus, les auteurs ont mis en évidence une augmentation du volume courant sur les premiers cycles respiratoires survenant immédiatement après la déglutition. Smith *et al.* (1989) ont étudié la coordination entre la respiration et la déglutition chez 7 sujets au repos et pendant la période des repas. La ventilation a été observée par pléthysmographie respiratoire par inductance et la déglutition par électromyographie. Ces auteurs ont conclu que la déglutition survient presque exclusivement en phase expiratoire et que, si le niveau de ventilation reste constant au cours de la prise de nourriture, le rythme respiratoire devient en revanche irrégulier. Dans une étude de Paydarfar *et al.* (1995), la relation entre le temps respiratoire et la déglutition a été étudiée chez 30 sujets sains au repos. La déglutition a été examinée par électromyographie, manométrie et vidéofluoroscopie, et la ventilation mesurée grâce au débit nasal et aux mouvements thoraco-abdominaux. Les auteurs ont conclu que la déglutition entraîne une apnée dont la durée dépend de la nature de la nourriture avalée. Selley *et al.* (1989) ont enregistré la ventilation grâce à un débitmètre et la déglutition par un microphone placé sur la face antérieure du cou chez 33 sujets. Dans cette étude, les auteurs ont montré que la phase de la respiration (inspiration ou expiration) au cours de laquelle la déglutition se produit était toujours la même chez un individu donné et que la déglutition était presque toujours suivie par une expiration ample. Enfin, Ferroah *et al.* (2002) ont étudié l'effet des déglutitions spontanées sur la respiration chez 13 chèvres éveillées. Les temps inspiratoires (T_I) et expiratoires (T_E), ainsi que le volume courant (V_T) étaient déterminés à partir du signal de débit et du signal de l'EMG diaphragmatique. Ces auteurs ont conclu que l'interaction entre la déglutition et la respiration se fait aussi bien avant qu'après la déglutition et que les variations des paramètres respiratoires (temps et volume courant) étaient nécessaires pour parvenir à une

coordination correcte entre la déglutition et la respiration. Ferroah *et al.* (2002) ont regroupé les déglutitions enregistrées chez les animaux en 4 catégories: des déglutitions débutant et finissant pendant une phase inspiratoire (II), des déglutitions débutant et finissant au cours de la phase expiratoire (EE), des déglutitions débutant en inspiration et finissant en expiration (IE) et des déglutitions débutant en expiration et finissant en inspiration (EI) (Feroah *et al.*, 2002). D'autres études ont réalisé des classifications similaires de la déglutition chez l'homme (Nishino *et al.*, 1985; Selley *et al.*, 1989; Smith *et al.*, 1989 et Preiksaitis et Mills 1996).

4.1.5. Proposition d'une méthode instrumentales non invasive pour l'utilisation en Gériatrie

Pour le diagnostic et le suivi des principaux troubles de déglutition chez les patients âgés, l'interrogatoire et l'examen clinique sont la première étape. Les méthodes instrumentales invasives sont mal tolérées par ces patients. Si une exploration de la déglutition avec une méthode instrumentale est envisagée, celle-ci doit être facilement utilisable en milieu gériatrique. Or ces conditions sont réunies dans l'exploration de la déglutition par le biais de son retentissement sur la respiration.

Objectif de l'étude

Le but de notre étude était de montrer que la déglutition peut être détectée à partir du signal de débit respiratoire obtenu par la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI). Dans ce travail, nous avons exploité les effets de la déglutition sur la respiration, en particulier la survenue d'une apnée au cours d'une déglutition. Une déglutition implique un intervalle d'apnée sur le signal de débit. Cet intervalle d'apnée, appelé aussi « pause respiratoire » (Wilson *et al.*, 1981) n'est bien évidemment pas spécifique de la déglutition. Cette pause respiratoire peut aussi correspondre à une brève apnée lors du passage de l'expiration à l'inspiration (pause expiratoire) souvent manifestée par des oscillations du signal débit autour de zéro pendant la dernière partie de l'expiration, oscillations dont il faut tenir compte dans le découpage des cycles (Bachy *et al.*, 1986).

Nous proposons une méthode instrumentale utilisant un système de PRI avec un algorithme de détection d'apnées liées à la déglutition. Cette méthode peut fournir un outil clinique non invasif pour détecter et analyser la déglutition. Nous avons utilisé cette méthode chez des personnes âgées pour une utilisation ultérieure dans cette population chez qui la fréquence et la gravité des troubles de la déglutition sont connues. Une partie de ce travail a été effectué en collaboration avec A. Moreau Gaudry dans le cadre de sa thèse en médecine et a donné lieu à une publication à apparaître dans la revue Dysphagia. (Moreau-Gaudry A, Sabil A, Benchetrit G, Franco A. Use of Respiratory Inductance Plethysmography for Detecting and Analyzing Swallowing in the Elderly. Dysphagia, 2005. Sous presse. Annexe #4).

4.2. Méthodes

4.2.1. Sujets

L'étude a été réalisée dans le Département de Médecine Gériatrique et Communautaire du CHU de Grenoble. Le recrutement des patients a été assuré par un médecin à la suite d'une pré-sélection excluant les patients en fin de vie, en isolement ou atteints de troubles cognitifs sévères. Les patients sélectionnés ont été sollicités pour être enrôlés dans l'étude et un document d'information portant sur l'enregistrement de la déglutition (voir annexe #5) leur était lu et expliqué par ce médecin, ainsi qu'un document de consentement (voir annexe #6). Parmi les 15 patients sélectionnés, un seul a refusé de participer à cette étude. Quatorze sujets, dont neuf femmes, ont participé à l'étude après avoir donné leur consentement éclairé. L'âge moyen des patients était de $84,2 \pm 8,0$ ans (75 -100 ans). Dans le tableau 4.1 sont regroupées les caractéristiques (âge, poids et sexe) des sujets.

Sujet	Sexe	Age (ans)	Poids (kg)
1	F	77	47
2	F	82	nd
3	F	87	66
4	F	84	50
5	H	77	47
6	H	88	65
7	H	70	62
8	F	75	78
9	F	100	36
10	F	89	nd
11	H	95	74
12	F	81	57
13	F	85	73
14	H	89	70

Tableau 4.1. Données morphométriques des patients recrutés pour l'étude. nd : non disponible

Ces patients hospitalisés dans un service de Gériatrie appartenaient à une population fragile et tous étaient porteurs de pathologies multiples. Onze patients avaient une maladie cardiovasculaire: hypertension artérielle, fibrillation auriculaire, cardiopathie ischémique, insuffisance cardiaque et valvulopathie; cinq patients avaient une pathologie endocrinienne: diabète et hypothyroïdie; deux patients avaient un antécédent d'accident vasculaire cérébral; deux patients avaient un cancer: 1 cancer digestif et 1 cancer du sein. Sept patients avaient des

antécédents chirurgicaux: cataracte (n = 5), appendicectomie (n = 2), fracture de hanche (n = 2), hystérectomie (n = 1) et cholécystectomie (n = 1). Aucun des patients n'avait des troubles de déglutition connus.

4.2.2. Système d'acquisition

Le système Visuresp® a été utilisé pour mesurer les variations de sections thoraciques et abdominales par le principe de la pléthysmographie par inductance (PRI).

4.2.3. Protocole expérimental

Les enregistrements ont été réalisés entre 14h00 et 18h00, en présence du médecin responsable des patients et avec l'assistance des aides-soignants et des infirmiers. Afin d'enregistrer les mouvements respiratoires des patients, chaque patient était équipé du gilet du Visuresp® puis installé selon son habitude pour la prise d'un repas. Après enregistrement d'au moins de 15 cycles respiratoires de repos, nous avons demandé au patient de boire de l'eau ou de prendre une cuillerée d'eau gélifiée selon le protocole ci-dessous. Ce protocole est une adaptation de tests standards de déglutition d'eau et de nourriture (Miyazaki *et al.*, 2002 et Tohara *et al.*, 2003) et il a été effectué de la manière suivante :

- 1^{ère} déglutition : déglutition statique où l'aide-soignante fait boire au patient un verre de 20 ml d'eau en lui demandant de ne pas bouger les bras.
- 2^{ème} déglutition : déglutition dynamique où le patient boit un verre de 20 ml d'eau d'une manière autonome avec la possibilité de bouger les bras.
- 3^{ème} et 4^{ème} déglutitions : le protocole des deux déglutitions précédentes est répété en remplaçant les 20 ml d'eau liquide par une cuillerée d'eau gélifiée.

Pour chacune des 4 différentes déglutitions, le temps au début de l'événement (le moment où l'eau liquide ou l'eau gélifiée a été placée dans la bouche) et le temps à la fin de l'événement (arrêt des mouvements du larynx observés visuellement par le médecin) étaient repérés. Cinquante-six événements de prise de nourriture ou de boisson ont été enregistrés et ont été analysés dans cette étude. Dans la suite de ce chapitre, l'acronyme DRT (Déglutitions Repérées dans le Temps) est utilisé pour faire référence à ces événements. Les DRT sont des événements qui peuvent se produire pendant un ou plusieurs cycles respiratoires. Enfin, nous avons supposé dans ce travail, que toute déglutition qui survenait au cours d'une DRT était

une déglutition de l'eau ou de la nourriture donnée aux sujets. Par ailleurs, nous n'avons pas repéré les éventuelles déglutitions spontanées survenant en dehors des DRT.

4.2.4. Traitement des signaux et analyse des données

4.2.4.1. Caractérisation de la déglutition

Afin de comparer nos données à celles disponibles dans la littérature, il nous a paru intéressant de caractériser les déglutitions observées. Pour distinguer les différents types de déglutitions observés pendant les DRT, nous avons réalisé une analyse visuelle de toutes les DRT. Nous avons déterminé, à partir du signal de débit de la PRI, les phases inspiratoire (I) ou expiratoire (E) pendant lesquelles les déglutitions débutaient et finissaient. Rappelons que 4 catégories de déglutitions sont possibles (Feroah *et al.*, 2002), celles qui débutent et finissent en même phase (II et EE) et celles qui débutent en une phase et finissent en une autre phase (IE et EI).

Plusieurs études ont montré qu'une augmentation de volume courant est souvent présente au cours des premiers cycles respiratoires après la déglutition et que la durée totale de ces cycles est plus grande que celle des cycles qui précèdent la déglutition (Nishino *et al.*, 1985; Smith *et al.*, 1989 et Feroah *et al.*, 2002). Nous avons mesuré le volume courant (V_T), la durée totale (T_{tot}) et la durée de l'inspiration (T_i) des cycles précédant et suivant les déglutitions. Ces cycles ont été choisis à partir d'un découpage manuel effectué à l'aide du logiciel d'analyse du Visuresp. Nous avons choisi les 3 cycles indicés -3, -2 et -1 qui précèdent immédiatement la première apnée observée en DRT et les 3 cycles (+1, +2 et +3) qui surviennent immédiatement après la dernière apnée observée.

Nous avons alors réalisé une analyse de variance (ANOVA) avec un seuil $\alpha = 0,05$, afin de chercher un effet de l'ordre des cycles (-3, -2, -1, +1, +2, et +3) sur chacune des variables mesurées (V_T , T_{tot} et T_i). Lorsque cet effet était significatif, nous avons réalisé des tests a posteriori de Bonferroni de seuil $\alpha = 0,0033$, afin de mettre en évidence les différences statistiquement significatives entre cycles d'ordre différent.

4.2.4.2. Détection automatique des déglutitions

En se basant sur la présence d'une apnée pendant la déglutition, une analyse cycle par cycle du signal de débit ventilatoire (SDV) a été réalisée sur chaque enregistrement afin

d'identifier les apnées indiquant une déglutition. En réalité, les points du signal de débit pendant une apnée ne sont pas toujours situés exactement sur le zéro calculé de SDV, mais au voisinage de ce zéro. Lors de déglutitions, le SDV évolue dans ce voisinage en changeant au moins une fois de sens de variation (variation non monotone). Le voisinage du zéro débit à l'intérieur duquel on recherchait un tel comportement a été délimité mathématiquement. Une identification automatique des cycles respiratoires a été utilisée pour délimiter tous les cycles dans chaque enregistrement. Enfin, une évaluation statistique du test de détection automatique a été proposée.

Pour automatiser le traitement, un logiciel a été développé au laboratoire avec le langage R (langage et environnement de calcul statistique et de représentation graphique) du domaine "open" source.

Définition de la zone de débit nul et du seuil respiratoire

On cherche à délimiter une zone à l'intérieur de laquelle on peut dire que le débit est nul. Cette "zone de débit nul", se trouve autour de la moyenne du signal débit. On définit le paramètre p , $p \in [0,1]$, comme étant une valeur de probabilité.

$D^+(p)$ est la représentation graphique du seuil au dessous duquel se trouve une proportion p de la distribution des points inspiratoires, c'est-à-dire ceux situés au dessus de la moyenne de SDV ($\overline{SDV}$). De la même manière $D^-(p)$ est la représentation graphique du seuil au dessus duquel se trouve une proportion p de la distribution des points expiratoires, c'est-à-dire ceux situés au dessous de $\overline{SDV}$. Les volumes inspiré et expiré étant théoriquement égaux alors que la durée inspiratoire est inférieure à la durée expiratoire, $D^+(p)$ et $D^-(p)$ ne sont pas placées symétriquement par rapport au zéro. Les droites $D^+(p)$ et $D^-(p)$ sont définies comme suit :

$$\begin{cases} D^+(p) : y = \overline{SDV} + qnorm(0,5 + \frac{p}{2})\sigma_{SDV}^+ \\ D^-(p) : y = \overline{SDV} - qnorm(0,5 + \frac{p}{2})\sigma_{SDV}^- \end{cases}$$

σ_{SDV}^+ et σ_{SDV}^- sont respectivement les écart types de la partie positive et de la partie négative de SDV et $qnorm$ est la fonction de distribution de la loi gaussienne centrée réduite ($qnorm(0,5) = 0$ et $qnorm(1) = +\infty$).

L'intervalle de confiance du zéro débit, $Z(p)$, est la portion de plan délimitée par les deux droites $D^+(p)$ et $D^-(p)$ (figure 4.2).

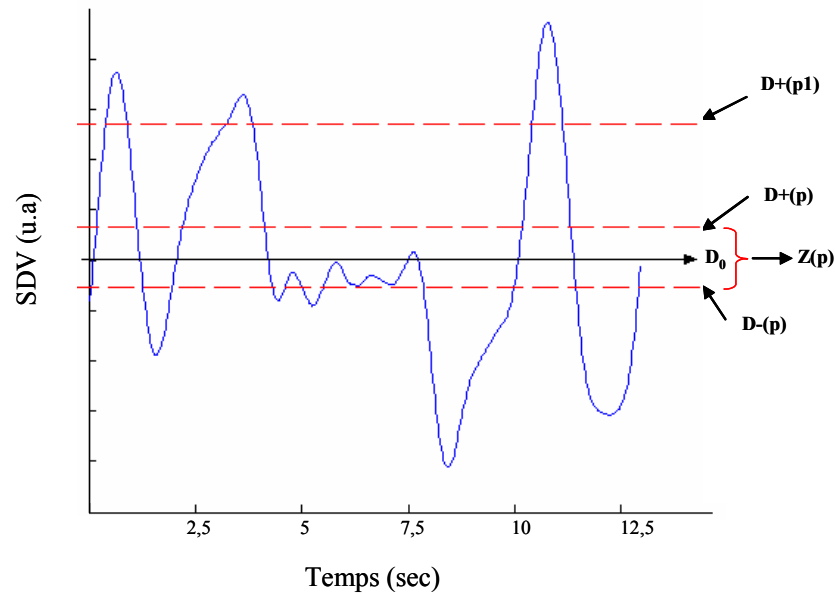


Figure 4.2. Intervalle de confiance, $Z(p)$, du zéro du débit respiratoire. Les droites $D^+(p)$ et $D^-(p)$ délimitent le plan $Z(p)$ et la droite $D^+(p_1)$ représente le seuil de validation. D_0 est la droite représentant le zéro du signal débit.

En moyenne, le volume d'air inspiré est égal au volume d'air expiré. Le volume d'air inspiré correspond à l'intégrale de la partie positive du signal de débit pour chaque cycle, et le volume d'air expiré est égal à l'intégrale de la partie négative du signal de débit du même cycle. Le zéro du SDV est défini comme la moyenne du SDV, qui devrait être nulle. En réalité, tout enregistrement peut avoir une dérive de la valeur zéro (principalement liée aux variations de température des appareils de la chaîne d'acquisition). Dans notre étude, le zéro du SDV est défini comme la droite $D_0 = D^+(0) = D^-(0) = \overline{SDV}$. Le zéro du SDV est alors égal à la moyenne de SDV.

Pour la détermination du début du cycle, il est nécessaire de faire appel à un seuil de validation. En effet, le signal de débit peut croiser plusieurs fois le niveau zéro, surtout vers la fin du cycle, introduisant ainsi des oscillations qui peuvent être confondues avec des cycles respiratoires. Pour éviter ce problème, on valide un début de cycle (franchissement ascendant de zéro) par le franchissement d'un seuil de validation. Ce seuil doit être inférieur à l'amplitude maximale du débit positif, mais doit se situer au dessus de la droite $D^+(p)$.

délimitant l'intervalle de confiance de zéro. Le seuil de validation est réglé de manière similaire par un paramètre $p_1 \in [0,1]$, ($p_1 > p$) définissant la droite $D^+(p_1)$.

Découpage des cycles respiratoires

Les frontières des cycles respiratoires sont définies comme étant le début de chaque inspiration. Elles sont localisées à partir des premiers extrema positifs locaux sur SDV, faisant suite à une expiration et situés au-dessus d'un seuil de validation.

On observe que la vitesse de variation du débit diminue au voisinage d'un extremum et aussi parfois au moment du passage du signal au zéro (figure 4.3). Ceci se traduit par une accumulation des points au début et en fin de la partie ascendante de chaque cycle respiratoire. Afin de repérer un début de cycle indépendant de ces comportements transitoires, on a ajusté la partie initiale de l'inspiration par une droite dont l'intersection avec le zéro de SDV définit l'instant de début de cycle. La méthode des moindres carrés utilisée est pondérée pour minimiser l'influence de l'accumulation des données autour des bornes de la partie considérée. Le poids de chaque point est la somme normalisée des deux distances euclidiennes avec les points voisins gauche et droit.

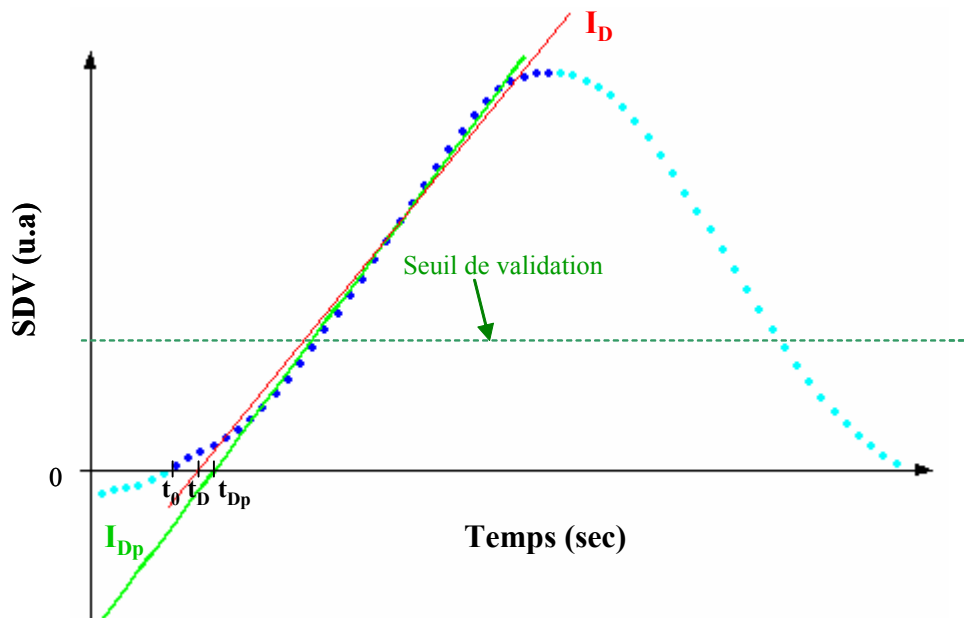


Figure 4.3. Identification des débuts des cycles respiratoires. Le point t_0 correspond au dernier franchissement du zéro dans le sens croissant. Le point t_D correspond à l'intersection d'une droite de régression (I_D) calculée sur la partie initiale de l'inspiration (points gras). Le point t_{Dp} correspond à l'intersection d'une droite de régression (I_{Dp}) calculée avec pondération des points gras. C'est ce point qui est utilisé comme début du cycle.

