

Université de Montréal
et
Université Joseph Fourier

**Développement et validation d'un instrument non-invasif de
caractérisation du comportement musculaire respiratoire**

par
Elise AITHOCINE

Thèse de doctorat effectuée en cotutelle
au Département de Génie biomédical, Faculté de médecine
Université de Montréal
et
à l'Ecole Doctorale Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement
Université Joseph Fourier

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures de l'Université de Montréal
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en Génie biomédical
et
à l'Ecole Doctorale Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement de
l'Université Joseph Fourier
en vue de l'obtention du grade de Docteur
en Signal et imagerie en médecine et biomédecine

septembre, 2008

© Elise AITHOCINE, 2008.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures
et
Université Joseph Fourier
Ecole Doctorale Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement

Cette thèse intitulée:

**Développement et validation d'un instrument non-invasif de
caractérisation du comportement musculaire respiratoire**

présentée et soutenue à l'Université Joseph Fourier par:

Elise AITHOCINE

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Pierre Savard, Professeur titulaire à l'Ecole Polytechnique de Montréal
président-rapporteur

Yoanna Skrobik, Professeure agrégée de clinique à l'Hôpital
Maisonneuve-Rosemont
directeur de recherche

Pierre-Yves Guméry, Professeur à l'Université Joseph Fourier
directeur de recherche

Brian Laufer, Professeur adjoint de clinique à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont
examineur externe

Vincent Vigneron, Maître de conférence (HDR) à l'Université d'Evry
examineur externe

Aimé Robert Leblanc, Professeur titulaire à l'Université de Montréal
représentant du doyen de la FES

Laurent Heyer, Docteur en médecine à l'Hôpital Lariboisière
invité

Résumé

Les progrès en anesthésie et en réanimation ont pour objectifs la réduction de la durée de surveillance et l'amélioration de la qualité de la récupération. Pour le cas particulier de l'assistance respiratoire, la capacité de surveiller et d'optimiser l'adaptation entre le patient et sa machine d'assistance est déterminante pour la qualité et la conduite des soins. Ce travail de thèse concerne dans sa première partie la mise en place et la validation d'un outil instrumental permettant de caractériser un comportement respiratoire par l'étude cycle à cycle du délai d'activation inspiratoire entre les muscles des voies aériennes supérieures et de la cage thoracique. Cet outil doit prendre en compte les contraintes imposées par le milieu clinique telle qu'une mesure non-invasive des muscles respiratoires. Il repose sur une mesure électromyographique (EMG) de surface des muscles respiratoires. La mesure cycle à cycle et par voie de surface du délai d'activation est un véritable challenge dans un environnement clinique qui est fortement perturbé. La démarche choisie ici est double avec en parallèle : i) La mise en place d'un outil de détection d'évènements menée sous supervision. ii) La définition d'un protocole original sur sujets sains prenant en compte les contraintes cliniques et permettant de valider l'outil et de constituer une base de connaissances pour envisager l'automatisation des procédés dans un travail futur. D'un point de vue physiologique, l'influence de la fréquence respiratoire sur le délai d'activation de l'inspiration n'a pas été étudiée à ce jour. Ce délai a donc été mesuré en condition de normocapnie à différentes fréquences respiratoires imposées par un stimulus sonore. Une étude statistique montre que l'instrument permet de distinguer deux situations physiologiques du protocole expérimental, ce qui en démontre la sensibilité.

La deuxième partie de ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre d'une optimisation

des méthodes de détection de singularités d'intérêt. La solution choisie ici se base sur l'intensité structurelle qui calcule la "densité" de maxima d'ondelettes à différentes échelles et permet une localisation des singularités d'un signal bruité. Une formulation de cet outil qui utilise la transformée de Berkner est proposée. Celle-ci permet le chaînage des maxima d'ondelette afin de positionner précisément les amers du signal. Le filtrage de l'artefact ECG dans l'EMG diaphragmatique sans signal de référence est proposé comme exemple d'application.

Mots clés : mesure électromyographique de surface, muscles respiratoires, filtrage, détection d'événements, temps-échelle, intensité structurelle.

Abstract

Better care in an anaesthesia and critical care could be achieved by reducing monitoring duration and improving the quality of recovery. For the particular case of respiratory assistance, the capacity to track and optimize patient-ventilator synchrony is essential to quality care. As a first step, this thesis addresses the development and validation of an instrument which characterizes respiratory behavior by studying the time lag between onset of upper airway muscles and rib cage muscles, cycle by cycle during respiration. This tool must take into account the constraints imposed by the clinical environment ; measuring respiratory muscles by surface electromyographic measurements (EMG). Measurement of the onset time lag, cycle by cycle and non invasively, is a true challenge in a critical care clinical environment. Here the approach is two-fold : i) The development of a tool for events detection. ii) The definition of an original protocol on healthy subjects. The tool development constitutes a knowledge bases to eventually develop automation of the processes in future work. From a physiological point of view, the influence of respiratory rate on the EMG onset time lag during inspiration has not been studied. Thus we measured this time lag in normocapnia at various respiratory rates imposed by a sound stimulus. Statistically, the instrumental tool can distinguish two physiological situations in this experimental protocol, which confirms its sensitivity.

The second step of this thesis is part of an optimization of events detection methods with singularities of interest. The chosen solution is based on structural intensity which computes the "density" of the locations of the modulus maxima of a wavelet representation along various scales in order to identify singularities of an unknown signal. An improvement is proposed by applying Berkner transform which allows maxima linkage to insure accurate localization of landmarks. An application

to cancel ECG interference in diaphragmatic EMG without a reference signal is also proposed.

Keywords : surface electromyographic measure, respiratory muscles, filtering, detection of events, time-scale, structural intensity.

Table des matières

Table des matières	i
Liste des tableaux	viii
Table des figures	x
Abréviations	xiii
1 Introduction : Muscles respiratoires et ventilation	1
1.1 Les muscles respiratoires	1
1.1.1 Organisation spatio-temporelle	1
1.1.2 Description des muscles respiratoires	2
1.1.2.1 Les muscles dilatateurs ou stabilisateurs des voies aériennes supérieures	3
1.1.2.2 Le muscle inspiratoire principal	3
1.1.2.3 Les muscles accessoires du cou et muscles intercostaux	3
1.1.2.4 Les muscles abdominaux	4
1.1.3 Chronologie de l'activation des muscles respiratoires	5
1.1.3.1 Existence d'un gradient rostro-caudal des muscles de la cage thoracique	5
1.1.3.2 Activation du diaphragme	6

1.1.3.3	Extension de la notion de gradient aux muscles des voies aériennes supérieures	6
1.2	Electromyographie	8
1.2.1	Bref aperçu historique de l'électromyographie	8
1.2.2	Rappels physiologiques	8
1.2.2.1	Généralités	8
1.2.2.2	Mode de recrutement des neurones moteurs inspiratoires phréniques [Butler 99]	10
1.2.3	Différentes méthodes de mesure des signaux EMGs respiratoires	13
1.2.3.1	Electrodes de surface	15
1.2.3.2	Electrodes à aiguille	15
1.2.3.3	Electrodes oesophagiennes	15
1.2.4	Positionnement des électrodes pour une mesure de surface du diaphragme	16
1.2.5	Champ d'application de l'EMG : la ventilation artificielle . . .	17
1.2.5.1	Ventilation spontanée	17
1.2.5.2	Ventilation artificielle en pression positive	17
1.2.5.3	Bref aperçu historique de la ventilation artificielle . .	17
1.2.5.4	Désynchronisation	21
1.2.5.5	Indicateurs non-invasifs d'activité inspiratoire chez un patient ventilé	23
1.2.6	Méthodes pour l'étude de la coordination temporelle des muscles respiratoires à partir de la mesure de surface des EMGs	24
1.3	Objectifs, Stratégies et Validation	28
1.3.1	Objectifs et cahier des charges	28

1.3.2	Difficultés liées à l'étude et aux contraintes du cahier des charges	30
1.3.2.1	Mesure de la ventilation courante :	30
1.3.2.2	Niveau de bruit élevé	30
1.3.2.3	Mesure d'un délai cycle à cycle	31
1.3.3	Stratégie proposée	31
1.3.3.1	Mesure des paramètres ventilatoires	31
1.3.3.2	Réduction du niveau de bruit	32
1.3.3.3	Analyse cycle à cycle du délai d'activation	32
1.3.3.4	Réglage des paramètres physiologiques du protocole expérimental	33
1.3.4	Validation	33
1.4	Innovation en traitement de signal	34
1.5	Plan de la thèse	35
2	Matériel et Méthodes	36
2.1	Sujets	36
2.2	Mesures	37
2.3	Acquisition des signaux	38
2.4	Pléthysmographie respiratoire par inductance	38
2.4.1	Principe	38
2.4.2	Objectifs	39
2.4.3	Analyse statistique pour l'évaluation de l'interchangeabilité entre le pneumotachographe et le Visuresp [®]	40
2.4.4	Mesure de l'accord entre le pneumotachographe et le Visuresp [®]	41
2.4.5	Validation de l'utilisation de la PRI	50
2.5	Outils d'analyse des signaux EMGs respiratoires	51
2.5.1	Cahier des charges	51

2.5.2	Filtrage de l'artefact ECG	52
2.5.2.1	Détection de l'onde QRS dans le signal ECG de référence	52
2.5.2.2	Construction de l'onde moyenne du QRS	54
2.5.2.3	Filtrage par gain adaptatif	54
2.5.2.4	Exemple de filtrage	55
2.5.3	Filtrage du 50 Hz	56
2.5.3.1	Principe	56
2.5.3.2	Exemple de filtrage	56
2.5.4	Détecteur d'évènements	59
2.5.4.1	Somme cumulative dynamique	59
2.5.4.2	Détecteur d'activité sur l'EMG des ailes du nez	60
2.5.4.3	Détecteur d'activité sur l'EMG du diaphragme	62
2.5.4.4	Critères de choix de l'expert	64
2.6	Procédures expérimentales	66
2.6.1	Ventilation de repos normocapnique avec le masque facial	67
2.6.2	Ventilation de repos normocapnique sans le masque facial : control	67
2.6.3	Ventilation normocapnique avec une fréquence respiratoire imposée : BF=spont	67
2.6.4	Ventilation normocapnique avec une fréquence respiratoire imposée diminuée : BF=-25%	68
2.6.5	Ventilation normocapnique avec une fréquence respiratoire imposée augmentée : BF=+25%	68
2.7	Analyse cycle à cycle de la ventilation	68
2.8	Analyse statistique	70

3 Résultats et Discussion	71
3.1 Résultats instrumentaux	71
3.1.1 Evaluation de la détection des cycles	71
3.1.1.1 Nombre de cycles détectés	71
3.1.1.2 Choix de la détection par l'expert	72
3.1.2 Mesure sur les EMGs	75
3.1.2.1 Variation de l'aire des EMGs de surface	75
3.1.2.2 Précision de l'activité du diaphragme	75
3.2 Résultats physiologiques	76
3.2.1 Normocapnie	76
3.2.2 Fréquence respiratoire	76
3.2.3 Influence de la variation de la fréquence respiratoire sur le temps de pré-activation des ailes du nez	79
3.2.4 Influence du stimulus sonore sur les paramètres ventilatoires et le temps de préactivation des ailes du nez	79
3.2.5 Corrélation entre V_T et le temps de préactivation des ailes du nez	83
3.2.6 Corrélation entre V_T/T_I et le temps de préactivation des ailes du nez	83
3.3 Discussion	84
3.3.1 Mesures et détections sur les signaux EMGs	84
3.3.1.1 Mesure de surface des EMGs	84
3.3.1.2 Validation des détections de début et fin d'inspiration	87
3.3.2 Validation dans le cadre du protocole expérimental	89
4 Perspectives de traitement de signal : Modifications de l'outil In- tensité structurelle	92

4.1	Introduction	92
4.2	Ondelettes et structures d'un signal	94
4.2.1	La transformée en ondelettes continue	94
4.2.2	Maxima d'ondelettes	94
4.2.3	Détection de singularités	95
4.2.4	Les bonnes propriétés de la Gaussienne et de ses dérivées . . .	96
4.2.5	Cône d'influence	97
4.3	Transformée de Berkner	98
4.3.1	Décomposition du signal	98
4.3.2	Propriétés des extrema locaux	101
4.4	Intensité structurelle	101
4.5	Modification de l'Intensité Structurelle	105
4.5.1	Première modification : comparaison avec la formule originale	105
4.5.2	Seconde modification : détection d'évènements sur l'IS	105
4.6	Application à l'élimination de l'artefact ECG dans l'EMG _{DI}	110
4.6.1	Enregistrements expérimentaux et signaux simulés	110
4.6.1.1	Enregistrements expérimentaux sur sujets sains	110
4.6.1.2	Modèles de signaux EMG _{DI} et ECG pour la simulation	110
4.6.2	Concept du "Event-Synchronous interference Cancellor" (ESC)	111
4.6.3	Le "IS Event-Synchronous interference Cancellor"	113
4.6.3.1	Etape 1 : détection d'amers de l'onde QRS dans l'EMG _{DI}	114
4.6.3.2	Etape 2 : synchronisation des complexes QRS	114
4.6.4	Choix des paramètres	117
4.7	Résultats	117
4.7.1	Performance de la détection du QRS	117

4.7.2	Performance de l'élimination des complexes QRS	117
4.7.2.1	Résultats sur signaux simulés	119
4.7.2.2	Résultats sur signaux réels	119
4.7.3	Performance du temps de calcul	120
Conclusion et Perspectives		123
Bibliographie		126
Annexes		i
A Faisabilité des mesures en milieu clinique		i
A.1	Introduction	i
A.2	Patients	ii
A.3	Résultats	ii

Liste des tableaux

2.1	Analyses de Bland & Altman et de Passing & Bablok	49
2.2	Paramètres des deux détecteurs	64
3.1	Nombre total de cycles enregistrés	72
3.2	Pourcentage de cycles utilisés pour l'analyse	72
3.3	Pourcentage de DI_{on} - AN_{on} négatifs	73
3.4	Pourcentage de non détection sur l' EMG_{AN}	73
3.5	Pourcentage de non détection sur l' EMG_{DI}	73
3.6	Pourcentage du choix de la position de la détection sur l' EMG_{DI} . . .	74
3.7	Erreur moyenne de la première détection	74
3.8	Coefficient de corrélation des rangs : τ de Kendall	75
3.9	Précession de l'activité inspiratoire de l' EMG_{DI} sur le débit ventilatoire	76
3.10	Valeur moyenne de la fraction de CO_2 dans l'air expiré	76
3.11	Fréquence respiratoire moyenne en ventilation de repos normocapnique	77
3.12	Valeurs de la fréquence respiratoire imposée	77
3.13	Comparaison de la période du cycle ventilatoire entre les différentes situations expérimentales	78
3.14	Comparaison du temps de préactivation des ailes du nez entre les différentes situations expérimentales	80

3.15	Comparaison des médianes des paramètres ventilatoires entre la ventilation de repos normocapnique (control) et Bf=spont	81
3.16	Test de rang de Wilcoxon sur les médianes des paramètres ventilatoires entre la ventilation de repos normocapnique (control) et Bf=spont	81
3.17	Coefficient de corrélation des rangs : entre V_T et $DI_{on}-AN_{on}$	83
3.18	Coefficient de corrélation des rangs : entre V_T/T_I et $DI_{on}-AN_{on}$	83
4.1	Valeurs des paramètres pour la détection de l'onde QRS en fonction de la fréquence d'échantillonnage	117

Table des figures

1.1	Le diaphragme	4
1.2	Temps de décharge des unités motrices dans 5 muscles inspiratoires .	7
1.3	Séquencement du recrutement inspiratoire des unités motrices diaphragmatiques	11
1.4	Répartition temporelle des recrutements d'unités motrices diaphragmatiques au cours d'une inspiration	12
1.5	Variations de la fréquence de décharge des unités motrices diaphragmatiques selon le volume inspiré	12
1.6	Système de détection des EMGs de surface	14
1.7	Positionnement des électrodes pour enregistrer une activité électrique diaphragmatique	16
1.8	Premiers ventilateurs	19
1.9	Ventilateurs récents	20
1.10	Exemples de signaux myographiques et de leur fonction de l'information mutuelle croisée	26
1.11	Étapes de la technique de moyennage dans [Hug 06]	27
2.1	Analyse graphique de Bland et Altman : V_T (L)	43
2.2	Analyse graphique de Bland et Altman : T_I (s)	44
2.3	Analyse graphique de Bland et Altman : T_E (s)	45

2.4	Analyse graphique de Bland et Altman : T_{TOT} (s)	46
2.5	Analyse graphique de Bland et Altman : V_T/T_I (L/s)	47
2.6	Analyse graphique de Bland et Altman : T_I/T_{TOT}	48
2.7	Exemple d'une onde cardiogénique qui affecte la détection du passage par zéro ascendant du débit	50
2.8	Filtrage de l'artefact ECG sur l' EMG_{DI}	55
2.9	Principe de filtrage du 50 Hz	57
2.10	Exemple de filtrage du 50 Hz sur un EMG_{AN}	58
2.11	Détection du début de l'activité inspiratoire sur l' EMG_{AN}	61
2.12	Détection du début de l'activité inspiratoire sur l' EMG_{DI}	65
2.13	Graphique récapitulatif des enregistrements et des paramètres mesurés.	69
2.14	Exemple d'une distribution de $DI_{on}-AN_{on}$	70
3.1	Comparaison des médianes des paramètres ventilatoires entre la ven- tilation de repos normocapnique (control) et Bf=spont	82
3.2	Comparaison cycle à cycle du temps de préactivation des ailes du nez.	91
4.1	Décomposition en coefficients d'ondelettes	95
4.2	Cône d'influence	97
4.3	Intensité Structurale originale calculée entre $s_{min} = 2$ et $s_{max} = 128$ ($2Hz - 150Hz$)	104
4.4	Intensité Structurale originale calculée entre $s_{min} = 2$ et $s_{max} = 16$ ($2Hz - 20Hz$)	107
4.5	Première modification de l'intensité structurale	108
4.6	Seconde modification de l'intensité structurale	109
4.7	Puissance spectrale des phases respiratoires	112
4.8	Principe de l'ESC	113

4.9	Modification de l'ESC avec l'intensité structurelle	113
4.10	Détection des amers des ondes QRS	115
4.11	Amer utilisé pour le recalage	116
4.12	Alignement des ondes QRS	116
4.13	Performance de la détection des ondes QRS	118
4.14	Filtrage sur signaux simulés	121
4.15	Filtrage sur signaux réels	122

Abréviations

aireEMG_{AN} : Aire de l'EMG des ailes du nez entre le début et la fin d'inspiration

aireEMG_{DI} : Aire de l'EMG du diaphragme entre le début et la fin d'inspiration

AR : Auto-régressif

AVC : Accident vasculaire cérébral

BF : Fréquence respiratoire imposée par le stimulus sonore qui indique le début de l'inspiration

BF=-25% : Fréquence respiratoire imposée à la fréquence respiratoire spontanée moins 25% de la fréquence respiratoire spontanée

BF=spont : Fréquence respiratoire imposée à la fréquence respiratoire spontanée

BF=+25% : Fréquence respiratoire imposée à la fréquence respiratoire spontanée plus 25% de la fréquence respiratoire spontanée

CO₂ : Dioxyde de carbone

DCS : *Dynamic Cumulative Sum*

DI_{on} : Début de l'activité inspiratoire du diaphragme

DI_{on}-AN_{on} : Temps de préactivation des ailes du nez

ECG : Electrocardiogramme

EMG : Electromyogramme

EMG_{AN} : Electromyogramme des ailes du nez

EMG_{DI} : Electromyogramme du diaphragme

ESC : *Event-Synchronous interference Cancellor*

FeCO₂ : Fraction de CO₂ dans l'air expiré en %

FR : Fréquence respiratoire

Hz : Hertz

IS : Intensité structurelle

NAVA : *Neurally Adjusted Ventilatory Assist*

O₂ : Dioxygène

PA : Potentiel d'action

PAUM : Potentiel d'action d'unité motrice

PEEP : Pression positive de fin d'expiration

PNT : Pneumotachographe

PRI : Pléthysmographie respiratoire par inductance

QRS : Dépolarisation des ventricules cardiaques

T_E : Durée de l'expiration

T_I : Durée de l'inspiration

T_{TOT} : Période du cycle ventilatoire

T_I/T_{TOT} : Fraction inspiratoire de la période

TB : Transformée de Berkner

TC : Traumatisme crânien

UM : Unité motrice

V_{PRI} : Volume approché par pléthysmographie

V_T : Volume courant

V_T/T_I : Débit inspiratoire moyen

\dot{V}_{PNT} : Signal de débit du pneumotachographe

\dot{V}_{PRI} : Signal de débit reconstruit

\dot{V}_{PNTon} : Passage par zéro ascendant du débit

$\dot{V}_{\text{PNTon-DI}_{\text{on}}}$: Délai entre le début de l'activité inspiratoire du diaphragme et le passage par zéro ascendant du débit

τ : Coefficient de corrélation des rangs de Kendall

Chapitre 1

Introduction : Muscles respiratoires et ventilation

1.1 Les muscles respiratoires

1.1.1 Organisation spatio-temporelle

La ventilation est observée à la bouche d'un sujet comme un débit de gaz intermittent avec une phase inspiratoire et une phase expiratoire. Ce débit intermittent permet le renouvellement du gaz alvéolaire par du gaz ambiant amené à travers les voies aériennes supérieures, trachées et bronches. Ce débit intermittent est mobilisé par la déformation rythmique de l'appareil respiratoire. La phase inspiratoire est active et la contraction des différents muscles respiratoires dits inspiratoires déforme

l'appareil respiratoire pour générer une pression alvéolaire négative motrice du débit inspiratoire. La phase expiratoire est généralement passive, la relaxation vers son état d'équilibre mécanique de l'appareil respiratoire contraint pendant l'inspiration, mobilise le débit expiratoire. Il est clair qu'il existe un délai entre le début de la contraction d'un muscle inspiratoire, le début de la déformation de l'appareil respiratoire et de la chute de pression intra-alvéolaire qui en découle et enfin l'apparition d'un débit inspiratoire à la bouche. De même, le débit inspiratoire est le reflet direct du gradient de pression alvéolaire générée par la déformation inspiratoire de l'appareil ou de la force appliquée sur cet appareil par l'ensemble des muscles inspiratoires (la pression musculaire). L'importance du délai entre le début de l'activité inspiratoire et du début du débit inspiratoire comme de la pression musculaire générée sont essentiellement déterminés par la coordination des différents muscles inspiratoires thoraciques qui vont concourir à la déformation inspiratoire de la cage thoracique. Enfin, la commande ventilatoire inspiratoire se distribue d'abord aux muscles dilatateurs des voies aériennes supérieures, qui se contractent au tout début de l'inspiration, avant d'atteindre les muscles de la cage thoracique [Hilaire 03]. Cette coordination stabilise les voies aériennes supérieures et prévient le collapsus que pourrait induire la pression négative intra-pharyngée générée par la contraction des muscles inspiratoires thoraciques.

1.1.2 Description des muscles respiratoires

Différents groupes musculaires inspiratoires peuvent être isolés.

1.1.2.1 Les muscles dilatateurs ou stabilisateurs des voies aériennes supérieures

Il s'agit essentiellement des muscles dilatateurs des ailes du nez, pro-tracteurs de la langue, pharyngés et dilatateurs des cordes vocales. Grossièrement leur fonction inspiratoire est d'abord d'ouvrir les voies aériennes supérieures pour en diminuer la résistance à l'écoulement de l'air et ensuite de stabiliser celles-ci afin d'éviter qu'elles ne se collapsent sous l'action du débit inspiratoire. Ces muscles sont aussi impliqués dans des fonctions non respiratoires comme la déglutition, l'élocution et les mimiques. Les deux muscles principaux des voies aériennes supérieures sont :

- Ailes du nez : muscle superficiel des narines innervé par le nerf facial (VII) ;
- GénioGLOSSe : muscle protracteur de la langue faisant partie du plancher de la bouche, il est innervé par le nerf grand hypoglosse (XII).

1.1.2.2 Le muscle inspiratoire principal

Le diaphragme est un muscle particulier. Contrairement aux muscles squelettiques qui ont une forme longiligne, le diaphragme est séparé en deux compartiments : les dômes diaphragmatiques et les zones d'apposition. Ces deux compartiments changent de surface et de volume au cours de la contraction inspiratoire [Gaillard 03]. Le diaphragme a une activité uniquement inspiratoire, celle-ci commence avant le début du débit inspiratoire. C'est un muscle profond dont l'innervation motrice est unique et réalisée par le nerf phrénique [West 04].

1.1.2.3 Les muscles accessoires du cou et muscles intercostaux

A l'inverse des deux précédents groupes leur fonction inspiratoire n'est pas obligatoire et ils ont principalement une fonction posturale ou expiratoire [De Troyer 98].

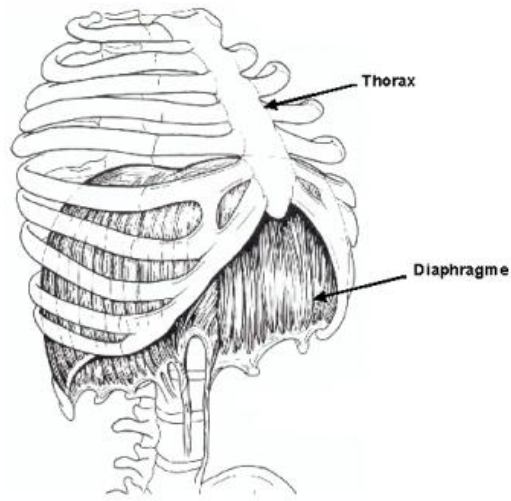


FIG. 1.1 – Le diaphragme. Reproduit à partir de la référence [Gaillard 03].

Ils sont recrutés soit lors d'une augmentation de la demande métabolique afin d'assurer des débits élevés de ventilation, soit lors d'une défaillance respiratoire pour contrebalancer une charge inspiratoire excessive imposée au diaphragme. Les muscles thoraciques ont une action essentiellement additive aux autres muscles sur la génération de la pression inspiratoire [Legrand 98].

1.1.2.4 Les muscles abdominaux

Ils sont classiquement expiratoires si cette phase expiratoire est active. Néanmoins, cette activité expiratoire a aussi une fonction inspiratoire en déclenchant et facilitant la descente active du diaphragme par le biais d'une relaxation brutale du tonus musculaire abdominal et de la compliance de ce compartiment [Lessard 95].

1.1.3 Chronologie de l'activation des muscles respiratoires

1.1.3.1 Existence d'un gradient rostro-caudal des muscles de la cage thoracique

La chronologie de l'activation des muscles intercostaux a été étudiée en détail chez le chien [De Troyer 02, De Troyer 05] et chez l'homme [De Troyer 03, Gandevia 06].

Gradient des muscles intercostaux externes : il existe un gradient d'activation rostro-caudal et dorso-ventral. Pour les intercostaux externes dorsaux, le délai entre le débit inspiratoire et le début d'activité augmente plus les mesures descendent sur l'axe rostro-caudal. Les délais sont d'environ 0,2 s, 0,8 s et 2 s pour les troisième, cinquième et septième espaces respectivement. Dans certains cas, le début d'activité musculaire du troisième espace peut précéder le débit inspiratoire (15-70 ms). Les activations sont plus tardives voire absentes pour les intercostaux externes ventraux [De Troyer 03].

Gradient des muscles intercostaux para-sternaux : les muscles intercostaux para-sternaux internes du premier et second espace précède le début du débit inspiratoire. Cette précession est comprise entre 4 et 213 ms pour le premier espace et entre 9 et 59 ms pour le second espace. Les activations du troisième espace sont plus tardives mais proches de celles du deuxième espace. En revanche, les activations du quatrième et cinquième espace se font environ 1 s après celles du premier espace. Les muscles para-sternaux externes ont, quant à eux, un comportement identique aux muscles para-sternaux internes [Gandevia 06].

1.1.3.2 Activation du diaphragme

Une étude récente chez l'homme [Saboisky 07] montre que l'activation du diaphragme précède les activations des muscles intercostaux externes dorsaux du troisième espace, des muscles intercostaux para-sternaux du second espace, des scalènes et des muscles intercostaux externes dorsaux du cinquième espace (0,03 s, 0,13 s, 0,19 s, 0,33 s respectivement). De plus, il existe un délai électromécanique : c'est à dire un délai entre l'activation du diaphragme et le passage par zéro du débit. Dans cette étude le diaphragme précède le débit inspiratoire d'environ 50 ms. D'autres études [Onal 81, Eichenwald 92, Sharshar 03] ont relevé une précession pouvant atteindre 200 ms. La figure 1.2 illustre cet ordre d'activation.

1.1.3.3 Extension de la notion de gradient aux muscles des voies aériennes supérieures

Néanmoins, les études précédemment citées ne prennent pas en compte les muscles des voies aériennes supérieures. La précession de l'activité inspiratoire de différents groupes musculaires des voies aériennes supérieures et en particulier l'activité des ailes du nez est décrite chez les mammifères et chez l'homme [Strohl 80, van Lunteren 85, Brancatisano 86, Wheatley 91b, Wheatley 91a, Series 03, Kienstra 05]. En ventilation spontanée, le début de l'activité inspiratoire des ailes du nez précède de 0,09 à 0,2 secondes le début d'activité inspiratoire du diaphragme et le début d'activité du débit inspiratoire. De plus, il existe différentes relations temporelles entre l'EMG des ailes du nez et l'EMG diaphragmatique sous certaines conditions de ventilation. Strohl [Strohl 80] a montré qu'une augmentation du CO_2 , par re-respiration, induisait une augmentation du temps de préactivation des ailes du nez (entre 250 et 300 ms). Inversement, lors de cycles "commandés", on observait une

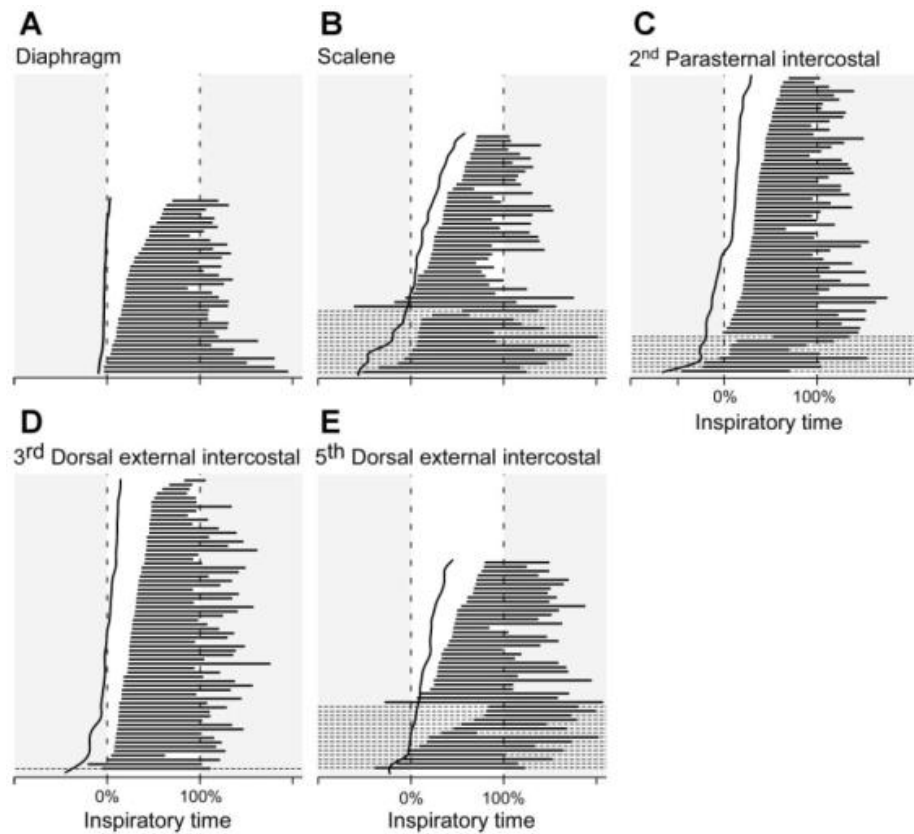


FIG. 1.2 – Temps de décharge des unités motrices dans 5 muscles inspiratoires. (A)-(E) : temps de décharge pour chaque unité motrice du muscle en respiration calme exprimé en fonction du temps inspiratoire. Pour chaque unité, la ligne horizontale épaisse représente le temps d’augmentation de la fréquence de décharge inspiratoire, alors que la ligne horizontale en pointillés indique la décharge tonique de l’unité motrice. La ligne verticale pleine représente le début de l’activité EMG (c.f. méthodes dans [Saboisky 07]) et les lignes verticales en pointillés représentent le début et la fin du débit inspiratoire. Reproduit à partir de la référence [Saboisky 07].

diminution du temps de préactivation des ailes du nez (environ 40 ms).

1.2 Electromyographie

1.2.1 Bref aperçu historique de l'électromyographie

La possibilité que les muscles puissent générer de l'électricité a été documentée en 1666 par l'italien Francesco Redi, qui étudiait les rayons électriques. Luigi Galvani a montré le lien entre l'électricité et la contraction musculaire en 1791 par des expérimentations sur les cuisses de grenouilles et il est considéré comme le père de la neurophysiologie. Son travail a cependant été contesté par Alessandro Volta (1793) qui a montré qu'un courant pouvait également être produit en plaçant deux métaux différents dans un électrolyte. Ce n'est qu'en 1838 que Carlo Matteucci a finalement montré qu'un courant électrique pourrait provenir d'un muscle. Le premier enregistrement d'un signal EMG a été fait par un français, Du Bois-Reymond, en 1849 [Basmajian 85].

1.2.2 Rappels physiologiques

1.2.2.1 Généralités

La dépolarisation de la membrane de la fibre musculaire, causée par un flot d'ions à travers le sarcolemme, génère un champ électrique à l'extérieur de la fibre musculaire qui peut être perçu par une électrode de mesure extracellulaire comme des changements de tension ; cette tension transitoire est appelée potentiel d'action (PA). Même si les changements de potentiel transmembranaire lors de la dépolarisation d'une fibre sont identiques en amplitude et en forme (phénomène de "tout ou rien"),

l'amplitude et la forme du PA mesuré dépendent de facteurs telles que l'orientation des électrodes de mesure, la distance entre les électrodes et les fibres musculaires, les propriétés de filtrage des électrodes et la vitesse de conduction du potentiel d'action dans la fibre musculaire [Lindström 73].