La précision du découpage et le nombre total de cycles découpés sera fonction du seuil p_l . Cette délimitation des cycles respiratoires n'a aucun retentissement sur la méthode de détection de la déglutition proposée dans ce travail. Le nombre de cycles détectés intervient seulement dans l'évaluation de la qualité de la détection des déglutitions. C'est pourquoi aucune évaluation quantitative du découpage de cycles respiratoires n'a été réalisée dans la présente étude.

Principe de la méthode de détection

Au cours d'une déglutition, le débit ventilatoire est interrompu par une brève fermeture du larynx entraînant une apnée. L'identification d'une déglutition revient donc à détecter une période pendant laquelle le SDV est nul. La méthode que nous proposons est basée sur l'hypothèse qu'au cours d'une DRT, un segment du SDV est contenu dans une zone de débit nul, $Z(p)$, autour de $\overline{SDV}$. Les fluctuations naturelles de ce signal font qu'on peut assurer que, dans ce segment, le signal évolue en changeant au moins une fois de sens de variation (variation non monotone).

Le principe est le suivant : on considère un nuage de N points $P_i(x_i, y_i)$ sur lequel on cherche à déterminer l'existence d'un segment du signal pendant lequel la courbe change de sens de variation (phase non monotone du signal) en restant dans la zone de débit quasi-nul. On suppose que ce nuage se présente sous forme d'une courbe continue. Considérons 5 points consécutifs de la courbe à analyser et effectuons les calculs suivants :

$$test1 = (y_{i+1} - y_i) * (y_i - y_{i-1})$$

$$test2 = (y_{i+2} - y_i) * (y_i - y_{i-2})$$

si $test1 < 0$ ou $test2 < 0$, on peut conclure que la courbe change le sens de variation au point $P_i(x_i, y_i)$. Cependant, il est nécessaire de vérifier que ce changement de sens de variation est contenu dans l'intervalle $[D^-(p), D^+(p)]$. Pour ceci, il faut que $(D^-(p) \leq y_i)$ et $(y_i \leq D^+(p))$. Si cette condition est satisfaite, il faut déterminer le début et la fin de cette phase de variation non monotone à l'intérieur de $[D^-(p), D^+(p)]$. Pour cela, il faut rechercher, à gauche et à droite du point $P_i(x_i, y_i)$, les premiers points de la courbe qui n'appartiennent pas à $[D^-(p), D^+(p)]$. Cependant, afin d'utiliser un algorithme plus rapide, il est possible de réduire le calcul et si $P_i(x_i, y_i) \in [D^-(p), D(0)]$ ou $P_i(x_i, y_i) \in [D(0), D^+(p)]$, il suffit de rechercher les premiers points de la courbe qui n'appartiennent pas à $[D^-(p), D(0)]$ ou à $[D(0), D^+(p)]$.

L'algorithme se poursuit alors de la manière suivante :

Recherche à gauche du point $P_i(x_i, y_i)$:

On commence par le point $P_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$

si $(D^-(p) \leq y_{i-1})$ et $(y_{i-1} \leq D(0))$, on vérifie le point $P_{i-2}(x_{i-2}, y_{i-2})$ et on continue en incrémentant k ($k=1,2,\dots,i-1$), tant que le point $P_{i-k}(x_{i-k}, y_{i-k})$ satisfait la condition :

$(D^-(p) \leq y_{i-k})$ et $(y_{i-k} \leq D(0))$

si $(D^-(p) > y_{i-k})$ ou $(y_{i-k} > D(0))$, on arrête la recherche à gauche et x_{i-k} est pris comme point de départ de la phase de changement de sens de direction.

si $(D(0) \leq y_{i-1})$ et $(y_{i-1} \leq D^+(p))$, on vérifie le point $P_{i-2}(x_{i-2}, y_{i-2})$ et on continue en incrémentant k , tant que le point $P_{i-k}(x_{i-k}, y_{i-k})$ satisfait la condition :

$(D(0) \leq y_{i-1})$ et $(y_{i-1} \leq D^+(p))$.

si $(D(0) > y_{i-k})$ ou $(y_{i-k} > D^+(p))$, on arrête la recherche à gauche et x_{i-k} est pris comme point de départ de la non monotonie de la courbe.

La recherche à droite du point $P_i(x_i, y_i)$ est faite de la même manière que celle de la recherche à gauche, on commence par le point $P_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ et on cherche le premier point $P_{i+k}(x_{i+k}, y_{i+k})$ ($k=1,2,\dots,i-1$) avec :

$(D^-(p) > y_{i+k})$ ou $(y_{i+k} > D(0))$

ou

$(D(0) > y_{i+k})$ ou $(y_{i+k} > D^+(p))$

et dans chacun des cas on prend x_{i+k} comme fin de la phase de changement de sens de variation de la courbe.

Il est possible d'avoir plusieurs segments (non monotones) présentant un changement de sens de variation du SDV dans un seul cycle et dans le cas où la fin d'un segment non monotone coïncide avec le début d'un autre segment, l'union de ces segments est considérée comme un seul segment non monotone délimité par le début du premier segment et la fin du deuxième segment.

Cette méthode a été appliquée pour analyser la courbe du signal de débit ventilatoire. La figure 4.4 représente cette analyse de manière schématique. Sur cette portion du signal de débit, notre méthode détecte 2 segments de non monotonie situés à l'intérieur $[D^-(p), D^+(p)]$.

En réalité, le deuxième segment (segment plus large) représente la réunion de 5 segments dont la fin du premier correspond au début du deuxième etc. Une telle détection au cours d'une DRT indique que ces segments correspondent potentiellement à une ou plusieurs déglutitions. La présence de telles apnées en dehors d'une DRT, est synonyme d'une fausse détection de DRT; cependant, une telle détection pourrait correspondre à des déglutitions spontanées qui n'ont pas été repérées pendant le protocole.

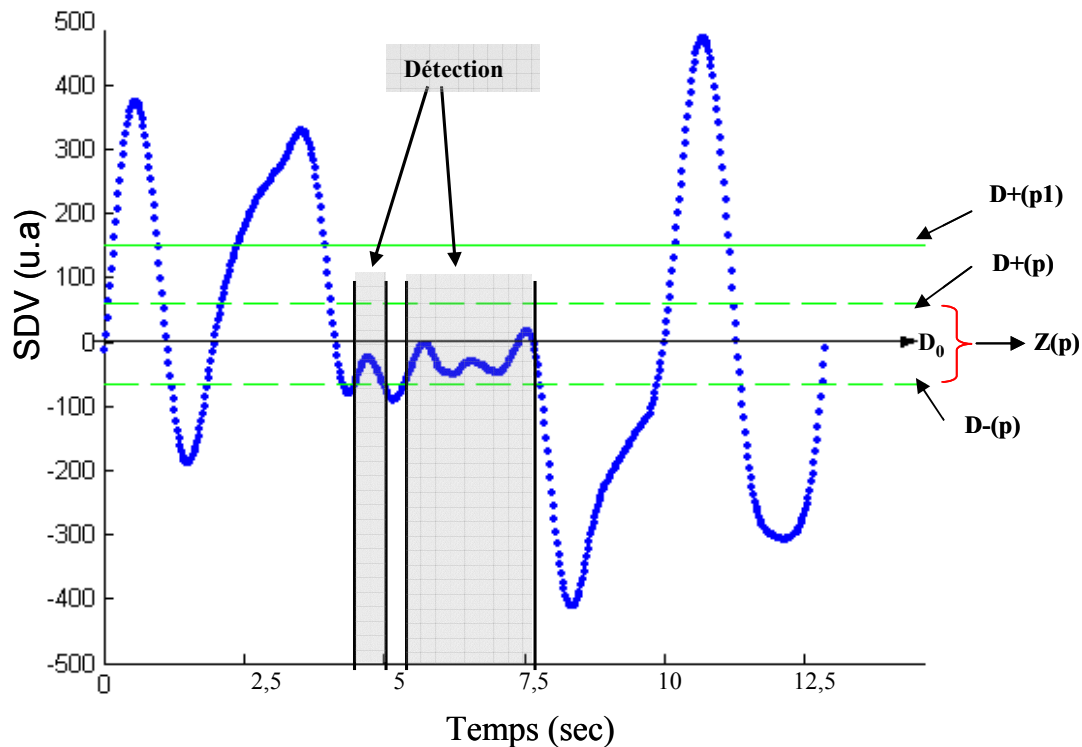


Figure 4.4. Détection automatique de segments non monotones de la courbe du débit dans la zone de zéro du signal. Le premier segment contient 1 seul changement de sens de variation et le deuxième segment comprend 5 changements de sens de variation.

Définition des deux populations d'évènements

Cette méthode de détection a été évaluée sur deux populations d'évènements temporels : la première population se compose de l'ensemble des événements élémentaires et est dénommée DRT_p . Un événement élémentaire est défini comme étant l'ensemble des cycles respiratoires, automatiquement détectés, survenant au cours d'une DRT. La seconde est le complémentaire ${}^cDRT_p$ de DRT_p dans l'ensemble des cycles respiratoires automatiquement détectés.

4.2.4.3. Evaluation du test de détection automatique

La sensibilité (Se), la spécificité (Sp), la valeur prédictive positive (VPP), la valeur prédictive négative (VPN) et le taux de concordance (Tc) ont été calculés pour le test décrit ci-dessus. La variation de l'amplitude de l'intervalle de confiance du zéro du SDV, p , permet une meilleure estimation de la qualité du test de détection par construction de sa courbe de ROC (Receiver Operating Characteristic) (Metz, 1986). Le test est évalué par l'aire sous la courbe de ROC (Area Under the Curve, AUC).

Détection	DRT+	DRT-
Test +	Vrais Positifs (VP)	Faux Positifs (FP)
Test -	Faux Négatifs (FN)	Vrais Négatifs (VN)

Tableau 4.2. Tableau de contingence nécessaire pour le calcul des variables d'évaluation du test : VPP, VPN, Se, Sp et Tc.

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP}$$

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN}$$

$$Se = \frac{VP}{VP + FN}$$

$$Sp = \frac{VN}{VN + FP}$$

$$Tc = \frac{VP + VN}{VP + FP + VN + FN}$$

Rappelons aussi que la courbe de ROC est une représentation graphique de :

$$Se = f(1 - Sp)$$

4.3. Résultats

4.3.1 Protocole

La procédure d'enregistrement a été acceptée par tous les patients. Le port du gilet Visuresp® par-dessus les vêtements habituels ainsi que la consigne d'avaler 20 ml d'eau liquide et 2 cuillérées d'eau gélifiée ont été bien tolérés par les patients. Les mouvements des bras pendant une prise alimentaire autonome n'ont entraînés aucun effet sur la présence des apnées liées à la déglutition. En effet, la figure 4.5 montre la présence d'apnée au cours de déglutition d'eau liquide aussi bien dans le cas d'une prise dynamique que dans le cas d'une prise statique. Enfin, la période de réalisation des enregistrements choisie, entre 14 heures et 18 heures, et la courte durée du protocole étaient vraisemblablement des facteurs importants de la coopération de ces patients.

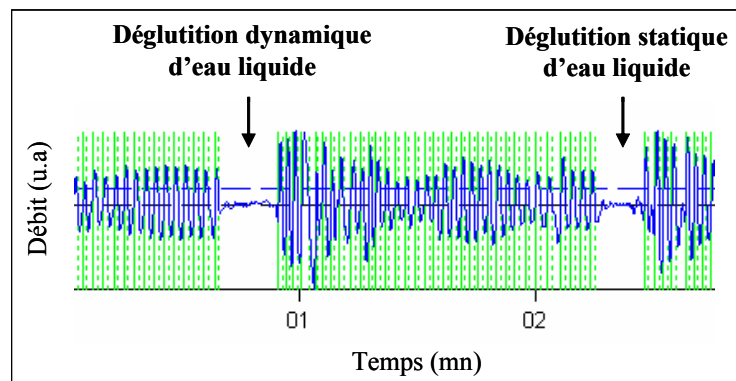


Figure 4.5. Déglutitions dynamique et statique.

La durée moyenne d'enregistrement était de $351,1 \pm 93,9$ secondes (de 189 à 583 secondes). Seules 51 DRT ont été retenues parmi les 56 réalisées. 5 DRT ont été rejetées en raison de problèmes techniques dus aux conditions d'enregistrement (manque d'information sur le début et la fin des déglutitions). L'examen visuel des enregistrements nous a permis de constater que certaines DRT comprenaient plus qu'une seule déglutition, particulièrement dans le cas de prise d'eau gélifiée. Dans ce type de situation, la succession des déglutitions a été alors considérée comme une seule DRT. Le nombre de cycles respiratoires automatiquement identifiés était fonction du seuil respiratoire p_l . Avec un seuil p_l de 40 %, la méthode de découpage utilisée a identifié 1592 cycles respiratoires.

4.3.2. Caractérisation de la déglutition

Une analyse visuelle de toutes les DRT a montré que les déglutitions enregistrées pouvaient être regroupées en deux catégories (figure 4.6). Sur les 51 DRT étudiées, 28 déglutitions étaient de type EE et 23 déglutitions de type IE. En revanche, aucune déglutition de types II et EI n'a été repérée. Le résumé des résultats de cette analyse est présenté sur le tableau 4.3.

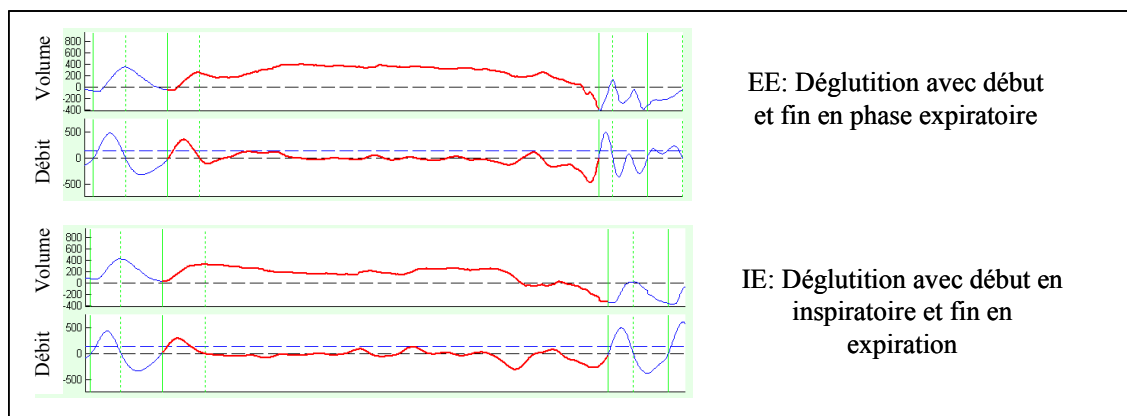


Figure 4.6. Les déglutitions EE (en haut) et IE (en bas) (sujet#1). La différence entre ces deux catégories est mieux distinguée sur le signal du volume ($\text{volume} = 2.\text{Tho} + 1.\text{Abd}$) que sur le signal du débit.

Sujets	eau liquide "dynamique"	eau liquide "statique"	eau gélifié "dynamique"	eau gélifiée "statique"
1	EE	IE	IE	EE
2	EE	EE	IE	IE
3	EE	EE	NA	NA
4	IE	EE	NA	EE
5	EE	EE	EE	EE
6	EE	IE	NA	NA
7	IE	IE	IE	EE
8	EE	EE	EE	EE
9	IE	IE	IE	IE
10	EE	EE	EE	EE
11	EE	IE	IE	IE
12	IE	EE	EE	EE
13	IE	EE	IE	IE
14	IE	IE	IE	IE

Tableau 4.3. Caractérisation de la déglutition chez les différents sujets. EE: Déglutition avec début et fin en phase expiratoire et IE: Déglutition avec début en inspiratoire et fin en expiration. NA signifie que l'événement n'a pu être étudié

Nous avons déterminé les durées de chaque DRT pour tous les sujets et calculé la durée moyenne pour chacune des 4 déglutitions de notre protocole. Les durées moyennes des déglutitions dynamiques d'eau liquide et d'eau gélifiée étaient respectivement de $12,07 \pm 4,30$ secondes et $12,64 \pm 7,28$ secondes. En revanche, celles des DRT statiques étaient de $11 \pm 2,70$ et $13,6 \pm 8,7$ pour l'eau liquide et l'eau gélifiée respectivement. Cependant, un test de comparaison de moyennes apparié a montré qu'il n'y a pas de différence statistique entre les durées de déglutition d'eau liquide et d'eau gélifiée.

Sur la figure 4.7 est représenté un exemple d'enregistrement comprenant des DRT. Les quatre apnées sont facilement repérables visuellement, et l'on constate que les DRT liées à la déglutition d'eau liquide se manifestaient par un seul cycle de longue durée, alors que les DRT liées à la déglutition d'eau gélifiée pouvaient se manifester par plusieurs cycles de courte durée. Ceci pourrait être dû au fait que le liquide a été avalé par le patient en une seule gorgée, alors que le solide a pu être divisé dans la bouche en plusieurs portions avalées successivement. Par ailleurs, les cycles respiratoires suivant une déglutition ont, dans les 4 cas, une amplitude supérieure à celle des cycles qui précèdent la déglutition et ceci quelle que soit la durée de la déglutition.

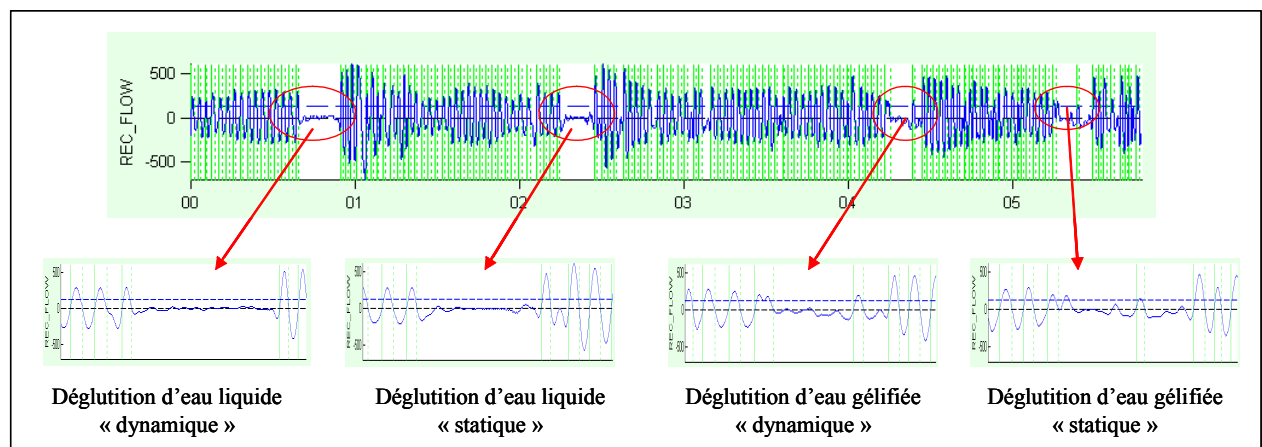


Figure 4.7. DRT sur le signal de débit de la PRI (sujet 3). On remarque une augmentation du volume courant après chaque DRT.

Enfin, nous avons déterminé l'amplitude (V_T), la durée totale (T_{tot}) et la durée inspiratoire (T_i) pour chaque cycle sur tous les enregistrements. Nous avons ensuite réalisé des tests statistiques sur une série de cycles constituée des trois cycles qui précèdent les déglutitions (-3, -2 et -1) et des 3 cycles qui surviennent immédiatement après les déglutitions (+1, +2 et +3) pour les 51 enregistrements retenus. Les résultats sont présentés sur le tableau 4.4. Ces données sont exprimées en moyenne $\pm$ écart-type.

	-3	-2	-1	+1	+2	+3
VT (u.a)	181 ± 94	186 ± 92	167 ± 98	233 ± 113	214 ± 113	215 ± 110
Ttot(s)	2,64 ± 0,77	2,72 ± 0,94	2,52 ± 0,80	2,35 ± 0,77	2,42 ± 0,91	2,44 ± 0,74
Ti (s)	1,16 ± 0,26	1,21 ± 0,34	1,16 ± 0,39	1,19 ± 0,43	1,16 ± 0,48	1,13 ± 0,42

Tableau 4.4. Valeurs moyennes des paramètres respiratoires des 3 cycles avant et des 3 cycles après une déglutition. La valeur de V_T est exprimée en unité arbitraire et celles de T_{tot} et T_i sont exprimées en secondes.

L'analyse ANOVA n'a pas montré d'effet de l'ordre sur T_{tot} ($p = 0,213$) et T_i ($p = 0,922$). En revanche, elle a permis de révéler un effet significatif de l'ordre des cycles sur V_T ($p = 0,012$). De plus, le test à posteriori de Bonferroni n'a montré qu'une différence statistiquement significative entre $V_T(+1)$ et $V_T(-1)$. En effet, $V_T(+1)$ est significativement plus élevé que $V_T(-1)$ ($p < 0,0014$). La figure 4.8 montre un exemple sur lequel l'amplitude des cycles survenant immédiatement après la déglutition est supérieure à celle des cycles qui précèdent la déglutition.

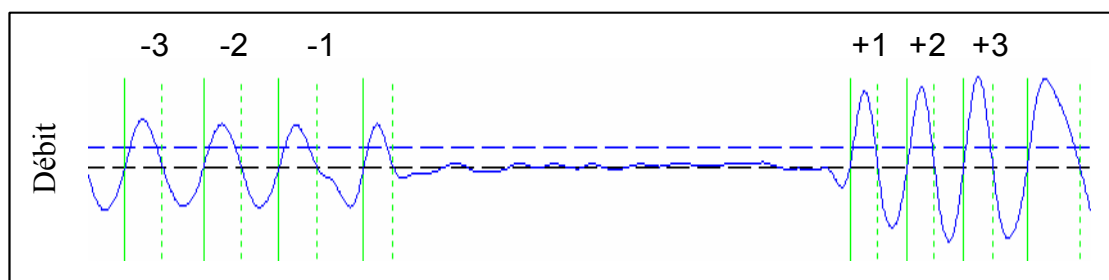


Figure 4.8. Déglutition dynamique d'eau liquide. Ce tracé montre le changement des caractéristiques des cycles respiratoire après la déglutition.

4.3.4. Détection de la déglutition

La figure 4.9 illustre la détection automatique d'une DRT par le test de détection de cycles avec débit nul, mais également la détection d'un autre cycle respiratoire avec débit nul, qui pourrait être attribué à une déglutition spontanée non spécifique à notre protocole. Dans cet exemple, l'analyse automatique de SDV est illustrée par la représentation graphique des notions précédemment présentées dans la section "Méthodes". La droite $D^+(40)$ représente le seuil ventilatoire utilisé pour découper les cycles respiratoires de manière automatique.

$Z(10)$ est la zone de débit de part et d'autre de la droite $D(0)$ correspondant à la moyenne de SDV. Les deux événements A et B sont automatiquement détectés avec un seuil

p à 10%. L'événement A correspond à une DRT d'eau gélifiée se produisant pendant deux cycles respiratoires consécutifs, événement repéré au cours du protocole clinique. En revanche, l'événement B est une apnée qui ne correspond pas à un événement repéré au cours du protocole clinique. Cette apnée peut correspondre à une déglutition spontanée, mais elle peut également être indépendante d'une déglutition. L'algorithme développé pour cette méthode indique chaque déglutition détectée sur le SDV par une ligne épaisse verticale placée au moment de la déglutition. Ces lignes correspondent à des portions non monotones de la courbe de SDV incluses dans l'intervalle de confiance du zéro débit. Dans cet exemple, nous illustrons la détection de trois cycles différents avec déglutition. Les deux premiers cycles font partie d'un seul événement, l'événement A, correspondant à une DRT d'eau gélifiée se produisant pendant deux cycles respiratoires consécutifs. Le troisième cycle est un événement différent, l'événement B, qui est détecté par l'algorithme comme étant une déglutition; il s'agit d'une fausse détection de DRT.

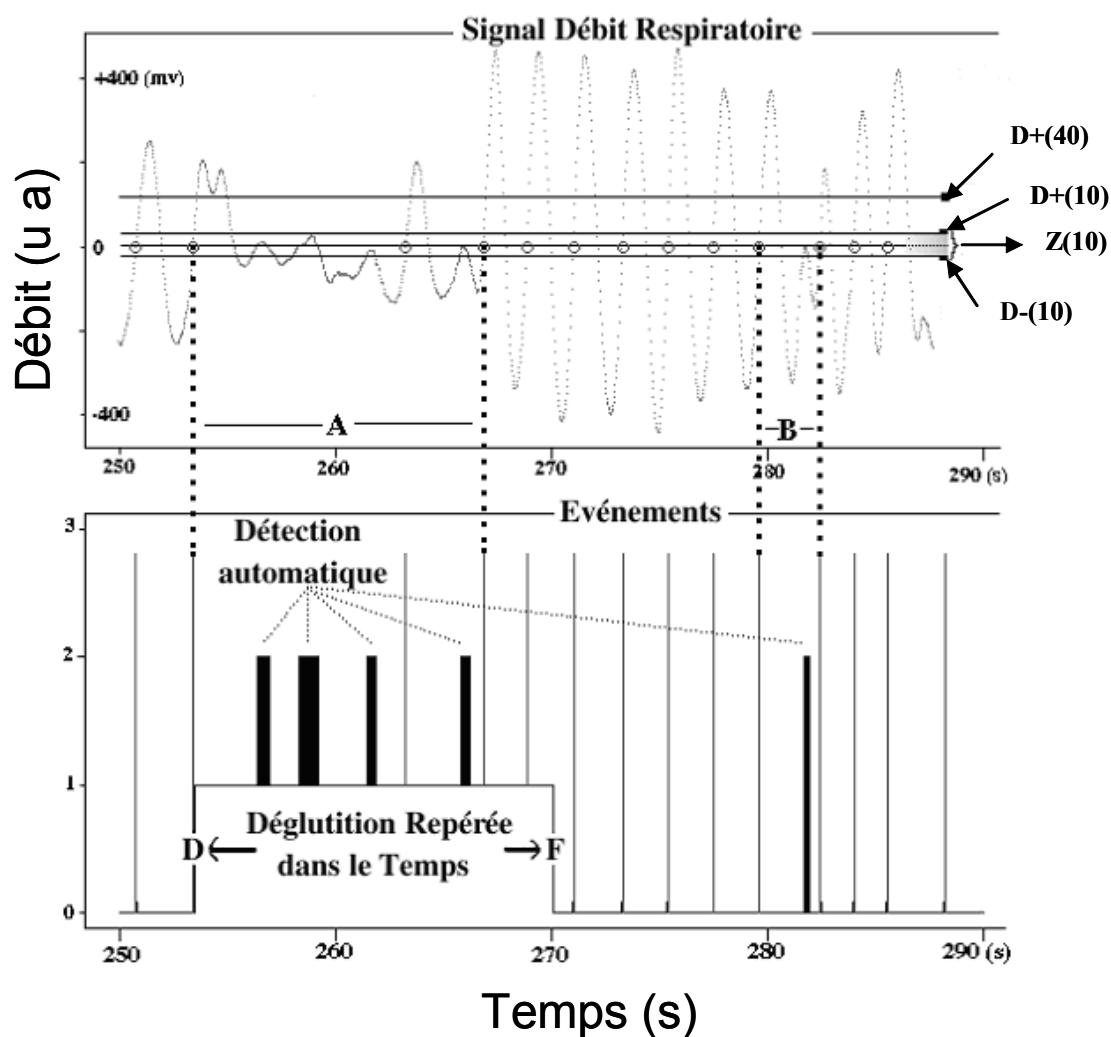


Figure 4.9. Détection des déglutitions. Cette figure montre la détection par le logiciel d'une DRT (événement A). Le test a aussi identifié une deuxième déglutition (événement B) qui pourrait correspondre à une déglutition spontanée. Le début et la fin d'une DRT sont représentés sur la partie inférieure de la figure respectivement par les lettres D et F. Ils ont été déterminés cliniquement, lorsque le patient a dégluti. Les lignes verticales fines représentent le début de chaque cycle respiratoire. Les lignes verticales épaisses localisent les portions de la courbe du SDV incluses dans l'intervalle de confiance du zéro débit et non monotones.

La figure 4.10 représente les courbes de sensibilité et spécificité pour la détection automatique de DRT, tracées pour des valeurs croissantes du seuil p de 0% à 40% avec une incrémentation de 1% à chaque pas (le seuil de validation p_1 est placé à 40%). On constate que 50%, 75%, 95% et 99% de DRT sont automatiquement détectés respectivement à des seuils p de 2,6%, 7,8%, 18,8% et 35,5%. Il est évident, à partir de ces résultats, que le gain en sensibilité obtenu avec des valeurs croissantes de p est atteint au détriment de la spécificité. Avec un seuil p de 40% et une spécificité de 75%, la sensibilité du test est de 100%.

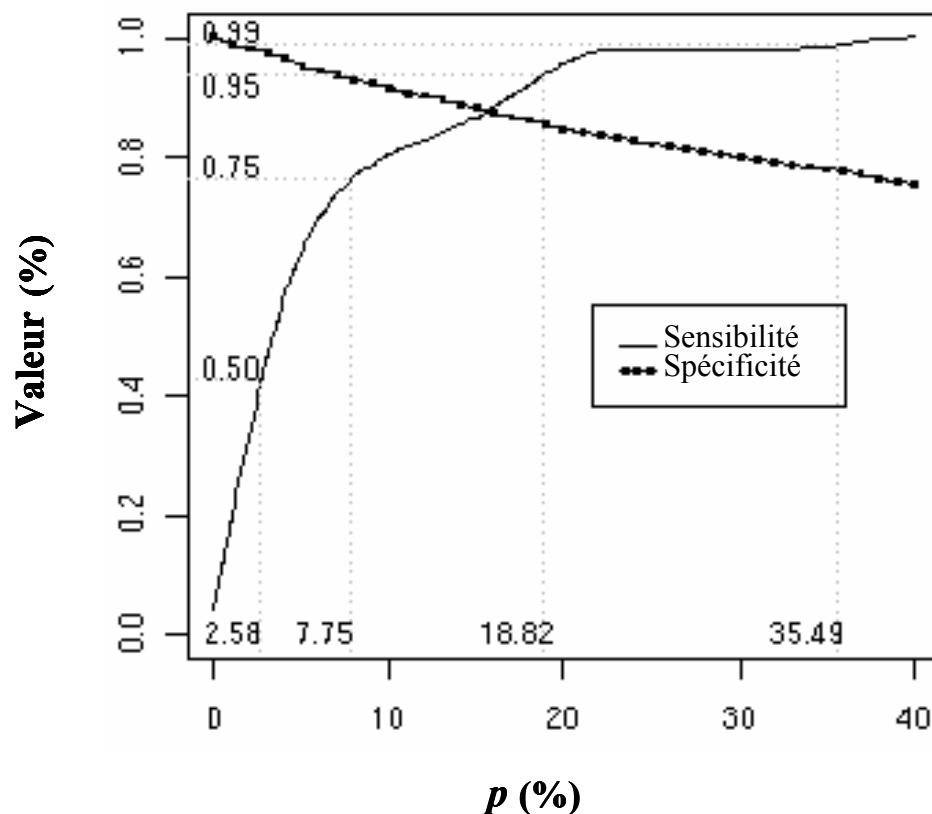


Figure 4.10. Sensibilité et spécificité. Cette figure représente les tracés de la sensibilité et la spécificité du test de détection de DRT en fonction du paramètre p (avec $p_1 = 40\%$). Quatre valeurs différentes de sensibilité (0,50 %, 0,75%, 0,95% et 0,99%) du test sont affichées en fonction de quatre valeurs différentes du seuil p (2,58 %, 7,75%, 18,82% et 35,49%). Le point de détection de toutes les DRT est aussi indiqué sur les deux courbes.

La figure 4.11 représente les courbes de valeurs prédictives positives (VPP), valeurs prédictives négatives (VPN) et taux de concordance (TC). Ces résultats méritent un commentaire: les valeurs du TC étaient normales (entre 0,8 et 1) alors que celles de la VPP étaient faibles et celles de la VPN étaient élevées. Les faibles valeurs de la VPP sont liées au fait que le test détecte vraisemblablement, en plus des DRT, les déglutitions spontanées qui ne sont pas incorporées dans la population de référence. La VPN était excellente mais elle doit être interprétée avec prudence.

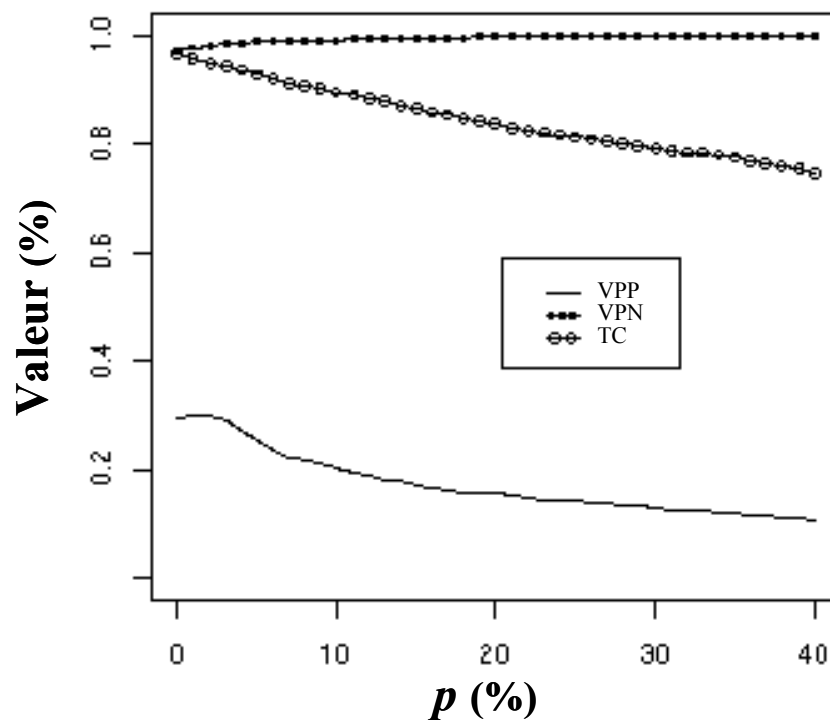


Figure 4.11. Variations des valeurs prédictives positives (VPP), valeurs prédictives négatives (VPN) et du taux de concordances (TC). Toutes ces variations sont représentées en fonction de p ($p_1=40\%$)

La figure 4.12 illustre la courbe de ROC pour le test, tracée à partir de points calculés pour des valeurs croissantes du paramètre p du test (p_I réglé à 40%). L'aire sous la courbe de ROC (AUC) a été calculée par la méthode des rectangles et avait une valeur moyenne de 0,957, témoignant de la bonne qualité du test. De plus, les mêmes calculs réalisés pour une valeur de $p_I = 50,0 \%$ ont montré une indépendance du test vis à vis du seuil p_I employé pour la détection automatique des déglutitions. Le meilleur équilibre de la sensibilité et de la spécificité est calculé pour un seuil p optimal de 18,1 %. Il correspond au point M sur la courbe, point dont la distance euclidienne au coin gauche haut du graphique est minimum. Avec ce seuil optimum, la sensibilité est évaluée à 91,4 %, la spécificité, à 87,2 %, la valeur prédictive positive (VPP) est de 19,1 %, la valeur prédictive négative (VPN) est de 99,7 % et enfin, le taux de concordance est de 87,3 %.

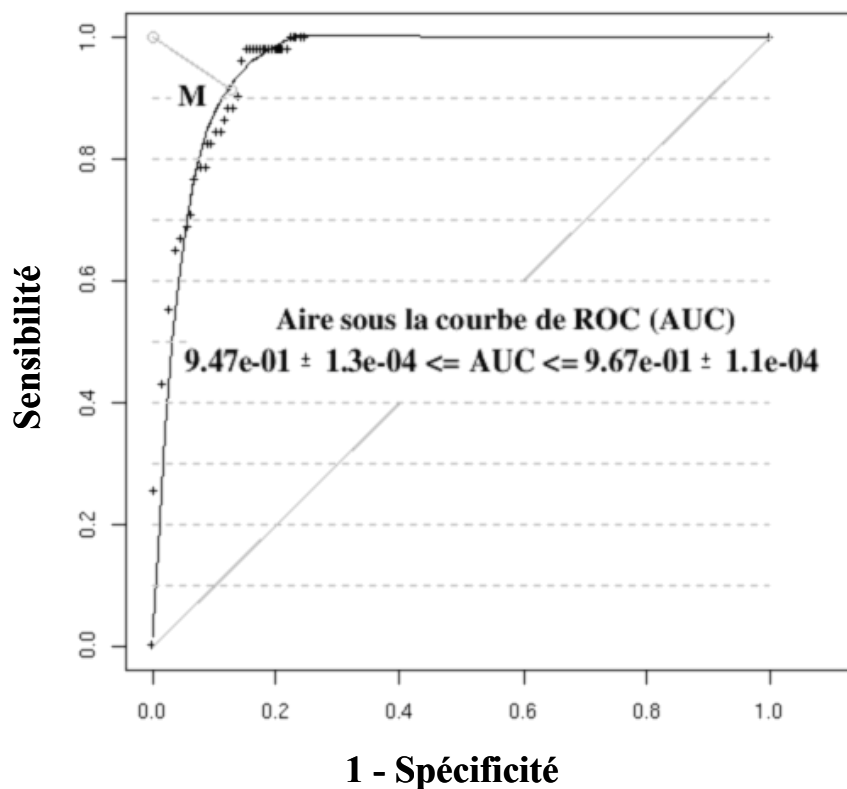


Figure 4.12. Courbe de ROC. La courbe de ROC est tracée à partir de points calculés (croix) pour des valeurs croissantes du paramètre p du test. Le meilleur équilibre entre sensibilité et spécificité est obtenu au point M du graphique avec une sensibilité et une spécificité respectivement de 91,4% et de 87,2% ($p=18,1\%$). L'aire sous la courbe de ROC est supérieure à 0.9, objectivant la qualité du test développé.

4.4. Discussion

Cette étude a montré qu'il était possible de détecter des déglutitions par l'analyse des signaux respiratoires obtenus par pléthysmographie par inductance.

4.4.1. Protocole

Le protocole utilisé est inspiré du test de déglutition de Miyazaki *et al.* (2002), qui sert de méthode d'évaluation des capacités d'ingestion. Nous avons modifié la dynamique de la prise alimentaire par rapport à celle utilisée par Miyazaki *et al.* afin de tester l'effet des mouvements des bras sur les signaux obtenus par la PRI. Les sujets avaient pour consigne de boire 20 ml d'eau, une première fois d'une façon autonome (prise de nourriture dynamique) et une deuxième fois, en étant servi (prise de nourriture statique). De plus, nous avons répété l'expérience en changeant la nature de l'aliment ingéré, l'eau liquide étant remplacée par de l'eau gélifiée. Tohara *et al.* (2003) ont suggéré que les tests combinant une déglutition de liquide et une déglutition de solide sont plus sensibles que ceux utilisant seulement un liquide, les deux types d'aliments étant "préparés" dans la bouche et déglutis de manière différente. Enfin, contrairement à d'autres protocoles qui étudient aussi les déglutitions spontanées (Nishino *et al.*, 1985), nous ne nous sommes intéressés qu'à la déglutition d'aliments et les déglutitions spontanées n'étaient pas repérées.