La plus petite unité fonctionnelle des muscles striés est l'unité motrice (UM). Elle est composée par un ensemble de fibres musculaires innervées par un simple neurone moteur. Le potentiel d'action d'une unité motrice (PAUM) est la somme de potentiels de fibres musculaires appartenant à la même unité. Au sein d'une seule unité motrice, chaque fibre est recrutée presque simultanément. La forme d'un PAUM est influencée par les caractéristiques anatomiques de l'unité motrice [Arikidis 02]. Les PAUMs sont des signaux transitoires qui, sous certaines conditions de mesures, peuvent être considérés de formes identiques mais d'amplitude et de durée variables. Lorsque la force de contraction croît, de nouvelles unités motrices entrent en jeu et la fréquence de recrutement de celles déjà en action augmente. L'effet combiné de ces deux phénomènes produit un nombre important de PAUMs qui ne peuvent plus alors être distingués individuellement dans le signal. Ce phénomène est appelé le "phénomène d'interférence" [Arikidis 02]. Chez l'homme, la majorité des connaissances concernant le fonctionnement des unités motrices des muscles squelettiques a été acquise lors d'expériences utilisant des contractions isométriques. Sous ces conditions, les neurones moteurs augmentent leur rythme de décharge lorsque le travail augmente et ils sont recrutés dans un ordre stable [Butler 99]. L'ordre de recrutement est le reflet du "principe de la taille" selon lequel si tous les neurones moteurs d'un groupe reçoivent les mêmes demandes d'inhibition et d'excitation, alors l'ordre du recrutement est déterminé par des facteurs relatifs à la taille des neurones moteurs [Butler 99].

1.2.2.2 Mode de recrutement des neurones moteurs inspiratoires phréniques [Butler 99]

Lors d'expérimentations sur le chat, il a été montré qu'il existe deux groupes de neurones moteurs phréniques : ceux qui sont recrutés "tôt" et ceux qui sont recrutés "tard". La commande centrale de l'inspiration engendre une augmentation de fréquence des décharges des neurones moteurs phréniques et leur recrutement en nombre croissant. Les données sur le mode de recrutement des neurones moteurs inspiratoires de l'homme ont été recueillies par analyse du fonctionnement individuel d'unités motrices du diaphragme. Ces enregistrements ont été obtenus par une mesure élémentaire à aiguille, celle-ci étant implantée proche de l'origine des fibres costales. Nous donnons ici quelques éléments qui permettent de préciser le fonctionnement temporel et fréquentiel des unités motrices participant à une inspiration. Nous nous intéressons principalement aux caractéristiques de début d'inspiration. La figure 1.3 illustre le séquençement du recrutement de 5 unités motrices perçues par l'aiguille. On peut noter, sur cet exemple, l'augmentation croissante de l'amplitude des potentiels d'action générés par les unités motrices progressivement recrutées. La répartition des instants de recrutement des unités motrices est donnée par la figure 1.4. L'histogramme représenté indique le nombre d'UMs recrutées par intervalles de temps de 100 ms et sur un total de 55 UMs. Les temps sont relatifs à l'instant correspondant au début d'augmentation de volume pulmonaire. On peut dire que la majorité des unités sont recrutées dans la première moitié du demi-cycle inspiratoire avec un pic de recrutement au cours du premier quart du temps inspiratoire. On observe ensuite une diminution dans le recrutement des unités motrices. On constate également que quelques unités motrices ont un recrutement qui précède de quelques 200 ms l'effet mécanique inspiratoire. En résumé, il a été observé que les unités motrices sont recrutées selon un niveau de volume pulmonaire qui leur est

propre. Il n'a pas été mis en évidence de distribution bimodale des unités motrices (lentes, rapides). L'ordre de recrutement peut ainsi dépendre du profil temporel de l'augmentation de volume. Nous retiendrons ici, qu'en tout état de cause, les fibres qui sont recrutées de façon précoce affichent les potentiels d'actions les plus faibles en amplitude. La figure 1.5 illustre l'évolution de la fréquence de décharge des unités motrices entre le début et la fin de l'inspiration. La fréquence instantanée est évaluée à partir de la mesure de l'intervalle de temps séparant deux PA consécutifs d'une même unité motrice.

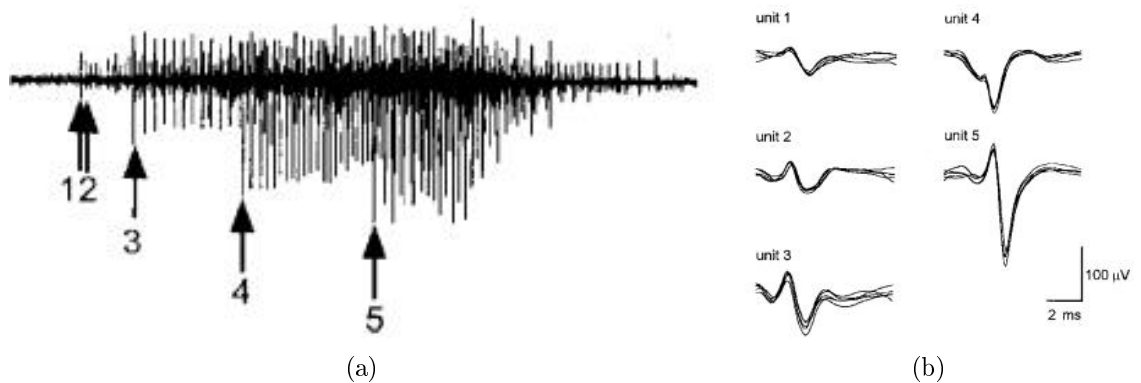


FIG. 1.3 – Séquencement du recrutement inspiratoire des unités motrices diaphragmatiques. (a) Signal EMG inspiratoire perçu par l'aiguille. Les flèches indiquent l'origine temporelle du recrutement des unités motrices numérotées de 1 à 5. (b) forme des potentiels d'actions correspondant aux différentes unités motrices. Reproduit à partir de la référence [Butler 99].

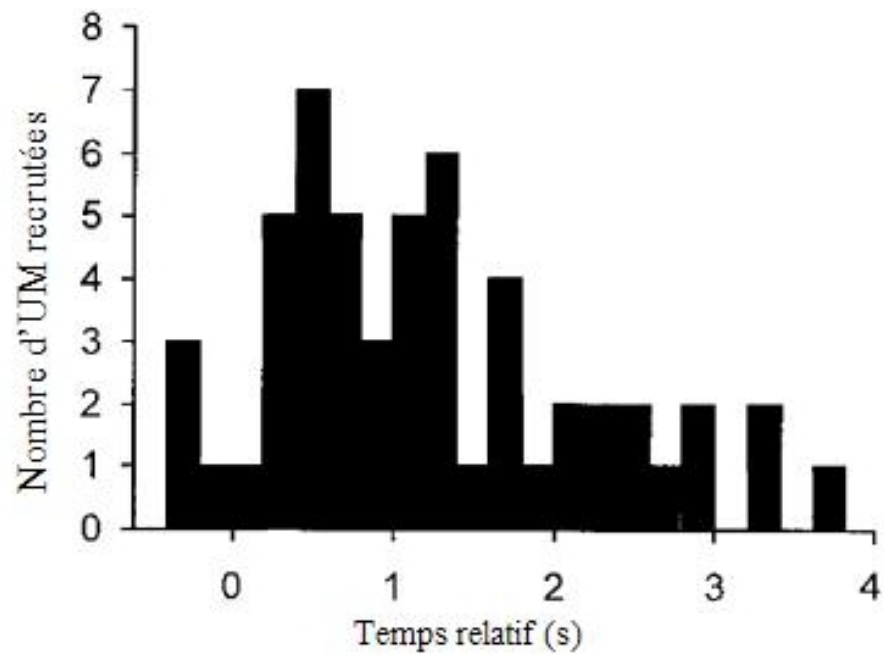


FIG. 1.4 – Répartition temporelle des recrutements d'unités motrices diaphragmatiques au cours d'une inspiration. Reproduit à partir de la référence [Butler 99].

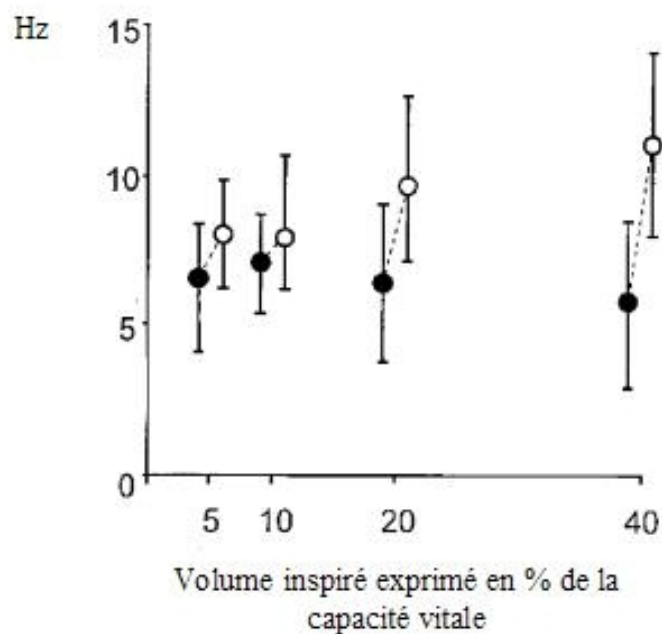


FIG. 1.5 – Variations de la fréquence de décharge des unités motrices diaphragmatiques entre début (.) et fin d'inspiration (o), selon le volume inspiré. Reproduit à partir de la référence [Butler 99].

1.2.3 Différentes méthodes de mesure des signaux EMGs respiratoires

Les signaux EMGs peuvent représenter la différence de potentiel entre une électrode placée sur ou dans le muscle (électrode active) et une électrode placée dans une zone électriquement silencieuse (électrode de référence). C'est la méthode de l'électrode monopolaire (c.f. figure 1.6(a)). Cette méthode de l'électrode active améliore la résolution spatiale et permet de détecter des signaux de faible amplitude. Quand deux électrodes connectées à un amplificateur différentiel sont positionnées sur ou dans le même muscle, on parle alors de mesure bipolaire ou de mesure simple différentielle (SD) (c.f. figure 1.6(b)). Dans ce dernier cas, les signaux détectés à partir des deux électrodes sont soustraits l'un de l'autre ce qui permet de rejeter le mode commun entre les deux signaux. Lorsque la distance entre les deux électrodes augmente, la zone de détection augmente. En pratique, il n'est pas possible de réduire assez la distance interélectrode pour détecter une unité motrice seule. Il existe aussi la mesure double différentielle (DD) (c.f. figure 1.6(c)). Le système consiste en trois électrodes et trois amplificateurs différentiels. Avec cette méthode, un signal juste sous la peau, donc arrivant à différents temps au niveau des électrodes, sera mesuré alors qu'un signal, dont l'origine est plus profonde, sera mesuré simultanément par les trois électrodes et sera donc rejeté.

Il existe aussi différents types d'électrodes : les électrodes oesophagiennes, à aiguille ou de surface. Le choix du meilleur système de mesure de signaux EMGs dépend des avantages et inconvénients de chaque technique de mesure dans le contexte de l'étude.

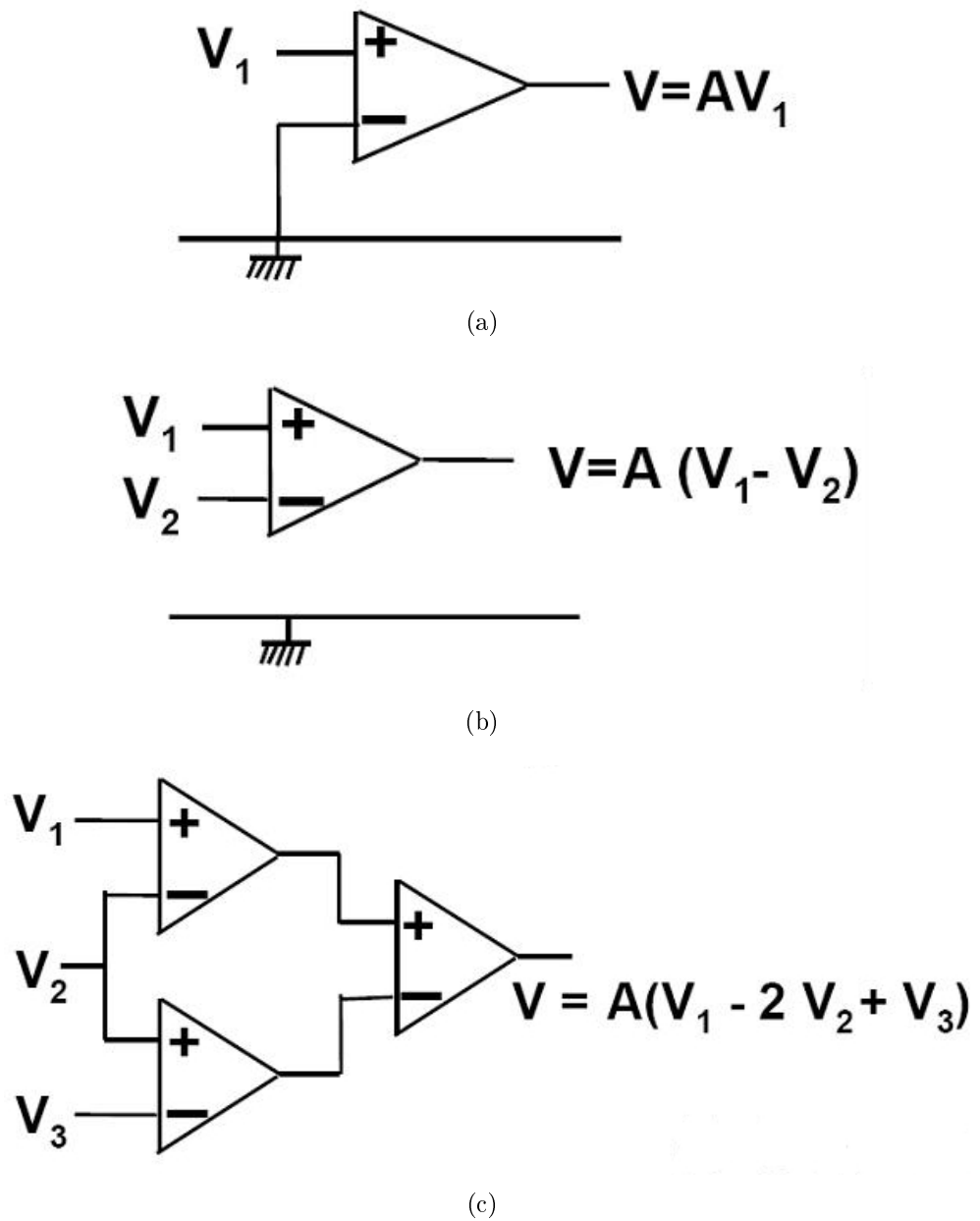


FIG. 1.6 – Système de détection pour les EMGs de surface. (a) : Détection monopolaire. (b) : Détection simple différentielle. (c) : Détection double différentielle. V_1 , V_2 et V_3 représentent les potentiels d'électrodes.

1.2.3.1 Electrodes de surface

Les électrodes de surface sont utilisées pour mesurer l'activité du diaphragme, des intercostaux, des scalènes, des abdominaux et des muscles accessoires. Les avantages des électrodes de surface sont leur caractère non invasif et leur capacité à mesurer un large nombre d'unités motrices. Cependant, la mesure par surface peut être contaminée par d'autres muscles non respiratoires par exemple. De plus, la taille du tissu adipeux, la résistance électrique de la peau et la déformation de la cage thoracique d'un individu peuvent avoir des effets variables de filtrage du muscle à l'électrode.

1.2.3.2 Electrodes à aiguille

Les électrodes intramusculaires permettent une analyse optimale des potentiels d'actions et des fréquences de décharges des unités motrices. De plus, la diaphonie est nettement moins présente que sur une mesure de surface. En revanche, les électrodes à aiguilles sont difficiles à placer et ne permettent pas de quantifier l'activité globale des muscles respiratoires. Enfin une mesure du diaphragme par une électrode à aiguille comporte un risque de pneumothorax.

1.2.3.3 Electrodes oesophagiennes

Les électrodes oesophagiennes sont des électrodes en métal, montées sur un cathéter, insérées par le nez ou la bouche et positionnées au niveau du diaphragme crural. Les mesures oesophagiennes ont pour avantages de ne pas être influencées par l'obésité. Combinées aux cathéters qui mesurent la pression gastrique et oesophagienne, elles peuvent par ailleurs mesurer l'EMG diaphragmatique et la pression transdiaphragmatique. Les inconvénients de telles mesures sont l'inconfort et les

risques de régurgitation que comporte leur mise en place. Les hernies diaphragmatiques peuvent aussi être une source d'erreur dans les mesures oesophagiennes.

1.2.4 Positionnement des électrodes pour une mesure de surface du diaphragme

La disposition des électrodes est standardisée et a été validée en comparant chez des sujets sains différentes positions des électrodes de surface avec des électrodes à aiguille placées dans le diaphragme [Verin 02]. Les électrodes doivent être placées entre les 7^{ème} et 8^{ème} espaces intercostaux, sur la ligne médio-claviculaire, à deux centimètres de distance l'une de l'autre (c.f. figure 1.7). Cette position assure la meilleure image possible de l'activité du diaphragme pariétal.

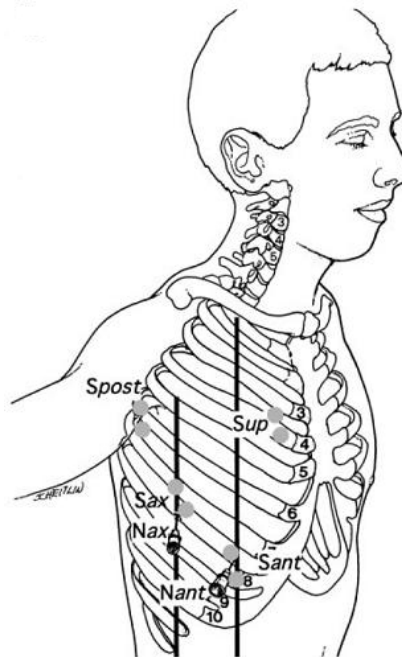


FIG. 1.7 – Positionnement des électrodes pour enregistrer une activité électrique diaphragmatique. S_{ant} : position standardisée des électrodes de surface placées entre les 7^{ème} et 8^{ème} espaces intercostaux. N_{ant} : électrode à aiguille correspondante. Reproduit à partir de la référence [Verin 02].

1.2.5 Champ d'application de l'EMG : la ventilation artificielle

1.2.5.1 Ventilation spontanée

La ventilation "naturelle" ou "spontanée" assure au niveau des poumons, le renouvellement des gaz contenus dans les alvéoles pulmonaires. Dans ce cas, la "force motrice" est naturellement produite par les muscles respiratoires. La pression intrapulmonaire régnant au repos dans nos poumons est la pression atmosphérique c'est la référence, le zéro. Pendant l'inspiration spontanée, cette pression diminue et devient négative : c'est ainsi qu'un volume d'air pénètre dans les poumons. Pendant l'expiration, elle augmente et retourne à la pression atmosphérique : ce même volume est chassé vers l'extérieur.

1.2.5.2 Ventilation artificielle en pression positive

Avec la ventilation "artificielle", c'est le respirateur qui crée la pression nécessaire et qui permet d'une part de régler le taux d'oxygène dans les poumons et d'autre part d'éliminer le gaz carbonique (CO_2). Dans ce cas, la "force motrice" est artificiellement produite par une machine : le respirateur ou ventilateur. En imposant lors de la phase inspiratoire une pression positive au sein des voies respiratoires le respirateur prend le relai des muscles respiratoires et du diaphragme, ce qui permet une diminution de la consommation de l' O_2 par ces muscles mis au repos.

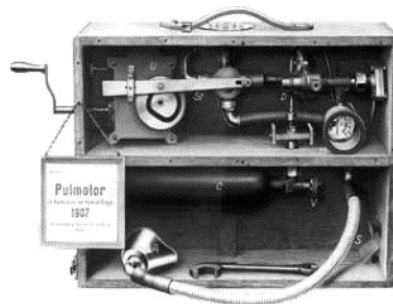
1.2.5.3 Bref aperçu historique de la ventilation artificielle

Les premières tentatives de ressuscitation par ventilation ont été réalisées au XVIII^{ème} siècle à l'aide d'appareils dérivés des soufflets à feu. Le traitement de l'in-

suffisance respiratoire par de l'oxygène apparaît peu de temps après la découverte de ce gaz (1774). Son emploi reste cependant bien timide et cela jusqu'à la fin du XIX^{ème} siècle. En 1876, un médecin français, Eugène Woillez, construit le spiropore : premier ventilateur par application externe d'une variation de pression. En 1907, Heinrich Dräger imagina un appareil de ventilation alimenté par une bouteille d'air comprimé. Ce premier ventilateur baptisé "Pulmotor[®]" (Dräger, 1907) fonctionnait selon le principe de cycles en pression contrôlée. Le Pulmotor[®] est l'ancêtre de tous les ventilateurs (ventilateurs barométriques, volumétriques ou à fréquence fixe). C'est l'utilisation du poumon d'acier de Drinker-Shaw en 1930 durant les épidémies de poliomyélite qui marquent le début des ventilations mécaniques de longues durées. En 1954, l'Engström 150 est le premier ventilateur électrique moderne qui a permis le développement de la réanimation (c.f. figure 1.8). Les années 1970-1980 furent marquées par l'augmentation du nombre de patients ventilés, l'apparition de la pression positive de fin d'expiration (PEEP) sur le Servo 900 A[®] (Siemens-Eléma, 1972) et des premiers ventilateurs électroniques. A partir des années 1980, la notion d'amélioration de la synchronisation entre l'effort du patient et l'insufflation apparaît. La première réponse technologique à ce problème fut la mise en place de servo-valves dont l'ouverture était proportionnelle à l'effort du patient [Chopin 06, Gay 06].



(a)



(b)



(c)

FIG. 1.8 – Premiers ventilateurs. (a) : Le spirophore de E. Woillez (photographie P. Scherpereel, association du musée du CHR de Lille). (b) : Le Pulmotor de H. Dräger (photographie Dräger). (c) : L'Engström 150 (Photographie P. Scherpereel, association du musée du CHR de Lille).



(a)



(b)

FIG. 1.9 – Ventilateurs récents. (a) : L'Extend (photographie TAEMA). (b) : L'Evi-taXL (photographie Dräger).

1.2.5.4 Désynchronisation

Les progrès en anesthésie et en réanimation ont pour objectifs la réduction de la durée de surveillance et l'amélioration de la qualité de la récupération. Dans un contexte de pénurie de moyens des services d'urgence d'anesthésie et de réanimation, d'alourdissement des contraintes médico-légales en anesthésie et en réanimation, les cliniciens de ces spécialités attendent de la recherche technologique qu'elle leur fournisse des outils d'amélioration de leurs performances en termes de soins. De plus, les patients admis aux soins intensifs consomment plus d'un tiers de chaque budget hospitalier. En Amérique du nord, par exemple, 80% d'entre eux sont soumis à une ventilation mécanique, dont le but est un support ou un repos respiratoire. Pour le cas particulier de l'assistance respiratoire, la capacité de surveiller et d'optimiser l'adaptation entre le patient et sa machine d'assistance est déterminante pour la qualité et la conduite des soins. Sur le plan clinique, la désynchronisation et non déclenchement du ventilateur constituent des problèmes importants [Fabry 95, Tobin 01]. En effet, la ventilation mécanique est probablement sous-optimale lors de l'absence d'un bon réglage des paramètres, ce qui se solde par une altération de l'interaction patient-machine avec des désynchronies.

L'interaction patient-machine peut être décrite comme la relation entre 2 pompes respiratoires :

- le système pulmonaire du patient qui est contrôlé par le système neuromusculaire et qui est influencé par les caractéristiques mécaniques des poumons et du thorax,
- le ventilateur qui est contrôlé par les paramètres ventilatoires et la fonction de la valve du débit.

Quand les deux pompes fonctionnent en synchronisation, chaque phase de la respiration est parfaitement corrélée. Cependant cette harmonie peut être perturbée provoquant une désynchronisation qui cause ainsi un manque de confort pour le patient et une augmentation du travail respiratoire. A ce jour, les incidences physiopathologiques et les conséquences de la désynchronisation entre le patient et sa machine sont mal connus. Une étude [Chao 97] montre que le succès du sevrage est faible chez les patients présentant d'importantes désynchronisations avec leur machine. Identifier les facteurs qui augmentent l'incidence de la désynchronisation peut donc aider à optimiser les paramètres du ventilateur et minimiser les désaccords patient-machine. Thille et al. ont montré, dans une étude récente [Thille 06], que les non-déclenchements et les doubles déclenchements du ventilateur sont les deux principales causes de désynchronisation. Dans cette étude, la désynchronisation a été détectée à l'oeil sur les signaux pression et débit seulement. Cette méthode ne permet donc pas de définir avec précision les débuts et fin d'inspiration du patient et ne permet pas non plus de détecter d'autres causes de désynchronisation tel que le retard de déclenchement du ventilateur [Parthasarathy 98, Beck 01]. Pour supprimer ce problème de désynchronisation, on voit apparaître de nouveaux modes de ventilation tel que le système NAVA (neurally adjusted ventilatory assist) [Sinderby 99] qui repose sur un nouvel indicateur plus précis de la demande inspiratoire : l'EMG diaphragmatique. Cependant, ce type de systèmes comporte deux inconvénients majeurs :

- la détection de l'inspiration est effectuée par mesure invasive (électromyogramme oesophagien),
- les patients critiques souffrent fréquemment de dysfonction neuromusculaire : le système NAVA dépend d'un site unique de détection.

A ce jour, aucun système n'a accès à une information ventilatoire fournie par une mesure EMG non invasive d'un ou plusieurs groupes musculaires. L'étude cycle à cycle de cette information permettrait de détecter les singularités et les ruptures du comportement respiratoire d'un patient ventilé afin d'optimiser les paramètres de son assistance.

1.2.5.5 Indicateurs non-invasifs d'activité inspiratoire chez un patient ventilé

Les indicateurs non-invasifs d'une activité inspiratoire accessibles chez un patient ventilé sont variés et différents tant par leur technologie de mesure que par leur valeur informative. Ils peuvent être construits à partir des signaux de pression et de débit, de l'analyse de signaux EMGs :

- les systèmes actuellement disponibles sur le marché sont basés sur l'analyse de la relation entre la pression et le débit mesurés à la bouche du patient et sur le seuillage d'amplitude de ces signaux. Ils sont pris en défaut en cas de fuites sur le circuit de mesure ou lorsque la mécanique du système respiratoire est fortement pathologique ;
- à ces indicateurs classiques s'ajoutent les différents EMGs de muscles liés à l'activité inspiratoire. Il s'agit du muscle diaphragmatique, des muscles inspiratoires accessoires, des muscles inspiratoires des voies aériennes supérieures, et de la face. Aucun système actuel n'exploite ces indicateurs par voie non-invasive. Le recueil de l'EMG de certains de ces muscles par des électrodes de surface est possible dans le cas du diaphragme pariétal, des muscles parasternaux, des intercostaux, des scalènes ou sterno-cléido-mastoldiens, des dilateurs du pharynx, du génioglosse et des ailes du nez. Néanmoins, ces EMG délivrent une activité électrique globale révélatrice d'une contraction

de muscle inspiratoire parasitée par l'activité électrique d'autres muscles situés à proximité (coeur, muscles posturaux, ...) et dont le rapport signal sur bruit obtenu limite en règle générale, la précision de l'indicateur.

1.2.6 Méthodes pour l'étude de la coordination temporelle des muscles respiratoires à partir de la mesure de surface des EMGs

L'étude de la coordination temporelle des muscles respiratoires est un point clinique important mais l'interprétation de la mesure de surface des EMGs reste difficile. Plusieurs méthodes d'analyse des signaux EMGs existent et dépendent du contexte de l'étude.

Un premier exemple concerne le couplage entre les muscles des voies aériennes supérieures (génioglosse, muscle sterno-mastoïdien) et le muscle respiratoire principal (diaphragme) qui peut être affecté lors du syndrome d'apnée obstructive du sommeil (SAOS). Francesc Alonso dans [Francesc Alonso 07] s'est intéressé à ces variations temporelles de l'activité des muscles respiratoires en évaluant les interactions entre les signaux respiratoires et les signaux myographiques (signaux électromyographiques, EMG et mécanomyographiques, MMG) par l'analyse de la fonction de l'information mutuelle croisée (FIMC). La FIMC est une fonction statistique basée sur l'entropie de Shannon qui quantifie les composants linéaires et non linéaires du couplage entre deux variables et qui ne nécessite pas de connaissances a priori sur les échelles de temps telles que le temps inspiratoire ou la durée du cycle respiratoire. Elle a été calculée sur 90s avec un décalage temporel compris entre -7 et 7 s pour différentes paires de signaux : entre les signaux respiratoires (pression-debit), entre les signaux EMGs et MMGs de chaque muscle afin d'évaluer le couplage élec-

tromécanique et entre les signaux EMGs des différents muscles afin d'évaluer leur coordination. Pour ce calcul, les signaux EMGs ont été redressés et démodulés en moyenne par une fenêtre de moyenne mobile de 400 ms. Un exemple de signaux et de la FIMC est proposé à la figure 1.10. Les auteurs concluent que l'information obtenue par l'analyse de la FIMC permet d'évaluer l'interaction des muscles respiratoires et de distinguer des différences dans leur coordination fonctionnelle entre les sujets sains et les patients atteints du SAOS.

Un deuxième exemple concerne l'étude des muscles inspiratoires du cou qui peut permettre de diagnostiquer une asynchronie entre le patient et son ventilateur par une approche quantitative de la mesure du délai électromécanique inspiratoire. La mesure de surface de l'activité des muscles scalènes est difficile puisque ceux-ci ont un niveau d'activité phasique faible et montrent une activité tonique importante. Ceci implique un faible rapport signal sur bruit. Dans [Hug 06], les auteurs ont donc cherché à optimiser l'analyse des EMGs de surface des muscles scalènes lors de la ventilation spontanée chez les sujets sains. Leur méthode se base sur l'utilisation du passage par zéro du débit pour identifier les zones d'activité phasique dans le signal RMS (root mean square) calculé sur 1 ms de l'EMG. Une fois ces zones définies, une moyenne sur 80 cycles a été faite. La figure 1.11 illustre cette technique de moyennage. Dans cette étude, le délai électromécanique entre le début de l'activité des scalènes et le passage par zéro du débit est d'environ 134 ms.

Enfin, les études portant sur les variations de délais entre les différents muscles respiratoires présentées au paragraphe 1.1.3, utilisent des électrodes à aiguille pour la mesure des EMGs respiratoires et une fenêtre d'analyse de 50 ms. Quant à la mesure de l'activité des ailes du nez dans [Strohl 80], celle-ci est faite par une mesure de surface avec une fenêtre d'analyse de 200 ms selon la méthode décrite dans [Lopata 77].

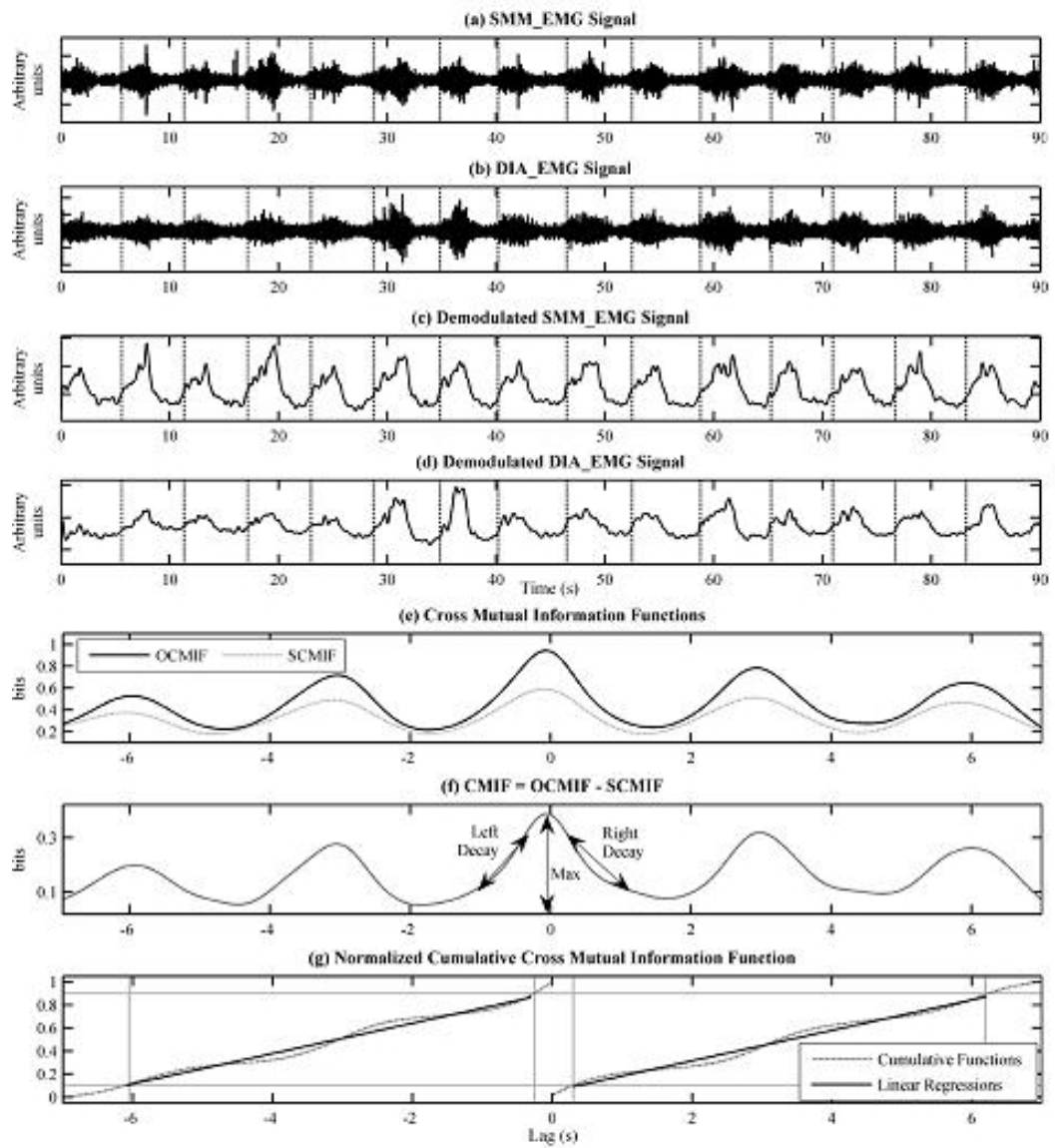


FIG. 1.10 – Exemples de signaux myographiques et de leur fonction de l'information mutuelle croisée. (a) : EMG du muscle sterno-cléido-mastoïdien. (b) EMG du diaphragme. (c) : signal EMG démodulé du muscle sterno-cléido-mastoïdien. (d) : signal EMG démodulé du diaphragme. (e) : Fonction de l'information mutuelle croisée sur données originale et sur données de substitution. (f) Soustraction de la fonction de l'information mutuelle croisée sur données originale et sur données de substitution. (g) Fonction de l'information mutuelle croisée cumulée normalisée et régression linéaire entre 0,1 et 0,9 (le détail des calculs est décrit dans [Francesc Alonso 07]). Reproduit à partir de la référence [Francesc Alonso 07].