Cette étude réalisée sur 14 patients a nécessité la collaboration active des sujets, du moins pour les ingestions dynamiques. Nos résultats montrent qu'il n'y a pas de différence entre les 2 types d'ingestion (dynamique et statique). Cependant, lorsque des mouvements des patients ont modifiés les signaux ventilatoires, l'analyse du SDV pour la détection des déglutitions n'a pas été réalisée. Ceci constitue effectivement une limitation de la méthode. Cette limitation apparaît uniquement lorsque la qualité du signal est modifiée par des mouvements, car quelle que soit la raison pour laquelle la respiration est modifiée, une déglutition correspond à un arrêt du débit respiratoire.

Être sollicité pour ingérer de l'eau ou de la nourriture peut induire un stress chez certains patients, ce stress pouvant avoir un effet sur les événements respiratoires précédant la déglutition, mais il n'affecte pas la fermeture réflexe du larynx pendant la déglutition. C'est pour cette raison que la détection du débit nul a été employée.

4.4.2. Instrumentation

Contrairement à plusieurs méthodes instrumentales, tels que l'endoscopie ou la vidéofluoroscopie, la PRI est une méthode indirecte de détection de la déglutition et les apnées détectées ne sont pas nécessairement spécifiques à la déglutition d'aliments solides ou liquides. La PRI ne permet pas de visualiser le bol alimentaire au cours des différentes phases de la déglutition ni de différencier une déglutition de nourriture d'une déglutition spontanée de salive. Malgré cela, nous avons montré dans cette étude que la PRI pouvait fournir, grâce à des algorithmes de détection automatique, des informations utiles pour la détection et l'analyse de la déglutition.

4.4.3. Caractérisation de la déglutition

Les rapports entre respiration et déglutition ont été étudiés chez des sujets jeunes (Smith *et al.*, 1989; Selley *et al.*, 1989 et Preiksaitis et Mills, 1996) ou âgés (Smith *et al.*, 1989, Selley *et al.*, 1989 et Hirst *et al.*, 2002), ainsi que chez l'animal (Feroah *et al.*, 2002) à l'aide de différentes méthodes instrumentales. Ces études ont caractérisé les modifications du rythme respiratoire associées à la déglutition (présence d'apnées) qui peuvent facilement être détectées par un système de PRI. Cependant, à notre connaissance, ces caractéristiques n'ont pas été utilisées seules pour détecter la présence de déglutition ou encore pour analyser les troubles de la déglutition.

Il semble établi que la majorité des déglutitions a lieu au cours de la phase expiratoire (Nishino *et al.*, 1985 et Smith *et al.*, 1989). De fait, toutes les déglutitions observées dans notre étude se terminaient en phase expiratoire. Cependant, nous avons constaté que, quel que soit le type d'aliment ingéré, la déglutition pouvait débuter aussi bien en inspiration (23 sur 51) qu'en expiration (28 sur 51).

Selley *et al.* (1989) ont montré que chaque sujet présente un type de déglutition prédominant. Dans cette étude, les patterns des cycles respiratoires avec des déglutitions de nourriture solide et liquide ont été enregistrés chez 33 sujets d'âges différents. Les auteurs ont conclu que la déglutition ne se manifeste pas seulement par un arrêt de la respiration (apnée), mais que les caractéristiques de cette apnée donnaient lieu à un type de déglutition prédominant pour chaque individu. En effet, dans cette étude, chaque sujet montrait un pattern de modification respiratoire préférentiel initié dès le contact avec la cuillère de nourriture. Dans notre étude, les déglutitions ont pu être divisées en 2 types : déglutitions qui

commençaient en inspiration (type I) et déglutitions qui commençaient en expiration (type E). En se basant sur ces deux types de déglutition, 11 sujets sur 14 présentaient un type de déglutition prédominant (4 sur 4 chez 5 sujets et 3 sur 4 chez 6 sujets), alors que chez 3 sujets, il n'y avait pas de type de déglutition prédominant (2 sur 4 de type I et 2 sur 4 de type E) (Tableau 2).

Paydarfar *et al.* (1995) ont montré que la déglutition entraîne une apnée facilement identifiable sur le signal de débit respiratoire et que la durée de ces apnées liées à la déglutition dépend de la nature de la nourriture ingérée. Ceci n'a pas été observé dans notre étude. Quelles soient dynamiques ou statique, les durées des DRT d'eau gélifiée et des DRT de l'eau liquide ne sont pas statistiquement différentes. Il est peut être possible d'interchanger l'eau liquide par l'eau gélifiée pour des personnes ayant des difficultés à boire pendant des protocoles d'évaluation de la déglutition.

D'après plusieurs auteurs (Nishino *et al.*, 1985; Smith *et al.*, 1989 et Feroah *et al.*, 2002), le volume courant (V_T) ainsi que la période (T_{tot}) augmentent fréquemment au cours des premiers cycles respiratoires survenant immédiatement après la déglutition. Sur nos enregistrements, seule l'augmentation de V_T était significative. Cette caractéristique pourrait cependant être exploitée comme un critère additionnel de détection de déglutition par la PRI.

4.4.4. Détection de la déglutition

Les effets de la déglutition sur la respiration, en particulier la survenue d'une apnée au cours d'une déglutition ont été exploités pour détecter les déglutitions sur le signal de débit acquis par un système de PRI.

Nishino *et al.* (1985) ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative quant à l'effet sur la respiration des déglutitions spontanées et des déglutitions contrôlées. Cette constatation pourrait expliquer certains de nos résultats. Selon l'évaluation des courbes ROC, le test de détection automatique des déglutitions présenté dans cette étude est fiable ($AUC > 0,90$), avec une sensibilité de 91,4 % et une spécificité de 87,2 % pour un seuil p optimal de 18,1 %. En plus des déglutitions repérées dans le temps, les DRT, cette méthode a vraisemblablement détecté d'autres déglutitions. Bien qu'il ne soit pas possible de le prouver dans cette étude, il est vraisemblable que beaucoup des faux positifs détectés par notre

méthode étaient dus à la détection automatique de déglutitions spontanées qui ne sont pas des DRT.

Cette approche de détection utilise une méthode indirecte qui repose sur un critère ventilatoire, une apnée, non spécifique à la déglutition et surtout, non spécifique à la déglutition de nourriture. Une étude prospective comparant notre méthode indirecte de détection à une mesure directe de la déglutition telle que l'endoscopie ou la vidéofluorographie serait nécessaire. Avec une telle étude, nous serions capable de repérer toutes les déglutitions quelles que soient leurs natures. Ceci va nous permettre de déterminer si des critères comme une augmentation de l'amplitude et de la période du cycle survenant immédiatement après la déglutition pourraient améliorer la spécificité. Cependant, compte tenu de la gravité des conséquences des troubles de la déglutition chez le sujet âgé, il est préférable de privilégier la sensibilité de l'approche de détection à la spécificité.

4.4.5. Conclusion et perspectives

Le croisement des voies aériennes et digestives impose une coordination étroite entre la déglutition et l'activité respiratoire. Notre but était d'étudier la déglutition en enregistrant la ventilation de manière non invasive. Le signal de débit ventilatoire (SDV) était utilisé pour l'automatisation de la détection de déglutitions à partir de la caractérisation des arrêts respiratoires pendant la déglutition.

Bien qu'indirecte, la détection automatique proposée dans cette étude présente une fiabilité satisfaisante, ainsi qu'en témoignent les valeurs de la sensibilité et de la spécificité de la méthode proposée. Cependant, il reste à comparer cette méthode basée sur l'analyse du signal SDV à des méthodes de détection directe de la déglutition telle que la vidéofluoroscopie. En outre, cette analyse peut être améliorée pour :

1 - Mesurer la durée de déglutition, ce qui est estimé dans la pratique clinique habituelle. La durée de l'apnée de la déglutition dépend de la nature de la nourriture avalée et de l'âge des sujets étudiés et elle a été mesurée entre 0,3 et 1,4 secondes (Selley *et al.*, 1989; Paydarfar *et al.*, 1995 et Tarrant *et al.*, 1997). Nous avons observé dans notre étude des apnées liées à la déglutition qui dépassaient 2 secondes. Une précision sur la durée de déglutition et sa prise en compte dans la méthode de détection de la déglutition pourraient améliorer la spécificité de la méthode. Une durée minimum de la déglutition pourrait être utilisée pour valider la détection de déglutition de nourriture. L'addition d'un tel paramètre pourrait par exemple aider à différencier entre déglutitions spontanées (de salive) et déglutitions de nourriture.

2 - Mesurer le temps nécessaire pour récupérer un rythme respiratoire de repos après une déglutition. Cet intervalle serait probablement différent selon la nature de la déglutition, avec ou sans problèmes, comme cela est suggéré par la survenue de désaturations en oxygène chez des patients faisant des fausses routes (Smith *et al.*, 2000 et Chong *et al.*, 2003).

Il est aussi possible d'établir des rapports entre les événements cliniques liés à la déglutition et les conséquences de ces événements représentés sur le SDV: par exemple, un épisode de toux survenant immédiatement après la déglutition, ce qui indiquerait une fausse route trachéale (Castell, 1986). La toux entraîne une augmentation de la fréquence et/ou de l'amplitude des cycles respiratoires sur le SDV. Ceci ouvre des perspectives de détection des

fausses routes grâce à l'enregistrement de la ventilation par un système de PRI. Un tel outil pourrait permettre 1) la mise en place d'une surveillance médicale de la déglutition chez des patients ayant des troubles de déglutition qu'ils soient transitoires (par exemple à la phase aiguë d'un accident vasculaire cérébral) ou chroniques (par exemple dans la maladie de Parkinson) (Domenech et Kelly, 1999) et 2) l'évaluation de l'efficacité d'un traitement pour des troubles de déglutition.

Conclusions Générales

La plethysmographie respiratoire par inductance (PRI) constitue une méthode d'enregistrement de la ventilation dont le principal avantage réside dans le fait qu'elle est non invasive, interfère peu avec le confort des sujets et est utilisable dans des situations telles que le sommeil, la prise de repas etc. La PRI présente cependant des limitations qui résultent d'une part, des difficultés d'étalonnage du système et d'autre part, des instabilités des signaux produites par les mouvements et déplacements des capteurs. Toutefois, ce dernier désavantage peut être compensé en augmentant le nombre ou la durée des enregistrements.

Malgré ces limitations, la PRI offre des possibilités de mesure, d'analyse et de détection d'événements de la ventilation. Dans ce travail les signaux des variations de sections abdominale (Abd) et thoracique (Tho) obtenus par PRI sans étalonnage ont été analysés dans un objectif d'applications cliniques : détection d'événements et évaluation des variations de volumes respiratoires.

Après avoir mis au point un dispositif permettant de créer des limitations de débit chez le sujet sain éveillé, nous avons développé une méthode de détection d'épisodes de limitations inspiratoires de débit, basée sur l'analyse de la forme du signal Abd. Cette méthode de détection utilisant un matériel non invasif, trouve une application dans l'exploration des pathologies respiratoires au cours du sommeil.

L'analyse des variations d'amplitude des signaux Abd et Tho au cours de la nuit chez un patient sous assistance ventilatoire, a été utilisée pour évaluer les variations de la fuite au cours de la nuit. Ce type d'analyse pourrait aider à l'amélioration des réglages des appareils de ventilation assistée.

Le signal débit obtenu par dérivation du signal volume (calculé à partir des signaux Abd et Tho) a été analysé pour détecter les déglutitions provoquées par l'ingestion d'eau chez les personnes âgées. Les résultats obtenus permettent d'envisager l'application clinique de cette méthode pour la prévention des fausses routes.

Conclusions générales

La pertinence clinique de l'ensemble des résultats obtenus reste à confirmer par l'analyse des mesures acquises dans des situations pathologiques.

Par ailleurs, cette étude, au delà des résultats obtenus, a permis d'entrevoir les multiples possibilités d'utilisation de la PRI et ouvert des perspectives. Ainsi, l'analyse de la forme des signaux abdomen et thorax séparément ou simultanément ouvre un champ d'investigation dans la mécanique ventilatoire des situations physiologiques (rire, toux, chant, déglutition ...) et pathologiques.

Annexes

Annexe 1 : Article 1

Sabil, A., Eberhard, A., Baconnier, P. and Benchetrit, G. (2004). “**A physical model of inspiratory flow limitation in awake healthy subjects.**” Adv Exp Med Biol **551**: 211-6

A PHYSICAL MODEL OF INSPIRATORY FLOW LIMITATION IN AWAKE HEALTHY SUBJECTS

A PHYSICAL MODEL OF INSPIRATORY FLOW LIMITATION IN AWAKE HEALTHY SUBJECTS

Abdelkebir Sabil, André Eberhard, Pierre Baconnier, Gila Benchetrit

1. INTRODUCTION

1.1. The Sleep Apnea Syndrome

The obstructive syndrome of sleep apnea/hypopnea is characterized by repeated partial or total obstructions of the upper airways (UA) [1] resulting in intermittent asphyxia and repeated micro-arousals. Sleep disordered breathing affects about 9 % of males and 4.5 % of females between the ages of 30 and 60 years [2], 15 % to 20 % of elderly people [3] and 5 % to 10 % of children [4]. Sleep apnea and hypopnea events are easily identified while more subtle events, such as inspiratory flow limitation episodes, are difficult to detect. Flow limitation is the result of a partial occlusion of the upper airway during sleep.

1.2. The upper airway

The upper airways (figure 1), located outside the thorax, are susceptible to collapse during inspiration in sleep. This behaviour does not concern the rigid segments of the nose and larynx. However, the pharynx, which is a soft muscular tube, is susceptible to collapse, for instance during swallowing or speech. Contraction of inspiratory muscles, particularly the diaphragm, creates a negative pressure in the upper airway that leads to the dynamic narrowing of the collapsible pharyngeal tube. To counteract the collapse of

the pharynx, a protection mechanism (upper airway dilator reflex) is triggered prior to inspiration [5]. In fact, the application of a negative pressure to the upper airways will provoke a reflex contraction of the pharynx dilating muscles (genioglossus, geniohyoid, styloglossus, masseters, pterygoides) [6, 7]. This mechanism contributes to the stability of the upper airway and allows airflow to circulate through a nearly constant diameter during normal breathing. However, this protection is weakened during sleep and the diameter of the pharynx diminishes leading to a decrease in ventilation [6, 8]. This modification of the upper airway calibre during sleep does not have a substantial effect in normal subjects but becomes a problem in patients with a narrow pharynx.

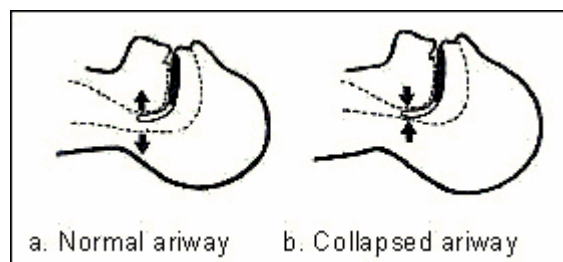


Figure 1. Collapsing of upper airway: open airway and normal airflow (a) and partially collapsed airway and limited airflow (b).

1.3. Inspiratory flow limitation

Inspiratory flow limitation (IFL) is defined by an increase in negative intra-thoracic pressure that is not associated with an increase in airflow rate. IFL is characterised by the presence of a plateau in the flow-pressure relationship graph [9]. When this scenario lasts more than ten seconds or is present in more than two consecutive cycles, inspiratory flow is said to be limited [8]. Inspiratory flow limitation has been recently identified as a serious problem responsible for repeated micro-arousals [9]. To determine whether or not an inspiratory flow limitation has occurred, it is necessary to simultaneously measure inspiratory flow and the oesophageal pressure [10]. The pressure measurement allows a precise evaluation of the flow limitation; however, this method is invasive and difficult to perform as a routine measurement. Non invasive methods, such as measurement of pressure with a nasal canula or respiratory inductance plethysmography [9, 10, 11], have been proposed for the evaluation of inspiratory flow limitation. The shape of the inspiratory flow, obtained from a nasal canula signal or the derivative of inductance plethysmography signal, was analysed and proposed for the classification and identification of flow limitation events. Pollo et al. classified flow shapes into seven categories from a normal shape to the most limited shape [12]. Dempsey et al. classified flow shapes into four different categories [10] while Bloch et al. suggested a two category classification, non limited and limited flow shape [11]. This latter classification gave the best result in detection of flow limitation, with an 80% specificity and sensitivity [11]. This classification of the inspiratory flow based on the shape of the signal may not be generalized for all subjects. In fact, respiratory flow shapes vary between individuals [13] and an abnormal shape for an individual could be considered as a normal shape for another individual. It is therefore more relevant to evaluate the changes in shape for one individual than to rely on generalized preset shapes of inspiratory flow.

The detection of IFL, in the absence of oesophageal pressure, is based on changes in the flow shape. To investigate these changes, we designed a physical device to mimic upper airway collapsibility resulting in IFL.

2. METHODS

2.1. Description of the device

The purpose of the device is to allow a simple, non invasive and instantaneous simulation of inspiratory flow limitation in healthy awake subject. Based on the Starling resistance principle, we designed a device made of a plastic tube in which a flexible membrane is inserted and collapses if an aspiration is applied. When inserted in a breathing apparatus recording, the device mimics upper airway collapsibility and induces IFL. Lengthening the collapsible section of the device induces increasing IFL.

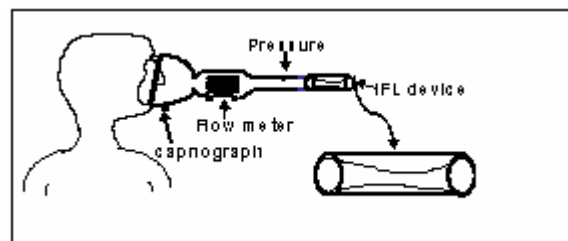


Figure 2. Apparatus for mimicking upper airway collapsibility.

2.2. Experimental protocol

Recordings were performed on healthy awake seated subjects (8 subjects, 5 males, age range 22 to 42). The subjects wore a facemask on which a pneumotachograph was mounted. The inspiratory flow limiting device was connected to the pneumotachograph and the pressure was measured at midpoint between the pneumotachograph and the device. The CO₂ level in the mask was also recorded during the experiment. Control breaths were recorded without the device in place, then increasing flow limitation was induced using the device. The limiting device was removed after 10 to 15 breaths and the subject returned to normal breathing.

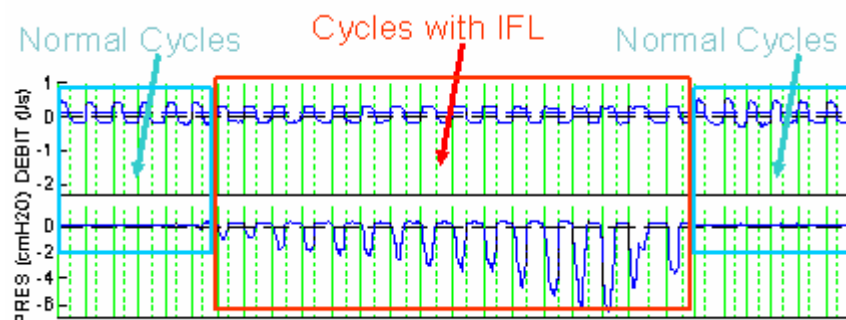


Figure 3. An example of recording before, during and after inducing an inspiratory flow limitation

3. RESULT

Figure 4 shows selected cycles of IFL simulation in one subject: control breathing (A), low level IFL (B) and high level IFL (C). For each breath, tidal volume (V_T), total cycle duration (T_{TOT}) and inspiratory time (T_I) were measured.

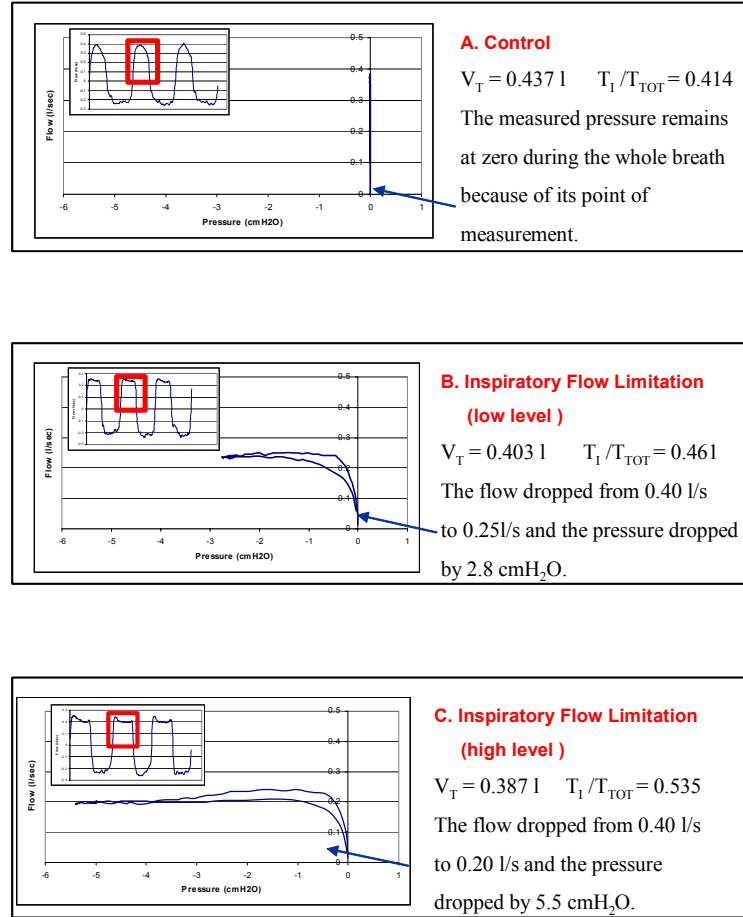


Figure 4. The windows show three respiratory flow cycles for a healthy awake subject. The pressure/flow curves of the middle cycle during inspiration are represented as well. A represents control cycles without the use of the device; we note that the pressure remained at zero during the entire breath because of its point of measurement. A low level IFL is seen in B, the pressure became progressively more negative while the inspiratory flow remained constant. A higher level IFL is seen in C, the pressure drop was more important than it was in B and the inspiratory flow remained constant.

Figure 5 shows 14 limited cycles and the mean of the control cycles. These results show that during IFL, tidal volume decreased slightly at the starting of the limitation but it increased rapidly afterward. T_{TOT} was increased as well but not at the same rate as T_I which explains the increase of the ratio T_I / T_{TOT} .

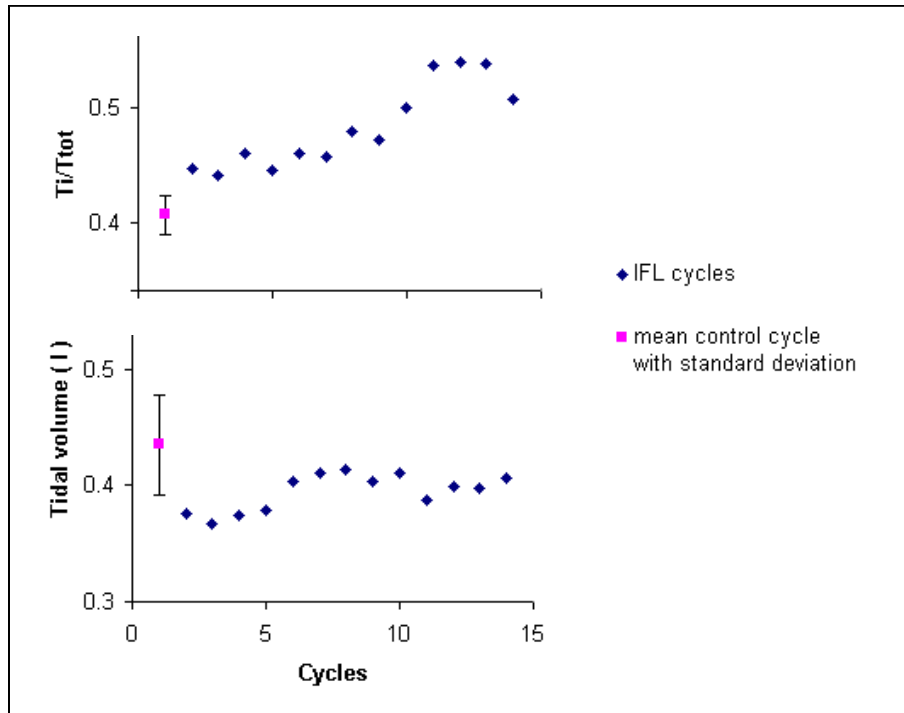


Figure 5. A comparison between the limited cycles and the mean of the control cycles. The ratio of T_I / T_{TOT} increased with the respiratory effort. The tidal volume decreased slightly when IFL was induced.

4. DISCUSSION

Our findings show that this simple device could be used to mimic upper airway collapsibility and inspiratory flow limitation. Indeed, with the device in place, pressure became progressively more negative while inspiratory flow remained constant and respiratory parameters changed: V_T decreased slightly while T_{TOT} and T_I/T_{TOT} increased.

In conclusion, the device that we designed represents an appropriate tool to induce IFL and therefore characterize flow shape changes due to IFL. In addition, mimicking IFL in healthy awake subjects provides the means to induce controlled IFL and determine the relationship between the intensity of IFL and flow shape characteristics.

5. REFERENCES

1. Farré R., Peslin R., Rotger M., and Navajas D. Inspiratory Dynamic Obstruction Detected by Forced Oscillation during CPAP, A Model Study. *Am. J. Respi. Crit. Care Med.*, 1997, 155:952-956.
2. Young T., Palta M., Dempsey J., Skatrud J., *et al.* The Occurrence of Sleep Disordered Breathing Among Middle-aged Adults. *New Engl. J. Med.*, 1993, 328: 1230-1235.
3. Ancoli-Israel S. Epidemiology of Sleep Disorders. *Clin. Geriat. Med.*, 1989, 5: 347-362.
4. Guilleminault C. and Pelayo R. Sleep-disordered Breathing in Children. *Ann. Med.*, 1998, 30: 350-6.
5. Horner R. L. , Innes J. A. , Murphy K. , Guz A. Evidence for Reflex Upper Airway Dilator Muscle Activation by Sudden Negative Airway Pressure in Man. *J Physiol (London)*, 1991, 436: 15-29.
6. Remmers J. E. , deGroot W. J., Sauerland E. K., and Anch A. M. Pathogenesis of Upper Airway Occlusion During Sleep. *J Appl Physiol*, 1978, 44: 931-938.
7. Tantucci C, Mehiri S, Duguet A, Similowski T, Arnulf I, Zelter M, Derenne J.P., Milic-Emili J. Application of Negative Expiratory Pressure During Expiration and Activity of Genioglossus in Humans. *J Appl Physiol*, 1998, 84: 1076-82.
8. Tangel D. J., Mezzanotte M. S., White D. P. Influence of Sleep on Tensor Palatini EMG and Upper Airway Resistance in Normal Men. *J Appl Physiol*, 1991, 70: 2574-81.
9. Hosselet J. J., Norman R. G., Ayappa I, and Papoport D. Detection of Flow Limitation with Nasal Cannula/Pressure Transducer System. *Am J Respir Crit Care Med*, 1998, 157:1461-1467.
10. Clark S. A., Wilson C. R., Satoh M, Pegelow D, Dempsey J. A.. Assessment of Inspiratory Flow Limitation Invasively and Noninvasively During Sleep. *Am J Respir Crit Care Med*. 1998, 158:713-22.
11. Kaplan V, Zhang J. N., Russi E. W., Bloch K. E. Detection of inspiratory flow limitation during sleep by computer assisted respiratory inductive plethysmography. *Eur Respir J*, 2000, 15:570-578.
12. Aittokallio T., Saaresranta T., Polo-Kantola P., Nevalainen O., and Pollo O. Analysis of Inspiratory Flow Shapes in Patients with Partial Upper-airway Obstruction During Sleep. *Chest* 2001; 119:37-44.
13. Benchetrit G., Shea S. A., Pham Dinh T., Bodcco S., Baconnier P., Guz, A. Individuality of Breathing Patterns in Adults Assessed Over the Time. *Respir. Physio*, 1989, 75:199-210.

Annexe 2 : Communication 1

Sabil, A., Eberhard, A., Baconnier, P. and Benchetrit, G. (2003). “**A physical model of inspiratory flow limitation in awake healthy subjects.**” ERS Congress, Vienna 2003

A PHYSICAL MODEL OF INSPIRATORY FLOW LIMITATION IN AWAKE HEALTHY SUBJECTS

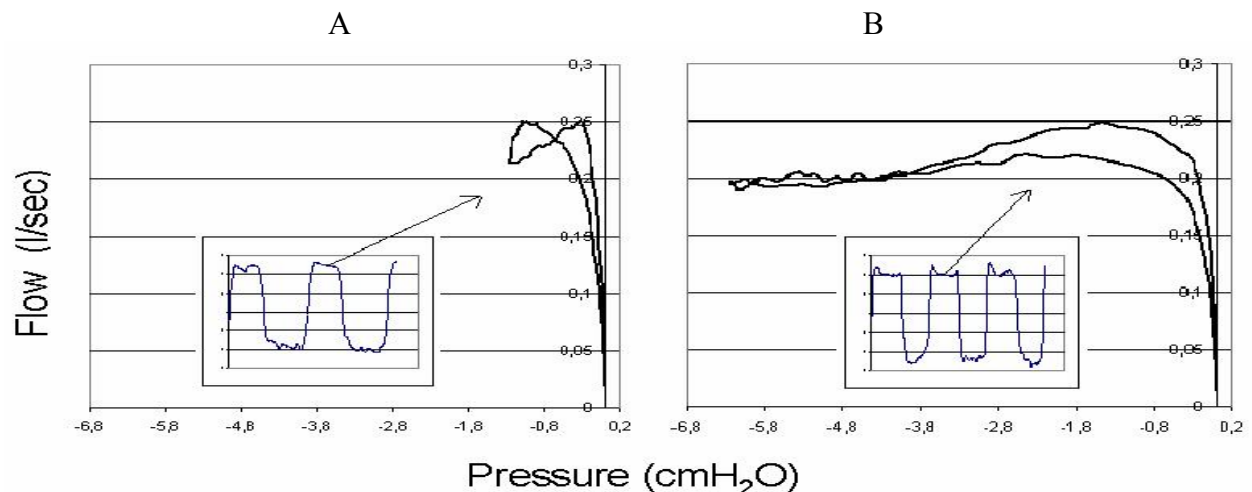
A PHYSICAL MODEL OF INSPIRATORY FLOW LIMITATION IN AWAKE HEALTHY SUBJECTS

A. Sabil, A. Eberhard, P. Baconnier, G. Benchetrit
TIMC PRETA, Université Joseph Fourier, Grenoble France
Abdelkebir.sabil@imag.fr

An inspiratory flow limitation device was designed to mimic upper airways collapsibility. This device can induce increasing inspiratory flow limitation by lengthening the collapsible section of the device. The flow limiting device was connected to a pneumotachograph mounted on a facemask; the pressure was measured at midpoint between the pneumotachograph and the device.

We showed that our custom device does indeed induce inspiratory flow limitation: during IFL cycles, pressure became progressively more negative while inspiratory flow remained constant.

The figure below is the plots of pressure versus flow for healthy subjects during inspiration at low level flow limitation (A) and at high level flow limitation (B).



Despite its external placement, the device mimics upper airway collapsibility and generates flow limitation in healthy awake subject. It could therefore represent an appropriate tool to characterize flow shape changes induced by inspiratory flow limitation. .

Annexe 3 : Communication 2

Abdelkebir Sabil, Ghassane Mroué, Hélène Prigent, David Orlikovski, Mikaelle Bohic, Pierre Baconnier, Frédéric Lofaso, Gila Benchetrit. “**Air leak measurements during mechanical ventilation.**” AFM international Congress, Nantes 2005

AIR LEAK MEASUREMENTS DURING MECHANICAL VENTILATION

AIR LEAK MEASUREMENTS DURING MECHANICAL VENTILATION

Abdelkebir Sabil¹, Ghassane Mroué², Hélène Prigent², David Orlikovski², Mikaelle Bohic², Pierre Baconnier¹, Frédéric Lofaso^{2,3}, Gila Benchetrit¹

(1)TIMC PRETA, Faculté de Médecine, Université Joseph Fourier, Grenoble, France.

(2)Service de Réanimation Médicale, Service de Physiologie-Explorations Fonctionnelles et Centre d'Innovations Technologiques, Hôpital Raymond Poincaré, AP-HP, 92380 Garches, France

(3)INSERM U 492, 9400 Créteil, France

Patients with advanced neuromuscular diseases often require chronic mechanical ventilation. Long term-assisted ventilation often has to address the problem of leakage, whether the device used is a nasal mask or tracheostomy. Air leaks frequently increase during sleep inducing impairment of sleep quality and may contribute to the ineffectiveness of assisted ventilation.

The aim of this study was to provide continuous measurement of such leaks during sleep using a non calibrated respiratory inductance plethysmography (RIP) system (Visuresp®).

Data was obtained in 15 patients with neuromuscular disease admitted to the hospital for a routine polysomnography. Breath-by-breath analysis was performed on the insufflation (V_{in}) and expiration (V_{ex}) signals (flow meter) and the abdominal (V_{abd}) and thoracic (V_{tho}) volume changes (RIP). The proposed method is based on the assumption that as leaks increase during sleep, the values of V_{ex} , V_{tho} and V_{abd} recorded during sleep latency may be taken as reference values, with all the values recorded during sleep being expressed as a percentage of these reference values. This gives actual tidal thoracic and/or abdominal volumes as a percentage of their reference values and thus avoids the need for calibration.

The results show that 1) the sleep latency sample exhibited the highest value, suggesting that values measured during sleep latency may indeed serve as satisfactory reference values, 2) leaks were present in all subjects, 3) compared to the difference V_{in} - V_{ex} changes in V_{tho} and/or V_{abd} indicate less leakage and 4) the V_{tho} and V_{abd} signals can be used alone to estimate leaks.

In conclusion, this method provides a reliable, non-invasive, bedside evaluation of air leaks in ventilated patients. The results of on-line continuous measurement of air leaks by this method could provide a feedback signal to a control system, which would regulate the assisted ventilation accordingly so as to minimize the leaks.

Annexe 4 : Article 2

Moreau-Gaudry A, Sabil A, Benchetrit G, Franco A. “**Use of Respiratory Inductance Plethysmography for Detecting and Analyzing Swallowing in the Elderly.**” *Dysphagia*, 2005. Sous presse

***USE OF RESPIRATORY INDUCTANCE PLETHYSMOGRAPHY FOR
DETECTING AND ANALYZING SWALLOWING IN THE ELDERLY***

USE OF RESPIRATORY INDUCTANCE PLETHYSMOGRAPHY FOR DETECTING AND ANALYZING SWALLOWING IN THE ELDERLY

Alexandre Moreau-Gaudry, MD,* Abdelkebir Sabil, MS,[†] Gila Benchetrit, PhD,[†] Alain Franco, MD PhD*

*Department of Geriatric and Community Medicine,
University Hospital of Grenoble, France;

[†]PRETA-TIMC-IMAG-CNRS Laboratory, Grenoble, France.

Abstract

It is essential to have a user-friendly, non-invasive bedside procedure at our disposal in order to study swallowing and swallowing disorders in the elderly in view of the frailty of this age group. In the present work, respiratory inductance plethysmography (RIP) is proposed as an appropriate clinical tool for such studies. An automated process for the detection of swallowing is used involving the derivative of the respiratory volume signal. The accuracy of the automated detection is given by the area under the Receiver Operating Characteristic (ROC) curve and is found to be greater than 0.9. At the optimal threshold, RIP constitutes a reliable and objective bedside clinical tool for studying swallowing in the elderly, as well as being user-friendly and non-invasive. In addition, RIP can be used to monitor swallowing in order to analyze swallowing disorders and put in place medical supervision of swallowing for potential individuals who aspirate.

Key Words

Swallowing, respiratory inductance plethysmography, deglutition disorders, ROC curve.

INTRODUCTION

Dysphagia^{1,2} is a frequent problem in the elderly and can have serious consequences.^{3,4} In many cases, aspiration results in pneumonia⁵ but there is no simple and obvious relation between aspiration and pneumonia.⁶ Disabling conditions, as a consequence of malnutrition and dysphagia, may result in increased morbidity and mortality when aspiration exists.⁷ Loss of independence in eating in institutionalized elderly is associated with increased mortality within 6 months.⁸ Swallowing disorder may result in psychosocial problems as anxiety at mealtimes and social isolation.⁹

In order to prevent the damaging effects of dysphagia in the elderly, assessments of ingestive skill are imperative. However, ongoing research into swallowing disorders has highlighted inconsistencies in existing clinical evaluation, namely via the sensory function, the gag reflex, cervical auscultation and trial swallows using compensatory techniques, as also in instrumental examination decision-making.¹⁰ An ingestive skill assessment framework was

devised based on a source of 44 items from a literature review of which only the most meaningful were retained.¹¹ New clinical tests were elaborated and evaluated for their effectiveness in predicting aspiration: the water-swallow test,¹² combined or otherwise with the oxygen desaturation test;¹³ the association of a water-swallow test, a food test and an X ray-test.¹⁴

The relationship between breathing and swallowing has already been studied in healthy subjects¹⁵⁻¹⁷ and elderly adults^{18,19} using various methods. It has been observed that during swallowing, the airflow is interrupted by a brief closure of the larynx which protects the airway from the aspiration of ingested material.^{21,22}

The aim of the present study was to show that swallowing can be detected through the automated processing of the airflow signals obtained by RIP. If such is the case, RIP affords a user-friendly objective bedside clinical tool for the detection and the analysis of swallowing in the elderly. Its objective nature derives from the use of automated analysis elaborated specifically in this study.

METHODS

Subjects

Fourteen subjects (nine being female) were recruited from the Department of Geriatric and Community Medicine of Grenoble after obtaining informed written consent from each subject or their legal representative. Their ages ranged from 75 to 100 years with an average age of 84.6 ± 8.0 years (mean $\pm$ SD). Eleven patients suffered from cardiovascular disorder: six from hypertension, four from cardiac arrhythmia due to atrial fibrillation, two from ischemic cardiopathy, one from cardiac insufficiency and one from cardiac valvulopathy; 5 had endocrine system disease: four, diabetes and two, hypothyroidism; 2 had a neurological disorder: two had suffered a stroke and one suffered from dementia; 2 had neoplasms: one, digestive, the other, breast. One had osteoporosis. Seven patients had surgical interventions: five, cataracts; two, appendectomy and two, hip replacement.

Materials

The RIP system makes it possible to measure respiration via the changes in the cross-sectional area of the rib cage and abdomen.²⁰ The RIP system used in this study was a computer assisted Visuresp[®] (RBI France). The sensor consists of an elasticized jacket easily worn by the patient over their usual clothing. The signals generated by the Visuresp[®] system are saved in a text file, which is then post-computed by software developed in the R language (language and environment for statistical computing and graphics).

Protocol

In a natural but standardized mealtime setting, each subject wore the jacket so that his or her breathing could be continuously recorded and performed four time-marked swallows (TMS): two water TMS, the first static i.e. no movement of arms (a 20 ml glass of water being given to the subject by the nurse) and the second dynamic (the subject raised the 20 ml glass of water to his mouth to drink); two gelatinous water TMS, using the same protocol, except that the glass of water was replaced by a small spoonful of gelatinous water. At our request, each TMS was only performed once a regular respiratory rhythm had been observed. For each TMS, the initial instant (i.e. when water or gelatinous water was placed in the mouth), and the final instant (observed end of larynx movement) were noted.

Measurements

The Airflow Signal

The abdomen and rib cage signals obtained through RIP were combined, with appropriate weighting, to obtain a value of the volume signal. The derivative of the resulting signal, after smoothing using a low-pass filter, has been shown to be a valid estimate of airflow²³. It is designated by AS. At the beginning and the end of an inspiration, the AS is at zero since there is no airflow, as during apnea or swallowing.