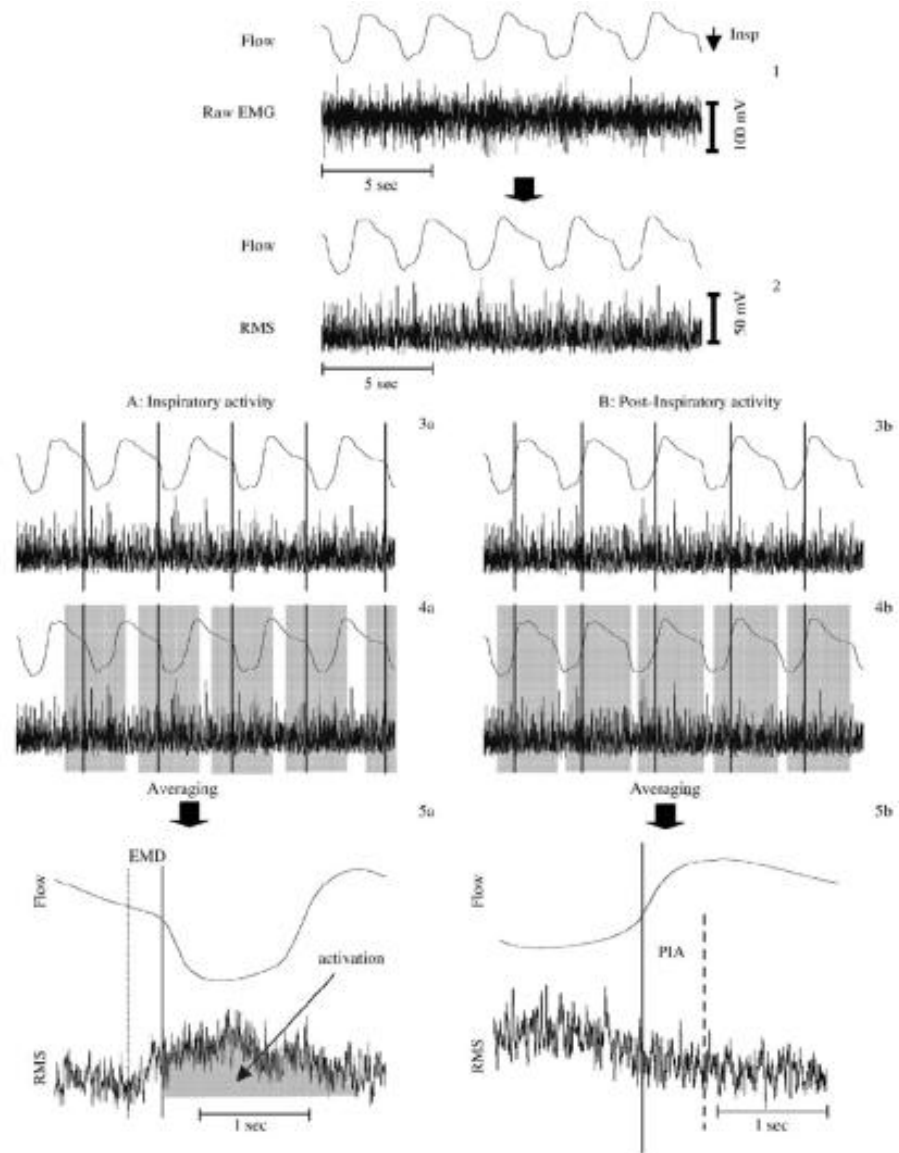


FIG. 1.11 – Etapes de la technique de moyennage dans [Hug 06]. (1) : Signal de débit et EMG des muscles scalènes. (2) : Signal de débit et RMS calculé sur 1 ms de l'EMG des muscles scalènes. (3 & 4) : Découpage en cycles à partir du passage par zéro du débit. (5) : Moyennage sur 80 cycles et calcul du délai électromécanique. Le détail des différentes étapes est décrit dans [Hug 06]. Reproduit à partir de la référence [Hug 06].

1.3 Objectifs, Stratégies et Validation

1.3.1 Objectifs et cahier des charges

L'objectif principal de cette thèse concerne la mise en place et la validation d'un instrument permettant de caractériser un comportement respiratoire en situation clinique. La caractérisation du comportement respiratoire repose sur une extension du concept d'organisation des muscles inspiratoires thoraciques selon un gradient rostro-caudal à l'ensemble des différents groupes musculaires s'étageant des ailes du nez au diaphragme. L'instrument développé doit donc permettre en situation clinique d'étudier la relation temporelle entre le début de l'activité des muscles des voies aériennes supérieures et le début de l'activité des muscles de la cage thoracique. Pour cela, l'instrument ainsi que le protocole expérimental sur sujets sains mis en place pour valider l'outil doivent répondre à un cahier des charges imposé par les contraintes liées au contexte clinique qui sont les suivantes :

Mesure non-invasive : l'étude de la relation temporelle entre le début de l'activité des muscles des voies aériennes supérieures et le début de l'activité des muscles de la cage thoracique doit être menée de manière non-invasive afin d'assurer un confort pour le patient. La mesure par voie de surface des muscles respiratoires permet de répondre à ce critère de confort.

Position allongée du sujet : dans les services d'anesthésie et réanimation, les patients sont généralement en position allongée. Les sujets sains de l'étude devront donc se trouver dans cette position.

Deux indicateurs : d'un point de vue pratique en milieu clinique, il est nécessaire de minimiser le nombre d'électrodes et donc de choisir un représentant pour chaque groupe musculaire. Les muscles des ailes du nez, contrairement au génioglosse, ne nécessitent pas de préparation spéciale de la peau (rasage) et le positionnement des électrodes sur ces muscles reste simple à faire. Le diaphragme pariétal, quant à lui, de par son rôle de muscle inspiratoire principal, est le candidat idéal pour représenter un muscle de la cage thoracique. En cas d'hémiplégie, il pourra être remplacé par un muscle accessoire tels que les muscles para-sternaux ou les muscles intercostaux.

Non utilisation du signal débit : dans le cas des désynchronisations et des non déclenchements du ventilateur, le signal de débit n'est pas un indicateur fiable du début de l'inspiration. L'outil développé doit donc être capable de détecter le début de l'inspiration sur les signaux EMGs sans utiliser comme référence le passage par zéro du débit.

Normocapnie : les études décrites au paragraphe 1.1.3.3 ("extension de la notion de gradient aux muscles des voies aériennes supérieures") ont été menées sur les variations de délais en fonction des variations du CO₂ chez les sujets sains. Or en ventilation assistée, il est rare d'observer de telles variations au niveau du CO₂ chez les patients ventilés non atteints de maladie respiratoire. Sur le plan physiologique, le protocole expérimental doit intégrer une capnie normale.

1.3.2 Difficultés liées à l'étude et aux contraintes du cahier des charges

1.3.2.1 Mesure de la ventilation courante :

Cette étude nécessite une mesure de la ventilation par l'intermédiaire des paramètres courants de celle-ci tels que le volume courant, le temps inspiratoire, la période du cycle ventilatoire... Les techniques pour mesurer la ventilation courante sont nombreuses. Or ces techniques peuvent avoir une forte influence sur les observations. Par exemple, mesurer le débit ventilatoire à l'aide d'un embout buccal modifie le mode ventilatoire [Gilbert 72,Perez 85,Sackner 80] et la variabilité respiratoire [Rameckers 07]. L'utilisation d'un masque facial relié à un pneumotachographe contournerait cette limite. Par contre l'enregistrement de l'EMG des ailes du nez serait fortement perturbé par une activité tonique engendrée par un inconfort du sujet lié au masque facial.

1.3.2.2 Niveau de bruit élevé

La mesure de surface a ses avantages : c'est une mesure globale de l'activité, mais aussi ses inconvénients : c'est une mesure généralement contaminée par les autres muscles mais aussi par des bruit électroniques d'interférence (50 Hz). La position allongée imposée par le cahier des charges permet de réduire l'activité posturale mais les signaux mesurés restent dans un environnement fortement perturbé par les nombreux appareils électriques que l'on retrouve dans les salles de réanimation.

1.3.2.3 Mesure d'un délai cycle à cycle

Comme il a été décrit au paragraphe 1.2.2.2, les premières unités motrices recrutées délivrent des potentiels d'action de faible amplitude. De plus, le niveau élevé du bruit sur une mesure de surface rend difficile la détection du début de l'activité inspiratoire sur cette mesure. Pour contourner ce problème, les auteurs de [Hug 06] et [Francesc Alonso 07], dont les méthodes ont été décrites au paragraphe 1.2.6, ont choisi d'étudier un indicateur moyen de la coordination temporelle des muscles respiratoires obtenu sur un ensemble de cycles. En faisant le choix de faire une analyse cycle à cycle, nous voyons donc ici toute la difficulté de mettre au point un outil qui permet de mesurer un délai de l'ordre de la centaine de millisecondes à partir de la mesure de surface des EMGs.

L'analyse de la relation temporelle cycle à cycle, par une mesure de surface, entre l'activité inspiratoire des muscles des ailes du nez et du muscle du diaphragme pariétal, appelée temps de préactivation des ailes du nez, chez les patients sous ventilation artificielle, reste donc un véritable défi.

1.3.3 Stratégie proposée

1.3.3.1 Mesure des paramètres ventilatoires

L'enregistrement du débit ventilatoire par la pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) exerce encore moins d'influence sur le mode ventilatoire [Perez 85] qu'une mesure faite au pneumotachographe (PNT) et serait plus appropriée à la mesure d'EMG. Une étude récente [Fiamma 07] a montré que les deux types de mesures étaient interchangeable. Notre première étape de validation a donc été de vérifier que les valeurs des paramètres ventilatoires mécaniques obtenues par un

pneumotachographe étaient interchangeables avec celles obtenues par pléthysmographie respiratoire d'inductance dans le cadre précis de notre protocole.

1.3.3.2 Réduction du niveau de bruit

Pour l'EMG_{DI}, les électrodes ont été placées dans la zone d'apposition costale. Cette position assure une amplitude maximale du signal et la meilleure image possible de l'activité du diaphragme pariétal [Verin 02]. Dans un deuxième temps, nous avons choisi la mesure simple différentielle. Enfin, nous avons utilisé les outils les plus adaptés en traitement de signal pour réduire le niveau des bruits physiologiques et instrumentaux sur les signaux EMG.

1.3.3.3 Analyse cycle à cycle du délai d'activation

L'objectif à terme est de développer un outil qui permettra d'extraire en ligne une information cycle à cycle avec une résolution adaptée à une mesure de délai de l'ordre de la centaine de millisecondes. Nous abordons ici la première étape de ce travail et avons choisi de mettre en place un détecteur d'événements EMG (détection des début et fin de cycles inspiratoires) fonctionnant sous la supervision d'un expert. Par ce choix nous décidons de sérier la résolution des différents verrous méthodologiques qui se présentent à nous. L'utilisation dans ce travail, d'une mesure supervisée et donc robuste, nous permet de privilégier la phase d'extraction d'une information physiologique potentiellement portée par un délai d'activation mesuré par voie de surface. La construction d'une base de connaissance et de signaux nous permettra de construire, dans un futur proche, un outil d'extraction automatisé de l'information. Les méthodes de détections employées restent conventionnelles et consistent à "marquer" sur les signaux les ruptures susceptibles de représenter les débuts de

cycles inspiratoires. Ce marquage est réalisé sans l'aide du signal de débit. L'expert choisit alors l'événement qui correspond à l'activation du muscle. Dans le cas de l'EMG_{DI}, ce choix nous permet de proposer une première version d'un détecteur semi-automatique.

1.3.3.4 Réglage des paramètres physiologiques du protocole expérimental

Le temps préactivation des ailes du nez, qui peut être vu comme un délai, pourrait être modifié par un paramètre temporel ventilatoire tel que la fréquence respiratoire. De ce constat, nous avons donc établi un protocole qui intègre des variations du volume courant à différentes fréquences respiratoires imposées pour rester en condition de normocapnie. Notre but ici est de créer de nouvelles situations physiologiques et de voir leur influence sur le temps de préactivation des ailes du nez.

1.3.4 Validation

Notre première étape de validation a donc été de vérifier que les valeurs des paramètres ventilatoires mécaniques obtenues par un pneumotachographe étaient interchangeables avec celles obtenues par pléthysmographie respiratoire d'inductance. Notre deuxième étape a été d'analyser la qualité de notre mesure de surface des EMGs. Une vérification de la précession de l'activité musculaire sur l'activité mécanique ainsi que le calcul de l'aire de l'activité inspiratoire étaient là pour compléter l'étude du délai. Le protocole expérimental permet d'étudier la sensibilité de la mesure de surface des EMGs grâce à la significativité des résultats physiologiques. Cette première approche statistique est proposée pour montrer la faisabilité d'une analyse cycle à cycle du début de l'activité inspiratoire.

1.4 Innovation en traitement de signal

Une deuxième partie de ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre d'une optimisation des méthodes de détection de singularités dans un signal bruité.

La solution choisie ici se base sur l'utilisation de la transformée en ondelettes continue d'un signal pour déterminer ses points caractéristiques appelés amers. Plus particulièrement, on s'intéresse ici au problème de localisation de singularités. Regarder un signal à différents niveaux d'échelles de décomposition pour caractériser sa structure locale a été largement utilisé avec succès dans la littérature [Lindeberg 94]. Les transformations par ondelettes ont démontré leurs bonnes propriétés pour la localisation de la structure d'un signal [Mallat 00]. Dans le contexte du traitement de signal, la propagation à travers les échelles des modules maxima d'une transformée dans le plan temps-échelle est un outil puissant pour analyser les caractéristiques typiques d'un signal [Lindeberg 94, Mallat 92]. La localisation d'amers dans un signal bruité est d'une importance fondamentale pour l'alignement de courbes. Un nouvel outil, l'intensité structurale (IS), a été présenté récemment pour localiser les singularités d'une courbe via le calcul d'une fonction de densité de probabilité [Bigot 03, Bigot 05]. Cette méthode a fourni une nouvelle technique pour mettre en correspondance les amers de deux signaux. Les modes principaux de l'IS correspondent aux amers significatifs du signal. Un inconvénient de cette méthode est la délocalisation dans le temps des singularités quand les échelles considérées sont grandes. Notre but est de modifier l'IS afin d'assurer la localisation précise (indépendante de l'échelle considérée) et une détection robuste (échelle considérée pertinente) des singularités dans un signal bruité.

Nous avons donc modifié l'IS en utilisant la transformée de Berkner (TB) qui permet le chaînage des maxima [Berkner 99]. Ensuite, pour illustrer l'utilisation de

l'IS modifiée, nous avons appliqué cette approche à l'élimination de l'artefact ECG dans l'EMG diaphragmatique (EMGdi) en utilisant une méthode récemment publiée [Deng 00]. Cette méthode est adaptative mais nécessite un signal de référence ECG. En milieu clinique et notamment en service de réanimation, il est nécessaire de réduire au maximum le nombre d'électrodes et donc de signaux utilisés. Nous montrons alors comment nous pouvons générer un signal de référence "artificiel" basé sur l'alignement des ondes QRS et la détection d'amers sans utiliser de signal additionnel. Enfin, nous avons comparé nos résultats sur des données simulées et réelles avec ceux disponibles dans la littérature.

1.5 Plan de la thèse

Le plan de cette thèse est donc le suivant :

- le deuxième chapitre concerne la description d'un protocole expérimental original pour l'étude du temps de préactivation des ailes du nez et la description des méthodes d'analyse des signaux EMG des muscles respiratoires mesurés par voie de surface,
- le troisième chapitre présente et discute les résultats d'un point de vue instrumental et d'un point de vue physiologique,
- enfin, une méthode innovante de détection de singularités dans un signal bruité est proposée dans le quatrième chapitre avec un exemple d'application de l'élimination de l'artefact ECG dans l'EMG diaphragmatique sans utilisation de référence "bruit".

Une conclusion clôt cette thèse en suggérant de nouvelles perspectives.

Chapitre 2

Matériel et Méthodes

2.1 Sujets

Tous les sujets ont été informés du déroulement de l'étude, des méthodes utilisées, ainsi que de l'absence de risque pour leur santé. Au début de chaque séance expérimentale, les participants ont donné oralement leur consentement. Six volontaires sains (trois hommes et trois femmes, âge 21-64 ans) ont participé à l'étude. Aucun sujet ne présentait de pathologie respiratoire ou des voies aériennes supérieures connue.

Remarque : la procédure d'analyse des enregistrements n'étant pas encore entièrement automatisée, plus de 1000 cycles ont été étudiés par un expert "à la main". Ce travail d'analyse a donc nécessité une grande quantité de temps, c'est pourquoi

le nombre de sujets a été limité à 6.

2.2 Mesures

Les mouvements thoraciques et abdominaux (volume de la cage thoracique et volume abdominal) ont été mesurés par pléthysmographie respiratoire par inductance (PRI) à l'aide d'un gilet (Visuresp[®], RBI instrumentation, Meylan, France). Environ vingt cycles respiratoires ont été recueillis avec un pneumotachographe (PNT) (Fleish head No.1, Metabo, Epalinges, Suisse) et un capteur de pression différentielle (163PC01D36 Micro Switch Freeport, IL, USA) montés sur un masque facial. Ce signal de débit (\dot{V}_{PNT}) a été utilisé pour la calibration et la reconstruction du signal de débit (\dot{V}_{PRI}) à partir des signaux thorax et abdomen du gilet. La fraction de CO₂ dans l'air expiré (FeCO₂) a été mesurée en continu à l'aide de lunette à oxygène par un analyseur de CO₂ à infra-rouge (Engström Eliza, Gambro, Suède). L'électromyogramme des ailes du nez (EMG_{AN}) a été recueilli par des électrodes à clip (IMEG-TP Ear clip electrode, King Medical, King City, Canada) positionnées de chaque côté des narines. L'électromyogramme diaphragmatique pariétal (EMG_{DI}) et l'électrocardiogramme (ECG) ont été mesurés avec des électrodes de surface pré-gélifiées repositionnables (BBCOM, Comepa, Bagnolet, France). Pour l'EMG_{DI}, les électrodes étaient placées près de la zone d'apposition costale sur les 7^{ème} et 8^{ème} espaces intercostaux. Les électrodes, qui mesuraient le signal ECG, étaient positionnées entre le 4^{ème} espace intercostal à gauche du sternum et le 5^{ème} espace intercostal sur la ligne axillaire antérieure gauche. L'électrode de référence était placée sur un bras. Un stimulus sonore (synchronisateur, AII, Cran-Grevier, France), qui indiquait le début de l'inspiration, a été utilisé pour imposer la fréquence respiratoire.

2.3 Acquisition des signaux

Les signaux EMG et ECG ont été amplifiés, filtrés entre 20 Hz et 800 Hz par un filtre Butterworth passe-haut d'ordre 3 et par un filtre Bessel passe-bas d'ordre 2. Ce traitement utilise une instrumentation dont la valeur RMS (root mean square) du bruit équivalent ramené en entrée est de $5 \mu\text{V}$ (SCU, AII, Cran-Grevier, France). Tous les signaux ont été numérisés avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz (Powerlab/8[®], AD Instruments, Hastings, UK) et enregistrés sur le disque dur d'un ordinateur PowerPC MacIntosh[®] G3 (Apple computer, Cupertino, CA, USA) sous forme de fichier informatique (Chart[®] version 4, AD Instruments, Hastings, UK), puis ils ont été transférés sur un ordinateur Intel[®] Pentium[®] (VAIO VGN-BX195VP, Sony corporation, Tokyo, Japon) pour une analyse sous le logiciel Matlab[®] 7.1 (The MathWorks Inc., MA, USA).

2.4 Pléthysmographie respiratoire par inductance

2.4.1 Principe

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 d'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 extensible, entourant le thorax à la hauteur des mamelons et l'abdomen à la hauteur de l'ombilic. L'étirement des bobines sous l'effet des mouvements

respiratoires fait varier la tension du courant électrique ce qui permet de mesurer les variations de périmètre du thorax ou de l'abdomen. L'enregistrement simultané des variations de périmètre de ces deux compartiments donne accès aux variations de volume pulmonaire. Un signal de débit peut être reconstruit mathématiquement à partir de ces variations de volume pulmonaire [Eberhard 01]. Les paramètres courants de la ventilation peuvent donc être calculés à partir de ce signal débit.

2.4.2 Objectifs

Notre objectif ici est d'utiliser une méthode de mesure des paramètres ventilatoires sans utiliser un pneumotachographe (PNT) relié à un masque facial et d'obtenir une mesure de l'EMG des ailes du nez non contaminée par une activité parasite tonique. La pléthysmographie respiratoire par inductance est considérée comme une méthode fiable de mesure des variations du volume pulmonaire. Le dispositif utilisé dans cette étude se compose d'un gilet sans manche permettant de maintenir en place deux bobines d'inductance détectant les mouvements du thorax et de l'abdomen. Par comparaison aux signaux enregistrés avec un PNT ou un pléthysmographe corps entier, ce dispositif a démontré qu'il pouvait fournir un enregistrement précis de la forme du spiogramme [Carry 97]. Dans une autre étude, Eberhard et coll. [Eberhard 01] ont comparé le signal de débit obtenu au moyen de la PRI avec celui enregistré avec un PNT, à l'aide d'un test d'ajustement optimal. La conclusion de leur étude était en faveur d'une qualité acceptable de la mesure du débit au moyen de la PRI. Nous allons donc vérifier par une analyse statistique que les paramètres courants de la ventilation calculé à partir du signal de débit obtenu au moyen de la PRI sont utilisables dans le cadre de notre protocole.

2.4.3 Analyse statistique pour l'évaluation de l'interchangeabilité entre le pneumotachographe et le Visuresp[®]

L'accord entre les mesures effectuées par le PNT et celles effectuées par le gilet Visuresp[®] a été réalisé en utilisant l'analyse de Bland et Altman [Bland 83, Bland 86]. La méthode d'évaluation de la concordance de Bland et Altman consiste à calculer la différence entre les valeurs obtenues par les deux techniques et la moyenne des valeurs obtenues par celles-ci. Dans l'hypothèse d'une concordance parfaite des deux séries de valeurs étudiées, la somme des différences arithmétiques entre les valeurs devrait être nulle. On définit ainsi le "biais" comme la moyenne des différences. Il représente la moyenne de l'écart systématique d'une série de valeurs par rapport à l'autre. De même, la variabilité de ces différences permet d'évaluer si les deux séries donnent des valeurs reproductibles (au biais près) ou si, au contraire, le biais ne résulte que de différences vraies qui traduiraient que les données sont de nature vraiment différentes. Pour ce faire, on calcule l'écart-type des différences. Dès lors, il est possible de fixer deux seuils de limite de concordance arbitrairement représentés par le biais $\pm 1,96$ écart-type. Cependant, l'interprétation finale des résultats fournis par l'approche de Bland et Altman demeure essentiellement pragmatique et somme toute un peu arbitraire : il appartient à l'utilisateur de décider si les résultats de la comparaison sont compatibles avec une utilisation raisonnable d'une "nouvelle" méthode à la place de "l'ancienne", en d'autres termes si les deux mesures sont ou non interchangeables en pratique [Journois 04]. Les résultats ont été présentés sous forme graphique pour chaque sujet et chaque paramètre. Un tableau récapitulatif contient le biais et les intervalles de confiances exprimés en pourcentage selon la méthode proposée par Pollock [Pollock 92] (les différences ont été exprimées comme un pourcentage des moyennes).

La régression de Passing et Bablock [Passing 83] est une méthode non paramétrique d'estimation de la pente de la relation entre les deux mesures comparées et de l'ordonnée à l'origine de cette relation. Ces deux paramètres sont estimés par des médianes. Si l'intervalle de confiance à 95% de la pente de la relation inclut 1 et que celui de l'ordonnée à l'origine à l'abscisse inclut 0, on considère qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux méthodes.

Les deux méthodes de comparaison ont chacune leurs avantages et leurs inconvénients. Elles fournissent des informations complémentaires; c'est pourquoi nous avons utilisé les deux pour vérifier l'interchangeabilité entre le PNT et le Visuresp[®]. Ces analyses ont été réalisées avec le logiciel MedCalc Software[®] 8.0 (Mariakerke, Belgique).

2.4.4 Mesure de l'accord entre le pneumotachographe et le Visuresp[®]

Les figures 2.1 à 2.6 représentent l'analyse graphique de Bland et Altman. Pour l'ensemble des paramètres et des sujets, on observe un biais systématique d'environ 5% et des limites d'accord de 15%. Chez le sujet n°5, T_E , T_I , et donc T_I/T_{TOT} , ont des limites d'accord élevées ([-31,9% ; 35,6%], [-64,3% ; 48,8%], [-68,4% ; 53,4%] respectivement).

Les régressions de Passing-Bablock étaient linéaires sauf pour T_{TOT} chez les sujets n°5 et n°6 et T_E chez le sujet n°5. Pour l'ensemble des paramètres et des sujets, sauf pour V_T (sujets n°1 et n°3), T_I/T_{TOT} (sujets n°4 et n°6) et T_E (sujet n°5), les intervalles de confiance à 95% de l'ordonnée à l'origine de la régression de Passing-Bablock contenaient la valeur zéro et les intervalles de confiance à 95% de la pente

incluaient la valeur un ; ce qui indiquait l'absence de différence systématique entre les deux techniques. Le tableau 2.1 récapitule l'ensemble des résultats de l'analyse de Bland et Altman et de la régression de Passing-Bablok.

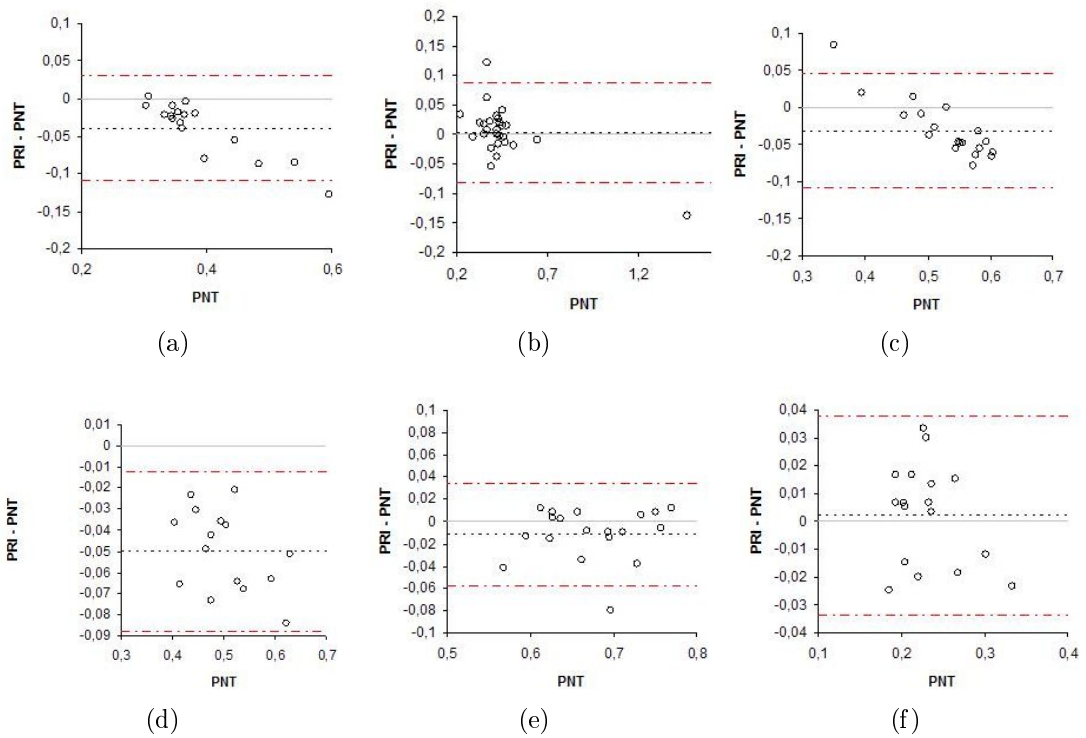


FIG. 2.1 – Analyse graphique de Bland et Altman : V_T . (a)-(f) : Sujet n°1 à 6. Analyses graphiques de Bland et Altman. Axe des abscisses (L) : valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés par pneumotachographe (PNT). Axe des ordonnées (L) : différence entre les valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés avec la PRI et avec le PNT. (—) : différence moyenne entre les deux techniques d'enregistrement. (---) : les limites de concordance.

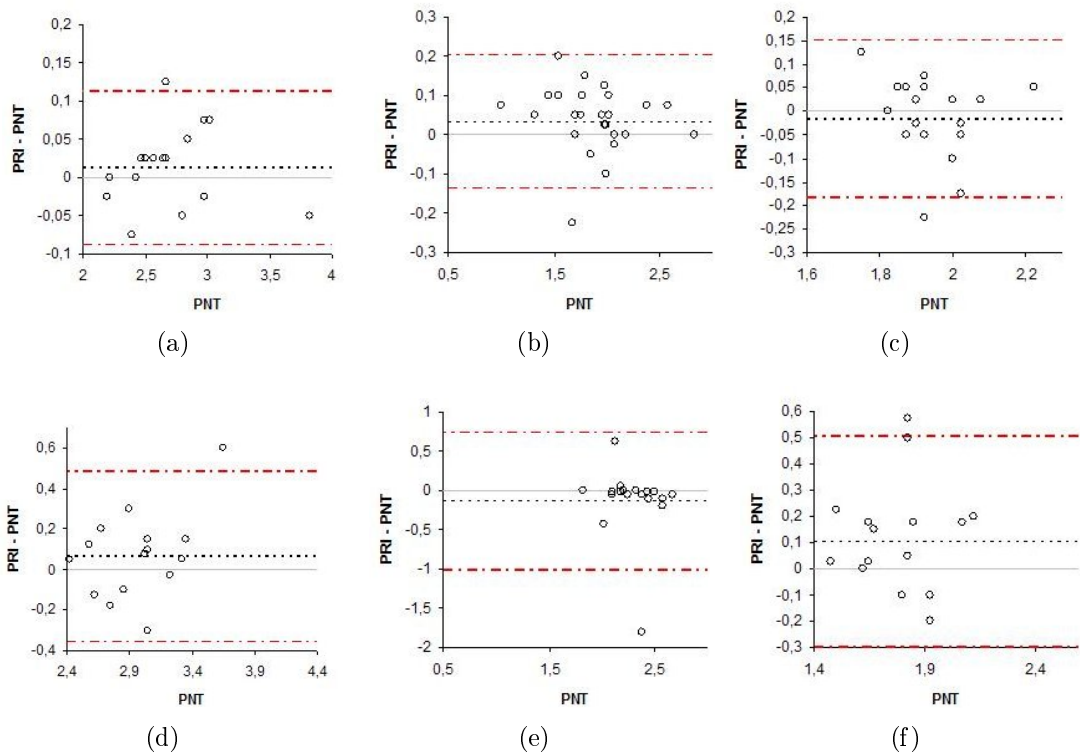


FIG. 2.2 – Analyse graphique de Bland et Altman : T_1 . (a)-(f) : Sujet n°1 à 6. Analyses graphiques de Bland et Altman. Axe des abscisses (s) : valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés par pneumotachographe (PNT). Axe des ordonnées (s) : différence entre les valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés avec la PRI et avec le PNT. (—) : différence moyenne entre les deux techniques d'enregistrement. (---) : les limites de concordance.