Principle

During swallowing, the airflow is interrupted by a brief closure of the larynx. Identifying TMS thus consist in detecting brief zero values on the AS curve. This detection is achieved by means of a new automated test, which is based on the fact that during a clinical TMS, the value of AS is situated briefly between two horizontal lines D^+ and D^- (Figure 1), corresponding to the confidence interval of zero AS value. It is to be noted that during this short interval of time, the AS does not simply cross the zero line, but varies about zero non monotonously.

Test evaluation

The test is evaluated according to its capacity to detect the clinical TMS from among the automatically detected respiratory cycles. Contingency tables are used. The test is performed for the two sets of respiratory cycles P1 and P2. The first, P1, is made up of elementary events. Each of these is in turn the set of respiratory cycles occurring during one TMS. The second, P2, is the set of respiratory cycles during which there is no TMS.

Definitions used in the test

Let $Z(p)$ be the portion of the graph corresponding to the AS zero-flow confidence interval, totally determined by the value p (p -cutoff). The test is positive at the p -cutoff if and only if the part of the airflow curve within $Z(p)$ for the respiratory cycle concerned is not a monotonous function of time (see Figure 1).

$Z(p)$ is the union of the $Z^+(p)$ and $Z^-(p)$, where $Z^+(p)$ is the positive half plane portion contained between the straight line $D^+(p)$ and the time axis. $D^+(p)$ is the graphical representation of the threshold for which we obtain p percent of the distribution of positive values of airflow data. $Z^-(p)$ and $D^-(p)$ are similarly defined for the negative half plane. Because the inspiratory period is shorter than the expiratory one, $D^+(p)$ and $D^-(p)$ do not lie symmetrically about zero.

Automated detection of respiratory events

Let p_1 ($p_1 > p$) be the respiratory threshold for this detection. The limits of respiratory cycles are given by the start-points of each inspiration. They are roughly localized by the first local positive extrema on the AS curve above the straight line $D^+(p_1)$. Fitting a linear model by weighted least squares onto the increasing part of the AS curve around these extrema enables the start-points of respiratory events to be determined on the time-axis. In performing this fitting, each point is weighted using the sum of its euclidean distance from its immediate left and right neighbors, in order to avoid the influence of the data around the extrema.

Statistical analysis

Sensitivity, specificity, positive predictive value, negative predictive value, concordance rate and chi-square were computed for the test described above. Its accuracy corresponded to the area under the Receiver Operating Characteristic (ROC) curve.²⁴ The best zero AS confidence interval was determined from the best balance between sensitivity and specificity obtained from the ROC curve.²⁴

RESULTS

The average recording period for the AS was 351.3 +/- 93.7 seconds, with actual values ranging from 189 to 583 seconds. Among the 56 TMS, only 51 were analyzed. The other 5 had incomplete data for the swallowing end-time. The number of respiratory events automatically identified at respiratory p_1 -thresholds of 40 and 50 percent were 1592 and 1565 respectively. During spontaneous breathing, respiratory events belonging to the P2 set may be considered to be independent. Results for the contingency tables were all significant ($\chi^2(1, n=1643) > 100$; $P < .001$).

Figure 1 shows an example of automated AS analysis with graphical representation of the parameters introduced above. Respiratory events were automatically identified for a p_1 respiratory threshold of 40 percent ($D^+(40)$). The two events A and B were automatically detected with a p-cutoff of 10 percent ($D^+(10), D^-(10), Z(10)$): A is the record of a gelatinous water TMS, occurring over two respiratory cycles; B, in our opinion, corresponds to a spontaneous swallow. This figure illustrates the automated detection by the test, not only of TMS, but also of spontaneous events, which were not time-marked in our protocol.

Figure 2 shows the curves of sensitivity, specificity, positive predictive value (PPV), negative predictive value (NPV) and concordance rate (CR) for automated TMS detection, plotted for increasing p-cutoff values from 0 to 40 percent (the p_1 respiratory threshold was set at 40 percent). It can be seen that 50, 75, 95 and 99 percent of TMS are automatically detected at p-cutoffs of 2.58, 7.75, 18.82 and 35.49 percent respectively.

Figure 3 shows the ROC curve for the test (p_1 set at 40 percent). The area under the ROC curve (AUC) is greater than 0.90. Furthermore, we notice the independence of the test with respect to the p_1 threshold used for the automated detection of respiratory events: the AUCs for p_1 set at 40 and then at 50 percent are appreciably identical. The best balance between sensitivity and specificity was computed for these data. It corresponds to M, the closest point on the curve, in Euclidean distance, to the upper-left-hand corner of the graph. The sensitivity was evaluated as being 91.37 percent, the specificity, 87.20 percent and the optimal p-cutoff was computed to be 18.05 percent.

DISCUSSION

The major finding of this study is that RIP provides a non-invasive bedside mean of detection of controlled swallowing in the elderly. This detection relies on an automated analysis of AS obtained by differentiating the RIP signal. Numerical values can be readily computed. Based on the AUC results, this analysis appeared to be very reliable ($AUC > 0.90$).

There have been very few studies comparing airflow and RIP-derived signal under physiological conditions.²³ One such study documented comparisons of time-volume and flow volume components of forced vital capacity.²⁵ Under physiological conditions and with varying postures, the RIP-derived signal has been validated as providing an estimation of airflow acquired by pneumotachogram.²³

We modified the water TMS from the water swallowing test,¹² which serves as a method of evaluating the swallowing ability of patients. We also varied the type of swallowed food, as swallowing disorder may vary according to the ingested food texture.¹⁴ We observed that the automated detection of swallowing was not impaired by the use of water or gelatinous water for swallowed food.

We compared static and dynamic (movement of the arm) food intake, to ascertain if movement would perturb the RIP signal. We observed that the automated detection of swallowing was not impaired by movements of arms.

Assuming breathing cycles to be independent - since they are generated automatically by the respiratory centers - we are able to build contingency tables and compute statistical parameters. Low values of PPV were observed when the p-cutoff varied from 0 to 40. This is due to the automated detection of spontaneous swallowing events belonging to set P2. If we included these spontaneous swallows in set P1, the PPV curve would exhibit much higher values.

The present study was performed on only 14 patients. In order to obtain reliable data, the active participation of the patient is required. In addition, the patient should be capable of performing simple tasks. Although the AS analysis was possible with arm movements, it is difficult to carry out the protocol on restless patients.

Being solicited to take water or food could possibly induces stress in the patient, which might then affect respiratory events preceding swallowing, but not larynx closure during the swallowing. It was for this reason that zero airflow detection was used. This protocol differs from one where swallows were induced by a bolus injection into the oropharyngeal cavity, the timing of water injection being randomized.¹⁷

The interplay of swallowing and breathing has been studied using other - and for these frailer patients - often unpleasant - methods involving an electrode attached to the cheek,¹⁹ a throat microphone,^{15,19} a soft polythene tube inserted into a nostril,¹⁹ sub mental electromyography,¹⁵⁻¹⁷ or a mouthpiece.¹⁷ The recording procedure used in this study, on the other hand, was well accepted by the elderly, since the device consisted of a jacket worn over their usual clothing and the recordings were performed in their usual mealtime environment. Furthermore, the user-friendly nature of this equipment makes this method an appropriate bedside clinical tool. We have no knowledge of the existence of any study of a similar nature.

The detection of swallowing by means of automated recordings and analysis is an essential prerequisite for an objective analysis. The use of the AS, time-derivative of the volume signal, providing zero airflow detection, made this automation possible.

Although the reliability of the automated detection appears to be sufficiently high in this study, as evidenced by the high sensitivity and specificity at the optimal p-cutoff computed, automated AS analysis may be refined by a more precise characterization of the events to be detected. Furthermore, the AS analysis may be improved in order to:

1 - measure the *swallowing period*, which is manually estimated in common clinical practice. This enhanced precision could help, for instance, in defining more sensitive and reliable criteria for detection of certain swallowing disorder.

2 - analyze the AS *pattern* during swallowing and thus gain information on the quality of the glottal closure.

3 - quantify the *time needed to recover a resting respiratory rhythm* after swallowing. This period of time would probably vary, depending on whether or not swallowing is accompanied by aspiration, as is suggested by oxygen desaturation in individuals who aspirate.¹³

Because apneas are not specific to swallowing, the specificity of the detection will be reduced in a different experimental clinical context. Nevertheless, we prefer to attach greater importance to the sensitivity of the automated detection because of the serious, even fatal, consequences of dysphagia in the elderly.

We would tend to think that measurement of airflow could provide a valid method of detecting dysphagia. During swallowing, the airflow is interrupted by a brief closure of the larynx in order to protect the airway from aspiration of ingested material. During aspiration, however, because the laryngeal closure is incomplete, the airflow is not totally interrupted. There is no real apnea and the swallowing will go undetected. Nevertheless, we suspect that when aspiration occurs, the recorded airflow will differ from that during a normal respiratory cycle, through being disrupted by the ingested material in the airway. Furthermore, we also suspect that the post-aspiration airflow will differ in a characteristic way (for example, post swallowing coughing or sneezing: they are natural defense mechanisms which may be activated by food moving in the wrong direction²) and that it will be possible to detect this difference among other physiological respiratory cycles.

However, as swallowing is only inferred from the respiratory recordings and not directly observed, it is essential for any detected dysphagia to be confirmed by means of a gold standard such as videofluorography.

We also intend to establish one-to-one relationships between the clinical events and the patterns of these events depicted on the AS. This opens up the possibility of monitoring swallowing by recording the airflow with the RIP and, using the recordings, to reveal indirectly certain swallowing disorders, as, for example, by identifying coughing during a meal. Such a tool would be very useful in enabling medical supervision of swallowing to be put in place for acutely affected patients (e.g. recent cerebrovascular accident patients) or those with chronic diseases (e.g. Parkinson's disease)¹ and also for monitoring the effectiveness of swallowing disorders therapy.

REFERENCES

1. Domenech E, Kelly J: Swallowing disorders. *Med Clin North Am* 83: 97-113, 1999.
2. Castell D.O: Dysphagia in the elderly. *J Am Geriatr Soc* 34: 248-249, 1986.
3. Lin LC, Wu SC, Chen HS, Wang TG, Chen MY: Prevalence of impaired swallowing in institutionalized older people in Taiwan. *J Am Geriatr Soc* 50: 1118-1123, 2002.
4. Bloem BR, Lagaay AM, van Beek W, Haan J, Roos RA, Wintzen AR: Prevalence of subjective dysphagia in community residents aged over 87. *BMJ* 300: 721-722, 1990.
5. Marik PE, Kaplan D: Aspiration pneumonia and dysphagia in the elderly. *Chest* 124: 328-336, 2003.
6. Feinberg MJ, Knebl J, Tully J: Prandial aspiration and pneumonia in an elderly population followed over 3 years. *Dysphagia* 11: 104-109, 1996.
7. Hudson HM, Daubert CR, Mills RH: The interdependency of protein-energy malnutrition, aging, and dysphagia. *Dysphagia* 15: 31-38, 2000.
8. Siebens H, Trupe E, Siebens A, Cook F, Anshen S, Hanauer R, Oster G: Correlates and consequences of eating dependency in institutionalized elderly. *J Am Geriatr Soc* 34: 192-198, 1986.
9. Tibbling L, Gustafsson B: Dysphagia and its consequences in the elderly. *Dysphagia* 6: 200-202, 1991.
10. Mathers-Schmidt BA, Kurlinski M: Dysphagia evaluation practices: inconsistencies in clinical assessment and instrumental examination decision-making. *Dysphagia* 18: 114-125, 2003.
11. Lambert HC, Gisel EG, Groher ME, Wood-Dauphinee S: McGill Ingestive Skills Assessment (MISA): development and first field test of an evaluation of functional ingestive skills of elderly persons. *Dysphagia* 18: 101-113, 2003.
12. Miyazaki Y, Arakawa M, Kizu J: Introduction of simple swallowing ability test for prevention of aspiration pneumonia in the elderly and investigation of factors of swallowing disorders. *Yakugaku Zasshi* 122: 97-105, 2002.
13. Chong MS, Lieu PK, Sitoh YY, Meng YY, Leow LP: Bedside clinical methods useful as screening test for aspiration in elderly patients with recent and previous strokes. *Ann Acad Med Singapore* 32: 790-794, 2003.
14. Tohara H, Saitoh E, Mays KA, Kuhlemeier K, Palmer JB: Three tests for predicting aspiration without videofluorography. *Dysphagia* 18: 126-134, 2003.
15. Presiksaitis HG, Mills CA: Coordination of breathing and swallowing: effects of bolus consistency and presentation in normal adults. *J Appl Physiol* 81:1707-1714, 1996.

16. Smith J, Wolkove N, Colacone A, Kreisman H: Coordination of eating, drinking, and breathing in adults. *Chest* 96: 578-582, 1989.
17. Nishino T, Yonezawa T, Honda Y: Effects of swallowing on the pattern of continuous respiration in human adults. *Am Rev Respir Dis* 132: 1219-1222, 1985.
18. Hirst LJ, Ford GA, Gibson GJ, Wilson JA: Swallow-induced alterations in breathing in normal older people. *Dysphagia* 17:152-61, 2002.
19. Selley WG, Flack FC, Ellis RE, Brooks WA: Respiratory patterns associated with swallowing : Part 1. The normal adult pattern and changes with age. *Age Ageing* 18: 168-172, 1989.
20. Cohn MA, Rao AS, Broudy M, Birch S, Watson H, Atkins N, Davis B, Stott FD, Sackner MA: The Respiratory Inductance Plethysmograph: A new non-invasive monitor of respiration. *Bull. Europ. Physiopath. Resp.* 18: 643-658, 1982.
21. Negus VE: The comparative anatomy and physiology of the larynx. London, Heinemann, 1949.
22. Paydarfar D, Gilbert RJ, Poppel CS, Nassab PF: Respiratory phase resetting and airflow changes induced by swallowing in humans. *J Physiol.* 483: 273-288, 1995.
23. Eberhard A, Calabrese P, Baconnier P, Benchetrit G: Comparison between the respiratory inductance plethysmography signal and the airflow signal. *Adv Exp Med Biol.* 499: 489-94, 2001.
24. Metz CE: Basic principles of ROC analysis. *Sem Nuc Med.* 8:283-298, 1978.
25. Sackner MA, Rao AS, Birch S, Atkins N, Gibbs L, Davis B: Assessment of time-volume and flow-volume components of forced vital capacity. Measurement with spirometry, body plethysmography and respiratory inductance plethysmography in nonsmokers and smokers. *Chest.* 82: 272-8, 1982.

FIGURE LEGENDS

Figure 1

Airflow and Respiratory Events

Upper Part: the dotted curve represents the recording of the airflow signal (AS) during a swallowing of gelatinous water. The straight line $D^+(40)$ corresponds to the threshold used for the automated detection of a respiratory cycle ($p_1=40$). $D^+(10)$ and $D^-(10)$ delimit the confidence interval $Z(10)$ of the zero airflow ($p=10$).

Lower Part: S and E are the beginning and end respectively of the clinical swallowing (TMS) located in the time when the patient swallowed. The thin vertical lines represent the start points of each inspiration. The thick vertical lines show the parts of the AS which lie in the confidence interval $Z(10)$ and are not monotonous. Thin and thick vertical lines are automatically computed by the developed software ($p_1=40$, $p=10$). A swallowing (A) is detected if and only if the corresponding respiratory cycles contain thick lines. Furthermore, the software also detects B, which may correspond to a spontaneous unmarked swallowing.

Figure 2

Analysis of contingency tables

Upper graph : the two curves of sensitivity and specificity are plotted for increasing p-cutoff values from 0 to 40 percent ($p_1=40$). The sensitivity curve shows that 50, 75, 95 and 99 percent of TMS are automatically detected at p-cutoff values of 2.58, 7.75, 18.82 and 35.49 percent respectively.

Lower graph : positive predictive values (PPV), negative predictive values (NPV), and concordance rates (CR) are plotted against p-cutoff as previously. NPV represents high values. CR varies similarly to the specificity. The low values of the PPV may be explained by the automated detection of spontaneous unmarked swallowing.

Figure 3

The ROC (Receiver Operating Characteristic) curves

This figure shows the receiver operating characteristic (ROC) curve of the test. This curve is plotted from computed points (cross-points) for increasing p-cutoff values from 0 to 40 percent ($p_1=40$). The best balance between sensitivity and specificity for these data (the point M) corresponds to an optimal p-cutoff of 18.05 percent with a sensitivity and a specificity of 91.37 and 87.20 percent respectively.

Another ROC curve was computed for $p_1=50$. The boundaries of the area under the curve (AUC) were computed for these two curves. Each boundary is given as a mean $\pm$ SD. The results of the automated analysis gave AUCs > 0.9 .

Figure 1

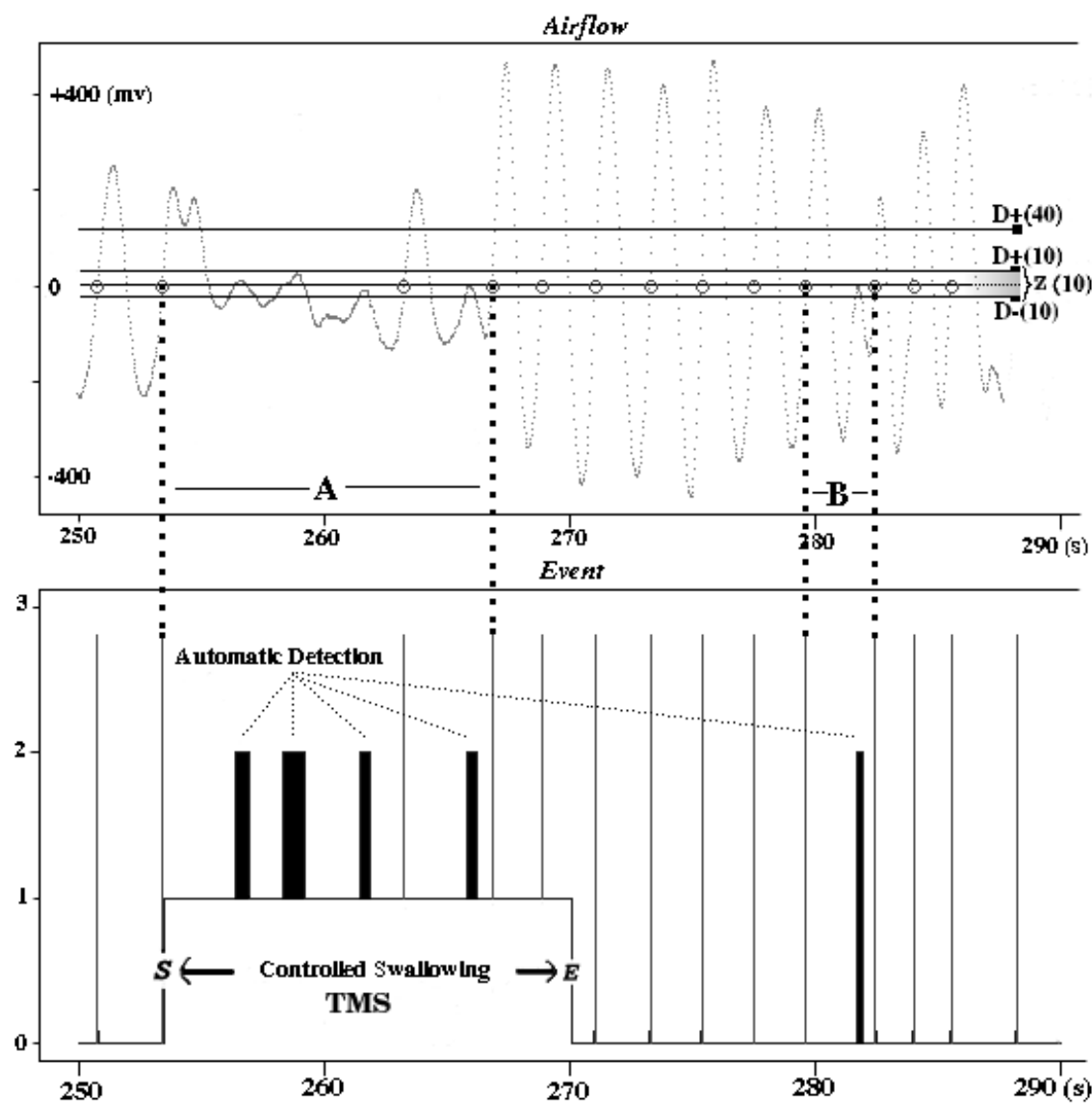


Figure 2

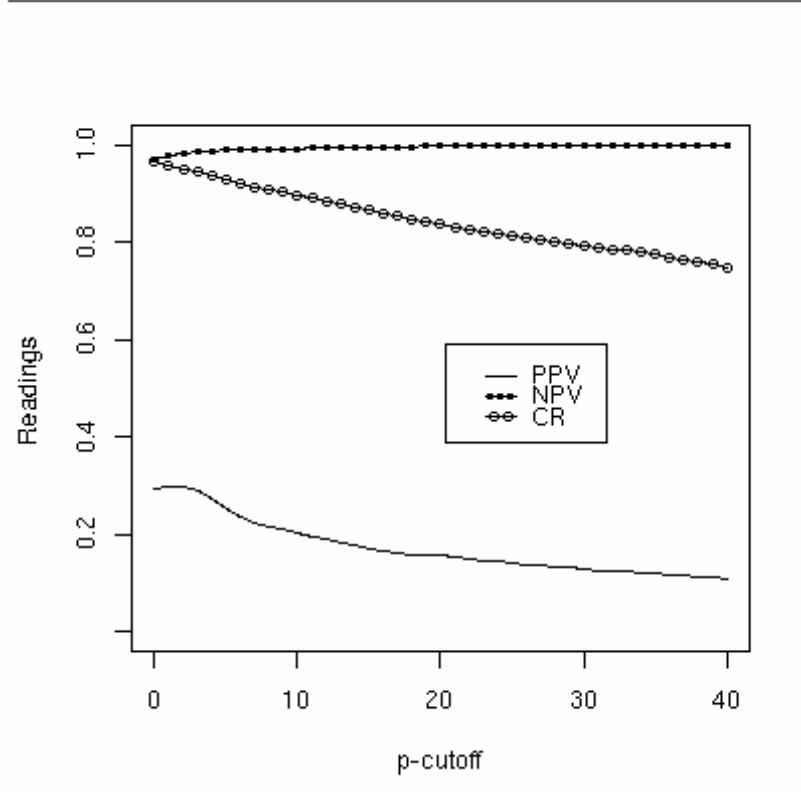
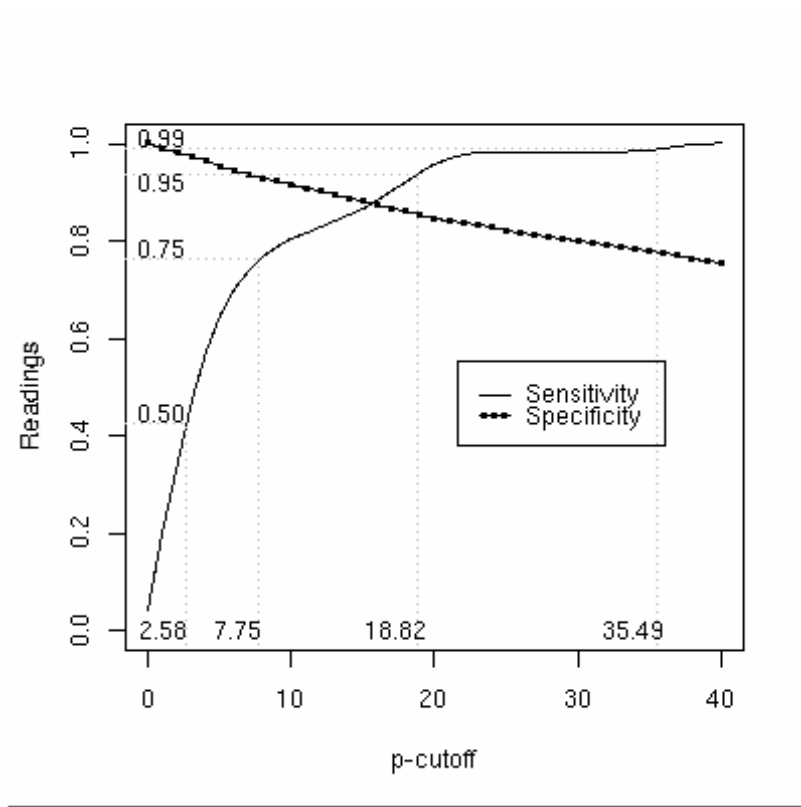
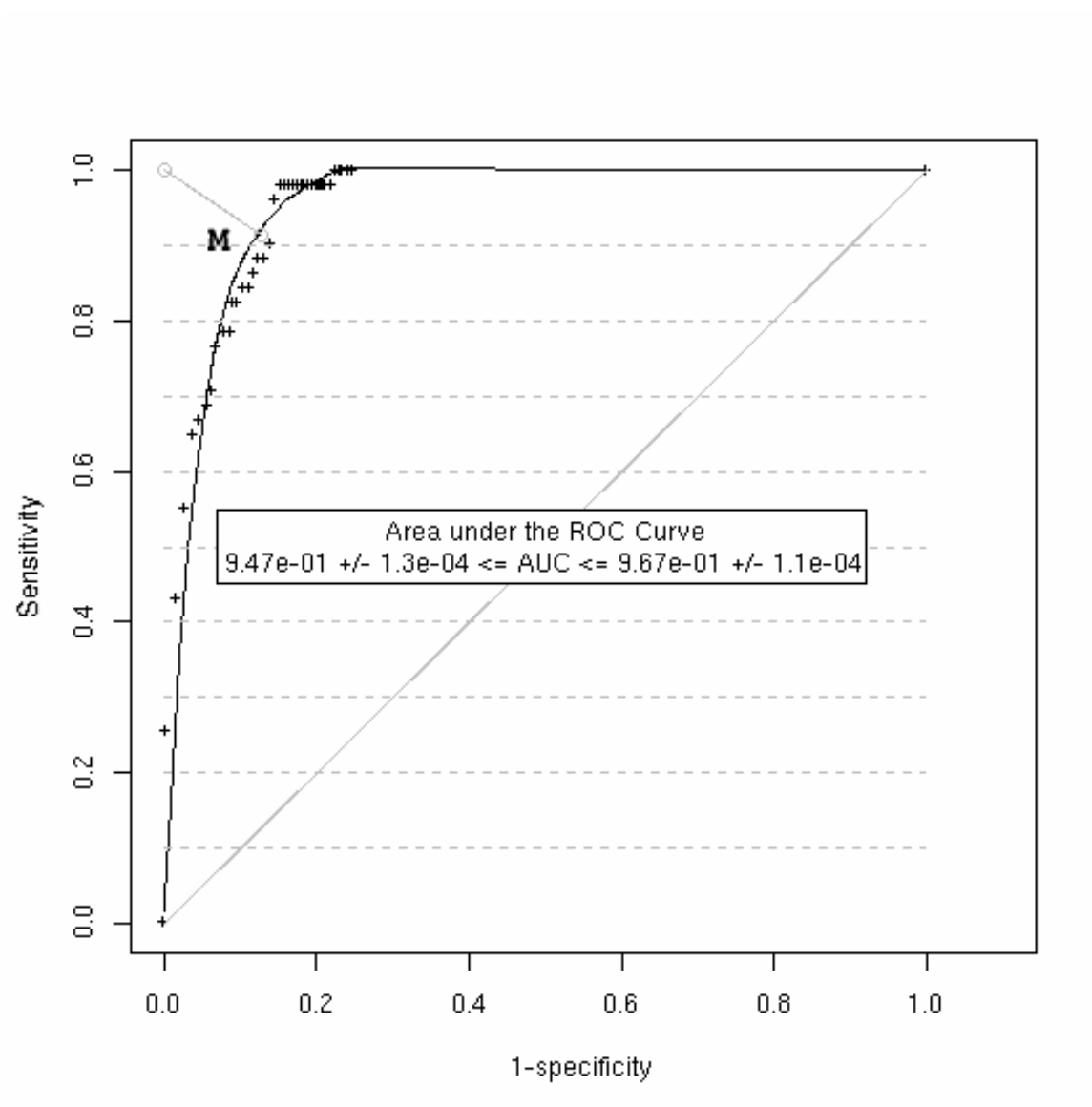


Figure 3



Annexe 5 : Information aux patients pour l'examen de la déglutition



CHU

Information au patient pour un examen enregistré de la déglutition

DEPARTEMENT DE MEDICINE GERIATRIQUE ET COMMUNAUTAIRE
Pr A. Franco
Chef de Département

Accueil :
Tél 04 76 75 54 21
Tél 04 76 75 55 06
Secrétariat
Tél 04 76 75 55 41
Fax 04 76 75 55 75

MEDICINE INTERNE ET GERIATRIE
Dr P. Costantini
Dr B. Bony, AGC
Dr M. Dubreuil, AGC
Tél. 04 76 75 57 97 (int)
Tél. 04 76 75 57 72 (ext)
Hôpital de La Tronche
Pavillon E. Chaurin

REEDUCATION ET SOINS DE SUITE
Dr F. Gouffret, Attachée
Tél. 04 76 75 57 72 (ext)
Tél. 04 76 75 57 73 (ext)
Hôpital de La Tronche
Pavillon E. Chaurin

HOSPITALISATION A DOMICILE
Dr L. Nogues
Tél. 04 76 75 55 55
Fax 04 76 75 55 33
Hôpital de La Tronche

PRESENCES MEDICALES SOUS DE LONGUE DUREE
Dr L. Rye
Tél. 04 76 75 54 47
Fax 04 76 75 55 55
Hôpital de La Tronche
Pavillons Senior et Chaurin

MAISON DE RETRAITE DE LA RATIE
Dr P. Bony, AGC
Tél. 04 76 32 33 90
Fax 04 76 32 32 98
Saint-James

UNITE MOBILE DE GERONTOLOGIE
Dr P. Costantini
Tél. 04 76 75 59 07
Fax 04 76 75 49 08
Pavillon Chamaillard

SOINS INFIRMIERS
A. Engelstein
Cadre infirmier Supérieur
Tél. 04 76 75 59 86

Madame, Monsieur,

Vous êtes actuellement hospitalisé(e) dans le Département de Médecine Gériatrique et Communautaire du Centre hospitalier et universitaire de Grenoble. Nous sollicitons votre participation à un examen de la déglutition.

En vieillissant, la façon d'avaler évolue. Il est important de mieux connaître, chez les personnes, le mécanisme de la déglutition, qui, lorsqu'il est mis en défaut, peut conduire aux « fausses routes », c'est à dire au fait « d'avaler de travers ».

L'examen proposé consiste à observer cette déglutition en l'enregistrant de manière indirecte à l'aide d'un gilet léger enfilé par dessus les vêtements. Cette observation encore à l'étude doit permettre, une analyse plus précise du mécanisme de la déglutition.

Cet examen n'entraîne aucun risque particulier. Il sera réalisé le plus souvent par Monsieur Alexandre Moreau-Gaudry, Résident de médecine générale.

En vous remerciant vivement de votre participation,

Pr Alain FRANCO, Chef de Département



CENTRE HOSPITALIER UNIVERSITAIRE DE GRENOBLE
B.P. 217 - 38043 Grenoble Cedex 09 standard 04 76 75 75 75
www.chu-grenoble.fr - N° SIRET : 253.800.302.000.14 - N° FINESS : 38.07860.80
ADRESSES CORRESPONDANTES, N° SIRET : 253.800.302.000.14 - N° FINESS : 38.07860.80

Annexe 6 : Formulaire de consentement à l'examen de la déglutition

Formulaire de consentement à l'examen de la déglutition

Je soussigné, Mme/Mr

certifie avoir pris connaissance du document «Information au patient pour un examen enregistré de la déglutition», qui m'a été lu, que j'ai pu consulter, pour lequel j'ai posé à la personne qui me le présentait toutes les questions souhaitées, et qui peut contribuer à une meilleure connaissance de mon cas.

accepte de bénéficier de l'examen de la déglutition.

Fait à Grenoble,

Le

Signature du patient (ou Nom et Signature du représentant légal)

Nom et signature du soignant

Références Bibliographiques

Références Bibliographiques

- The American College of Chest Physicians (1998). "Mechanical ventilation beyond the intensive care unit-report of consensus conference of the american college of chest physicians." Chest **113**: 289s-344s.
- (1999). "Clinical indications for noninvasive positive pressure ventilation in chronic respiratory failure due to restrictive lung disease, COPD, and nocturnal hypoventilation-a consensus conference report." Chest **116**: 521-534.
- American Academy of Sleep Medicine Task Force (1999). "Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. The Report of an American Academy of Sleep Medicine Task Force." Sleep **22**(5): 667-89.
- Adams, J. A., Zabaleta, I. A., Stroh, D., Johnson, P. and Sackner, M. A. (1993). "Tidal volume measurements in newborns using respiratory inductive plethysmography." Am Rev Respir Dis **148**(3): 585-88.
- Aittokallio, T., Saaresranta, T., Polo-Kantola, P., Nevalainen, O. and Polo, O. (2001). "Analysis of inspiratory flow shapes in patients with partial upper-airway obstruction during sleep." Chest **119**(1): 37-44.
- Askanazi, J., Silverberg, P. A., Foster, R. J., Hyman, A. I., Milic-Emili, J. and Kinney, J. M. (1980). "Effects of respiratory apparatus on breathing pattern." J Appl Physiol **48**(4): 577-80.
- Bach, J. R. and Alba, A. S. (1990). "Tracheostomy ventilation. A study of efficacy with deflated cuffs and cuffless tubes." Chest **97**(3): 679-83.
- Bachy, J. P., Eberhard, A., Baconnier, P. and Benchetrit, G. (1986). "A program for cycle-by-cycle shape analysis of biological rhythms. Application to respiratory rhythm." Comput Methods Programs Biomed **23**(3): 297-307.
- Baine, W. B., Yu, W. and Summe, J. P. (2001). "Epidemiologic trends in the hospitalization of elderly Medicare patients for pneumonia, 1991-1998." Am J Public Health **91**(7): 1121-3.
- Banzett, R. B., Mahan, S. T., Garner, D. M., Brughera, A. and Loring, S. H. (1995). "A simple and reliable method to calibrate respiratory magnetometers and RespiTrace." J Appl Physiol **79**(6): 2169-76.
- Benchetrit, G., Shea, S. A., Dinh, T. P., Bodocco, S., Baconnier, P. and Guz, A. (1989). "Individuality of breathing patterns in adults assessed over time." Respir Physiol **75**(2): 199-209.
- Blanc-Gras (1993). "Visuresp: Système informatisé d'assistance à la reeducation respiratoire." Thèse.

- Bloch, K. E., Li, Y., Sackner, M. A. and Russi, E. W. (1997). "Breathing pattern during sleep disruptive snoring." Eur Respir J **10**(3): 576-86.
- Bourke, S. C. and Gibson, G. J. (2002). "Sleep and breathing in neuromuscular disease." Eur Respir J **19**(6): 1194-201.
- Calabrese, P. (1998). "Recherche d'une méthode de mesure non-invasive des résistances respiratoires. Effets ventilatoires et cardiaques de charges résistives." Thèse.
- Carry, P. Y., Baconnier, P., Eberhard, A., Cotte, P. and Benchetrit, G. (1997). "Evaluation of respiratory inductive plethysmography: accuracy for analysis of respiratory waveforms." Chest **111**(4): 910-5.
- Castell, D. O. (1986). "Dysphagia in the elderly." J Am Geriatr Soc **34**(3): 248-9.
- Chadha, T. S. and Sackner, M. A. (1983). "Validation of respiratory inductive plethysmography with change in body posture." Am Rev Respir Dis **128**(2): 331.
- Chadha, T. S., Watson, H., Birch, S., Jenouri, G. A., Schneider, A. W., Cohn, M. A. and Sackner, M. A. (1982). "Validation of respiratory inductive plethysmography using different calibration procedures." Am Rev Respir Dis **125**(6): 644-9.
- Chapman, K. R., Perl, A., Zamel, N. and Rebuck, A. S. (1985). "Thoracoabdominal motion during hypercapnia, hypoxia, and exercise." Can J Physiol Pharmacol **63**(3): 188-92.
- Chong, M. S., Lieu, P. K., Sitoh, Y. Y., Meng, Y. Y. and Leow, L. P. (2003). "Bedside clinical methods useful as screening test for aspiration in elderly patients with recent and previous strokes." Ann Acad Med Singapore **32**(6): 790-4.
- Clark, S. A., Wilson, C. R., Satoh, M., Pegelow, D. and Dempsey, J. A. (1998). "Assessment of inspiratory flow limitation invasively and noninvasively during sleep." Am J Respir Crit Care Med **158**(3): 713-22.
- Cohn, M. A., Rao, A. S., Broudy, M., Birch, S., Watson, H., Atkins, N., Davis, B., Stott, F. D. and Sackner, M. A. (1982). "The respiratory inductive plethysmograph: a new non-invasive monitor of respiration." Bull Eur Physiopathol Respir **18**(4): 643-58.
- Domenech, E. and Kelly, J. (1999). "Swallowing disorders." Med Clin North Am **83**(1): 97-113, ix.
- Eberhard, A., Calabrese, P., Baconnier, P. and Benchetrit, G. (2001). "Comparison between the respiratory inductance plethysmography signal derivative and the airflow signal." Adv Exp Med Biol **499**: 489-94.
- Elliott, M. W. (2004). "The interface: crucial for successful noninvasive ventilation." Eur Respir J **23**(1): 7-8.
- Estève F., B.-G. N., Baconnier P., Benchetrit G. (1992). "A new device for pulmonary rehabilitation based on visual feedback: -1- Principle and methods." IEEE Trans Biomed Eng **2**: 1612-1613.

- Farre, R., Peslin, R., Montserrat, J. M., Rotger, M. and Navajas, D. (1998). "Flow-dependent positive airway pressure to maintain airway patency in sleep apnea-hypopnea syndrome." Am J Respir Crit Care Med **157**(6 Pt 1): 1855-63.
- Farre, R., Peslin, R., Rotger, M. and Navajas, D. (1997). "Inspiratory dynamic obstruction detected by forced oscillation during CPAP. A model study." Am J Respir Crit Care Med **155**(3): 952-6.
- Farre, R., Rotger, M., Montserrat, J. M., Calero, G. and Navajas, D. (2003). "Collapsible upper airway segment to study the obstructive sleep apnea/hypopnea syndrome in rats." Respir Physiol Neurobiol **136**(2-3): 199-209.
- Feinberg, M. J., Knebl, J. and Tully, J. (1996). "Prandial aspiration and pneumonia in an elderly population followed over 3 years." Dysphagia **11**(2): 104-9.
- Feroah, T. R., Forster, H. V., Fuentes, C. G., Lang, I. M., Beste, D., Martino, P., Pan, L. and Rice, T. (2002). "Effects of spontaneous swallows on breathing in awake goats." J Appl Physiol **92**(5): 1923-35.
- Gold, A. R. and Schwartz, A. R. (1996). "The pharyngeal critical pressure. The whys and hows of using nasal continuous positive airway pressure diagnostically." Chest **110**(4): 1077-88.
- Goldman, M. D., Pagani, M., Trang, H. T., Praud, J. P., Sartene, R. and Gaultier, C. (1993). "Asynchronous chest wall movements during non-rapid eye movement and rapid eye movement sleep in children with bronchopulmonary dysplasia." Am Rev Respir Dis **147**(5): 1175-84.
- Gonzalez, H., Haller, B., Watson, H. L. and Sackner, M. A. (1984). "Accuracy of respiratory inductive plethysmograph over wide range of rib cage and abdominal compartmental contributions to tidal volume in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease." Am Rev Respir Dis **130**(2): 171-4.
- Gonzalez, J., Sharshar, T., Hart, N., Chadda, K., Raphael, J. C. and Lofaso, F. (2003). "Air leaks during mechanical ventilation as a cause of persistent hypercapnia in neuromuscular disorders." Intensive Care Med **29**(4): 596-602. Epub 2003 Feb 13.
- Gonzalez, M. M., Parreira, V. F. and Rodenstein, D. O. (2002). "Non-invasive ventilation and sleep." Sleep Med Rev **6**(1): 29-44.
- Gross, R. D., Atwood, C. W., Jr., Grayhack, J. P. and Shaiman, S. (2003). "Lung volume effects on pharyngeal swallowing physiology." J Appl Physiol **95**(6): 2211-7. Epub 2003 Aug 8.
- Guilleminault, C. and Poyares, D. (2002). "Arousal and upper airway resistance (UAR)." Sleep Med **3**(Suppl 2): S15-20.