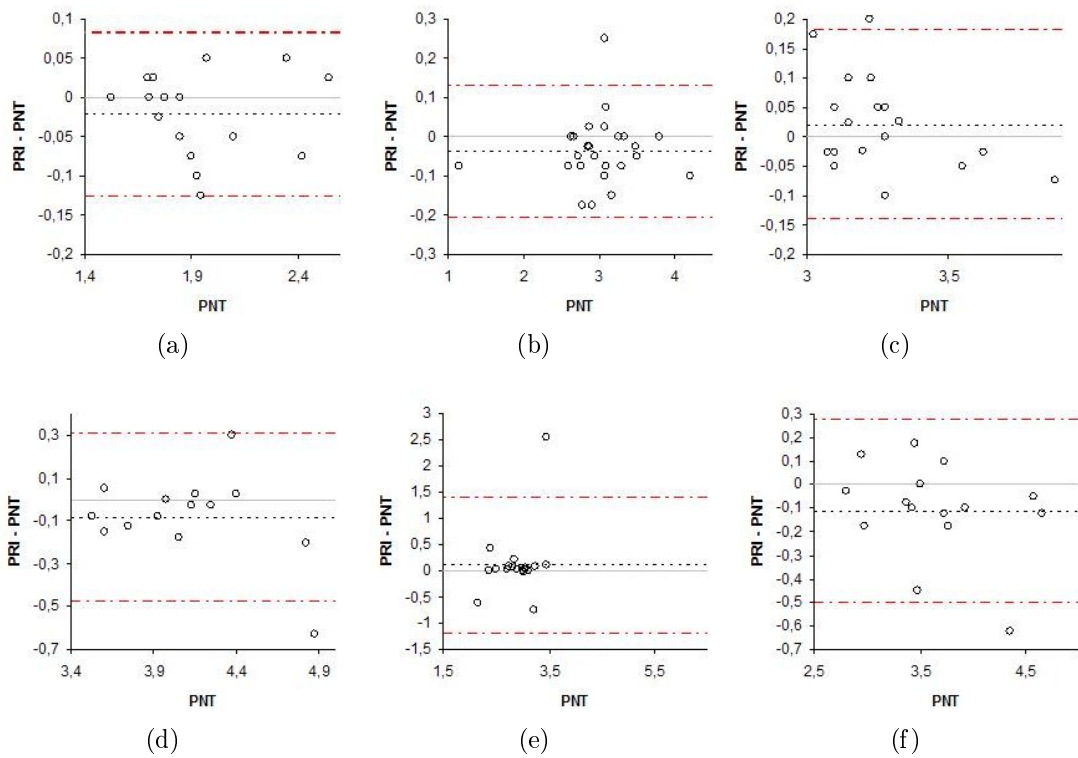


FIG. 2.3 – Analyse graphique de Bland et Altman : T_E . (a)-(f) : Sujet n°1 à 6. Analyses graphiques de Bland et Altman. Axe des abscisses (s) : valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés par pneumotachographe (PNT). Axe des ordonnées (s) : différence entre les valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés avec la PRI et avec le PNT. (—) : différence moyenne entre les deux techniques d'enregistrement. (---) : les limites de concordance.

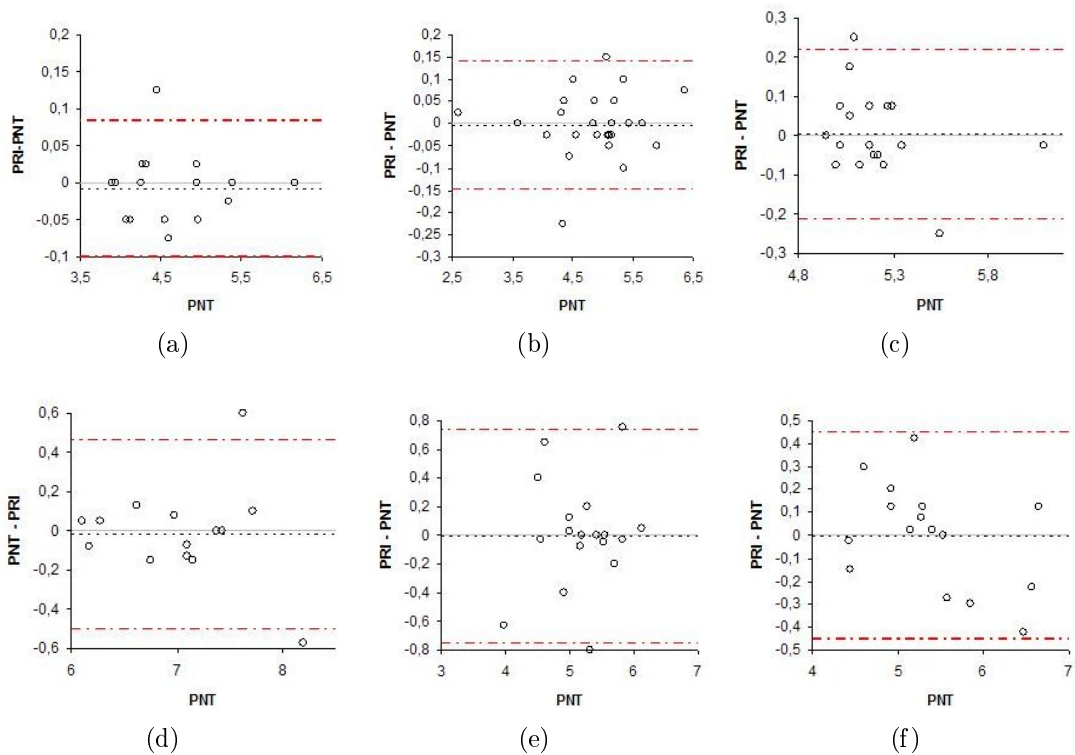


FIG. 2.4 – Analyse graphique de Bland et Altman : T_{TOT} . (a)-(f) : Sujet n°1 à 6. Analyses graphiques de Bland et Altman. Axe des abscisses (s) : valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés par pneumotachographe (PNT). Axe des ordonnées (s) : différence entre les valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés avec la PRI et avec le PNT. (—) : différence moyenne entre les deux techniques d'enregistrement. (---) : les limites de concordance.

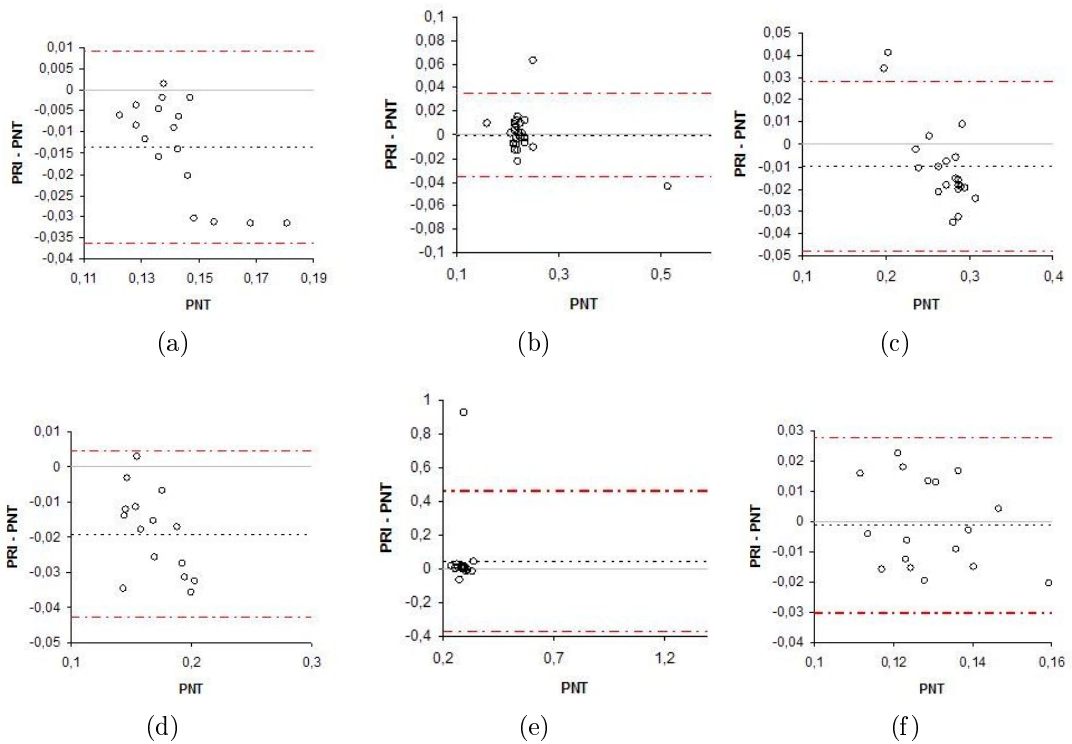


FIG. 2.5 – Analyse graphique de Bland et Altman : V_T/T_I . (a)-(f) : Sujet n°1 à 6. Analyses graphiques de Bland et Altman. Axe des abscisses (L/s) : valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés par pneumotachographe (PNT). Axe des ordonnées (L/s) : différence entre les valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés avec la PRI et avec le PNT. (—) : différence moyenne entre les deux techniques d'enregistrement. (---) : les limites de concordance.

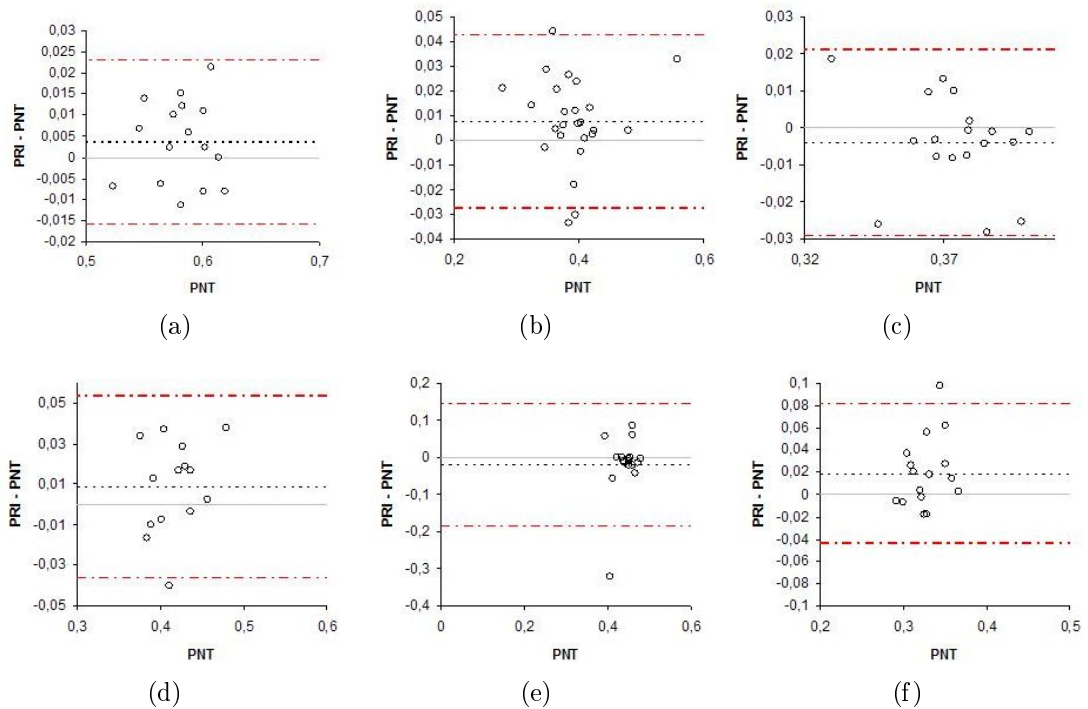


FIG. 2.6 – Analyse graphique de Bland et Altman : T_I/T_{TOT} . (a)-(f) : Sujet n°1 à 6. Analyses graphiques de Bland et Altman. Axe des abscisses : valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés par pneumotachographe (PNT). Axe des ordonnées : différence entre les valeurs obtenues à partir des enregistrements réalisés avec la PRI et avec le PNT. (—) : différence moyenne entre les deux techniques d'enregistrement. (---) : les limites de concordance.

	V_T	T_I	T_E	T_{TOT}	T_I/T_{TOT}	V_T/T_I
Sujet n°1						
NB = 16						
Biais (%)	-9,2	0,5	-1,1	-0,1	0,5	-9,7
LI d'accord (%)	-23,8	-3	-6,2	-2,2	-2,6	-26,8
LS d'accord (%)	5,4	3,9	4,1	1,9	3,6	7,5
IC de l'OO	0,04 à 0,14	-0,32 à 0,02	-0,12 à 0,44	-0,21 à 0,16	-0,19 à 0,13	-0,18 à 0,08
IC de la pente	0,08 à 0,53	1 à 1,13	0,75 à 1,06	0,96 à 1,04	0,78 à 1,35	0,55 à 1,88
Linéarité	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1
Sujet n°2						
NB = 25						
Biais (%)	2,3	2,1	-1,4	-0,0	1,7	0,8
LI d'accord (%)	-14,5	-8,1	-7,2	-3,1	-7,8	-12,9
LS d'accord (%)	19,2	12,3	4,4	3,1	11,2	14,4
IC de l'OO	-0,06 à 0,06	-0,04 à 0,27	-0,39 à 0,05	-0,31 à 0,08	-0,07 à 0,06	-0,34 à 0,015
IC de la pente	0,86 à 1,16	0,87 à 1,04	0,96 à 1,11	0,97 à 1,06	0,85 à 1,19	0,93 à 2,57
Linéarité	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1
Sujet n°3						
NB = 18						
Biais(%)	-5	-0,8	0,7	0,1	-1,3	-3,2
LI d'accord (%)	-21,7	-9,9	-4,2	-3,9	-9,1	-18,9
LS d'accord (%)	11,7	8,3	5,5	4,2	6,4	12,4
IC de l'OO	0,091 à 0,282	-1,97 à 0,59	-1,26 à 0,68	-2,06 à 1,41	-0,20 à 0,13	-0,03 à 0,13
IC de la pente	0,406 à 0,750	0,69 à 2	0,8 à 1,4	0,72 to 1,40	0,64 à 1,52	0,45 à 1,08
Linéarité	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1
Sujet n°4						
NB = 14						
Biais (%)	-10,6	1,9	-1,8	-0,2	1,7	-12,1
LI d'accord (%)	-19	-10,9	-10,6	-6,4	-8,6	-27
LS d'accord (%)	-2,2	14,7	7	6,1	11,9	2,8
IC de l'OO	-0,01 à 0,07	-2,18 à 0,36	-1,19 à 0,62	-1,99 à 1,15	-0,47 à -0,003	-0,04 à 0,06
IC de la pente	0,74 à 1,13	0,90 à 1,75	0,83 à 1,28	0,82 à 1,27	1,04 à 2,15	0,50 à 1,14
Linéarité	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1
Sujet n°5						
NB = 18						
Biais (%)	-1,6	-7,8	1,8	-0,4	-7,5	6,7
LI d'accord (%)	-8,9	-64,3	-31,9	-15,9	-68,4	-49,9
LS d'accord (%)	5,6	48,8	35,6	15	53,4	63,4
IC de l'OO	-0,19 à 0,04	-1,45 à 0,24	-1,87 à 0,02	-3,19 à 0,75	-2,02 à 0,01	-0,29 à 0,07
IC de la pente	0,92 à 1,27	0,87 à 1,59	1 à 1,64	0,85 à 1,60	0,95 à 5,51	0,74 à 2,02
Linéarité	p > 0,1	p > 0,1	p < 0,1	p < 0,1	p > 0,1	p > 0,1
Sujet n°6						
NB = 16						
Biais (%)	0,7	-14,7	-3	0,2	5,3	-0,7
LI d'accord (%)	-16,1	5,3	-13,7	-8	-11,8	-22,3
LS d'accord (%)	17,4	25,3	7,8	8,4	22,4	21
IC de l'OO	-0,12 à 0,05	-2,56 à 0,35	-0,57 à 0,71	-0,32 à 1,88	-1,50 à -0,10	-0,32 à 0,02
IC de la pente	0,76 à 1,57	0,83 à 2,57	0,76 à 1,13	0,65 à 1,06	1,34 à 5,66	0,74 à 3,50
Linéarité	p > 0,1	p > 0,1	p > 0,1	p < 0,1	p > 0,1	p > 0,1

TAB. 2.1 – Analyse de Bland & Altman et de Passing & Bablok entre les paramètres ventilatoires du PNT et les paramètres ventilatoires du gilet Visuresp[®] (IC : intervalle de confiance à 95%, LI : limite inférieure, LS : limite supérieure, NB : nombre de cycles, OO : ordonnée à l'origine).

2.4.5 Validation de l'utilisation de la PRI

Nos résultats montrent que les valeurs d'erreur obtenues par l'analyse de Bland & Altman se situent autour des 15%, ce qui est semble être un niveau d'accord satisfaisant pour une mesure indirecte des paramètres ventilatoires. En revanche, chez certains sujets, on observe des limites d'accord élevées pour les paramètres suivants : T_I , T_E , T_{TOT} , V_T/T_I , T_I/T_{TOT} . Ceci peut s'expliquer par une erreur lors de la détection des passages par zéro ascendant et descendant du débit ventilatoire mesuré par la PRI. Cette erreur serait induite par l'onde cardiogénique présente dans les signaux pléthysmographiques comme l'illustre la figure 2.4.5. De plus, la limite de concordance est un choix arbitraire qui dépend du cadre applicatif. Dans notre cas, c'est le protocole expérimental qui, par les variations imposées à la fréquence respiratoire au travers de T_{TOT} , confirmera ou non le niveau d'accord et la sensibilité de la mesure des paramètres ventilatoires. La régression de Passing-Bablok confirme l'ensemble des résultats. Par conséquent, nous avons choisi d'utiliser le débit reconstitué à l'aide de la PRI en lieu et place du débit mesuré au PNT.

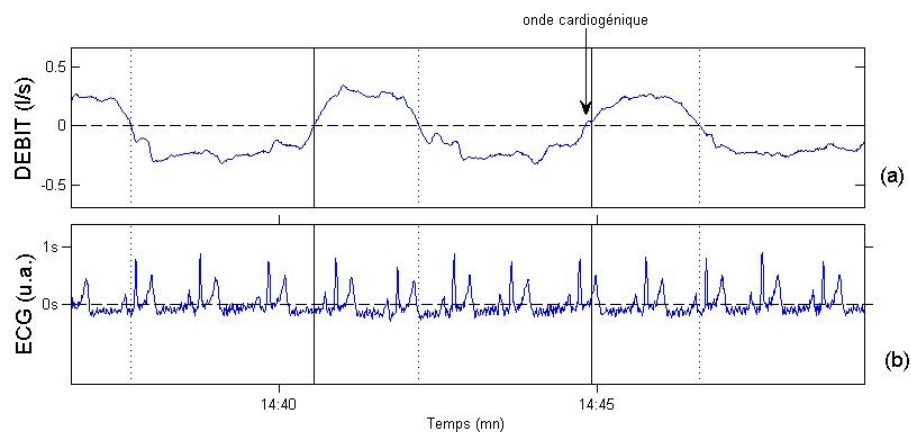


FIG. 2.7 – Exemple d'une onde cardiogénique qui affecte la détection du passage par zéro ascendant du débit. (a) : Signal de débit obtenu au moyen de la PRI. (b) Signal ECG. (-) : passage par zéro du débit ascendant. (..) : Passage par zéro du débit descendant.

2.5 Outils d'analyse des signaux EMGs respiratoires

Le travail sur les signaux EMGs se place à deux niveaux. La mesure de surface nécessite une étape de filtrage avant toute étape de détection d'évènements. Les techniques de filtrage proposées ici s'appuient sur des méthodes décrites dans la littérature. Elles concernent l'élimination de l'artefact cardiaque et de l'interférence 50 Hz. Nous avons choisi de mener l'étape de détection d'évènements sous supervision. La logique, ici, est de dissocier l'analyse de la présence d'une information physiologique dans le délai mesuré, de l'élaboration d'une méthode d'extraction automatisée. Ce dernier aspect s'appuiera sur les résultats de l'expertise. L'outil de décision finale utilisé après la phase de filtrage fera l'objet d'un travail futur.

2.5.1 Cahier des charges

Aux vues des contraintes imposées dans le paragraphe 1.3.1 (mesure non-invasive, position allongée du sujet, utilisation de deux indicateurs, non utilisation du signal débit, normocapnie) et des résultats de l'interchangeabilité entre le pneumotachographe et la PRI (valeur de T_I erronée à cause des ondes cardiogéniques), notre traitement a comme objectifs :

- de réduire le niveau des bruits physiologiques et instrumentaux ;
- de permettre la mesure de délais de l'ordre de 100 ms [Strohl 80] ;
- de ne pas utiliser le passage par zéro du débit (calculé sur une mesure par PRI) comme indicateur ;
- d'effectuer un marquage des évènements afin de ne proposer à l'expert que ceux susceptibles de représenter une activation musculaire d'intérêt.

Le rôle de l'expert est donc :

- d'effectuer la décision finale concernant le choix des évènements ;
- d'éliminer les cycles respiratoires présentant des informations non physiologiques, comme discuté dans la suite de ce chapitre.

2.5.2 Filtrage de l'artefact ECG

Le problème d'une mesure de surface de l'EMG diaphragmatique est la présence de l'artefact ECG. L'élimination de cet artefact par un simple filtrage n'est pas une solution envisageable puisque les spectres des signaux EMGs et ECG se superposent pour une certaine gamme de fréquence (20-40Hz). Nous avons choisi une méthode de filtrage adaptatif développée par Deng [Deng 00] qui nécessite la mesure de surface d'un signal référence ECG. Cette méthode repose sur la parfaite synchronisation du signal ECG de référence avec l'ECG contenu dans l'EMG diaphragmatique. Nous avons apporté quelques modifications à cette méthode. Le filtrage se décompose donc en trois étapes essentielles :

- la synchronisation entre les deux signaux par détection de l'onde QRS,
- la construction de l'onde moyenne du QRS,
- le filtrage par gain adaptatif.

2.5.2.1 Détection de l'onde QRS dans le signal ECG de référence

La détection de l'onde QRS à partir du signal ECG de référence dans la méthode de filtrage proposée par Deng [Deng 00] n'a pas été décrite. Nous proposons donc ici une solution basée sur le calcul du barycentre (centre de gravité) du complexe QRS. La première étape consiste à repérer les zones contenant les complexes QRS par un simple seuillage, le barycentre est alors calculé pour chaque zone. A partir

de la position du barycentre, le début du complexe est détecté. C'est cette position qui permettra alors de calculer l'onde moyenne des complexes QRS contenus dans le signal EMG. Les paramètres ont été choisis de manière empirique pour des sujets sains.

Etape 1 : détection des complexes QRS

$$R_k = \inf_n \{n > R_{k-1} + I_{QRS} : ECG(t) > h\} \text{ avec } 1 < k < N_{QRS} \quad (2.1)$$

avec R_{k-1} la position du QRS précédent, $R_0 = 1$, N_{QRS} le nombre de complexes QRS contenu dans le signal ECG, $h = 0,7 \times \max(ECG)$, et l'intervalle entre deux QRS $I_{QRS} = 150$ ms.

Etape 2 : calcul des barycentres des complexes QRS

$$B_k = \frac{\sum_{i=0}^{T_B-1} (R_k + i) |ecg(R_k + i)|}{\sum_{i=0}^{T_B-1} |ecg(R_k + i)|} \text{ avec } 1 < k < N_{QRS} \quad (2.2)$$

où $T_B = 15$ ms.

Etape 3 : position du début des complexes QRS

$$D_k = B_k - T_{min} \text{ avec } 1 < k < N_{QRS} \quad (2.3)$$

où $T_{min} = 90$ ms.

2.5.2.2 Construction de l'onde moyenne du QRS

Modèle de l'onde QRS par moyenne non récursive

$$\overline{QRS}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N QRS_k(t) \text{ avec } D_k < t < D_k + T_{QRS} \quad (2.4)$$

où le nombre de QRS $N = 20$ et la taille du QRS $T_{QRS} = 170$ ms .

Modèle de l'onde QRS par moyenne récursive

$$\overline{QRS}(t) = g \times QRS_{k-1}(t) + (1 - g) \times QRS_k(t) \text{ avec } D_k < t < D_k + T_{QRS} \quad (2.5)$$

où $g = 0,7$ et $T_{QRS} = 170$ ms.

2.5.2.3 Filtrage par gain adaptatif

Le signal artificiel est ensuite construit en utilisant l'onde moyenne obtenue par les méthodes précédentes. Le signal artificiel, ainsi construit, ne reflète pas les petites variations d'amplitude qui existent dans les complexes QRS du signal réel. En utilisant le signal artificiel tel quel, on observerait des résidus d'ECG dans le signal EMG_{DI} . Pour réduire ce problème, un gain adaptatif a été introduit et permet de réduire la différence entre le complexe QRS du signal artificiel et celui contenu dans l' EMG_{DI} . Le signal EMG_{DI} "propre" est donc obtenu comme suit :

$$EMG_{DI_p}(t) = EMG_{DI}(t) - \sum_{i=1}^{N_{QRS}} a_i \times \overline{QRS}(t) \quad (2.6)$$

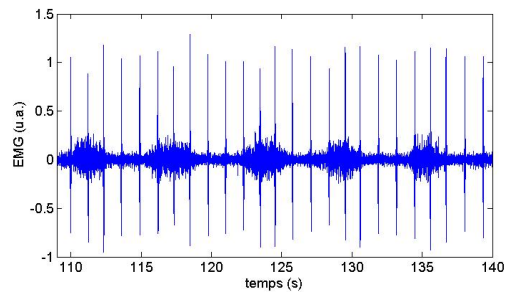
où $a_{i+1} = a_i + \mu \times \overline{QRS} \times (EMG_{DI}(t) - EMG_{DI_p}(t))$

avec $a_0 = 0,9$. Les valeurs du gain a_i ont été bloquées entre $[0,75; 1,4]$ pour éviter

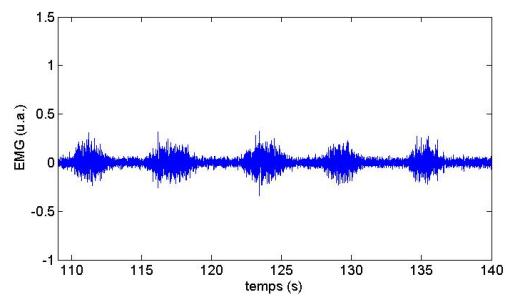
les instabilités locales. Le pas d'adaptation μ a été fixé à 1,4.

2.5.2.4 Exemple de filtrage

L'élimination de l'artefact ECG est illustrée par les figures 2.8(a) et 2.8(b).



(a)



(b)

FIG. 2.8 – Filtrage de l'artefact ECG sur l'EMG_{DI}. (a) EMG_{DI} avec l'artefact ECG. (b) EMG filtré.

2.5.3 Filtrage du 50 Hz

L'un des soucis rencontré lors des enregistrements, quel que soit l'environnement (clinique ou en laboratoire), est la présence de 50 Hz sur les signaux.

2.5.3.1 Principe

L'idée de base est d'opérer une soustraction en combinant le signal bruité avec une source de bruit semblable mais décorrélée vis à vis du signal. Cependant il est très fréquent que l'on ne dispose pas d'une source de bruit adéquate. Une solution, due à Widrow [Widrow 75], consiste à utiliser le même signal sur les deux entrées, mais en introduisant un retard sur l'entrée dite de référence, suffisant pour que les composantes du signal utile soient décorrélées, tandis que les composantes du 50Hz du fait de sa nature périodique resteront corrélées (c.f. figure 2.9(a)). Cependant une analyse spectrale du signal obtenu à partir de cette méthode montre que le 50 Hz est parfaitement éliminé, mais qu'il y a aussi une partie du signal utile qui est perdue. Hubin et Bahoura [Bahoura 97] ont alors proposé une solution basée sur celle de Widrow, qui combine deux filtres adaptatifs avec un filtre linéaire à coefficients constants (c.f. figure 2.9(b)). L'idée fondamentale consiste à réaliser un premier étage semblable au cas précédent dans le but d'extraire l'interférence 50Hz via un filtre passe bande centré sur le 50Hz et de l'utiliser ensuite comme entrée de référence du second étage. L'analyse spectrale du signal filtré par cette solution montre l'amélioration spectaculaire obtenue (c.f. figure 2.10(g)).

2.5.3.2 Exemple de filtrage

Les figures 2.10(a) à 2.10(g) illustrent les performances du filtrage par la méthode de Hubin et coll..

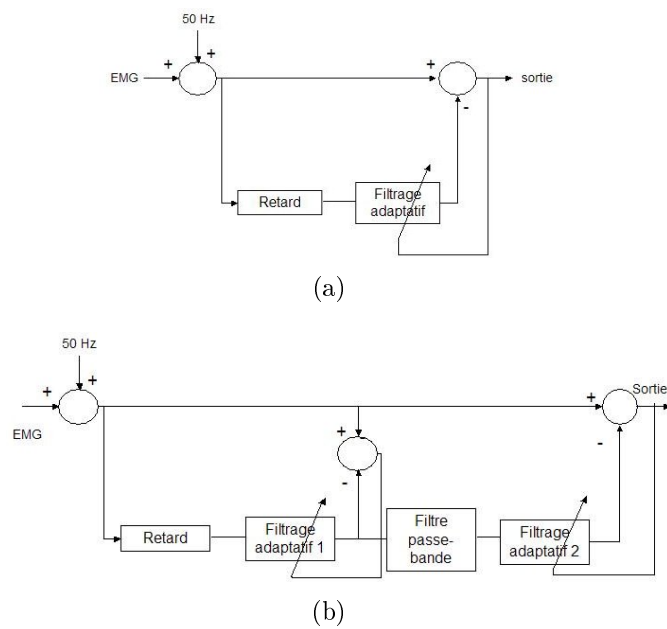


FIG. 2.9 – Principe de filtrage du 50 Hz. (a) : Méthode de Widrow. (b) : Méthode de Hubin et coll.

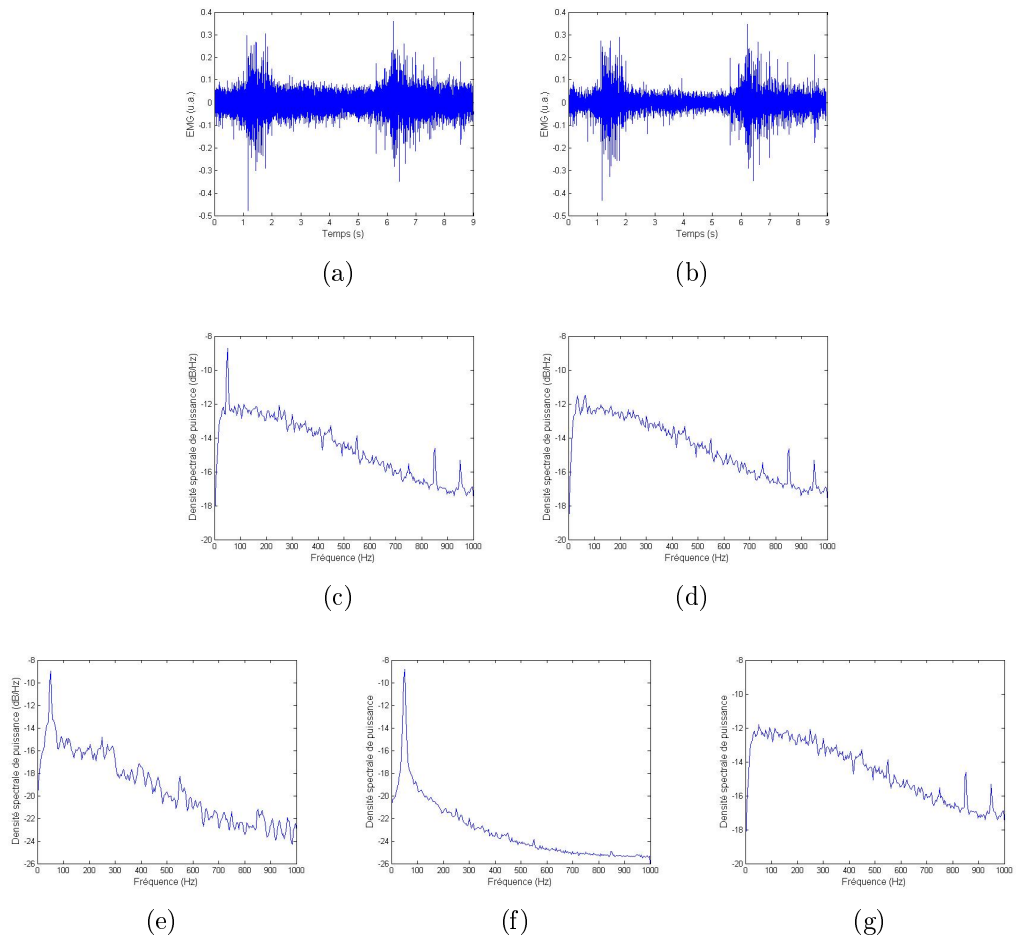


FIG. 2.10 – Exemple de filtrage du 50 Hz sur un EMG_{AN} . (a) Signal à filtrer. (b) Signal filtré (c) Spectre du signal à filtrer. (d) Spectre du signal après le premier étage de filtrage. (e) Spectre du bruit après le premier étage de filtrage. (f) Spectre du bruit après le deuxième étage de filtrage. (g) Spectre du signal après le deuxième étage de filtrage.

2.5.4 Détecteur d'évènements

L'objectif ici est de développer des détecteurs d'évènements dans un signal EMG de surface. Les évènements à détecter correspondent à l'activation et à la fin de l'activation des muscles respiratoires ("bouffées"). Ce type d'évènements se matérialise par des ruptures d'énergie dans le signal EMG. Ces détecteurs reposent sur un principe de base : la notion classique de sommes cumulées. Celles-ci sont calculées localement autour de l'instant courant t en utilisant des fenêtres d'analyse mobiles, situées de part et d'autre de l'instant courant (méthode DSC : Dynamic Cumulative Sum) [Khalil 00, Al-Assaf 06].

2.5.4.1 Somme cumulative dynamique

La méthode du DCS permet de détecter des changements dynamiques d'énergie dans un signal qu'on considère stationnaire par morceaux. Le principe est basé sur la somme cumulative locale calculée entre deux hypothèses locales ($H_a; H_b$) estimées autour du temps t , et définies en utilisant deux fenêtres identiques de longueur N avant et après t :

$$H_b^t : X_i; i = \{t - N, \dots, t - 1\} \text{ suit une loi de densité de probabilité } f_b^t \quad (2.7)$$

$$H_a^t : X_i; i = \{t - N, \dots, t - 1\} \text{ suit une loi de densité de probabilité } f_a^t \quad (2.8)$$

La somme cumulée, calculée depuis l'instant de changement précédent t_{p-1} jusqu'à l'instant courant t , prend la forme suivante :

$$DSC_i(H_a^t, H_b^t) = \sum_{j=t_{p-1}}^t \log \frac{f_a^j(X_j)}{f_b^j(X_j)} \quad (2.9)$$

avec $t_0 = 1$. Cette somme cumulée correspond aux variations montantes d'énergie. Plus précisément, dans notre cas, elle va caractériser le début de l'inspiration (DSC_i). Nous voulons aussi détecter les fins d'inspiration (DSC_e), le DCS est donc modifié de la façon suivante afin de détecter les variations descendantes d'énergie :

$$DSC_e(H_a^t, H_b^t) = \sum_{j=t_{p-1}}^t \log \frac{f_b^j(X_j)}{f_a^j(X_j)} \quad (2.10)$$

2.5.4.2 Détecteur d'activité sur l'EMG des ailes du nez

Fonction de détection : la fonction de détection est dérivée de façon classique de l'expression de la somme cumulée par :

$$g(t) = \max_{t_{p-1} \leq j \leq t} [DSC(H_a^j, H_b^j)] - DSC(H_a^t, H_b^t) \quad (2.11)$$

le p -ième instant de changement est finalement obtenu comme la position du dernier point nul de $g(t)$ avant le franchissement d'un seuil qui est réglé de manière empirique :

$$t_p = \inf \{n > t_{p-1} : g(t) > h\} \quad (2.12)$$

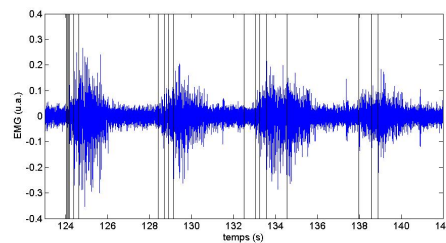
Réglage des paramètres : les valeurs utilisées sont les suivantes :

- $N = 50$ ms
- $h = 100$

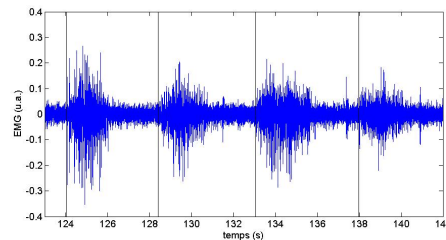
Le seuil a été choisi de manière empirique par une procédure d'essais en traçant la fonction g de signaux enregistrés sur différents sujets. Cette fonction a permis de déterminer un ordre de grandeur du seuil à appliquer. Une variation du seuil de $+/- 10\%$ ne modifie pas les détections obtenues. En revanche, nous avons choisi une taille de fenêtre qui permet de réduire le taux des fausses alarmes et de mettre en évidence des délais de l'ordre de 100 ms. Ce choix répond au cahier des charges fixé.

Les valeurs de la fenêtre d'analyse et du seuil sont identiques pour la détection du début d'inspiration et pour celle de la fin d'inspiration.

Exemple de détections sur l'EMG des ailes du nez : sur la figure 2.11(a), les lignes noires représentent les détections proposées par le détecteur. Parmi ces lignes, l'expert choisit celle qui lui semble correspondre le mieux au début d'activité inspiratoire (c.f. figure 2.11(b)).



(a)



(b)

FIG. 2.11 – Détection du début de l'activité inspiratoire sur l'EMG_{AN}. (a) Détections proposées par le détecteur. (b) Choix de la détection par l'expert.

2.5.4.3 Détecteur d'activité sur l'EMG du diaphragme

Les formes des "bouffées" des signaux EMG_{AN} et EMG_{DI} sont différentes : l'augmentation de la pente de l'activité inspiratoire est plus rapide pour l' EMG_{AN} que pour l' EMG_{DI} . Il a donc été nécessaire de développer des détecteurs spécifiques à chaque EMG. Afin d'anticiper sur la phase d'automatisation des méthodes de détection, nous avons implémenté un détecteur de ruptures sur l' EMG_{DI} reposant sur un principe de double fenêtrage. Les variations d'énergie vont d'abord être observées sur une fenêtre N_1 qui va permettre de délimiter les zones de début des cycles inspiratoires ("bouffées") et donc d'éviter les fausses alarmes dues à un artefact dans une zone hors d'intérêt. Un deuxième détecteur, dont la fenêtre d'analyse N_2 est plus petite, va permettre de détecter avec plus de précision, dans les zones définies par le premier détecteur, les événements susceptibles de représenter une activation musculaire inspiratoire et de les proposer à l'expert. Enfin, les variations d'énergie sont plus lentes lors du début d'inspiration que celles lors de la fin d'inspiration. Les deux détecteurs de chaque phase ont donc été implémentés de manière différente afin de tenir compte de cette caractéristique sur la variation d'énergie.

Fonction de détection montante : on définit la fonction de détection des variations d'énergie montante de la manière suivante :

$$g_i(t) = DSC_i(H_a^t, H_b^t) - DSC_i(H_a^{t-1}, H_b^{t-1}) \quad (2.13)$$

Tant que les variations d'énergie descendante ne dépassent pas le seuil fixé h , la variation d'énergie globale est considérée comme montante. Le p -ième instant de

changement est donc déterminé en imposant les conditions suivantes :

$$\text{Si } g_i(t) \geq 0 \begin{cases} \text{alors } j_a = j_a + 1 \\ \text{sinon } j_d = j_d + 1 \end{cases}$$

$$\text{Si } |g_i(t - j_d) - g_i(t)| < h \begin{cases} \text{alors } j_a = j_a + 1 \\ \text{sinon } \begin{cases} j_a = 0 \\ j_d = 0 \end{cases} \end{cases} \quad (2.14)$$

$$t_p = \{t - j_a > t_{p-1} : g_i(t) - g_i(t - j_a) > h_i\}$$

où j_a est le compteur de pas d'incrémentaion lorsque la variation d'énergie est montante, j_d est le compteur de pas d'incrémentaion lorsque la variation d'énergie est descendante.

Fonction de détection descendante : la fonction de détection des variations d'énergie descendante est définie comme suit :

$$g_e(t) = DSC_e(H_a^t, H_b^t) - DSC_e(H_a^{t-1}, H_b^{t-1}) \quad (2.15)$$

Le p -ième instant de changement est obtenu lorsque la variation d'énergie dépasse le seuil donné :

$$t_p = \{t - j > t_{p-1} : g_e(t - j) - g_e(t) > h_e\} \quad (2.16)$$

$$\text{où } j = \begin{cases} j + 1 \text{ si } g_e(t) < 0 \\ 0 \text{ sinon} \end{cases}$$

Réglage des paramètres : les valeurs utilisées sont données dans le tableau 2.2. Les seuils ont aussi été choisis ici de manière empirique par une procédure d'essais en traçant la fonction g . Cette fonction a permis de déterminer un ordre de grandeur des seuils à appliquer. Une variation des seuils de $+/- 10\%$ ne modifie pas les détections obtenues. La fenêtre N_1 a été choisie en fonction du temps inspiratoire qui est de l'ordre de 2 s en ventilation spontanée. Pour le choix de la taille de la fenêtre N_2 , nous avons fait un compromis entre la réduction des fausses alarmes liées aux artefacts et la résolution temporelle nécessaire à la mesure précise du délai qui est de l'ordre de 90 ms [Strohl 80].

	Détecteur 1	Détecteur 2
N_1	500 ms	/
N_2	/	100 ms
h_i	300	80
h_e	400	80

TAB. 2.2 – Paramètres des deux détecteurs.

Exemple de détections sur l'EMG diaphragmatique : les figures 2.12(a) à 2.12(d) montrent les différentes étapes de la détection sur l'EMG_{DI}.

2.5.4.4 Critères de choix de l'expert

Les détecteurs décrits précédemment sont semi-automatiques et n'intègrent pas, à ce stade, de critère décisionnel final. Un expert a donc décidé du choix des détections qui correspondent aux activations musculaires inspiratoires. Dans cette première version de l'outil, un certain nombre de décisions complémentaires est également dédié à l'expert. Ce dernier décide du rejet des cycles respiratoires qui renvoient une information non cohérente. Le modèle physiologique de la relation temporelle entre le début d'activité des ailes du nez et le début d'activité du diaphragme indique

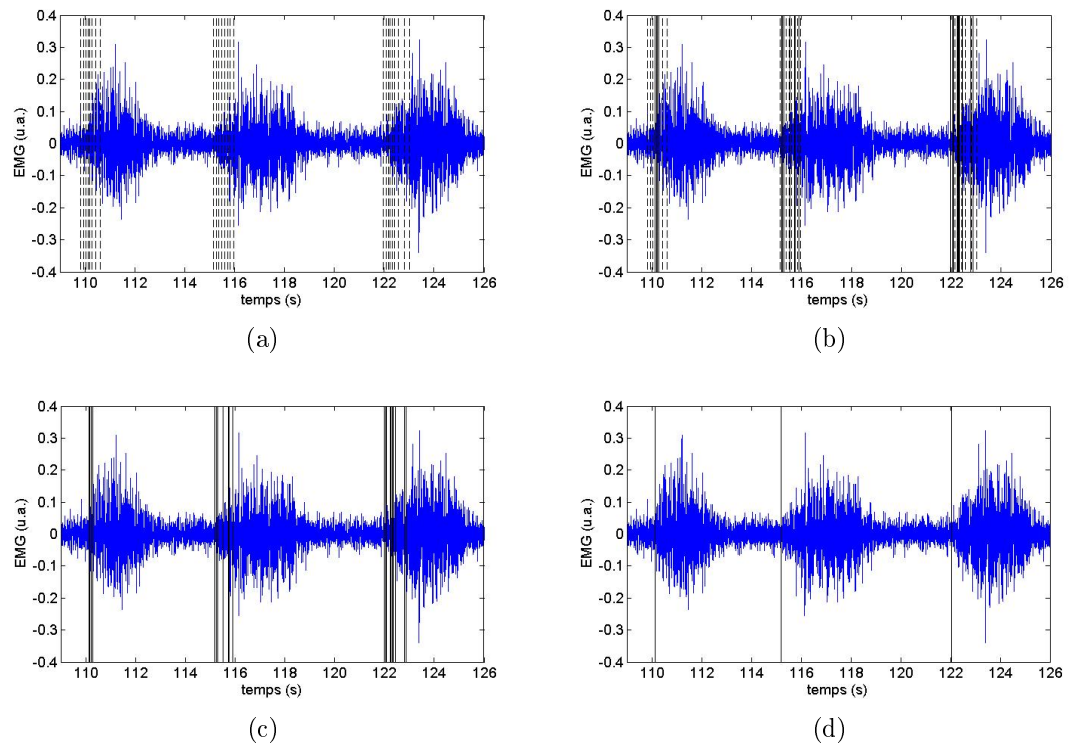


FIG. 2.12 – Détection du début de l'activité inspiratoire sur l'EMG_{DI}. (a) Détections de la zone inspiratoire avec la fenêtre N_1 . (b) (- -) Détections avec la fenêtre N_1 . (-) Détections avec la fenêtre N_2 . (c) Détections du début de l'activité inspiratoire avec la fenêtre N_2 . (d) Choix de la détection par l'expert.

que le délai mesuré est toujours positif (précession de l'activation des ailes du nez c.f. 1.1.3.3). Les cycles dont le délai est négatif sont jugés non cohérents d'un point de vue physiologique (cycles entachés d'une activité musculaire tonique qui masque l'événement phasique utile). De plus, dans certains cas, la réduction des bruits par les méthodes de filtrage précédemment décrites n'est pas optimale. En résumé, les cycles avec les caractéristiques suivantes ont donc été exclus par l'expert :

- des résidus d'ECG trop importants ;
- un délai d'activation négatif ;
- une non détection d'activation inspiratoire.

2.6 Procédures expérimentales

La ventilation des sujets a été enregistrée alors qu'ils étaient confortablement installés en position semi-couchée. Pendant toutes les expériences, les sujets portaient le gilet Visuresp[®], des électrodes et des lunettes à oxygène. Les enregistrements ont été réalisés dans cinq conditions expérimentales. Entre chaque expérience, des instructions étaient données sur le mode de ventilation à suivre. Un temps de récupération de deux minutes a été accordée au sujet qui pouvait respirer de manière libre après chaque expérience. Dans tous les cas, il était demandé au sujet de respirer par le nez et non par la bouche afin de pouvoir mesurer avec précision la fraction de CO₂ dans l'air expiré à l'aide des lunettes à oxygène. Il a été aussi demandé aux sujets de signaler tout désagrément lié aux conditions de ventilation ; ce qui ne s'est jamais produit.

2.6.1 Ventilation de repos normocapnique avec le masque facial

Pour ce premier enregistrement, les sujets portaient un masque facial et ventilaient à travers celui-ci permettant ainsi la connexion au pneumotachographe et l'enregistrement du débit ventilatoire. Il a été demandé aux sujets de ventiler de manière spontanée pendant deux minutes.

Remarque : pour cette expérience, le signal EMG_{DI} a été mesuré seulement chez les sujets n°1, 3, 4 et 6 (les électrodes pour mesurer le signal EMG_{DI} chez les sujets n°2 et 5 ont été placées après cette étape du protocole sans raison particulière).

2.6.2 Ventilation de repos normocapnique sans le masque facial : control

Pendant trois minutes, les sujets devaient ventiler à nouveau de manière spontanée sans le masque facial, afin de déterminer leur fréquence respiratoire (FR) moyenne et leur $FeCO_2$ moyenne.

2.6.3 Ventilation normocapnique avec une fréquence respiratoire imposée : BF=spont

Les sujets respiraient en ventilation de repos normocapnique pendant une minute. Ensuite, ils devaient conserver une ventilation de repos normocapnique tout en suivant la fréquence imposée par un stimulus sonore pendant trois minutes. Ce stimulus sonore indiquait le début de l'inspiration et était réglé à la fréquence respiratoire moyenne du sujet.

2.6.4 Ventilation normocapnique avec une fréquence respiratoire imposée diminuée : $BF=-25\%$

Le sujet ventilait avec une fréquence respiratoire imposée par le stimulus sonore qui était diminuée de 25% de sa fréquence respiratoire moyenne pendant trois minutes.

2.6.5 Ventilation normocapnique avec une fréquence respiratoire imposée augmentée : $BF=+25\%$

Le sujet ventilait avec une fréquence respiratoire imposée par le stimulus sonore qui était augmentée de 25% de sa fréquence respiratoire moyenne pendant trois minutes. Des indications étaient données au sujet afin de rester en condition de normocapnie.

Remarque : le protocole n'a pas été appliqué au sujet n°1 pour la situation $BF=spont$ et au sujet n°2 pour la situation $BF=-25\%$. Ceci est dû à un mauvais réglage du stimulus sonore.

2.7 Analyse cycle à cycle de la ventilation

Un ensemble de programmes développés dans le logiciel Matlab[®] 7.1 a permis à partir des signaux thorax et abdomen de reconstruire les signaux de débit et de volume courant pour chaque expérience [Eberhard 01]. Les signaux thorax et abdomen ont tout d'abord été sous échantillonnés à 40 Hz. Afin d'obtenir le volume approché (V_{PRI}), une comparaison par la méthode des moindres carrés a été faite

entre l'intégrale du signal débit (\dot{V}_{PNT}) mesuré par le pneumotachographe et une combinaison des signaux thorax et abdomen. Le signal volume est ensuite dérivé puis filtré pour fournir un signal débit (\dot{V}_{PRI}). La combinaison des coefficients et le filtre ainsi obtenus pour un sujet donné sont réutilisés lors de chaque expérience. A partir de ces signaux, ont été calculés pour chaque cycle ventilatoire : la période du cycle ventilatoire (T_{TOT}), la durée de l'inspiration (T_{I}), la durée de l'expiration (T_{E}), la fraction inspiratoire de la période ($T_{\text{I}}/T_{\text{TOT}}$), l'amplitude du volume courant (V_{T}) et le débit inspiratoire moyen ($V_{\text{T}}/T_{\text{I}}$).

La détection du début et de la fin d'inspiration, faite sur les différents EMGs grâce aux outils décrits dans le chapitre précédent, a permis de calculer pour chaque cycle ventilatoire le temps de préactivation des ailes du nez ($DI_{\text{on}}-AN_{\text{on}}$), l'aire de l'EMG des ailes du nez entre le début et fin d'inspiration ($\text{aireEMG}_{\text{AN}}$), l'aire de l'EMG du diaphragme entre le début et fin d'inspiration ($\text{aireEMG}_{\text{DI}}$), le délai entre le début de l'activité inspiratoire du diaphragme et le passage par zéro ascendant du débit ($\dot{V}_{\text{PNTon}}-DI_{\text{on}}$) et le délai entre la fin de l'activité inspiratoire du diaphragme et le passage par zéro descendant du débit ($\dot{V}_{\text{PNToff}}-DI_{\text{off}}$) (c.f. figure 2.13).

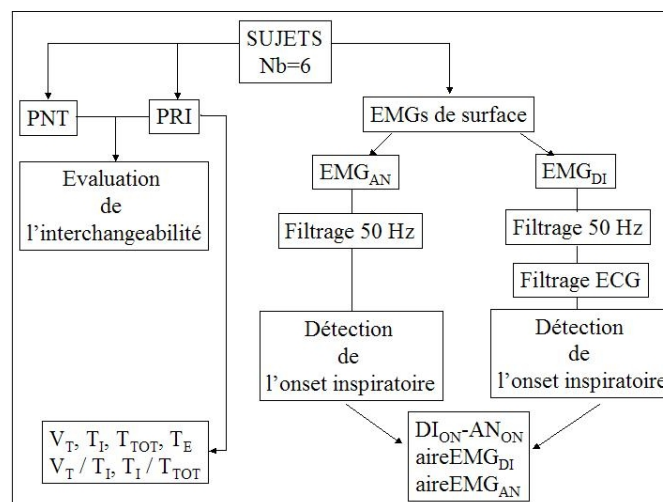


FIG. 2.13 – Graphique récapitulatif des enregistrements et des paramètres mesurés.

2.8 Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée à l'aide du logiciel SPSS® 6.1.3 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). La distribution des valeurs des résultats n'étant pas normale (c.f. figure 2.14), nous avons utilisé des tests non paramétriques. Les résultats obtenus ont été exprimés sous forme de moyenne ou sous forme de médiane. La corrélation entre V_T et l'aire de l' EMG_{DI} , entre l'aire de l' EMG_{AN} et l'aire de l' EMG_{DI} , entre V_T et $DI_{on}-AN_{on}$ et entre V_T/T_I et $DI_{on}-AN_{on}$ a été vérifiée en calculant le coefficient τ de Kendall. Afin de réaliser une analyse statistique pour mesures répétées, les données manquantes ont été supprimées. Selon le cas, un test de comparaison entre cycles ou un test de comparaison des médianes ont été réalisés. Pour cette comparaison deux à deux, le test de rang de Wilcoxon a été utilisé. Il existe une différence significative lorsque $p < 0,05$.

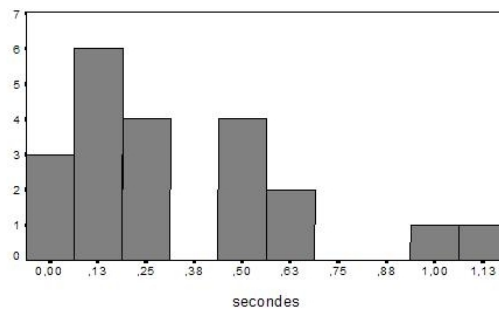


FIG. 2.14 – Exemple d'une distribution de $DI_{on}-AN_{on}$ (sujet n°6, BF=+25%).

Chapitre 3

Résultats et Discussion

3.1 Résultats instrumentaux

3.1.1 Evaluation de la détection des cycles

3.1.1.1 Nombre de cycles détectés

Au total, 1131 cycles ont été analysés. Sur ces cycles, 693 (soit 61%) ont été pris en compte pour l'analyse physiologique. Les cycles avec $DI_{on}-AN_{on}$ négatif ont donc été supprimés, cela représente 16% des cas. Les autres cycles non utilisés sont dus à une non détection du début d'activité inspiratoire sur l' EMG_{AN} dans 15% des cas et une non détection du début d'activité inspiratoire sur l' EMG_{DI} dans 7% des cas. Les différents pourcentages sont présentés dans les tableaux 3.1 à 3.5. Les cycles

enregistrés après le stimulus sonore n'ont pas été comptabilisés.

Rappel : le protocole n'a pas été appliqué au sujet n°1 pour la situation BF=spont et au sujet n°2 pour la situation BF=-25%. Ceci est dû à un mauvais réglage du stimulus sonore.

	Control _{PNT}	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	18	50	111	/	71
Sujet n°2	28	66	/	36	36
Sujet n°3	23	69	38	27	31
Sujet n°4	16	116	22	18	26
Sujet n°5	21	164	33	25	32
Sujet n°6	18	97	20	22	21
Total	106	562	224	128	217

TAB. 3.1 – Nombre total de cycles enregistrés.

	Control _{PNT}	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	89%	70%	77%	/	66%
Sujet n°2	/	50%	/	83%	50%
Sujet n°3	87%	80%	53%	70%	87%
Sujet n°4	100%	26%	54%	67%	73%
Sujet n°5	/	40%	61%	44%	66%
Sujet n°6	100%	77%	85%	91%	100%
Total	93%	52%	69%	73%	71%

TAB. 3.2 – Pourcentage de cycles utilisés pour l'analyse par rapport au nombre total de cycles.

3.1.1.2 Choix de la détection par l'expert

Le tableau 3.6 présente le choix de la détection du début d'inspiration par l'expert pour l'EMG_{DI}. L'expert choisit dans 55% des cas la première détection proposée par le détecteur semi-automatique de l'EMG_{DI}. Dans le cas où la règle de décision pour l'automatisation complète du détecteur est de choisir la première détection comme indicateur du début de l'inspiration, l'erreur faite serait en moyenne de 80 ms pour l'EMG_{DI}. Les résultats sont présentés dans le tableau 3.7.

	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	8%	10%	/	24%
Sujet n°2	23%	/	16%	11%
Sujet n°3	4%	39%	15%	13%
Sujet n°4	54%	45%	28%	15%
Sujet n°5	5%	0%	4%	6%
Sujet n°6	2%	15%	9%	0%
Total	17%	17%	14%	14%

TAB. 3.3 – Pourcentage de DI_{on} - AN_{on} négatifs par rapport au nombre total de cycles.

	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	6%	12%	/	5%
Sujet n°2	11%	/	0%	19%
Sujet n°3	14%	8%	15%	0%
Sujet n°4	13%	0%	5%	11%
Sujet n°5	38%	40%	32%	9%
Sujet n°6	11%	0%	0%	0%
Total	20%	13%	11%	8%

TAB. 3.4 – Pourcentage de non détection sur l' EMG_{AN} par rapport au nombre total de cycles.

	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	16%	0,9%	/	4%
Sujet n°2	17%	/	0%	19%
Sujet n°3	1%	0%	0%	0%
Sujet n°4	7%	0%	0%	0%
Sujet n°5	16%	0%	8%	0%
Sujet n°6	9%	0%	0%	0%
Total	11%	1%	2%	7%

TAB. 3.5 – Pourcentage de non détection sur l' EMG_{DI} par rapport au nombre total de cycles.

	Détection n°1	Détection n°2	Détection n°3	Détection > 3
Sujet n°1	62%	14%	10%	14%
Sujet n°2	67%	33%	0%	0%
Sujet n°3	36%	28%	23%	13%
Sujet n°4	56%	33%	11%	0%
Sujet n°5	89%	2%	7%	2%
Sujet n°6	33%	29%	17%	21%
Total	55%	20%	14%	11%

TAB. 3.6 – Pourcentage du choix de la position de la détection sur l'EMG_{DI} par l'expert sur les cycles en situation de ventilation de repos (control).

	Erreur moyenne EMG _{DI} (ms)
Sujet n°1	82
Sujet n°2	43
Sujet n°3	76
Sujet n°4	71
Sujet n°5	24
Sujet n°6	178
Total	80

TAB. 3.7 – Erreur moyenne de la première détection sur les cycles en situation de ventilation de repos (control).

3.1.2 Mesure sur les EMGs

3.1.2.1 Variation de l'aire des EMGs de surface

Lors de la ventilation de repos normocapnique (control), V_T et l'aire de l'EMG_{DI} sont significativement corrélés ($p < 0,001$) pour chaque sujet sauf pour le sujet n°2. L'aire de l'EMG_{AN} et l'aire de l'EMG_{DI} varient l'une par rapport à l'autre dans le même sens de manière significative pour chaque sujet sauf les sujets n°1 et n°2. Les résultats sont présentés dans le tableau 3.8.

	τ_1	τ_2
Sujet n°1	0,74 *	-0,06
Sujet n°2	0,19	0,07
Sujet n°3	0,54 *	0,20 *
Sujet n°4	0,30 *	0,36 *
Sujet n°5	0,49 *	0,29 *
Sujet n°6	0,47 *	0,45 *

TAB. 3.8 – Coefficient de corrélation des rangs : τ de Kendall. τ_1 : Corrélation entre V_T et aireEMG_{DI}. τ_2 : Corrélation entre aireEMG_{DI} et aireEMG_{AN}. (* : $p < 0,01$)

3.1.2.2 Précession de l'activité du diaphragme

Dans moins de 21% des cycles, le passage par zéro ascendant du débit précède le début l'activité inspiratoire du diaphragme. Dans les cas où l'activité électrique précède bien l'activité mécanique, cette précession a une valeur moyenne de 195 ms.

Remarque : la précession des ailes du nez n'a pas été étudiée ici puisque les mesures ont été faites avec le pneumotachographe.

Nombre de cycles	DI _{on} après \dot{V}_{PNTon} (nombre de cycles)	\dot{V}_{PNTon} -DI _{on} (ms)
70	15 (21%)	195

TAB. 3.9 – Précession de l'activité inspiratoire de l'EMG_{DI} sur le débit ventilatoire

3.2 Résultats physiologiques

3.2.1 Normocapnie

Tous les sujets gardent leur taux de CO₂ de fin d'expiration constant. Le tableau 3.10 présente la moyenne de la fraction de CO₂ dans l'air expiré pour chaque situation du protocole expérimental.

	CO ₂ (%)			
	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	/	5	5,2	5
Sujet n°2	4,9	5,1	4,9	5,2
Sujet n°3	5,5	5,4	5,6	5,5
Sujet n°4	4,7	4,5	4,8	4,7
Sujet n°5	3,8	3,5	3,9	3,4
Sujet n°6	4	4,3	3,8	3,8

TAB. 3.10 – Valeur moyenne de la fraction de CO₂ dans l'air expiré en ventilation de repos normocapnique (control), à BF=-25%, à BF=spont et à BF=+25%.

3.2.2 Fréquence respiratoire

Le tableau 3.11 donne la fréquence respiratoire de chaque sujet en ventilation de repos à partir de laquelle la fréquence respiratoire imposée a été calculée (c.f. tableau 3.12). Pour chaque sujet, T_{TOT} diminue significativement (p<0,05) lorsque la fréquence respiratoire imposée augmente. Inversement, il augmente significativement lorsque la fréquence respiratoire imposée diminue. Il n'y a pas de différence

significative entre la ventilation de repos (control) et BF=spont (c.f. tableau 3.13).

	Control (cycle/min)
Sujet n°1	13
Sujet n°2	11
Sujet n°3	13
Sujet n°4	13
Sujet n°5	12
Sujet n°6	14

TAB. 3.11 – Fréquence respiratoire moyenne en ventilation de repos normocapnique (control).

	Fréquence Respiratoire (cycle/min)			
	Control	BF=-25%	BF=spont	BF=+25%
Sujet n°1	/	10	/	15
Sujet n°2	/	/	10	13
Sujet n°3	/	10	13	16
Sujet n°4	/	10	13	16
Sujet n°5	/	10	13	16
Sujet n°6	/	10	13	16

TAB. 3.12 – Valeurs de la fréquence respiratoire imposée par le stimulus sonore.

	T_{TOT} (s)					
	Control vs BF=spont	Control vs BF=+25%	Control vs BF=-25%	BF=spont vs BF=+25%	BF=spont vs BF=-25%	BF=+25% vs BF=-25%
Sujet n°1	/	4,15 * > 4,04	4,55 * < 6,01	/	/	4,04 * < 6,13
Sujet n°2	5,43 < 5,96	5,92 * > 4,37	/	5,87 * > 4,37	/	/
Sujet n°3	4,5 < 4,61	4,5 * > 3,98	4,5 * < 6,02	4,61 * > 4,00	4,61 * < 6,01	3,98 * < 6,01
Sujet n°4	4,47 < 4,63	4,5 * > 3,78	4,47 * < 5,95	4,63 * > 3,78	4,62 * < 5,95	3,75 * < 5,95
Sujet n°5	4,9 * > 4,5	4,85 * > 3,62	4,85 * < 5,94	4,5 * > 3,63	4,5 * < 6,00	3,55 * < 5,94
Sujet n°6	4,33 < 4,62	4,35 * > 3,74	4,33 * < 6,01	4,57 * > 3,74	4,57 * < 6,01	3,73 * < 6,01

TAB. 3.13 – Comparaison de la période du cycle ventilatoire (T_{TOT}) entre control et BF=spont, control et BF=+25%, control et BF=-25%, BF=spont et BF=+25%, BF=spont et BF=-25%, BF=+25% et BF=-25% (valeurs médianes). * : différence significative ($p < 0,05$)

3.2.3 Influence de la variation de la fréquence respiratoire sur le temps de pré-activation des ailes du nez

Le tableau 3.14 permet une comparaison deux à deux des situations proposées dans le protocole. Pour 2 sujets, le temps de préactivation des ailes du nez augmente quand la fréquence respiratoire diminue. Chez un autre sujet, le phénomène inverse se produit. Pour un sujet, on observe une diminution du temps de préactivation des ailes du nez de $BF=-25\%$ à $BF=spont$ puis une augmentation de $BF=spont$ à $BF=+25\%$. Ces variations ne sont pas significatives (c.f. tableau 3.14). Il apparaît que seul le passage de la situation control à la situation $BF=spont$ induit une réaction homogène sur tous les sujets. On observe ici une diminution systématique du délai en situation $BF=spont$. L'observation de cette tendance n'est pas significative sujet par sujet aussi elle est complétée par une analyse de comparaison de médiane sur ces deux situations.

3.2.4 Influence du stimulus sonore sur les paramètres ventilatoires et le temps de préactivation des ailes du nez

On observe une diminution du temps de préactivation des ailes du nez, une augmentation du volume courant (V_T) et du débit inspiratoire moyen (V_T/T_I) lors de l'application du stimulus sonore (c.f. tableau 3.15). Ces tendances sont significatives lorsque l'on fait un test de comparaison sur les médianes (c.f. tableau 3.16).

	DI _{on} -AN _{on} (s)					
	Control vs BF=spont	Control vs BF=+25%	Control vs BF=-25%	BF=spont vs BF=+25%	BF=spont vs BF=-25%	BF=+25% vs BF=-25%
Sujet n°1	/	0,243 < 0,260	0,275 > 0,210	/	/	0,260 < 0,330
Sujet n°2	0,220 > 0,120	0,200 < 0,350	/	0,200 < 0,350	/	/
Sujet n°3	0,420 > 0,320	0,410 < 0,440	0,420 * > 0,110	0,320 * < 0,440	0,320 * > 0,125	0,450 * > 0,125
Sujet n°4	0,240 * > 0,075	0,215 > 0,190	0,240 > 0,210	0,075 < 0,190	0,045 * < 0,210	0,210 < 0,220
Sujet n°5	0,160 > 0,155	0,160 > 0,130	0,160 < 0,260	0,155 > 0,110	0,155 < 0,360	0,130 < 0,260
Sujet n°6	0,150 > 0,140	0,140 < 0,260	0,125 < 0,160	0,180 < 0,260	0,195 > 0,160	0,225 > 0,160

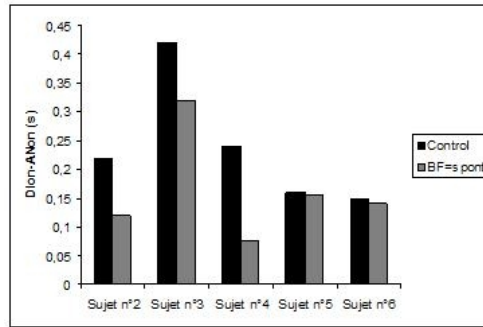
TAB. 3.14 – Comparaison du temps de préactivation des ailes du nez (DI_{on}-AN_{on}) entre control et BF=spont, control et BF=+25%, control et BF=-25%, BF=spont et BF=+25%, BF=spont et BF=-25%, BF=+25% et BF=-25% (valeurs médianes).
* : différence significative (p<0,05)

	DI _{on} -AN _{on}	V _T	T _I	T _I /T _{TOT}	V _T /T _I	aireEMG _{AN}	aireEMG _{DI}
	(s)	(L)	(s)		(L/s)	(u.a.)	(u.a.)
Sujet n°1	/	/	/	/	/	/	/
Sujet n°2	0,220 > 0,120	0,51 < 0,73	1,69 > 1,32	0,32 > 0,22	0,29 < 0,30	139 > 125	98 > 77
Sujet n°3	0,420 > 0,320	0,44 < 0,54	1,700 < 1,702	0,36 < 0,37	0,26 < 0,31	64 < 131	275 < 375
Sujet n°4	0,240 > 0,075	0,57 < 0,77	1,65 < 2,11	0,37 < 0,46	0,30 < 0,37	98 < 119	114 < 128
Sujet n°5	0,160 > 0,155	0,50 < 0,51	1,65 < 1,7	0,34 < 0,37	0,29 < 0,32	95 > 79	82 < 97
Sujet n°6	0,150 > 0,140	0,38 < 0,47	1,65 > 1,45	0,39 > 0,31	0,21 < 0,34	177 < 248	146 < 160

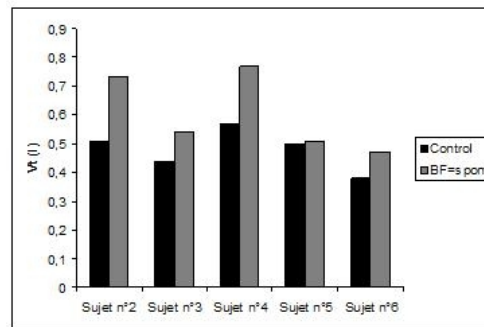
TAB. 3.15 – Comparaison des médianes des paramètres ventilatoires entre la ventilation de repos normocapnique (control) et Bf=spont.

	DI _{on} -AN _{on}	V _T	T _I	T _I /T _{TOT}	V _T /T _I	aireEMG _{AN}	aireEMG _{DI}
p	0,042*	0,043*	0,892	0,892	0,043*	0,224	0,343

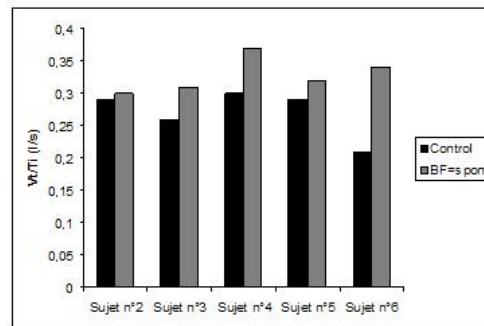
TAB. 3.16 – Test de rang de Wilcoxon sur les médianes des paramètres ventilatoires entre la ventilation de repos normocapnique (control) et Bf=spont. * : différence significative (p<0,05).