- Guilleminault, C., Stoohs, R., Clerk, A., Cetel, M. and Maistros, P. (1993). "A cause of excessive daytime sleepiness. The upper airway resistance syndrome." Chest **104**(3): 781-7.
- Guilleminault, C., Stoohs, R., Clerk, A., Simmons, J. and Labanowski, M. (1992). "From obstructive sleep apnea syndrome to upper airway resistance syndrome: consistency of daytime sleepiness." Sleep **15**(6 Suppl): S13-6.
- Higo, R., Tayama, N. and Watanabe, T. (2002). "Manometric abnormality in dysphagic patients after medullary cerebrovascular accidents." ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec **64**(5): 368-72.
- Higo, R., Tayama, N., Watanabe, T. and Nito, T. (2003). "Pulse oximetry monitoring for the evaluation of swallowing function." Eur Arch Otorhinolaryngol **260**(3): 124-7. Epub 2002 Oct 03.
- Hill, N. S. (2002). "Ventilator Management for Neuromuscular Disease." Semin Respir Crit Care Med **23**(3): 293-305.
- Hirst, L. J., Ford, G. A., Gibson, G. J. and Wilson, J. A. (2002). "Swallow-induced alterations in breathing in normal older people." Dysphagia **17**(2): 152-61.
- Horner, R. L., Innes, J. A., Murphy, K. and Guz, A. (1991). "Evidence for reflex upper airway dilator muscle activation by sudden negative airway pressure in man." J Physiol **436**: 15-29.
- Hosselet, J. J., Norman, R. G., Ayappa, I. and Rapoport, D. M. (1998). "Detection of flow limitation with a nasal cannula/pressure transducer system." Am J Respir Crit Care Med **157**(5 Pt 1): 1461-7.
- Hudson, H. M., Daubert, C. R. and Mills, R. H. (2000). "The interdependency of protein-energy malnutrition, aging, and dysphagia." Dysphagia **15**(1): 31-8.
- Jafari, S., Prince, R. A., Kim, D. Y. and Paydarfar, D. (2003). "Sensory regulation of swallowing and airway protection: a role for the internal superior laryngeal nerve in humans." J Physiol **550**(Pt 1): 287-304. Epub 2003 May 16.
- Jounieaux, V. and Rodenstein, D. O. (2004). "Home mechanical ventilation: indications and pathophysiological limitations." Rev Mal Respir **21**(2 Pt 1): 358-66.
- Kahrilas, P. J., Lin, S., Rademaker, A. W. and Logemann, J. A. (1997). "Impaired deglutitive airway protection: a videofluoroscopic analysis of severity and mechanism." Gastroenterology **113**(5): 1457-64.
- Kaplan, V., Zhang, J. N., Russi, E. W. and Bloch, K. E. (2000). "Detection of inspiratory flow limitation during sleep by computer assisted respiratory inductive plethysmography." Eur Respir J **15**(3): 570-8.
- Konno, K. and Mead, J. (1967). "Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing." J Appl Physiol **22**(3): 407-22.

- Kuna S.T. and Remmers J.E. (2000). Anatomy and physiology of upper airway obstruction. principle & practices of sleep medicine. T. R. M.H. Kryger, and W.C. Dement, Editors. W.B. Saunders Company.: 840-858.
- Langmore, S. E., Terpenning, M. S., Schork, A., Chen, Y., Murray, J. T., Lopatin, D. and Loesche, W. J. (1998). "Predictors of aspiration pneumonia: how important is dysphagia?" Dysphagia **13**(2): 69-81.
- Leslie, P., Carding, P. N. and Wilson, J. A. (2003). "Investigation and management of chronic dysphagia." Br Med j **326**(7386): 433-6.
- Lim, S. H., Lieu, P. K., Phua, S. Y., Seshadri, R., Venketasubramanian, N., Lee, S. H. and Choo, P. W. (2001). "Accuracy of bedside clinical methods compared with fiberoptic endoscopic examination of swallowing (FEES) in determining the risk of aspiration in acute stroke patients." Dysphagia **16**(1): 1-6.
- Lin, L. C., Wu, S. C., Chen, H. S., Wang, T. G. and Chen, M. Y. (2002). "Prevalence of impaired swallowing in institutionalized older people in Taiwan." J Am Geriatr Soc **50**(6): 1118-23.
- Loube, D. I., Andrada, T. and Howard, R. S. (1999). "Accuracy of respiratory inductive plethysmography for the diagnosis of upper airway resistance syndrome." Chest **115**(5): 1333-7.
- Loveridge, B., West, P., Anthonisen, N. R. and Kryger, M. H. (1983). "Single-position calibration of the respiratory inductance plethysmograph." J Appl Physiol **55**(3): 1031-4.
- Madden, C., Fenton, J., Hughes, J. and Timon, C. (2000). "Comparison between videofluoroscopy and milk-swallow endoscopy in the assessment of swallowing function." Clin Otolaryngol **25**(6): 504-6.
- Marcus, C. L., Moreira, G. A., Bamford, O. and Lutz, J. (1999). "Response to inspiratory resistive loading during sleep in normal children and children with obstructive apnea." J Appl Physiol **87**(4): 1448-54.
- Marik, P. E. and Kaplan, D. (2003). "Aspiration pneumonia and dysphagia in the elderly." Chest **124**(1): 328-36.
- Martinot-Lagarde, P., Sartene, R., Mathieu, M. and Durand, G. (1988). "What does inductance plethysmography really measure?" J Appl Physiol **64**(4): 1749-56.
- Masa, J. F., Corral, J., Martin, M. J., Riesco, J. A., Sojo, A., Hernandez, M. and Douglas, N. J. (2003). "Assessment of thoracoabdominal bands to detect respiratory effort-related arousal." Eur Respir J **22**(4): 661-7.
- Massie, C. A. and Hart, R. W. (2003). "Clinical outcomes related to interface type in patients with obstructive sleep apnea/hypopnea syndrome who are using continuous positive airway pressure." Chest **123**(4): 1112-8.

- Mathers-Schmidt, B. A. and Kurlinski, M. (2003). "Dysphagia evaluation practices: inconsistencies in clinical assessment and instrumental examination decision-making." Dysphagia **18**(2): 114-25.
- Mehta, S., McCool, F. D. and Hill, N. S. (2001). "Leak compensation in positive pressure ventilators: a lung model study." Eur Respir J **17**(2): 259-67.
- Metz, C. E. (1986). "ROC methodology in radiologic imaging." Invest Radiol **21**(9): 720-33.
- Meyer, T. J., Pressman, M. R., Benditt, J., McCool, F. D., Millman, R. P., Natarajan, R. and Hill, N. S. (1997). "Air leaking through the mouth during nocturnal nasal ventilation: effect on sleep quality." Sleep **20**(7): 561-9.
- Miyazaki, Y., Arakawa, M. and Kizu, J. (2002). "Introduction of simple swallowing ability test for prevention of aspiration pneumonia in the elderly and investigation of factors of swallowing disorders." Yakugaku Zasshi **122**(1): 97-105.
- Nathadwarawala, K. M., McGroary, A. and Wiles, C. M. (1994). "Swallowing in neurological outpatients: use of a timed test." Dysphagia **9**(2): 120-9.
- Nishino, T., Yonezawa, T. and Honda, Y. (1985). "Effects of swallowing on the pattern of continuous respiration in human adults." Am Rev Respir Dis **132**(6): 1219-22.
- Nordin, U. (1977). "The trachea and cuff-induced tracheal injury. An experimental study on causative factors and prevention." Acta Otolaryngol Suppl **345**: 1-71.
- Parreira, V. F., Delguste, P., Jounieaux, V., Aubert, G., Dury, M. and Rodenstein, D. O. (1997a). "Effectiveness of controlled and spontaneous modes in nasal two-level positive pressure ventilation in awake and asleep normal subjects." Chest **112**(5): 1267-77.
- Parreira, V. F., Jounieaux, V., Delguste, P., Aubert, G., Dury, M. and Rodenstein, D. O. (1997b). "Determinants of effective ventilation during nasal intermittent positive pressure ventilation." Eur Respir J **10**(9): 1975-82.
- Paydarfar, D., Gilbert, R. J., Poppel, C. S. and Nassab, P. F. (1995). "Respiratory phase resetting and airflow changes induced by swallowing in humans." J Physiol **483**(Pt 1): 273-88.
- Permutt, S. and Riley, R. L. (1963). "Hemodynamics of collapsible vessels with tone: The vascular waterfall." J Appl Physiol **18**: 924-32.
- Phillipson, E. A. and Bowes, G. (1986). Control of breathing during sleep. Handbook of Physiology- The Respiratory System. A. P. Fishman. Bethesda, American Physiological Society. **II**: 649-689.
- Plummer, A. L. and Gracey, D. R. (1989). "Consensus conference on artificial airways in patients receiving mechanical ventilation." Chest **96**(1): 178-80.

- Preiksaitis, H. G. and Mills, C. A. (1996). "Coordination of breathing and swallowing: effects of bolus consistency and presentation in normal adults." J Appl Physiol **81**(4): 1707-14.
- Prigent, H., Samuel, C., Louis, B., Abinun, M. F., Zerah-Lancner, F., Lejaille, M., Raphael, J. C. and Lofaso, F. (2003). "Comparative effects of two ventilatory modes on speech in tracheostomized patients with neuromuscular disease." Am J Respir Crit Care Med **167**(2): 114-9. Epub 2002 Oct 04.
- Raphael, J. C., Chevret, S., Chastang, C. and Bouvet, F. (1994). "Randomised trial of preventive nasal ventilation in Duchenne muscular dystrophy. French Multicentre Cooperative Group on Home Mechanical Ventilation Assistance in Duchenne de Boulogne Muscular Dystrophy." Lancet **343**(8913): 1600-4.
- Raphaël, J.-C., S. Chevret, C. Chastang, and F. Bouvet (1993). "Home mechanical ventilation in Duchenne's muscular dystrophy : in search of therapeutic strategy." Eur Respir J **3**(12): 270-274.
- Raphael, J. C., S. Chevret, I. Auriant, B. Clair, and P. Gajdos (1998). "Ventilation à domicile au long cours dans les maladies neurologiques de l'adulte." Rev. Mal. Respir **15**: 495-505.
- Reix, P., Arsenault, J., Langlois, C., Niyonsenga, T. and Praud, J. P. (2004). "Non-Nutritive Swallowing and Respiration Relationships in Preterm Lambs." J Appl Physiol **4**: 4.
- Remmers, J. E., deGroot, W. J., Sauerland, E. K. and Anch, A. M. (1978). "Pathogenesis of upper airway occlusion during sleep." J Appl Physiol **44**(6): 931-8.
- Richards, G. N., Cistulli, P. A., Ungar, R. G., Berthon-Jones, M. and Sullivan, C. E. (1996). "Mouth leak with nasal continuous positive airway pressure increases nasal airway resistance." Am J Respir Crit Care Med **154**(1): 182-6.
- Ringler, J., Garpestad, E., Basner, R. C. and Weiss, J. W. (1994). "Systemic blood pressure elevation after airway occlusion during NREM sleep." Am J Respir Crit Care Med **150**(4): 1062-6.
- Robert, C., Vermont, J. and Bosson, J. L. (1991). Formulas for threshold computations.
- Rodenstein, D. O. and Levy, P. (1999). "To sleep, perchance to leak." Eur Respir J **14**(6): 1241-3.
- Sackner, J. D., Nixon, A. J., Davis, B., Atkins, N. and Sackner, M. A. (1980). "Non-invasive measurement of ventilation during exercise using a respiratory inductive plethysmograph. I." Am Rev Respir Dis **122**(6): 867-71.
- Sackner, M. A., Gonzalez, H. F., Jenouri, G. and Rodriguez, M. (1984). "Effects of abdominal and thoracic breathing on breathing pattern components in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease." Am Rev Respir Dis **130**(4): 584-7.

- Sackner, M. A., Watson, H., Belsito, A. S., Feinerman, D., Suarez, M., Gonzalez, G., Bizousky, F. and Krieger, B. (1989). "Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing." J Appl Physiol **66**(1): 410-20.
- Sanner, B. M., Heise, M., Knoben, B., Machnick, M., Laufer, U., Kikuth, R., Zidek, W. and Hellmich, B. (2002). "MRI of the pharynx and treatment efficacy of a mandibular advancement device in obstructive sleep apnoea syndrome." Eur Respir J **20**(1): 143-50.
- Sartene, R., Dartus, C., Bernard, J. L., Mathieu, M. and Goldman, M. D. (1993). "Comparison of thoracoabdominal calibration methods in normal human subjects." J Appl Physiol **75**(5): 2142-50.
- Schwartz, A. R., Smith, P. L., Wise, R. A., Gold, A. R. and Permutt, S. (1988). "Induction of upper airway occlusion in sleeping individuals with subatmospheric nasal pressure." J Appl Physiol **64**(2): 535-42.
- Seegobin, R. D. and van Hasselt, G. L. (1984). "Endotracheal cuff pressure and tracheal mucosal blood flow: endoscopic study of effects of four large volume cuffs." Br Med J (Clin Res Ed) **288**(6422): 965-8.
- Selley, W. G., Flack, F. C., Ellis, R. E. and Brooks, W. A. (1989). "Respiratory patterns associated with swallowing: Part 1. The normal adult pattern and changes with age." Age Ageing **18**(3): 168-72.
- Selley, W. G., Flack, F. C., Ellis, R. E. and Brooks, W. A. (1989). "Respiratory patterns associated with swallowing: Part 2. Neurologically impaired dysphagic patients." Age Ageing **18**(3): 173-6.
- Sharp, J. T., Goldberg, N. B., Druz, W. S. and Danon, J. (1975). "Relative contributions of rib cage and abdomen to breathing in normal subjects." J Appl Physiol **39**(4): 608-18.
- Shaw, D. W., Williams, R. B., Cook, I. J., Wallace, K. L., Weltman, M. D., Collins, P. J., McKay, E., Smart, R. and Simula, M. E. (2004). "Oropharyngeal scintigraphy: a reliable technique for the quantitative evaluation of oral-pharyngeal swallowing." Dysphagia **19**(1): 36-42.
- Siebens, H., Trupe, E., Siebens, A., Cook, F., Anshen, S., Hanauer, R. and Oster, G. (1986). "Correlates and consequences of eating dependency in institutionalized elderly." J Am Geriatr Soc **34**(3): 192-8.
- Sivan, Y., Deakers, T. W. and Newth, C. J. (1990). "Thoracoabdominal asynchrony in acute upper airway obstruction in small children." Am Rev Respir Dis **142**(3): 540-4.
- Smith, H. A., Lee, S. H., O'Neill, P. A. and Connolly, M. J. (2000). "The combination of bedside swallowing assessment and oxygen saturation monitoring of swallowing in acute stroke: a safe and humane screening tool." Age Ageing **29**(6): 495-9.
- Smith, J., Wolkove, N., Colacone, A. and Kreisman, H. (1989). "Coordination of eating, drinking and breathing in adults." Chest **96**(3): 578-82.

- Stauffer, J. L., and R. C. Silvestri (1982). "Complications of endotracheal intubation, tracheostomy, and artificial airway." Respir Care **27**: 417-34.
- Steltner, H., Staats, R., Timmer, J., Vogel, M., Guttman, J., Matthys, H. and Christian Virchow, J. (2002). "Diagnosis of sleep apnea by automatic analysis of nasal pressure and forced oscillation impedance." Am J Respir Crit Care Med **165**(7): 940-4.
- Stoohs, R. and Guilleminault, C. (1991). "Snoring during NREM sleep: respiratory timing, esophageal pressure and EEG arousal." Respir Physiol **85**(2): 151-67.
- Stradling, J. R., Chadwick, G. A., Quirk, C. and Phillips, T. (1985). "Respiratory inductance plethysmography: calibration techniques, their validation and the effects of posture." Bull Eur Physiopathol Respir **21**(4): 317-24.
- Suratt, P. M., Wilhoit, S. C. and Cooper, K. (1984). "Induction of airway collapse with subatmospheric pressure in awake patients with sleep apnea." J Appl Physiol **57**(1): 140-6.
- Tangel, D. J., Mezzanotte, W. S. and White, D. P. (1991). "Influence of sleep on tensor palatini EMG and upper airway resistance in normal men." J Appl Physiol **70**(6): 2574-81.
- Tantucci, C., Mehiri, S., Duguet, A., Similowski, T., Arnulf, I., Zelter, M., Derenne, J. P. and Milic-Emili, J. (1998). "Application of negative expiratory pressure during expiration and activity of genioglossus in humans." J Appl Physiol **84**(3): 1076-82.
- Tarrant, S. C., Ellis, R. E., Flack, F. C. and Selley, W. G. (1997). "Comparative review of techniques for recording respiratory events at rest and during deglutition." Dysphagia **12**(1): 24-38.
- Teschler, H., Stampa, J., Ragette, R., Konietzko, N. and Berthon-Jones, M. (1999). "Effect of mouth leak on effectiveness of nasal bilevel ventilatory assistance and sleep architecture." Eur Respir J **14**(6): 1251-7.
- Thompson, J. R. (1999). "Qualitative diagnostic calibration technique." J Appl Physiol **87**(2): 869-72.
- Tibbling, L. and Gustafsson, B. (1991). "Dysphagia and its consequences in the elderly." Dysphagia **6**(4): 200-2.
- Tohara, H., Saitoh, E., Mays, K. A., Kuhlemeier, K. and Palmer, J. B. (2003). "Three tests for predicting aspiration without videofluorography." Dysphagia **18**(2): 126-34.
- Vander, A. J., Sherman, J. H. and Luciano, D. S. (1994). The mechanisms of body function., McGraw Hill Inc.
- Vermont, J., Bosson, J. L., François, P., Robert, C., Rueff, A. and Demongeot, J. (1991). "Startegies for graphical threshold determination." Computer methods and Programs in Biomedicine **35**: 141-150.

- Verschakelen, J. A., Deschepper, K., Jiang, T. X. and Demedts, M. (1989). "Diaphragmatic displacement measured by fluoroscopy and derived by Respitrace." J Appl Physiol **67**(2): 694-8.
- Watson, H. L., Poole, D. A. and Sackner, M. A. (1988). "Accuracy of respiratory inductive plethysmographic cross-sectional areas." J Appl Physiol **65**(1): 306-8.
- Whyte, K. F., Gugger, M., Gould, G. A., Molloy, J., Wraith, P. K. and Douglas, N. J. (1991). "Accuracy of respiratory inductive plethysmograph in measuring tidal volume during sleep." J Appl Physiol **71**(5): 1866-71.
- Wilson, S. L., Thach, B. T., Brouillette, R. T. and Abu-Osba, Y. K. (1981). "Coordination of breathing and swallowing in human infants." J Appl Physiol **50**(4): 851-8.
- Wu, M. C., Chang, Y. C., Wang, T. G. and Lin, L. C. (2004). "Evaluating swallowing dysfunction using a 100-ml water swallowing test." Dysphagia **19**(1): 43-7.
- Wuyam, B. (1992). "Contribution à l'étude des mécanismes de la personnalité ventilatoire de l'Homme." Thèse.
- Zimmerman, P. V., Connellan, S. J., Middleton, H. C., Tabona, M. V., Goldman, M. D. and Pride, N. (1983). "Postural changes in rib cage and abdominal volume-motion coefficients and their effect on the calibration of a respiratory inductance plethysmograph." Am Rev Respir Dis **127**(2): 209-14.