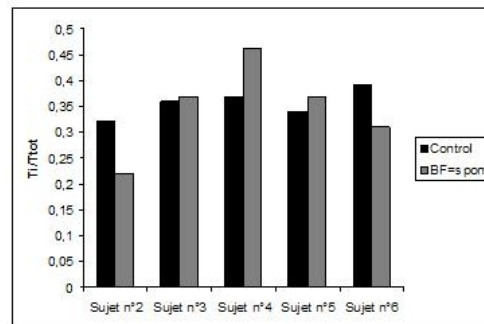
(a)



(b)



(c)



(d)

FIG. 3.1 – Comparaison des médianes des paramètres ventilatoires entre la ventilation de repos normocapnique (control) et Bf=spont. (a) : $DI_{on}-AN_{on}$ (s). (b) : V_T (l). (c) : V_T/V_I (l/s). (d) : T_I/T_{TOT} .

3.2.5 Corrélation entre V_T et le temps de préactivation des ailes du nez

Lors de la ventilation de repos normocapnique (control), on observe une absence de corrélation entre V_T et $DI_{on}-AN_{on}$ chez quatre sujets (c.f. tableau 3.17).

	τ
Sujet n°1	-0,22*
Sujet n°2	0,07
Sujet n°3	0,07
Sujet n°4	0,17*
Sujet n°5	-0,01
Sujet n°6	-0,11

TAB. 3.17 – Coefficient de corrélation des rangs : τ de Kendall entre V_T et $DI_{on}-AN_{on}$. (* : $p < 0,01$)

3.2.6 Corrélation entre V_T/T_I et le temps de préactivation des ailes du nez

Lors de la ventilation de repos normocapnique (control), on observe une absence de corrélation entre V_T/T_I et $DI_{on}-AN_{on}$ chez cinq sujets (c.f. tableau 3.18).

	τ
Sujet n°1	-0,23*
Sujet n°2	-0,18
Sujet n°3	-0,08
Sujet n°4	0,03
Sujet n°5	-0,14
Sujet n°6	-0,08

TAB. 3.18 – Coefficient de corrélation des rangs : τ de Kendall entre V_T/T_I et $DI_{on}-AN_{on}$. (* : $p < 0,01$)

3.3 Discussion

Notre objectif est ici l'analyse de la sensibilité d'un appareil d'exploration fonctionnelle respiratoire. Celle-ci est menée dans le cadre d'un protocole expérimental original sur sujets sains. Dans cette phase de travail instrumental, la physiologie est mise au service de la métrologie. La question centrale est de savoir si l'appareil a la sensibilité suffisante pour analyser les modifications de modes respiratoires liées aux modifications de modes ventilatoires. Nous développons la discussion en deux niveaux. Le premier est centré sur une analyse intrinsèque des mesures EMG, le deuxième aborde l'analyse des résultats obtenus dans le cadre du protocole mis en place.

3.3.1 Mesures et détections sur les signaux EMGs

3.3.1.1 Mesure de surface des EMGs

Mesure de surface sur l'EMG_{DI}

De précédentes études [Katz 62, Lourenço 66] ont évalué la relation entre le volume courant et l'activité électromyographique du diaphragme et ont montré qu'il existe une corrélation entre volume et aire de l'EMG inspiratoire. Dans notre étude, une corrélation entre l'aire de l'EMG_{DI} et le volume courant est observée chez 5 des 6 sujets explorés. Deux facteurs expliquent le manque de corrélation pour un des sujets :

1. Le sujet présente un comportement respiratoire instable avec une variation importante du temps inspiratoire T_I (Coefficient de variation à 40% alors que le coefficient est à 17% chez les autres sujets). Dans de telles conditions de varia-

- bilité du temps inspiratoire, le concept de corrélation entre l'aire de l'EMG_{DI} et le V_T est remis en question. Eldridge [Eldridge 71] a montré que la relation entre l'augmentation du volume et l'activité phrénique totale n'était linéaire que dans la mesure où le T_I restait constant.
2. L'exploitation de l'EMG_{DI} pour estimer l'activité électrique inspiratoire suppose que le diaphragme soit le muscle inspiratoire principal et que la contribution des muscles inspiratoires accessoires à la génération du volume courant soit faible. Chez le sujet pour lequel la corrélation entre le V_T et l'aire de l'EMG_{DI} est absente, l'analyse des tracés pléthysmographiques démontrent une implication thoracique majorée qui signe un recrutement des muscles inspiratoires accessoires à la place du diaphragme.

Il est également à noter que plusieurs indicateurs de quantification de l'activité inspiratoire à partir de l'EMG peuvent être utilisés. L'aire de l'EMG n'est pas nécessairement la plus adaptée. Dans la littérature, le pic maximum de l'activité où l'amplitude de l'activité 100 ms après le début de l'inspiration sont aussi utilisés [Brancatisano 86, Strohl 80, Patrick 82]. L'analyse des tracés porte sur des enveloppes construites avec un temps d'intégration de 100 ms afin de limiter le taux de fausses détections, ainsi ce dernier indicateur ne nous est pas apparu adapté. De même, le pic d'amplitude maximum n'est pas apparu suffisamment robuste et n'a pas été retenu.

Enfin il est nécessaire de prendre en considération que cette étude ne porte que chez des sujets sains en ventilation spontanée de repos et en normocapnie. Dans ces conditions expérimentales, l'activité observée ne concerne qu'un état stationnaire où l'activité respiratoire reste faible. Nous nous sommes donc placés dans les

conditions instrumentales a priori les plus délicates pour une mesure de surface. Au total, malgré ses conditions difficiles, l'aire EMG_{DI} apparaît corrélée au V_T , ce qui est un indicateur de la pertinence de notre mesure.

Mesure de surface de l' EMG_{AN}

Il a été démontré dans la littérature que l'amplitude de l' EMG_{AN} intégré augmente en proportion avec celle de l' EMG_{DI} et la ventilation [Brancatisano 86, Patrick 82, Strohl 80, Wheatley 91b]. Dans nos résultats, une corrélation entre les aires de l' EMG_{DI} et de l' EMG_{AN} n'est retrouvée que pour quatre des six sujets explorés. L'absence de corrélation est observée chez le sujet pour lequel aucune corrélation n'est mise en évidence entre l'aire de l' EMG_{DI} et le volume courant. A nouveau, un recrutement important des muscles accessoires (l'activité EMG_{DI} est alors un mauvais indicateur de l'activité inspiratoire) permet d'expliquer cette absence de corrélation. Pour l'autre sujet, nous avons observé une activité tonique importante de l' EMG_{AN} . Ceci remet en question la pertinence du calcul de l'aire de l'EMG pour quantifier l'intensité de l'activité inspiratoire. La part phasique de l'activité est dans ce cas faible par rapport à la part tonique et ceci est potentiellement source d'erreur et nous interdit toute interprétation.

Pour résumer, l'ensemble des résultats commentés ci-dessus tendent à valider la qualité de nos mesures et le contenu de l'information physiologique qui leur est liée. Ces analyses sont limitées à l'interprétation de mesures effectuées sur des EMG intégrés. Dans ce qui suit, nous étudions la pertinence de mesures plus spécifiquement liées à la localisation des événements de début et fin d'inspiration.

3.3.1.2 Validation des détections de début et fin d'inspiration

Nous analysons maintenant la pertinence de l'information liée à la détection des activités inspiratoires au sein de chaque cycle ventilatoire enregistré. Le premier critère correspond à la mise en évidence d'un délai électromécanique entre l' EMG_{DI} et le début de l'inspiration. Le deuxième critère correspond au séquençement des activations d'activité inspiratoire sur les deux EMGs.

Délai électromécanique

C'est l'activité électrique des muscles respiratoires qui va induire une différence de pression et donc un débit inspiratoire à la bouche. Il existe donc un délai électromécanique. L'activité des muscles respiratoires, et plus particulièrement celle du diaphragme, va précéder de 100 à 200 ms [Onal 81, Eichenwald 92, Sharshar 03] le passage par zéro du débit inspiratoire. Avec notre mesure de surface, les délais électromécaniques observés sur l' EMG_{DI} sont en moyenne de 195 ms et une absence de précession de l'activité EMG sur le débit n'est observée que dans 21% des cycles. Ces délais sont donc de l'ordre de grandeur habituellement décrit dans la littérature. Comme indiqué précédemment, les conditions expérimentales correspondent à une ventilation de repos et sont particulièrement délicates pour une mesure électromyographique par voie de surface. Malgré cela, le nombre de cycles utilisables reste tout à fait raisonnable.

Séquençement des activations d'activité inspiratoire

Les résultats montrent que l'élimination de cycles de l'analyse est liée à la mesure de l' EMG_{AN} plus qu'à celle de l' EMG_{DI} . En effet, le délai négatif $DI_{on}-AN_{on}$ est dû

à un retard de détection du début d'activité inspiratoire sur l'EMG_{AN}. On observe également un taux plus important de non-détection sur l'EMG_{AN} en comparaison à l'EMG_{DI}. Deux observations peuvent être faites à ce propos :

1. L'importance excessive d'une activité tonique de repos explique l'essentiel des retards de détection avec une absence de préactivation des ailes du nez sur le diaphragme.
2. En ventilation de repos et chez des sujets sains, l'activité des ailes du nez est dans certains cas trop faible pour pouvoir être détectée avec notre système. Ceci peut être interprété comme un problème de sensibilité instrumentale. Ce phénomène est particulièrement présent dans la situation "Control" avec 20 % de non-détection. Ce même phénomène a été observé par Strohl [Strohl 80] lors de la ventilation de repos chez des sujets sains. Dans cette étude le taux de non-détection s'élève à 31%. En revanche et pour pondérer notre résultat, il a été observé chez les patients ventilés en milieu clinique que l'activité des ailes du nez est presque toujours présente avec une intensité suffisante pour être détectée (c.f. annexe A).

Au total et malgré des mesures faites en ventilation de repos et sur sujets sains, 61% des cycles acquis présentent une valeur de délai interprétable. Ceci plaide en faveur d'une utilisation possible de cette mesure dans le cadre d'une exploration fonctionnelle. Il reste bien entendu à en analyser la sensibilité.

Un résultat de notre analyse concerne, par ailleurs, les possibilités d'automatisation de la procédure de détection. Une semi-automatisation de la détection a été proposée dans le cas de l'EMG_{DI}. Les résultats obtenus par la technique du double fenêtrage indiquent que la détection retenue par l'expert est dans plus d'un cas

sur deux la première. Dans le cadre d'une automatisation des procédures, l'erreur engendrée par un choix systématique de cette détection est en moyenne de 80 ms, ce qui reste inférieur à la constante de temps d'intégration choisie pour analyser les EMGs. Ce premier résultat encourageant est à l'origine de travaux complémentaires actuellement menés au laboratoire PRETA. Ces travaux démontrent qu'une automatisation d'une mesure de délai est possible pour des signaux obtenus en milieu clinique et sur des patients ventilés. La technique employée nécessite une connaissance complète de l'enveloppe de la phase inspiratoire de l'EMG.

La validation instrumentale complète de notre approche nécessite d'étudier la sensibilité de notre instrument et sa capacité à mettre en évidence une modification du comportement ventilatoire induite par le protocole élaboré. Cette aspect est analysé dans ce qui suit.

3.3.2 Validation dans le cadre du protocole expérimental

Le but physiologique de cette étude était l'analyse de la relation entre la fréquence respiratoire et le délai de préactivation des ailes du nez. L'hypothèse explorée était l'existence d'un lien entre le délai et la fréquence. Dans le protocole expérimental original proposé, T_{TOT} était la variable contrôlée par un stimulus sonore émis à une fréquence imposée. Les résultats confirment que les sujets ont bien respecté la consigne et qu'ils ont fait varier leur fréquence respiratoire de 25% de part et d'autre de leur valeur spontanée. De plus, les sujets sont bien restés en normocapnie. La variable analysée était le temps de préactivation des ailes du nez. Les différents sujets ont montré une réponse hétérogène à la variation de fréquence respiratoire. Il n'existe donc pas de lien entre le délai de préactivation et la fréquence modifiée par un entraînement sonore. Il est à noter à ce stade que le faible effectif de cette étude

ne nous permet pas, sur un plan physiologique, d'affirmer que ce temps est indépendant de la fréquence ventilatoire. Aucune relation n'a pu être mise en évidence en situation "control", entre les délais de préactivation et des grandeurs caractéristiques du comportement ventilatoire (V_T , V_T/T_I). Il est clair que l'utilisation du gilet Visuresp[®] (qui ne permet pas une quantification très précise des temps T_I et T_{TOT}) peut expliquer cette absence de relation.

Au total et compte tenu des particularités du plan expérimental, la question qui se pose est de savoir si l'hétérogénéité des résultats obtenus est dû à un biais instrumental. Plusieurs résultats plaident en faveur de la validité instrumentale de notre mesure des délais de préactivation.

La réponse des différents sujets à l'application d'un stimulus sonore à une fréquence égale à la fréquence de repos induit une réponse homogène des sujets. Tous les sujets affichent une augmentation du V_T et du V_T/T_I par rapport à la ventilation "control" de repos (l'absence de variations des variables T_I et T_I/T_{TOT} , peut être attribué aux imprécisions de la détection des durées du cycle ventilatoire avec le gilet Visuresp[®]). Dans le même temps, l'introduction du stimulus sonore détermine chez tous les sujets une réduction du temps de préactivation des ailes du nez. La nature de ce phénomène physiologique demande de nouvelles études pour être précisée. Néanmoins, les diminutions des délais de préactivation ne sont, a priori, pas liées à une augmentation de la demande inspiratoire dans la mesure où le changement de comportement de la ventilation n'induit pas de modification de la capnie. En résumé, l'ensemble de ces observations permet d'affirmer que l'application du stimulus sonore à la fréquence respiratoire spontanée induit non seulement une modification du comportement ventilatoire mais également une modification du comportement

respiratoire avec une variation significative du temps de préactivation des ailes du nez. Ceci démontre la valeur instrumentale de l'outil proposé.

Enfin il est à préciser que la signification des résultats présentés dans ce travail est affectée par la variabilité cycle à cycle des délais mesurés. Cette variabilité est observable dans toutes les situations du protocole. La figure 3.2 illustre cet aspect. On peut voir sur cette figure que la variabilité des délais n'est pas d'origine instrumentale (erreur de mesure) mais d'origine physiologique. On observe en effet, une réelle cyclicité dans la variations des délais. Ceci suggère qu'après une analyse statistique menée sur des ensembles de valeur obtenues et pour chaque situation du protocole, il est nécessaire d'étudier le comportement de chaque série chronologique générée. Ce travail est actuellement mené au laboratoire PRETA et à l'hôpital Lariboisière. Nous pouvons en revanche considérer que cette observation renforce les conclusions selon lesquelles l'outil proposé permet d'étudier avec finesse le comportement respiratoire. Pour permettre de tirer des conclusions sur l'aspect physiologique il reste nécessaire d'augmenter le nombre de sujets.

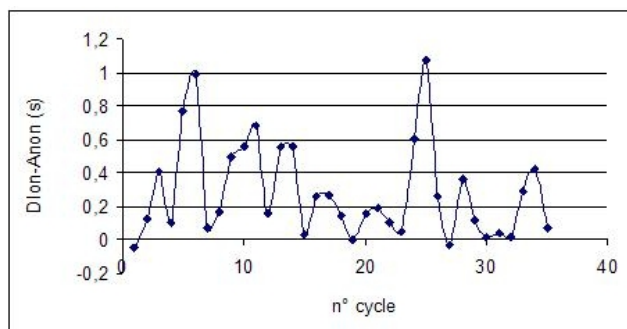


FIG. 3.2 – Comparaison cycle à cycle du temps de préactivation des ailes du nez pour le sujet n°6 dans la situation BF = +25%.

Chapitre 4

Perspectives de traitement de signal : Modifications de l’outil Intensité structurelle

4.1 Introduction

Lorsque l’on regarde la forme d’un signal, on peut généralement distinguer des structures globales qui nous permettent d’identifier grossièrement le type d’objet qu’il représente. Toutefois, il existe des structures plus fines et plus localisées dans un signal qui permettent de le décrire plus précisément. Ces structures sont appelées amers. Le problème de la détermination des structures d’un signal peut se résoudre

plus facilement si celles-ci sont décomposées à différents niveaux d'approximations qui permettent de distinguer les caractéristiques globales, des caractéristiques plus locales d'un signal. L'objectif de ce chapitre est d'optimiser les méthodes de détection d'amers dans un signal bruité. La solution choisie ici se base sur l'utilisation de la transformée en ondelettes continue d'un signal pour déterminer ses caractéristiques locales. Plus particulièrement, on s'intéresse ici au problème de localisation de singularités. Celui-ci est d'une importance fondamentale pour l'alignement de courbes. Un nouvel outil, l'intensité structurale (IS), a été présenté récemment pour localiser les singularités d'une courbe via le calcul d'une fonction de densité de probabilité [Bigot 03, Bigot 05]. Cette méthode a fourni une nouvelle technique pour mettre en correspondance les amers de deux signaux. Les modes principaux (maxima locaux) de l'IS correspondent aux amers significatifs du signal. Un inconvénient de cette méthode est la délocalisation dans le temps des singularités quand les échelles considérées sont grandes. Notre but est de modifier l'IS afin d'assurer la localisation précise (indépendante de l'échelle considérée) et une détection robuste (échelle considérée pertinente) des singularités dans un signal bruité.

Afin d'expliquer le principe de caractérisation des structures d'un signal par une approche temps-échelle, nous avons présenté brièvement la transformée en ondelette continue et plus particulièrement la transformée de Berkner (TB) qui est une approximation de celle-ci. Nous avons donc modifié l'IS en utilisant cette transformée qui permet une construction simple des lignes et le chaînage des maxima [Berkner 99]. Ensuite, pour illustrer l'utilisation de l'IS modifiée, nous avons appliqué cette approche à l'élimination de l'artefact ECG dans l'EMG diaphragmatique (EMGdi) en utilisant une méthode récemment publiée [Deng 00].

4.2 Ondelettes et structures d'un signal

4.2.1 La transformée en ondelettes continue

Par définition, la transformée en ondelettes continue d'une fonction $f \in L^2(\mathbb{R})$ à une échelle donnée $s > 0$ est :

$$W_s(f)(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(u) \psi_s(u-x) du, \quad (4.1)$$

où $\psi_s(u) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{u}{s}\right)$.

Nous supposons que nous travaillons avec une ondelette admissible réelle ψ . Nous supposons également que l'ondelette ψ est à décroissance rapide et n'a pas plus de r moments nuls ce qui implique (voir Théorème 6.2 de Mallat [Mallat 00]) qu'il existe une fonction θ à décroissance rapide, intégrable sur \mathbb{R} telle que :

$$\psi(u) = (-1)^r \frac{d^r \theta(u)}{dt^r}, \text{ et } \int_{-\infty}^{+\infty} \theta(u) d(u) \neq 0 \quad (4.2)$$

De plus, nous supposons que l'ondelette ψ est normalisée i.e. :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} (\psi(u))^2 du = 1. \quad (4.3)$$

4.2.2 Maxima d'ondelettes

Le terme *maxima d'ondelettes* est utilisé pour décrire les points (m_0, s_0) dans le plan temps-échelle tels que $u \mapsto |W_{s_0}(f)(u)|$ est localement maximum au point $u = m_0$. Ce maximum local doit être un maximum local strict dans un voisinage à droite et à gauche de m_0 . On appelle *ligne de maxima* toute courbe connexe du plan

temps-échelle (u, s) dont tous les points sont des modules maximaux. La figure 4.1 montre les maxima d'ondelettes d'un signal.

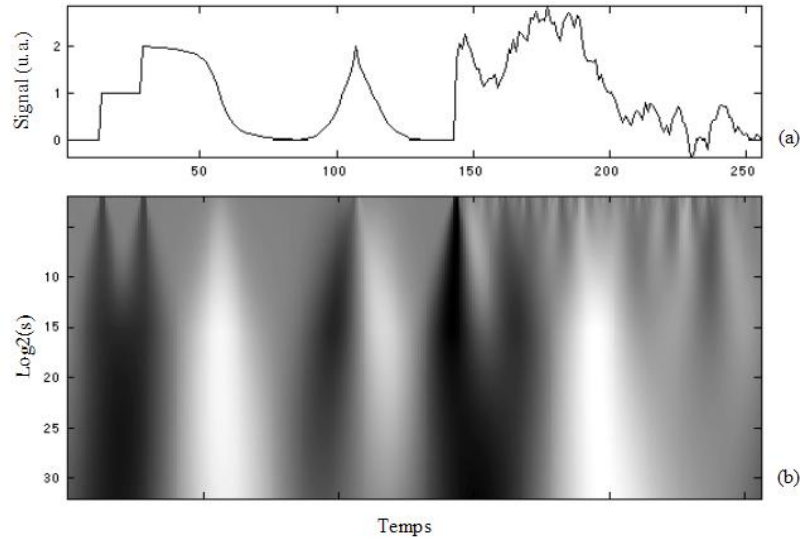


FIG. 4.1 – (a) : Signal avec des singularités. (b) Les modules maximaux sont représentés par les zones très claires ou très foncées. Reproduit à partir de la référence [Mallat 00].

4.2.3 Détection de singularités

Les singularités sont détectées en cherchant les abscisses où convergent les modules maximaux d'ondelettes aux fines échelles. Le théorème (voir Théorème 6.5 de Hawg, Mallat [Mallat 00]) suivant montre que si $W_s(f)(x)$ n'a pas de maximum local aux fines échelles, alors f est localement régulière.

Théorème 4.1 *On suppose que ψ est C^r à support compact, et que $\psi = (-1)^r \theta^{(r)}$ avec $\int_{-\infty}^{+\infty} \theta(t) dt \neq 0$. Soit $f \in L^1[a, b]$. S'il existe $s_0 > 0$ tel que $|W_s(f)(x)|$ n'ai aucun maximum local pour $x \in [a, b]$ et $s < s_0$, alors f est uniformément*

Lipschitzienne d'ordre r sur $[a + \epsilon, b - \epsilon]$, pour tout $\epsilon > 0$.

Ce théorème suggère que les singularités d'une fonction peuvent être détectées en suivant la propagation des maxima d'ondelettes aux fines échelles. Cependant, il n'est pas garanti que pour toute ondelette ψ , toute suite de maxima d'ondelettes converge lorsque l'échelle diminue. En particulier, si $|W_s(f)(x)|$ a un maxima d'ondelettes localisé aux points (x_1, s_1) , alors il se peut que $|W_s(f)(x)|$ n'ait pas d'autres maxima d'ondelettes au voisinage de x_1 quand s tend vers zéro. Cet aspect est abordé dans ce qui suit.

4.2.4 Les bonnes propriétés de la Gaussienne et de ses dérivées

D'après la définition des lignes de maxima, on pourrait penser qu'il est suffisant de suivre n'importe laquelle de ces lignes pour détecter les amers d'une fonction. Cependant, il n'est pas garanti que, pour toute ondelette $\psi(x) = (-1)^r \theta^{(r)}(x)$, $r \geq 0$, un maximum d'ondelettes localisé au point (x_1, s_1) appartienne à une ligne de maxima d'ondelettes qui se propagent vers les fines échelles. Une ligne de maxima d'ondelettes peut être interrompue quand l'échelle diminue. La proposition (voir Proposition 6.1 de Mallat [Mallat 00]) suivante montre que ce n'est pas le cas quand θ est une gaussienne.

Proposition 4.1 *Soit $\psi = (-1)^r \theta^{(r)}$, $r \geq 0$ où θ est une Gaussienne. Pour tout $f \in L^2(\mathbb{R})$, les maxima en module de $W_s^r(f)(x) = s^r f^{(r)} * \bar{\theta}_s(x)$ appartiennent à des lignes connexes qui ne s'interrompent jamais quand l'échelle diminue.*

4.2.5 Cône d'influence

Le cône d'influence du point x_0 dans le plan temps-échelle est l'ensemble des points (x, s) tels que x_0 est inclus dans le support de $\psi_{s,x}(u) = s^{-1/2}\psi((u-x)/s)$. Puisque le support de l'ondelette $\psi_{s,x}$ est égal à $[x - C_s, x + C_s]$, le cône d'influence de x_0 est défini par l'ensemble de points (x, s) tels que :

$$|x - x_0| \leq C_s$$

ce qui est illustré dans la figure 4.2. Si x est dans le cône d'influence de x_0 , alors $W_s(f)(x)$ dépend de la valeur de f au voisinage de x_0 .

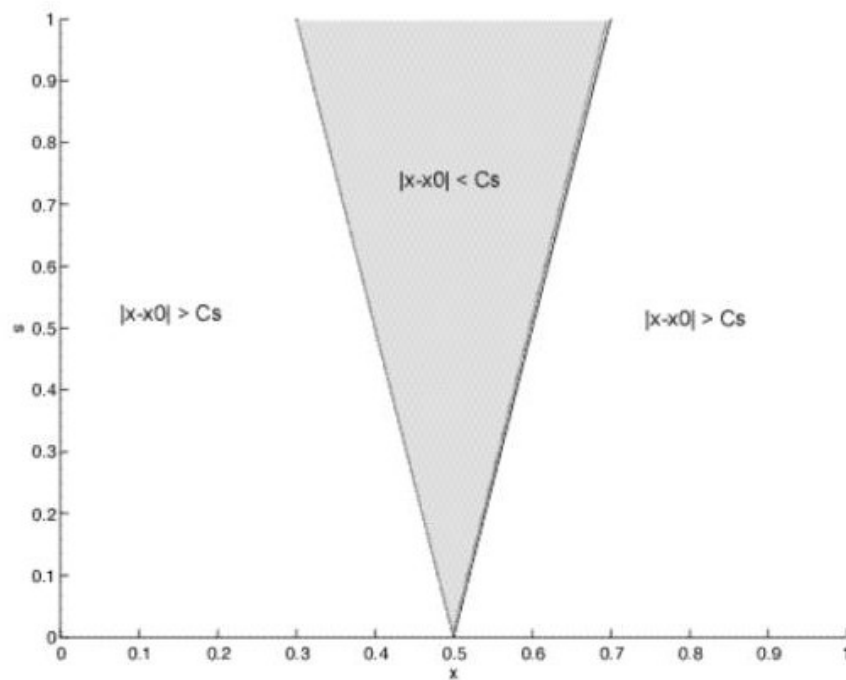


FIG. 4.2 – Le cône d'influence de $x_0 = 0.5$ consiste en l'ensemble des points (x, s) pour lesquels le support de $u \mapsto \psi_s(u-x)$ intersecte $u = x_0$.

4.3 Transformée de Berkner

Berkner [Berkner 99] a proposé une approximation d'une transformée continue en ondelettes basée sur un schéma de construction hiérarchique similaire à ceux employés pour les transformations discrètes rapides. Dans son étude, Berkner [Berkner 99] souligne l'intérêt des transformations continues pour la détection de ruptures dans les images. A la différence des transformées rapides discrètes, ces transformations préservent une redondance d'informations en temps et en échelle, ce qui peut présenter un grand intérêt pour les applications de détection. Les dérivées de Gaussienne sont bien adaptées à la détection de contours dans les images. Avec de telles ondelettes, il est alors possible de localiser les singularités d'une image (ou d'un signal) en parcourant les lignes de maxima de la transformée, de la plus grande vers la plus fine échelle. La transformée de Berkner qui est une approximation des dérivées de Gaussienne nous permet donc de facilement chaîner les maxima d'ondelettes et d'obtenir une localisation précise des singularités [Berkner 99, Meignen 05].

4.3.1 Décomposition du signal

La transformée de Berkner [Berkner 99] repose sur la propriété d'approximation suivante des coefficients binomiaux qui résulte du théorème de la limite centrale (lorsque $N \rightarrow +\infty$) :

$$\rho_N(j) \approx \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \frac{1}{\frac{\sqrt{N}}{2}} e^{-\frac{1}{2} \left((j - \frac{N}{2}) / (\frac{\sqrt{N}}{2}) \right)^2} \quad (4.4)$$

où la séquence binomiale d'ordre N $\rho_N(j)$ est :

$$\rho_N(j) = \begin{cases} \frac{1}{2^N} C_N^j & \text{si } 0 \leq j \leq N \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.5)$$

En utilisant le même type d'arguments (théorème de la limite centrale) et en notant $\rho = \{1; -1\}$, on peut montrer que la séquence :

$$\rho_N^r(j) = \begin{cases} \sum_{l=0}^r (-1)^l C_r^l \rho_N(j-l) & \text{si } 0 \leq j \leq N \\ 0 & \text{si } j \notin [0, N] \end{cases} = \overbrace{\rho * \dots * \rho}^r * \rho_N(j) \quad (4.6)$$

approxime la dérivée rième de la Gaussienne $\frac{1}{\sqrt{\frac{\pi N}{2}}} \exp\left(-\frac{x^2}{2}\right)$ aux points $x = \frac{j - \frac{N+r}{2}}{\frac{\sqrt{N}}{2}}$ lorsque $N \rightarrow +\infty$. D'après la formule de décomposition des coefficients binomiaux ("triangle de Pascal"), les éléments de la suite $\rho_{N+1}^r(j)$ au rang $N+1$ s'obtiennent facilement en fonction du rang N précédent selon la formule de récurrence suivante :

$$\rho_{N+1}^r(j) = \frac{1}{2} (\rho_N^r(j) + \rho_N^r(j-1)) \quad (4.7)$$

La relation est aussi vraie pour $\rho = 0$ en posant $\rho_N^0 = \rho_N$.

Berkner dans [Berkner 99] considère la décomposition d'un signal f discret au rang N donnée par la séquence $\bar{c}_N^r(k) = \sum_{j \in \mathbb{Z}} \rho_N^r(j) f(k+j)$. Cette séquence vérifie la relation de récurrence $\bar{c}_{N+1}^r(k) = \frac{1}{2} [\bar{c}_N^r(k+1) + \bar{c}_N^r(k)]$. En adoptant la définition suivante pour les extrema locaux de \bar{c}_N^r :

Définition 4.1 $\bar{c}_N^r(k)$ est un extremum local à l'échelle N , si :

$$\bar{c}_N^r(k) > 0 \text{ et } \bar{c}_N^r(k-1) < \bar{c}_N^r(k) \geq \bar{c}_N^r(k+1)$$

$$\text{ou } \bar{c}_N^r(k) > 0 \text{ et } \bar{c}_N^r(k-1) \leq \bar{c}_N^r(k) > \bar{c}_N^r(k+1)$$

ou $\bar{c}_N^r(k) < 0$ et $\bar{c}_N^r(k-1) > \bar{c}_N^r(k) \leq \bar{c}_N^r(k+1)$

ou $\bar{c}_N^r(k) < 0$ et $\bar{c}_N^r(k-1) \geq \bar{c}_N^r(k) < \bar{c}_N^r(k+1)$

Il a été énoncé par Berkner que si l'on a un extremum au rang $N+1$, en k alors celui-ci provient d'un extremum se situant au rang N en k ou en $k-1$. Les extrema forment alors, lorsque N varie, des lignes dans le plan temps-échelle.

Avec le schéma proposé par Berkner, on observe un décalage vers la gauche des lignes de maxima lorsque N augmente. Pour pallier ce décalage, Meignen [Meignen 05] a décalé de $\lfloor \frac{N+r}{2} \rfloor$ à gauche où $\lfloor \cdot \rfloor$ désigne la partie entière. On a donc la séquence suivante :

$$\begin{aligned}
 c_N^r(k) &= \sum_{j \in \mathbb{Z}} \tilde{\rho}_N^r(j) f(k+j) \\
 &= \sum_{j \in \mathbb{Z}} \frac{1}{2} \rho_N^j \left(j + \left\lfloor \frac{N+r}{2} \right\rfloor \right) f(k+j) \\
 &= \frac{1}{2} \bar{c}_N^r \left(k - \left\lfloor \frac{N+r}{2} \right\rfloor \right)
 \end{aligned} \tag{4.8}$$

Pour notre schéma de décomposition, la relation de récurrence permettant de passer du rang N au rang $N+1$ est alors la suivante :

Propriété 4.1 *Si $N+r$ est pair on a :*

$$c_N^r(k) = \frac{1}{2} (c_{N-1}^r(k) + c_{N-1}^r(k-1))$$

Si $N+r$ est impair on a :

$$c_N^r(k) = \frac{1}{2} (c_{N-1}^r(k) + c_{N-1}^r(k+1))$$

4.3.2 Propriétés des extrema locaux

En adoptant la même définition des extrema locaux qu'en définition 4.1, nous rappelons les propriétés permettant de définir les lignes de maxima associées à notre décomposition :

Propriété 4.2 *Si $c_N^r(k)$ est un extremum local, alors les extrema éventuels de même nature au rang N sont à chercher dans $\{k-1, k\}$ si $N+r$ est impair ou dans $\{k, k+1\}$ sinon.*

Inversement, il est important de constater que l'on ne crée pas d'extremum, lorsque le rang N augmente.

Propriété 4.3 *Si $c_N^r(k)$ est un extremum local, alors on avait obligatoirement un extremum de même nature au rang $N-1$ en k ou en $k-1$ si $N+r$ est pair et en k ou $k+1$ si $N+r$ est impair.*

Avec un tel schéma, deux lignes ne peuvent jamais se fondre en une seule. En effet, pour que deux chaînes se joignent au rang N , ceci implique qu'au rang $N-1$, les extrema associés soient situés en deux points voisins et correspondent respectivement à un minimum et un maximum. Il n'est donc pas possible que ceux-ci se confondent au rang N , étant donné que la nature des extrema doit être préservée le long d'une chaîne. Meignen [Meignen 05] en déduit la propriété qu'à tout extremum au rang N , on peut associer un unique extremum au rang $N=0$.

4.4 Intensité structurelle

Le problème de la localisation de singularités est d'une importance fondamentale pour l'alignement de courbes. Jusqu'à présent, nous n'avions qu'une représentation

visuelle (maxima d'ondelettes dans le plan temps-échelle) qui indiquait "où" les amers (structures du signal) sont localisés : il n'existe pas d'expression analytique des lignes de maxima. L'intensité structurelle est un nouvel outil introduit par Bigot [Bigot 03] [Bigot 05] [Bigot 06] pour localiser les singularités d'une courbe via le calcul d'une fonction de densité de probabilité. Elle permet d'identifier les limites des lignes des maxima d'ondelettes quand elles se propagent jusqu'aux fines échelles. La définition de l'intensité structurelle est basée sur la remarque suivante : si ψ est à support compact et si $x_0 \in \mathbb{R}$ est un amer d'une fonction $f \in L^2(\mathbb{R})$, alors toutes les courbes $m_{x_0}(s)$ qui peuvent converger vers celui-ci sont incluses dans un cône d'influence. Ainsi, si nous pouvons calculer la "densité" des points $m_{x_0}(s)$ le long de différentes échelles, nous pouvons espérer que l'intensité ainsi obtenue possède exactement un mode (maximum local) localisé au point x_0 . Cette idée est similaire à la méthode proposée par Gasser et Kneip [Gasser 95] pour identifier les caractéristiques qui sont communes à un ensemble de courbes. Par exemple, lorsqu'on cherche à identifier les maxima locaux communs à un ensemble de courbe, Gasser et Kneip ont proposé d'extraire tout d'abord les maxima locaux de chaque courbe, de les trier dans un seul vecteur et de les soumettre à une procédure d'estimation de densité par noyau. Les maxima communs donneront alors lieu à des pics dans la densité ainsi estimée. Dans notre cas, les fonctions $x \mapsto |W_s(f)(x)|$ peuvent être vues comme un ensemble de courbes indexées par un paramètre d'échelle s . Ainsi, l'intensité structurelle utilise les maxima de $|W_s(f)(x)|$ de différentes échelles pour calculer une "densité" dont les maxima locaux (modes) sont localisés au niveau des amers du signal. Plus précisément, l'intensité structurelle est donnée par la proposition suivante :

Proposition 4.2 *Soit $f \in L^2(\mathbb{R})$ et $\psi(u) = (-1)^r \frac{d^r \theta(u)}{dt^r}$ une ondelette causale à support compact égal à $[-C; C]$. Supposons qu'il existe q lignes de maxima d'onde-*

lignes $m_i(s)$ qui convergent respectivement vers $x_i \in \mathbb{R}, i = 1, \dots, q$ quand s tend vers zéro. De plus, supposons qu'il existe une constante C' telle que $|x_i - m_i(s)| \leq C's$ avec $0 < C' < C$. Pour tout $x \in \mathbb{R}$, définissons l'intensité structurelle des maxima d'ondelettes $G_m(x)$ comme :

$$G_m(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^q \int_0^{s_{m_i}} \frac{1}{s} \theta\left(\frac{x - m_i(s)}{s}\right) ds \quad (4.9)$$

où $[0, s_{m_i}]$ est le support de la ligne de maxima d'ondelettes $m_i(\cdot)$, M est une constante de normalisation choisie de sorte que G_m soit une densité de probabilités. Soit $\{x_1^*, \dots, x_q^*\}$ l'ensemble des points distincts $x_i, i = 1, \dots, q$. Alors G_m est intégrable sur \mathbb{R} , continûment différentiable sur $\mathbb{R} \setminus \{x_1^*, \dots, x_q^*\}$ et telle que :

$$G_m(x) \rightarrow +\infty \text{ quand } x \rightarrow x_i^*, i = 1, \dots, q^*$$

Pour la suite nous utiliserons une version pondérée de l'intensité structurelle :

$$G_m^*(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^q \int_0^{s_{m_i}} \frac{h_i(s)}{s} \theta\left(\frac{x - m_i(s)}{s}\right) ds \quad (4.10)$$

$$\text{où } h_i(s) = \frac{|W_s(f)(m_i(s))|}{s^{r+1/2}}$$

La figure 4.3 illustre la détection d'amers d'un signal avec des singularités via l'intensité structurelle de ces lignes de maxima pour une ondelette Gaussienne d'ordre 1. On peut observer que la hauteur d'un maximum local de $G_m^*(x)$ est proportionnel au nombre et à la longueur des supports des lignes des maxima d'ondelettes.

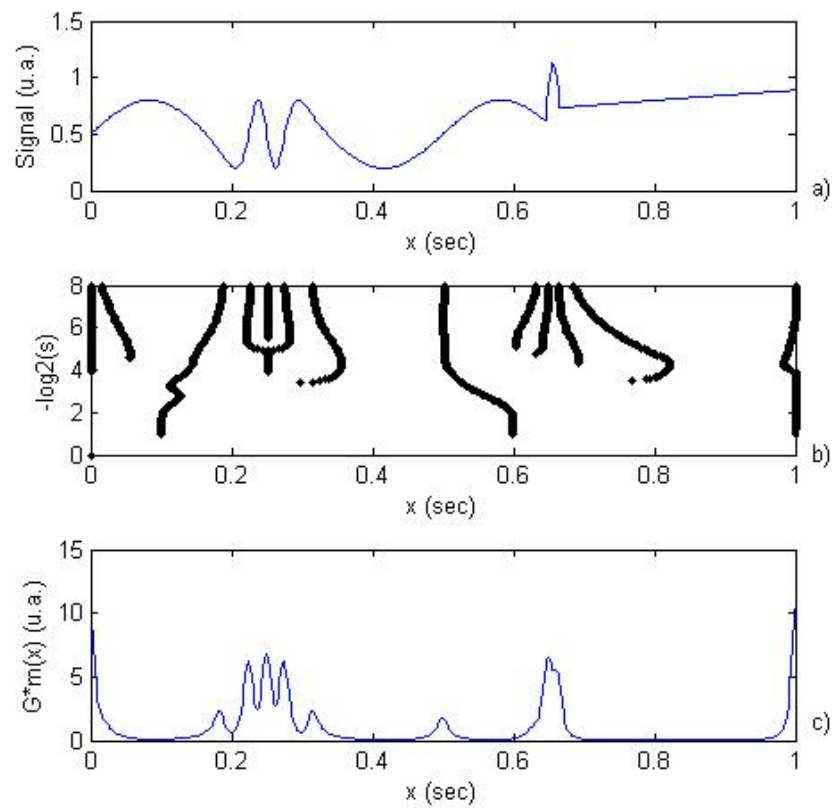


FIG. 4.3 – (a) Signal avec des singularités. (b) Représentation temps-échelle des lignes de maxima. (c) Intensité structurelle originale calculée entre $s_{min} = 2$ et $s_{max} = 128$ ($2Hz - 150Hz$). Les points d'inflexion sont détectés avec un moment d'ondelette $r = 1$.

4.5 Modification de l'Intensité Structurale

4.5.1 Première modification : comparaison avec la formule originale

L'utilisation de la transformée de Berkner facilite le chaînage des maxima d'ondelettes et permet ainsi d'éviter une délocalisation due à la résolution temporelle des grandes échelles. L'équation 4.10 peut donc être reformulée de la manière suivante afin de tenir compte de ce chaînage :

$$G_m^{**}(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^q \sum_{N=N_{min}}^{N_{max}} \frac{h_i(N)}{N} \theta \left(\frac{x - x_0(m_i(N))}{N} \right) \quad (4.11)$$

avec $h_i(N) = \frac{|c_N^r(m_i(N))|}{N^{r+1/2}}$, où N est maintenant l'échelle et x_0 est la position de $m_i(N)$ à l'échelle la plus fine. Les figures 4.4 et 4.5 montrent une comparaison des modes de l'intensité structurale originale et de l'intensité structurale modifiée. $G_m^*(x)$ et $G_m^{**}(x)$ ont été calculés dans la même gamme d'échelles (2-16), les maxima locaux de $G_m^*(x)$ et $G_m^{**}(x)$ représentent donc les amers associés à cette gamme de fréquences soit 2 Hz-20 Hz. On peut observer un décalage entre les singularités (points d'inflexion, $r = 1$) et les modes de l'intensité structurale originale sur la figure 4.4 alors que ce décalage est corrigé sur la figure 4.5 avec l'intensité structurale modifiée.

4.5.2 Seconde modification : détection d'évènements sur l'IS

Lors du calcul de l'intensité structurale, la gamme d'échelle $[N_{min}, N_{max}]$ peut être choisie de manière à faire apparaître les modes spécifiques des évènements que nous

voulons détecter. Pour assurer la robustesse de la détection, le choix de la gamme d'échelle peut être également complété par une information temporelle liée à la durée de l'évènement. Dans l'équation 4.10, le noyau θ tient compte du cône d'influence car la taille de celui-ci varie en fonction des échelles. Mais comme le problème de délocalisation a été résolu grâce au chaînage des maxima, le noyau θ peut alors être utilisé pour définir une fenêtre temporelle fixe dont la durée dépendra de l'évènement à détecter. L'équation 4.11 se réécrit donc en tenant compte du paramètre T comme suit :

$$G_m^{***}(x) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^q \sum_{N=N_{min}}^{N_{max}} h_i(N) \theta \left(\frac{x - x_0(m_i(N))}{T} \right) \quad (4.12)$$

La figure 4.6 nous montre l'influence de la taille du noyau sur la construction des modes.

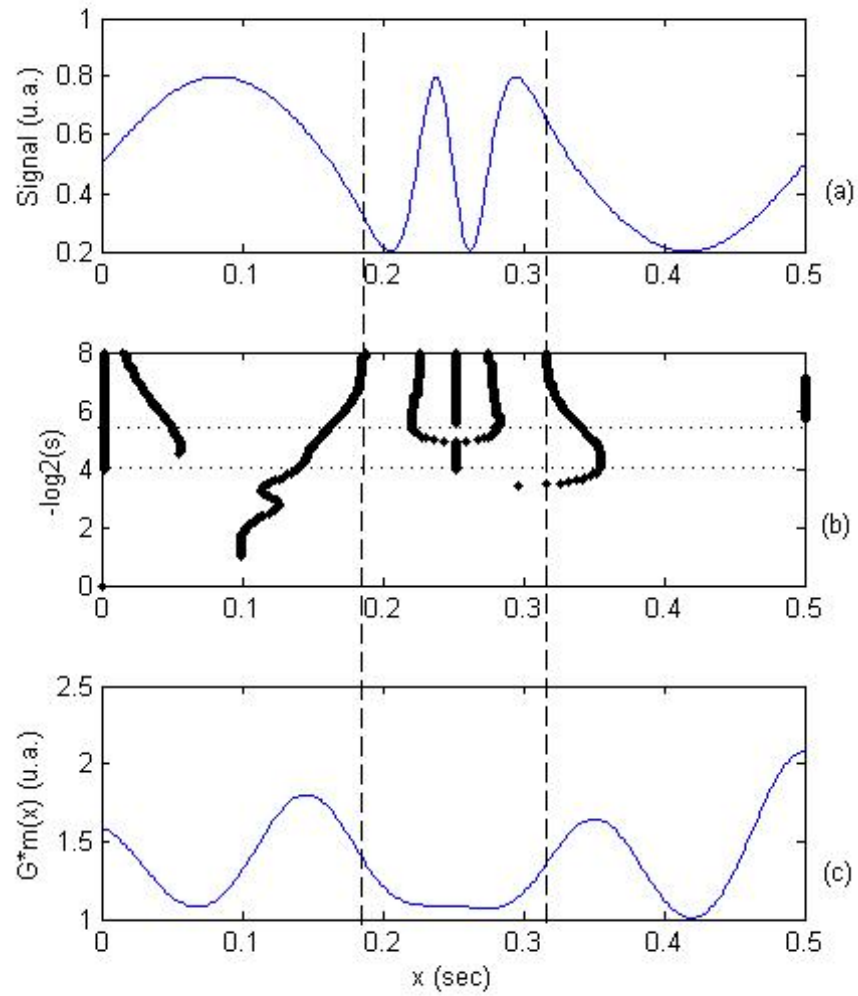


FIG. 4.4 – (a) Signal avec des singularités. (b) Représentation temps-échelle des lignes de maxima. (c) Intensité structurale originale calculée entre $s_{min} = 2$ et $s_{max} = 16$ (2 Hz - 20Hz, lignes pointillées horizontales). Les points d'inflexion sont détectés avec un moment d'ondelette $r = 1$.

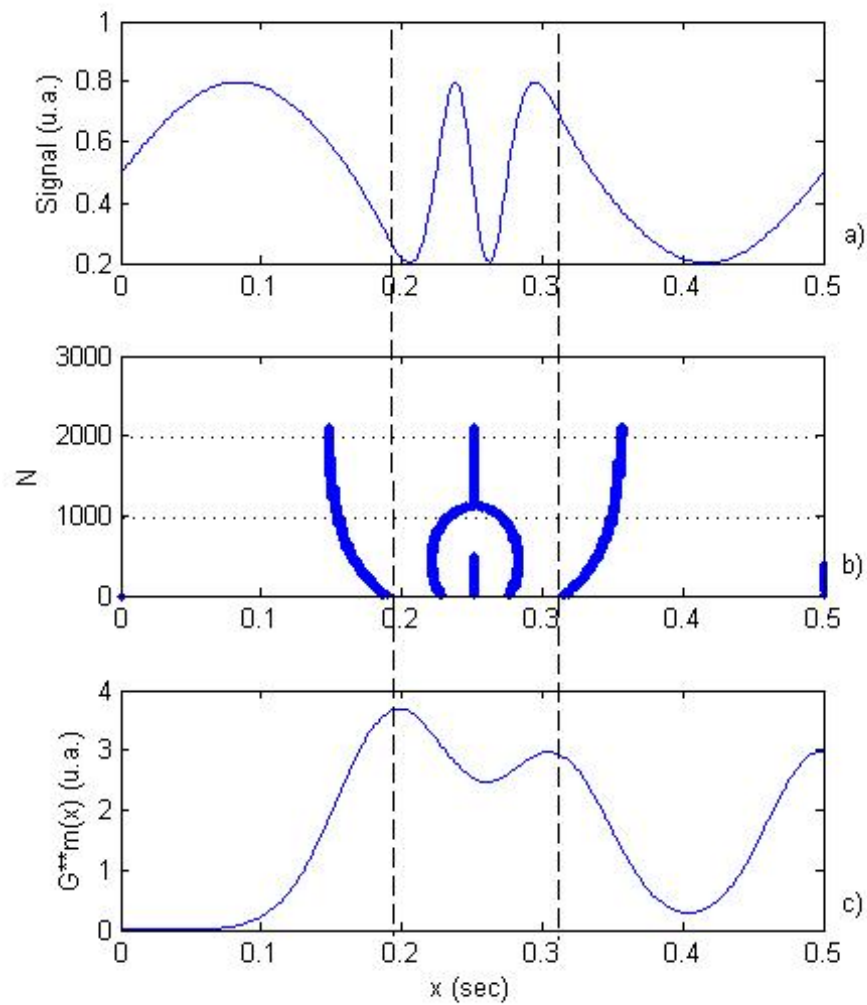


FIG. 4.5 – (a) Signal avec des singularités. (b) Maxima d'ondelettes. (c) Intensité structurale modifiée calculée entre $N_{min} = 1000$ et $N_{max} = 2000$ (2 Hz - 20Hz, lignes pointillées horizontales). Les points d'inflexion sont détectés avec un moment d'ondelette $r = 1$.

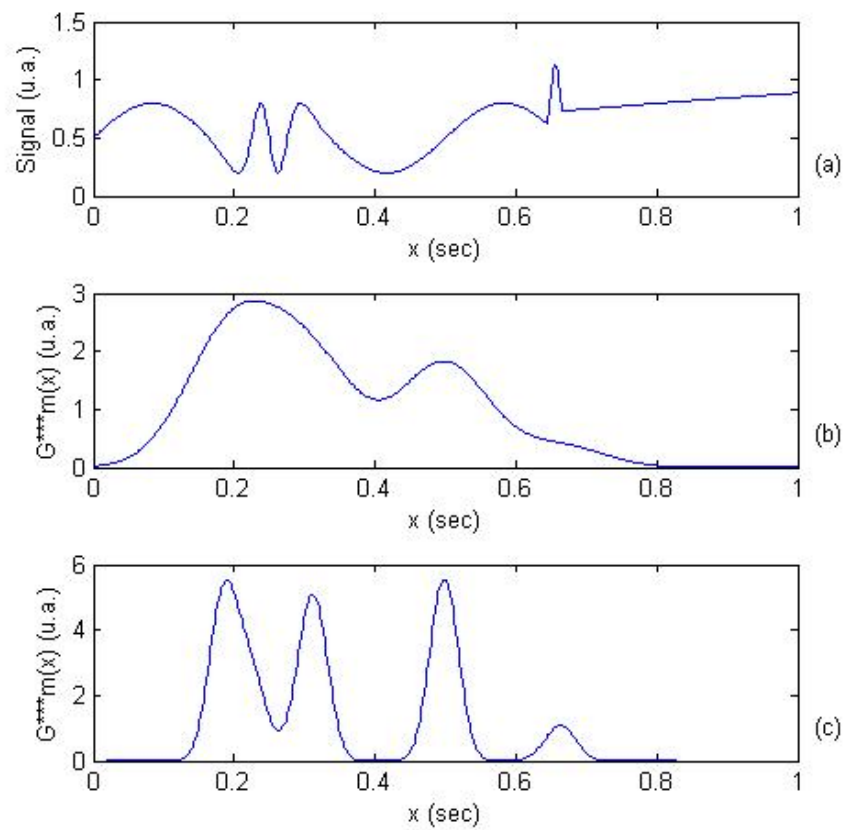


FIG. 4.6 – (a) Signal avec des singularités. (b) Intensité structurale originale calculée entre $N_{min} = 1000$ et $N_{max} = 2000$ ($2Hz - 20Hz$) avec $T = 1000$. (c) Intensité structurale originale calculée entre $N_{min} = 1000$ et $N_{max} = 2000$ ($2Hz - 20Hz$) avec $T = 100$.

4.6 Application à l'élimination de l'artefact ECG dans l'EMG_{DI}

Pour illustrer l'utilisation de l'IS modifiée, nous avons appliqué cette approche à l'élimination de l'artefact ECG dans l'EMG diaphragmatique (EMG_{di}) en utilisant une méthode récemment publiée [Deng 00]. Cette méthode est adaptative mais nécessite un signal de référence ECG. Nous montrons alors comment nous pouvons générer un signal de référence "artificiel" basé sur l'alignement des ondes QRS et la détection d'amers sans utiliser de signal additionnel. Enfin, nous avons comparé nos résultats sur des données simulées et réelles avec ceux disponibles dans la littérature.

4.6.1 Enregistrements expérimentaux et signaux simulés

4.6.1.1 Enregistrements expérimentaux sur sujets sains

Les signaux EMG_{DI} ont été mesurés avec deux électrodes de surface placées entre les 7ème et 8ème espaces intercostaux. Le signal ECG de référence a été mesuré entre le 4ème espace intercostal à gauche du sternum et le 5ème espace intercostal sur la ligne axillaire antérieure gauche. Tous les signaux ont été amplifiés et filtrés par un passe-bande réglé entre 20 Hz et 800 Hz (SCU, AII, Cran-Grevier, France). Les signaux ont été échantillonnés avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz.

4.6.1.2 Modèles de signaux EMG_{DI} et ECG pour la simulation

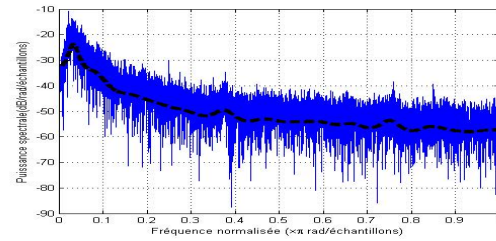
Les signaux EMG_{DI} et ECG ont été simulés selon la modélisation décrite dans [Deng 00]. Le modèle du signal EMG_{DI} est basé sur l'estimation des coefficients de deux filtres auto-régressifs (AR) à partir de signaux EMG_{DI} réels : un filtre pour la

phase inspiratoire, le second pour la phase expiratoire. Dans [Deng 00], Deng utilise des filtres d'ordre 4, il obtient une estimation grossière du spectre du signal EMG_{DI} (c.f. figures 4.7(b) et 4.7(d)). Notre méthode de détection d'amers utilise une gamme de fréquence précise, l'estimation du spectre du signal EMG_{DI} doit donc être plus précise pour pouvoir évaluer notre méthode. Les paramètres du modèle AR ont donc été estimés par la méthode de Yule-Walker [Kay 88] avec un ordre 30 (c.f. figures 4.7(a) et 4.7(c)).

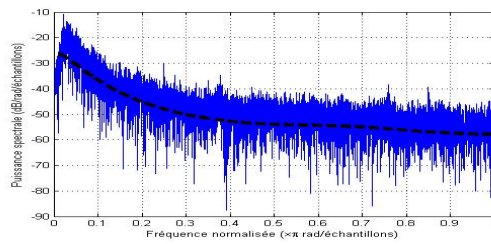
Le signal de référence artificiel de l'ECG a été estimé sur une moyenne de 20 battements cardiaques. Les simulations ont été faites sur un modèle de signal de 40 000 points.

4.6.2 Concept du "Event-Synchronous interference Cancellation" (ESC)

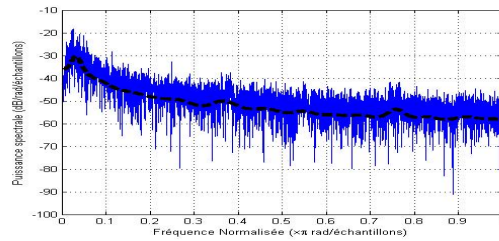
Le "Event-Synchronous interference Cancellation" a déjà été utilisé dans l'élimination de l'artefact ECG des signaux EMG_{DI}. La figure 4.8 montre le principe de l'ESC qui est décrit en détail dans [Deng 00]. En fait, l'idée principale de l'ESC est de soustraire directement le signal de référence à partir de l'entrée primaire afin d'obtenir un signal EMG_{DI} "propre". Un aspect très important de cette approche est la parfaite synchronisation entre un signal "artificiel" de référence de l'ECG et l'artefact ECG présent dans l'EMG_{DI}. La génération de ce signal "artificiel" est basée sur l'alignement des ondes QRS. La mesure d'un signal de référence ECG est donc nécessaire pour assurer cette synchronisation.



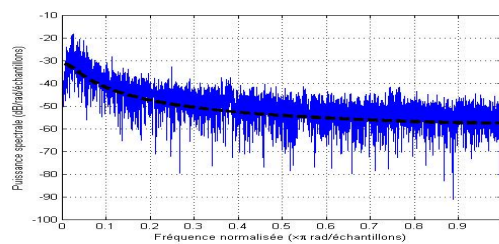
(a)



(b)



(c)



(d)

FIG. 4.7 – Puissance spectrale des phases respiratoires. (a) Phase inspiratoire : filtre AR d'ordre 30 (- -). (b) Phase inspiratoire : filtre AR d'ordre 4 (- -). (c) Phase expiratoire : filtre AR d'ordre 30 (- -). (d) Phase expiratoire : filtre AR d'ordre 4 (- -).

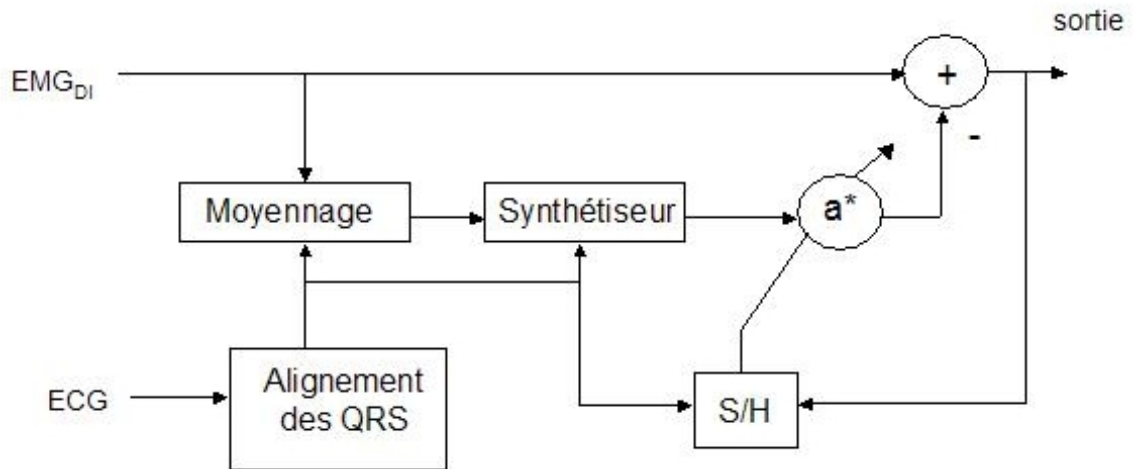


FIG. 4.8 – Principe de l'ESC selon [Deng 00].

4.6.3 Le "IS Event-Synchronous interference Canceller"

Notre but, ici, est de développer un outil qui permette l'élimination de l'artefact ECG dans le signal EMG_{DI} sans avoir à mesurer un signal de référence de l'ECG. Afin d'assurer une détection précise mais aussi robuste de l'artefact ECG directement à partir du signal EMG_{DI}, nous avons donc combiné l'intensité structurale au principe de l'ESC. La figure 4.9 décrit le "IS Event-Synchronous interference Canceller".

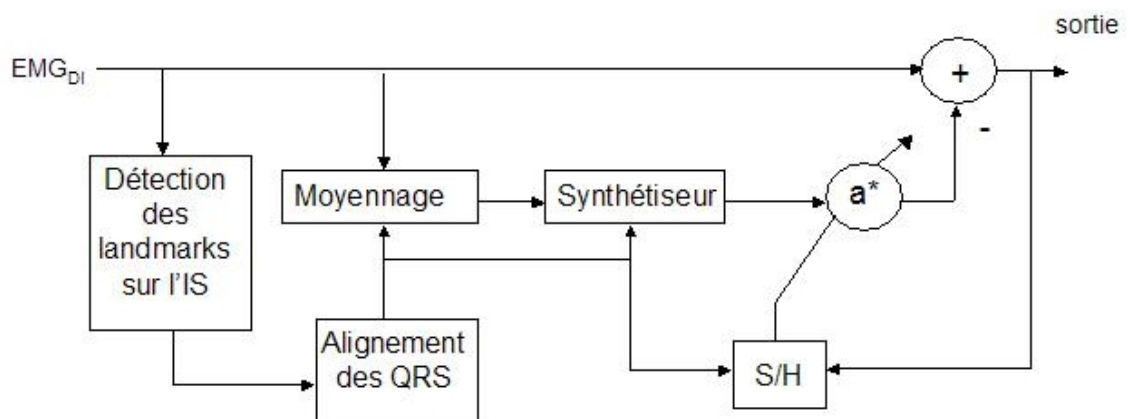


FIG. 4.9 – Modification de l'ESC avec l'intensité structurale.

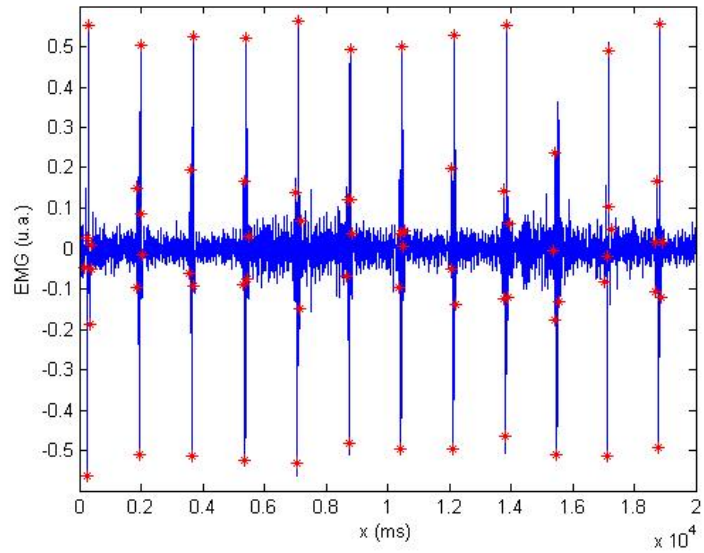
4.6.3.1 Etape 1 : détection d'amers de l'onde QRS dans l'EMG_{DI}

La première étape consiste à détecter les modes de l'intensité structurelle spécifiques aux ondes QRS. Les paramètres de l'équation 4.12 sont donc choisis de manière à répondre aux caractéristiques de l'ECG : les échelles (N_{min}, N_{max}) et le paramètre T correspondent à la fréquence et à la durée de l'onde QRS. Ensuite, un seuil S_1 est appliqué à l'intensité structurelle calculée selon l'équation 4.12 et dont le support des lignes est supérieur à N_{min} . Ce seuillage permet alors d'obtenir un ensemble d'amers spécifiques à chaque onde QRS que l'on peut observer sur la figure 4.10. On peut voir, sur la figure 4.13(b), l'IS modifiée avec le seuil S_1 . Lorsque la distance entre deux amers est inférieure à L , on considère que ces deux amers appartiennent à la même onde QRS.

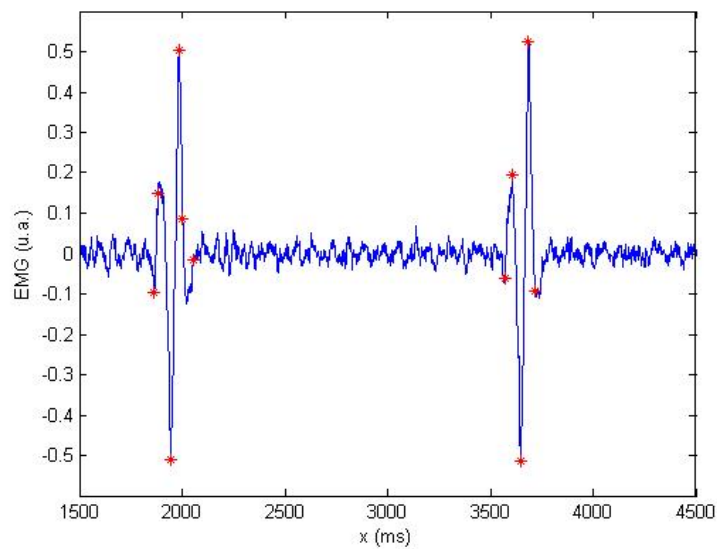
Les valeurs des différents paramètres sont spécifiés à la section 4.6.4.

4.6.3.2 Etape 2 : synchronisation des complexes QRS

La génération d'une onde moyenne du QRS nécessite la parfaite synchronisation des segments ECG. Cette synchronisation peut être réalisée grâce à la localisation des amers de chaque onde QRS. L'IS modifiée a été calculée avec un moment d'ondelette $r = 2$. Cette valeur de r permet de détecter les points d'inflexion mais aussi les minima et les maxima. Le recalage des ondes QRS est alors obtenu à partir du amer où l'onde est la plus négative. Sur la figure 4.10(b), on peut observer que les amers situés à la fin du complexe QRS ne sont pas toujours détectés. Les figures 4.11 et 4.12 décrivent l'étape 2 et montrent un exemple d'alignement d'ondes QRS.



(a)



(b)

FIG. 4.10 – (a) Détection des amers des ondes QRS. (b) Ensemble d'amers pour chaque onde QRS. (*) Amers : minima, maxima, points d'inflexion détectés avec une ondelette de moment $r = 2$.

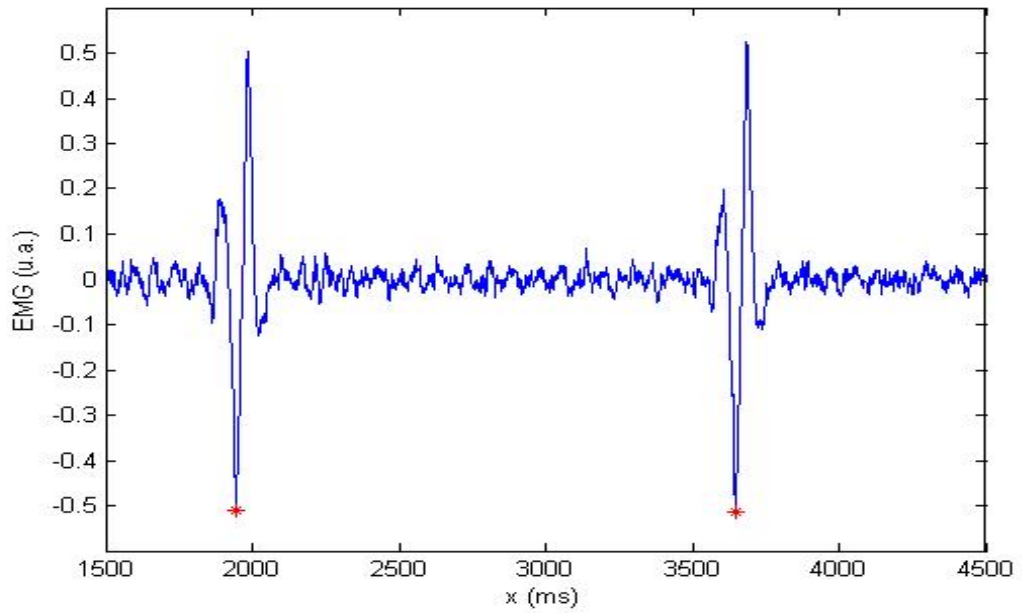


FIG. 4.11 – Amer utilisé pour le recalage. (*) Amers.

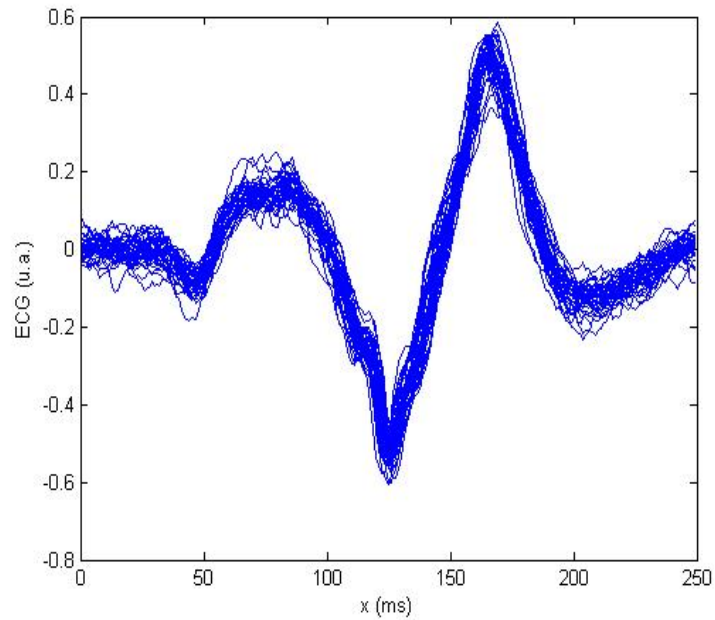


FIG. 4.12 – Alignement des ondes QRS.

4.6.4 Choix des paramètres

Les valeurs des paramètres dépendent de la fréquence d'échantillonnage et du moment r de l'ondelette. Les valeurs sont précisées dans le tableau 4.1.

r	F_{ech} (Hz)	N_{min} (20 Hz)	N_{max} (15 Hz)	Taille noyau (nb échantillons)	S_1	L (nb échantillons)
2	2000	8000	14000	176	2.5	800

TAB. 4.1 – Valeurs des paramètres pour la détection de l'onde QRS en fonction de la fréquence d'échantillonnage

4.7 Résultats

4.7.1 Performance de la détection du QRS

Quel que soit le rapport entre les amplitudes des signaux EMG et ECG, l'intensité structurelle modifiée nous permet de bien distinguer les ondes QRS de l'EMG_{DI}. Sur la figure 4.13(a), les ondes QRS ont la même amplitude que la phase inspiratoire de l'EMG_{DI}, les modes de l'intensité structurelle modifiée sur la figure 4.13(b) permettent alors de bien détecter toutes les ondes QRS même celles noyées dans l'EMG_{DI}. Dans certains cas, l'amer choisi pour le recalage n'est pas détecté. La probabilité de non détection reste toutefois inférieure à 1,25%. Les fausses alarmes sont évitées grâce au choix pertinent des seuils (N_{min} , N_{max} , S_1 , L) de l'étape 1.

4.7.2 Performance de l'élimination des complexes QRS

Le signal EMG_{DI} est maintenant obtenu par soustraction directe du signal de référence à partir de l'entrée primaire. La performance du filtrage dépend essentiellement de la précision de l'alignement entre le signal "artificiel" de référence

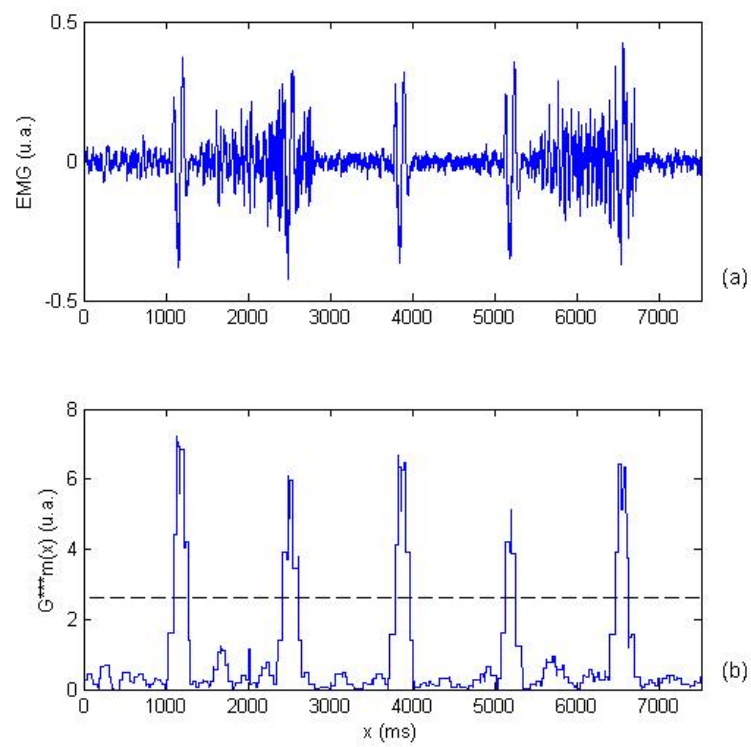


FIG. 4.13 – (a) EMG_{DI} avec l'artefact ECG. (b) Intensité structurale modifiée avec détection des ondes QRS. (- -) : Seuil S_1 .

de l'ECG et l'artefact ECG présent dans l'EMG_{DI}. Une comparaison des résultats dans [Deng 00] et les nôtres permet alors d'évaluer la qualité de la synchronisation des évènements avec l'intensité structurale modifiée.

4.7.2.1 Résultats sur signaux simulés

Dans [Deng 00], la performance de l'"ESC" a été évaluée en calculant l'erreur relative entre le signal EMG_{DI} "pur" $o(t)$ et le signal EMG_{DI} "propre" $z(t)$ selon la formule suivante :

$$\delta = \frac{\int_{L-1}^{L_R-L/2} (z(t) - o(t))^2 dt}{\int_{L-1}^{L_R-L/2} o(t)^2 dt} \quad (4.13)$$

avec L_R la longueur totale du signal EMG_{DI} et L la taille de la fenêtre.

Sur les simulations, l'erreur relative δ est comprise entre 8% et 9%. Pour le signal présenté à la figure 4.14(c), l'erreur relative δ est égale à 8,1% pour $L = 2000$. L'erreur relative δ pour le filtrage par la méthode de Deng se situe, quant à elle, autour de 5,7%.

4.7.2.2 Résultats sur signaux réels

La figure 4.15(b) présente les résultats avec la méthode de l'IS modifiée et la figure 4.15(c) ceux de la méthode "ESC". Les deux EMG_{DI} filtrés sont représentés sur la même échelle. Sur signaux réels, il est impossible de quantifier le niveau d'erreur. La comparaison entre les deux méthodes a donc été faite par simple inspection visuelle. Les figures 4.15(b) et 4.15(c) représentent le filtrage du signal EMG_{DI} par la méthode de l'intensité structurale et par celle de Deng [Deng 00], respectivement. Sur la figure 4.15(b), on peut observer la présence d'un artefact ECG qui n'a pas été filtré. Ceci est dû au problème de non détection évoqué au paragraphe 4.7.1. En dehors de cet artefact, les signaux filtrés par les deux méthodes ne présentent

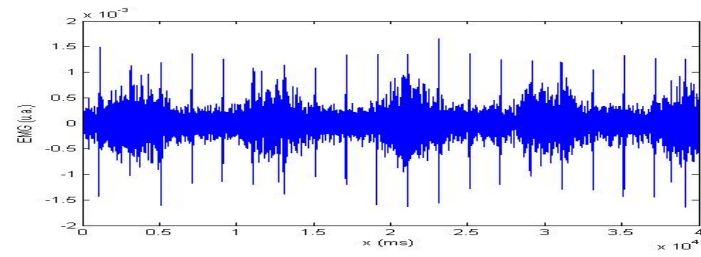
aucune différence significative. Rappelons que le taux de non détection ne dépasse pas 2%.

4.7.3 Performance du temps de calcul

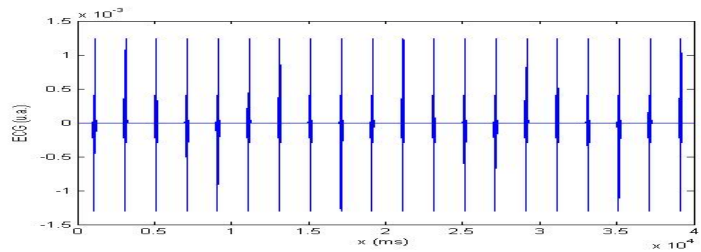
La méthode de l'intensité structurelle modifiée présente l'avantage d'être a priori aussi précise qu'on le désire, mais est en général extrêmement coûteuse en temps de calcul, en particulier pour les grandes échelles. En effet, le support d'ondelette croît proportionnellement à l'échelle et le temps de calcul également. La taille des matrices obtenues est donc d'autant plus importante que la décomposition se fait sur un grand nombre d'échelles et que le support temporel du signal est grand. Dans le cas de la transformée de Berkner, le nombre de coefficients d'ondelette à calculer est égal à $N_{max} \times \text{Nombre d'échantillons}$. Les différentes étapes de la méthode nécessite donc de travailler avec des matrices de taille $N_{max} \times \text{Nombre d'échantillons}$.

Dans notre travail, les différents calculs ont été réalisés sous le logiciel Matlab à l'aide de plusieurs boucles "for" et utilisent plusieurs tests. Matlab est un langage interprété donc son temps d'exécution est long pour ce type de calculs. Le calcul de nos différentes étapes s'en trouve donc ralenti. Une solution possible pour réduire ce temps serait d'intégrer des "mex-files".

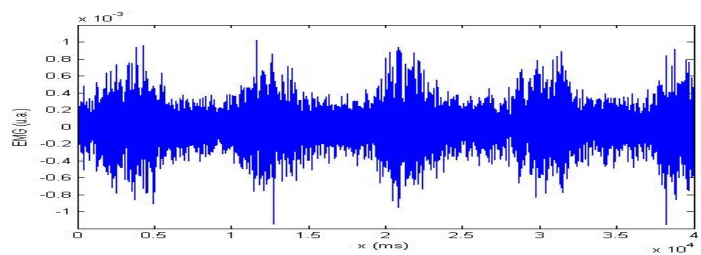
La méthode de Deng n'utilise que le support temporel du signal dans ces calculs. Dans ce cas, cette méthode est nettement moins coûteuse en temps de calcul, ce qui la rend applicable en temps réel contrairement à la notre.



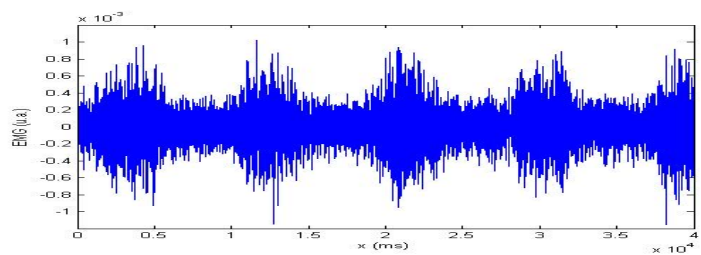
(a)



(b)

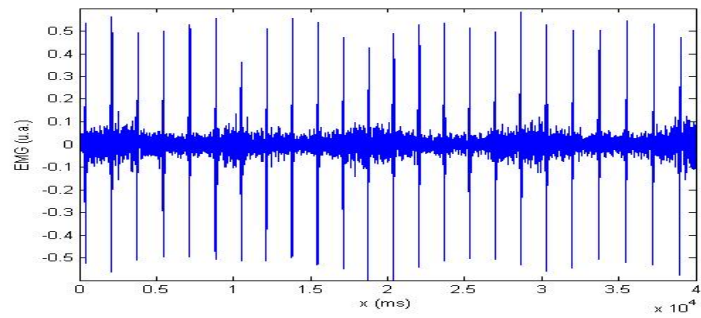


(c)

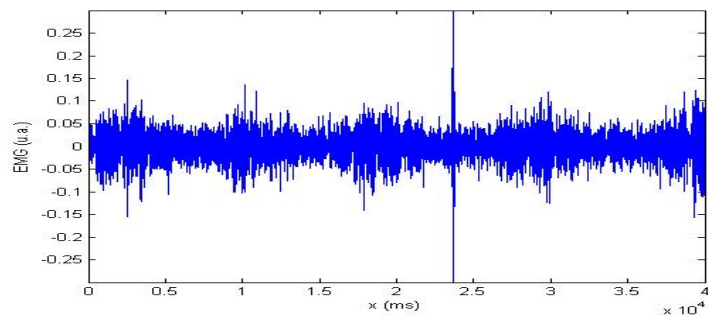


(d)

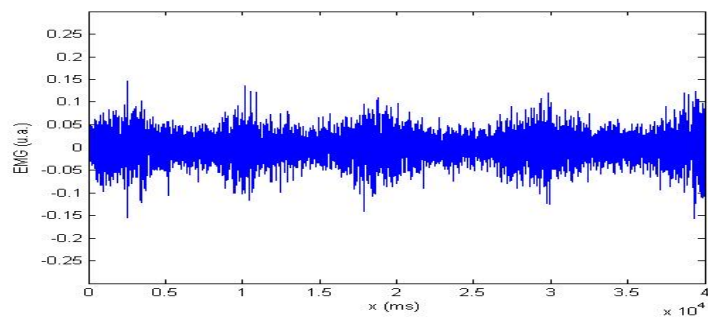
FIG. 4.14 – (a) EMG_{DI} avec l'artefact ECG. (b) Artefact ECG (c) EMG filtré avec l'intensité structurale modifiée. (d) EMG filtré avec la méthode [Deng 00].



(a)



(b)



(c)

FIG. 4.15 – (a) EMG_{DI} avec l'artefact ECG. (b) EMG filtré avec l'intensité structurale modifiée. (c) EMG filtré avec la méthode [Deng 00].

Conclusion et Perspectives

Nous avons fait, au cours de ce travail, une étude préliminaire sur la relation temporelle existant entre le début d'activité des ailes du nez et les muscles de la cage thoracique. Cette étude repose sur la mise en place et la validation d'un protocole expérimental utilisant une mesure électromyographique de surface des muscles respiratoires.

L'électromyographie de surface constitue une méthode de mesure de l'activité des muscles respiratoires dont le principal avantage réside dans le fait qu'elle est non-invasive et interfère peu avec le confort du sujet. Cependant, une telle mesure comporte quelques inconvénients qui résultent de la contamination de celle-ci par diverses sources de bruits (bruit lié à l'instrumentation, artefact ECG, activité posturale des muscles non respiratoires, ...).

Dans ce travail, nous avons donc mis au point un protocole instrumental minimisant ces inconvénients de mesures en développant des outils de traitement augmentant le rapport signal sur bruit et en utilisant la plethymographie respiratoire par inductance une méthode d'enregistrement de la ventilation non-invasive qui permet donc de réduire l'activité tonique posturale liée à l'inconfort. Aussi, dans le protocole expérimental, nous avons fait varier le paramètre de la fréquence respiratoire à

l'aide d'un stimulus sonore afin d'étudier la réponse de la relation temporelle entre le début de l'activité des ailes du nez et les muscles de la cage thoracique.

Les résultats de l'étude ont montré que les mesures de surface des différents EMGs étudiés ainsi que leur relation temporelle étaient valides et avaient bien un sens physiologique. Malgré des conditions difficiles, les résultats de nos mesures EMGs ont été en accord avec ceux de la littérature. L'aire de l'EMG_{DI} est apparue corrélée au V_T ; une corrélation entre l'aire de l'EMG_{DI} et l'aire de l'EMG_{AN} est aussi présente; les délais électromécaniques sont en moyenne de 195 ms. Ces résultats permettent de valider la qualité de nos mesures et le contenu de l'information physiologique.

Dans plus de 60 % des cas, le délai mesuré entre le début de l'activité des ailes du nez et les muscles de la cage thoracique a une valeur interprétable. Ce résultat suggère que cette mesure est utilisable dans le cadre d'une exploration fonctionnelle. La fréquence respiratoire ne semble pas être le paramètre qui influe sur la relation temporelle entre les ailes du nez et les muscles de la cage thoracique. Toutefois, l'application du stimulus sonore à la fréquence respiratoire spontanée induit une variation significative du temps de préactivation des ailes du nez. Ceci démontre donc que l'outil est sensible aux variations du délai mesuré.

Cependant la pertinence physiologique de l'ensemble des résultats obtenus reste à confirmer par l'analyse d'un effectif plus important de sujets. Les résultats instrumentaux montrent que le dispositif mis en place pourra être réutilisé pour cette nouvelle étude.

Ce travail, au delà des résultats obtenus, a permis d'entrevoir des possibilités d'utilisation en milieu clinique. D'ailleurs, une étude de faisabilité des mesures en milieu clinique (c.f. annexe A) suggère déjà que l'outil développé est applicable dans ce

milieu. Un appareil d'exploration du gradient rostro-caudal s'étageant des ailes du nez aux muscles de la cage thoracique pourrait donc devenir un outil de diagnostic pour les cliniciens.

Par ailleurs, une optimisation des méthodes de détection de singularités dans un signal bruité a été proposée au cours de cette thèse. Il a été montré que la combinaison de l'intensité structurelle modifiée avec la transformée de Berkner permettait de localiser avec précision les singularités dans un signal bruité. Cette localisation précise d'amers peut être utilisée pour l'alignement de courbes.

Cet outil a été appliqué pour le filtrage de l'artefact ECG du signal EMG_{DI} sur sujets sains. Nos résultats sur signaux simulés sont proches de ceux obtenus par la méthode de l'ESC [Deng 00]. Notre outil est donc une bonne solution pour l'élimination de l'artefact ECG. L'avantage de notre approche est de ne pas utiliser de signal de référence pour aider à la synchronisation. D'ailleurs en pratique, il n'est pas toujours possible d'avoir un signal de référence ECG dans les services de soins intensifs : les cliniciens cherchent à minimiser le nombre d'électrodes sur les patients et une référence ECG sur les systèmes de monitoring n'est pas toujours accessible ou synchronisée avec les autres signaux mesurés.

Pour le moment, une limitation de notre approche est son temps de calcul qui la rend pas applicable en temps réel. L'alignement de courbes se fait par ailleurs à l'aide d'un seul amer. Une étude future permettra d'optimiser ces deux points.

Bibliographie

- [Al-Assaf 06] Y. Al-Assaf. *Surface Myoelectric Signal Analysis : Dynamic Approaches for Change Detection and Classification*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 53, pages 2248–2256, 2006.
- [Arikidis 02] N. S. Arikidis, E.W. Abel & A. Foster. *Interscale Wavelet Maximum-A Fine to Coarse Algorithm for Wavelet Analysis of the EMG Interference Pattern*. IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 49, pages 337–344, 2002.
- [Bahoura 97] M. Bahoura, M. Hassani & M. Lee S. G.and Hubin. *Modification de la méthode de Widrow pour l'élimination de l'interférence 50 Hz du signal ECG*. Innovation et technologie en biologie et médecine, vol. 18, pages 119–127, 1997.
- [Basmajian 85] J.V. Basmajian & C.J. De Luca. *Muscles alive : Their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, 1985.
- [Beck 01] J. Beck, S. B. Gottfried, P. Navalesi, Y. Skrobik, N. Comtois, M. Rossini & C. Sinderby. *Electrical activity of the diaphragm during pressure support ventilation in acute respiratory failure*. American journal of respiratory and critical care medicine, vol. 164, pages 419–424, 2001.

- [Berkner 99] K. Berkner & R.O. Wells. *A new hierarchical scheme for approximating the continuous wavelet transform with applications to edge detection*. IEEE Signal Processing letters, vol. 6, n° 8, pages 193–195, 1999.
- [Bigot 03] J. Bigot. *Recalage de signaux et analyse de variance fonctionnelle par ondelettes. Applications au domaine biomédical*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 2003.
- [Bigot 05] J. Bigot. *A scale-space approach with wavelets to singularity estimation*. ESAIM : P&S, vol. 9, pages 143–145, 2005.
- [Bigot 06] J. Bigot. *Landmark-based registration of curves via the continuous wavelet transform*. Journal of Computational and Graphical Statistics, vol. 15, n° 3, pages 542–564, 2006.
- [Bland 83] J.M. Bland & D.G. Altman. *Measurement in medicine : the analysis of method comparison studies*. The Statistician, vol. 32, pages 307–317, 1983.
- [Bland 86] J.M. Bland & D.G. Altman. *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. Lancet, vol. i, pages 307–310, 1986.
- [Brancatisano 86] T.P. Brancatisano, D.S. Dodd & L.A. Engel. *Responses of the posterior cricoariteoid and alae nasi muscles to increased chemical drive in man*. Respiration physiology, vol. 64, pages 177–189, 1986.
- [Butler 99] J.E. Butler, D.K. McKenzie & S.C. Gandevia. *Discharge Properties and Recruitment of Human Diaphragmatic Motor*

- Units during Voluntary Inspiratory Tasks.* Journal of physiology, vol. 518, pages 907–920, 1999.
- [Carry 97] P.Y. Carry, P. Baconnier, A. Eberhard, P. Cotte & G. Benchetrit. *Evaluation of respiratory inductive plethysmography : accuracy for analysis of respiratory waveforms.* Chest, vol. 111, pages 910–915, 1997.
- [Chao 97] D. C. Chao, D. J. Scheinhorn & M. Stearn-Hassenpflug. *Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation.* Chest, vol. 112, pages 1592–1599, 1997.
- [Chopin 06] C. Chopin. *L'histoire de la ventilation mécanique : des machines et des hommes.* In XXXIVème Congrès de la SRLF, volume 16, pages 4–12, janvier 2006.
- [De Troyer 98] A. De Troyer, A. Legrand, P.A. Gevenois & T. A. Wilson. *Mechanical advantage of the human parasternal intercostal and triangularis sterni muscles.* The Journal of Physiology, vol. 513, pages 915–925, 1998.
- [De Troyer 02] A. De Troyer. *Relationship between neural drive and mechanical effect in the respiratory system.* Advances in experimental medicine and biology, vol. 508, pages 507–514, 2002.
- [De Troyer 03] A. De Troyer, Gorman R.B. & S.C. Gandevia. *Distribution of inspiratory drive to the external intercostal muscles in humans.* Journal of Physiology, vol. 546, pages 943–954, 2003.
- [De Troyer 05] A. De Troyer, P.A. Kirkwood & T.A. Wilson. *Respiratory action of the intercostal muscles.* Physiological reviews, vol. 85, pages 717–756, 2005.

- [Deng 00] Y. Deng, R. Schnell & U. Appel. *New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 47, n° 9, pages 1177–1184, 2000.
- [Eberhard 01] A. Eberhard, P. Calabrese & Benchetrit G. *Comparison between the respiratory inductance plethysmography signal derivative and the airflow signal*. Advances in experimental medicine and biology, vol. 499, pages 489–494, 2001.
- [Eichenwald 92] E. C. Eichenwald, R. G. Howell III, P. C. Kosch, R. A. Ungarelli, J. Lindsey & R. Stark. *Developmental changes in sequential activation of laryngeal abductor muscle and diaphragm in infants*. Journal of applied physiology, vol. 73, pages 1425–1431, 1992.
- [Eldridge 71] F.L. Eldridge. *Relationship between phrenic nerve activity and ventilation*. The American journal of physiology, vol. 221, pages 535–543, 1971.
- [Fabry 95] B. Fabry, J. Guttman, L. Eberhard, T. Bauer, C. Habertur & G. Wolff. *An analysis of desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support*. Chest, vol. 107, pages 1387–1394, 1995.
- [Fiamma 07] M.N. Fiamma, Z. Samara, P. Baconnier, T. Similowski & C. Straus. *Respiratory inductive plethysmography to assess respiratory variability and complexity in humans*. Respiratory Physiology & Neurobiology, vol. 156, pages 234–239, 2007.

- [Francesc Alonso 07] J. Francesc Alonso, M.A. Mananas, D. Hoyer, Z.L. Topor & E.N. Bruce. *Evaluation of Respiratory Muscles Activity by Means of Cross Mutual Information Function at Different Levels of Ventilatory Effort*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, pages 1573–1582, 2007.
- [Gaillard 03] L. Gaillard. *Modèle fonctionnel du diaphragme pour l'acquisition et le diagnostic en imagerie médicale*. Master's thesis, DEA MIMB Université Joseph Fourier, 2003.
- [Gandevia 06] S.C. Gandevia, A.L. Hudson, R.B. Gorman, J.E. Butler & A. De Troyer. *Spatial distribution of inspiratory drive to the parasternal intercostal muscles in humans*. The Journal of physiology, vol. 573, pages 263–275, 2006.
- [Gasser 95] T. Gasser & A. Kneip. *Searching for structure in curve samples*. Journal of the American Statistical Association, vol. 90, n° 432, pages 1179–1188, 1995.
- [Gay 06] R. Gay. *La ventilation artificielle, naissance et développements*. La Lettre du pneumologue, vol. 9, pages 182–186, 2006.
- [Gilbert 72] R. Gilbert, J.R. J.H. Auchincloss, J. Brodsky & W. Boden. *Changes in tidal volume, frequency, and ventilation induced by their measurement*. Journal of applied physiology, vol. 33, pages 252–254, 1972.
- [Hilaire 03] G. Hilaire & R. Pasaro. *Genesis and control of the respiratory rhythm in adult mammals*. News in physiological sciences, vol. 26, pages 23–28, 2003.
- [Hug 06] F. Hug, M. Raux, M. Prella, C. Morelot-Panzini, C. Straus & T. Similowski. *Optimized analysis of surface electromyograms*

- of the scalenes during quiet breathing in humans*. *Respiratory physiology & neurobiology*, vol. 150, pages 75–81, 2006.
- [Journois 04] D. Journois. [*Concordance between two variables : graphical approach (Bland and Altman's method)*]. *Revue des maladies respiratoires*, vol. 21, n° 1, pages 127–130, 2004.
- [Katz 62] R.L. Katz, B.R. Fink & S.H. Ngai. *Relationship between electrical activity of the diaphragm and ventilation*. *Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine*. Society for Experimental Biology and Medicine, vol. 110, pages 792–794, 1962.
- [Kay 88] S.M. Kay. *Modern spectral estimation*. Prentice-Hall, 1988.
- [Khalil 00] M. Khalil & J. Duchene. *Uterine EMG analysis : a dynamic approach for change detection and classification*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, pages 748–756, 2000.
- [Kienstra 05] M.A. Kienstra, H.G. Gassner, D.A. Sherris & E.B. Kern. *Effects of the nasal muscles on the nasal flow*. *American journal of rhinology*, vol. 19, pages 376–381, 2005.
- [Legrand 98] A. Legrand, T. A. Wilson & A. De Troyer. *Rib cage muscle interaction in airway pressure generation*. *Journal of applied physiology*, vol. 85, pages 562–569, 1998.
- [Lessard 95] M.R. Lessard, F. Lofaso & L. Brochard. *Expiratory muscle activity increases intrinsic positive end-expiratory pressure independently of dynamic hyperinflation in mechanically ventilated patients*. *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 195, pages 562–569, 1995.

- [Lindeberg 94] T. Lindeberg. *Scale space theory in computer vision*. Kluwer, 1994.
- [Lindström 73] L. Lindström. *A model describing the power spectrum of myoelectric signals. Part 1. Single fibre signals*. Rapport technique, Res. Lab. Med. Electron, Göteborg, Sweden, 1973.
- [Lopata 77] M. Lopata, M. J. Evanich & R. V. Lourenço. *Quantification of diaphragmatic EMG response to CO₂ rebreathing in humans*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 43, pages 262–270, 1977.
- [Lourenço 66] R.V. Lourenço, N.S. Cherniack, J.R. Malm & A.P. Fishman. *Nervous output from the respiratory center during obstructed breathing*. *Journal of applied physiology*, vol. 21, pages 527–533, 1966.
- [Mallat 92] S. Mallat & W.L. Hwang. *Singularity Detection and Processing with Wavelets*. *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 38, pages 617–643, 1992.
- [Mallat 00] S. Mallat. *Une exploration des signaux en ondelettes*. Les Editions de l’Ecole Polytechnique, Ellipses, 2000.
- [Meignen 05] S. Meignen, S. Achard & P. Y. Gumery. *Time localization of transients with wavelet maxima lines*. *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 53, n° 6, pages 2251–2258, 2005.
- [Onal 81] E. Onal, M. Lopata & T.D. O’Connor. *Diaphragmatic and genioglossal electromyogram responses to CO₂ rebreathing in humans*. *Journal of applied physiology*, vol. 50, pages 1052–1055, 1981.
- [Parthasarathy 98] S. Parthasarathy, A. Jubran & J.M. Tobin. *Cycling of inspiratory and expiratory muscles groups with the ventilator in*

- airflow limitation*. American journal of respiratory and critical care medicine, vol. 158, pages 1471–1478, 1998.
- [Passing 83] H. Passing & W. Bablok. *A new biometrical procedure for testing the quality of measurements from two different analytical methods : application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, part I*. Journal of Clinical Chemistry and Clinical Biochemistry, vol. 21, pages 709–720, 1983.
- [Patrick 82] G.B. Patrick, K.P. Strohl, S.B. Rubin & M.D. Altose. *Upper airway and diaphragm muscle responses to chemical stimulation and loading*. Journal of applied physiology, vol. 53, pages 1133–1137, 1982.
- [Perez 85] W. Perez & M.J. Tobin. *Separation of factors responsible for change in breathing pattern induced by instrumentation*. Journal of applied physiology, vol. 59, pages 1515–1520, 1985.
- [Pollock 92] M.A. Pollock, S.G. Jefferson, J.W. Kane, K. Lomax, G. MacKinnon & C.B. Winnard. *Method comparison-a different approach*. Annals of Clinical Biochemistry, vol. 29, pages 556–560, 1992.
- [Rameckers 07] H. Rameckers, J. Khol & U. Boutellier. *The influence of a mouthpiece and noseclip on breathing pattern at rest is reduced at high altitude*. Respiratory Physiology & Neurobiology, vol. 156, pages 165–170, 2007.
- [Saboisky 07] J.P. Saboisky, R.B. Gorman, S.C. De Troyer A. Gandevia & J.E. Butler. *Differential activation among five human ins-*

- piratory motoneuron pools during tidal breathing.* Journal of Applied Physiology, vol. 102, pages 772–780, 2007.
- [Sackner 80] J.D. Sackner, A.J. Nixon, B. Davis, N. Atkins & M.A. Sackner. *Effects of breathing through external dead space on ventilation at rest and during exercise. II.* The American review of respiratory disease, vol. 122, pages 933–940, 1980.
- [Series 03] F. Series & G. Ethier. *Assessment of upper airway stabilizing forces with the use of phrenic nerve stimulation in conscious humans.* Journal of applied physiology, vol. 94, pages 2289–2295, 2003.
- [Sharshar 03] T. Sharshar, G. Desmarais, B. Louis, G. Macadou, R. Porcher, A. Harf, J. C. Raphael, D. Isabey & F. Lofaso. *Trans-diaphragmatic pressure control of airway pressure support in healthy subjects.* American journal of respiratory and critical care medicine, vol. 168, pages 760–769, 2003.
- [Sinderby 99] C. Sinderby, P. Navalesi, J. Beck, Y. Skrobik, N. Comtois, S. Friberg, S. B. Gottfried & L. Lindstrom. *Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure.* Nature Medicine, vol. 5, pages 1433–1436, 1999.
- [Strohl 80] K.P. Strohl, M.J. Hensley, M. Hallett, N.A. Saunders & Jr. Ingram R.H. *Activation of upper airway muscles before onset of inspiration in normal humans.* Journal of Applied Physiology, vol. 49, pages 638–642, 1980.
- [Thille 06] A. W. Thille, P. Rodriguez, B. Cabello, F. Lellouche & L. Brochard. *Patient-ventilator asynchrony during assisted mechani-*

- cal ventilation*. Intensive Care Med, vol. 32, pages 1515–1522, 2006.
- [Tobin 01] M. J. Tobin, A. Jubran & F. Laghi. *Patient-ventilator interaction*. American journal of respiratory and critical care medicine, vol. 163, pages 1059–1063, 2001.
- [van Lunteren 85] E. van Lunteren, M.A. Haxhiu & N.S. Cherniack. *Respiratory changes in nasal muscle length*. Journal of Applied Physiology, vol. 59, pages 453–458, 1985.
- [Verin 02] E. Verin, C. Straus, A. Demoule, P. Mialon, J.P. Derenn & T. Similowski. *Validation of improved recording site to measure phrenic conduction from surface electrodes in humans*. Journal of applied physiology, vol. 92, pages 967–974, 2002.
- [West 04] J. B. West. Respiratory physiology the essentials. Wolters Kluwer Health, 2004.
- [Wheatley 91a] J. R. Wheatley, T. C. Amis & L. A. Engel. *Influence of nasal airflow temperature and pressure on alae nasi electrical activity*. Journal of Applied Physiology, vol. 71, pages 2283–2291, 1991.
- [Wheatley 91b] J. R. Wheatley, A. Brancatisano & L. A. Engel. *Cricothyroid muscle responses to increased chemical drive in awake normal humans*. Journal of Applied Physiology, vol. 70, pages 2233–2241, 1991.
- [Widrow 75] B. Widrow, Jr. Glover J.R., J.M. McCool, J. Kaunitz, C.S. Williams, R.H. Hearn, J.R. Zeidler, Jr. Eugene Dong & R.C. Goodlin. *Adaptive noise cancelling : Principles and applica-*

tions. Proceedings of the IEEE, vol. 63, pages 1692– 1716, 1975.

Annexe A

Faisabilité des mesures en milieu clinique

A.1 Introduction

La faisabilité d'une mesure a été étudiée en clinique par le recueil de l'activité inspiratoire des muscles des ailes du nez et des muscles diaphragmatique pariétal ou para-sternal chez des patients sous ventilation mécanique partielle. Cette étude descriptive visait entre autre, à démontrer la faisabilité clinique du recueil non-invasif de l'activité des muscles inspiratoires et leur analyse dans un environnement fortement perturbé propre aux salles de réanimation.

A.2 Patients

Cette étude (Projet : "Non-invasive evaluation of anesthesia and intensive care related ventilation disorders") a été coordonnée par le Dr Laurent Heyer (Service de Département d'anesthésie - réanimation, Hôpital Lariboisière, France). L'étude a été approuvée par le Comité d'évaluation de l'éthique des projets de recherche biomédicale (CEERB) du GHU Nord (Comité d'examen institutionnel des hôpitaux Paris-Nord, Université Paris 7, AP-HP). 45 patients ont été explorés dans cette étude, certains à plusieurs reprises, avec au total 54 explorations.

A.3 Résultats

Dans tous les cas l'activité inspiratoire d'au moins un groupe musculaire inspiratoire sera obtenu. Un enregistrement simultané d'une activité inspiratoire des muscles des ailes du nez et du diaphragme de qualité suffisante ne sera pas obtenu pour uniquement 8 explorations (7 patients). Chez 38 des 45 patients explorés avec un enregistrement simultané d'au moins une activité inspiratoire des muscles des ailes du nez et du diaphragme une précession de l'activité inspiratoire des ailes du nez sera retrouvée (dans un cas, l'activité des deux groupes musculaires est simultanée) : Délais AN-DIA (moyenne +/- (SD)) = 660 +/- (630) extrêmes [2380 - 0] ms. A noter que la variabilité observée est physiologique mais n'est pas instrumentale.